

Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA

EFECTO DE LOS CAMBIOS DE LA
PRESION PARCIAL ARTERIAL DE
OXIGENO Y EN LA GLUCOSA
SANGUINEA SOBRE LA VARIABILIDAD
DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Presentada por el Dr. Salvador Carrasco Sosa
Catedrático de Fisiología y Biofísica

T E S I S
que para obtener el grado de
Doctor en Ciencias Biológicas
P R E S E N T A
SALVADOR CARRASCO SOSA

Enero de 1999

11-11-93

EL DOCTORADO EN CIENCIAS BIOLÓGICAS DE LA
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA ESTÁ EN EL
PADRÓN DE POSGRADOS DE EXCELENCIA DEL CONACYT Y
ADEMAS CUENTA CON APOYO DEL MISMO CONSEJO, CON EL
CONVENIO NUM. PFP - 200-93

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
SECRETARÍA DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS Y TECNOLÓGICAS
CONACYT

El jurado designado por la División de Ciencias Biológicas y de la Salud
de las Unidades Iztapalapa y Xochimilco aprobó la tesis que presentó

SALVADOR CARRASCO SOSA

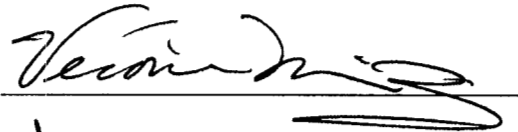
El día 22 de Enero del año de 1999

Comité Tutorial:

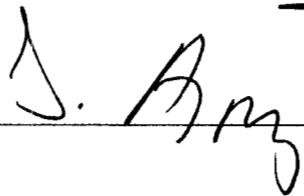
Tutor: Dr. Rubén Román Ramos



Asesor: Dra. Verónica Medina Bañuelos



Asesor: Dr. Joaquín Azpiros Leehan



Sinodal: Dr. Emilio Sacristán Rock



Sinodal: Dra. Sonia Charleston Villalobos



Agradezco sinceramente:

A mi Comité Tutorial, integrado por el DR. Rubén Román Ramos, la Dra. Verónica Medina Bañuelos y el Dr. Joaquín Azpiros Leehan, por la dirección de la presente tesis. A los revisores Dr. Emilio Sacristán Rock y Dra. Sonia Charleston Villalobos, A mis amigos Dr. Ramón González Camarena, Dra. Jatziri Gaitán González y Dr. Oscar Yañez Suárez. Así como a los ayudantes srita. Sandra Macías Aguilar y srita. Gloria Pereyra Cardona. A mi esposa Martha Ballesteros y a mis hijos Delia y René.

CONTENIDO

RESUMEN	1
ABSTRACT	9
1. MARCO TEÓRICO	17
1. Fisiología humana. Enfoque integrador	17
2. Apología de la tesis	18
3. Fisiología del sistema nervioso autónomo	19
4. Métodos de medición de la actividad del sistema nervioso autónomo .	21
5. Control neuroendócrino de la glucemia	22
6. Control cardiovascular	24
7. Control respiratorio	26
2. ANTECEDENTES	27
1. Variabilidad de la frecuencia cardiaca	27
1. Historia	27
2. Métodos de análisis	28
1. Temporal	28
2. Espectral para señales estacionarias	28
3. Espectral para señales no estacionarias	32
4. Dinámica no lineal	37
3. Fisiología	38
4. Aplicaciones clínicas	39
2. Variabilidad de la presión arterial	39
1. Fisiología	39
2. Medición de la presión arterial no invasiva.....	41
3. Fisiología en la hipoglucemia	43
4. Efectos fisiológicos de la hiperglucemia	44
1. Medición de concentración de glucosa en sangre	45
5. Fisiología de la hipoxemia	45

6. Fisiología de la hiperoxemia	47
1. Oximetría de pulso	47
7. Maniobras para estudiar el control autonómico cardiovascular	47
8. Fisiología del ventrículo izquierdo	48
1. Medición no invasiva de los intervalos sistólicos	49
2. Gasto cardiaco	49
3. Medición no invasiva del gasto cardiaco por impedancia torácica.	50
4. Sensibilidad de los barorreceptores	52
9. Consideraciones acerca del uso de MATLAB	53
3. OBJETIVOS	54
1. Justificación	54
1. Problemática metodológica	54
2. Problemática fisiológica	55
2. Objetivo general	56
1. Relativo a metodología	56
2. Relativo a mecanismos de funcionamiento	56
3. Objetivos particulares	56
1. Relativos a metodología	56
2. Relativos a mecanismos de funcionamiento	57
4. Hipótesis	58
5. Evolución del proyecto	59
1. Desarrollo de la metodología mínima suficiente para el estudio de la VFC	59
2. Refinamiento de la metodología	60
4. MÉTODOS	62
1. Sujetos	65
1. Características	65
2. Reclutamiento	66
3. Condiciones ambientales	66

2. Protocolos	66
1. Maniobras estándares	67
2. Hiperglucemia	68
3. Hipoglucemia	68
4. Hiperoxia	69
5. Hipoxia	69
3. Registro de Variables Fisiológicas	70
1. Electrocardiograma	70
2. Cómputo de la frecuencia cardiaca por el cardiotacómetro	70
3. Amplitud de los movimientos respiratorios	71
4. Presión arterial no invasiva	72
5. Densitograma de oreja	73
6. Fonocardiograma	73
7. Medición no invasiva del gasto cardiaco por cardioimpedancia torácica	73
8. Registro en papel	74
4. Adquisición de las señales registradas	74
1. Conversión analógica - digital	75
2. Comunicación por puerto serie RS-232	75
5. Procesamiento	76
1. Mínimo	76
2. Detección de particularidades y generación de series	78
1. Detección de las ondas R y Q del ECG	78
2. Amplitud respiratoria	80
3. Detección de las presiones sistólica y diastólica	81
4. Detección del tiempo de eyección ventricular	82
5. Detección del segundo ruido cardiaco	83
6. Cálculo del periodo de pre - eyección	83
7. Detección de los puntos B, C y X de la primera derivada de la impedancia torácica	84

8.	Método alternativo para el cómputo de los intervalos sistólicos con base en la onda de impedancia	86
9.	Desempeño de los algoritmos.....	87
3.	Refinamiento para el cómputo de los índices de la variabilidad ...	87
1.	Análisis temporal	87
2.	Análisis espectral. Señales estacionarias	88
3.	Análisis espectral. Señales no estacionarias	88
4.	Análisis no lineal	88
5.	Valoración de la sensibilidad de los barorreceptores	89
6.	Análisis estadístico	90
5.	RESULTADOS	91
1.	Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca	91
2.	Comparación entre parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca obtenidos del intervalo RR y del cardiograma	92
3.	Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres ..	92
4.	Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial	93
5.	Comportamiento de los parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca de sujetos sanos durante un protocolo de cinco maniobras	94
6.	Repetibilidad de los patrones de respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a las maniobras estándares	95
1.	Por análisis temporal de la repetibilidad	95
2.	Por análisis espectral de la repetibilidad	98
7.	Efecto de la hiperglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares	105
1.	Por análisis temporal	105

2.	Por análisis espectral	106
3.	Por análisis de log potencia - log frecuencia	109
4.	Por análisis tono entropía	110
5.	Por análisis mapas de retorno	111
6.	Por entropía aproximada	112
7.	Sensibilidad de los barorreceptores por secuencias	112
8.	Efecto de la hipoglucemia sobre la variabilidad de parámetros	
	cardiovasculares	114
1.	Por análisis temporal	114
2.	Por análisis espectral	115
3.	Por análisis de log potencia - log frecuencia	118
4.	Por análisis tono entropía	119
5.	Por análisis mapas de retorno	120
6.	Por entropía aproximada	121
7.	Sensibilidad de los barorreceptores por secuencias	121
9.	Efecto de la hiperoxia sobre la variabilidad de parámetros	
	cardiovasculares	123
1.	Por análisis temporal	123
2.	Por análisis espectral	125
3.	Por análisis de log potencia - log frecuencia	134
4.	Por análisis tono entropía	135
5.	Por análisis mapas de retorno	136
6.	Sensibilidad de los barorreceptores por secuencias	137
10.	Efecto de la hipoxia sobre la variabilidad de parámetros	
	cardiovasculares	138
1.	Por análisis temporal	138
2.	Por análisis espectral	140
3.	Por análisis de log potencia - log frecuencia	149
4.	Por análisis tono entropía	150
5.	Por análisis de mapas de retorno	151
6.	Sensibilidad de los barorreceptores por secuencias	152

11. Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante un protocolo de cinco maniobras	153
1 Por análisis temporal y espectral	153
2 Por análisis de log potencia - log frecuencia	192
3 Por análisis tono entropía	198
4 Por análisis de mapas de retorno	204
5 Por entropía aproximada	209
6 Sensibilidad de los barorreceptores por dos métodos	210
6. DISCUSION Y CONCLUSIONES	211
1. Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca	211
2. Comparación entre parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca obtenidos del intervalo RR y del cardiograma	211
3. Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres ..	212
4. Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial	212
5. Comportamiento de los parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en sujetos sanos durante un protocolo de cinco maniobras	213
6. Repetibilidad de los patrones de respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a las maniobras estándares	214
1. Principales hallazgos	214
2. Interpretación funcional	215
3. Conclusiones	216
7. Efecto de la hiperglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares	217
1. Principales hallazgos	217
2. Interpretación funcional	218

3. Conclusiones	223
8. Efecto de la hipoglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares	224
1. Principales hallazgos	224
2. Interpretación funcional	226
3. Conclusiones	228
9. Efecto de la hiperoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares	230
1. Principales hallazgos	230
2. Interpretación funcional	232
3. Conclusiones	235
10. Efecto de la hipoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares	236
1. Principales hallazgos	236
2. Interpretación funcional	238
3. Conclusiones	243
11. Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras	244
1. Principales hallazgos	244
1. Por análisis temporal	244
2. Por análisis espectral	247
3. Por análisis de la regresión log densidad de la potencia espectral – log frecuencia	253
4. Por análisis tono - entropía	255
5. Por análisis por mapas de retorno	257
6. Por análisis de entropía aproximada	258
7. Sensibilidad de los barorreceptores por el método espectral	259
8. Sensibilidad de los barorreceptores por el método de secuencias	260

2. Interpretación funcional	260
1. Efectos de las maniobras sobre los índices temporales de las variables cardiovasculares	260
2. Efectos de las maniobras sobre los índices espectrales de las variables cardiovasculares	268
3. Efecto de las maniobras sobre las coherencias entre las variables cardiovasculares	280
4. Efectos de las maniobras sobre los índices de regresión log de la potencia – log de la frecuencia	281
5. Efectos de las maniobras sobre los índices del análisis tono - entropía de las variables cardiovasculares	283
6. Efectos de las maniobras sobre los índices de los mapas de retorno de las variables cardiovasculares	286
7. Efectos de las maniobras sobre la entropía aproximada de las variables cardiovasculares	289
8. Efectos de las maniobras sobre la sensibilidad de los barorreceptores	291
3. Conclusiones	292
7. REFERENCIAS	300
1. Marco teórico	300
2. Antecedentes	302
3. Objetivos	310
4. Métodos	311
5. Discusión	313
8. APENDICE: TRABAJOS PUBLICADOS	321

RESUMEN

Presentación. La tesis queda enmarcada dentro del ámbito de estudio de la fisiología humana. Trata de la interacción funcional entre los sistemas nervioso autónomo y cardiorrespiratorio. En forma específica, aborda los efectos de algunas maniobras experimentales sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares. Cada una de las maniobras seleccionadas es una línea de investigación bien definida, cuyo inicio se remonta varias décadas atrás. Un punto novedoso de la tesis consiste en el estudio de los efectos de la maniobra sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares, por medio de la aplicación de un conjunto de técnicas ingenieriles; sobresalen el procesamiento digital de señales para la realización de los análisis temporal, espectral y los de dinámica no lineal.

En la figura se presentan los trabajos desarrollados en la tesis, con la principal aportación para cada uno de ellos.

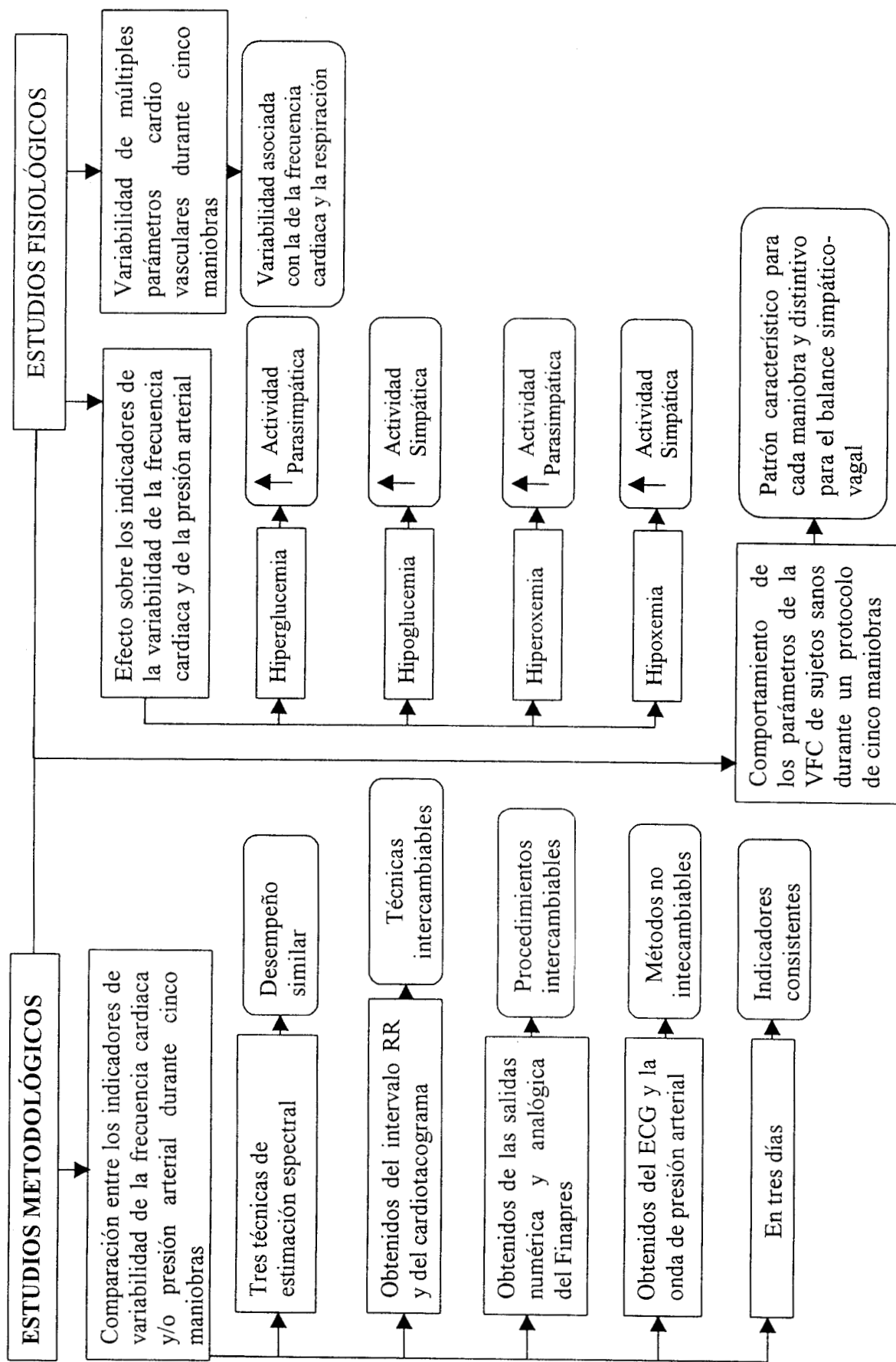
Antecedentes. La variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) es un marcador cuantitativo eficiente de la actividad del sistema nervioso autónomo. Su estudio ha tenido aportaciones significativas en los campos de la fisiología y la clínica. En la fisiología se ha profundizado sobre todo en los mecanismos de control cardiovascular. En la clínica el análisis de la VFC es un poderoso predictor del riesgo de mortalidad post - enfermedad cardiovascular. Más aún, ha mostrado que enfermedades respiratorias, renales, digestivas, endócrinas y neurológicas, cursan con alteración en la función del sistema nervioso autónomo.

A pesar de los esfuerzos hechos recientemente (1996) por un comité de expertos para estandarizar las técnicas y metodologías de estudio de la VFC, todavía prevalece hoy en día, una gran confusión acerca de la adecuada utilización de las mismas.

Objetivos. La tesis aborda dos tipos específicos de problemática, metodológica y fisiológica.

Así fueron objetivos metodológicos:

- Comparar el desempeño de indicadores de la VFC (componentes de baja frecuencia, de alta frecuencia y su relación) por tres técnicas de estimación espectral, la transformada discreta de Fourier, el periodograma promediado y por modelado autorregresivo, en las condiciones experimentales: acostado, respiración controlada, parado, ejercicio en bicicleta, recuperación y ejercicio con pesas.



*Al lado de cada estudio se indica su principal aportación.

- Comparar las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas a partir de los intervalos RR y del cardiograma, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, en las cinco maniobras experimentales, con la finalidad de asegurar la intercambiabilidad entre los dos métodos.
- Comparar la salida numérica y analógica del Finapres para valorar el grado de semejanza entre los parámetros temporales y espectrales de las variabilidades de las presiones sistólica y diastólica en las cinco maniobras experimentales.
- Comparar las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas de los intervalos RR (ECG) y PP (onda de presión arterial) para valorar el grado de semejanza entre las respectivas series de intervalos, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, en cinco maniobras experimentales.
- Comparar la capacidad discriminativa y adecuación fisiológica de rangos distintos de integración – normalización de los indicadores espectrales durante cinco maniobras y verificar la existencia de un patrón similar de respuesta entre los sujetos de la VFC, y por tanto de la actividad del sistema nervioso autónomo.
- Determinar la repetibilidad de los indicadores temporales y espectrales de la VFC a un mismo grupo de sujetos en tres días.

Con relación a los fisiológicos.

- Estudiar mediante el análisis de la VFC y de otros parámetros cardiovasculares, los efectos que sobre la actividad del sistema nervioso autónomo determinan situaciones experimentales tales como:
 - La administración oral de glucosa (estímulo hiperglucémico).
 - La administración subcutánea de insulina (estímulo hipoglucémico).
 - La administración de una mezcla de oxígeno al 100% (estímulo hiperoxémico).
 - La administración respiratoria de una mezcla de oxígeno al 12% (estímulo hipoxémico)
 - Demostrar que los intervalos sistólicos del ventrículo izquierdo, tiempo de eyección, sístole electromecánica, periodo de pre - eyección, relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección, tiempo diastólico, e índice de Hill presentan variabilidad latido a latido, influida por la respiración y la frecuencia cardiaca. Además se pretende

corroborar las variabilidades del volumen sistólico y del gasto cardiaco obtenidas por la cardioimpedancia.

Método. Los estudios se llevaron a cabo en voluntarios sanos de ambos sexos. El número de sujetos para cada uno de los estudios varió de 10 a 15. En los trabajos metodológicos se aplicó un protocolo que consta de las maniobras: acostado, respiración controlada, ejercicio y recuperación. Se registró y adquirió el ECG, la amplitud respiratoria y la presión arterial. Las señales se procesaron por los análisis temporal y espectral.

En uno de los estudios fisiológicos se empleó la anterior metodología, en los otros cuatro las maniobras experimentales fueron la administración de: glucosa (hiperglucemia), de insulina (hipoglucemia), de oxígeno al 100% (hiperoxia) y de oxígeno al 12% (hipoxia). En estos se registraron las tres señales ya mencionadas, pero se agregó el análisis tono - entropía, mapas de retorno, entropía aproximada y sensibilidad de los barorreceptores por dos métodos.

En el último estudio, variabilidad de parámetros cardiovasculares, se agregaron al registro del ECG, respiración y presión arterial, la onda de pulso en la oreja, el fonocardiograma y la derivada de la onda de cardioimpedancia. El protocolo empleado fue el de cinco maniobras. El procesamiento incluyó los análisis temporal, espectral, tono - entropía, mapas de retorno, entropía aproximada y sensibilidad de los barorreceptores por dos métodos.

Resultados. Conforme avanzó el desarrollo de la tesis, los hallazgos obtenidos dieron lugar a los trabajos que a continuación se enumeran, junto con los resultados más sobresalientes.

- Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la VFC.

La comparación de los tres componentes, computados por las tres técnicas de estimación espectral, no mostró diferencias estadísticamente significativas para cinco de las seis condiciones.

- Comparación entre parámetros de la VFC obtenidos del intervalo RR y del cardiotacograma.

La diferencia estadística entre las medias de la VFC por los dos métodos es debida a la existencia de un error sistemático de subestimación del cardiotacógrafo. Los componentes de baja, alta y su relación, resultaron intercambiables entre los métodos, ya que fueron altamente correlacionables, y no mostraron diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las maniobras.

- Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres.

Los promedios de los indicadores espectrales, tanto para la presión sistólica como la diastólica fueron estadísticamente no diferentes, con coeficientes de correlación muy altos, promedio de las diferencias y límites de concordancia de valor muy pequeño, en todas las condiciones experimentales.

- Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial.

La VFC calculada a partir de los intervalos RR fue intercambiable en el dominio de la frecuencia, con la medida a partir de los intervalos PP proporcionados por el Finapres, sólo para las condiciones de acostado, respiración controlada y recuperación.

- Comportamiento de los parámetros de la VFC de sujetos sanos durante un protocolo de cinco maniobras.

Los parámetros espectrales que al menos discriminaron entre maniobras consecutivas y que por lo tanto presentaron un comportamiento distintivo durante el protocolo fueron la potencia espectral total en el rango amplio y los componentes de baja e intermedia en ambas bandas de integración - normalización. El componente de muy baja logró una potencia espectral mayor al 50% durante el ejercicio. El componente de muy alta, aunque presente en todas las maniobras, logró su máximo valor durante el ejercicio, (7.6%). En general, el comportamiento de los dos tipos de componentes (en las bandas estándar y amplia) mostró la misma tendencia de cambio entre las maniobras.

- Repetibilidad de los patrones de respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a las maniobras estándares.

La comparación estadística de las medias de cada estimador tanto del análisis temporal como espectral en los tres días, no mostró diferencias estadísticamente significativas.

- Efecto de la hiperglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

El análisis espectral de la variabilidad del intervalo R-R mostró: disminuciones significativas de los componentes de baja parcial, intermedia y baja estándar; aumentos significativos del componente de alta estándar, con aumento de su frecuencia y disminución significativa de la relación baja/alta.

- Efecto de la hipoglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

El análisis espectral de la variabilidad del intervalo R-R mostró: aumento significativo de los componentes de baja parcial y baja estándar con corrimiento de la frecuencia hacia la izquierda; disminución significativa de la potencia espectral total, del componente de alta estándar, con aumento de su frecuencia central y aumento significativo de la relación baja/alta.

- Efecto de la hiperoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

El análisis espectral de la variabilidad del intervalo R-R mostró: disminuciones significativas de los componentes normalizados de baja parcial y de baja estándar; aumentos significativos del componente de alta y de la potencia espectral total; disminución significativa de la relación baja/alta.

- Efecto de la hipoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

El análisis espectral de la variabilidad del intervalo R-R mostró: aumento significativo del componente de baja estándar con corrimiento de su frecuencia hacia la izquierda; disminución significativa del componente de alta estándar; aumento significativo de la relación baja/alta y aumento en forma significativa de la pendiente del logaritmo del espectro.

- Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

- Por análisis temporal. Las maniobras afectaron los índices de dispersión de los parámetros cardiovasculares estudiados. La respiración controlada aumentó la variabilidad del tiempo de eyección y tiempo diastólico. En parado disminuye la variabilidad del tiempo diastólico y aumenta para la presión sistólica. Durante el ejercicio disminuye la variabilidad del tiempo diastólico, el periodo de pre - eyección y el tiempo de eyección, mientras aumenta para la sístole electromecánica, el volumen sistólico, el gasto cardíaco y la presión arterial.

- Por análisis espectral. En la respiración controlada disminuye la relación baja / alta de la mayoría de las variables cardiovasculares. En parado la relación baja / alta aumenta en variables como el tiempo diastólico, la sístole electromecánica y la presión diastólica, disminuye para la presión sistólica. En el ejercicio la relación baja / alta estándar aumenta y la relación baja / alta amplia disminuye en la mayoría de las variables cardiovasculares.

- Por análisis log potencia - log frecuencia. Las maniobras disminuyen la pendiente de la regresión con ascenso del intercepto de la mayor parte de las variables cardiovasculares. El ejercicio es el que produce los mayores cambios.
- Por análisis tono entropía. Sólo algunas variables mostraron cambios por este tipo de análisis. En respiración controlada disminuye el tono, con aumento de la entropía para la sístole electromecánica y el tiempo diastólico. En parado aumenta el tono, con disminución de la entropía para la sístole electromecánica, el volumen sistólico, el gasto cardiaco, los índices de contractilidad y la presión diastólica. Durante el ejercicio aumenta el tono, con disminución de la entropía para el periodo de pre - eyección y el tiempo diastólico, disminuye el tono con aumento de la entropía para la sístole electromecánica, el volumen sistólico, el gasto cardiaco, índices de contractilidad y la presión diastólica.
- Por mapas de retorno. La regularidad de la variables cardiovasculares aumenta durante las maniobras. Así en respiración controlada aumenta para la mayoría de las variables, en parado sólo el tiempo de eyección, el periodo de pre - eyección y los índices de contractilidad lo hacen; en ejercicio muestran el cambio mencionado el tiempo de eyección, el periodo de pre - eyección y el tiempo diastólico.
- Por entropía aproximada. En respiración controlada, disminuye para el tiempo de eyección y para la sístole electromecánica; aumenta para las presiones. En parado, disminuye para el gasto cardiaco y aumenta para el tiempo de eyección, el periodo de pre - eyección y el tiempo diastólico. El ejercicio aumenta la entropía de la mayoría de las variables cardiovasculares.

Conclusiones. Por los resultados de los estudios realizados:

- Las tres técnicas de estimación espectral tuvieron un desempeño similar.
- Se demuestra que los datos de la frecuencia cardíaca latido a latido computados por el cardiotacógrafo, son intercambiables para los análisis temporal y espectral, con los obtenidos a través del procesamiento del intervalo RR, en todas las maniobras utilizadas.
- Hay un alto grado de acuerdo entre los indicadores temporales y espectrales de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las dos salidas del Finapres, durante las cinco maniobras.

- Los datos de la frecuencia cardiaca, latido a latido, computados por el Finapres no son intercambiables con los obtenidos a través del procesamiento del ECG, para ninguna de las maniobras utilizadas.
- Se demuestra que una serie de maniobras protocolizadas, determinan un comportamiento característico en algunos de los parámetros temporales y espectrales de la VFC.
- Los estimadores temporales y espectrales de la VFC a las cinco maniobras impuestas son repetibles, al menos en tres días.
- El estímulo hiperglucémico determina aumento en la actividad parasimpática al nodo sinusal, mostrada por los indicadores del análisis espectral del intervalo R - R, no atribuible a influencias del centro respiratorio y la disminución ligera en la actividad autonómica simpática al músculo liso arteriolar (disminución de la presión diastólica).
- El estímulo hipoglucémico determina un ligero aumento en la actividad autonómica simpática e inhibición de la parasimpática sobre el nodo sinusal, mostrada por los indicadores de los análisis temporal, espectral y tono - entropía y un ligero aumento de la actividad simpática al músculo liso arteriolar.
- El estímulo hiperoxémico de corta duración determina un aumento de la actividad parasimpática y disminución de la simpática al nodo sinusal, sin cambio en el flujo autonómico al músculo liso arteriolar, como lo reflejan los indicadores de los análisis temporal y espectral.
- El estímulo hipoxémico de corta duración determina el aumento en la actividad simpática, junto con una disminución concomitante de la parasimpática al nodo sinusal y disminución de la actividad simpática al músculo liso arteriolar, reflejada por los indicadores de los análisis temporal, espectral y tono - entropía.
- Las variables cardiovasculares presentan variabilidad latido a latido. Parte importante de ésta es determinada por la variabilidad de RR, parte es causada por la respiración. Los mismos factores que determinan la variabilidad de RR, es decir, el balance simpático - vagal, influyen en la variabilidad del resto de las variables cardiovasculares. La respiración influye por mecanismos autonómicos y mecánicos. La variabilidad es modificada por las maniobras empleadas en el estudio de manera determinística, es decir, existe un patrón específico de respuesta como lo muestran los índices de los análisis temporal, espectral, log potencia - log frecuencia, tono - entropía, mapas de retorno y entropía aproximada.

ABSTRACT

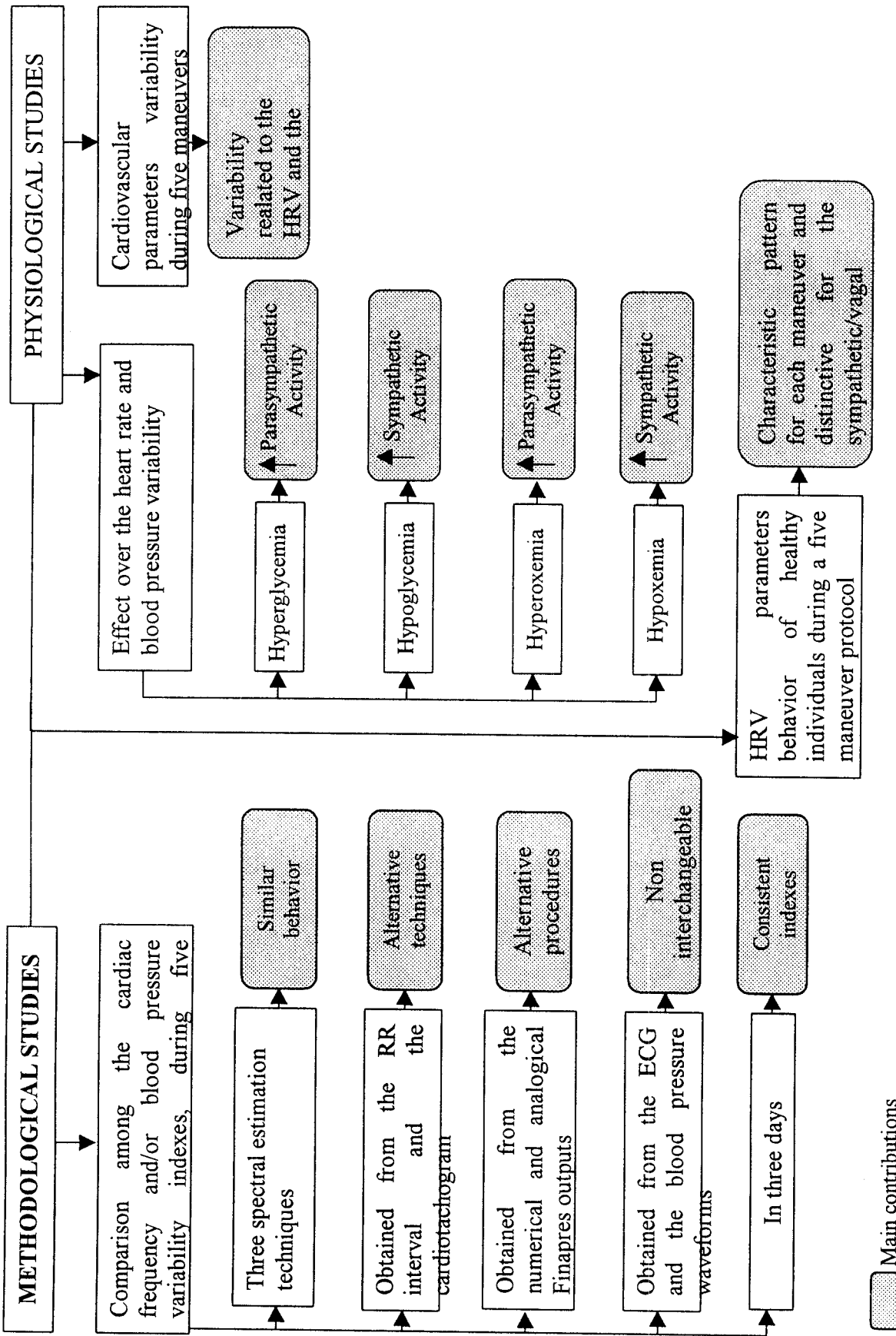
Presentation. This thesis belongs to the scope of human physiology. It deals with the functional relationship between the autonomic nervous and the cardio-respiratory systems. Specifically, it treats the effects of some experimental maneuvers over the variability of cardiovascular parameters. Each of the selected maneuvers has been a well-established research area for decades. An original aspect of the thesis is the study of the effect that the maneuvers have over the variability of the cardiovascular parameters by the application of a set of engineering techniques; in particular, using digital signal processing for the temporal, spectral and non-linear dynamics analysis.

The figure presents the different works developed in this thesis, as well as their main contributions.

Background. The heart rate variability (HRV) is an efficient quantitative index of the autonomous nervous system activity. Its study has provided significant contributions to the physiology and the clinical fields. In physiology, it has allowed a deepest study of the cardiovascular control mechanisms. In clinical, the HRV has been used as a powerful predictor of mortality after cardiovascular sickness. Even more, it has shown that respiratory, renal, digestive, endocrine and neurological sicknesses provoke alterations in the autonomous nervous system function. Although a task force recently (1996) tried to standardize the techniques and methodologies, there is still confusion on the correct utilization of them.

Objectives. Two specific types of problems are treated in this thesis, methodological and physiologic. In this order, the methodological goals were:

- To compare the behavior of the HRV parameters (low and high frequency components, and its relationship) by three spectral estimators: the Fourier transform, the smoothed periodogram, and by auto-regressive modeling, during six experimental conditions: lying, controlled breathing, standing, cycling exercise, recovery, and weight lifting exercise.
- To compare the HRV obtained from the RR intervals and the cardiogram, in the time and frequency domain, during the five experimental maneuvers, in order to assess if they can be interchanged.



▭ Main contributions

- To compare the Finapres numeric and analog outputs, to determine the similarity between the temporal and spectral parameters of the systolic and diastolic pressure variability for the five experimental maneuvers.
- To compare the HRV determined from the RR (ECG) and PP (arterial pressure waveform) intervals, in order to evaluate the similarity between their temporal and spectral parameters for the five experimental maneuvers.
- To compare the discriminative capacity and the physiological appropriateness of different integration-normalization ranges for the spectral HRV parameters during the five maneuvers, and to verify the similarity of the response pattern of the individuals' heart rate variability, and in consequence, of the autonomous nervous system.
- Determine the repeatability of the temporal and spectral heart rate variability parameters for the same individual group in three different days.

On the physiological aspects, the goals were,

- Using the analysis of the heart rate and other cardiovascular parameters variability, to study the effect over the autonomous nervous system activity by experimental situations such as:
 - Oral glucose administration (hyperglycemic stimulation).
 - Insulin subcutaneous administration (hypoglycemic stimulation).
 - 12% oxygen mix respiratory administration (hypoxic stimulation).
 - 100% oxygen mix respiratory administration (hyperoxic stimulation).
- To perform the five mentioned maneuvers to show that the left ventricular systolic intervals, the ejection time, the electromechanical systole, the pre-ejection period, the pre-ejection period/ejection time ratio, the diastolic time, and the Hill index have beat-by-beat variability, and that there is a respiratory and heart rate influence over this variability. Also the systolic volume and cardiac output variability obtained by cardioimpedance, will be investigated.

Method. The studies were performed on healthy volunteers, of both sexes. The number of subjects for each of the studies varied from 10 to 15. For the methodological test, the protocol was based on the maneuvers: lying, controlled breathing, exercise, and recovery. The ECG, the respiratory amplitude, and the blood pressure were recorded and digitized. The signals were processed for the time and spectral analysis.

This methodology was used only in one of the physiological studies. In four more, the experimental maneuvers were the administration of glucose (hyperglycemia), insulin (hypoglycemia), 100% oxygen (hyperoxemia), and 12% oxygen (hypoxemia). The recorded signals were the same as previous, but in these cases, the following analyses were added: tone-entropy, return maps, approximate entropy, and the baroreceptor sensibility by two methods.

For the last study, cardiovascular parameter variability, the ear pulse, phonocardiogram, and the derivative of cardioimpedance signal were recorded besides the ECG, breathing and blood pressure. The five-maneuver protocol was employed. The processing included temporal and spectral analysis, tone-entropy, return maps, approximate entropy, and the baroreceptor sensibility by two methods.

Results. During the thesis development, the different findings produced the works listed, together with the most important results:

- Performance comparison of three spectral estimation techniques for the HRV analysis.
The comparison of the three frequency components, computed by three different spectral estimation techniques did not show significant statistic differences for five of the six conditions.
- Comparison of the heart rate variability parameters obtained from the RR interval and the cardiogram.
The statistical difference between the HRV means for both methods can be explained by a systematic sub-estimation error by the cardiogram. The low and high frequency components, as well as its ratio, are interchangeable between the methods, as they had a high correlation and they did not present significant statistical differences for any maneuver.
- Comparison of the blood pressure variability parameters obtained from the Finapres numeric and analog outputs.
In all the experimental conditions, the means of the four spectral parameters, for both the systolic and diastolic pressures did not present statistical differences; high correlation coefficients, and very low mean differences and concordance limits were found.
- Comparison of the heart rate variability parameters obtained from the electrocardiogram and the blood pressure waveform.

Only for the lying, controlled-breathing, and recovery maneuvers, the frequency domain heart rate variability parameters computed from the RR intervals and from the PP intervals (obtained by the Finapres), were interchangeable.

- HRV parameters behavior in healthy individuals during a five-maneuver protocol.
The spectral parameters that discriminate at least among consecutive maneuvers, and in consequence, that presented a distinctive behavior during the protocol were the wide range total power spectrum, and the low- and mid-frequency components for both integration-normalization bands. The very low-frequency component had a spectral power higher to 50% for exercise. The very high-frequency component, although it was present in all maneuvers, attained its maximum value for exercise (7.6%). In general, the two kinds of frequency components (normalization in the standard and wide bands) presented the same tendency among the maneuvers.
- Repeatability of the heart rate variability pattern response to the standard maneuvers.
The mean of each temporal and spectral analysis estimator did not show significant statistic differences for the three days.
- Hyperglycemia effect over the cardiovascular variability parameters.
The spectral analysis of the RR interval variability showed: significant reductions of partial low, mid, and standard low-frequency components; a significant increment of the standard high-frequency component together with an increment on its frequency; a significant decrease of the low/high ratio.
- Hypoglycemia effect over the cardiovascular variability parameters.
 - The spectral analysis of the RR interval variability showed: significant increments of partial low and standard low-frequency components, plus a frequency shift to the left; significant decrease of the total spectral power, the standard high-frequency component, together with an increase on its central frequency; significant increase of the low/high ratio.
- Hyperoxic effect over the cardiovascular variability parameters.
The spectral analysis of the RR interval variability presented: significant reductions of the normalized partial low and standard low-frequency components; significant increase of the high-frequency component, and of total power; a significant decrease of the low/high ratio.
- Hypoxic effect over the cardiovascular variability parameters.

The spectral analysis of the RR interval variability showed: significant increment of the normalized standard low-frequency components, with a left shift of the frequency; significant decrease of the standard high-frequency component; a significant increment of the low/high ratio, and the log spectrum slope.

- Cardiovascular parameters' variability in the performance of five experimental maneuvers.
 - Temporal analysis. The maneuvers had effect over the dispersion of the cardiovascular parameters studied. The controlled breathing increased the ejection time and diastolic time variability. For the standing stage, the diastolic time variability decreased and the systolic pressure variability increased. During exercise, the diastolic time, the pre-ejection period, and the ejection time variability decreased, while an increment of the electromechanical systole, the systolic volume, the cardiac output, and the blood pressure variability was observed.
 - Spectral analysis. The low/high ratio of most of the cardiovascular variables is reduced for controlled breathing. For the standing stage, the low/high ratio increases in such variables as the diastolic time, the electromechanical systole, and the diastolic pressure, and its reduced for the systolic pressure. During exercise the standard low/high ratio increases, while the wide low/high ratio decreases for most of the cardiovascular variables.
 - Log power - log frequency analysis. For most of the cardiovascular variables, the maneuvers diminish the regression slope with an increment of the intercept. Exercise is the maneuver with the largest changes.
 - Tone-entropy analysis. Only some of the variables presented changed. For controlled breathing, the tone decreased with an increment in the entropy for the electromechanical systole and the diastolic time. For the standing stage, there is an increment on the tone and a reduction on the entropy for the electromechanical systole, the systolic volume, the cardiac output, the contractility indexes, and the diastolic pressure. During exercise, the tone increases with an entropy decrement for the pre-ejection period and the diastolic time; there is a reduction on the tone with the correspondent entropy increment for the electromechanical systole, the systolic volume, the cardiac output, the contractility indexes, and the systolic pressure.

- Return maps analysis. The regularity of cardiovascular variables increases throughout the maneuvers. This happens for most of the variables under controlled breathing, for the ejection time, the pre-ejection period, and the contractility indexes for standing, and the ejection time, the pre-ejection period, and the diastolic interval for exercise.
- Approximate entropy. During controlled breathing, entropy decreases for the ejection time and the electromechanical systole, while increasing for the pressures. In standing, entropy decreases for the cardiac output, and increases for the ejection time, the pre-ejection period, and the diastolic time. Exercise promotes the entropy of most of the cardiovascular variables.

Conclusions. According to the results obtained during these studies,

- The three spectral estimators had a similar behavior.
- It is shown that the beat-by-beat heart rate data computed by the cardiograph are indistinct, for both the temporal and spectral analysis, from those obtained from the processing of the R-R interval, throughout all the utilized procedures.
- There is a strong degree of agreement among the arterial pressure variability temporal and spectral parameters, as obtained from both Finapres outputs for the five experimental maneuvers.
- The beat-by-beat heart rate data computed by the Finapres are not interchangeable with those obtained from ECG analysis, for any of the utilized procedures.
- It is shown that a series of well-defined maneuvers determine a typical behavior on some of the temporal and spectral parameters of the HRV.
- The temporal and spectral estimators of the heart rate variability, under the five imposed conditions, are repeatable, at least for three days.
- The hyperglycemic stimulation determines the increase of the parasympathetic activity over the SA node, as indicated by the spectral parameters of the R-R interval. This is not related to respiratory center influence or the mild reduction of the autonomic sympathetic influence over the vascular smooth muscle (reduction of the diastolic pressure).
- The hypoglycemic stimulation determines a small increment of the sympathetic and inhibition of the parasympathetic influences over the SA node, as indicated by the temporal, spectral, and tone-entropy analysis parameters.

- The hyperoxic stimulation determines an increase of the parasympathetic and reduction of the sympathetic influences on the SA node, without change of the autonomic flow to the arteriolar muscle, as indicated from the temporal and spectral indexes.
- The hypoxemic stimulation determines the increase of the sympathetic activity, together with a concomitant reduction of the parasympathetic influence over the SA node and the sympathetic influence over the arteriolar muscle, as indicated by the temporal, spectral and tone-entropy indexes.
- The cardiovascular variables present a beat-to-beat variability. A major part of it is established by the RR variability, that is, the sympatho-vagal balance influences the variability of the rest of the cardiovascular parameters. Respiration influences through central, autonomic and peripheral, or mechanical mechanisms. The variability is modified with the maneuvers used in the study in a deterministic way, as there exist specific response patterns as shown with the indexes derived from temporal, spectral, log-power, tone-entropy, return maps, and approximate entropy analyses.

1. MARCO TEORICO

1.1. Fisiología humana. Enfoque integrador.

La presente tesis queda enmarcada dentro del campo cognoscitivo de la fisiología humana. En forma específica aborda la función del sistema nervioso autónomo y la relación funcional que establece éste con los sistemas de control de la glucemia y cardio - respiratorio. Utiliza conceptos y herramientas de áreas de la ingeniería como los sistemas de control y el procesamiento digital de señales. El enfoque con el que se aborda el problema funcional será más integrador que analítico y más sistemático que molecular. El método clásico de la fisiología consiste en aislar experimentalmente la parte del sistema bajo estudio, provocándole un cambio mediante la estimulación o lesión y registrar el efecto en la variable de interés (respuesta). La presente tesis lo emplea:

- La pregunta. El capítulo es el sistema de control cardiorrespiratorio. El tema, cambios en la actividad del sistema nervioso autónomo, indicados por el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. La pregunta a contestar ¿Cuáles son los cambios en la actividad del sistema nervioso autónomo provocados por ... ? Existen antecedentes fisiológicos que justifican la pregunta.
- El objeto a estudiar, el sistema cardiovascular de sujetos sanos con características más o menos homogéneas.
- La hipótesis. Los estímulos empleados modifican la actividad del sistema nervioso autónomo en una forma específica.
- El protocolo. El estímulo consiste de una serie de maniobras: físicas (cambio de postura y ejercicio), administración de oxígeno a diferentes concentraciones, administración de glucosa y de insulina. El canal de mediación, formado por transductores, acondicionadores, de la señal, interface para la adquisición, y una computadora. Además, de programas de procesamiento para el análisis de las señales adquiridas. Las señales a registrar son el electrocardiograma, la amplitud respiratoria, la presión arterial, el fonocardiograma, el pulso en la oreja y la cardioimpedancia.
- La comparación formal. Se hace la comparación estadística entre los resultados de la fase de control y la fase donde se produce el cambio.

- La discusión. Relevancia de los resultados y su concordancia con lo reportado. Ensamblaje del conocimiento encontrado al marco fisiológico pre existente.

Son limitaciones inherentes de la fisiología humana:

- Dificultad para el aislamiento de los sistemas o sus partes y por lo tanto de los efectos.
- Restricciones para la invasividad de sus métodos.
- Interacciones no deseadas, por la pobreza en el control y cantidad de variables.
- Dificultad de control de condiciones experimentales.
- Valoración del riesgo o molestias por la instrumentación y/o tipo de estimulación.
- Dificultad en el análisis de una variable específica, dado que se trabaja con el todo.
- Pertinencia ética del estudio.

Mientras, presenta las siguientes ventajas:

- Los efectos encontrados no son especie dependiente, por lo tanto aplicación directa del conocimiento a la medicina.
- El estudio de las interacciones entre los sistemas permite la integración del conocimiento.

1.2. Apología de la tesis.

- Búsqueda de conocimiento en forma no lineal. En el rumbo hacia un objetivo existen desviaciones, retornos, hacia metas no planeadas o inesperadas, pero interesantes o indispensables para el objetivo primario. Circunstancia que explica la realización de estudios, en la presente tesis, distintos a los inicialmente planteados.
- Ramificación de las actividades de investigación. La importancia del tema principal, variabilidad de parámetros cardiovasculares, indicada por el número de publicaciones generadas en el mundo, crece año con año. Su riqueza potencial es grande. Es posible derivar investigaciones originales de múltiples aspectos del tema central.
- Importancia del protocolo. Muy pronto en el desarrollo de la tesis, se obtuvo un protocolo básico, que paulatinamente evolucionó por pequeñas variaciones, en la medida que se enriqueció la metodología, a otros que se aplicaron a varios estudios específicos.
- Solución a los aspectos metodológicos antes que a los fisiológicos. La validación o refinamiento de los métodos, aumentan la confiabilidad de los resultados obtenidos. Sólo se trataron de resolver los considerados relevantes.

- Las señales de origen fisiológico son complejas, como todo lo referente a los seres vivos. Por ejemplo, son lineales y en parte no lineales, estacionarias y con transitorios, determinísticas y estocásticas. Situación que contrasta con las estrictas condiciones (sólo una a la vez) que se imponen, a los algoritmos de los diferentes tipos de análisis, para su correcta aplicación. No existe hoy en día un tipo de análisis de la variabilidad generalizado, universal y sin restricciones en cuanto a su aplicación para el estudio de señales fisiológicas.
- No es propósito de la presente tesis, generar o modificar algoritmos para el análisis de la variabilidad de las señales fisiológicas. Tampoco discutir los fundamentos matemáticos, físicos o ingenieriles que los sustentan. Dada la caja negra del algoritmo (tal como lo propuso su autor), se valora, compara y se pone a prueba en el ambiente fisiológico, para ver la pertinencia o no, de su adecuada aplicación al procesamiento de señales fisiológicas.
- Se prefirió la presentación de los diversos estudios como trabajos independientes, para tratar de aumentar la eficiencia de publicación. Así se logró, que 4 fueran publicados, 1 en proceso de arbitraje y 6 casi listos para su envío a una revista.

1.3. Fisiología del sistema nervioso autónomo.

El sistema nervioso autónomo controla las funciones viscerales del cuerpo (1). Integra aferencias provenientes de la paleocorteza, relacionadas con las conductas instintivas y la emotividad, y otras provenientes de interorreceptores, tales como quimiorreceptores, glucorreceptores, barorreceptores y osmorreceptores. Además, recibe la información producida por exteroceptores como la retina y el sistema vestibular. Sus eferencias forman parte del control, por medio de reflejos vegetativos, de los sistemas homeostáticos (2), respiratorio, cardiovascular, renal y digestivo. Ejerce influencia sobre algunas glándulas endócrinas a través de la hipófisis. El sistema nervioso autónomo tiene como centro superior de integración al hipotálamo, que se interrelaciona en forma compleja con los centros nerviosos de control respiratorio y cardiovascular del tallo cerebral (3). En la figura 1.3.1 se esquematizan las principales relaciones funcionales entre los niveles horizontales del sistema nervioso central y el sistema nervioso autónomo.

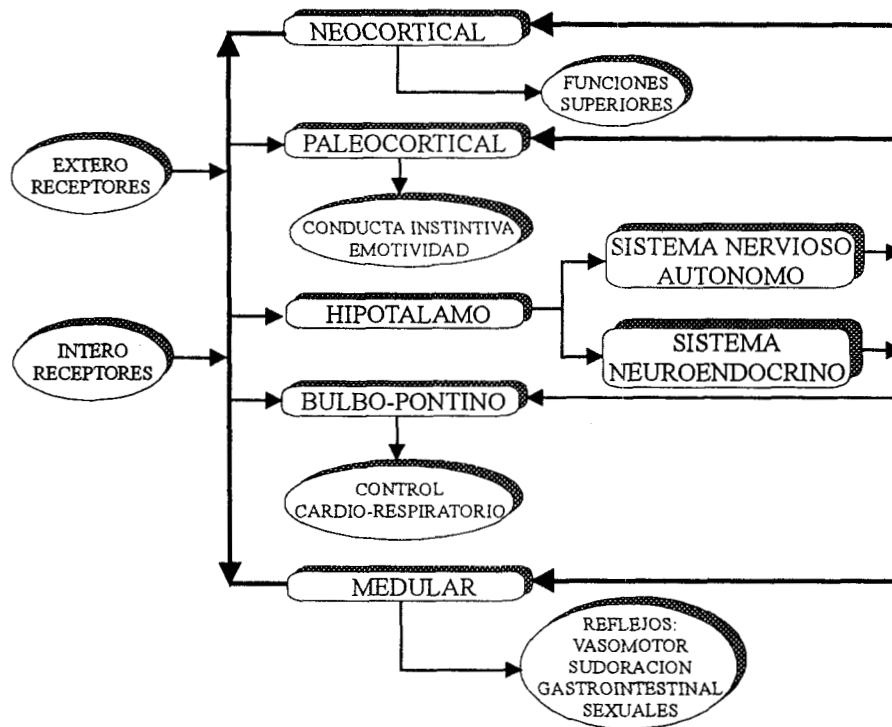


Figura 1.3.1. Organización funcional del sistema nervioso central. El sistema nervioso autónomo, considerado como la parte efectora del hipotálamo, para el control de los sistemas homeostáticos.

La parte efectora del sistema nervioso autónomo está formada por dos divisiones: la simpática y la parasimpática, cuyos efectos sobre un órgano en particular pueden considerarse antagónicos, la activación de uno conlleva a la inhibición del otro, la denominada inervación recíproca (4). La respuesta simpática es mediada por el neurotransmisor noradrenalina y por la hormona adrenalina, secretada por los paraganglios de la médula de las glándulas suprarrenales (5). La respuesta es difusa, generalizada, catabólica y se pone en marcha por situaciones de urgencia orgánica como el estrés. En contra parte, la respuesta parasimpática es ejercida por el neurotransmisor acetilcolina, es localizada, regional, anabólica y se relaciona con situaciones de reposo orgánico. El sistema nervioso autónomo, también puede ser conceptualizado como el conjunto de reflejos autonómicos, que intervienen con la regulación del medio interno. Como los reflejos somáticos, los autonómicos (1) constan del receptor, la vía aferente, el centro de integración (núcleos hipotalámicos y del tallo cerebral), la vía eferente (simpática y parasimpática) y los efectores. En la figura 1.3.2 se ilustran los principales reflejos autonómicos que participan en el control cardiovascular.

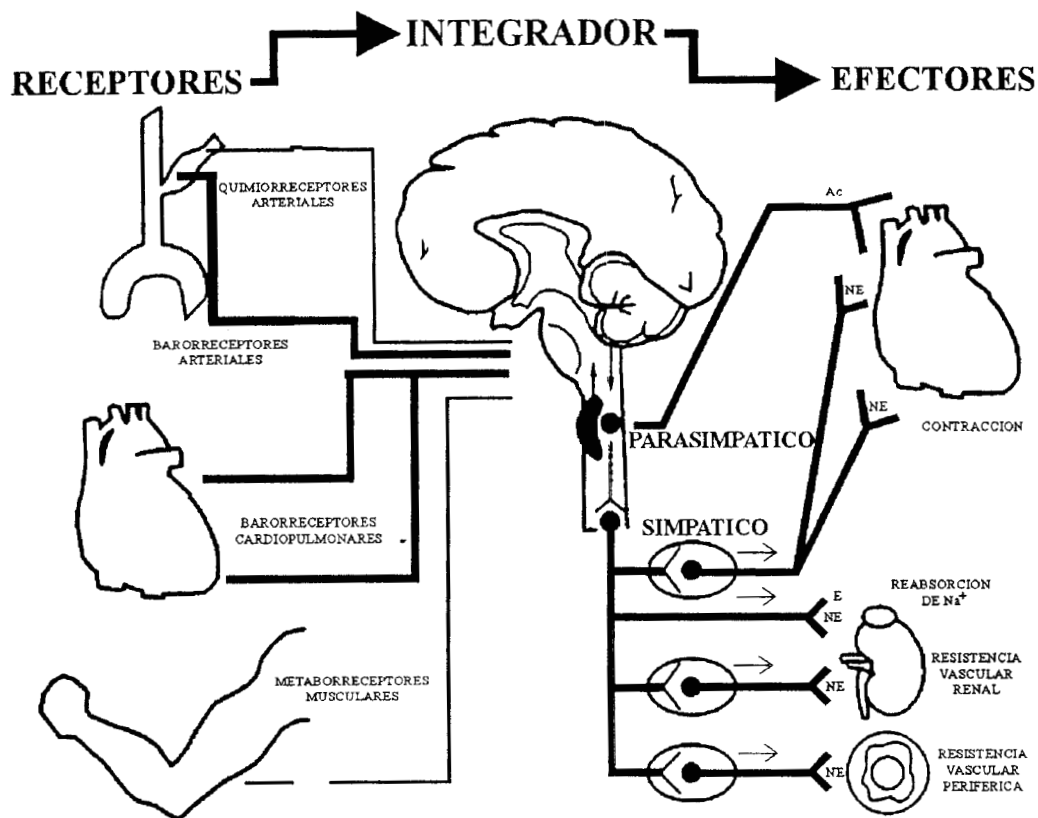


Figura 1.3.2. Principales reflejos autonómicos cardiovasculares, con sus tres partes importantes, receptores, centros de integración y efectores.

1.4. Métodos de medición de la actividad del sistema nervioso autónomo.

La actividad del sistema nervioso autónomo se ha valorado por medio de diversas metodologías, siendo las más utilizadas:

- La medición de la concentración de catecolaminas en sangre; éstas sólo reflejan la actividad de la porción simpática y no de la parasimpática (6). Hasta 1980 la medición se realizaba en sangre venosa, pero a partir del trabajo de Brown y cols. (7) se cuantifican en sangre arterial, dado que este autor demostró que la concentración venosa subestima la cantidad liberada de catecolaminas por el consumo que de ellas hacen los tejidos. Según Floras y cols. (8) la concentración de noradrenalina en sangre, no indica en forma consistente la variación en la actividad simpática, es una medición poco sensitiva de su tono en humanos.
- La medición de la concentración de catecolaminas en orina; la cual guarda una relación estrecha con la concentración de catecolaminas en sangre (7).

- El recambio de noradrenalina en terminaciones nerviosas (9).
- Estimulación eléctrica de núcleos o fibras autonómicas (10,11).
- La infusión por vía sanguínea de catecolaminas con el registro de sus efectos (12).
- La administración de fármacos que bloquean (13,14) la actividad simpática (β bloqueadores) o parasimpática (atropina).
- La desnervación experimental o patológica de influencias autonómicas (15,16,17).
- El registro invasivo de la actividad eléctrica en nervios autónomos, electroneurografía (18,19).
- Registro de variables cardiovasculares, como la frecuencia cardiaca y la presión arterial (20).

1.5. Control neuroendócrino de la glucemia.

El modelo, se integró a partir de hechos bien fundamentados en la literatura (5, 21, 22, 23, 24, 25, 26,27,28).

La regulación de la concentración de glucosa sanguínea varía entre 90 ± 20 mg/100 ml. Niveles que resultan, en el ser humano, del equilibrio entre la velocidad de funcionamiento de dos mecanismos: el hiperglucemiante y el hipoglucemiante (figura 1.5.1). El mecanismo hiperglucemiante, situado principalmente a nivel hepático, aumenta la concentración sanguínea de glucosa por incrementos ya sea en su producción metabólica (gluconeogénesis) o en su liberación de los almacenes (glucogenólisis). Los efectos de este mecanismo son mediados por: La ingestión de alimentos, dado por la sensación de hambre y la conducta alimentaria integrados a nivel paleo - hipotalámico.

La estimulación simpática noradrenérgica al hígado y la hormona adrenalina, secretada por la médula de las glándulas suprarrenales ante una estimulación simpática.

- El glucagón, secretado por las células alfa del páncreas cuando disminuyen los niveles de glucosa sanguíneos o por aumento de la actividad simpática al páncreas.
- El cortisol, secretado por la corteza de las glándulas suprarrenales cuando aumentan los niveles de la hormona hipotalámica adrenocorticotrófica.
- La hormona del crecimiento, secretada por la adenohipófisis mediante la estimulación hipotalámica ejercida a través de la hormona del crecimiento.

El mecanismo hipoglucemiante disminuye los niveles de glucosa sanguínea por el aumento de la entrada de glucosa en las células o su utilización por éstas. En este mecanismo participan:

- La sensación de saciedad, integrada a nivel paleo - hipotalámico.
- La hormona insulina, secretada por las células beta del páncreas ante los aumentos del nivel de glucosa en sangre, o por el aumento en la actividad parasimpática al páncreas.

En el control de la glucemia están involucrados dos centros de integración superpuestos, el nervioso y el pancreático hormonal. El primero ejerce una función moderadora sobre el segundo, vía el sistema nervioso autónomo. Las variaciones en los niveles de glucosa en la sangre son sentidos y transducidos a información nerviosa por medio de los glucorreceptores, localizados principalmente en el sistema nervioso central, en el hígado (periféricos) y en el páncreas. La información proveniente de los receptores centrales y periféricos es integrada por el hipotálamo que la compara con un nivel de referencia. Ante una desviación (error) ejerce acciones tanto nerviosas como hormonales sobre los mecanismos hiperglucemiantes (retroalimentación) y sobre los mecanismos hipoglucemiantes (anteroalimentación). La respuesta pancreática ante las variaciones en las concentraciones de glucosa es sólo hormonal (insulina o glucagón).

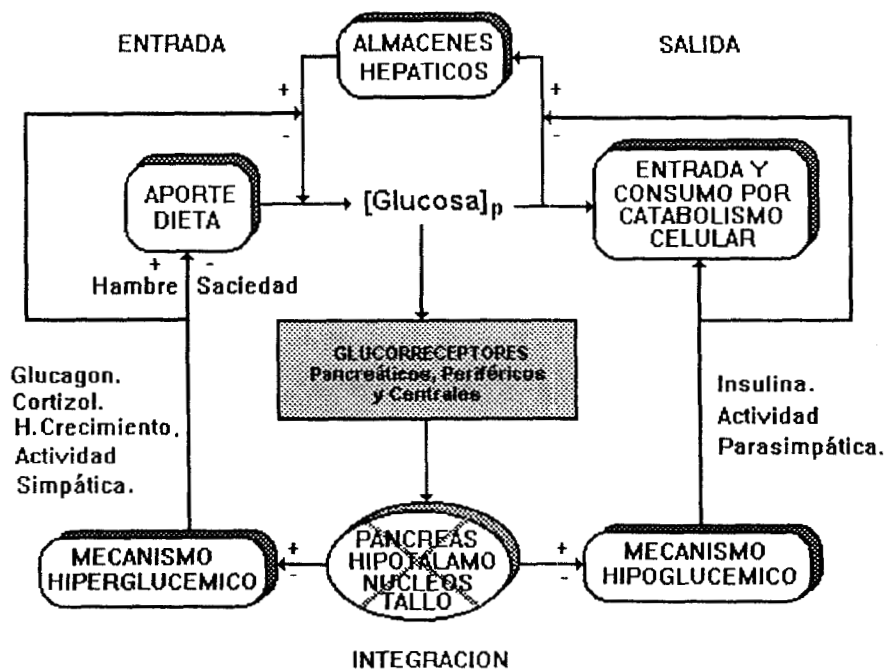


Figura 1.5.1. Mecanismos de control que intervienen en la regulación de la concentración de la glucosa sanguínea.

1.6. Control del sistema cardiovascular.

Han sido descritos una gran variedad de modelos del sistema cardiovascular: cerrados o abiertos, lineales o no lineales, basados en modelos paramétricos o no paramétricos, así destacan los reportados por Saul y cols. (29), Stone H. y cols. (30), Rosenblueth - Simeone (31), Madwed J. y cols. (32), Baselli y cols. (33,34), DeBoer y cols. (35), Chon y cols. (36,37), Barbieri y cols. (38) y Mullen y cols. (39). Justificada su razón de ser por que los diversos autores resaltan una particularidad funcional en especial. Sin embargo, tal proliferación de modelos puede resultar confusa, cuando se desea integrar los mecanismos de funcionamiento cardiovascular. Por tanto, se optó únicamente por describir los hechos bien fundamentados del control cardiovascular, figura 1.6.1.

La frecuencia cardiaca es influenciada por dos factores, la velocidad de disparo intrínseco del nodo sinusal y la influencia moduladora ejercida por el sistema nervioso autónomo. La rama simpática aumenta la velocidad de disparo, mientras que la del parasimpático la deprime. De este modo, la frecuencia cardiaca y su variación queda determinada por el balance entre los efectos opuestos de estas dos inervaciones. El tiempo de respuesta del parasimpático es mucho más corto que la del simpático y por lo tanto, el primero actúa en forma más rápida. Sólo la actividad simpática influye sobre la fuerza de contracción (contractilidad del corazón), variable de la que depende en forma importante la magnitud del volumen sistólico.

El equilibrio simpático - parasimpático al corazón, así como la resistencia vascular periférica (eferencia simpática) son manejados por el centro cardiovascular del tallo cerebral. Este integra aferencias provenientes tanto de los barorreceptores como las provenientes del centro respiratorio, al cual se encuentra acoplado directamente. Muchas de las aferencias que modifican la actividad del centro respiratorio modificarán las del centro cardiovascular, como por ejemplo la de los quimiorreceptores. La actividad mecánica respiratoria ejerce un doble efecto sobre el centro de control cardiovascular y su salida autonómica: uno a través de aferencias provenientes de mecanorreceptores pulmonares y otro por las perturbaciones que produce sobre variables hemodinámicas (retorno venoso, presión arterial sistémica y pulmonar), las cuales son sensadas por los barorreceptores y receptores de volúmenes atriales. Esta situación determina el fenómeno de sincronía entre los movimientos respiratorios y las fluctuaciones de la frecuencia cardiaca, conocido como arritmia respiratoria. El tono del músculo liso arteriolar (vasomotor), determina la resistencia vascular periférica, variable de la

que depende en parte del volumen sistólico (postcarga) y la presión arterial (sobre todo la diastólica). Dentro de las influencias importantes que modifican el tono vasomotor, se encuentran: el sistema renina - angiotensina, que mediante su actuación sostenida, amortigua la amplitud de las fluctuaciones en el grado de vasodilatación sobre vasoconstricción; los mecanismos vasculares de termorregulación y los ajustes locales que dependen de las necesidades metabólicas tisulares, mediadas por cambios en la presión de oxígeno, la presión de dióxido de carbono y pH. El retorno venoso determina en forma importante el volumen sistólico (precarga o ley de Frank - Starling). El retorno venoso es función de la presión sistémica media, variable que es influida por los cambios en la presión intratorácica, la bomba muscular, el volumen de sangre y el tono del músculo liso de las venas. Esta última es modificada por la actividad simpática.

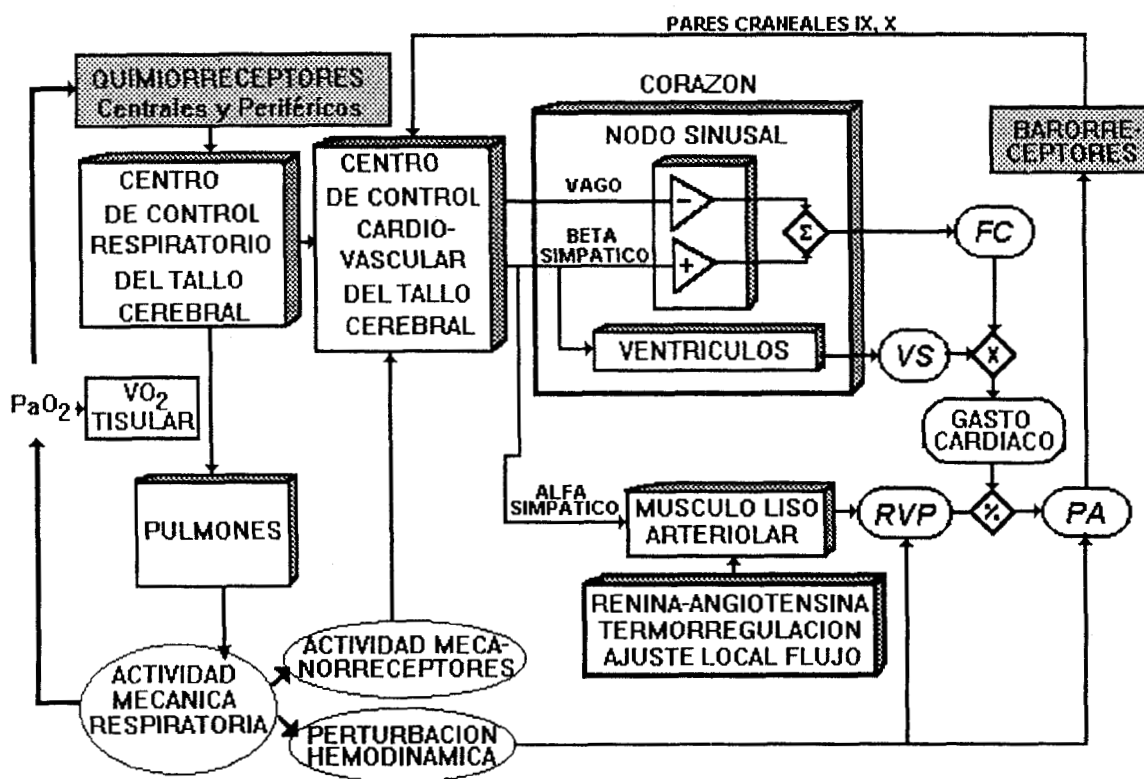


Figura 1.6.1. Principales mecanismos y sus relaciones, que intervienen en el control de los sistemas cardiovascular y respiratorio.

1.7. Control respiratorio.

Con base en los estudios de Wagner y cols. (40) y Mateika y cols. (41) se describe el control respiratorio de los gases en sangre. La presión parcial arterial de oxígeno es una variable regulada. Su nivel depende del equilibrio entre las velocidades de funcionamiento de dos mecanismos: uno que se encarga de aportar continuamente oxígeno a la sangre, la ventilación pulmonar, y el otro que extrae el oxígeno de la sangre, el consumo de oxígeno tisular. Los cambios en la presión parcial de oxígeno son sentidos por los quimiorreceptores centrales y periféricos, que vía los centros de control nervioso respiratorio y cardiovascular, modifican, en forma refleja, la función ventilatoria de los pulmones y el gasto cardiaco. Las fluctuaciones en el tono vasomotor determinan la variación de la presión arterial, ondas de Mayer, que vía los barorreceptores modifican la actividad del centro cardiovascular.

2. ANTECEDENTES

2.1. Variabilidad de la frecuencia cardiaca.

A partir de las excelentes revisiones de publicaciones, sobre estudios de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC), realizadas por Van Ravenswaaij - Arts y cols. (1) y Brown y cols. (2) se puede derivar la enorme importancia actual que tiene este tema en los campos de la fisiología y la clínica. El primer autor revisó 163 artículos publicados en el lapso de 1988 a 1993, y el segundo encontró 147 artículos (citados más de 10 veces en la literatura) en el periodo comprendido 1974-1991. Ambos autores concluyen que la variabilidad de la frecuencia cardiaca es una herramienta valiosa para investigar la función del sistema nervioso autónomo simpático y parasimpático.

Sin embargo el significado y la medición de los múltiples métodos de evaluación de la VFC, son más complejos de lo que aparentan ser. Frecuentemente se extraen conclusiones incorrectas o se hacen extrapolaciones excesivas. El reconocimiento de la anterior problemática llevó a las sociedades europeas de cardiología y norteamericana de electrofisiología a constituirse "en un comité de fuerza" con la responsabilidad de estandarizar la nomenclatura, desarrollar definiciones, especificar la metodología estándar de medición, describir las aplicaciones clínicas e identificar las áreas con fuerte potencial de investigación futura. Todas sus recomendaciones fueron publicadas recientemente (3).

2.1.1. Historia.

El trabajo de Stephen y cols. (4) en el siglo XVIII, es el primer reporte bien documentado acerca de los cambios cíclicos en la frecuencia cardiaca y la presión arterial y la influencia que sobre estas variables ejerce la respiración

La relevancia de la VFC fue primero apreciada por Hon y Lee (5) en 1965, autores que notaron que el sufrimiento fetal era antecedido por alteraciones en los intervalos entre latidos, aún sin cambio apreciable en la frecuencia cardiaca. Veinte años después, Sayers (6) y otros autores (7,8,9) enfocaron su atención sobre la existencia de ritmos fisiológicos subyacentes en la señal latido a latido de la frecuencia cardiaca. Durante los años 70s, Ewing (10) realizó cálculos simples en los intervalos RR para detectar neuropatías autonómicas en pacientes diabéticos. La asociación entre un riesgo alto de mortalidad y la reducción de la VFC, fue

mostrada primero por Wolf (11) en 1977. En 1981, Akselrod (12) introdujo el análisis espectral de la VFC para la evaluación cuantitativa latido a latido, del control cardiovascular. El análisis de dominio en frecuencia contribuyó para el entendimiento funcional de la asociación entre el sistema nervioso autónomo y las fluctuaciones del intervalo RR, con base en los estudios de Pomeranz y cols. (13) en 1985 y Pagani y cols. (14) en 1986. La importancia clínica de la VFC llegó a ser apreciada en la época de los años 80s, cuando se confirmó como un predictor eficiente e independiente de la mortalidad post - infarto agudo del miocardio, como lo demostraron los estudios de Kleiger y cols. (15) en 1987, Malik y cols. (16) en 1989 y Bigger y cols. (17) en 1992.

2.1.2. Métodos de análisis.

El estudio de la VFC y de otros parámetros cardiovasculares se ha realizado con dos enfoques: análisis lineal y no lineal. En el análisis lineal se han aplicado dos tipos de metodologías, en el tiempo y espectral.

2.1.2.1. Temporal.

En el análisis en tiempo se valora la variación total de la frecuencia cardíaca en función del tiempo, con el empleo de estadística simple (18), como es la media, la desviación estándar y la media de las diferencias. Con excepción de la media, el resto de los estimadores valoran la dispersión de los datos. Más específicamente, el estimador RMSM (raíz cuadrada de la media de las diferencias) es un índice de la variabilidad global de los datos, mientras que el RMSSD es un índice de la variabilidad dato a dato. La media de las diferencias de los datos de frecuencia cardíaca sucesivos es según Hayano y cols. (19), uno de los mejores índices que califican el tono del parasimpático. El estimador del porcentaje de diferencias entre intervalos RR adyacentes que son mayores a 50 ms., denominado el PNN50, el cual según Kleiger y cols. (18) se relaciona predominantemente con la actividad del parasimpático.

2.1.2.2. Espectral para señales estacionarias.

La técnica más empleada para probar la eficiencia de los algoritmos de generación de las series de VFC es el modelo generador de pulsos modulados en frecuencia (IPFM), el cual surgió como una descripción del funcionamiento del nodo sinusal (20). Se considera que un algoritmo

es eficiente cuando produce espectros idénticos a los producidos por el IPFM. Para definir el grado de semejanza (en una escala de cero a uno, semejante al estadístico de coeficiente de correlación) entre los espectros de dos señales se utiliza la técnica del espectro cruzado con su índice, la función de coherencia. Este ha sido una ayuda invaluable para establecer posibles relaciones causa - efecto entre dos variables (20).

El análisis espectral clásico realizado por las técnicas de Fourier y autorregresivos pueden ser únicamente aplicados bajo condiciones estrictas de estado estable. Para ello comúnmente, aunque de manera no muy correcta, se seleccionan intervalos cortos de tiempo de la señal para satisfacer la condición de estado estacionario. Lo anterior resulta en una pobre resolución en la frecuencia, en el caso de la transformada de Fourier y la consecuente inestabilidad espectral por la ineficiente estimación de los parámetros, en el caso de los modelos autorregresivos (21).

El análisis espectral (22) es un método que descompone la señal de la frecuencia cardiaca en una suma finita de sinusoides a frecuencias igualmente espaciadas, cada una con amplitud y fase distintivas. Los métodos convencionales de análisis espectral requieren que los datos en el tiempo estén situados en forma equidistante. Rompelman y cols. (23) estudiaron cuatro procedimientos para hacer equidistantes los datos: el tacograma de intervalos, la función de intervalos, la frecuencia cardiaca instantánea y la serie de eventos con filtrado pasa - bajas. No encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los espectros de los cuatro métodos para una misma señal. A partir del trabajo clásico de DeBoer (24), el tacograma de intervalos (datos contra ciclos por latido) se ha popularizado entre los investigadores de este campo por su sencillez. En el estudio de la VFC se han aplicado dos algoritmos, los basados en la transformada discreta de Fourier y los modelos autorregresivos. El empleo de estos últimos hace el despliegado del espectro más atractivo, proporcionan mayor resolución y no tienen criterios tan estrictos para su aplicación como lo es una menor cantidad de datos y la no suposición de que la señal sea periódica (21,25).

- Transformada discreta de Fourier (TDF). Esta técnica es la herramienta primaria en el campo del procesamiento digital de señales. En su forma más simple e intuitiva, la TDF esta dada por la expresión algebraica (22):

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-jkn2\pi / N}$$

Cuando la transformación de la secuencia de N muestras es descompuesta en un número de transformadas de secuencias más cortas, se minimiza el tiempo de ejecución de la TDF, procedimiento conocido como la transformada rápida de Fourier. Esta es computada por el MATLAB por la función FFT para la secuencia de datos x, situados equidistantemente y su versión transformada X, a partir de la relación:

$$X(k) = \sum_{j=1}^N x(j) \omega_N^{(j-1)(k-1)} \quad \text{donde:} \quad \omega_N = e^{-2\pi i / N}$$

La función FFT tiene como argumentos los datos en el tiempo equiespaciados espaciados y su longitud. La función regresó la magnitud y la fase de la secuencia transformada. La potencia se calculó como el cuadrado de la magnitud. Previa a la transformación se aplicó una ventana de Blackman para evitar el fenómeno de Gibbs o fuga espectral que se produce al truncar los datos.

- Periodograma promediado. Esta técnica propuesta por Welch (26) está basada en el cómputo múltiple y promediación de la transformada rápida de Fourier de segmentos de datos sobrelapados. Es muy consistente, dado que la varianza disminuye con relación al número de ventanas que se promedian. Esta característica lo convierte en un procedimiento más adecuado que la transformada discreta de Fourier, cuya varianza es igual a su valor medio. En forma breve, para cada segmento de longitud L se selecciona una ventana W(j), j=0, ..., L-1, y se forma la secuencia X₁(j)W(j), ..., X_k(j)W(j). Se tomó la TDF A₁(n), ..., A_k(n) de estas secuencias:

$$A_k(n) = 1/L \sum_{j=0}^{L-1} X_k(j)W(j) e^{-2Kjn/L}$$

Luego se obtienen los K periodogramas por:

$$I_k(f_n) = L/U |A_k(n)|^2 \quad k=1,2,\dots,K.$$

donde: $f_n = n/L \quad n=0,\dots,L/2.$

y
$$U = 1/L \sum_{j=0}^{L-1} W^2(j).$$

La estimación espectral se realiza a partir del promedio de estos periodogramas:

$$P(f_n) = 1/K \sum_{k=1}^K I_k(f_n)$$

Para su cómputo se utilizó la función PSD, cuyos argumentos son la ventana, el número de segmentos a promediar (nfft) y el traslape (overlap) entre las ventanas. Se seleccionaron, una ventana HANNING de 96 datos, nfft de 128 y un traslape de 51. La segmentación aplicada se hizo con base en el compromiso que existe entre la resolución en frecuencia y la consistencia de la estimación (27).

- Modelo autorregresivo (AR). El enfoque autorregresivo es seguramente un método moderno para obtener el análisis espectral, derivado de una clase de modelos predictivos, los ARMA. En el modelo AR cada muestra $y(t)$ de la serie de tiempo es descrita como una combinación lineal de muestras previas más un término de error el cual es independiente de las muestras pasadas.

La VFC es una señal intrínsecamente pseudo aleatoria y puede ser considerada como un proceso estocástico discreto, que es la salida ($y(t)$) de un sistema lineal invariante en el tiempo, manejado por ruido blanco ($e(t)$), que constituye el componente aleatorio del modelo, el cual es totalmente caracterizado por una media igual a cero y una varianza S^2 :

$$e(t) \rightarrow H(z) \rightarrow y(t)$$

donde $H(z)$ es la función de transferencia en el dominio z .

222483

El modelado AR con una estructura simple entrada/salida, como la mostrada anteriormente, está dada por la ecuación de diferencias de predicción lineal, de acuerdo con Baselli y cols.

$$(28): \quad y(t) = - \sum_{k=1}^p a_k y(t-k) + e(t)$$

donde:

$y(t)$ son las muestras en el tiempo de la señal modelada.

$e(t)$ son los residuos, el error de la secuencia, o ruido blanco de entrada.

p es el orden del modelo.

a_k son los coeficientes o parámetros del modelo autorregresivo

La relación entre la función de transferencia con los coeficientes de identificación del modelo esta dada por:

$$H(z) = Y(z)/E(z) = 1 / (1 - \sum_{k=1}^p a_k z^{-k})$$

Se empleó la función AR para el cálculo de los coeficientes del modelo, la cual tiene como argumentos el orden del modelo y el tipo de método. Se seleccionó el método de Burg por

las ventajas que tiene este sobre otros similares (21). El orden del modelo se calculó para cada archivo por un procedimiento que selecciona el mínimo del criterio de información de Akaike. En la mayor parte de los archivos el orden se situó entre 10 y 20.

El algoritmo para estimar la potencia de la densidad espectral ($P_y(f)$) a partir del modelo auto regresivo es:

$$P_y(f) = S^2 \Delta t / \left| 1 - \sum_{k=1}^p a_k e^{-j2\pi f} \right|^2$$

donde Δt es el periodo de muestreo y S^2 es la varianza del ruido blanco, por medio de la función TH2FF en formato theta. El espectro resultante satisfizo el criterio de máxima entropía (21).

La ventaja del modelo autorregresivo sobre las dos metodologías anteriores, es que la representación visual de los espectros es más atractiva por su mayor suavizado, además según Kay y cols. (21) el espectro tiene mejor resolución y no presenta lóbulos laterales.

- Función de coherencia. Es posible extraer información valiosa a partir de la relación entre diferentes señales cardiovasculares, siendo las que han recibido mayor atención, las existentes entre la frecuencia cardiaca - presión arterial y entre la respiración y las dos anteriores. Tal relación es una expresión de la interacción entre los diversos subsistemas involucrados en el control cardiovascular (29). Sin tomar en cuenta la no linealidad que afecta la relación entre las variabilidades de las señales, se acepta que los modelos lineales constituyen un enfoque adecuado para el análisis (29). Tres estimadores del análisis espectral bivariados son los comúnmente empleados, para el análisis de la relación de los cambios entre diferentes señales, la magnitud del cuadrado de la coherencia, el módulo de la función de transferencia (ganancia) y el argumento de ésta, la fase (30).

2.1.2.3. Espectral para señales no estacionarias.

El estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca con el empleo de técnicas de análisis espectral por medio de distribuciones frecuencia - tiempo y no lineales, es relativamente novedoso. La literatura existente en este campo es muy escasa. Los estudios de autores italianos (31) utilizan distribuciones frecuencia - tiempo basadas en modelos autorregresivos para describir los efectos sobre la VFC, de cambios en la respiración, el reflejo de los barorreceptores, episodios isquémicos y el sueño. Estos trabajos no son muy confiables dadas

las desventajas que poseen las técnicas basadas en métodos autorregresivos (32). Las distribuciones frecuencia - tiempo describen como el contenido espectral de una señal cambia con el tiempo, es decir, representan la energía o intensidad de una señal tanto en el tiempo como en la frecuencia (33). La potencia en el análisis estándar de Fourier es tal que permite la descomposición de una señal en sus componentes individuales de frecuencia y establece la intensidad relativa de cada componente. Para esto se representa la fracción de energía a cierta frecuencia y rango de tiempo, se calculan la distribución de frecuencia a un tiempo particular y los momentos locales y globales de la distribución como la frecuencia media y su propagación local. La distribución patrón y más utilizada es la de Wigner (33) aunque ésta tiene el defecto de que indica intensidades en regiones en donde el valor esperado es cero. Estos artefactos son debidos a los términos cruzados y prevalecen particularmente en señales con muchos componentes. Su causa es atribuida a la naturaleza bilineal de la distribución. La distribución de Choi - Williams reduce estos artefactos además conserva las propiedades deseables de las distribuciones. Su kernel es de tipo exponencial con un parámetro α que controla los términos cruzados. Esta distribución satisface los marginales para cualquier valor de α . Se escribió en ambiente MATLAB un programa para el análisis espectral en función del tiempo. Se consideró en su diseño la metodología propuesta por Pola y cols. (32). La distribución de Choi - Williams se computó, a partir de un algoritmo que desarrolla la siguiente ecuación:

El objetivo de estas representaciones es describir como el contenido espectral de una señal cambia con el tiempo, es decir representar la energía o intensidad de una señal tanto en el tiempo como en la frecuencia (33). La potencia en el análisis estándar de Fourier es tal que permite la descomposición de una señal en sus componentes individuales de frecuencia y establece la intensidad relativa de cada componente. Para esto se representa la fracción de energía a cierta frecuencia y rango de tiempo, se calculan la distribución de frecuencia a un tiempo particular y los momentos locales y globales de la distribución como la frecuencia media y su propagación local. Del análisis de Fourier se tiene:

$$|s(t)|^2 = \text{intensidad por unidad de tiempo al tiempo } t$$

o $|s(t)|^2 \Delta t = \text{fracción de energía en el intervalo del tiempo } \Delta t \text{ al tiempo } t$

$$|S(\omega)|^2 = \text{intensidad por unidad de frecuencia a } \omega$$

o $|S(\omega)|^2 \Delta\omega$ = fracción de energía en el intervalo de frecuencia $\Delta\omega$ a la frecuencia ω .

donde
$$S(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int s(t) e^{-j\omega t} dt$$

La energía o intensidad por unidad de tiempo por unidad de frecuencia es:

$$P(t, \omega) = \text{intensidad al tiempo } t \text{ y frecuencia } \omega$$

o $P(t, \omega) \Delta t \Delta \omega$ = fracción de la energía en la celda tiempo - frecuencia $\Delta t \Delta \omega$ a t, ω

La distribución de la energía para todas las frecuencias a un tiempo particular da la energía instantánea, y la suma sobre todos los tiempos a una frecuencia particular proporciona la densidad espectral de energía.

$$\int P(t, \omega) d\omega = |s(t)|^2 \quad \int P(t, \omega) dt = |S(\omega)|^2$$

Dado que la energía total de la señal está expresada en términos de la distribución si las marginales son satisfechas, donde $|s(t)|^2$ y $|S(\omega)|^2$ son las marginales de $P(t, \omega)$

$$E = \int P(t, \omega) d\omega dt$$

De manera general

$$P(t, \omega) = \frac{1}{4\pi^2} \iiint e^{-j\theta t - j\tau\omega + j\theta u} \phi(\theta, \tau) s^*(u - \frac{1}{2}\tau) s(u + \frac{1}{2}\tau) du d\tau d\theta \text{ donde } \phi(\theta, \tau)$$

es una función arbitraria llamada kernel. En general el kernel depende explícitamente del tiempo y la frecuencia. Lo que hace diferente a una distribución de la otra es la representación del kernel correspondiente, además esto le da a cada distribución sus propiedades.

La función característica ($M(\theta, \omega)$) está definida como el valor esperado de $\exp(j\theta t + j\tau\omega)$. Y entonces la función de distribución puede ser obtenida de $M(\theta, \omega)$ por inversión de Fourier.

$$P(t, \omega) = \frac{1}{4\pi^2} \iint M(\theta, \tau) e^{-j\theta t - j\tau\omega} d\tau d\theta$$

Una aproximación general para derivar el espectro tiempo frecuencia es generalizando la relación entre el espectro de potencia y la función de autocorrelación.

Método de Choi Williams. La distribución de Wigner algunas veces indica intensidades en regiones en donde el valor esperado es cero. Estos artefactos son debidos a los términos cruzados y prevalecen particularmente en señales con muchos componentes. Su causa es atribuida a la naturaleza bilineal de la distribución. La distribución de Choi - Williams reduce estos artefactos además conserva las propiedades deseables de las distribuciones. Su kernel es

de tipo exponencial con un parámetro α que controla los términos cruzados. Esta distribución satisface los marginales para cualquier valor de α .

Las series de la frecuencia cardíaca y de otros parámetros hemodinámicos muestran a menudo una conducta no estacionaria, debido a cambios rápidos y breves en la actividad del sistema nervioso autónomo (34). El análisis espectral de tales series se resuelve con técnicas que estimen los componentes espectrales en función del tiempo. Dentro de estas metodologías orientadas a casos no estacionarios se han aplicado con relativo éxito las siguientes: la transformada corta de Fourier, la transformada Wavelet, la transformada de Fourier selectiva, filtrado adaptivo, espectro evolutivo, las basadas en modelos autorregresivos, y las derivadas de la distribución tiempo frecuencia de Wigner-Villé. Todos estos métodos ofrecen ventajas y desventajas, dependiendo de la clase de señal no estacionaria, la cantidad de resolución tiempo frecuencia que se desee, la complejidad del cómputo y la facilidad de interpolación de los resultados (35).

Es relativamente novedosa la aplicación de técnicas de análisis espectral en función del tiempo a señales hemodinámicas, con el propósito de estudiar la interrelación funcional sistema nervioso autónomo - sistema cardiovascular.

Cerutti y cols. (36), con el empleo de un método de estimación espectral variante en el tiempo, derivado de un modelo autorregresivo, estudiaron la VFC durante episodios isquémicos, para mejorar la comprensión del grado de involucramiento autonómico durante los mismos.

Bianchi y cols. (37), con un algoritmo variante en el tiempo, basado en un modelo autorregresivo, estudiaron los efectos sobre la VFC producidos por ataques isquémicos transitorios en trece pacientes. Sus resultados sugieren un aumento de la actividad simpática antes del ataque.

Novak y cols. (34) en un primer trabajo implementaron y validaron el algoritmo de Wigner y mostraron su aplicación en el análisis espectral de las variabilidades de la frecuencia cardíaca y presión arterial en un sólo sujeto sometido a cambios en la respiración y en la postura. En un segundo trabajo (38) estudiaron con la distribución antes mencionada, el efecto de cambios en la respiración sobre las variabilidades de la frecuencia cardíaca y la presión, en 14 sujetos. Corroboraron el estrecho acoplamiento funcional que existe entre los sistemas respiratorio y cardiovascular.

Keselbrener y cols. (39) a partir de la transformada de Fourier, derivaron un algoritmo que analiza por ventanas la señal para el cálculo de los componentes espectrales cambiantes en el tiempo. La emplearon en el estudio de la VFC de un sólo sujeto sometido a las maniobras presión ocular e inmersión. Concluyeron que su algoritmo es útil para la investigación de los transitorios de la VFC producidos por cambios abruptos en la actividad autonómica.

Mainardi y cols. (40) usaron un algoritmo recursivo de mínimos cuadrados, obtenido de un modelo autorregresivo, para la estimación espectral variante en el tiempo de la VFC, en 25 sujetos, 15 de los cuales cursaron con alteraciones del riego sanguíneo coronario producido por la prueba del dipiridamol.

Ramanathan y cols. (41) con el análisis de Wigner - Ville investigaron los espectros de la presión arterial en ratas sometidas a desaferentación aórtica, para abolir el reflejo de los barorreceptores y de esa forma conocer su contribución al espectro.

Barbieri y cols. (42) desarrollaron una técnica de análisis espectral bivariado variante en el tiempo, a partir de un modelo autorregresivo, para investigar las interacciones mutuas entre la frecuencia cardíaca, la presión arterial y la amplitud respiratoria, en 10 sujetos sometidos a cambios de postura. Concluyeron que su técnica fue adecuada para monitorizar cuantitativamente el sistema de control cardiovascular.

Mainardi y cols. (43) implementaron dos métodos basados en un modelo autorregresivo capaz de seguir y actualizar los polos de una señal para determinar la distribución de la potencia espectral en el tiempo. Los aplicaron, a manera de ejemplo al análisis de la VFC durante el sueño y en episodios isquémicos. Concluyeron que este tipo de técnicas brinda una mejor comprensión de las características espectrales de las señales variantes en el tiempo.

Niccolai y cols. (35) utilizaron el periodograma evolutivo en el estudio de la VFC de un sólo sujeto sometido a cambios de postura y respiración. Mostraron que su técnica es muy útil para estimar el espectro de señales no estacionarias.

Keselbrener y cols. (44) realizaron una validación más cuidadosa de su técnica propuesta con anterioridad, la transformada discreta de Fourier selectiva y la aplicaron al análisis de la VFC y amplitud respiratoria de un sólo sujeto durante maniobras de inmersión, presión ocular y cambios de postura. Según estos autores la técnica cumplió con los requisitos para el análisis espectral de series de parámetros hemodinámicos no estacionarios.

Pola y cols. (45) compararon el desempeño de cuatro de las técnicas más usuales para el análisis de la VFC, durante maniobras de estado no estable; las técnicas fueron: las basadas en modelos autorregresivos, la transformada corta de Fourier, la distribución de Wigner - Ville y la distribución exponencial de Choi - Williams.

2.1.2.4. Dinámica no lineal.

- El análisis no lineal involucra a la teoría del caos (46,47,48), la cual trata con sistemas que son determinísticos, aperiódicos, cuya historia es altamente dependiente de las condiciones iniciales, con representación definida en rangos estrechos y que poseen dimensión fractal. Se han aplicado un buen número de metodologías para detectar la dinámica caótica de la VFC, el grado de regularidad y/o complejidad de la señal. En general ellas poseen numerosas limitaciones inherentes. Ejemplos de estas técnicas son: el estadístico de entropía aproximada de Pincus y cols. (49), desarrollada por estos autores a partir del algoritmo de entropía de Kolmogorov-Sinai y el cálculo de la distancia fractal realizado por Yeragani y cols. (50). Sosnowski y cols. (51) emplearon los mapas de retorno obtenidos con los primeros 6 retrasos para evaluar la dinámica no lineal de la VFC en sujetos con respiración controlada y en forma más reciente en sujetos con diferentes patologías del corazón (52). En ambos estudios encontraron patrones característicos.
- Recientemente Oida y cols. (53) propusieron los parámetros Tono - Entropía de la VFC como marcadores óptimos del balance simpático - vagal durante la fase de recuperación del ejercicio. El Tono señala el punto de balance entre aceleraciones (simpático) e inhibiciones (vagal), mientras que la Entropía representa el grado de actividad de ambos mecanismos.
- La entropía aproximada (49), es un estadístico que cuantifica la regularidad y complejidad de una serie de datos y que parece tener una aplicación potencial en una amplia variedad de problemas fisiológicos y clínicos. La interpretación propia de la entropía aproximada es que es un estadístico de la regularidad para distinguir series de datos finitas, ruidosas, posiblemente estocásticas o determinísticas - estocásticas.
- Se ha sugerido recientemente que un índice de la complejidad global del sistema cardiovascular puede ser obtenido a partir de la gráfica del log de la potencia espectral como función de la frecuencia (54). Esta relación ha sido llamada $1/f$ elevado a la beta. En la cual la pendiente (beta) es inversamente proporcional a la complejidad de la señal (54). Además

la pendiente β , en el rango $1 < \beta < 3$, tiene una dimensión no entera o fractal, uno de los estimadores de la dinámica no lineal o caótica de una señal (55). Los espectros que presentan tal característica no tienen una escala privilegiada de tiempo, propiedad típica de los procesos fractales. La relación fue reportada primero para la VFC por Kobayashi y Musha (56) y más tarde confirmada por Saúl y cols. (57) quienes reportaron la relación $1/f$ para la VFC de registros de Holter. Yamamoto y cols. (58) y Butler y cols. (59) reportaron una evidencia adicional de la existencia de componentes armónicos sobrepuestos a un componente $1/f$ a la beta en registros de corta duración, con el empleo del análisis espectral de grano grueso. Es costumbre expresar la relación en forma logarítmica con fines de linealización para obtener la pendiente (β):

$$\log \text{ de la potencia espectral} = -\beta \cdot \log \text{ de la frecuencia} + \log \text{ del intercepto}$$

2.1.3. Fisiología.

Los estudios que han combinado el análisis espectral con bloqueo farmacológico (60) por glucopirrolato (fármaco parasimpaticolítico) y propranolol (fármaco simpaticolítico), con estimulación nerviosa directa (61), con desnervación por trasplante cardíaco (62) o sección medular (63) y por infusión de catecolaminas en sangre (64), han demostrado que los componentes del espectro por arriba de 0.15 Hz (alta frecuencia) son mediados exclusivamente por el parasimpático, mientras que los picos por debajo de esa frecuencia (baja) están determinados tanto por el simpático como por el parasimpático. Se ha encontrado que la relación entre las energías de la banda baja sobre la banda alta es un índice sensitivo a la actividad del simpático (14). Más aún, se han definido cuatro componentes espectrales en bandas específicas de frecuencia (3): alta, situado en la banda que va de 0.15 Hz a 0.4 Hz, asociado con la actividad vagal mediada por la respiración; intermedia, de 0.08 Hz a 0.15 Hz, asociado al mecanismo de control de la presión arterial y por lo tanto a la actividad del reflejo barorreceptor; baja estándar, de 0.04 Hz a 0.15 Hz asociado tanto a la actividad simpática, como a la vagal; y de muy baja, de 0.0003 Hz a 0.04 Hz, asociado al tono vasomotor e influido por el sistema renina - angiotensina, la termorregulación y al ajuste local de flujo sanguíneo (65), llamado también componente $1/f$ debido a que su amplitud varía en forma inversamente proporcional con la frecuencia, y es considerado el componente no armónico o fractal (66).

El análisis de la VFC también ha servido para elucidar el efecto que poseen características del sujeto como son:

- La edad. Con el envejecimiento disminuye la variabilidad de la frecuencia cardiaca, a causa de la disminución tanto del simpático como del parasimpático (67).
- La capacidad para el ejercicio. Existen trabajos que sugieren la existencia de diferencias en la actividad del sistema nervioso autónomo entre atletas y sujetos sedentarios (68).
- La personalidad. Los sujetos hiperreactores, así como el estrés mental, se relacionan con un aumento importante en la actividad simpática (69).
- El tabaquismo. El tabaco causa una disminución transitoria en el control cardiovascular vagal (70).
- Además, la actividad del sistema nervioso autónomo presenta un ritmo circádico, el tono del parasimpático se incrementa por las mañanas y el del simpático lo hace después del medio día (71).

2.1.4. Aplicaciones clínicas.

El estudio de la VFC ha encontrado su principal aplicación en la clínica, dado que un número importante de enfermedades se acompañan de alteraciones en el funcionamiento del sistema nervioso autónomo. Se ha encontrado un patrón caracterizado por una disminución de la VFC, pérdida de la complejidad de la señal y supresión de todos los componentes del espectro en enfermedades (1,3,72,73,74,75) tales como: infarto agudo del miocardio, insuficiencia cardiaca congestiva, neuropatía diabética, Parkinson, neuropatía alcohólica, síndrome de Guillain - Barré, insuficiencia renal, hipertensión, enfermedad de Chagas, entre otras. Además la VFC es un fuerte predictor de mortalidad en adultos y niños aparentemente sanos (síndrome de muerte súbita) y en sujetos con infarto.

2.2. Variabilidad de la presión arterial.

2.2.1. Fisiología.

La presión arterial sistémica es una variable que resulta del acoplamiento entre los mecanismos funcionales del ventrículo izquierdo (gasto cardiaco) y de los arteriales (resistencia vascular periférica, elasticidad), sujeta además a múltiples sistemas de control (76). Es una de las

variables cardiovasculares más estudiadas, dada la enorme literatura que existe al respecto, explorada tanto en animales como en los seres humanos y en éstos, tanto en condiciones normales como en la clínica. El nivel de la presión arterial es un índice del estado actual de la función cardiovascular y pronóstico del riesgo de morbi-mortalidad. Así a menor presión arterial, mejor será el pronóstico de salud cardiovascular y a mayor presión le corresponde un riesgo aumentado de morbi-mortalidad (77). Por otra parte, vale la pena mencionar que la hipertensión arterial es una de las enfermedades con mayores índices de prevalencia (78).

La información disponible inequívocamente indica que los análisis de la variabilidad de la presión arterial (VPA) y de la VFC, tanto por el enfoque espectral como por el temporal, provee información interesante y representa una herramienta útil para el estudio de los mecanismos involucrados en el control cardiovascular, tanto en condiciones normales como en enfermedad (79). La utilidad potencial de estas técnicas está relacionada con la posibilidad de que ellas ofrecen información acerca de la regulación cardiovascular que puede ser obtenida en condiciones de vida real, es decir, en condiciones libres de artificios de laboratorio. Sin embargo, la interpretación de los espectros de la VPA y VFC es controvertida, particularmente cuando se consideran señales registradas fuera del medio ambiente estandarizado del laboratorio, y es evidente que componentes específicos espectrales pueden ser relacionados a diferentes mecanismos en diferentes condiciones (80).

La VPA incluye fluctuaciones rítmicas y no rítmicas que con el uso del análisis espectral aparecen como picos definidos en bandas específicas de la frecuencia. En el estudio de la VPA han sido utilizados métodos más comunes de análisis espectral como son la transformada rápida de Fourier y los modelos autorregresivos; con ventajas de este último en relación con el primero, como son: el requerimiento de un mayor número de muestras, su habilidad para identificar en forma analítica la frecuencia central de los componentes y su mejor resolución en frecuencia. Existe acuerdo en que los espectros de la VPA y la VFC en el rango de 0.03 a 0.4 Hz son en parte modulados por influencias del sistema nervioso autónomo. Como resultado de un gran número de estudios (81) se considera que el control cardíaco vagal opera como un filtro pasa - bajas con una frecuencia de corte de hasta 1.0 Hz, mientras que el control simpático cardíaco significativamente modula la VFC únicamente a frecuencias menores a 0.15 Hz. Ya que la respiración usualmente ocurre a frecuencias más grandes que 9 respiraciones por minuto (0.15 Hz), las fluctuaciones que produce ésta sobre la VFC están

probablemente mediadas por el parasimpático. Existe controversia acerca de las causas que determinan las fluctuaciones de la VPA por arriba de 0.15 Hz (82), unos consideran que está dada por efectos mecánicos de la respiración mientras otros piensan que puede ser mediada por influencias autonómicas. Asimismo y en contraste con la VFC, parece ser que los componentes en la banda de baja frecuencia de la VPA son predominantemente debidas a fluctuaciones en el tono vasomotor por el sistema renina-angiotensina, influencias locales y termorregulatorias y en la resistencia vascular periférica por influencias simpáticas. **222483**

La información disponible inequívocamente indica que los análisis de la VPA y de la VFC, tanto por el enfoque espectral como por el temporal, provee información interesante y representa una útil herramienta para el estudio de los mecanismos involucrados en el control cardiovascular, tanto en condiciones normales como en enfermedad (83). La utilidad potencial de estas técnicas está relacionada a la posibilidad de que ellas ofrecen información acerca de la regulación cardiovascular que puede ser obtenida en condiciones de vida real, es decir, en condiciones libres de artificios de laboratorio. Sin embargo, la interpretación de los espectros de la VPA y VFC es controvertida, particularmente cuando se consideran señales registradas fuera del medio ambiente estandarizado del laboratorio, y es evidente que componentes específicos espectrales pueden ser relacionados a diferentes mecanismos en diferentes condiciones (82). En especial, dado que la modulación simpática vascular y cardíaca parece ser reflejada por las potencias espectrales de la VPA y VFC en la banda de frecuencia alrededor de 0.1 Hz, la especificidad, sensibilidad y reproducibilidad de estas potencias como índices de la actividad simpática media en diferentes condiciones no son siempre óptimas. Progresos en este campo de estudio son ahora ofrecidos por modelos multivariados que toman en cuenta y evalúan las interacciones entre la presión arterial, la frecuencia cardíaca y otras señales biológicas (como la respiratoria) tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia. Este enfoque resulta más comprensivo en el estudio de la regulación cardiovascular.

2.2.2. Medición de la presión arterial no invasiva.

Para el registro de la presión arterial en animales, el método de elección es el invasivo. En seres humanos, el método recomendado en la mayoría de las circunstancias clínicas es el auscultatorio, aunque el invasivo continúa siendo el preferido en áreas clínicas como la hemodinamia, donde se emplea en forma rutinaria el cateterismo cardíaco (77). Para el estudio

de la variabilidad de la presión arterial (VPA) en humanos primero se emplearon los métodos invasivos, los cuales paulatinamente han sido sustituidos por los no invasivos, en la medida en que se han desarrollado sistemas de este tipo capaces de evaluar la presión arterial en un formato latido a latido (84).

El Finapres es un instrumento que mide la presión arterial latido a latido con el empleo del principio propuesto por Penaz (85). Esta técnica hace posible el registro de la presión arterial en forma continua y no invasiva. El aparato fue desarrollado por Wesseling y cols. (86) y ha sido validado por comparación con datos de presión arterial directa en varios trabajos (87,88,89), cuyos resultados han demostrado la no existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos y por tanto la aceptable confiabilidad del Finapres, con su valor agregado de no invasividad. Por esta razón ha sustituido con éxito al registro directo (invasivo) de la presión arterial, tanto en estudios clínicos, como de fisiología cardiovascular (90). El Finapres despliega la forma de onda del pulso de presión arterial, la tendencia, los valores digitales de la frecuencia cardíaca y de las presiones sistólica y diastólica, en un formato latido a latido o promediado. Además, tiene tanto una salida analógica calibrada de la onda de presión arterial, que es la utilizada en todos los estudios reportados, así como la posibilidad de comunicación vía puerto serie con una computadora para el envío de los valores numéricos de la presión arterial.

Funcionamiento del Finapres. Este instrumento realiza una medición continua de la presión arterial en el dedo, despliega la forma de onda del pulso de presión, la tendencia, los valores digitales de la frecuencia cardíaca y de las presiones sistólica y diastólica, en un formato latido a latido o promediado. El principio en el que se basa la medición es el siguiente (86): mediante la utilización de un fotopletismógrafo se determina el volumen de sangre del dedo, que se compara con un valor de referencia (determinado cuando las paredes arteriales tienen una presión transmural igual a cero). Las diferencias en el volumen del dedo manejan una servoválvula que permite en una forma muy rápida el aumento o disminución en la presión del brazalete, para mantenerla en un valor igual al de referencia. La presión del brazalete se mide con un transductor de presión y la señal resultante es la onda de presión arterial, la cual es digitalizada y manejada, para los cálculos de la frecuencia cardíaca y las presiones por un microprocesador (fig. 1). El Finapres consta de las siguientes partes (91):

- Controlador del panel frontal, interface entre el teclado y el CPU.

- Tarjeta de interface con el paciente, alimenta el LED infrarrojo y detecta las variaciones en la amplitud del pulso.
- Sistema entrada - salida, soporta la interface RS-232C.
- Circuito de la válvula de presiones, incluye la servoválvula y el transductor de presión.
- Circuito de interface y control con el panel posterior, conecta el cable de interface del paciente con la tarjeta analógica, realiza una conexión neumática con el cable del paciente y conecta con la RS-232C. Además contiene los controles para brillantez y el volumen de la alarma.
- CPU, además del microprocesador (80188, 8-bits, bus externo de 8-bits y arquitectura de 16-bits), contiene EPROM y RAM.
- Circuito controlador del tubo de rayos catódicos, proporciona un conjunto de señales de referencia, dirección, control, sincronía, etc.
- Conversión A/D y D/A, mide señales analógicas como las generadas por la servo electrónica, termómetro, voltajes de alimentación y referencia.
- Circuitos analógicos, contienen controles de ganancia, osciladores, amplificadores y buffers.

2.3. Fisiología de la hipoglucemia.

Cannon y cols. (92) mostraron en 1924 que la secreción adrenal de catecolaminas es estimulada por la hipoglucemia, inducida a su vez por la administración de insulina. En esta condición, la principal catecolamina que aumenta en la sangre de sujetos normales es la adrenalina (93). La participación del sistema nervioso autónomo, en la repuesta funcional de la hipoglucemia, ha sido extensivamente estudiada (94). A pesar de que las observaciones se han refinado, gracias al desarrollo de métodos que poseen mayor sensibilidad y especificidad, para la medición en líquidos corporales de catecolaminas y de otras hormonas involucradas en la respuesta a la hipoglucemia, los resultados publicados resultan contradictorios. Con base en la relación causal entre las concentraciones de catecolaminas, hormonas contrarregulatorias (glucagón, cortisol y hormona del crecimiento) y el inicio del restablecimiento de los niveles de glucosa, ha sido posible establecer que el aumento en la actividad del sistema nervioso simpático juega un papel importante en el restablecimiento de los niveles de glucosa a la normalidad (95,96,97). En esta dirección, la respuesta simpática a la hipoglucemia es iniciada por los glucorreceptores centrales localizados a nivel hipotalámico y en la porción inferior del

tallo cerebral (98). El ayuno de 59 h en seres humanos provoca hipoglucemia asociada a un aumento en la concentración de catecolaminas en sangre (99). Según Young y cols. (100) la respuesta a la hipoglucemia está disociada, la actividad del sistema nervioso simpático se suprime, mientras que la actividad de la glándula adrenal aumenta.

En contraste con los estudios anteriores, Campbell y cols. (101) refieren que no es necesaria la participación del sistema nervioso simpático en el restablecimiento de la concentración de glucosa a partir de sus niveles hipoglucémicos. Apoyan esta evidencia otros trabajos en los que se realizaron bloqueo farmacológico simpático (102) o adrenalectomía (103), maniobras que no impidieron que se restableciera el nivel de glucosa. Se propone al glucagón como el principal medio contrarregulatorio, incrementado a su vez por el aumento en la actividad vagal a las células alfa del páncreas, dado que tanto la vagotomía pancreática como la administración de atropina, afectan la respuesta contrarregulatoria a la hipoglucemia (104). El ayuno en ratas disminuye la actividad del simpático, indicada por el recambio de noradrenalina en las terminaciones nerviosas. La situación se revierte cuando se realimenta a las ratas. Cryer y cols. (105) encontraron una disminución del 19% en la concentración de noradrenalina en orina en sujetos sometidos a tres días de ayuno. Existen evidencias experimentales, que la administración de insulina (106), por efecto directo, a nivel del sistema nervioso central, provoca elevación de la frecuencia cardiaca, por lo tanto, tiene efectos sobre la función del sistema cardiovascular.

2.4. Efectos fisiológicos de la hiperglucemia.

Según Young y cols. (107) la ingestión de glucosa produce una elevación de los niveles de noradrenalina circulantes, con un nivel máximo, conseguido en sujetos jóvenes, 30 minutos después de la ingestión. La elevación de la noradrenalina es pequeña, si se le compara por ejemplo, con la producida por los cambios en la postura. Linsell y cols. (108) no encontraron cambios significativos en la concentración de catecolaminas circulantes después de la alimentación. Concluyen que la ingestión de comida no es un factor importante que modifique la actividad del sistema nervioso autónomo. Iversen y cols. (109), en páncreas aislados de perros, demostraron que la perfusión de glucosa junto con la administración de acetilcolina, provoca una mayor liberación de insulina, hecho que sugiere que la hiperglucemia puede aumentar la actividad del parasimpático, factor que potencia la liberación de insulina. Esta

hormona podría ser la responsable (por acción directa a nivel cerebral) de los efectos sobre el sistema cardiovascular, aumentos de la frecuencia cardíaca y de la presión arterial (106).

2.4.1. Medición de concentración de glucosa en sangre.

Se utilizó el método de la glucosa oxidasa - peroxidasa con el empleo del Reflotrón (Boehringer); fotómetro computarizado de reflexión, altamente confiable que utiliza química seca.

2.5. Fisiología de la hipoxemia.

El interés del estudio acerca de la respuesta funcional del organismo a la hipoxia, está dado por que algunas enfermedades cardiorrespiratorias la padecen y muchos sujetos al ascender o residir en la altitud quedan sometidos a ella. La hipoxia pone en marcha una serie de respuestas funcionales (adaptaciones), tendientes a contrarrestar los efectos de la misma, y que permiten la sobrevivencia del organismo. Dentro de los mecanismos de adaptación a la hipoxia aguda, sobresalen los cambios en las variables cardiorrespiratorias, como son: los aumentos en la ventilación, el gasto cardíaco, la frecuencia cardíaca, la contractilidad, el retorno venoso y una redistribución más eficiente del flujo sanguíneo a órganos muy sensibles a la hipoxia, el sistema nervioso y el corazón (110, 111).

La hipoxia ejerce sus efectos a nivel del sistema nervioso central, tanto a través de los quimiorreceptores, como en forma directa. Downing y cols. (112) reportaron que el efecto hipóxico sólo es ejercido a través de los quimiorreceptores, mientras que Appenzeller y cols. (113) negaron tal evidencia. La información de los quimiorreceptores o el efecto directo, hace que el centro de control respiratorio modifique la función de los pulmones y que el centro de control cardiovascular, vía el sistema nervioso simpático, estimule al corazón y a los vasos sanguíneos, con lo cual se producen los cambios en las variables hemodinámicas y la consecuente retroalimentación a través de los mecanorreceptores respiratorios y barorreceptores al centro de control cardiovascular.

Existen estudios que han encontrado evidencias del aumento de la actividad del simpático ante la hipoxia provocada por: respiración de mezclas con bajas concentraciones de oxígeno 8 a 12% (114), introducción en cámara hipobárica o por el ascenso a altitudes superiores a los 2000 m (115). La respuesta a la hipoxia es selectiva a la especie. Así en ratas, se produce una

disminución del flujo sanguíneo muscular y esplácnico por vasoconstricción (116), mientras que en el ser humano produce vasodilatación muscular y esplácnica (117). En contraste con lo anterior, otros autores, entre ellos Johnson (118), reportaron ante condiciones de hipoxia aguda, una disminución de la actividad simpática en ratas, valorada por el recambio de noradrenalina y la excreción urinaria de catecolaminas. En seres humanos sometidos a la hipoxia aguda por la respiración de mezclas de baja concentración de oxígeno, Young y cols. (100) encontraron una supresión de la actividad noradrenérgica, mientras que Bubb y cols. (119) reportaron que la concentración de noradrenalina plasmática no se modifica. Rowell y cols. (120) demostraron un aumento en la actividad eléctrica de nervios simpáticos sin cambios en la concentración de noradrenalina plasmática.

Los mecanismos de adaptación a la hipoxia crónica (semanas o años de exposición) son diferentes a los observados en la hipoxia aguda. Las variables cardiorrespiratorias de sujetos crónicamente adaptados o nativos de la altitud son de valor semejante a las encontradas para sujetos del nivel del mar. Así, no se observan cambios en el gasto cardiaco, la frecuencia cardiaca, el volumen sistólico, la ventilación, la presión arterial y el consumo de oxígeno (109). Existen evidencias que indican que la adaptación se lleva a cabo a nivel tisular, principalmente por un aumento en la perfusión y un mecanismo oxidativo más eficiente (121). La no-respuesta de los sistemas cardiorrespiratorio y vascular se debe a la disminución de la sensibilidad de los quimiorreceptores a la hipoxia (122) y a una menor densidad de receptores beta adrenérgicos en los tejidos (123).

En un estudio reciente en nativos de la altitud, Zhuang y cols. (124) reportaron una disminución en la actividad del simpático y un aumento en el tono del parasimpático, valoradas por bloqueo farmacológico de la respuesta cardiovascular. Hallazgos similares fueron encontrados por Antesama y cols. (115) en sujetos aclimatados a la altitud. Mazzeo y cols. (125), demostraron que durante el proceso de aclimatación a la altitud, hay una disminución inicial en la concentración de noradrenalina sanguínea, cuyo nivel aumenta progresivamente con los días de estancia en la altitud. La concentración de adrenalina sanguínea se incrementa al inicio para después disminuir. Esta respuesta disociada apoya lo propuesto por Young y cols. (100) y Johnson y cols. (118), autores que reportaron una depresión inicial de la actividad simpática.

2.6. Fisiología de la hiperoxemia.

Con la administración respiratoria de oxígeno al 100% se eleva el contenido de oxígeno en la sangre. Esta condición resulta en el mejoramiento de la función de los sistemas cardiorrespiratorio, indicado por el aumento en la capacidad para el ejercicio (el consumo de oxígeno máximo se eleva), disminución en la frecuencia cardíaca en reposo y durante ejercicios submáximos, y la disminución en la concentración de lactato durante el ejercicio (126). Hesse y cols. (127) encontraron que la hiperoxia no tuvo efecto sobre la actividad del sistema nervioso autónomo, valorada por la medición de catecolaminas en sangre. En humanos, con el registro de la actividad eléctrica de nervios simpáticos y la medición de la concentración de noradrenalina en sangre, Seals y cols. (128) demostraron que la hiperoxia disminuye la actividad simpática en 25% y no altera la concentración de noradrenalina.

2.6.1. Oximetría de pulso.

El porcentaje de saturación de oxígeno, puede ser medido, a partir de las diferencias en la densidad óptica de la hemoglobina oxigenada (máxima absorción a 660 nanómetros) y la no oxigenada (máxima absorción a 940 nanómetros). Este principio se utiliza en la oximetría de pulso (129), cuyo sensor se puede colocar en el dedo o en la oreja. Este método es no invasivo y altamente satisfactorio para la verificación del estado de oxigenación arterial de los sujetos (130).

$$\% Sa O_2 = \frac{Hb O_2}{Hb O_2 + Hb}$$

2.7. Maniobras para estudiar el control autonómico cardiovascular (131).

En el campo de la fisiología los primeros trabajos sobre la VFC tuvieron como objetivo observar el efecto que sobre esta variable producían maniobras experimentales muy sencillas como son los cambios de postura, el control de la respiración y el ejercicio físico, dado que se conocían con cierto detalle los cambios que producían en la actividad del sistema nervioso autónomo y resultaba sencillo realizar una correlación con la VFC. Así, en la condición acostada hay un equilibrio entre el simpático y el parasimpático, indicado por el valor semejante entre las energías de las bandas de baja frecuencia total y de alta (relación bajo - alto es de 1). En la etapa de respiración controlada predomina el componente parasimpático

elicitado por la respiración, efecto tan poderoso que obliga a la VFC a sincronizarse con la frecuencia respiratoria, la relación bajo/alto es de valor pequeño. Cuando el sujeto se para hay predominio simpático e inhibición parasimpática producida por el reflejo de los barorreceptores; los componentes de baja frecuencia aumentan y disminuyen los de alta, por tanto la relación baja/alta aumenta su valor. En el ejercicio predomina la activación simpática, la energía de la banda baja total es mayor (a expensas de un incremento importante de la banda de muy baja frecuencia) que la de la banda alta, la relación baja/alta se incrementa.

En las maniobras mencionadas es indispensable que se logre un estado estable para poder aplicar el análisis espectral. Otras maniobras utilizadas, cuyo análisis sólo es factible en el tiempo, son por ejemplo la repuesta al frío y la maniobra de Valsalva, en las cuales por su naturaleza es difícil alcanzar estados estables. En la actualidad, las maniobras, cambios de postura, respiración controlada y ejercicio, son consideradas procedimientos estándares de estimulación del sistema nervioso autónomo, dada su alta reproducibilidad intra e intersujeto y la mayor parte de los investigadores las emplean para valorar el efecto de otras situaciones experimentales y la posibilidad que brinda de optimizar el diseño experimental de una investigación. Cuando se emplean dos o más maniobras estándares en forma secuencial, en conjunto con otra condición experimental, es factible confirmar el efecto de ésta en cada una de las maniobras.

2.8. Fisiología del ventrículo izquierdo.

Los intervalos sistólicos del ventrículo izquierdo son medidos a partir de fenómenos electromecánicos del corazón por métodos no invasivos (132). Por varias décadas los intervalos sistólicos del ventrículo izquierdo, han mostrado ser índices útiles, y sensitivos para la evaluación de la función ventricular, tanto en condiciones normales (ejercicio, efecto de fármacos, etc.), como en una amplia variedad de enfermedades cardiovasculares (133,134). Dos intervalos son los más utilizados el tiempo de eyección (TEVI) y periodo de pre-eyección (PPE). El TEVI varía en forma inversamente proporcional con la frecuencia cardiaca y es un índice de la magnitud del volumen sistólico (135) mientras que el PPE es un índice del estado contráctil del corazón, mejor aún cuando se divide éste entre el tiempo de eyección (PPE / TE), que a su vez es función exclusiva de la actividad del simpático (136).

2.8.1. Medición no invasiva de los intervalos sistólicos.

La medición de los intervalos sistólicos mediante el registro simultáneo y no invasivo del electrocardiograma, fonocardiograma y densitograma de oreja (fig. 2.8.1.1.) ha llegado a ser un procedimiento rutinario utilizado en la valoración del desempeño cardiovascular tanto en sujetos sanos como en cardiopatas (137). El pulso aórtico, al transmitirse a las arterias periféricas, produce variaciones en la densidad del color de los lechos sanguíneos tisulares, que reproducen exactamente la forma de onda del pulso. Dado que en algunos individuos la onda de pulso registrada por densitografía se encuentra amortiguada, ésta se deriva para remarcar los puntos de inicio y dicrótico que limitan la eyección ventricular (138).

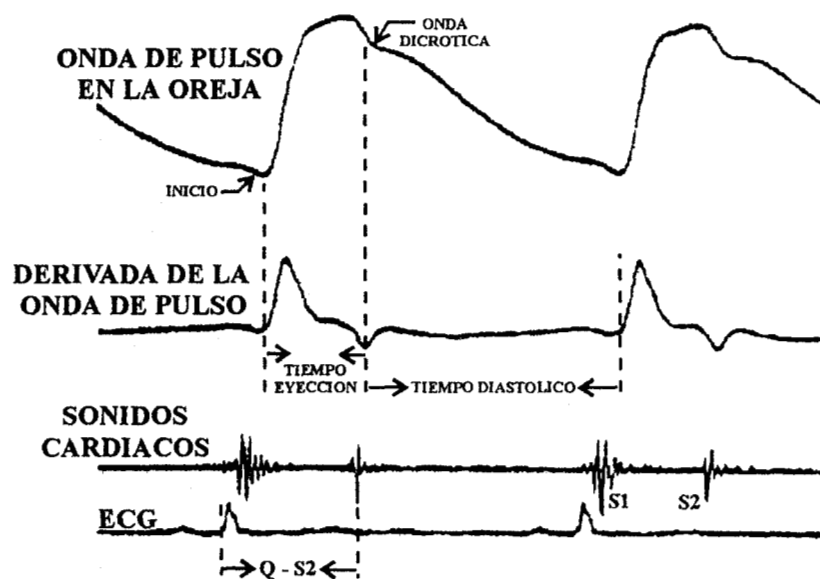


Figura 2.8.1.1. En el método clásico los intervalos sistólicos del ventrículo izquierdo, tiempo de eyección, sístole electromecánica (Q-S₂), periodo de pre-eyección (sístole electromecánica menos el tiempo de eyección) y tiempo diastólico, son obtenidos en forma no invasiva a partir de los registros de la derivada del densitograma de oreja, el fonocardiograma, y el ECG.

2.8.2. Gasto cardíaco.

La actividad respiratoria influye tanto la variabilidad de la frecuencia cardíaca como la variabilidad de la presión arterial (139). Parte de las variaciones de la presión arterial son producidas por las variaciones de la frecuencia cardíaca y del volumen sistólico (140). Durante la inspiración el volumen sistólico disminuye y aumenta la frecuencia cardíaca (141). Recientemente Toska y cols. (142) publicaron el primer reporte que demuestra la variabilidad, en humanos, del volumen sistólico, analizada por técnicas espectrales y sólo para la condición

de reposo. Además reportaron que la variabilidad del volumen sistólico tiene una contribución más importante a la variabilidad del gasto cardiaco que la ejercida por la variabilidad de la frecuencia cardiaca, y que estas dos últimas variabilidades son las principales determinantes de la variabilidad de la presión arterial media.

2.8.3. Medición no invasiva del gasto cardiaco por impedancia torácica.

El cardiograma de impedancia es una de las técnicas no invasivas más ampliamente utilizadas para evaluar en volumen sistólico, el gasto cardiaco y los intervalos sistólicos tanto en los campos de la fisiología como de la clínica (143). La impedancia que ofrece el tórax a la inyección de una corriente constante de magnitud baja y de alta frecuencia se relaciona estrechamente, por la ecuación de Kubicek (144) con el volumen sistólico ventricular. El cálculo del volumen sistólico emplea la amplitud máxima de la primera derivada de la señal de impedancia torácica y el tiempo de eyección del ventrículo izquierdo. En el método de medición (figura 2.8.3.1) se utilizan cuatro electrodos de aluminio autoadheribles tipo Millar, dos colocados en el cuello y dos a nivel del apéndice xifoides del esternón, conectados al pletismógrafo impedancimétrico (145).

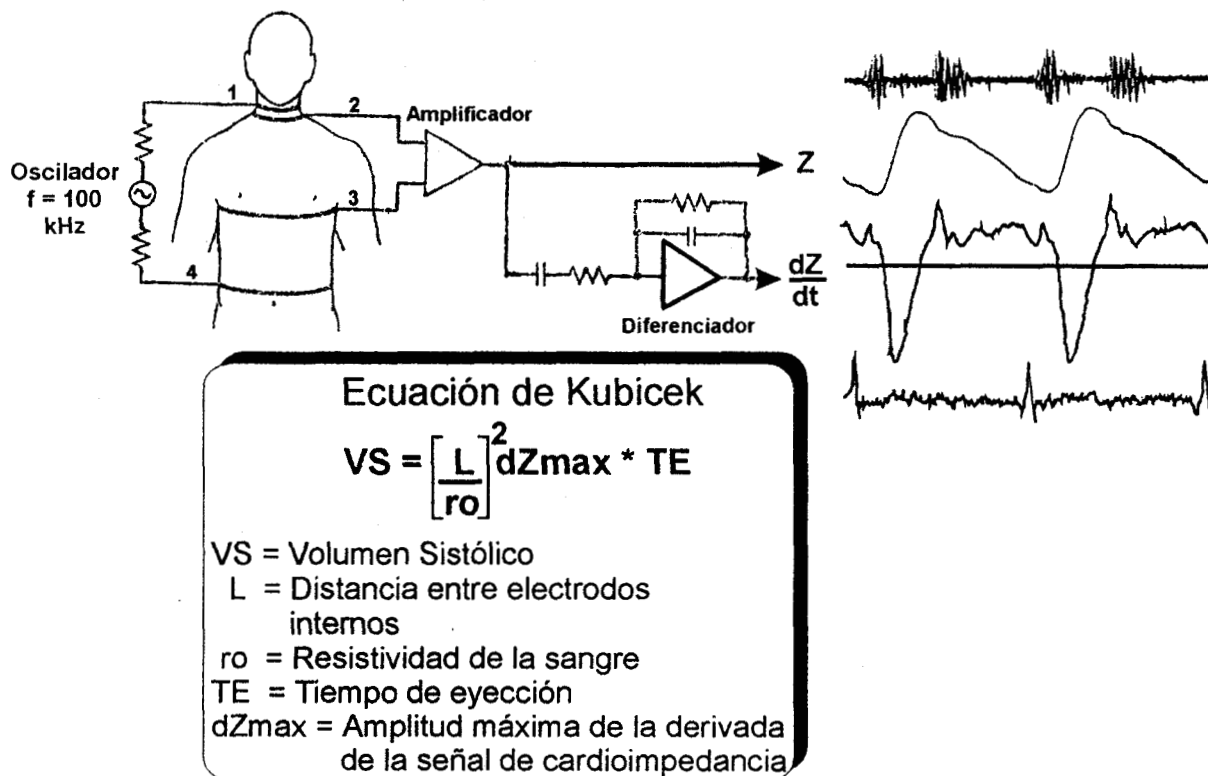


Figura 2.8.3.1. Principio de medición del volumen sistólico por la técnica impedancimétrica.

El Gasto Cardíaco puede ser medido de los cambios en la impedancia torácica, asociados con el ciclo cardíaco, en una base latido a latido y en forma no invasiva. El método ha sido llamado cardiografía por impedancia y se ha correlacionado en forma moderada con los métodos de termodilución y re-respiración. Ésta técnica ha llamado mucho la atención por su potencialidad de poder sustituir las mediciones hemodinámicas por cateterismo, sobre todo en enfermos en estado crítico (146). Sin embargo, a pesar de lo atractivo del método, es necesario mejorar sus sustento teórico (147) y la exactitud de la medición (148).

Los intervalos sistólicos del ventrículo izquierdo, se derivan usualmente a partir del registro de la derivada de la cardioimpedancia y del ECG (figura 2.8.3.2) desde que lo realizó Balasubramanian y cols. (149) en 1978. La correlación con los intervalos obtenidos por el método tradicional es buena (146,148). El índice de Hill es una medición válida de la función ventricular, especialmente de la contractilidad (146,148).

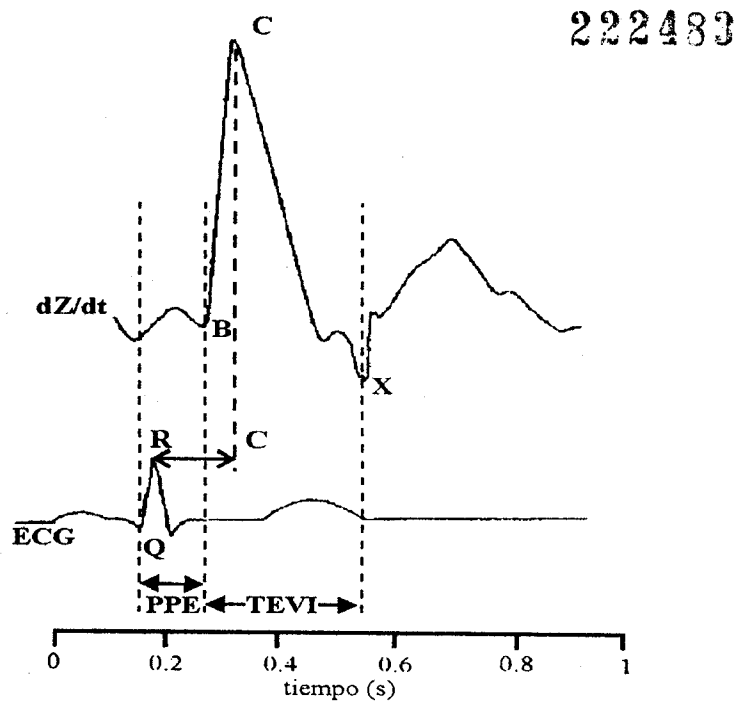


Figura 2.8.3.2. Los intervalos sistólicos periodo de pre - eyección (intervalo entre Q y B), el tiempo de eyección (intervalo entre B y X), el Índice de Hill (Amplitud B-C / intervalo R-C), obtenidos a partir de los registros de la derivada de la onda de impedancia y del ECG.

2.8.4. Sensibilidad de los barorreceptores.

El reflejo barorreceptor es uno de los más poderosos mecanismos de control de la presión arterial (150). Consiste de receptores al estiramiento localizados en el seno carotideo y arco aórtico, que transmiten impulsos nerviosos vía los nervios glossofaríngeo y vago a los núcleos del tracto solitario (centro vasomotor) del tallo cerebral (150). Las variaciones en la presión arterial, cambian el flujo de salida autonómico del centro vasomotor, que determina ajustes en la frecuencia cardíaca y resistencia vascular periférica. Efecto que conduce a la restauración a niveles normales de la presión arterial. Una de las características más sobresalientes del reflejo, es que su ganancia es variante en el tiempo (150).

Las influencias con mayor impacto en la sensibilidad de los barorreceptores son la edad y el sexo (152). Parati y cols. (153) evaluaron la SB durante las actividades cotidianas de los sujetos (24 hrs), encontraron una marcada variabilidad intrasujeto debida tanto a factores hemodinámicos como temporo - conductuales. Así mismo la sensibilidad de los barorreceptores ha sido evaluada en maniobras como la respiración controlada (154,155), cambios posturales (156), ejercicio (157) y durante la fase de recuperación de este último (158).

Las alteraciones patológicas de la sensibilidad de los barorreceptores, conducen a alteraciones en el control de la presión arterial (150), como ha sido reportado para enfermedades tales como el síncope vasovagal, el infarto miocárdico, la insuficiencia cardíaca y la hipertensión arterial.

2.8.5. Métodos de medición de la sensibilidad de los barorreceptores.

La sensibilidad del reflejo barorreceptor ha sido evaluada tradicionalmente por la ganancia de asa abierta de la relación frecuencia cardíaca - presión arterial sistólica, es decir, por la pendiente de la regresión entre las dos variables mencionadas. Los diversos métodos (150) se pueden agrupar en dos clases, aquellos que inducen cambios en la presión arterial y los que no lo hacen, emplean las variaciones espontáneas de la presión arterial. Los cambios en la presión arterial pueden ser inducidos por la administración de fármacos, como la fenilefrina (aumenta la presión) o el nitroprusiato (disminuye la presión) y por maniobras mecánicas: cambios en la presión del cuello, inclinación pasiva del sujeto y presión negativa de miembros inferiores. En el tipo de cambios espontáneos, sobresalen las metodologías de secuencias en el tiempo y

espectral. En el método temporal (159) se localizan las secuencias de tres o más latidos consecutivos en las cuales hay concordancia de aumento o disminución en la presión sistólica y en el intervalo R - R. La sensibilidad es evaluada por la pendiente de la regresión entre los cambios de frecuencia cardiaca / presión arterial; además, el método se correlaciona en forma satisfactoria con los métodos de inducción (160). En el espectral (161) la sensibilidad es evaluada por el módulo de la función de transferencia entre el intervalo R - R y la presión arterial sistólica, en bandas específicas de frecuencia: intermedia (0.8 a 0.15 Hz) y alta (0.15 a 0.4 Hz), siendo condición que valor medio de la coherencia entre las señales, en las bandas de frecuencia mencionadas, debe ser alta, la correlación con los métodos inductivos es adecuada (154).

2.9. Consideraciones acerca del uso de MATLAB.

El MATLAB (162) es un software de calidad aunque caro, que tiene una gran cantidad de funciones matemáticas ya programadas y herramientas de aplicación para el procesamiento de imágenes, caracterización de sistemas, gráficas, control, entre otras. Todo ello lo hace muy versátil. Con poca programación externa el usuario es capaz de diseñar algoritmos ad hoc a sus necesidades. En nuestro caso, toda la programación se construyó en este ambiente. Es considerable el valor de este paquete para ahorrar tiempo y esfuerzo de programación.

3. OBJETIVOS

3.1. Justificación.

3.1.1. Problemática metodológica.

- La gran mayoría de los estudios publicados realiza el análisis de la VFC a partir del procesamiento de los intervalos RR (1,2), el cual consiste en el registro y adquisición del ECG, la aplicación de un algoritmo para la detección de las ondas R y la formación de las series de intervalos. En una proporción pequeña de estudios se emplearon cardiografos (3,4,5,6) para computar la frecuencia cardiaca instantánea.
- Existe una gran diversidad en cuanto al tipo de análisis de la VFC. Hay trabajos que sólo emplean el análisis temporal (7), otros utilizan el análisis espectral (8) o el de dinámica no lineal (9). Más aún, dentro del espectral se usan ya sea técnicas paramétricas (10) o no paramétricas (11), en el caso del análisis no lineal la diversidad de técnicas es muy grande (12).
- Como excepción notable, es el hecho de que la gran mayoría de los estudios hace el análisis de la VFC mediante el procesamiento de los intervalos RR (13). Hemos encontrado pocos que lo hagan con la utilización de los intervalos entre las ondas de la presión arterial (14,15).
- Se emplean diferentes rangos de integración para la potencia espectral total, y para los componentes de baja y de alta.
- En el campo de estudio de la función cardiovascular el Finapres es el instrumento de elección cuando se pretende analizar la VPA (16). Es común que en este tipo de investigaciones se combinen el procesamiento del ECG con el procesamiento de la señal analógica de la presión arterial. Esta operación requiere el desarrollo de algoritmos por parte de los usuarios, para la digitalización de la señal analógica y la detección de las presiones sistólica y diastólica, en una base latido a latido. En la literatura que se revisó no se encontraron trabajos de investigación que hayan comparado las salidas numérica y analógica del Finapres, y por lo tanto hayan mostrado su adecuada intercambiabilidad según las conveniencias y recursos del usuario.
- Algunos normalizan los componentes y otros utilizan únicamente los valores absolutos (1).

3.1.2. Problemática fisiológica.

Aunque el estudio de la VFC se inició en los albores de la fisiología moderna, la utilidad de esta variable como índice del funcionamiento del sistema nervioso autónomo quedó firmemente establecida con el trabajo, ahora clásico de Pomeranz y cols. (17) en 1985 y por lo tanto, es relativamente novedosa. A partir de entonces, y con el paso de los años, ha habido un aumento progresivo de estudios relacionados con esta variable, pero sobre todo con un enfoque clínico. Lo anterior puede explicar en parte, el que no se haya aplicado el análisis de la VFC en líneas de investigación fisiológica como son el estudio de los efectos de la hipoxia, de la hipoglucemia (no se encontraron reportes en la literatura) y en algunas áreas del control autónomo del sistema cardio - respiratorio.

La aplicación de la VFC a la problemática presentada tendría ventajas sobre los métodos tradicionales de valoración de la actividad del sistema nervioso, tales como: es un método no invasivo, valora la actividad tanto del simpático como del parasimpático, el resultado se puede conocer casi en forma inmediata y tiene una mayor fidelidad.

Como sucede en todas las líneas de investigación, siempre existen resultados contradictorios, la que aborda el presente trabajo (efectos de cambios en la presión parcial arterial de oxígeno y en la concentración de la glucosa en la sangre) no es la excepción:

- En los efectos que ejerce la hipoglucemia sobre la función del sistema nervioso autónomo, hay autores que refieren un aumento en la actividad del simpático, mientras que otros la encuentran suprimida.
- La respuesta del sistema nervioso autónomo a la hiperglucemia está poco estudiada; hay reportes que indican que esta condición aumenta la actividad simpática.
- Si bien los efectos sobre la respuesta autónoma a la hipoxia aguda difieren de los producidos por la hipoxia crónica, en ambos casos algunos autores establecen un aumento en la actividad simpática, mientras que otros la refieren inhibida. Este punto resulta de particular interés dado que los residentes de la ciudad de México, por la altitud, presentan hipoxemia crónica con relación a los sujetos del nivel del mar. El presente estudio podrá contribuir en la elucidación de algunos de los mecanismos funcionales de adaptación.
- Los efectos de la hiperoxia sobre la función del sistema nervioso autónomo son escasos. Un investigador reportó la actividad sin cambios, mientras que otro encontró aumentada la simpática.

- Los estudios revisados, con pocas excepciones, no valoran en forma simultánea la función parasimpática por las dificultades que esto entraña.
- De los resultados de un trabajo reciente (18) se conoce que el volumen sistólico presenta variabilidad. Dado que el periodo de pre - eyección (índice de contractilidad) y el tiempo de eyección guardan una relación estrecha con el volumen sistólico sería importante demostrar la variabilidad que posiblemente tienen estos parámetros (no existen reportes al respecto).

Con la realización de la presente tesis, que emplea un conjunto de métodos para el análisis de la variabilidad de parámetros cardiovasculares, se podrá ampliar la información (actividad del parasimpático, efectos de la hiperoxia y de la hiperglucemia) y corroborar los estudios en que se ha valorado la actividad simpática ante condiciones de hipoglucemia e hipoxia.

3.2. Objetivo general.

3.2.1. Relativo a metodología.

Comparar las diferentes técnicas de registro y análisis de la VFC.

3.2.2. Relativo a mecanismos de funcionamiento.

Mediante los análisis temporal, espectral y no lineal de la VFC y otros parámetros cardiovasculares estudiar la actividad del sistema nervioso autónomo, de humanos nativos de la altitud media, ante situaciones experimentales que modifican las variables reguladas por los sistemas de control glucostático y cardiorespiratorio. Corroborar algunas interrelaciones funcionales entre los sistemas implicados.

3.3. Objetivos particulares.

3.3.1. Relativo a metodología.

Comparar:

- Técnicas de estimación espectral como la transformada rápida de Fourier, el periodograma promediado y el modelado autorregresivo de la VFC, en seis condiciones experimentales.

- Variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas a partir de los intervalos RR y del cardiograma, por análisis temporal y espectral en cinco maniobras experimentales.
- Salida numérica y analógica del Finapres para valorar el grado de semejanza entre los parámetros temporales y espectrales de las variabilidades de las presiones sistólica y diastólica, obtenidas de las dos diferentes salidas, en cinco maniobras experimentales.
- Variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas de los intervalos RR (ECG) y PP (onda de presión arterial) para valorar el grado de semejanza entre las respectivas series de intervalos, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, en cinco maniobras experimentales.
- El patrón de respuesta de la VFC a las maniobras, en tres días.

3.3.2. Relativos a mecanismos de funcionamiento.

A partir de los análisis temporal, espectral y no lineal de la VFC y otros parámetros cardiovasculares determinar el grado de activación de las divisiones simpática y parasimpática del sistema nervioso autónomo, durante:

- La realización de una secuencia de cinco maniobras. El principal objetivo perseguido es verificar la existencia de un patrón similar de respuesta de la VFC entre los sujetos, ante el conjunto de maniobras. Además, comparar rangos distintos de integración – normalización de los parámetros espectrales, para evaluar su capacidad discriminativa durante las maniobras.
- La administración oral de glucosa (estímulo hiperglucémico).
- La administración subcutánea de insulina (estímulo hipoglucémico).
- La administración de una mezcla de oxígeno al 100% (estímulo hiperoxémico), por dos minutos.
- La administración respiratoria de una mezcla de oxígeno al 12% (estímulo hipoxémico), por dos minutos.
- La realización de cinco maniobras para caracterizar el comportamiento de dichas variables y demostrar que los intervalos sistólicos del ventrículo izquierdo, tiempo de eyección, sístole electromecánica, periodo de pre - eyección y tiempo diastólico presentan variabilidad latido a latido y que ésta se correlaciona con las variabilidades mostradas por la frecuencia respiratoria, la frecuencia cardiaca, presión arterial y el volumen sistólico.

3.4. Hipótesis.

Con base en las siguientes premisas o hechos bien fundamentados:

- El análisis espectral y en el tiempo de la VFC son métodos cuantitativos para la valoración de la función de los sistemas simpático y parasimpático.
- La arritmia respiratoria es un fenómeno que muestra la influencia del centro de control respiratorio y de la mecánica pulmonar sobre el centro de control cardiovascular.
- El sistema cardiovascular se adapta a los cambios de postura a través de la función de los barorreceptores y del sistema nervioso simpático.
- El ejercicio causa un aumento en la actividad del sistema simpático y una disminución en la del parasimpático.

Con la selección de resultados que posiblemente presentan una mayor evidencia experimental en seres humanos, tales como:

- La hipoglucemia inducida por insulina causa un aumento en el grado de actividad del sistema simpático,
- La hiperoxemia causa un aumento en la actividad del sistema parasimpático y una disminución en la del simpático.
- La hipoxemia inducida por la respiración de mezclas con bajo contenido de oxígeno determina un incremento en el grado de actividad del simpático.

Se propone:

- En los sujetos nativos de la altitud y con relación a los efectos registrados en la condición de control (normoglucemia), la hipoglucemia determina un aumento en la actividad del simpático que será evidenciada por la disminución en la relación componente de baja/alta del análisis espectral de la VFC. La amplitud de la banda alta de los espectros mostrará un aumento que indicará el incremento concomitante en la actividad del parasimpático. Se espera encontrar el efecto opuesto en el caso de la hiperglucemia.
- En sujetos nativos de la altitud media y con los efectos observados en la normoxemia, la hipoxia aguda causará un aumento en el grado de activación del simpático, referido por el aumento en la relación componente de baja/alta del análisis espectral de la VFC y una disminución de la actividad del parasimpático, indicada por la disminución en la amplitud de la banda de alta frecuencia. La condición de hiperoxemia revertirá la actividad del

sistema nervioso autónomo (supresión de la actividad del simpático y aumento en la actividad del parasimpático).

Por otra parte, y con base a las siguientes premisas bien establecidas:

- El estado contráctil del corazón es función exclusiva del tono simpático.
- La contractilidad ventricular interviene en la determinación de la magnitud del volumen sistólico.
- La frecuencia cardiaca afecta el tiempo de eyección ventricular.
- El periodo de pre - eyección se considera un índice confiable de la contractilidad ventricular.
- El volumen sistólico y la frecuencia cardiaca presentan variabilidad.
- La variabilidad de la frecuencia respiratoria determina componentes de la variabilidad del volumen sistólico y de la frecuencia cardiaca.

se propone:

- La contractilidad ventricular fluctúa latido a latido y que en consecuencia el periodo de pre - eyección debe presentar variabilidad correlacionable con la del volumen sistólico.
- El tiempo de eyección debe mostrar una variabilidad que se correlaciona con la de la frecuencia cardiaca.

3.5. Evolución del proyecto.

Para facilitar la comprensión de la tesis y para remarcar el enriquecimiento paulatino del protocolo original, se describirá en orden cronológico las actividades de investigación realizadas.

3.5.1. Desarrollo de la metodología mínima suficiente para el estudio de la VFC.

Abarcó el segundo y tercer trimestre del doctorado. Las metas logradas se reportaron en el informe del tercer trimestre.

- Se registró la amplitud respiratoria y la frecuencia cardiaca instantánea, esta última por medio de un cardiotacómetro, para obviar el algoritmo de detección de las ondas R. Se hicieron los programas para los análisis temporal y espectral. La estimación de la potencia espectral se hizo por tres técnicas: la transformada rápida de Fourier, el periodograma promediado y modelado autorregresivo. Se seleccionaron cinco maniobras por la facilidad

de conseguir el estado estable en la frecuencia cardíaca. Con esta metodología se realizaron los siguientes estudios:

- Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la VFC. Se trató de dar solución a una de las problemáticas metodológicas. Publicado a finales de 1995.
- Patrón de respuesta de los parámetros de la VFC de sujetos sanos a un protocolo de cinco maniobras. Se abordó una problemática fisiológica, capacidad de discriminación de los parámetros para diferenciar la actividad autonómica entre las maniobras y una problemática metodológica, dos rangos diferentes de integración – normalización de los parámetros espectrales. Se envió a arbitraje, el comité lo regresó con correcciones mínimas.
- Repetibilidad de los parámetros de la VFC. Corroboración de una problemática fisiológica. Resultados no publicados.

3.5.2. Refinamiento de la metodología.

Comprendió el periodo del cuarto al sexto trimestre del doctorado. Los resultados fueron reportados en el informe del sexto trimestre. Se amplió el número de variables fisiológicas a registrar: Presión arterial no invasiva, onda de pulso, fonocardiograma y la cardio impedancia torácica. Se desarrollaron algoritmos para detección de particularidades de las ondas: R (ECG), presión sistólica y diastólica (onda de presión), tiempo de eyección (onda de pulso), primer y segundo ruidos cardíacos (fonocardiograma), amplitud y duraciones de la derivada de la cardioimpedancia, y otros algoritmos para el cálculo del periodo de pre - eyección y de la diferencia RR – PP. Al análisis temporal se le añadieron los cómputos de la proporción de latidos mayores a 50 ms. y la función de autocorrelación. En el espectral se programó la regresión log potencia – log frecuencia y una distribución frecuencia tiempo. Se introdujo una técnica de análisis no lineal básica, los mapas de retorno, además de los análisis tono entropía y entropía aproximada. La sensibilidad de los barorreceptores fue evaluada por dos técnicas (espectral y secuencias).

Con la metodología descrita se llevaron a cabo los siguientes estudios:

- Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del finapres. Se resolvió una problemática metodológica. Publicado en 1997.

- Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial. La intención primaria era solucionar una problemática metodológica y resultó una fisiológica. El trabajo fue publicado en 1998.
- Efectos de la hiperglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares. Se estudió una problemática fisiológica. Resultados no publicados.
- Efectos de la hipoglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares. Se estudió una problemática fisiológica. Resultados no publicados.
- Efectos de la hiperoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares. Se estudió una problemática fisiológica. Resultados no publicados.
- Efectos de la hipoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares. Se estudió una problemática fisiológica. Resultados no publicados.
- Comportamiento de la variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco etapas en sujetos sanos. Se abordó una problemática fisiológica. Resultados no publicados.

222483

4. METODOS

En una primera etapa se logró conjuntar un núcleo metodológico mínimo, que se empezó a utilizar en estudios específicos. Con la evolución de la tesis, se realizaron modificaciones que sirvieron para el desarrollo de otras investigaciones. El núcleo metodológico comprende los siguientes rubros, sujetos, protocolo, registro de señales, adquisición, procesamiento de las señales y análisis estadístico. Con excepción del correspondiente a sujetos, en el que varía el número de participantes y se modifica ligeramente las características antropométricas, el resto sufrió cambios importantes. El protocolo inicial fue el de cinco maniobras, llamadas estándares por su uso común en el ámbito de la fisiología humana. Después se emplearon aquellos para provocar cambios en la concentración de glucosa sanguínea y en la presión arterial de oxígeno. Al principio se registro únicamente el ECG y la amplitud respiratoria, para en forma paulatina ir agregando la presión arterial, el densitograma de oreja, el fonocardiograma y al final la cardio - impedancia. La adquisición de las señales analógica - digital inicial se completó con la captura de datos vía puerto serie. El procesamiento de señales incluyó inicialmente los análisis temporal y espectral, casi sin pre-procesamiento de las señales. Luego se incorporó la detección de particularidades del Electrocardiograma y de la presión arterial, para en forma posterior incluir las de la onda de pulso, los ruidos cardiacos y las pertenecientes a la onda de impedancia. A los análisis ya mencionados se agregaron la distribución frecuencia - tiempo para señales no estacionarias, la regresión entre log potencia - log frecuencia, tono entropía, mapas de retorno y entropía aproximada.

En la figura 4.1 se presentan a manera de ejemplo los núcleos metodológicos correspondientes a los estudios: repetibilidad de la VFC, efectos de la hiperglucemia, efectos de la hiperoxemia y variabilidad de parámetros cardiovasculares. Se puede constatar las variaciones descritas en el núcleo metodológico para los diferentes estudios.

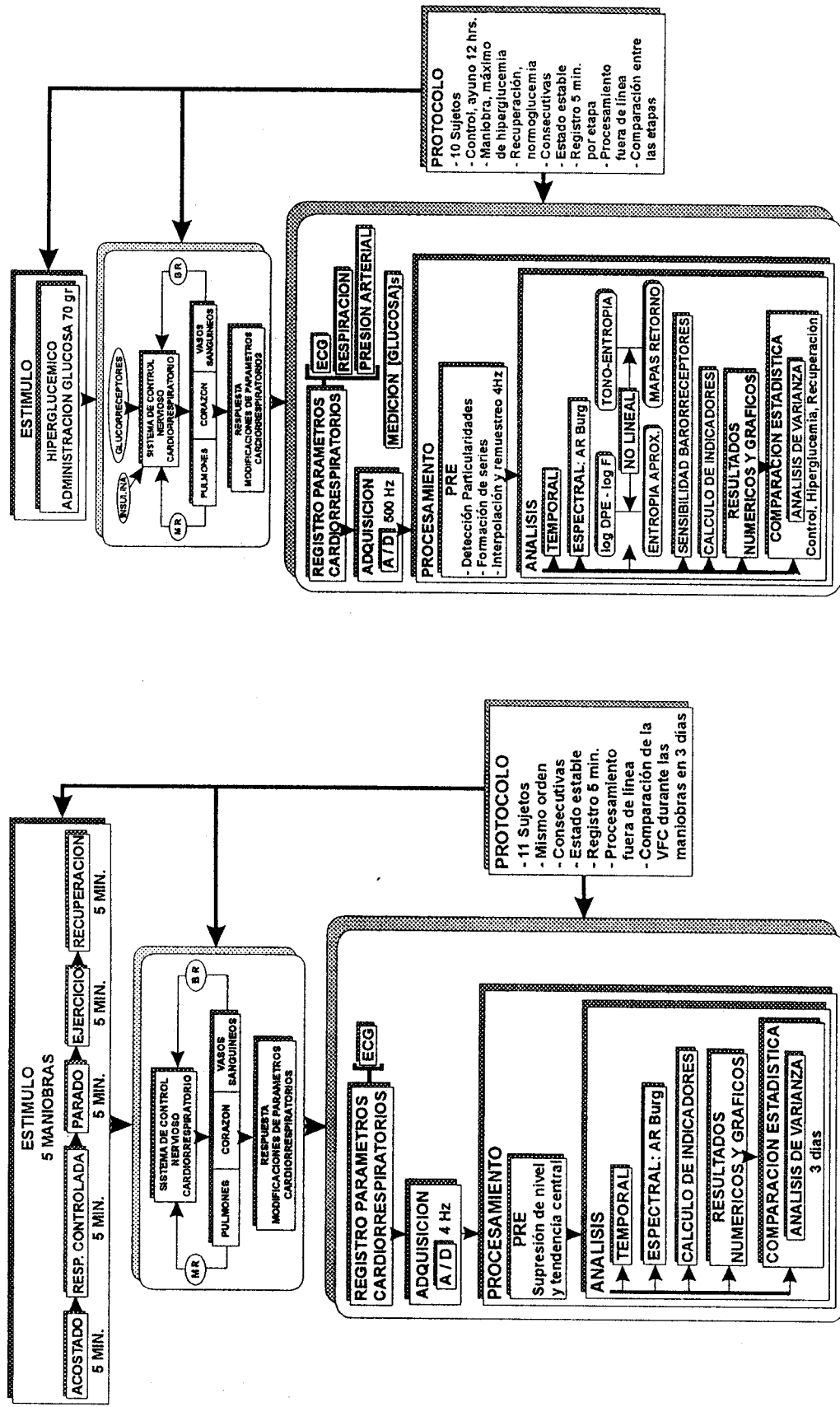


Figura 4.1. Núcleos metodológicos correspondientes a los estudios repetibilidad de la VFC, efectos de la hiperglucemia, efectos de la hiperoxemia y variabilidad de parámetros cardiovasculares.

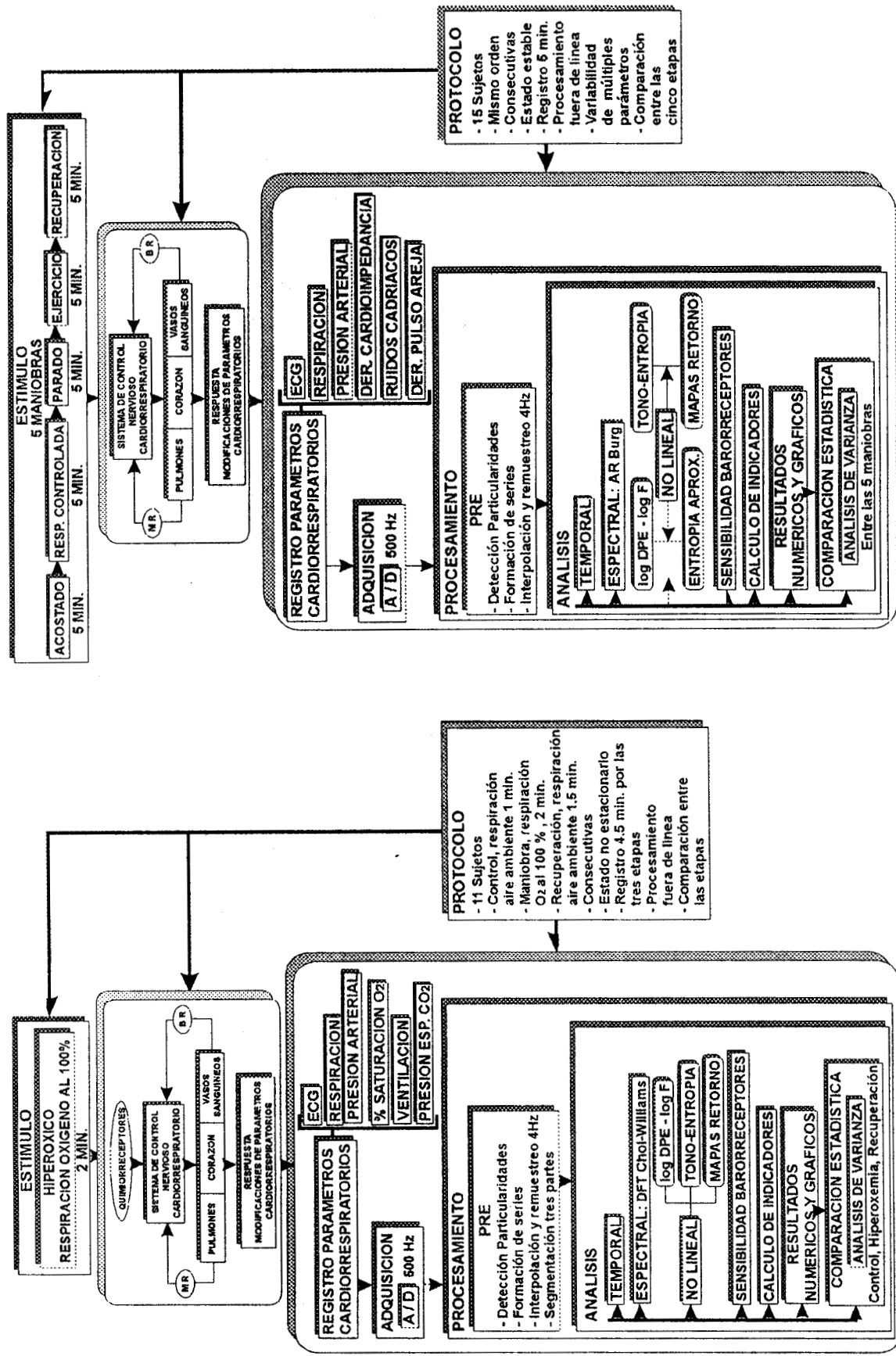


Figura 4.1. (Continuación)

En el caso de los estudios publicados sólo se mencionan, en forma breve los aspectos más relevantes de los métodos.

4.1. Sujetos.

Las muestras de los sujetos estudiados se trataron de hacer lo más homogéneas posibles en cuanto a sus características abajo descritas, para disminuir la variabilidad intra sujeto. Además, estas variables deben ser más o menos controladas, ya que pueden afectar la actividad del sistema nervioso autónomo como quedó mencionado en la fisiología de la VFC (2.1.3).

4.1.1 Características.

- El número de sujetos en cada estudio fue el siguiente: hiperglucemia 10, hipoglucemia 10, hiperoxia 11, hipoxia 11, variabilidad de parámetros cardiovasculares 15.
- Sexo, 50% de hombres y 50% de mujeres aproximadamente para cada estudio (ver tabla 4.1.1.1).
- Estado de salud. Se estableció por historia clínica y electrocardiograma de reposo con el empleo del electrocardiógrafo Pagewriter XLE (Hewlett Packard) y espirometría con la utilización del espirómetro Stead Wells (Collins), ambos procedimientos obtenidos por técnicas convencionales (1). Sólo fueron aceptados los sujetos asintomáticos sin signos de enfermedad con capacidad vital y flujos espiratorios (medio y máximo) y trazos electrocardiográficos dentro de límites normales.
- Edad, jóvenes 19 a 25 años.
- Hábito tabáquico y fármacodependencia, ninguno en ambos casos ó un cigarrillo ocasional.
- Capacidad para el esfuerzo físico. Establecida por interrogatorio. Sólo fueron aceptados los sujetos considerados sedentarios, sin actividad física rutinaria o menor a una hora por semana.

Estado emocional. El grado de ansiedad evaluado por un cuestionario de auto evaluación (2).

- Nativos o residentes de más de 10 años en la ciudad de México, altitud media 2240 m.
- Para el estudio se les requirió en ayuno relativo de aproximadamente 12 h., sin actividad física intensa previa, sin haber tomado bebidas estimulantes.

- Medidas antropométricas. Sólo fueron aceptados los que tuvieron medidas similares a la de la población general de acuerdo a la edad y sexo. El peso varió entre 48 y 72 Kg. La estatura entre 155 y 178 cm. El porcentaje de grasa corporal dentro de límites normales, de 17 a 26%, esta variable valorada por el método de bioimpedancia corporal (3) por medio del impedancímetro 101A (RJL Systems). En la tabla 4.1.1.1 se reportan las principales características antropométricas de los sujetos que participaron en los estudios no publicados.

TABLA 4.1.1.1.

CARACTERISTICAS ANTROPOMETRICAS					
Estudio	No. Sujetos	Edad (años)	Estatura (cm)	Peso (Kg)	Grasa (%)
Repetibilidad	11 (6 fem.)	23.4 ± 1.8	168 ± 5.0	66.9 ± 9.0	26.4 ± 5.2
Hiperglucemia	10 (5 fem.)	22.8 ± 3.0	165 ± 6.0	64.0 ± 5.8	25.6 ± 5.8
Hipoglucemia	10 (4 fem.)	22.2 ± 2.0	162 ± 5.0	61.5 ± 6.4	22.6 ± 3.7
Hiperoxemia	11 (4 fem.)	21.9 ± 1.6	164 ± 6.6	62.6 ± 7.2	24.3 ± 4.0
Hipoxemia	11 (5 fem.)	22.5 ± 1.8	163 ± 6.0	63.6 ± 9.0	25.2 ± 3.5
Var. Par. Cardiov.	15 (5 fem.)	21.8 ± 2.4	166 ± 8.0	59.9 ± 8.1	22.1 ± 3.0

4.1.2. Reclutamiento.

Los sujetos fueron reunidos por invitación y se les informó de los riesgos y beneficios del estudio. Los que aceptaron firmaron por escrito su consentimiento como voluntarios de acuerdo a la declaración de Helsinki, que norma la experimentación en seres humanos. Se les programó para dos visitas al laboratorio.

4.1.3. Condiciones ambientales.

Dentro del laboratorio fueron: presión barométrica de 587 a 592 mmHg, temperatura ambiental de 24 a 27°, humedad relativa de 50 a 70 %.

Los estudios se llevaron a cabo en las mañanas entre las 9:00 y las 13:00 horas.

4.2. Protocolos.

Los sujetos hicieron dos visitas al laboratorio. En la primera se evaluaron todas las características ya mencionadas, en la segunda se les realizó el estudio específico que involucró la utilización de uno de los siguientes cuatro protocolos.

4.2.1. Maniobras estándares.

Las maniobras se seleccionaron porque han sido ampliamente utilizadas como estímulos para el estudio tanto del sistema nervioso autónomo como para el sistema cardiovascular. Además, por su facilidad de ejecución e implementación en el laboratorio, y porque pueden lograr un estado estable en la frecuencia cardíaca. Fueron las siguientes:

- Acostado; el sujeto situado en decúbito dorsal y lo más relajado posible.
- Respiración controlada; en la posición de acostado, el sujeto mantuvo constante la frecuencia respiratoria a 12 por minuto (0.2 Hz), mediante el ritmo marcado por un metrónomo electrónico.

Como una actividad accesoria pero importante, se desarrolló un metrónomo electrónico que facilitó el control de la frecuencia respiratoria con relación a uno mecánico. El seguimiento visual del péndulo era muy difícil. Este problema se resolvió al sustituirlo por el ritmo de oscilación de una escala luminosa secuencial formada por 30 leds. El instrumento fue construido con base en un microprocesador consta de una etapa de generación de pulsos, una de selección de la frecuencia, una etapa secuenciadora de luces y una escala de leds.

- Parado; con el sujeto lo más quieto posible.
- Ejercicio en bicicleta; se administró una sola carga de trabajo de 80 wats por medio de un ergómetro de bicicleta, 818 - E (Monark).
- Recuperación; etapa inmediata a la terminación del ejercicio, con el sujeto sentado y quieto sobre el ergómetro.

Las maniobras se administraron al sujeto en forma consecutiva, siempre en el mismo orden. Cada una tuvo una duración de 5 minutos. El cambio de una maniobra a otra tomó alrededor de 2 minutos, tiempo suficiente para que los parámetros cardiovasculares logren el estado estable. Durante cada maniobra se registraron, y adquirieron las variables fisiológicas de interés. El procesamiento se hizo fuera de línea al término de cada estudio.

El protocolo anterior fue utilizado para los siguientes siete estudios:

- Comportamiento de los parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardíaca de sujetos sanos durante un protocolo de cinco maniobras.
- Repetibilidad de los patrones de respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardíaca a las maniobras estándares.

- Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.
- Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres.
- Comparación entre parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca obtenidos del intervalo RR y del cardiograma.
- Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial.
- Variabilidad de parámetros cardiovasculares de sujetos sanos durante la realización de cinco maniobras.

4.2.2. Hiperglucemia.

Previo ayuno de al menos 12 horas, se le administró por vía oral 75 g. de glucosa disuelta en 250 ml de agua. A intervalos de 10 minutos y por un periodo de 3 horas, se obtuvieron muestras de sangre capilar por dígito punción, para medir la concentración de glucosa. Metodología similar a la que se hace para la curva de tolerancia de la glucosa (4). Las mediciones se hicieron antes de la maniobra (control), en el máximo de la concentración de glucosa en sangre (maniobra) y en el tiempo cuando se recuperó la concentración normal (recuperación). En cada una de las tres etapas se hizo el registro y adquisición del electrocardiograma, la amplitud respiratoria y la presión arterial, durante 5 minutos. El procesamiento de las señales se hizo fuera de línea al término de cada estudio.

El protocolo se utilizó en el trabajo: Efecto de la hiperglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares de sujetos sanos.

4.2.3. Hipoglucemia.

Previo ayuno de 12 horas, se le administró al sujeto por vía subcutánea, una dosis de 0.2 UI/Kg de insulina de acción rápida, para provocar una hipoglucemia que logre una concentración menor a los 50 mg/100 ml en sangre (5). Se midió la concentración de glucosa en sangre, cada 10 minutos durante 100 minutos, por el método enzimático. Las mediciones se realizaron antes de la maniobra (control), en el mínimo valor de la glucemia (maniobra) y en el tiempo de regreso a la normalidad (recuperación). En cada una de las tres etapas se realizó el registro y la

adquisición del electrocardiograma, la amplitud respiratoria y la presión arterial durante, cinco minutos. El procesamiento de las señales se hizo fuera de línea al término de cada estudio.

El protocolo se utilizó en el trabajo: Efecto de la hipoglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares de sujetos sanos.

4.2.4. Hiperoxia.

Después de respirar aire ambiente durante 1 minutos (control) se administró oxígeno al 100% grado - patrón almacenado previamente en un balón meteorológico de 200 L., conectado a una válvula respiratoria de dos vías durante 2 minutos (maniobra), para después cambiar a aire ambiente (recuperación). Durante las tres fases del estudio se registraron y adquirieron el electrocardiograma, el volumen respiratorio por neumotacografía, la fracción espirada de CO₂, el porcentaje de saturación de O₂ y la presión arterial. El procesamiento se hizo fuera de línea al término de cada estudio.

El protocolo se utilizó en el trabajo: Efecto de la hiperoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares de sujetos sanos.

4.2.5. Hipoxia.

Después de respirar aire ambiente durante 1 minuto (control), se le administró al sujeto vía respiratoria una mezcla de oxígeno al 12%, balanceado con nitrógeno, la cual fue almacenada previamente en un balón meteorológico de 200 L., conectado a una válvula respiratoria de dos vías durante 2 minutos (maniobra), al final del cual el sujeto volvió a respirar del medio ambiente durante 1.5 minutos (recuperación). Durante todo el estudio se realizó el monitoreo del porcentaje arterial de oxígeno por el método de oximetría de pulso. Durante los 4.5 minutos de cada estudio, se registraron y adquirieron el electrocardiograma, el volumen respiratorio por neumotacografía, la fracción espirada de CO₂, el porcentaje de saturación de O₂ y la presión arterial. El procesamiento de las señales se hizo fuera de línea al término de cada estudio.

El protocolo se usó en el trabajo: Efecto de la hipoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares de sujetos sanos.

4.3. Registro de variables fisiológicas.

4.3.1. Electrocardiograma.

La actividad eléctrica del corazón se detectó a partir de tres electrodos flotantes, colocados con discos adhesivos sobre el tórax, por medio de la derivación bipolar CM5 (el electrodo negativo en el manubrio esternal; electrodo positivo en el cruce entre el quinto espacio intercostal izquierdo y la línea paraesternal izquierda y el de referencia en la hipófisis xifoides) y con el empleo del monitor de ECG (Hewlett Packard). La señal de salida del anterior instrumento se pasó a través de un filtro analógico pasa - banda de 1-50 Hz con un factor de amortiguamiento de -40 dB/década. El filtro utilizado evitó las oscilaciones de base que pueden afectar el cómputo posterior de la frecuencia. El empleo del monitor de electrocardiograma brinda la facilidad de poder detectar la presencia de arritmias, sobre todo de latidos ectópicos, que al producir artefactos en los registros alteran en forma sustancial la cuantificación de la variabilidad y son el principal problema en este tipo de estudios (6).

A partir de la señal de ECG se obtuvo la frecuencia cardíaca por dos procedimientos. Uno con la utilización de un cardiotacómetro, que fue el primero que se dispuso, y otro que requirió más tiempo para desarrollarlo, por el procesamiento del ECG, en el que se realiza la detección de las ondas R, y que será descrito posteriormente.

4.3.2. Cómputo de la frecuencia cardíaca por el cardiotacómetro.

La salida analógica del monitor se conectó al computador de frecuencias, instrumento basado en un microprocesador AT-601G (Nihon Kohden), el cual da un voltaje de salida proporcional al periodo R-R y por lo tanto a la frecuencia cardíaca. Este instrumento computa la frecuencia cardíaca instantánea, la despliega en forma digital y genera su respectiva señal analógica como niveles de D.C. Después de un retraso muy pequeño al final de un intervalo RR medido, el aparato produce un nivel de D.C. constante, equivalente a un valor dado de la frecuencia cardíaca instantánea, que dura hasta que se calcula un nuevo intervalo RR y así sucesivamente. Consta de un circuito acondicionador (filtro pasa - banda) de la señal del ECG que amortigua las ondas excepto la R, una etapa de detección de las ondas R, (formado por un detector de picos positivos y negativos), un comparador que genera pulsos por cada R, un microprocesador que calcula el intervalo entre los pulsos y lo sostiene hasta que mide uno nuevo y un

convertidor digital analógico (figura 2). El instrumento se calibró con un voltaje conocido (1 volt) que equivale a 100 lat/min. La exactitud en la medición de la frecuencia cardiaca fue menor a un latido por minuto.

El cómputo de la frecuencia cardiaca instantánea por cardiotacómetro fue utilizado en los estudios:

- Comportamiento de los parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca de sujetos sanos durante un protocolo de cinco maniobras.
- Repetibilidad de los patrones de respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a las maniobras estándares.
- Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.
- Comparación entre parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca obtenidos del intervalo RR y del cardiotacograma.

En el resto de los trabajos se utilizó el procedimiento de detección de la onda R.

4.3.3. Amplitud de los movimientos respiratorios.

El respirograma se registró a partir del neumógrafo de estiramiento TR-701T (Nihon Kohden), colocado en la parte inferior del tórax, en conjunto con el módulo de acoplamiento AR-650H y el amplificador AA601H (ambos Nihon Kohden). No se hicieron intentos para calibrar la señal de amplitud respiratoria, dado que el interés está centrado sólo sobre su frecuencia y con el empleo de la actual instrumentación no es posible.

La medición de la amplitud respiratoria se utilizó en todos los estudios, excepto en:

- Efectos de la hiperoxia sobre la variabilidad de la frecuencia cardiaca y de la presión arterial.
- Efectos de la hipoxia sobre la variabilidad de la frecuencia cardiaca y de la presión arterial.

En los trabajos anteriores, el volumen respiratorio se midió con el sistema formado por el Neumotacógrafo tipo Fleish 21073B (Hewlett Packard), el transductor de flujo 47304A (Hewlett Packard) y el integrador respiratorio 8815A (Hewlett Packard). El volumen se calibró con una jeringa de referencia de 3 L. En la figura 4.3.3.1 se ilustran los componentes del canal de medición para las variables ventilatorias.

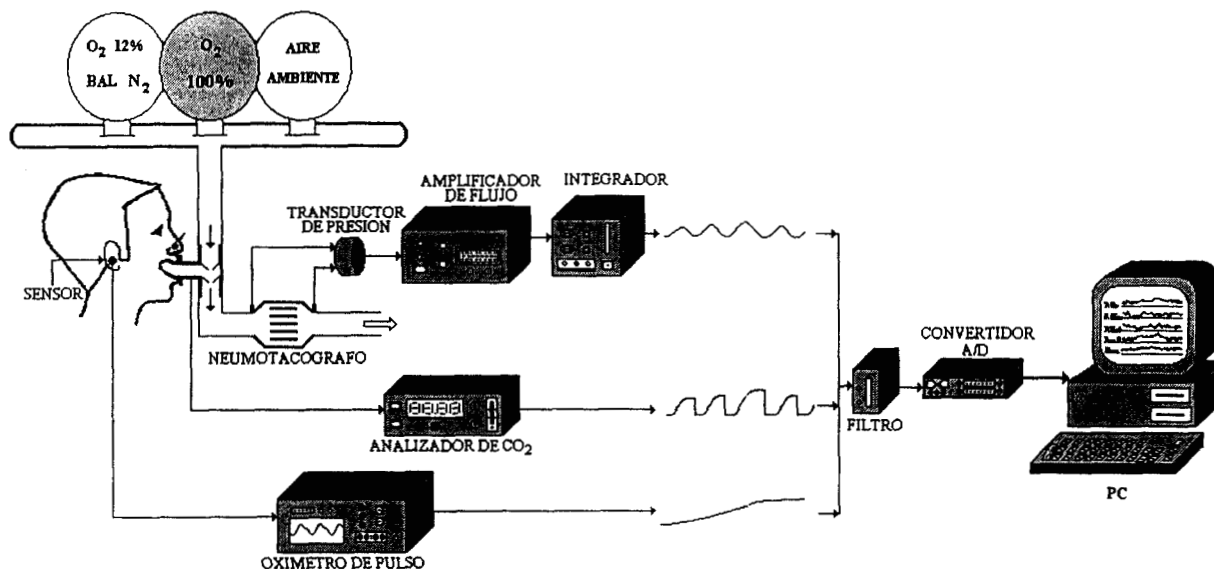


Figura 4.3.3.1. Arreglo instrumental empleado para la medición de las variables ventilatorias.

4.3.4. Presión arterial no invasiva.

Se empleó el Finapres 2300 (Ohmeda) para la medición de la presión arterial en un formato latido a latido. Se seleccionó el tamaño adecuado del brazalete, el cual fue colocado en la segunda falange del dedo medio y con la mano situada a nivel del corazón por medio de un soporte. Todo de acuerdo a las indicaciones del fabricante. Para evitar la vasoconstricción periférica que altera la medición de la presión, la mano se mantuvo a una temperatura de 40° con la utilización de una cinta de calentamiento, un termistor y el controlador de temperatura Digi Sense (Cole Parmer).

La medición de la presión se realizó en los estudios:

- Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres.
- Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial.
- Efectos de la hiperglucemia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Efectos de la hipoglucemia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Efectos de la hiperoxia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Efectos de la hipoxia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

4.3.5. Densitograma de oreja.

La onda de pulso arterial se registró con la utilización de un fotopletismógrafo de oreja MPP3E (Nihon Kohden), colocado en la púa, previo enrojecimiento por fricción de la misma, en conjunto con el preamplificador AS650H (Nihon Kohden), el amplificador AA601H (Nihon Kohden). La salida de este último dispositivo se pasó al diferenciador ED601G (Nihon Kohden) para la obtención de la primera derivada del pulso, señal en la que se remarcan el inicio y el fin de la eyección ventricular.

La medición de la presión arterial se realizó el estudio: Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

4.3.6. Fonocardiograma.

Los ruidos cardiacos fueron detectados con el uso de un micrófono dinámico aire – conductivo TF601T (Nihon Kohden), colocado a nivel del mesocardio y sostenido con una banda elástica. El micrófono fue conectado al preamplificador AS650H cuya salida se pasó al amplificador AS611H, (ambos Nihon Kohden). Se empleó el filtro M1 que remarcó mejor el segundo ruido de acuerdo con las recomendaciones de Castillo (7), para la obtención de registros de alta calidad.

El fonocardiograma se obtuvo el estudio: Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

4.3.7. Medición no invasiva del gasto cardiaco por cardioimpedancia torácica.

El volumen sistólico latido a latido fue medido con el empleo del método cardioimpedancimétrico (8). El cálculo del volumen sistólico se realizó con la ecuación de Kubicek (9) la cual emplea la amplitud máxima de la primera derivada de la señal de impedancia torácica (punto C), el tiempo de eyección del ventrículo izquierdo (intervalo del punto B al X), la impedancia basal, la distancia entre los electrodos internos y la resistividad de la sangre (considerada constante $135 \Omega\text{cm}$). Para la inyección de corriente y el registro de la impedancia se usaron cuatro electrodos de aluminio autoadheribles tipo Millar, dos colocados en el cuello y dos a nivel del apéndice xifoides del esternón, conectados al pletismógrafo impedancimétrico AI-601G (Nihon Kohden) cuya salida se acopla al diferenciador ED-601G (Nihon Kohden). El volumen sistólico se normalizó con la superficie

corporal para fines de comparación inter sujeto. El gasto cardiaco se calculó como el producto del volumen sistólico por la frecuencia cardiaca. Al igual que la variable anterior, también se normalizo con la superficie corporal.

La medición del volumen sistólico y gasto cardiaco se realizó en el estudio: Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

En la figura 4.3.7.1 se ilustra el arreglo de los instrumentos utilizados para el registro de las variables fisiológicas del estudio anterior.

222483

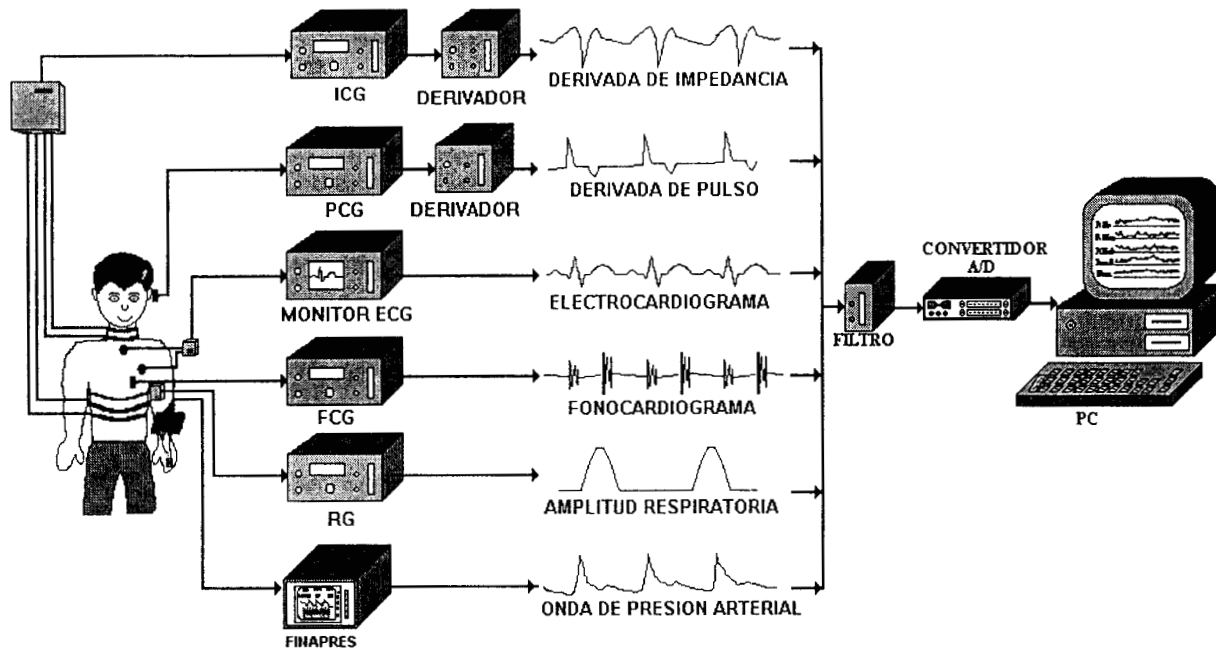


Figura 4.3.7.1. Arreglo instrumental usado para el registro de las variables fisiológicas en el estudio variabilidad de parámetros cardiovasculares.

4.3.8. Registro en papel.

Las señales fisiológicas antes mencionadas se registraron en línea, para su inspección visual, en dos polígrafos térmicos de cuatro canales cada uno 7754A (Hewlett Packard), esto permitió la toma de decisiones rápidas sobre la calidad de las señales y asegurar su preservación.

4.4. Adquisición de las señales registradas.

Dado que el procesamiento de las señales de interés fue principalmente computacional, la comunicación entre los sistemas de registro y la computadora se logró por conversión analógico - digital o por puerto serie estándar.

4.4.1. Conversión analógico - digital.

Antes de la adquisición, las señales se hicieron pasar a través de filtros analógicos pasa - bajas tipo Butterworth con una frecuencia de corte de ya sea de 2 Hz o de 200 Hz y un factor de amortiguamiento de -40 dB/década. Este filtrado se realizó con el objeto de evitar la superposición de frecuencias no deseadas (aliasing) en el espectro de la señal (10). Para la adquisición de las señales se utilizó un convertidor analógico - digital de 12 bits de resolución PC-Lab 812 (Advantech Co.) y una computadora personal Pentium. Se implementó un programa de adquisición en lenguaje "C" que reunió las siguientes características:

- Requiere del usuario el número de datos, la frecuencia de muestreo y el número de canales.
- Verifica que los valores se encuentren dentro del rango de diseño del convertidor.

Inicializa la frecuencia de muestreo, el contador de datos, calcula el número total de éstos y pone el índice de canal en cero.

- La adquisición se basó en una rutina de interrupciones que almacena en memoria cada dato adquirido y actualiza el número de canal.
- Se utilizó un programa para acceder al área de memoria alta para simular una memoria expandida.
- Los datos se almacenaron en disco como enteros (para reducir el espacio de almacenamiento).

Las señales fueron adquiridas a una frecuencia de muestreo de 2 Hz, por canal, durante cinco minutos, en aquellos estudios en los que se utilizó el cardiotacógrafo, y a 500 Hz durante cinco minutos en el resto. El uso de la memoria extendida brinda la posibilidad de poder adquirir la información proveniente de hasta 8 canales por más de cinco minutos a una frecuencia de 500 Hz por canal, posibilidad que fue de gran utilidad.

4.4.2. Comunicación por puerto serie RS-232.

La captura de los datos numéricos, por la comunicación puerto serie entre el Finapres y una PC se realizó con un protocolo de comunicación, desarrollado de acuerdo a las especificaciones del fabricante (11): inicio 1-bit, datos 7-bits, paridad 1-bit impar, paro 1-bit, velocidad 1200 bps, formato 7-bits ASCII y dúplex lleno. Además, se agregó un programa que almacenó y graficó (en función del tiempo) en el monitor, en tiempo real, los valores numéricos de las

presiones sistólica y diastólica, en un formato latido a latido, durante la maniobra.

Esta forma de captura fue utilizada en los estudios:

- Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres.
- Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial.

4.5. Procesamiento.

Todo el procesamiento digital de señales se realizó mediante el desarrollo de programas en ambiente MATLAB. En forma general un programa específico está constituido por: interface de usuario (lectura y opciones), la función, graficado y reporte numérico. Las etapas que constituyeron el procesamiento fueron: detección de particularidades de la señal, formación de series, y análisis (temporal, espectral o no lineal).

4.5.1. Mínimo.

Fue el primer programa desarrollado e hizo las siguientes funciones:

- Lectura de archivos de frecuencia cardiaca y amplitud respiratoria.
- Calibración de archivos de frecuencia cardiaca. Ajuste de una función de regresión lineal entre valores conocidos de frecuencia cardiaca y sus respectivos archivos de datos, para la conversión de puntos de adquisición a latidos/minuto.
- Supresión de nivel y tendencia lineal de los datos de frecuencia cardiaca y amplitud respiratoria.
- Opciones de análisis. Se pudo seleccionar entre dos tipos, el análisis en el tiempo y análisis en el dominio de la frecuencia:
 - Análisis en el tiempo. Para este análisis se tomaron en cuenta los algoritmos reportados por Kleiger y cols. (12). Para cada conjunto de datos se calculó la media, la desviación estándar, el coeficiente de variación, la raíz cuadrada de la media de las diferencias (RMSM), la raíz cuadrada de la media de las diferencias entre latidos sucesivos (RMSSD). El análisis anterior sólo se aplicó a los datos de la variabilidad de la frecuencia cardiaca

- Análisis en la frecuencia. Se consideró para el análisis espectral los lineamientos propuestos por Berger y cols. (13) y Jaffe y cols. (14). Se implementaron tres métodos para estimar la potencia de la densidad espectral de los datos de frecuencia cardíaca y amplitud respiratoria:
 - Transformada rápida de Fourier. Previa aplicación de una ventana de Blackman para evitar el fenómeno de Gibbs o fuga espectral que se produce al truncar los datos.
 - Periodograma por el algoritmo de Welch. Se utilizaron los siguientes valores para los argumentos de la función, ventana Hanning de 96 datos, el número de segmentos a promediar (nfft) de 128, y el traslape (overlap) de 51 entre las ventanas. También se calculó la función de coherencia entre los espectros de la frecuencia cardíaca y amplitud respiratoria, que utiliza los mismos argumentos que el periodograma. Sirvió para determinar el grado de asociación que tiene la respiración y la variabilidad de la frecuencia cardíaca.
 - Autorregresivo por el método de Burg. La función tiene como argumento el orden del modelo, éste varió entre 15 y 20 según el criterio de información de Akaike (15).
 - Espectrograma. Esta distribución frecuencia - tiempo, sirvió en nuestro caso para tener cierta idea cualitativa de la estacionariedad de los datos de la frecuencia cardíaca, al verificar que los componentes en frecuencia de la señal no cambian en el tiempo.
 - Cálculo de parámetros. Para cualquiera de los tres primeros métodos de análisis antes descritos se computó:
 - La integral de la potencia espectral en intervalos preestablecidos, estandarizadas (16) de frecuencia, llamados componentes: muy baja de 0.004 a 0.04 Hz, baja parcial de 0.04 a 0.08 Hz, intermedia de 0.08 a 0.15 Hz, baja estándar de 0.04 a 0.15 Hz, baja global de 0.004 a 0.15 Hz, alta estándar de 0.15 a 0.4 Hz y muy alta de 0.4 a 1.0 Hz.
 - La frecuencia central correspondiente a la potencia máxima en cada una de las bandas.
 - La potencia normalizada por banda; como la relación entre la potencia del componente sobre la potencia espectral total.
 - El coeficiente de variación de la banda; calculado como la raíz cuadrada de la potencia de la banda entre el valor medio de la frecuencia cardíaca.

- La potencia media de la banda; computado como la raíz cuadrada del doble de la potencia de la banda.
 - La relación entre la potencia del componente de baja global sobre el de la alta estándar.
- Prueba del algoritmo. Con el propósito de hacer una valoración gruesa del algoritmo aquí descrito y aumentar nuestra confianza en él, se diseñó una señal de prueba consistente en la suma de cuatro senoides de amplitud constante a frecuencias de 0.03, 0.08, 0.15 y 0.25 Hz. El algoritmo desarrollado mostró la localización precisa, en la frecuencia, de los cuatro componentes de la señal de prueba, con mínima distorsión de su amplitud.
- Reporte de resultados. Se tuvieron dos posibilidades. Por maniobra, en la que se muestra en la pantalla y/o imprime las señales de la frecuencia cardiaca y amplitud respiratoria en el tiempo, el histograma, las gráficas de potencia espectral - frecuencia, los resultados de los parámetros temporales y espectrales, y la gráfica de barras para el caso de los componentes normalizados. La otra posibilidad es el reporte global, que comprende todos los resultados gráficos y numéricos de las maniobras realizadas para un sujeto. Cabe mencionar que para el caso de la representación conjunta de varias señales se empleó una simulación tridimensional.

4.5.2. Detección de particularidades y generación de series.

Se desarrollaron algoritmos que tuvieron por objetivo la detección de puntos característicos de las diversas ondas, y la formación a partir de estos de series de intervalos y amplitudes situados a periodos equidistantes (12).

4.5.2.1. Detección de las ondas R y Q del ECG.

- Detección de la onda R. Para evitar oscilaciones de la línea de base, se empleó la primera derivada de la señal de electrocardiografía. La detección de la onda R se basó en las características estadísticas del complejo QRS, comparado con el resto del ECG. Se utilizó un suavizador adaptable de orden 21 con una constante de convergencia de 0.000025. El algoritmo es similar al LMS, pero los pesos se normalizaron en cada iteración. Se aplicó un umbral a la magnitud cuadrada de la derivada de la salida del suavizador, para delimitar

así una región donde probablemente se encuentre el complejo QRS. Dentro de esa región, si el intervalo RR fue mayor que 0.25 s (frecuencia cardiaca de 240 lpm), la onda R se definió como el máximo de la señal original. El intervalo RR es igual al tiempo entre dos ondas R consecutivas. Para formar la serie de los intervalos RR (cardiotacograma) a periodos equidistantes, la serie se interpoló por spline y fue remuestreada a cuatro Hz.

El procesamiento para la detección de la onda R se hizo:

- Comparación entre parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca obtenidos del intervalo RR y del cardiotacograma.
- Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial.
- Efectos de la hiperglucemia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Efectos de la hipoglucemia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Efectos de la hiperoxia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Efectos de la hipoxia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

En la figura 4.5.2.1.1 se muestran las principales operaciones que realiza el algoritmo para la detección de la onda R.

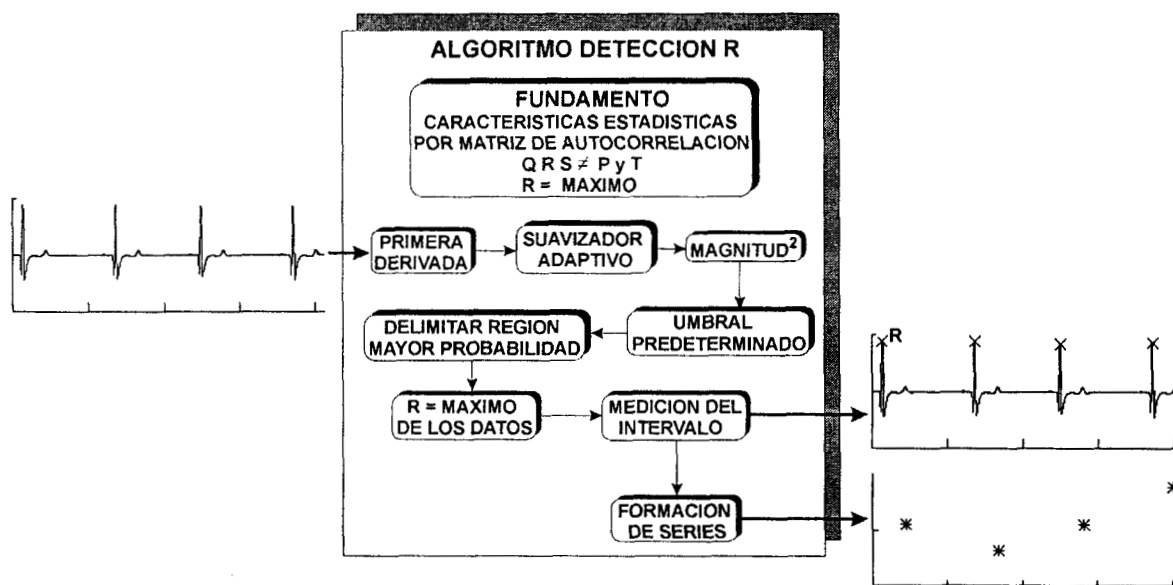


Figura 4.5.2.1.1. Principales etapas del algoritmo para la detección del máximo de la onda R.

- **Detección de la onda Q.** Si bien la onda Q se define como el inicio en la deflección de la línea de base anterior a la aparición del complejo QRS, algunos autores (17) utilizan el mínimo anterior a la onda R por su facilidad y exactitud en la detección. Previa a la detección de este mínimo, la señal fue filtrada usando el algoritmo LMS (orden tres, constante de convergencia 0.01) para eliminar oscilaciones de la línea de base (supresión de las bandas de muy alta y baja frecuencia, y las oscilaciones de la línea de base y otros ruidos). La onda Q se buscó dentro de un intervalo de 10 ms a 160 ms anteriores a la onda R. Iniciando en 10 ms antes de la onda R, se busca hacia atrás un cambio en el signo de la pendiente.

La detección de la onda Q se llevó a cabo en el estudio:

Variabilidad de parámetros cardiovasculares de sujetos sanos durante la realización de cinco maniobras.

En la figura 4.5.2.1.2 se ilustran las principales etapas del algoritmo para la detección de la onda Q.

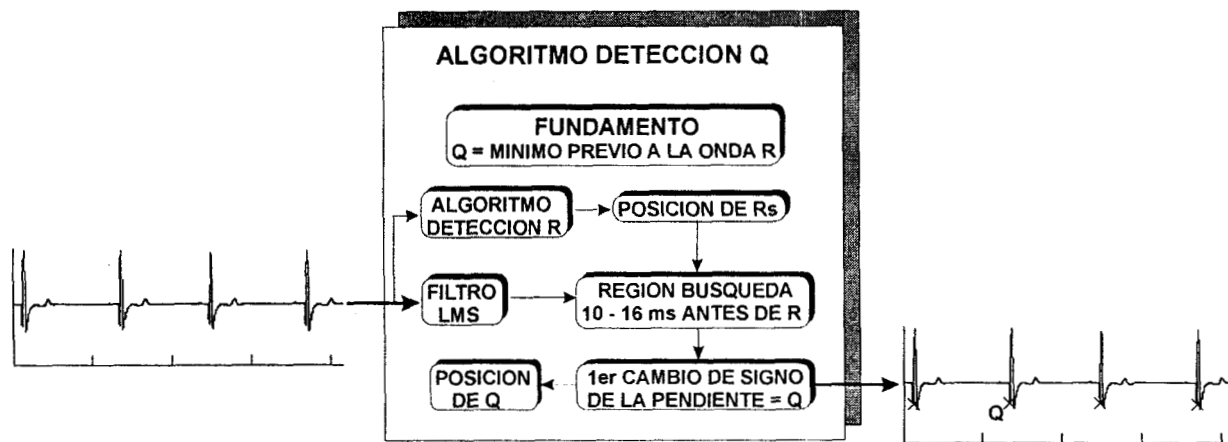


Figura 4.5.2.1.2. Algoritmo para la detección del mínimo de la onda Q.

4.5.2.2. Amplitud respiratoria.

Esta es la única señal que está definida continuamente, y no sólo cada latido. Para tener el mismo número de datos que en las demás, la señal se remuestreó en cada ocurrencia de la onda R. Sin embargo, para evitar problemas de superposición, por posible ruido en la medición mayor a la mitad de la frecuencia cardiaca instantánea, la señal se filtró antes de remuestrearla. Debido a que la frecuencia de remuestreo no es constante y puede variar considerablemente, se

definió un banco de filtros en pasos de 5 lpm (0.083 Hz) y un elemento del banco se seleccionó para cada rango de frecuencias cardiacas. Este procesamiento se hizo en todos los estudios que emplean la respiración. En la figura 4.5.2.2.1 se presenta el algoritmo para el remuestreo de la respiración con base en el pico de la onda R.

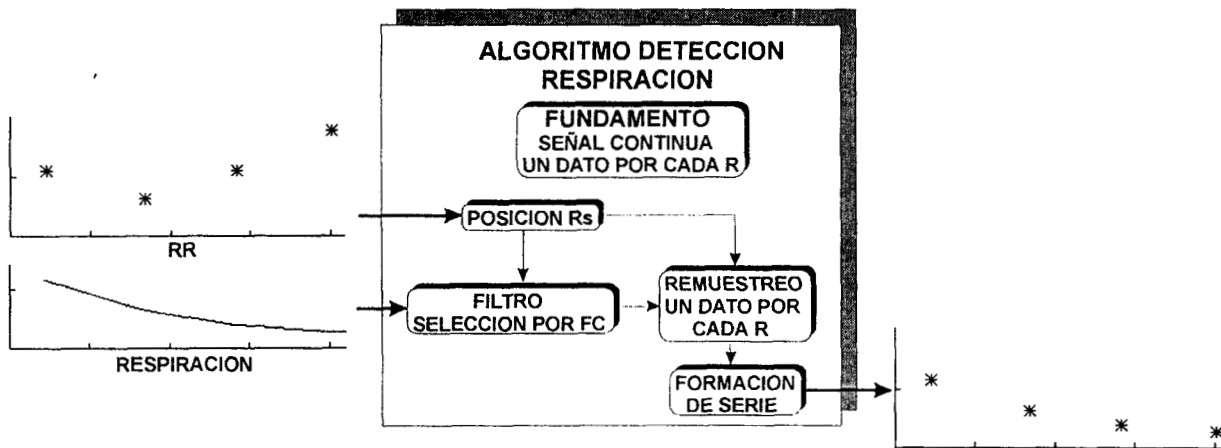


Figura 4.5.2.2.1. Algoritmo para el remuestreo de la respiración.

4.5.2.3. Detección de las presiones sistólica y diastólica.

El algoritmo previo a la detección realiza una promediación móvil, para disminuir el ruido de la señal. Selecciona el primer valor máximo (sistólica) y mínimo (diastólica) para obtener un patrón (templete). Calcula la mejor correlación entre el patrón y cada máximo en los períodos subsiguientes, para seleccionar los valores sistólicos. Hace una búsqueda de mínimos entre sistólicos adyacentes y selecciona el mínimo más cercano al segundo sistólico como diastólico. La presión media se calculó como la integral de los datos entre dos puntos diastólicos consecutivos sobre el intervalo. La evaluación del anterior algoritmo se realizó por inspección visual, mediante la observación de la correcta detección de los puntos máximos (sistólicos) y mínimos (diastólicos), en varios miles de ondas de presión arterial. No se encontraron errores apreciables.

- Calibración de los datos anteriores por la multiplicación por un factor de conversión, obtenido a partir de la adquisición del pulso de calibración dado por el Finapres, en el cual 1 volt es igual a 100 mmHg.

- Formación de las series de presión sistólica y diastólica, ajuste por interpolación cúbica y remuestreo de las mismas a 4 Hz de los dos tipos de salidas del Finapres. Este procedimiento se realizó para tener datos equidistantes, requisito para la aplicación del análisis espectral.

El algoritmo para la detección de las presiones (figura 4.5.2.3.1) se empleó en los estudios:

- Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres.
- Efectos de la hiperglucemia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Efectos de la hipoglucemia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Efectos de la hiperoxia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Efectos de la hipoxia sobre las variabilidades de los parámetros cardiovasculares.
- Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

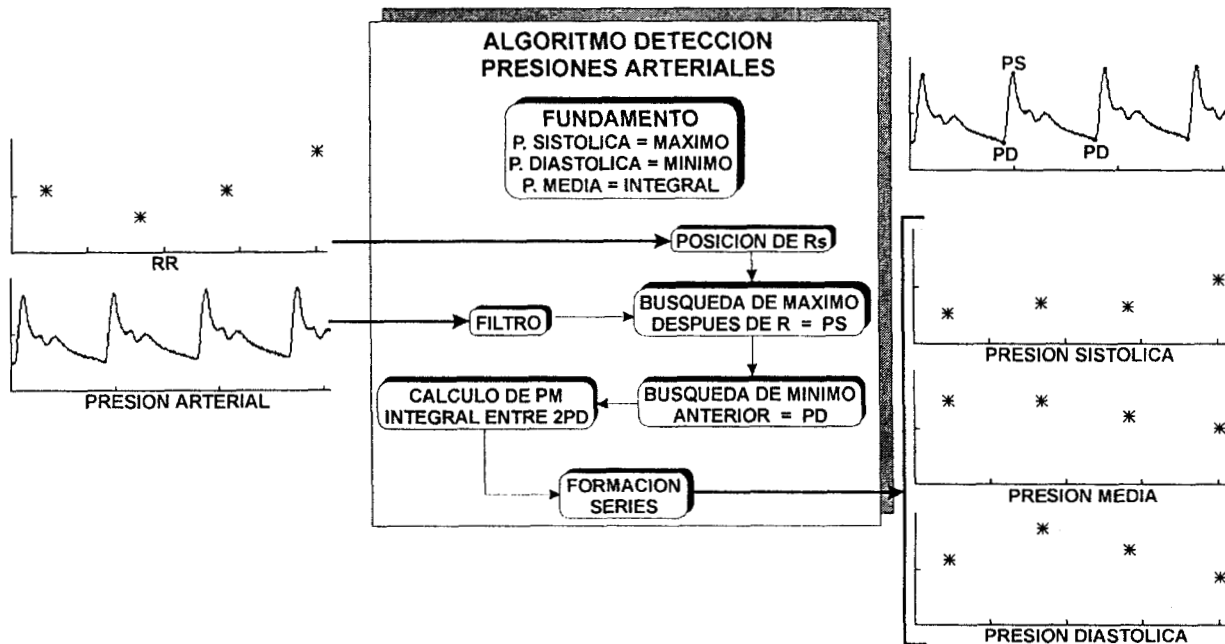


Figura 4.5.2.3.1. Algoritmo para la detección de las presiones sistólica, diastólica y calculo de la media.

4.5.2.4. Detección del tiempo de eyección ventricular.

Para la medición del tiempo de eyección (TE) a partir del densitograma de oreja, se automatizó el método propuesto por Quarry-Pigott (18). Para cada latido (definido como el intervalo RR del ECG) se ajustó una línea a la porción rápida de la subida de la señal; el inicio

de la eyección se definió donde la señal anterior a la porción rápida diverge de la línea extrapolada (punto U). El error de ajuste proporciona la medida de divergencia. La región rápida se delimitó usando un umbral móvil (dependiente de la pendiente del latido anterior) sobre la derivada de la señal. El fin de la eyección se detectó como el mínimo absoluto (onda dicrotica). El tiempo de eyección ventricular se midió como el intervalo entre el inicio brusco de la derivada del densitograma de oreja (U) al valor mínimo de la misma. El tiempo diastólico se calculó como el intervalo de tiempo que va de la onda dicrotica al punto U, es decir es el complemento del tiempo de eyección.

4.5.2.5. Detección del segundo ruido.

El algoritmo está sincronizado con la onda R del ECG. Realiza una búsqueda en la región situada por delante de 0.25 veces el intervalo RR, para encontrar la deflexión que contenga un máximo absoluto mayor a 0.75 del máximo global de la señal, dato que hace igual a la posición del segundo ruido cardiaco.

4.5.2.6. Cálculo del periodo de pre - eyección.

El método tradicional utiliza, el fonocardiograma, la derivada del pulso en la oreja y el electrocardiograma. Los intervalos sistólicos fueron calculados en un formato latido a latido. El intervalo de la sístole electromecánica (SEM) se computó a partir del punto de inicio de la onda Q de la señal de electrocardiograma, al primer punto de valor máximo que se detectó en la señal correspondiente al segundo ruido cardiaco (Q-S2). El periodo de pre - eyección (PPE) se obtuvo como la diferencia entre la sístole electromecánica y el tiempo de eyección. Con las duraciones de los tres intervalos medidos en conjunto con la relación PPE / TE , se formaron las series de puntos equidistantes a partir de la interpolación y el remuestreo. Para la metodología de medición de los intervalos sistólicos ventriculares, se consideraron los lineamientos computacionales dados por Zoneraich y cols. (19).

La obtención de los intervalos sistólicos se llevó a cabo en el estudio: Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

En la figura 4.5.2.6.1 se muestra el algoritmo para la detección del segundo ruido cardiaco y la medición de la sístole electromecánica y el periodo de pre - eyección.

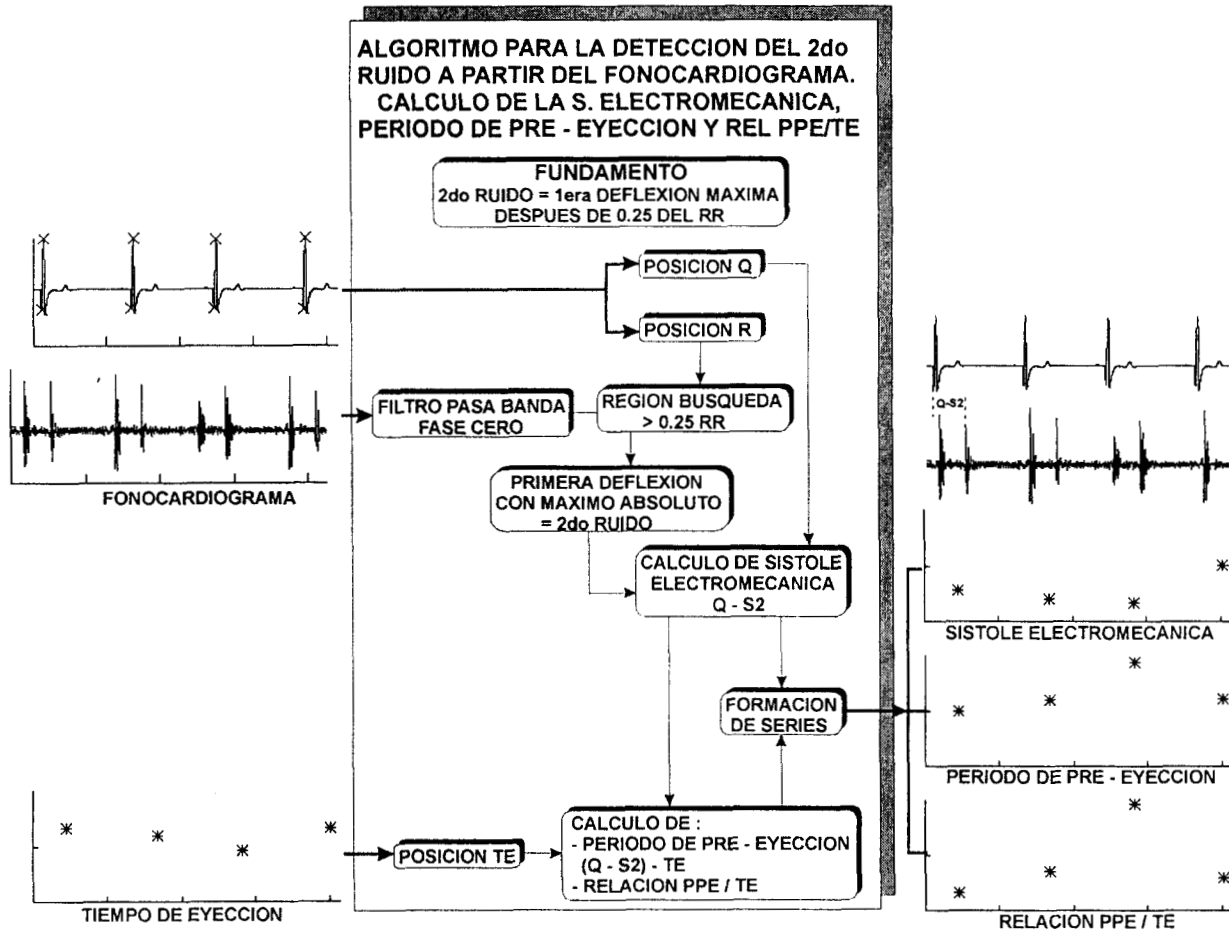


Figura 4.5.2.6.1. Algoritmo para la detección del segundo ruido cardiaco y medición de la sístole electromecánica y el periodo de pre - eyección.

4.5.2.7. Detección de los puntos B, C y X de la primera derivada de la cardioimpedancia.

La impedancia basal torácica se calculó como el promedio de esta señal en cada latido. La resistividad de la sangre se consideró constante ($135 \Omega\text{-cm}$) y se midió la distancia entre los electrodos internos (inyección de corriente). Para la determinación del tiempo y volumen de eyección del ventrículo izquierdo se invirtió la señal de impedancia. En forma previa a la detección, la derivada de la señal de impedancia se filtró, pero debido a que los componentes en frecuencia del ruido y de la señal se sobreponen y que ambos tienen un comportamiento no estacionario, se optó por un filtro adaptable basado en la reconstrucción truncada de la serie de Fourier de la señal de impedancia (20). De esta manera, se utilizó a la frecuencia cardiaca instantánea obtenida del ECG para definir la frecuencia fundamental de la serie y con base en ella, el resto de los componentes armónicos, mientras que los pesos se definieron en forma adaptable usando el algoritmo LMS (15 armónicos, razón de convergencia 0.03). En forma

adicional y debido a la alta interferencia producida por la respiración, se aplicó un filtro pasa-banda de fase cero, con frecuencias de corte de 0.225 veces la frecuencia cardiaca instantánea y 33 Hz.

Una vez que se filtró la señal, la detección de los puntos de interés se hizo tomando como referencia de inicio del latido a la ocurrencia de la onda R en el ECG. El punto B se definió como el punto en el que inicia la primera inflexión rápida de la onda en cada latido. Para ello, se utilizó un umbral variable sobre la derivada de una región definida entre la onda R y el máximo de la señal filtrada. El umbral se determinó usando un predictor con base en las pendientes anteriores. El punto X se buscó dentro de una región comprendida entre, el punto B más 70% del tiempo de eyección anterior y el aumento máximo en la pendiente, antes del fin del latido. Dentro de esta región se detectaron todos los puntos de inflexión. Para definir cual es el punto X, se utilizó un promedio de varios factores con peso heurístico. Dichos factores están relacionados con la ubicación del mínimo y su relación con la segunda derivada de la señal, así como con la información del latido anterior. El máximo de la derivada de la onda de impedancia ($[dZ/dt]_{max}$) se obtuvo como el máximo absoluto de la señal entre los puntos B y X menos el valor de la señal en el punto B.

El volumen sistólico se calculó a partir de las dos variables antes medidas con el empleo de la ecuación de Kubicek (21). Así mismo, a partir de la amplitud del volumen sistólico se formaron la serie correspondiente a esta variable mediante la interpolación cúbica y el remuestreo a 4 Hz. El gasto cardiaco se calculó como el producto de la frecuencia cardiaca (inverso del intervalo R-R) por el volumen sistólico y se construyó la serie de amplitudes del gasto cardiaco como el procedimiento antes mencionado.

El procesamiento anterior se empleó en el estudio: Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

En la figura 4.5.2.7.1 se presenta el algoritmo empleado para la detección de los puntos B, C y X en la derivada de la señal de cardioimpedancia. Particularidades que intervienen en el cálculo de la amplitud máxima de la derivada, el volumen sistólico y el gasto cardiaco.

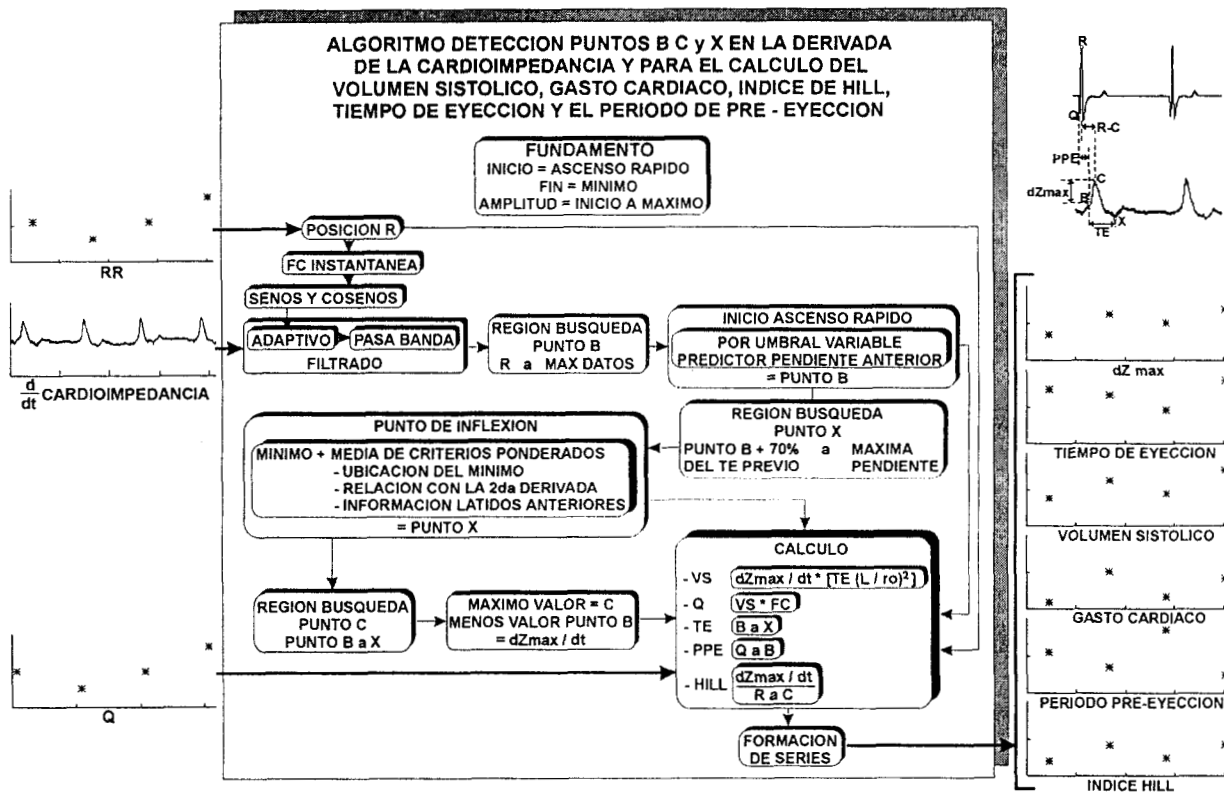


Figura 4.5.2.7.1. Principales operaciones que realiza el algoritmo para la detección de los puntos B, C y X en la derivada de la cardioimpedancia y cálculo de la amplitud máxima de la derivada, volumen sistólico, gasto cardiaco, tiempo de eyección, periodo de pre - eyección e índice de Hill.

4.5.2.8. Método alternativo para el cómputo de los intervalos sistólicos con base en la onda de impedancia.

El periodo de pre - eyección fue medido como el tiempo que va del inicio de la onda Q del electrocardiograma a la onda B de la derivada de la impedancia, el tiempo de eyección como el intervalo entre los puntos B y X, el índice de Hill se computó como la relación: amplitud máxima de la derivada entre el intervalo obtenido de la onda Q del ECG al punto C de la derivada. Todos los parámetros derivados de la señal de impedancia fueron calculados en un formato latido a latido. Con el valor máximo de la derivada, el tiempo de eyección, el periodo de pre - eyección y el índice de Hill se formaron las series correspondientes, previa interpolación por spline y remuestreo a cuatro Hz (ver figura 4.5.2.7.1).

El procesamiento anterior se empleó en el estudio: Variabilidad de parámetros cardiovasculares durante la realización de cinco maniobras.

4.5.2.9. Desempeño de los algoritmos para la detección de particularidades en las señales fisiológicas.

Se desarrolló un programa que en forma visual permite verificar latido a latido la detección de los puntos de interés, para cada señal fisiológica adquirida. Además, y a criterio del observador, corregir un punto mal detectado. Con ayuda del programa se revisaron latido por latido, y en su caso se corrigieron, todos los archivos de las señales adquiridas. De esta forma se pudo corroborar el excelente desempeño del algoritmo para la detección de las ondas R, y los adecuados, pero no infalibles, para el caso de los algoritmos para las ondas Q del ECG, del punto U y onda dicrótica del densitograma de oreja, el segundo ruido del fono, y los puntos B, C y X de la derivada de la cardioimpedancia. El ejercicio fue la maniobra donde el desempeño de los algoritmos no fue tan bueno.

4.5.3. Refinamiento para el cómputo de los índices de la variabilidad.

Se describen las adiciones o mejoras que se le hicieron con posteridad al procesamiento mínimo.

4.5.3.1. Análisis temporal.

El índice de dispersión, la raíz cuadrada de la media de las diferencias sucesivas (RMSSD) obtenida de la expresión:

$$\text{RMSSD} = \left[\frac{\sum_{i=1}^{N-1} (x_i - x_{i+1})^2}{N-1} \right]^{\frac{1}{2}}$$

Donde x_i es el i - ésimo intervalo o amplitud de la serie, N es el número total de datos.

Se aplicó a todas las series de intervalos o amplitudes correspondientes a las variables fisiológicas de cada estudio.

Se agregó el cálculo de la proporción de intervalos RR que tienen una duración mayor a 50 ms. pNN50, el cual según Kleiger y cols. (12) se relaciona predominantemente con la actividad del parasimpático. Además, se hicieron las gráficas correspondientes a la función de auto - correlación.

4.5.3.2. Análisis espectral de señales estacionarias.

Además del cómputo de la frecuencia central del componente, como aquella que corresponde a la potencia máxima, se añadió otro procedimiento que lo hace por el cálculo del centro de masa de la frecuencia (fcm) de acuerdo con la ecuación reportada por Raymond y cols. (22).

$$f_{cm} = \frac{1}{2\pi E} \int_{f_1}^{f_2} f |S(f)|^2 df, \text{ donde } E = \int_{f_1}^{f_2} |S(f)|^2 df$$

El cuadrado de la magnitud de la función de coherencia $K_{xy}^2(f)$ obtenida de la expresión:

$$K_{xy}^2(f) = \frac{[\bar{P}_{xy}(f)]^2}{\bar{P}_x(f) \cdot \bar{P}_y(f)} \quad \text{Donde } \bar{P}_{xy}(f) \text{ es el espectro cruzado de las señales } x(t), y(t)$$

$\bar{P}_x(f)$ y $\bar{P}_y(f)$ son las potencias espectrales de las señales.

Fue empleada para evaluar el grado de disociación entre todas las variables de cada estudio.

4.5.3.3. Análisis espectral de señales no estacionarias.

Se consideró para su desarrollo la metodología propuesta por Pola y cols. (23). Se computó la distribución frecuencia - tiempo de Choi - Williams, con el empleo de la siguiente ecuación:

$$ED(n, \omega) = 2 \sum_{k=N/2}^{N/2-1} e^{-j2\omega k} \sum_{m=-M/2}^{M/2} \sqrt{\sigma / 4\pi k^2} e^{-\sigma(m-n)^2 / 4k^2} x(m+k) x^*(m-k)$$

A partir de la distribución se calcularon los siguientes parámetros espectrales en función del tiempo: La potencia espectral total, la integral de la potencia en la banda de frecuencias de 0.04 a 0.15 Hz (componente de baja frecuencia estándar), la integral de la potencia en la banda de frecuencia de 0.15 a 0.4 Hz (componente de alta frecuencia estándar) y la relación componente baja/alta. El componente de baja frecuencia estándar se fraccionó en los componentes de baja parcial (0.04 a 0.08 Hz), y el de intermedia (0.08 a 0.15 Hz). Se obtuvo la potencia máxima en cada uno de los componentes, referidos como amplitud. La frecuencia central de cada componente fue calculada por el procedimiento anteriormente descrito. Además, se valoró su correcto desempeño mediante la aplicación de las funciones de prueba sugeridas por Pola y cols. (23): señal monocomponente con una modulación sinusoidal, señal chirp y señal con dos componentes uno modulado linealmente en la frecuencia y otro modulado en forma sinusoidal.

4.5.3.4. Análisis no lineal.

- Para cada espectro se realizó la regresión entre log de la potencia - log de la frecuencia. Se tomaron como índices la pendiente, intercepto a 1Hz y el coeficiente de correlación (24).

- Se computó, a partir de las series en el tiempo, los mapas de retorno. El primer mapa representa la relación entre un intervalo dado (n) de la serie de tiempo graficado en el eje x y el intervalo próximo ($n+1$) graficado en el eje y . En el segundo mapa de retorno el retraso se dobla ($n+2$) y así sucesivamente hasta el sexto mapa. Se calcularon los coeficientes de correlación para cada mapa y se graficaron con relación a su respectivo retraso, todo de acuerdo con la metodología propuesta por Sosnowski y cols. (25).
- Análisis tono entropía. Estimación del tono entropía (26). Se detectaron las diferencias sucesivas en las series de intervalos $R - R$, normalizándolas con el intervalo actual para la obtención del índice porcentual (IP). El tono fue considerado como la media del IP y la entropía se calculará a partir de la distribución de probabilidades de PI como $-\sum p(i) \log_2 p(i)$ donde $p(i)$ es la probabilidad de los eventos IP(n).
- Entropía aproximada. Se utiliza el algoritmo reportado por Pincus y col. (27), el cual requiere dos parámetros de entrada m y r para computar la entropía aproximada, donde m es la longitud de las secuencias a comparar y r es un nivel de tolerancia, además de N datos $u(1), u(2), \dots, u(N)$. Dados los N datos $u(i)$ se forma la secuencia de vectores $\mathbf{x}(1)$ hasta $\mathbf{x}(N-m-1)$, definido por $\mathbf{x}(i) = [u(i), \dots, u(i+m-1)]$. Estos vectores representan m valores consecutivos de u , iniciando con el i -ésimo punto. La distancia $d[\mathbf{x}(i), \mathbf{x}(j)]$ entre los vectores $\mathbf{x}(i)$ y $\mathbf{x}(j)$ se define como la máxima diferencia absoluta de sus componentes escalares respectivos. La secuencia $\mathbf{x}(1), \mathbf{x}(2), \dots, \mathbf{x}(N-m+1)$ se usa para la construcción de $C_i^m(r) = (\text{N}^\circ. \text{ de } j \leq N-m+1, i \leq N-m+1, \text{ tal que } d[\mathbf{x}(i), \mathbf{x}(j)] \leq r / (N-m+1))$. Los valores $C_i^m(r)$ miden, con una tolerancia r , el grado de regularidad, es decir la frecuencia de patrones similares a un patrón dado de longitud m . Se define:

$$\phi^m(r) = (N - m + 1)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_i^m(r), \text{ donde } \ln \text{ es el logaritmo natural y queda entonces definido el parámetro: } EA(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} [\phi^m(r) - \phi^{m+1}(r)].$$

4.5.3.5. Valoración de la sensibilidad de los barorreceptores.

Se emplearon dos métodos, ambos basados en las oscilaciones que en forma espontánea pueden tener las series de frecuencia cardíaca y presión arterial.

- Espectral. La sensibilidad de los barorreceptores fue computada (28,29) como el módulo de la función de transferencia entre las series dl intervalo RR y las de la presión sistólica, en tres bandas de frecuencia, la intermedia (0.08 a 0.15 Hz), la alta de (0.15 a 0.4) y la muy alta (0.4 a 1 Hz)

$$SB_I = \left[\frac{\overline{P}_{RR}(I)}{\overline{P}_{SS}(I)} \right]^{\frac{1}{2}}, SB_A = \left[\frac{\overline{P}_{RR}(A)}{\overline{P}_{SS}(A)} \right]^{\frac{1}{2}}, \text{ y } SB_{MA} = \left[\frac{\overline{P}_{RR}(MA)}{\overline{P}_{SS}(MA)} \right]^{\frac{1}{2}}$$

- Por secuencias. El algoritmo desarrollado (30,31), buscó en los archivos de las series RR y presión sistólica secuencias (cuesta arriba) de más de tres latidos, en los que aumenta la presión sistólica y disminuye el intervalo RR (un latido después). Además de las secuencias con disminución de la presión y aumento del RR (secuencias cuesta abajo). Se utilizaron los umbrales de 1 mmHg de cambio para la presión sistólica y de 4 ms para el intervalo RR. La sensibilidad de los barorreceptores se calculó como del promedio de las pendientes de los dos tipos de secuencias. Sólo se aceptaron las secuencias con coeficiente de correlación mayor a 0.85.

4.6. Análisis estadístico.

Todas las pruebas estadísticas empleadas fueron paramétricas, dado que previamente se evaluaron sus supuestos: Distribución normal, muestras con varianza semejante, independientes y escala de intervalos (32).

- Estadística descriptiva. Se calcularon los promedios y las desviaciones estándares.
- Estadística inferencial. Se utilizó prueba de t pareada, análisis de diferencias, análisis de varianza para repeticiones múltiples, comparación entre múltiples medias por el procedimiento de Tuckey, regresión lineal y coeficiente de correlación lineal.

Se aceptó la existencia de diferencias estadísticamente significativas para $p < 0.5$.

5. RESULTADOS.

Se reportan los resultados para cada uno de los estudios realizados. En el caso de los estudios publicados, sólo se mencionan los principales hallazgos. Si el lector requiere mayor información la encontrará en el apéndice, donde se encuentran los trabajos completos.

5.1. Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.

5.1.1. La comparación de las potencias de los tres estimadores espectrales, computados por las tres técnicas, tanto en el rango amplio como en el estrecho, no mostraron diferencias estadísticamente significativas para cinco de las seis condiciones. Durante el ejercicio en bicicleta, los valores de los estimadores por las tres técnicas no mostraron diferencias estadísticamente significativas en el rango estrecho, mientras que en el rango amplio fueron semejantes sólo los resultados por Fourier y Burg, ya que los dados por Welch fueron estadísticamente diferentes a las dos técnicas anteriores. De hecho, el periodograma en forma sistemática proporcionó valores menores de los componentes de la banda de baja frecuencia, con relación a las otras dos técnicas, por la minimización que hace de los componentes de muy baja frecuencia, fenómeno notorio en la condición de ejercicio en bicicleta, donde tales componentes fueron muy prominentes.

5.1.2. La comparación por rangos de normalización de la potencia de los tres estimadores fue estadísticamente diferente en las seis condiciones, independientemente de la técnica de estimación.

5.1.3. Las correlaciones entre las técnicas resultaron muy altas. Los coeficientes de correlación fueron ligeramente mayores para el rango estrecho en relación con el amplio. La correlación entre Welch - Fourier fue la que más aumentó en el rango estrecho.

5.1.4. La ampliación del límite superior del rango de normalización a 1.0 Hz permitió tomar en cuenta la influencia que ejerce la respiración sobre la VFC durante el ejercicio en bicicleta.

5.2. Comparación entre parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca obtenidos del intervalo RR y del cardiograma.

5.2.1. Los estimadores de la VFC del dominio del tiempo son altamente correlacionables entre los dos métodos, dado los coeficientes de correlación observados. La desviación estándar y el rango son intercambiables, por los estrechos límites de acuerdo y la no existencia de diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las maniobras. No así la media y la RMSSD para las cuales hubo diferencias estadísticamente significativas en todas las maniobras.

5.2.2. De los estimadores en el dominio de la frecuencia empleados, sólo la potencia espectral total fue estadísticamente diferente en la maniobra de respiración controlada. Las potencias de las bandas de baja, alta y su relación, son intercambiables entre los métodos, ya que fueron altamente correlacionables, cursaron con promedios de las diferencias y límites de acuerdo muy pequeños y no mostraron diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las maniobras. La forma de los espectros por ambas técnicas fue muy semejante para cada una de las maniobras.

5.3. Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres.

5.3.1. En el análisis en el tiempo, la media de la presión sistólica por el método numérico con relación a la del método analógico, fue significativamente mayor en aproximadamente 1.1 mmHg en las cinco maniobras. Resultado que refleja la existencia de un error sistemático. El resto de los estimadores en el tiempo, la desviación estándar, el rango y la RMSSD, por los dos métodos, no fueron estadísticamente diferentes para ninguna de las maniobras. Los resultados para la presión diastólica tuvieron un comportamiento exactamente igual al descrito para la presión sistólica; esto es, la media de la presión diastólica por el método numérico fue significativamente mayor en 1.1 mmHg con relación al analógico. Los parámetros de dispersión por ambos métodos no fueron estadísticamente diferentes para ninguna de las

maniobras. Los coeficientes de correlación para las dos presiones fueron muy altos en todas las maniobras.

5.3.2. Los promedios de los cuatro parámetros espectrales, potencia espectral total, componente de baja frecuencia, componente de alta frecuencia y la relación B/A, tanto para la presión sistólica como la diastólica fueron muy semejantes, estadísticamente no diferentes por las tres pruebas de t, con coeficientes de correlación muy altos, promedio de las diferencias y límites de concordancia de valor muy pequeño, en todas las condiciones experimentales.

5.4. Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardiaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial.

5.4.1. En el análisis en el tiempo, la media de la frecuencia cardiaca por el método ECG fue significativamente mayor en aproximadamente 2 lat/min en cuatro de las maniobras y hasta de cuatro lat/min durante el ejercicio, con relación a la media de la frecuencia cardiaca obtenida por el Finapres. Comportamiento que refleja la existencia de un error sistemático. La desviación estándar y el rango de la frecuencia cardiaca por los dos métodos, no fueron estadísticamente diferentes para ninguna de las maniobras, por tanto la dispersión de los valores de la frecuencia cardiaca medida por el Finapres es igual a la que resulta del ECG. La RMSSD sólo fue estadísticamente diferente (de valor menor para el método del ECG) en las condiciones de parado y ejercicio, debido al sesgo sistemático en sus diferencias.

5.4.2. En el análisis espectral, la potencia total de la variabilidad de la frecuencia cardiaca por el ECG fue estadísticamente diferente de la proporcionada por el Finapres sólo durante el ejercicio. Los componentes de baja frecuencia y alta no fueron estadísticamente diferentes en tres de las maniobras. En la condición de parado los espectros por ambos métodos fueron de apariencia semejante aunque los valores de los componentes de las bandas de baja, alta y su relación fueron estadísticamente diferentes. En el ejercicio el componente de la banda de alta frecuencia por el Finapres fue de mayor valor al calculado por el ECG. Por tanto la relación B/A calculada a partir de la onda de presión fue estadísticamente menor. También durante el

ejercicio y encontraste con las demás maniobras, los coeficientes de correlación de los parámetros espectrales por los dos métodos fueron relativamente bajos.

5.5. Comportamiento de los parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca de sujetos sanos durante un protocolo de cinco maniobras.

5.5.1. Con relación a los parámetros en el tiempo, la media de la VFC no fue capaz de discriminar entre respiración controlada - parado. El rango y el coeficiente de variación discriminaron sólo entre las maniobras consecutivas. Por tanto, existe un patrón de comportamiento de los anteriores parámetros. Los parámetros RMSM y RMSSD fueron los que tuvieron menor poder discriminativo.

5.5.2. Con relación a los parámetros espectrales.

Los que al menos discriminaron entre maniobras consecutivas y que por lo tanto presentaron un comportamiento distintivo durante el protocolo fueron la potencia espectral total A (rango amplio) y los componentes de baja e intermedia en ambas bandas de integración - normalización.. El componente de muy baja logró una potencia espectral mayor al 50% durante el ejercicio. El componente de muy alta, aunque presente en todas las maniobras, logró su máximo valor durante el ejercicio, (7.6%). En general, el comportamiento de los dos tipos de componentes (en las bandas estándar y amplia) mostró la misma tendencia de cambio entre las maniobras.

5.5.3. Dadas las coherencias significativas, la respiración ejerce una influencia importante sobre la VFC en la maniobra de respiración controlada y moderada en el resto. Sobresale la influencia respiratoria durante el ejercicio, ejercida en la banda de muy alta frecuencia.

5.6. Repetibilidad de los patrones de respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a las maniobras estándares.

5.6.1. Por análisis temporal.

En la tabla 5.6.1.1 se reportan los promedios y las desviaciones estándares para los parámetros en el tiempo obtenidos en los tres días diferentes, para cada una de las condiciones. Por análisis visual, se pudo observar la gran semejanza entre la media de los parámetros en los tres días diferentes.

TABLA 5.6.1.1. RESULTADOS DEL ANALISIS TEMPORAL DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA PARA LAS MANIOBRAS DURANTE LOS 3 DIAS (n = 11)

Maniobras DIA	Acostado			Respiración Controlada			Parado		
	\bar{X}	DE	RMSSD	\bar{X}	DE	RMSSD	\bar{X}	DE	RMSSD
1	65.8 ± 9.4	4.9 ± 1.6	3.0 ± 1.4	71.5 ± 8.9	7.2 ± 2.4	4.9 ± 2.0	77.7 ± 9.7	4.8 ± 2.3	2.1 ± 1.0
2	65.4 ± 8.5	4.6 ± 1.5	2.2 ± 1.2	71.8 ± 9.6	6.7 ± 1.9	4.8 ± 1.7	79.0 ± 10.2	5.3 ± 2.3	2.1 ± 0.9
3	62.4 ± 5.5	4.4 ± 1.8	3.0 ± 1.4	69.2 ± 4.3	7.0 ± 1.9	5.0 ± 2.0	78.0 ± 6.0	4.9 ± 1.8	1.7 ± 0.6

Maniobras DIA	Ejercicio			Recuperación		
	\bar{X}	DE	RMSSD	\bar{X}	DE	RMSSD
1	131.1 ± 43.4	3.1 ± 1.2	1.5 ± 1.0	91.3 ± 15.9	4.7 ± 2.3	2.1 ± 1.1
2	140.8 ± 19.9	2.9 ± 1.2	1.8 ± 1.4	92.1 ± 14.1	3.9 ± 1.3	1.6 ± 0.7
3	138.2 ± 21.4	2.9 ± 1.2	1.7 ± 1.7	90.4 ± 14.5	3.7 ± 1.2	1.6 ± 0.8

\bar{X} = media, DE = desviación estándar, RMSSD = raíz cuadrada media de las diferencias sucesivas.

Como ejemplo se seleccionaron los registros en el tiempo de la frecuencia cardiaca en dos sujetos; uno cuyos valores numéricos de sus parámetros presentó una baja dispersión y otro sujeto en el cual la dispersión fue alta.

Por inspección de la figura 5.6.1.1 donde se ilustran las señales de la frecuencia cardiaca, durante las maniobras en los tres días, para el sujeto con bajos índices de dispersión, se pudo observar, que el patrón gráfico de las señales en el tiempo de la frecuencia cardiaca es semejante en los tres días diferentes, en todas las maniobras. Lo mismo se puede observar en la figura 5.6.1.2 donde se muestran las señales para el sujeto con altos índices de dispersión. Por otro lado, los registros se ajustaron al patrón ya descrito en otro estudio: en la condición de acostado la frecuencia cardiaca presentó oscilaciones irregulares de alta y baja frecuencia; las oscilaciones fueron regulares y de baja frecuencia en la de respiración controlada; en la condición de parado la frecuencia cardiaca varió en forma irregular, con baja frecuencia y

ocasionalmente con gran amplitud; las oscilaciones fueron irregulares, de baja frecuencia y de pequeña amplitud durante el ejercicio, para tornarse irregulares de alta y baja frecuencia, durante la recuperación.

El análisis de varianza de 2 vías reveló para los tres parámetros en el tiempo, la no existencia de diferencias estadísticamente significativas por el factor días ($F_{media} = 0.36$, $F_{desviación\ estándar} = 0.49$ y $FRMSSD = 0.26$, donde F es el estadístico F) y para la interacción días por condición ($F_{media} = 0.24$, $F_{desviación\ estándar} = 0.26$ y $FRMSSD = 0.20$). En contraste, los parámetros resultaron estadísticamente diferentes por el factor condición ($F_{media} = 102.0$, $F_{desviación\ estándar} = 23.0$ y $FRMSSD = 33.0$).

La comparación estadística de las medias de cada estimador en los tres días, no mostró diferencias estadísticamente significativas.

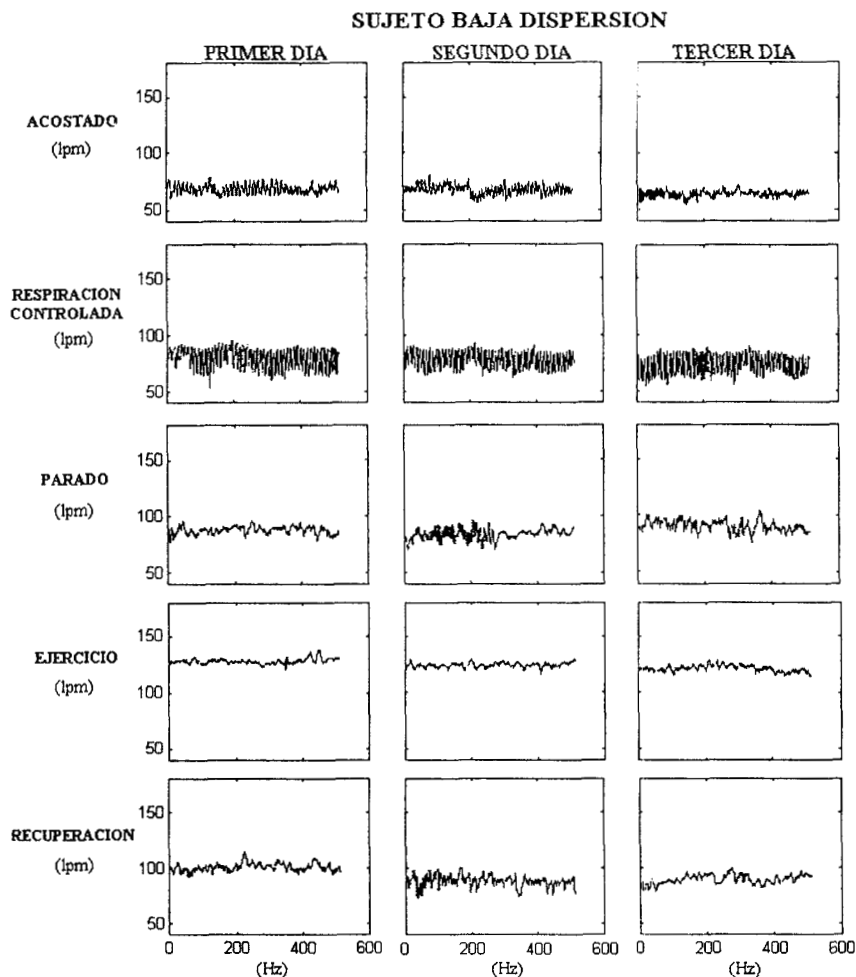


Figura 5.6.1.1. Ejemplo del grado de semejanza entre los registros en el tiempo de la frecuencia cardiaca obtenidos de uno de los sujetos en los tres días diferentes, cuyos parámetros en el tiempo tuvieron baja dispersión.

SUJETO ALTA DISPERSION

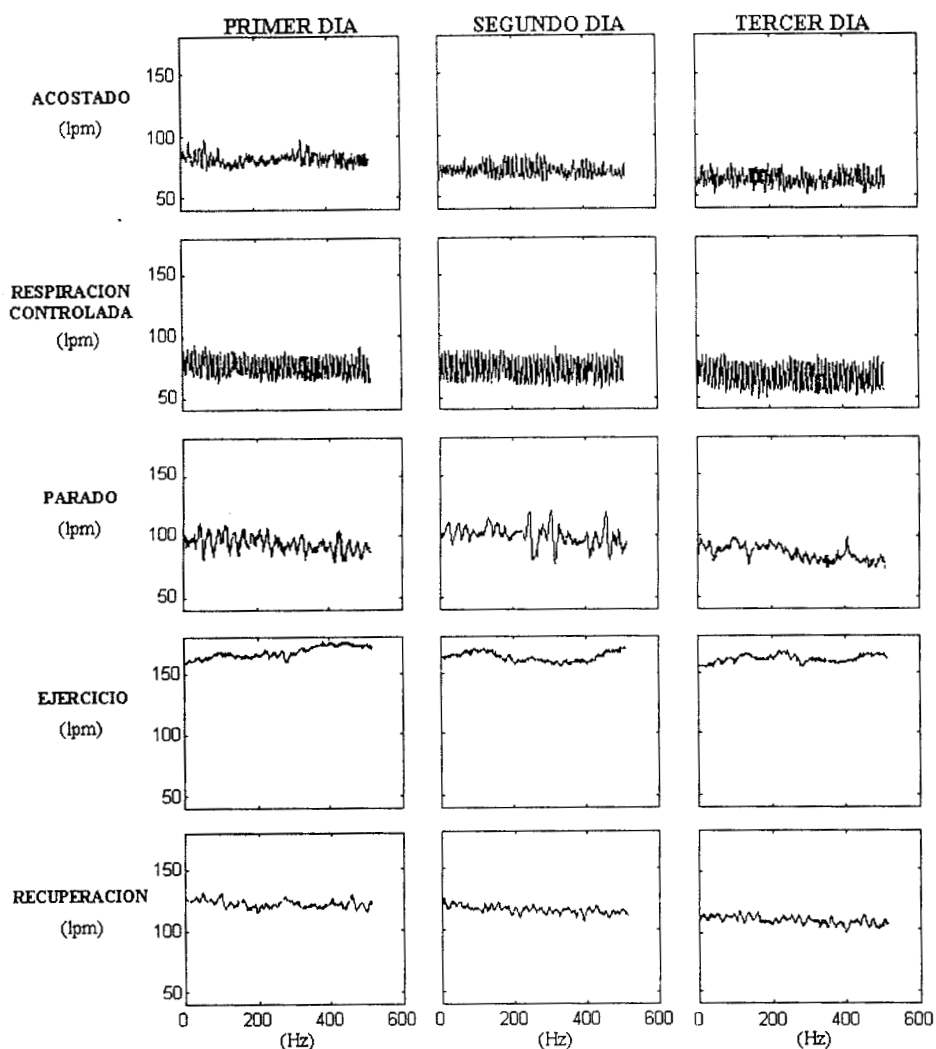


Figura 5.6.1.2. Ejemplo del grado de semejanza entre los registros en el tiempo de la frecuencia cardiaca obtenidos de uno de los sujetos en los tres días diferentes, cuyos parámetros en el tiempo tuvieron alta dispersión.

El comportamiento de los promedios de los parámetros en el tiempo, para cada una de las condiciones, con relación a la condición de acostado fue: la media de la frecuencia cardiaca se incrementó paulatinamente en las condiciones de respiración controlada y parado; se incrementó un poco más durante el ejercicio, para posteriormente disminuir a un valor intermedio en la recuperación. Los promedios de la desviación estándar y el RMSSD de la frecuencia cardiaca tuvieron un comportamiento similar. Con relación a la condición de acostado, aumentaron su valor en la condición de respiración controlada; disminuyeron progresivamente en las condiciones de parado y ejercicio y se incrementaron ligeramente en la recuperación.

5.6.2. Por análisis espectral.

En la tabla 5.6.2.1 se reportan los promedios y desviaciones estándares de los parámetros espectrales empleados, en los tres días diferentes, para cada una de las maniobras.

TABLA. 5.6.2.1. RESULTADOS DEL ANALISIS ESPECTRAL DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA PARA LAS MANIOBRAS DURANTE LOS 3 DIAS (n = 11)

Maniobras DIA	Acostado			Respiración Controlada			Respiración Controlada		
	BG	ALTA	BG/A	BG	ALTA	BG/A	BG	ALTA	BG/A
1	56.7 ± 22.3	42.0 ± 22.1	2.7 ± 3.1	19.4 ± 8.7	80.4 ± 8.8	0.6 ± 1.0	77.9 ± 10.9	20.6 ± 11.5	4.6 ± 2.5
2	52.5 ± 21.0	46.4 ± 21.6	1.8 ± 1.7	20.4 ± 13.9	79.5 ± 13.9	0.3 ± 0.3	81.8 ± 13.8	17.6 ± 13.8	8.8 ± 7.8
3	49.4 ± 18.2	49.7 ± 18.0	1.3 ± 0.9	23.4 ± 15.0	76.5 ± 15.1	0.4 ± 0.3	86.2 ± 12.4	13.5 ± 12.3	12.3 ± 8.1

Maniobras DIA	Ejercicio			Recuperación		
	BG	ALTA	BG/A	BG	ALTA	BG/A
1	90.4 ± 8.9	9.4 ± 8.9	17.4 ± 12.8	81.9 ± 10.5	17.7 ± 10.5	7.2 ± 6.2
2	89.4 ± 9.6	10.5 ± 9.5	21.1 ± 20.9	82.4 ± 10.0	17.2 ± 9.9	7.4 ± 6.0
3	87.5 ± 16.8	12.3 ± 16.7	24.5 ± 26.9	85.0 ± 12.0	14.6 ± 11.9	12.6 ± 10.8

BG = baja global, ALTA = componente de alta, BG/A = relación entre potencia baja global sobre el c alta.

Por inspección de los resultados de la tabla 5.6.2.1, se pudo observar el satisfactorio grado de semejanza entre las medias de cada estimador espectral en los tres días diferentes.

En la figura 5.6.2.1 se graficaron los espectros obtenidos para cada uno de los 11 sujetos en los tres días diferentes para cada condición. Los espectros 1, 2 y 3 son los correspondientes a un sujeto en los tres días, los espectros 4, 5 y 6 corresponden a otro sujeto en los tres días y así sucesivamente hasta completar 18 en un conjunto y 15 en otro, para cada condición (total = 33 espectros por condición). En la mayor parte de los sujetos los componentes del espectro se mantuvieron con ligeras variaciones en los tres días, aunque hubo sujetos en los cuales se pudo apreciar variaciones significativas de los componentes en los tres días.

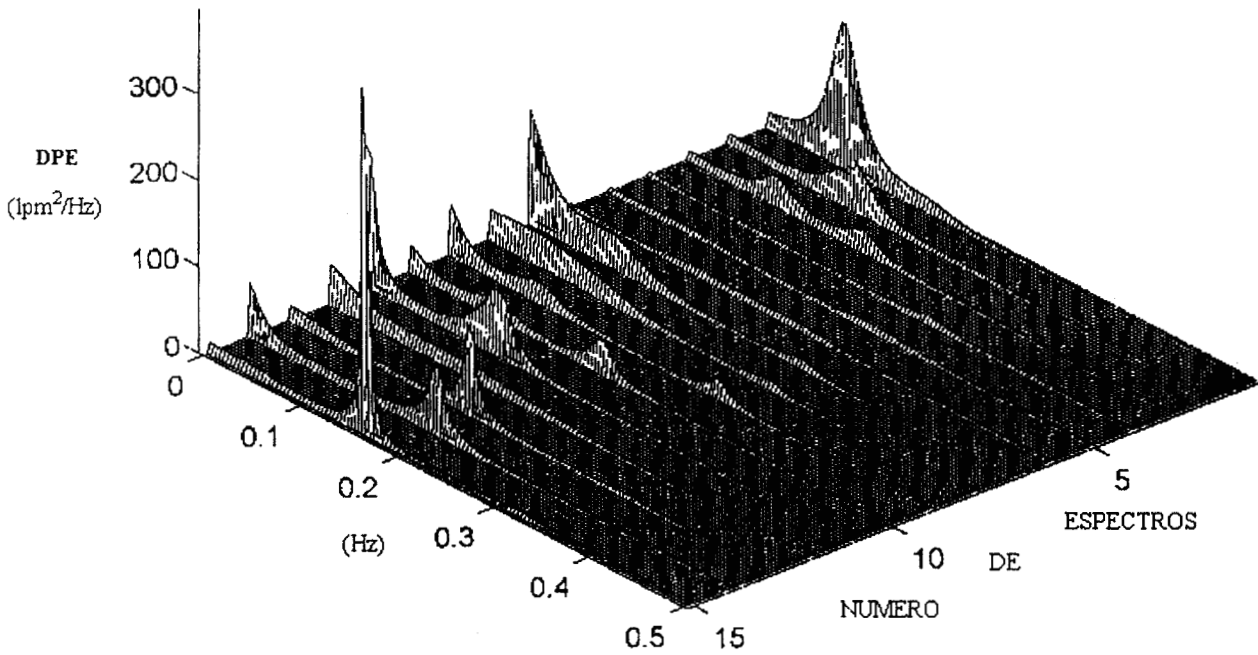
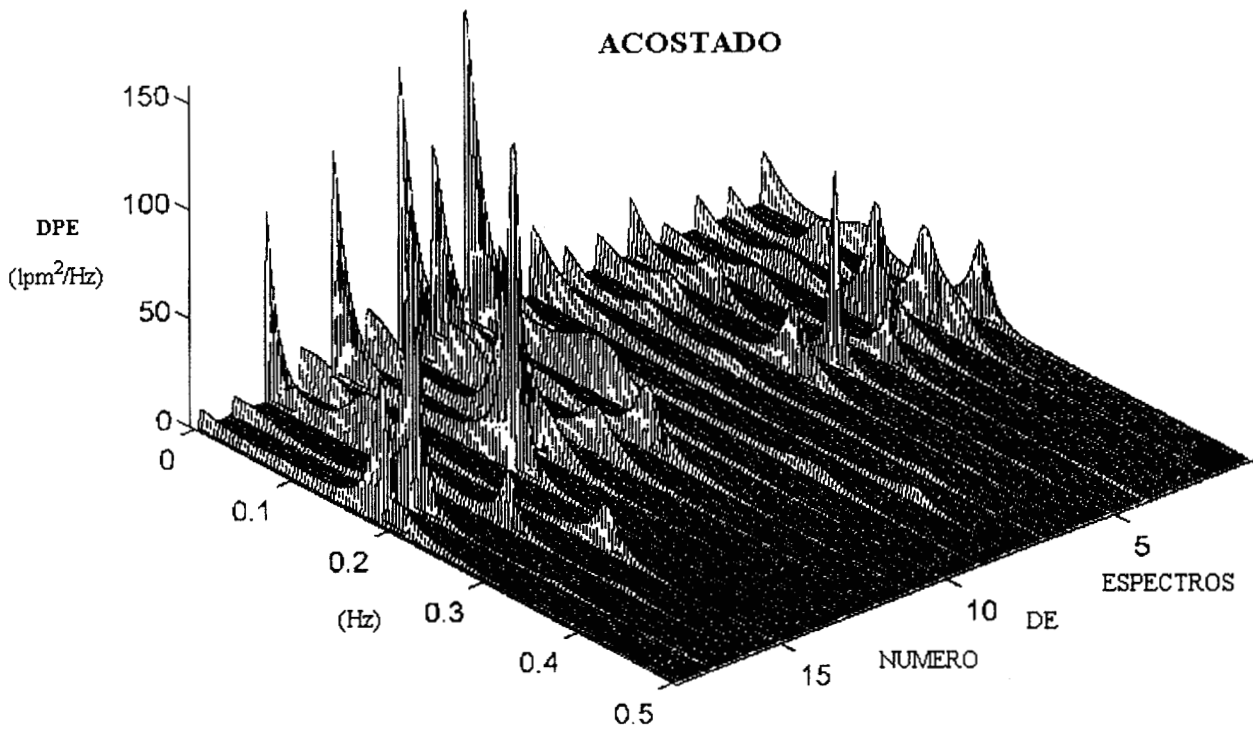


Figura 5.6.2.1. Espectros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca correspondientes a los 11 sujetos estudiados en tres días diferentes, para acostado.

RESPIRACION CONTROLADA

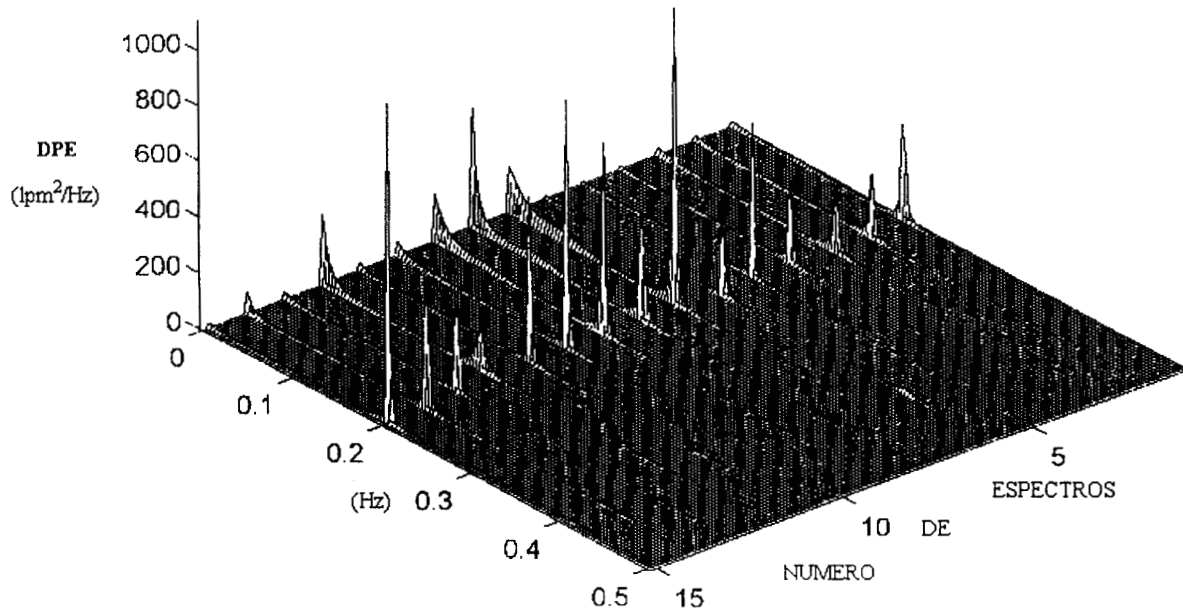
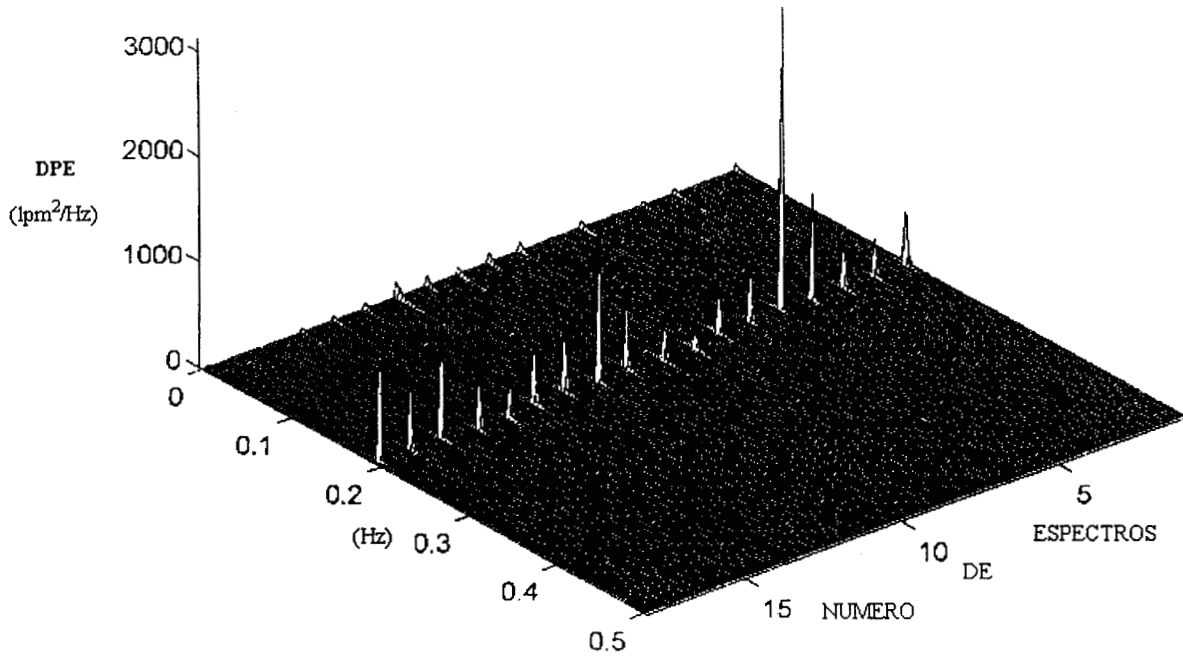


Figura 5.6.2.1. (Continuación) Espectros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca correspondientes a los 11 sujetos estudiados en tres días diferentes, para respiración controlada.

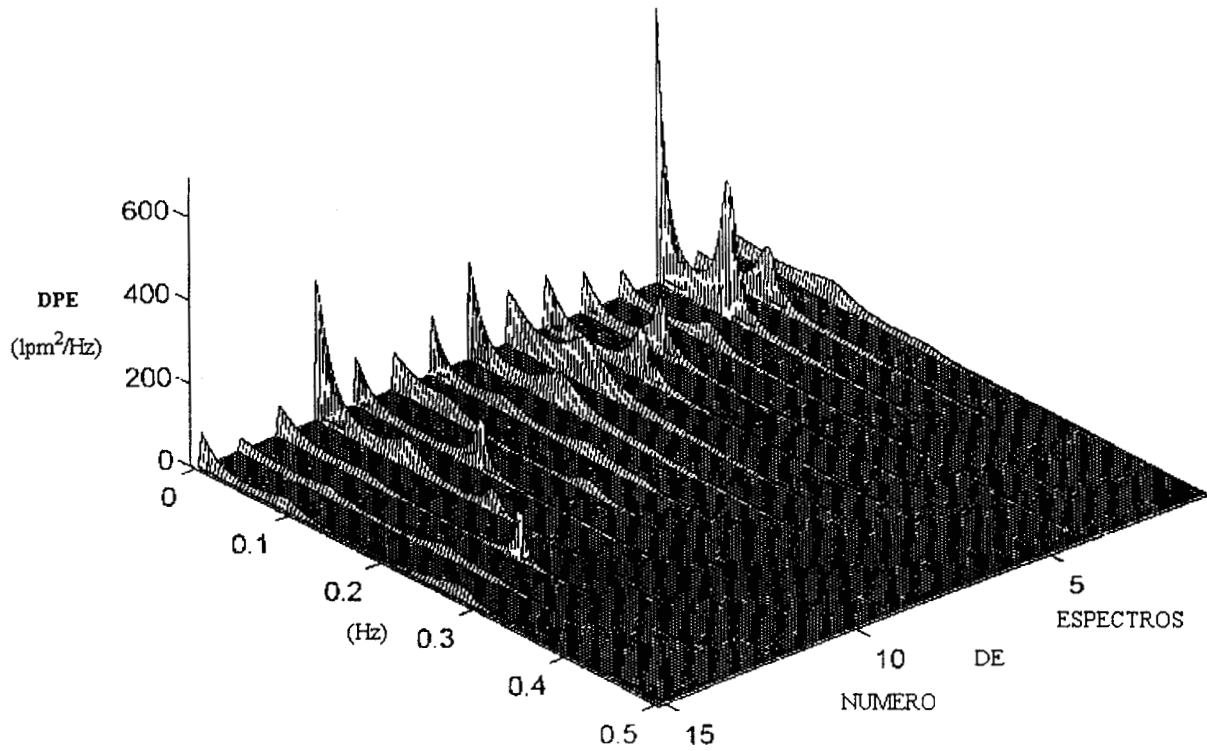
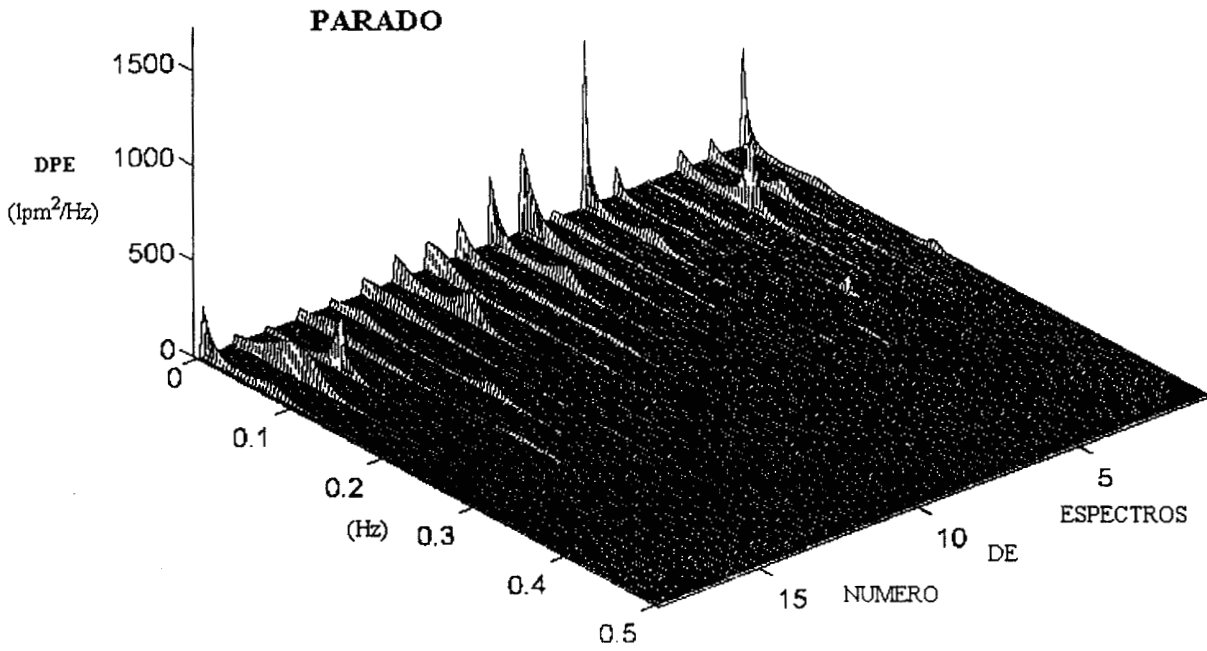


Figura 5.6.2.1. (Continuación). Espectros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca correspondientes a los 11 sujetos estudiados en tres días diferentes, para parado.

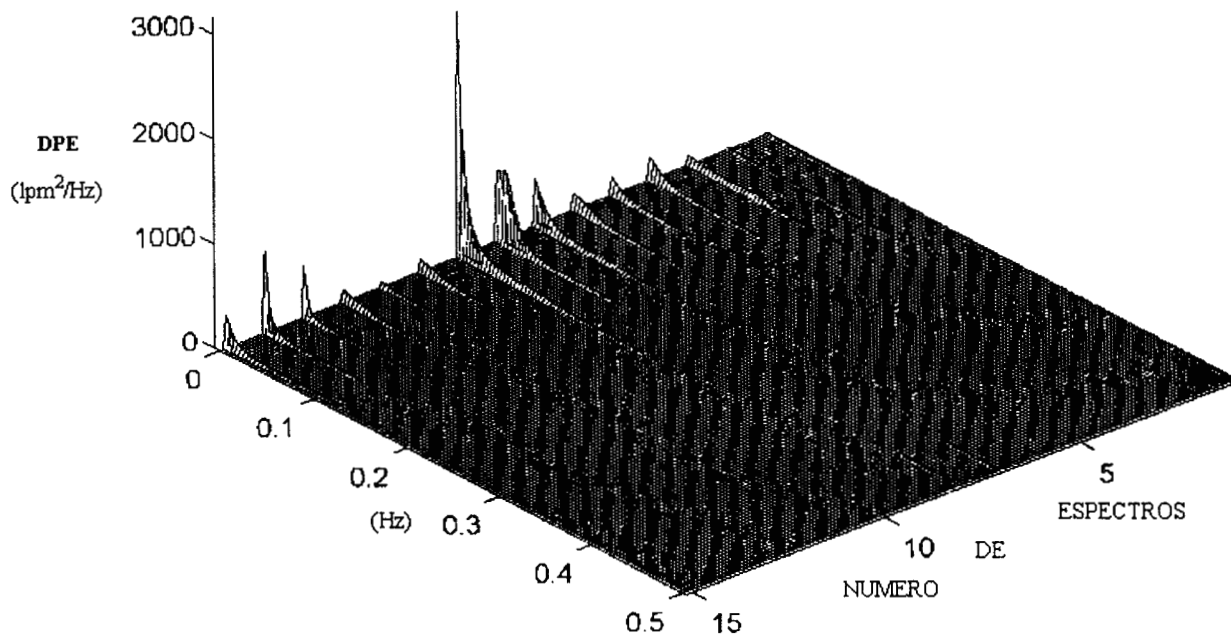
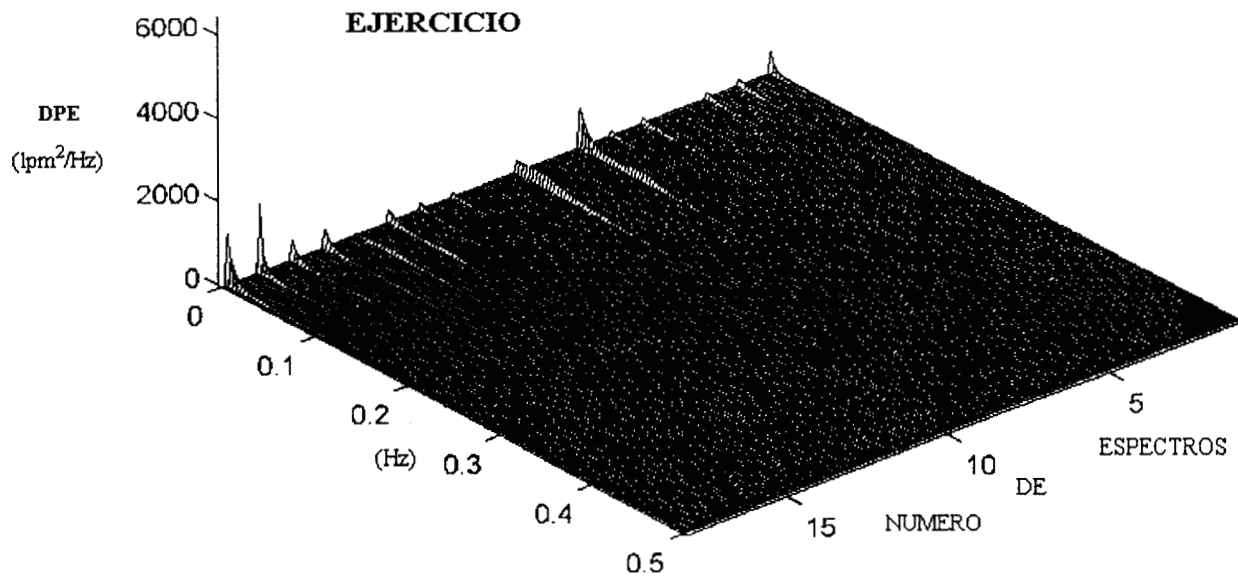
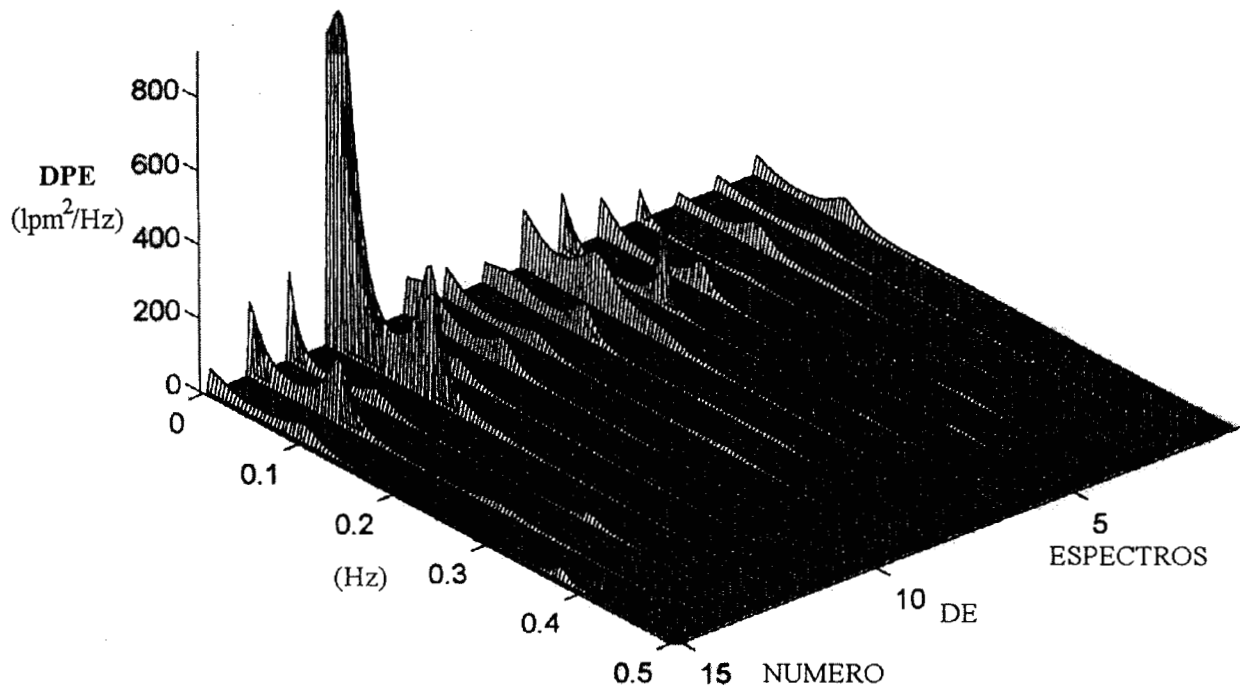
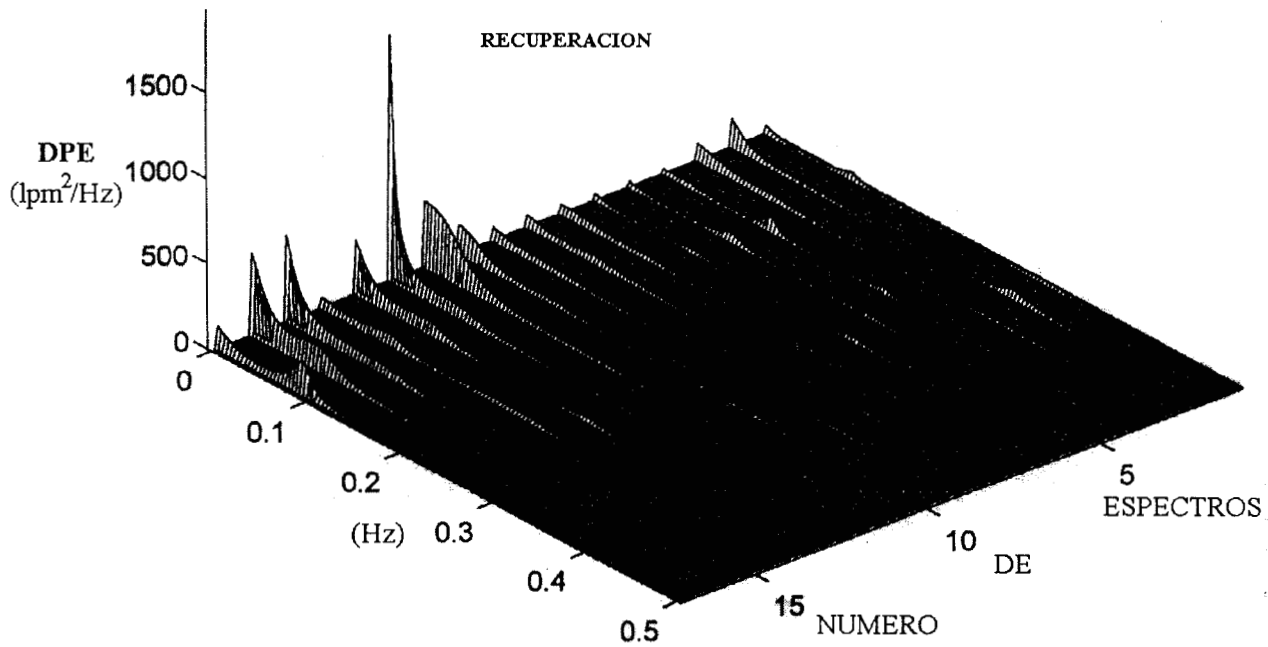


Figura 5.6.2.1. (Continuación). Espectros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca correspondientes a los 11 sujetos estudiados en tres días diferentes, para ejercicio.



RECONSTRUCCION DE SERIE DE DATOS
 EXPERIMENTALES - MATEMATICA

Figura 5.6.2.1. (Continuación) Espectros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca correspondientes a los 11 sujetos estudiados en tres días diferentes, para recuperación.

El análisis de varianza de dos vías (condición y día) aplicado a cada estimador espectral, brindó los siguientes resultados: los 3 parámetros espectrales usados, banda de frecuencia baja global, banda de frecuencia alta y relación potencia de la banda baja global sobre alta, no fueron estadísticamente diferentes en los tres días ($F_{\text{baja global}} = 0.1$, $F_{\text{alta}} = 0.06$ y $F_{\text{relación baja global/ alta}} = 1.76$), ni tampoco para la interacción días por condición ($F_{\text{baja global}} = 0.52$, $F_{\text{alta}} = 0.49$ y $F_{\text{relación baja global/ alta}} = 0.5$). Pero sí mostraron diferencias estadísticamente significativas por el factor condición ($F_{\text{baja global}} = 133.0$, $F_{\text{alta}} = 133.0$ y $F_{\text{relación baja global/ alta}} = 20.0$).

La comparación estadística de las medias de los parámetros espectrales en los tres días diferentes, no mostró diferencias estadísticamente significativas en todas las condiciones.

El comportamiento de los promedios de los parámetros espectrales, en cada condición, fue:

El componente de baja frecuencia global, con relación a la condición de acostado, disminuyó en la de respiración controlada, aumentó en la condición de parado y permaneció elevada en la etapa de ejercicio y recuperación. El componente de alta frecuencia, con relación a la condición de acostado, se incrementó en la condición de respiración controlada, disminuyó drásticamente y se mantuvo en niveles bajos en las condiciones de parado, ejercicio y recuperación. La relación del componente de baja global/alta, en comparación a la condición de acostado, disminuyó en la etapa de respiración controlada, se incrementó progresivamente en las etapas de parado y ejercicio y disminuyó en la etapa de recuperación.

5.7. Efecto de la hiperglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

5.7.1. Por análisis temporal.

En la figura 5.7.1.1 se muestran las señales en el tiempo para las tres etapas del estudio.

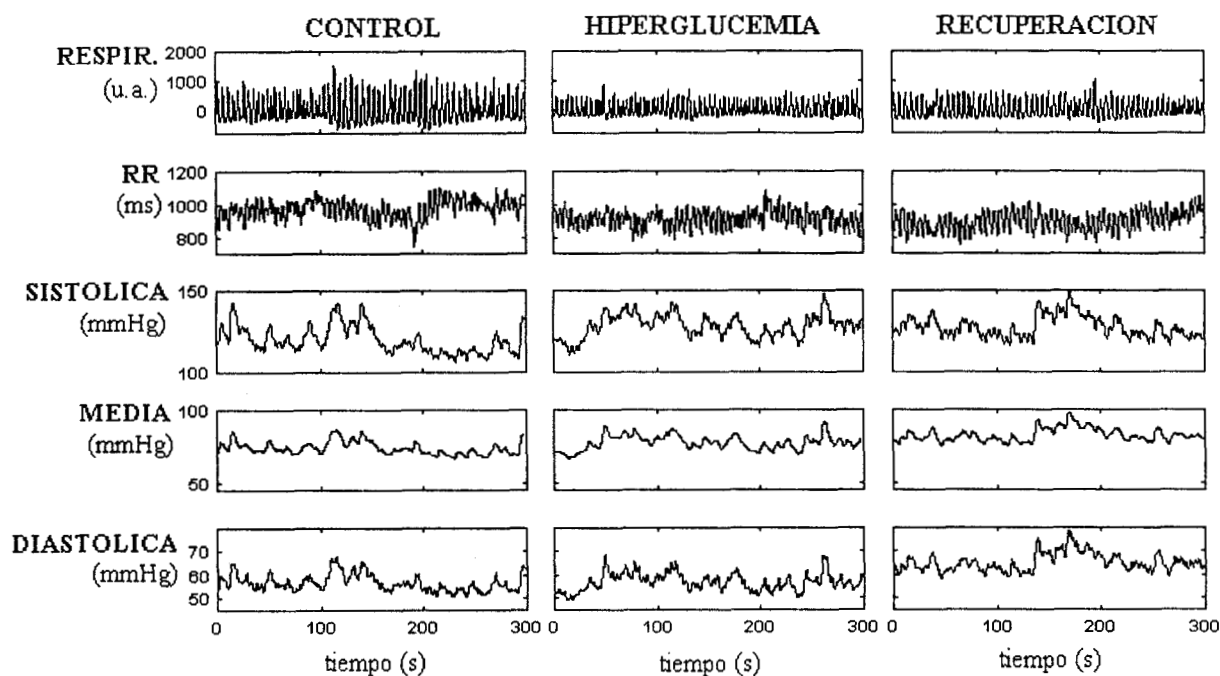


Figura 5.7.1.1

En la tabla 5.7.1.1 se reportan los resultados del análisis temporal.

TABLA 5.7.1.1. RESULTADOS POR EL ANALISIS TEMPORAL PARA LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Intervalo R – R				Presión Arterial Sistólica		
	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)	PNN50 (%)	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)
Control	949 ± 97	48.0 ± 5.8	45.8 ± 10.1	12.5 ± 3.8	119 ± 8.6	4.5 ± 1.0	1.7 ± 0.4
Maniobra	903 ± 83*	42.6 ± 20.1*	50.9 ± 27.2	14.2 ± 11.4	117 ± 8.6	4.8 ± 1.0	1.9 ± 0.3
Recuperación	890 ± 86*	46.4 ± 18.9	51.9 ± 25.9	17.1 ± 12.1	114 ± 11*	4.8 ± 1.2	2.0 ± 0.4

Condición	Presión Arterial Media			Presión Arterial Diastólica			Respiración
	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)	\bar{X} (resp/min.)
Control	82 ± 9.6	3.2 ± 0.7	1.01 ± 0.1	65 ± 8.0	2.9 ± 0.5	1.5 ± 0.2	15.9 ± 4.2
Maniobra	77 ± 6.0	3.2 ± 0.8	1.01 ± 0.2	59 ± 5.3*	2.8 ± 0.4	1.5 ± 0.4	18.6 ± 3.4*
Recuperación	76 ± 6.0*	3.3 ± 0.7	1.01 ± 0.1	60 ± 5.7*	3.0 ± 0.5	1.5 ± 0.4	18.4 ± 3.3*

\bar{X} = Promedio; DE = Desviación Estándar; RMSSD = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas;

PNN50 = Porcentaje de latidos con duración mayor a 50 ms.

*Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación al control.

5.7.2. Por análisis espectral.

En la figura 5.7.2.1 se muestran los espectros de las variables cardiovasculares.

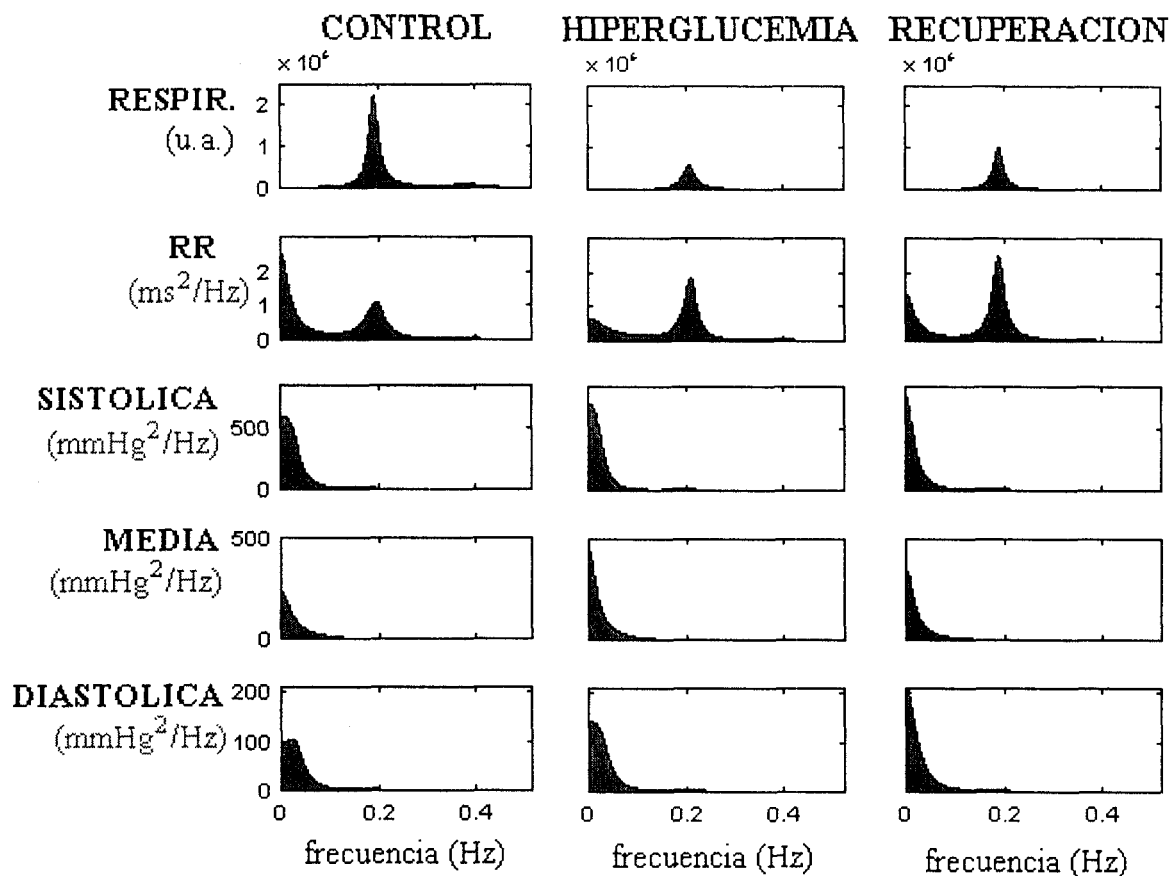


Figura 5.7.2.1.

De la tabla 5.7.2.1 a la 5.7.2.4 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.7.2.1. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL INTERVALO R – R (n=10)

Condición	Baja Parcial			Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	25.6 ± 8.0	224 ± 76	0.053 ± 0.002	20.6 ± 7.7	189 ± 102	0.110 ± 0.004
Maniobra	17.5 ± 8.2*	123 ± 84*	0.052 ± 0.001	13.8 ± 8.0*	111 ± 109*	0.111 ± 0.003
Recuperación	19.6 ± 6.0	177 ± 125	0.053 ± 0.001	16.7 ± 7.5	147 ± 103	0.112 ± 0.004

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

TABLA 5.7.2.1. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL INTERVALO R – R (n=10)

Condición	Baja Estándar			Alta Estándar		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	46.2 ± 12.5	413 ± 167	0.078 ± 0.007	53.8 ± 12.5	501 ± 222	0.27 ± 0.03
Maniobra	31.2 ± 15.6*	234 ± 193*	0.078 ± 0.007	68.8 ± 15.6*	611 ± 559	0.29 ± 0.04*
Recuperación	36.3 ± 13.0	324 ± 226	0.080 ± 0.005	63.7 ± 13.0	651 ± 476	0.28 ± 0.04

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

Condición	Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación Estándar
Control	914 ± 327	0.88 ± 0.45
Maniobra	845 ± 736	0.47 ± 0.04*
Recuperación	975 ± 676	0.59 ± 0.38*

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

TABLA 5.7.2.2. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION SISTOLICA (n=10)

Condición	Baja Parcial			Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	69.5 ± 9.2	3.4 ± 2.4	0.049 ± 0.002	18.9 ± 8.2	0.91 ± 0.67	0.104 ± 0.003
Maniobra	67.6 ± 11.7	3.1 ± 2.0	0.049 ± 0.003	18.3 ± 9.4	0.71 ± 0.45	0.105 ± 0.002
Recuperación	61.4 ± 6.5	2.8 ± 1.1	0.052 ± 0.003*†	25.6 ± 8.0*†	1.20 ± 0.51†	0.103 ± 0.004

Condición	Baja Estándar			Alta Estándar		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	88.4 ± 4.1	4.3 ± 3.0	0.059 ± 0.003	11.6 ± 4.1	0.51 ± 0.27	0.251 ± 0.03
Maniobra	85.9 ± 6.2	3.8 ± 2.2	0.061 ± 0.008	14.1 ± 6.2	0.54 ± 0.29	0.272 ± 0.04*
Recuperación	87.0 ± 6.5	4.0 ± 1.5	0.067 ± 0.005*	13.0 ± 6.5	0.64 ± 0.48	0.265 ± 0.04

Condición	Potencia Total mmHg ² /Hz	Relación Estándar
Control	4.8 ± 3.2	8.0 ± 3.0
Maniobra	4.4 ± 2.3	7.0 ± 3.6
Recuperación	4.6 ± 1.8	7.2 ± 5.6

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

TABLA 5.7.2.3. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION MEDIA (n=10)

Condición	Baja Parcial			Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	70.5 ± 15.1	1.7 ± 1.0	0.051 ± 0.002	23.8 ± 14.5	0.57 ± 0.41	0.103 ± 0.002
Maniobra	65.5 ± 13.5	1.5 ± 0.8	0.052 ± 0.002	27.3 ± 10.7	0.59 ± 0.27	0.103 ± 0.002
Recuperación	62.4 ± 9.0	1.5 ± 0.6	0.053 ± 0.003*	31.8 ± 10.5*	0.8 ± 0.30*†	0.101 ± 0.004

Condición	Baja Estándar			Alta Estándar		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	94.3 ± 3.6	2.3 ± 1.2	0.064 ± 0.009	5.7 ± 3.6	0.11 ± 0.04	0.224 ± 0.024
Maniobra	92.8 ± 7.3	2.1 ± 0.9	0.068 ± 0.007	7.2 ± 7.3	0.13 ± 0.05	0.239 ± 0.032
Recuperación	94.2 ± 3.7	2.3 ± 0.8	0.069 ± 0.006	5.8 ± 3.7	0.13 ± 0.05	0.237 ± 0.026

Condición	Potencia Total MmHg ² /Hz	Relación Estándar
Control	2.4 ± 1.2	16.8 ± 6.6
Maniobra	2.2 ± 0.9	12.9 ± 7.2
Recuperación	2.4 ± 0.7	16.2 ± 5.6

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

TABLA 5.7.2.4. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION DIASTOLICA (n=10)

Condición	Baja Parcial			Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	61.6 ± 15.2	1.5 ± 0.8	0.051 ± 0.003	20.4 ± 11.6	0.44 ± 0.32	0.104 ± 0.003
Maniobra	59.5 ± 16.5	1.3 ± 0.6	0.051 ± 0.002	21.2 ± 10.3	0.41 ± 0.24	0.105 ± 0.003
Recuperación	57.8 ± 8.1	1.4 ± 0.5	0.053 ± 0.002*†	27.5 ± 12.2*†	0.60 ± 0.22*†	0.102 ± 0.004

Condición	Baja Estándar			Alta Estándar		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	82.0 ± 11.7	1.9 ± 0.9	0.063 ± 0.009	18.0 ± 11.7	0.34 ± 0.08	0.26 ± 0.03
Maniobra	80.7 ± 15.0	1.7 ± 0.7	0.066 ± 0.008	19.3 ± 15.0	0.34 ± 0.21	0.28 ± 0.03*
Recuperación	85.2 ± 8.7	2.0 ± 0.6	0.069 ± 0.006	14.8 ± 8.7	0.33 ± 0.20	0.27 ± 0.03

Condición	Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación Estándar
Control	2.3 ± 0.9	4.8 ± 2.6
Maniobra	2.0 ± 0.6	4.2 ± 2.0
Recuperación	2.3 ± 0.6	5.8 ± 3.1

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.7.3. Por análisis entre log potencia - log frecuencia.

En la figura 5.7.3.1 se muestra la regresión entre log potencia - log frecuencia de las variables cardiovasculares.

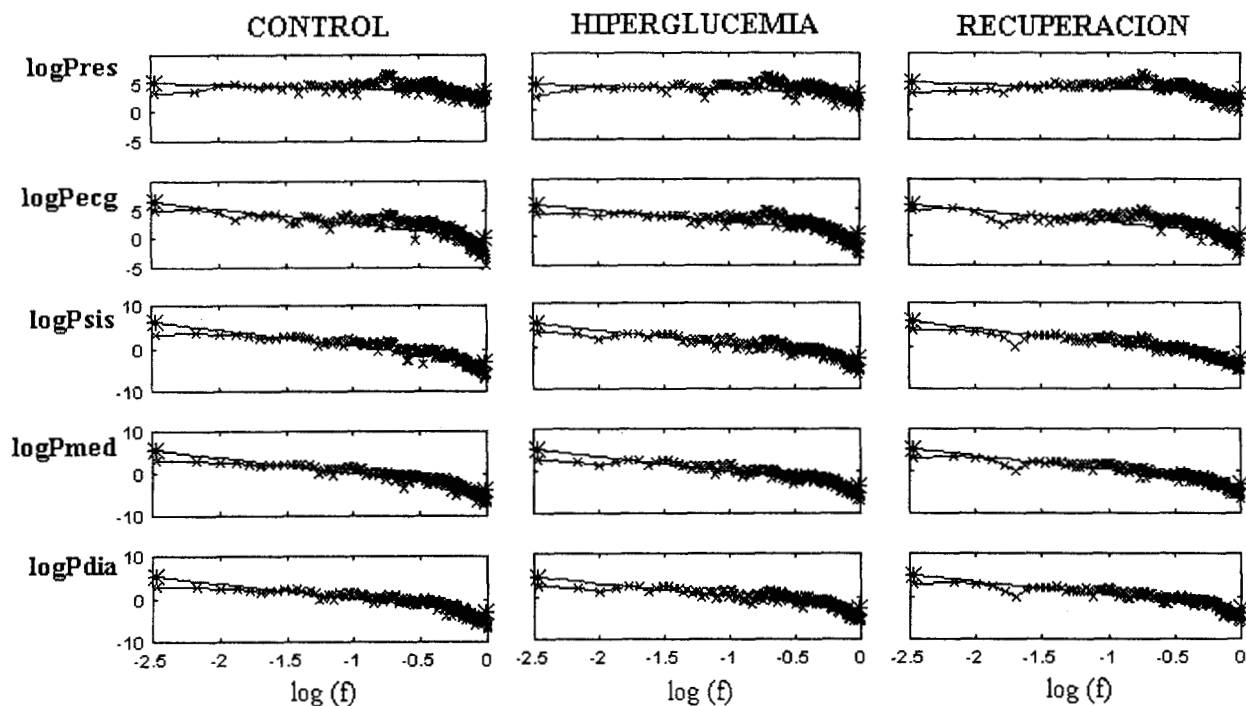


Figura 5.7.3.1.

En la tabla 5.7.3.1 se reportan los resultados de los índices del análisis entre log potencia - log frecuencia de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.7.3.1. RESULTADOS ENTRE log POTENCIA - log FRECUENCIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Intervalo R - R			Presión Arterial Sistólica		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Control	-2.20 ± 0.20	5.83 ± 0.39	-0.80 ± 0.04	-3.32 ± 0.52	5.07 ± 0.82	-0.88 ± 0.04
Maniobra	-2.02 ± 0.13*	5.33 ± 0.31*	-0.78 ± 0.04	-3.07 ± 0.15	4.78 ± 0.20	-0.89 ± 0.02
Recuperación	-2.01 ± 0.18*	5.50 ± 0.35	-0.79 ± 0.03	-2.99 ± 0.48*	4.73 ± 0.72	-0.88 ± 0.04

Condición	Presión Arterial Media			Presión Arterial Diastólica		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Control	-3.31 ± 0.38	4.76 ± 0.64	-0.88 ± 0.04	-2.78 ± 0.42	4.15 ± 0.70	-0.85 ± 0.05
Maniobra	-3.14 ± 0.21	4.51 ± 0.27	-0.88 ± 0.02	-2.69 ± 0.17	3.93 ± 0.22	-0.85 ± 0.03
Recuperación	-3.09 ± 0.38	4.57 ± 0.59	-0.87 ± 0.04	-2.73 ± 0.24	4.13 ± 0.43	-0.85 ± 0.04

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

TABLA 5.7.3.1. (Continuación) RESULTADOS ENTRE log POTENCIA - log FRECUENCIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Respiración		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Control	-0.018 ± 0.45	3.90 ± 0.92	-0.013 ± 0.33
Maniobra	0.073 ± 0.37	3.17 ± 0.75*	0.053 ± 0.27
Recuperación	0.175 ± 0.42	3.18 ± 0.78*	0.13 ± 0.28

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

5.7.4. Por análisis tono entropía.

En la figura 5.7.4.1 se muestra la serie del índice porcentual y su distribución de las variables cardiovasculares.

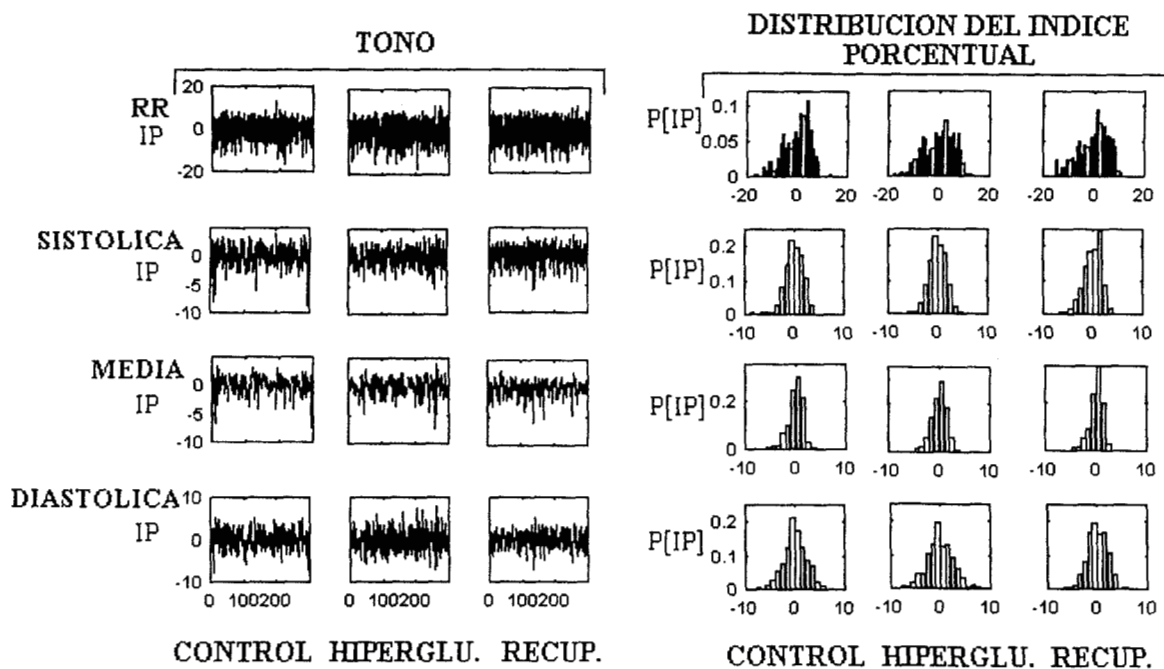


Figura 5.7.4.1.

En la tabla 5.7.4.1 se reportan los resultados de los índices del análisis por tono entropía de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.7.4.1. RESULTADOS POR ANALISIS TONO ENTROPIA DE LAS VARIABLES 2 FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Intervalo R - R			Presión Arterial Sistólica		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Control	5.1 ± 0.9	-0.156 ± 0.083	4.2 ± 0.2	1.5 ± 0.3	-0.013 ± 0.034	2.5 ± 0.3
Maniobra	4.8 ± 1.0	-0.113 ± 0.045	4.3 ± 0.5	1.6 ± 0.2	-0.023 ± 0.026	2.7 ± 0.2
Recuperación	5.0 ± 1.5	-0.126 ± 0.082	4.3 ± 0.6	1.7 ± 0.4*	-0.014 ± 0.016	2.8 ± 0.3*

TABLA 5.7.4.1. (Continuación) RESULTADOS POR ANALISIS TONO ENTROPIA DE LAS VARIABLES 2 FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Presión Arterial Media			Presión Arterial Diastólica		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Control	1.3 ± 0.2	-0.013 ± 0.030	2.4 ± 0.2	2.3 ± 0.5	-0.029 ± 0.034	3.2 ± 0.3
Maniobra	1.3 ± 0.2	-0.013 ± 0.021	2.4 ± 0.2	2.3 ± 0.3	-0.029 ± 0.020	3.3 ± 0.4
Recuperación	1.5 ± 0.2†	-0.015 ± 0.016	2.6 ± 0.2*†	2.5 ± 0.8	-0.043 ± 0.031	3.2 ± 0.5

DEIP = Desviación Estándar del Índice Porcentual.

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

5.7.5. Por análisis de los mapas de retorno.

En la figura 5.7.5.1 se muestran los mapas de retorno de las variables cardiovasculares.

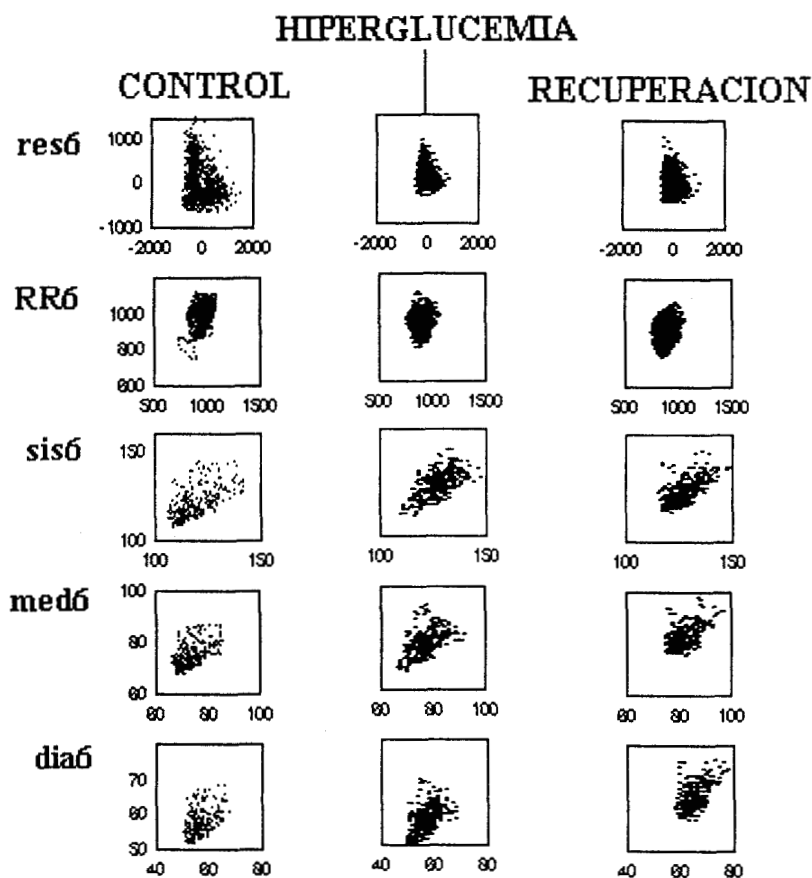


Figura 5.7.5.1

En la tabla 5.7.5.1 se reportan los resultados de los índices por mapas de retorno de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.7.5.1. RESULTADOS POR MAPAS DE RETORNO DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n=10)

Condición	Intervalo R - R		Presión Sistólica	
	r1	r6	r1	r6
Control	0.948 ± 0.018	0.071 ± 0.244	0.938 ± 0.023	0.512 ± 0.139
Maniobra	0.941 ± 0.012	0.042 ± 0.179	0.923 ± 0.038	0.459 ± 0.162
Recuperación	0.943 ± 0.018	0.002 ± 0.119	0.893 ± 0.073	0.360 ± 0.249

Condición	Presión Media		Presión Diastólica	
	r1	r6	r1	r6
Control	0.938 ± 0.017	0.360 ± 0.195	0.839 ± 0.082	0.313 ± 0.194
Maniobra	0.913 ± 0.064	0.337 ± 0.154	0.783 ± 0.166	0.263 ± 0.130
Recuperación	0.933 ± 0.028	0.302 ± 0.161	0.865 ± 0.096	0.290 ± 0.169

r1 = Coeficiente de correlación con el primer retraso; r6 = Coeficiente de correlación con el sexto retraso.

5.7.6. Por análisis entropía aproximada.

En la tabla 5.7.6.1 se reportan los resultados de la entropía aproximada de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.7.6.1. RESULTADOS POR EL ANALISIS DE ENTROPIA APROXIMADA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Intervalo R - R	Presión Sistólica	Presión Media	Presión Diastólica
Control	0.045 ± 0.024	0.922 ± 0.112	0.642 ± 0.053	0.925 ± 0.088
Maniobra	0.050 ± 0.026	0.986 ± 0.097	0.667 ± 0.109	0.942 ± 0.077
Recuperación	0.042 ± 0.036	1.004 ± 0.121*	0.692 ± 0.033	0.912 ± 0.162

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

5.7.7. Por secuencias.

En la figura 5.7.7.1 se muestran las regresiones de las secuencias.

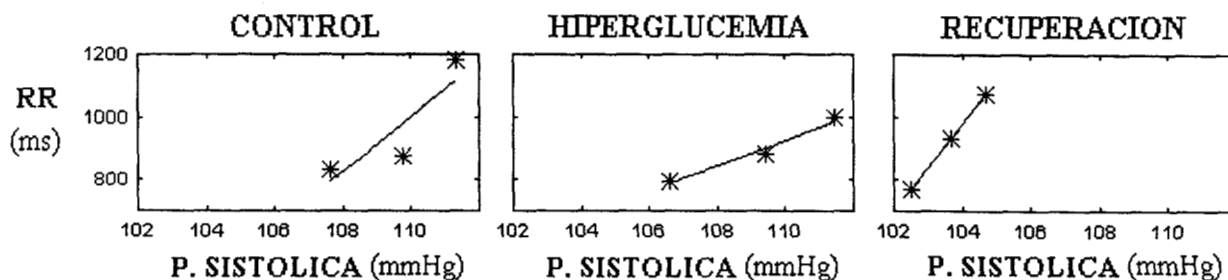


Figura 5.7.7.1.

En la tabla 5.7.7.1 se reportan los resultados de las regresiones por los dos métodos.

TABLA 5.7.7.1. RESULTADOS DE LA SENSIBILIDAD DE BARORRECEPTORES POR DOS METODOS (n = 10)

Condición	Análisis Espectral					
	Intermedia (ms/mmHg)	Coherencia	Alta (ms/mmHg)	Coherencia	Muy Alta (ms/mmHg)	Coherencia
Control	12.7 ± 4.4	0.493 ± 0.202	29.8 ± 7.4	0.613 ± 0.140	38.6 ± 6.3	0.463 ± 0.231
Maniobra	7.4 ± 1.4*	0.489 ± 0.134	25.2 ± 7.8	0.670 ± 0.137	27.1 ± 6.9*	0.525 ± 0.166
Recuperación	9.2 ± 3.0*	0.533 ± 0.144	25.6 ± 10.9	0.629 ± 0.197	31.2 ± 16.2	0.473 ± 0.196

Condición	Secuencias Espontáneas		
	Pendiente (ms/mmHg)	Coef. Corr.	Número Secuencias
Control	18.4 ± 7.0	0.935 ± 0.033	3.5 ± 2.6
Maniobra	17.6 ± 3.4	0.973 ± 0.015	3.3 ± 3.2
Recuperación	14.5 ± 7.6	0.905 ± 0.136†	3.8 ± 6.0

*Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a la maniobra.

5.8. Efecto de la hipoglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

5.8.1. Por análisis temporal.

En la figura 5.8.1.1 se muestran las señales en el tiempo para las tres etapas del estudio.

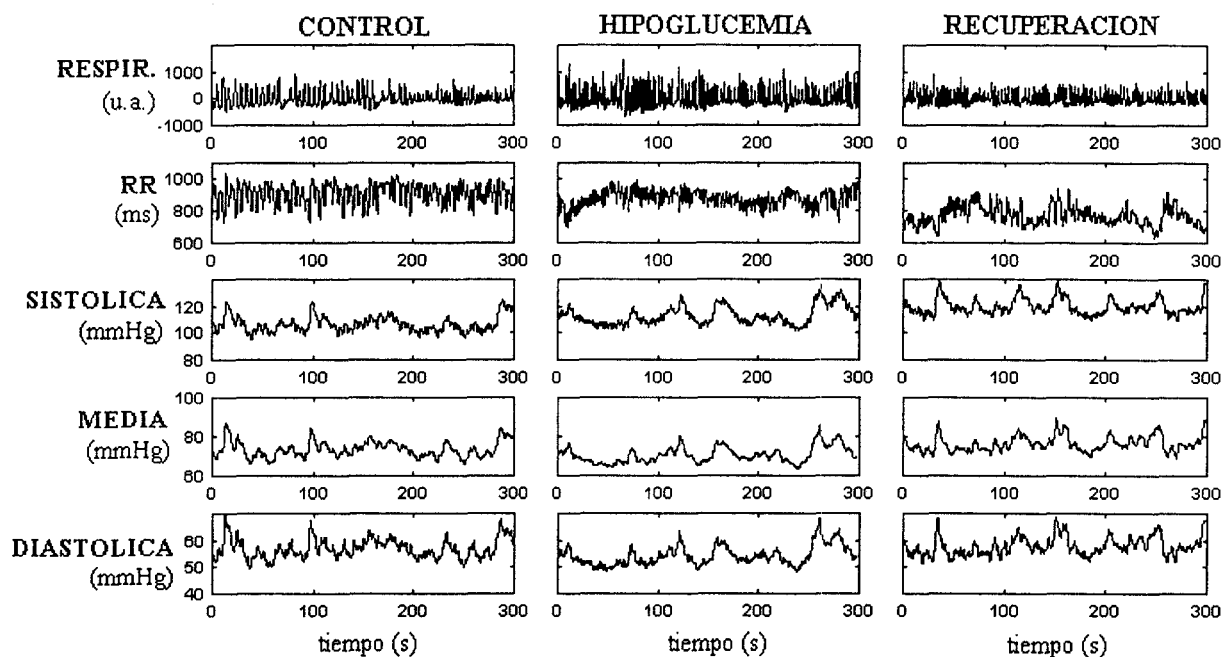


Figura 5.8.1.1.

En la tabla 5.8.1.1 se reportan los resultados del análisis temporal.

TABLA 5.8.1.1. RESULTADOS POR EL ANALISIS TEMPORAL PARA LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Intervalo R – R				Presión Arterial Sistólica		
	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)	PNN50 (%)	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)
Control	907 ± 116	53.4 ± 11.9	55.0 ± 16.2	17.8 ± 7.8	110 ± 6.7	5.8 ± 1.8	2.3 ± 0.6
Maniobra	791 ± 65*	42.8 ± 9.7	42.7 ± 16.5*	13.4 ± 9.2	121 ± 17.9*	5.2 ± 1.3	1.7 ± 0.5
Recuperación	797 ± 93*	49.2 ± 12.5	39.2 ± 13.9*	13.9 ± 11.1	116 ± 12.5	4.5 ± 1.9	2.0 ± 0.6

Condición	Presión Arterial Media			Presión Arterial Diastólica			Respiración \bar{X} (resp./min.)
	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)	
Control	75 ± 5.1	3.7 ± 0.8	1.3 ± 0.2	58 ± 4.3	3.3 ± 0.5	1.6 ± 0.3	14.2 ± 2.8
Maniobra	79 ± 10.3	3.9 ± 0.9	1.2 ± 0.3	58 ± 6.7	3.2 ± 0.7	1.5 ± 0.3	18.9 ± 4.4*
Recuperación	78 ± 10.0	3.7 ± 1.3	1.2 ± 0.1	59 ± 9.0	2.9 ± 0.9	1.5 ± 0.4	17.4 ± 4.8

\bar{X} = Promedio; DE = Desviación Estándar; RMSSD = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas; PNN50 = Porcentaje de latidos con duración mayor a 50 ms.

*Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación al control.

5.8.2. Por análisis espectral.

En la figura 5.8.2.1 se muestran los espectros de las variables cardiovasculares.

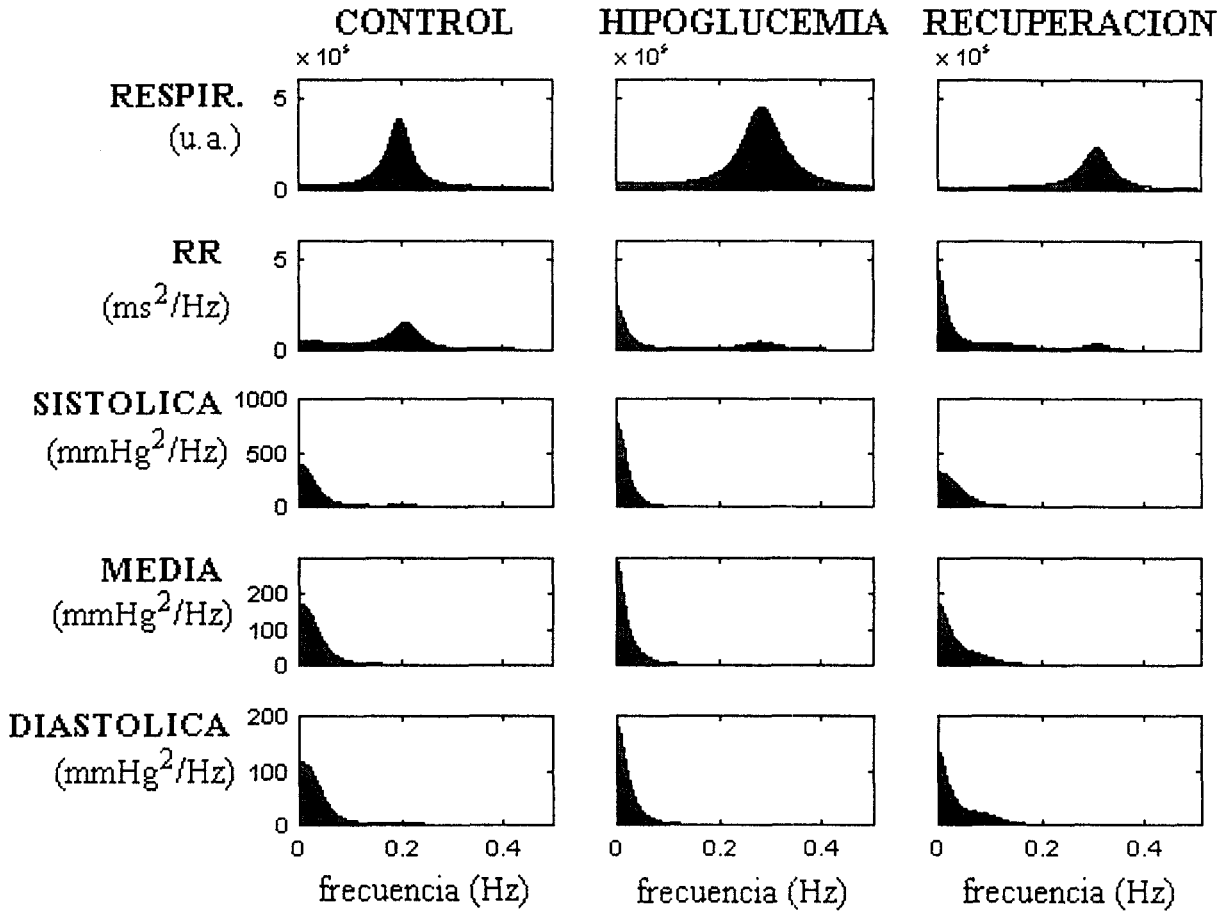


Figura 5.8.2.1.

De la tabla 5.8.2.1 a la 5.8.2.4 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.8.2.1. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL INTERVALO R – R (n=10)

Condición	Baja Parcial			Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	17.1 ± 4.9	168 ± 61	0.053 ± 0.001	15.6 ± 4.8	159 ± 78	0.114 ± 0.004
Maniobra	25.8 ± 6.0*	152 ± 102	0.052 ± 0.003	17.8 ± 9.4	106 ± 92	0.111 ± 0.003
Recuperación	25.2 ± 10.0*	195 ± 117	0.052 ± 0.003	19.9 ± 8.7	142 ± 75	0.113 ± 0.005

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

TABLA 5.8.2.1. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL INTERVALO R – R (n=10)

Condición	Baja Estándar			Alta Estándar		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	32.7 ± 7.8	327 ± 129	0.082 ± 0.007	67.3 ± 7.8	705 ± 318	0.245 ± 0.035
Maniobra	43.5 ± 13.1*	256 ± 191	0.075 ± 0.007*	56.5 ± 13.1*	344 ± 218*	0.281 ± 0.025*
Recuperación	45.1 ± 12.1*	336 ± 180	0.074 ± 0.004*	54.9 ± 12.1*	425 ± 235*	0.265 ± 0.039

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

Condición	Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación Estándar
Control	1032 ± 424	0.490 ± 0.190
Maniobra	601 ± 388*	0.821 ± 0.361*
Recuperación	761 ± 368	0.837 ± 0.349*

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

TABLA 5.8.2.2. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION SISTOLICA (n=10)

Condición	Baja Parcial			Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	60.3 ± 18.7	4.1 ± 2.7	0.049 ± 0.002	17.9 ± 4.7	1.2 ± 0.9	0.107 ± 0.004
Maniobra	66.8 ± 7.6	4.1 ± 3.4	0.051 ± 0.003	23.9 ± 7.9	1.5 ± 1.5	0.103 ± 0.002*
Recuperación	55.5 ± 16.0	3.3 ± 2.5	0.052 ± 0.002	27.7 ± 8.0*	1.7 ± 1.4	0.107 ± 0.006†

Condición	Baja Estándar			Alta Estándar		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	78.3 ± 18.5	5.3 ± 3.5	0.063 ± 0.007	21.7 ± 18.5	1.014 ± 0.474	0.225 ± 0.024
Maniobra	90.7 ± 7.1	5.6 ± 4.9	0.064 ± 0.006	9.3 ± 7.1	0.486 ± 0.402*	0.246 ± 0.024*
Recuperación	83.3 ± 11.7	5.1 ± 3.5	0.071 ± 0.011	16.7 ± 11.7	0.943 ± 0.300†	0.246 ± 0.035*

Condición	Potencia Total MmHg ² /Hz	Relación Estándar
Control	6.4 ± 3.2	3.6 ± 3.0
Maniobra	6.1 ± 5.1	9.8 ± 4.7*
Recuperación	6.0 ± 3.7	5.1 ± 2.3†

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

TABLA 5.8.2.3. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION MEDIA (n=10)

Condición	Baja Parcial			Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	69.2 ± 5.6	2.1 ± 1.1	0.051 ± 0.002	22.6 ± 5.1	0.671 ± 0.2	0.103 ± 0.003
Maniobra	68.2 ± 9.4	2.2 ± 1.5	0.052 ± 0.003	24.8 ± 7.3	0.829 ± 0.4	0.102 ± 0.003
Recuperación	55.7 ± 13.8*†	1.7 ± 0.9	0.053 ± 0.002	34.6 ± 8.0*	1.000 ± 0.4*	0.105 ± 0.006

Condición	Baja Estándar			Alta Estándar		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	91.8 ± 4.9	2.8 ± 1.5	0.064 ± 0.004	8.2 ± 4.9	0.229 ± 0.170	0.226 ± 0.023
Maniobra	92.9 ± 3.6	3.0 ± 2.1	0.065 ± 0.006	7.1 ± 3.6	0.186 ± 0.107	0.228 ± 0.024
Recuperación	90.3 ± 8.9	2.7 ± 1.4	0.073 ± 0.009	9.7 ± 8.9	0.286 ± 0.324	0.236 ± 0.031

Condición	Potencia Total MmHg ² /Hz	Relación Estándar
Control	3.0 ± 1.5	11.2 ± 5.9
Maniobra	3.2 ± 2.1	13.1 ± 7.2
Recuperación	3.0 ± 1.5	9.3 ± 4.3

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

TABLA 5.8.2.4. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION DIASTOLICA (n=10)

Condición	Baja Parcial			Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	64.8 ± 7.2	1.7 ± 0.9	0.050 ± 0.001	18.7 ± 5.2	0.471 ± 0.236	0.105 ± 0.002
Maniobra	65.2 ± 10.4	1.8 ± 1.2	0.051 ± 0.004	22.2 ± 10.4	0.643 ± 0.509	0.103 ± 0.002
Recuperación	53.3 ± 9.4*†	1.3 ± 0.7	0.052 ± 0.003	29.9 ± 9.8*	0.700 ± 0.379	0.105 ± 0.003

Condición	Baja Estándar			Alta Estándar		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Control	83.5 ± 6.0	2.2 ± 1.1	0.063 ± 0.004	16.5 ± 6.0	0.386 ± 0.069	0.246 ± 0.030
Maniobra	87.4 ± 5.6	2.4 ± 1.6	0.064 ± 0.008	12.6 ± 5.6*	0.286 ± 0.090*	0.267 ± 0.036
Recuperación	81.2 ± 6.7†	2.0 ± 1.0	0.071 ± 0.008*	16.8 ± 7.7†	0.343 ± 0.127	0.264 ± 0.044

Condición	Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación Estándar
Control	2.54 ± 1.13	5.33 ± 2.02
Maniobra	2.70 ± 1.67	7.00 ± 3.34*
Recuperación	2.37 ± 1.00	5.00 ± 1.84

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.8.3. Por análisis entre log potencia - log frecuencia.

En la figura 5.8.3.1 se muestra la regresión entre log potencia - log frecuencia de las variables cardiovasculares.

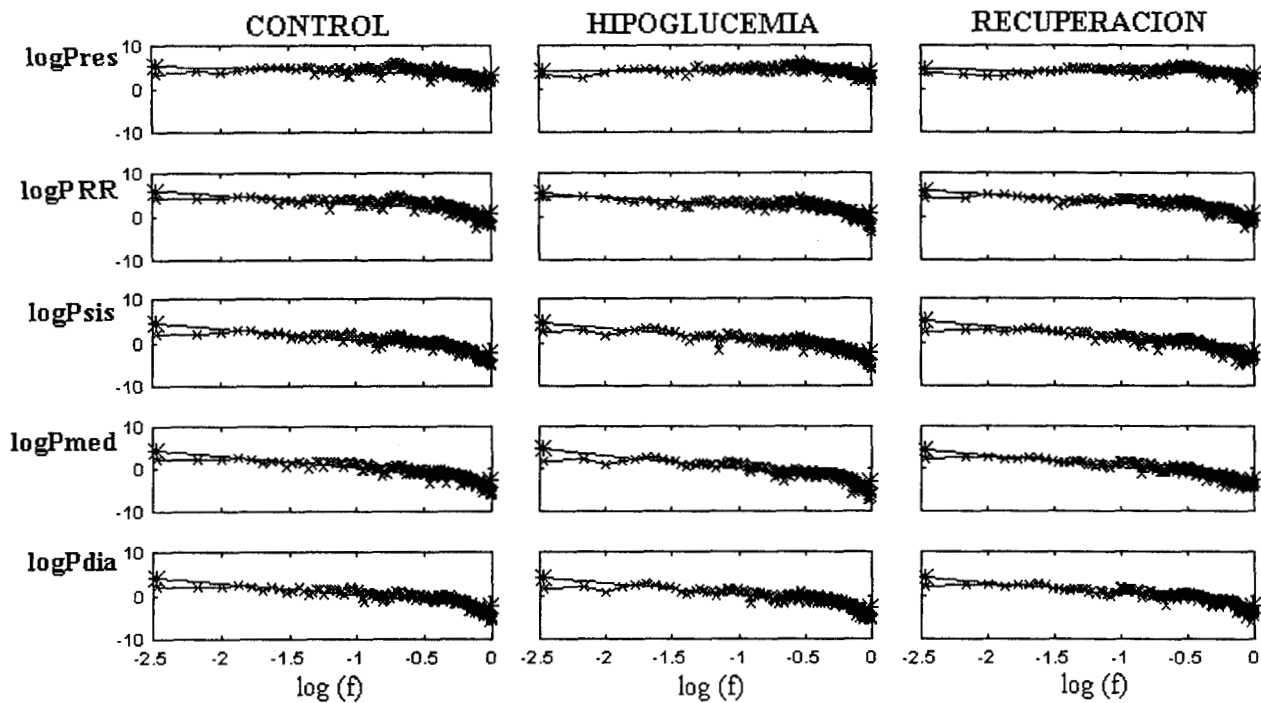


Figura 5.8.3.1.

En la tabla 5.8.3.1 se reportan los resultados de los índices del análisis entre log potencia - log frecuencia de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.8.3.1. RESULTADOS POR ENTRE log POTENCIA - log FRECUENCIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Intervalo R - R			Presión Arterial Sistólica		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Control	-1.87 ± 0.39	0.72 ± 0.22	-0.75 ± 0.12	-2.93 ± 0.45	-2.40 ± 0.43	-0.86 ± 0.04
Maniobra	-1.84 ± 0.21	0.65 ± 0.35	-0.79 ± 0.06	-2.72 ± 0.31	-2.22 ± 0.31	-0.88 ± 0.03
Recuperación	-2.06 ± 0.22	0.58 ± 0.34*	-0.82 ± 0.05	-2.74 ± 0.21	-2.29 ± 0.42	-0.89 ± 0.04

Condición	Presión Arterial Media			Presión Arterial Diastólica		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Control	-2.95 ± 0.18	-2.75 ± 0.34	-0.88 ± 0.02	-2.56 ± 0.16	-2.31 ± 0.26	-0.85 ± 0.03
Maniobra	-2.79 ± 0.42	-2.58 ± 0.58	-0.88 ± 0.03	-2.48 ± 0.30	-2.24 ± 0.43	-0.86 ± 0.04
Recuperación	-2.83 ± 0.24	-2.65 ± 0.41	-0.88 ± 0.04	-2.50 ± 0.16	-2.28 ± 0.32	-0.87 ± 0.05

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

TABLA 5.8.3.1. (Continuación) RESULTADOS POR ENTRE log POTENCIA - log FRECUENCIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Respiración		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Control	0.008 ± 0.359	3.26 ± 0.44	0.011 ± 0.257
Maniobra	0.000 ± 0.124	3.71 ± 0.39*	0.0003 ± 0.106
Recuperación	-0.082 ± 0.332	3.77 ± 0.31*	-0.053 ± 0.243

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

5.8.4. Por análisis tono entropía.

En la figura 5.8.4.1 se muestra la serie del índice porcentual y su distribución de las variables cardiovasculares.

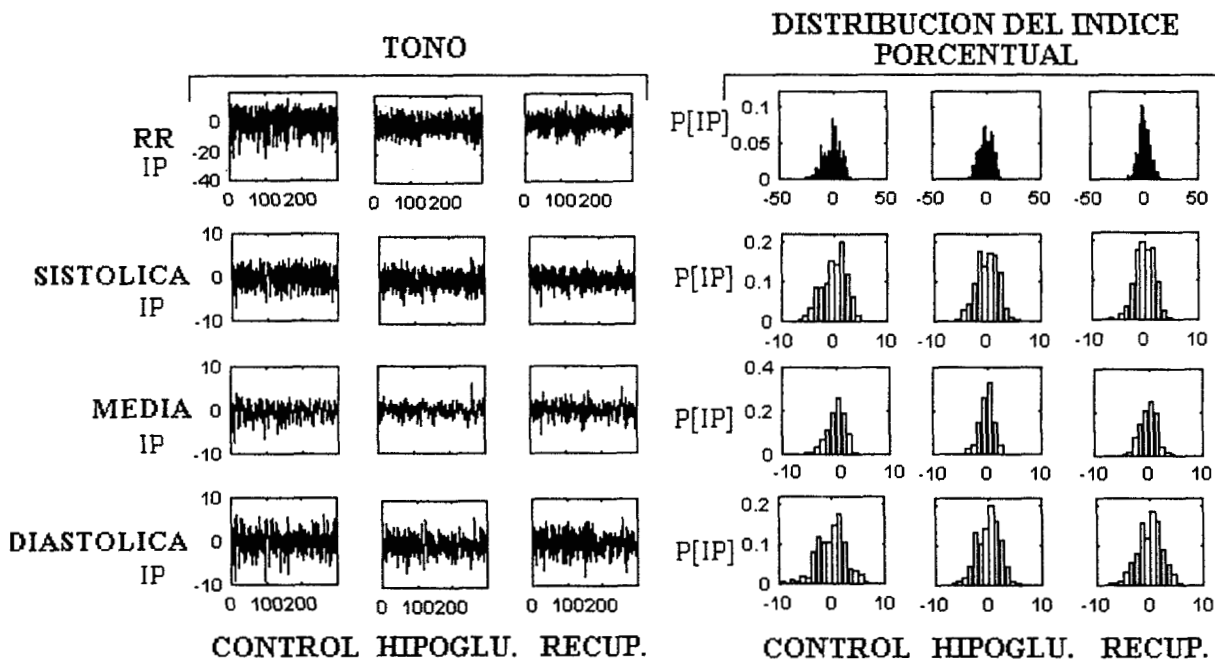


Figura 5.8.4.1.

En la tabla 5.8.4.1 se reportan los resultados de los índices del análisis por tono entropía de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.8.4.1. RESULTADOS POR ANALISIS TONO ENTROPIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Intervalo R - R			Presión Arterial Sistólica		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Control	6.2 ± 1.5	-0.204 ± 0.078	4.4 ± 0.3	2.2 ± 0.3	-0.033 ± 0.034	2.8 ± 0.3
Maniobra	5.1 ± 1.7*	-0.160 ± 0.091	4.2 ± 0.5	1.3 ± 0.6*	-0.017 ± 0.021	2.5 ± 0.6
Recuperación	5.2 ± 1.7*	-0.127 ± 0.062*	4.2 ± 0.5	1.7 ± 0.3	-0.019 ± 0.024	2.7 ± 0.5

TABLA 5.8.4.1. (Continuación) RESULTADOS POR ANALISIS TONO ENTROPIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Presión Arterial Media			Presión Arterial Diastólica		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Control	1.7 ± 0.3	-0.021 ± 0.021	2.7 ± 0.2	2.7 ± 0.6	-0.041 ± 0.030	3.4 ± 0.3
Maniobra	1.6 ± 0.4	-0.010 ± 0.020	2.6 ± 0.4	2.4 ± 0.6	-0.029 ± 0.027	3.3 ± 0.3
Recuperación	1.6 ± 0.5	-0.013 ± 0.019	2.7 ± 0.3	2.5 ± 0.6	-0.031 ± 0.031	3.3 ± 0.4

DEIP = Desviación Estándar del Índice Porcentual.

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

5.8.5. Por análisis de mapas de retorno.

En la figura 5.8.5.1 se muestran los mapas de retorno de las variables cardiovasculares.

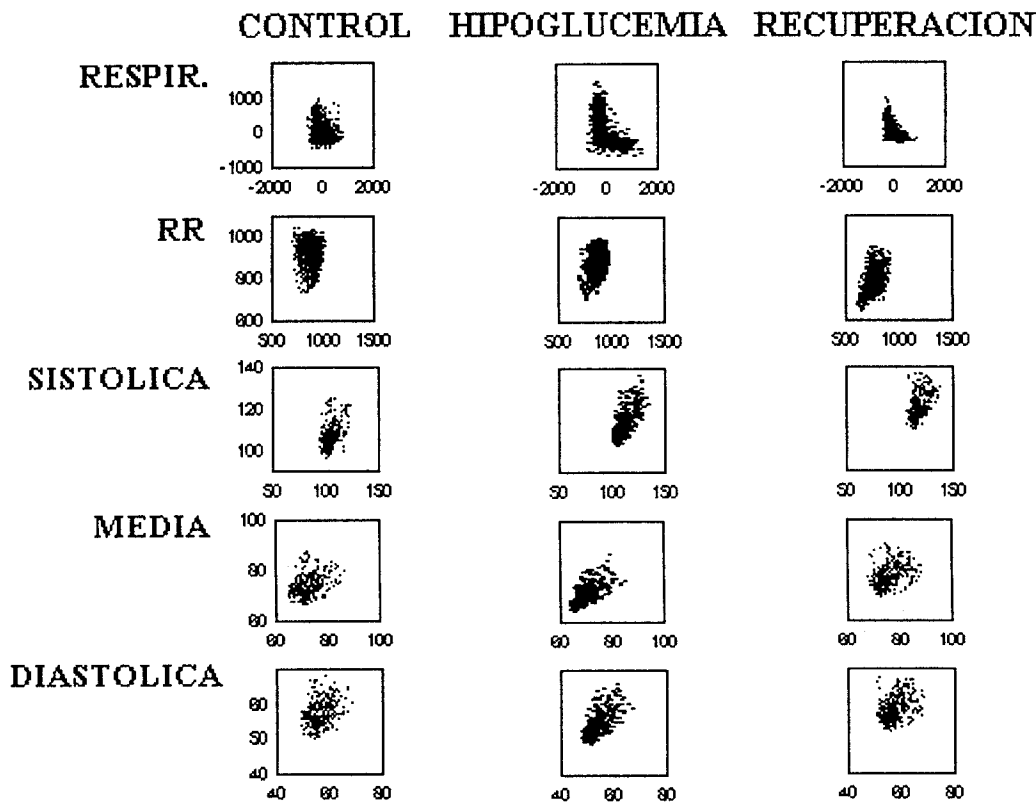


Figura 5.8.5.1.

En la tabla 5.8.5.1 se reportan los resultados de los índices por mapas de retorno de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.8.5.1. RESULTADOS POR MAPAS DE RETORNO DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n=10)

Condición	Intervalo R - R		Presión Sistólica	
	r1	r6	r1	r6
Control	0.947 ± 0.017	0.069 ± 0.179	0.858 ± 0.197	0.471 ± 0.116
Maniobra	0.951 ± 0.022	0.341 ± 0.236*	0.941 ± 0.030	0.476 ± 0.202
Recuperación	0.962 ± 0.015*	0.375 ± 0.217*	0.886 ± 0.065	0.356 ± 0.220

Condición	Presión Media		Presión Diastólica	
	r1	r6	r1	r6
Control	0.933 ± 0.031	0.344 ± 0.083	0.872 ± 0.070	0.347 ± 0.136
Maniobra	0.938 ± 0.031	0.392 ± 0.259	0.889 ± 0.072	0.359 ± 0.277
Recuperación	0.914 ± 0.060	0.318 ± 0.253	0.840 ± 0.124	0.301 ± 0.226

r1 = Coeficiente de correlación con el primer retraso; r6 = Coeficiente de correlación con el sexto retraso.

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

5.8.6. Por análisis de entropía aproximada.

En la tabla 5.8.6.1 se reportan los resultados de la entropía aproximada de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.8.6.1. RESULTADOS POR EL ANALISIS DE ENTROPIA APROXIMADA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 10)

Condición	Intervalo R - R	Presión Sistólica	Presión Media	Presión Diastólica
Control	0.035 ± 0.021	0.917 ± 0.115	0.751 ± 0.083	0.922 ± 0.132
Maniobra	0.070 ± 0.068	0.883 ± 0.130	0.772 ± 0.099	0.916 ± 0.118
Recuperación	0.059 ± 0.060	0.945 ± 0.116	0.748 ± 0.074	0.921 ± 0.158

5.8.7. Por secuencias.

En la figura 5.8.7.1 se muestran las regresiones de las secuencias.

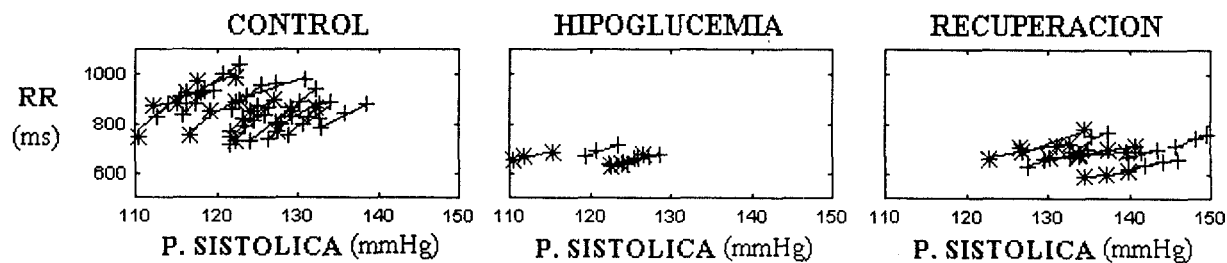


Figura 5.8.2.5.

En la tabla 5.8.7.1 se reportan los resultados de las regresiones por los dos métodos.

TABLA 5.8.7.1. RESULTADOS DE LA SENSIBILIDAD DE BARORRECEPTORES POR DOS METODOS (n = 10)

Condición	Análisis Espectral					
	Intermedia (ms/mmHg)	Coherencia	Alta (ms/mmHg)	Coherencia	Muy Alta (ms/mmHg)	Coherencia
Control	10.1 ± 3.1	0.481 ± 0.196	26.9 ± 8.4	0.626 ± 0.196	33.7 ± 17.2	0.397 ± 0.223
Maniobra	8.5 ± 4.5	0.536 ± 0.152	28.3 ± 15.0	0.593 ± 0.198	33.6 ± 23.5	0.357 ± 0.234
Recuperación	9.2 ± 3.2	0.634 ± 0.147	23.0 ± 15.2†	0.656 ± 0.098	23.7 ± 9.1	0.334 ± 0.074

Condición	Secuencias Espontáneas		
	Pendiente (ms/mmHg)	Coef. Corr.	Número Secuencias
Control	16.5 ± 5.9	0.963 ± 0.137	9.5 ± 8.3
Maniobra	10.8 ± 1.5*	0.978 ± 0.022	5.5 ± 3.7
Recuperación	11.4 ± 3.7	0.973 ± 0.021	11.0 ± 10.8

† Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a la maniobra.

COORDINACION DE SERVICIOS
 DOCUMENTALES - BIBLIOTECA

5.9. Efecto de la hiperoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

5.9.1. Por análisis temporal.

En la figura 5.9.1.1 se muestran las señales en el tiempo.

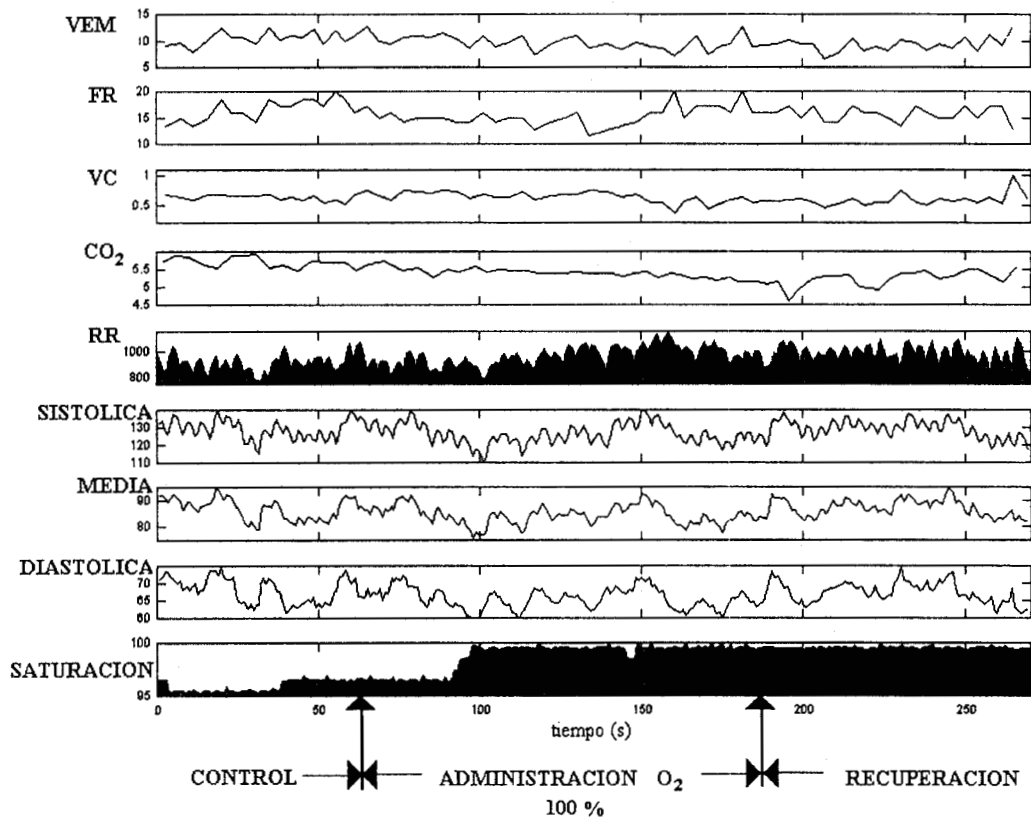


Figura 5.9.1.1.

En la figura 5.9.1.2 se muestran los índices ventilatorio y de la frecuencia cardiaca.

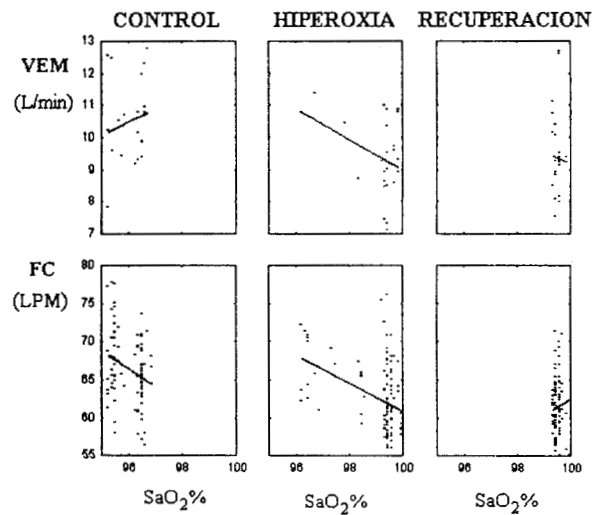


Figura 5.9.1.2

En la tabla 5.9.1.1 se reportan los resultados del análisis temporal para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.9.1.1. RESULTADOS POR ANALISIS TEMPORAL DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n=11)

Condición	Volumen Corriente			Frecuencia Respiratoria		
	\bar{X} (L/resp)	DE (L/resp)	RMSSD (L/resp)	\bar{X} (resp/min)	DE (resp/min)	RMSSD (resp/min)
Control	0.56 ± 0.14	0.08 ± 0.03	0.09 ± 0.04	15.9 ± 3.8	1.9 ± 0.4	2.2 ± 0.8
Maniobra	0.55 ± 0.14	0.10 ± 0.05	0.11 ± 0.06	16.1 ± 4.0	2.3 ± 0.5†	2.8 ± 1.0
Recuperación	0.54 ± 0.14*	0.09 ± 0.06	0.10 ± 0.06	16.4 ± 4.1	1.7 ± 0.5	2.1 ± 0.6

Condición	Volumen Minuto			Presión Alveolar CO ₂		
	\bar{X} (L/min)	DE (L/min)	RMSSD (L/min)	\bar{X} (%)	DE (%)	RMSSD (%)
Control	9.5 ± 1.9	1.7 ± 0.4	2.4 ± 0.7	4.9±1.0	0.14±0.04	0.16±0.06
Maniobra	9.5 ± 2.3	1.7 ± 0.5	2.3 ± 0.7	4.6±1.0	0.24±0.11	0.29±0.11
Recuperación	9.0 ± 1.2	1.5 ± 0.4	2.1 ± 0.5	4.8±1.0	0.20±0.08	0.24±0.10

Condición	% Saturación O ₂			VEM/SAT		FC/SAT	
	\bar{X} (%)	DE (%)	RMSSD (%)	m	r	m	r
Control	96±1.7	0.4±0.3	0.2±0.1	0.11±0.85	0.05±0.13	-0.91±1.27	0.03±0.09
Maniobra	99±0.6*	0.3±0.1	0.2±0.1	-0.11±0.85	-0.06±0.10	-0.24±1.25	-0.06±0.11
Recuperación	99±0.3*	0.2±0.1	0.2±0.1	-0.19±1.29	-0.03±0.14	0.43±1.61	-0.03±0.13

Condición	Intervalo R - R			Presión Sistólica		
	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)
Control	818 ± 63	43.8 ± 11.1	38.9 ± 14.5	126 ± 6.4	5.2 ± 1.2	3.0 ± 0.8
Maniobra	855 ± 65*	43.7 ± 15.3	41.2 ± 10.4	126 ± 4.6	4.6 ± 1.0	2.6 ± 0.3
Recuperación	837 ± 70	42.7 ± 9.5	46.1 ± 12.0*	129 ± 4.9*	4.0 ± 0.7*	2.9 ± 0.5

Condición	Presión Media			Presión Diastólica		
	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)
Control	86 ± 5.9	3.5 ± 0.5	1.7 ± 0.4	73 ± 6.3	3.2 ± 0.5	2.0 ± 0.6
Maniobra	86 ± 6.3	3.3 ± 0.5	1.6 ± 0.3	72 ± 7.2	3.1 ± 0.6	1.9 ± 0.4
Recuperación	89 ± 5.7*	2.8 ± 0.5*	1.7 ± 0.4	76 ± 5.5*	2.7 ± 0.5	2.3 ± 0.3*†

\bar{X} = Promedio; DE = Desviación Estándar; RMSSD = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas;
m = Pendiente; r = Coeficiente de Correlación. VEM/SAT = Relación Volumen Minuto sobre Saturación (L/min./%);
FC/SAT = Relación Frecuencia Cardiaca sobre Saturación (Lat/min./%)

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.9.2. Por análisis espectral.

En la figura 5.9.2.1 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para el intervalo R - R.

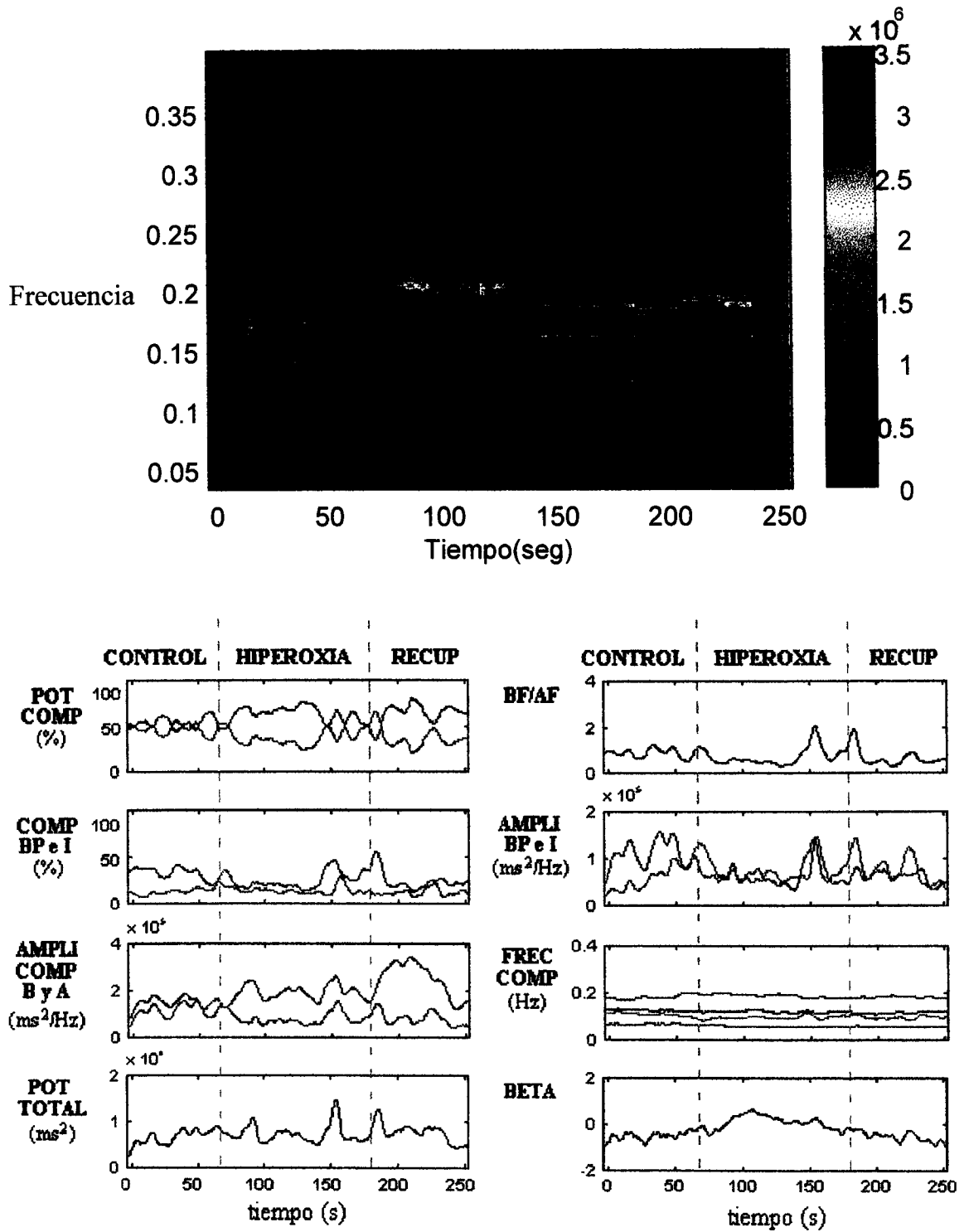


Figura 5.9.2.1.

En la tabla 5.9.2.1 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para el intervalo R- R para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.9.2.1. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL INTERVALO R – R (n=11)

Condición	Baja Parcial			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Amplitud. (ms)
Control	0.060 ± 0.000	38.3 ± 4.5	862 ± 651	33353 ± 16068
Maniobra	0.059 ± 0.003	31.4 ± 5.7*	850 ± 622	45555 ± 27025
Recuperación	0.060 ± 0.000	31.4 ± 8.0*	652 ± 393	40074 ± 20976

Condición	Intermedia			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Amplitud. (ms)
Control	0.111 ± 0.009	34.9 ± 10.0	662 ± 479	33336 ± 23788
Maniobra	0.112 ± 0.004	36.1 ± 10.0	977 ± 603	35347 ± 22870
Recuperación	0.111 ± 0.012	41.8 ± 11.0*	868 ± 447	36323 ± 18064

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Amplitud. (ms)
Control	0.087 ± 0.013	73.0 ± 9.1	1524 ± 1021	37901 ± 16334
Maniobra	0.092 ± 0.013	67.5 ± 12.1*	1827 ± 1038	52625 ± 29145
Recuperación	0.092 ± 0.015	73.1 ± 8.7†	1520 ± 772	49250 ± 24799

Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Amplitud. (ms)
Control	0.196 ± 0.014	27.0 ± 9.1	628 ± 501	18340 ± 11093
Maniobra	0.197 ± 0.013	32.5 ± 12.1*	991 ± 599*	27006 ± 13931*
Recuperación	0.197 ± 0.009	26.9 ± 8.7†	572 ± 320†	18664 ± 9528

Condición	Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación Estándar
Control	2152 ± 1002	2.73 ± 1.33
Maniobra	2917 ± 978*	2.00 ± 1.08*
Recuperación	2092 ± 1127†	2.90 ± 1.43†

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

En la figura 5.9.2.2 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para la presión sistólica.

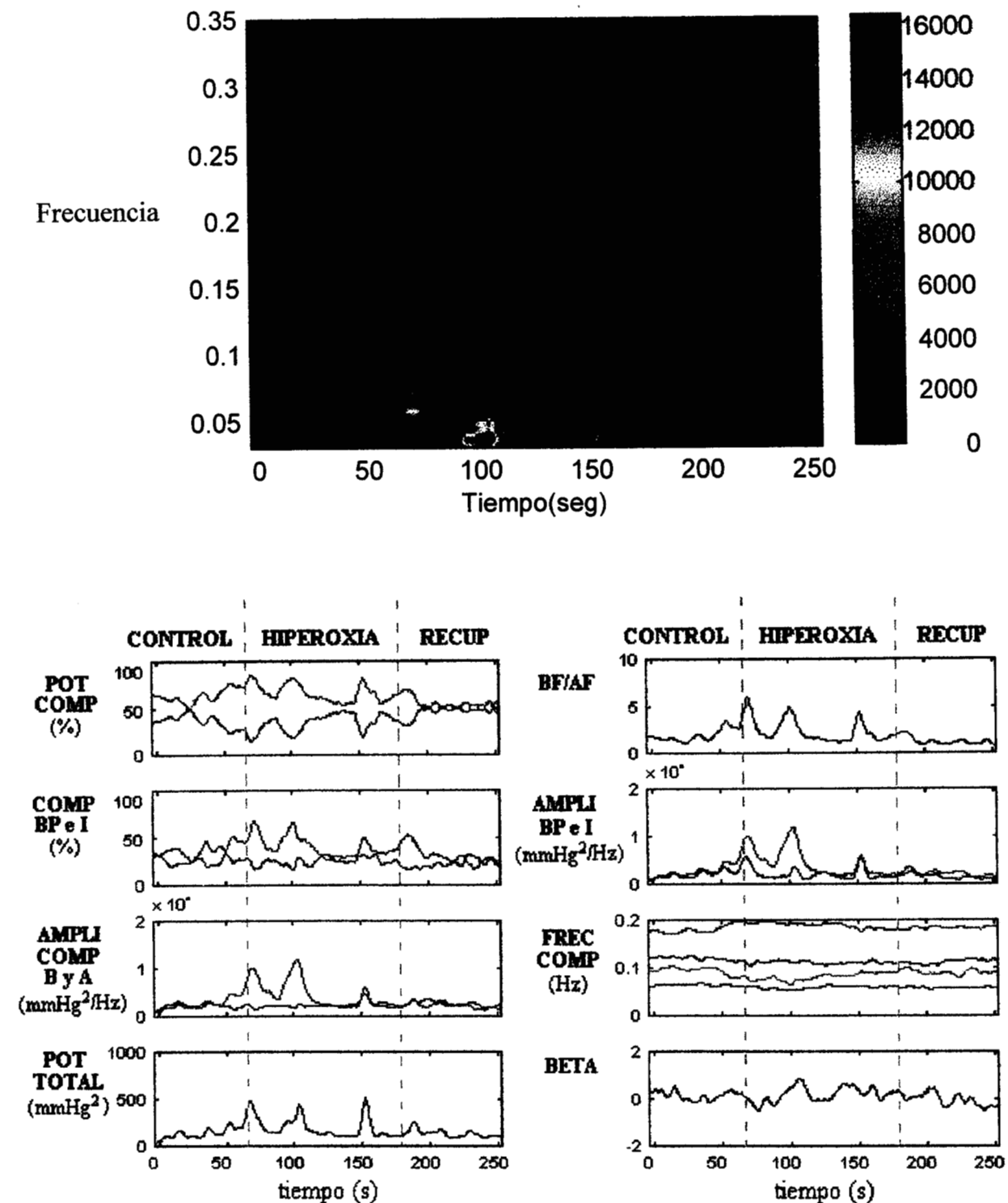


Figura 5.9.2.2.

En la tabla 5.9.2.2 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para la presión sistólica para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.9.2.2. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION SISTOLICA (n=11)

Condición	Baja Parcial			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.059 ± 0.003	48.4 ± 18.8	19.04 ± 10.12	900 ± 546
Maniobra	0.059 ± 0.003	47.2 ± 13.9	14.84 ± 6.47	917 ± 256
Recuperación	0.060 ± 0.000	44.2 ± 26.0	10.29 ± 3.66*	642 ± 199

Condición	Intermedia			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.111 ± 0.003	28.8 ± 10.5	10.57 ± 6.59	391 ± 211
Maniobra	0.108 ± 0.006	29.3 ± 8.1	10.22 ± 4.21	518 ± 196
Recuperación	0.109 ± 0.010	33.0 ± 11.4	8.07 ± 2.19	407 ± 119

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.080 ± 0.013	77.1 ± 17.1	29.61 ± 14.65	1063 ± 597
Maniobra	0.079 ± 0.010	76.7 ± 16.9	25.08 ± 9.25	1023 ± 339
Recuperación	0.085 ± 0.014	77.3 ± 19.7	18.36 ± 3.89*	686 ± 185

Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.193 ± 0.012	22.9 ± 17.1	10.93 ± 5.71	152 ± 124
Maniobra	0.193 ± 0.013	23.3 ± 16.9	10.26 ± 5.2	201 ± 158
Recuperación	0.196 ± 0.008	22.7 ± 19.7	6.92 ± 4.54*	97 ± 58†

Condición	Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación Estándar
Control	40.54 ± 25.01	3.60 ± 2.26
Maniobra	35.33 ± 15.81	3.50 ± 1.12
Recuperación	25.28 ± 7.87*	3.40 ± 2.54

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

En la figura 5.9.2.3 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para la presión media.

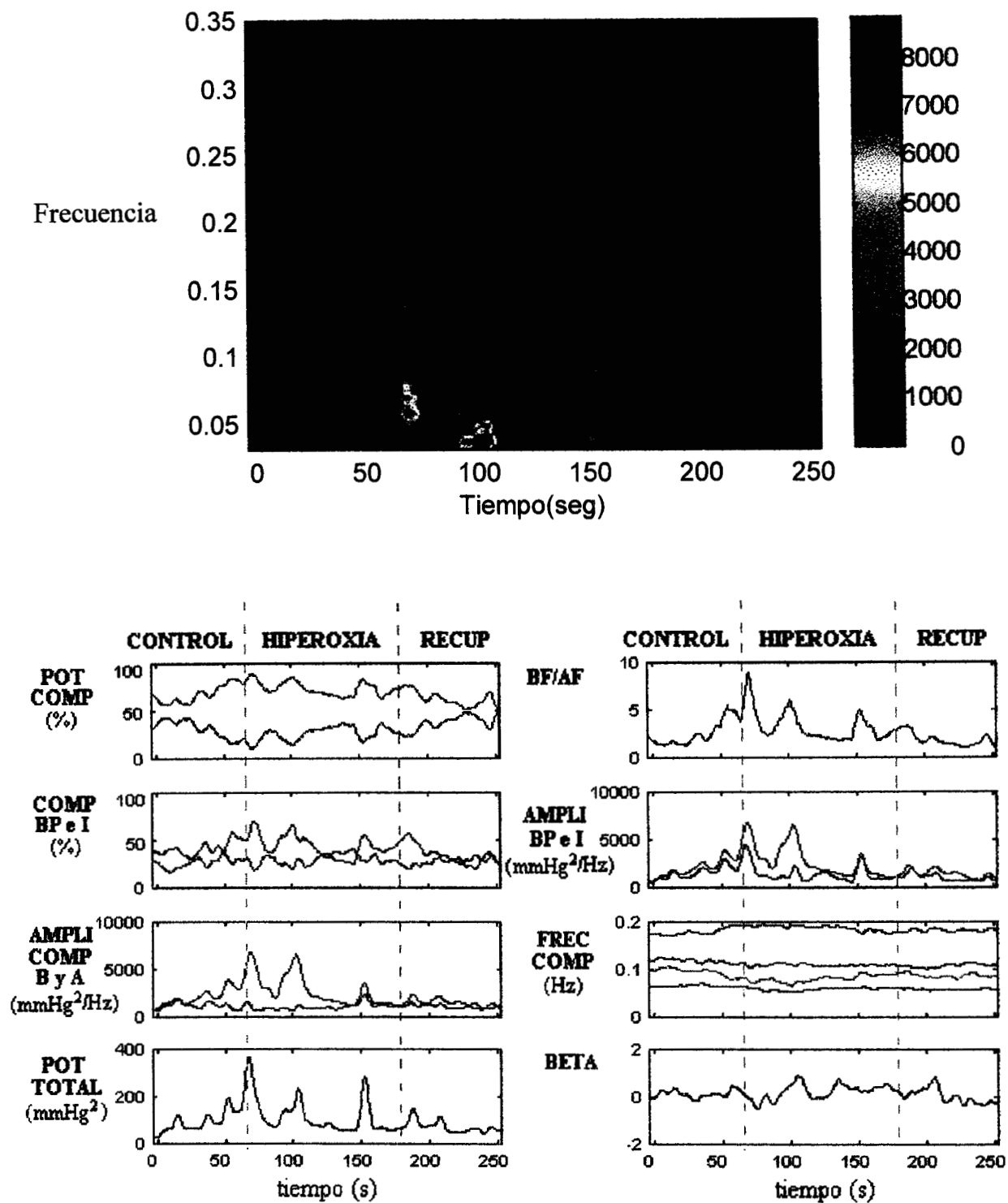


Figura 5.9.2.3.

En la tabla 5.9.2.3 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para la presión media para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.9.2.3. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION MEDIA (n=11)

Condición	Baja Parcial			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.059 ± 0.003	50.1 ± 14.0	8.56 ± 4.69	497 ± 263
Maniobra	0.058 ± 0.004	54.3 ± 10.4	7.48 ± 2.20	517 ± 102
Recuperación	0.059 ± 0.003	45.4 ± 9.7	5.38 ± 1.90*	384 ± 170

Condición	Intermedia			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.109 ± 0.006	35.0 ± 10.2	5.13 ± 1.41	237 ± 45
Maniobra	0.106 ± 0.007	33.5 ± 8.0	4.55 ± 1.65	285 ± 105
Recuperación	0.106 ± 0.007	41.3 ± 10.5†	5.50 ± 2.99	332 ± 198

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.081 ± 0.012	85.1 ± 11.2	13.68 ± 5.49	516 ± 272
Maniobra	0.078 ± 0.009	87.4 ± 6.5	12.01 ± 3.31	601 ± 143
Recuperación	0.083 ± 0.012	86.6 ± 6.6	10.94 ± 4.53	466 ± 162

Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.192 ± 0.006	14.9 ± 11.2	2.43 ± 2.35	41.75 ± 16.48
Maniobra	0.193 ± 0.009	12.6 ± 6.5	1.69 ± 0.63	48.75 ± 24.69
Recuperación	0.192 ± 0.006	13.4 ± 6.6	1.53 ± 0.45	41.78 ± 20.81

Condición	Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación Estándar
Control	16.09 ± 6.18	5.70 ± 1.96
Maniobra	13.71 ± 3.20	7.00 ± 4.03
Recuperación	12.44 ± 4.58	6.50 ± 2.50

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

En la figura 5.9.2.4 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para la presión diastólica.

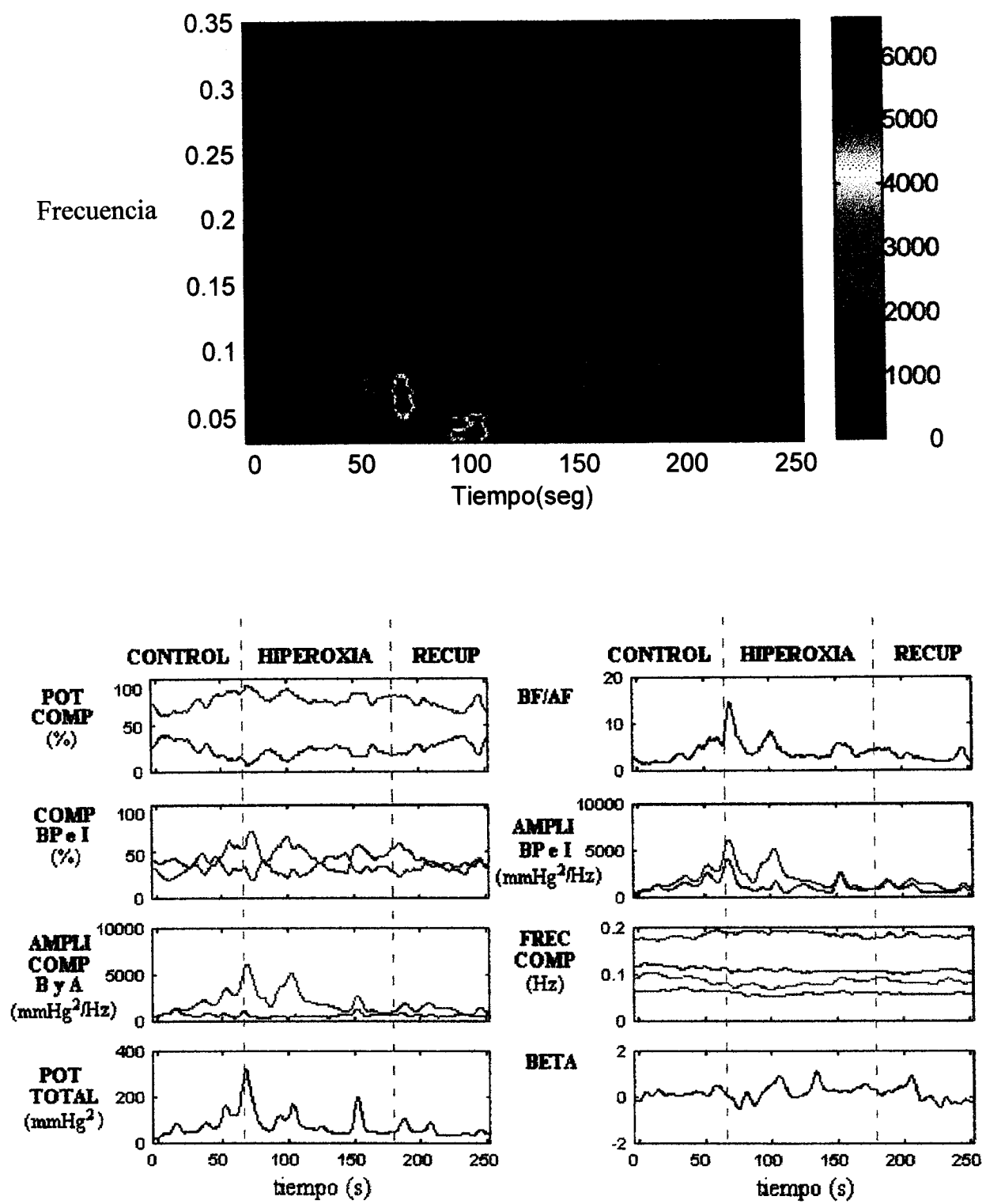


Figura 5.9.2.4.

En la tabla 5.9.2.4 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para la presión diastólica para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.9.2.4. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION DIASTOLICA (n=11)

Condición	Baja Parcial			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.059 ± 0.003	51.7 ± 12.9	7.46 ± 3.13	406 ± 157
Maniobra	0.059 ± 0.003	52.7 ± 12.8	7.06 ± 2.87	448 ± 112
Recuperación	0.059 ± 0.003	42.7 ± 13.1†	5.02 ± 2.16*	302 ± 145†

Condición	Intermedia			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.108 ± 0.004	33.9 ± 9.7	4.29 ± 1.07	199 ± 37
Maniobra	0.107 ± 0.008	32.7 ± 7.9	4.29 ± 1.10	249 ± 83
Recuperación	0.108 ± 0.009	39.9 ± 10.7†	5.01 ± 2.68	288 ± 186

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.080 ± 0.012	86.0 ± 7.6	11.73 ± 4.59	415 ± 216
Maniobra	0.079 ± 0.010	85.4 ± 8.8	11.32 ± 3.30	465 ± 111
Recuperación	0.085 ± 0.012†	82.6 ± 11.1*	10.02 ± 3.95	394 ± 160

Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.192 ± 0.006	14.0 ± 7.6	1.96 ± 1.14	35.38 ± 13.00
Maniobra	0.192 ± 0.008	14.6 ± 9.8	2.06 ± 1.57	38.12 ± 13.98
Recuperación	0.193 ± 0.007	17.4 ± 10.1*	1.93 ± 0.87	39.75 ± 12.02

Condición	Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación Estándar
Control	13.69 ± 5.03	6.16 ± 2.10
Maniobra	13.38 ± 3.47	6.00 ± 2.30
Recuperación	11.93 ± 3.79	4.80 ± 2.10*†

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

En la figura 5.9.2.5 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para la respiración.

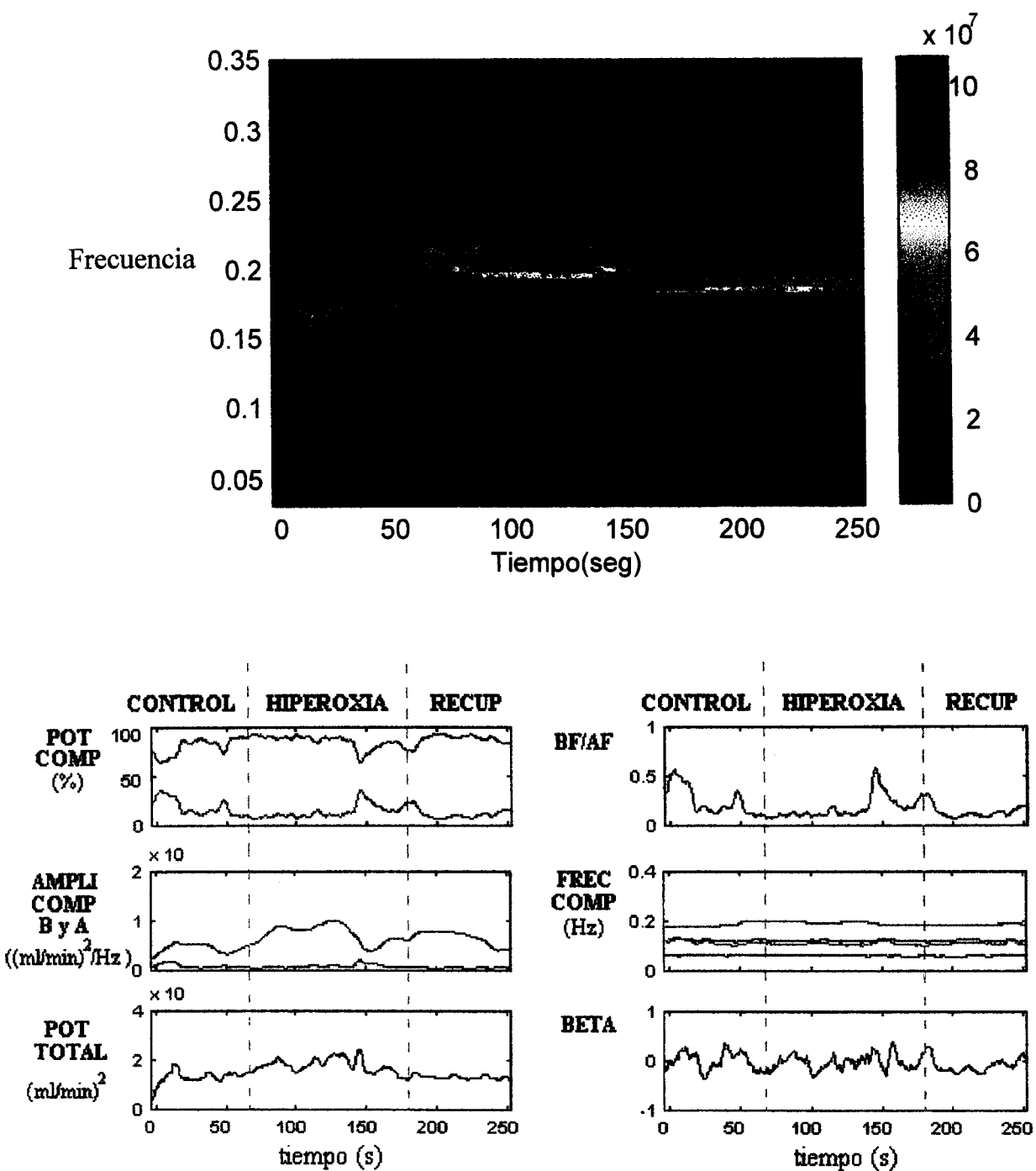


Figura 5.9.2.5.

En la tabla 5.9.2.5 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para la respiración para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.9.2.5. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA RESPIRACION (n=11)

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ml ² /Hz)	Amplitud. (ml)
Control	0.102 ± 0.008	32.6 ± 11.4	3013 ± 2361	61489 ± 55367
Maniobra	0.102 ± 0.008	33.3 ± 15.2	4117 ± 2975	94986 ± 77312*
Recuperación	0.106 ± 0.010	35.7 ± 8.1	2644 ± 1729†	66671 ± 50172

Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ml ² /Hz)	Amplitud. (ml)
Control	0.206 ± 0.017	67.4 ± 11.4	7734 ± 7599	374120 ± 461067
Maniobra	0.204 ± 0.013	66.7 ± 15.2	14857 ± 14613	831012 ± 1155901*
Recuperación	0.203 ± 0.012	64.3 ± 8.1	5444 ± 4089†	223908 ± 198147†

Condición	Potencia Total (ml ² /Hz)	Relación Estándar
Control	10747 ± 9542	0.494 ± 0.254
Maniobra	18974 ± 16945	0.502 ± 0.345
Recuperación	8089 ± 5762†	0.560 ± 0.209

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.9.3. Por análisis entre log potencia - log frecuencia.

En la tabla 5.9.3.1 se reportan los resultados de los índices de log del espectro para las tres fases del estudio.

TABLA 5.9.3.1. RESULTADOS POR ENTRE log POTENCIA - log FRECUENCIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 11)

Condición	Intervalo R - R		Presión Arterial Sistólica		Presión Arterial Media	
	Pendiente	Coef. Corr.	Pendiente	Coef. Corr.	Pendiente	Coef. Corr.
Control	-0.23 ± 0.33	-0.30 ± 0.26	-0.21 ± 0.55	-0.53 ± 0.21	-0.05 ± 0.60	-0.47 ± 0.19
Maniobra	-0.55 ± 0.29*	-0.43 ± 0.18	-0.11 ± 0.49	-0.46 ± 0.15	-0.34 ± 0.35	-0.45 ± 0.13
Recuperación	-0.28 ± 0.31	-0.23 ± 0.19	-0.31 ± 0.35	-0.48 ± 0.12	-0.23 ± 0.40	-0.44 ± 0.99

Condición	Presión Arterial Diastólica		Respiración	
	Pendiente	Coef. Corr.	Pendiente	Coef. Corr.
Control	0.06 ± 0.51	-0.41 ± 0.15	-0.04 ± 0.16	0.15 ± 0.17
Maniobra	-0.17 ± 0.45	-0.40 ± 0.15	-0.02 ± 0.16	0.14 ± 0.22
Recuperación	-0.26 ± 0.45	-0.33 ± 0.12	0.08 ± 0.15	0.16 ± 0.17

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

5.9.4. Por análisis tono entropía.

En la figura 5.9.4.1 se muestra la serie del índice porcentual y su distribución.

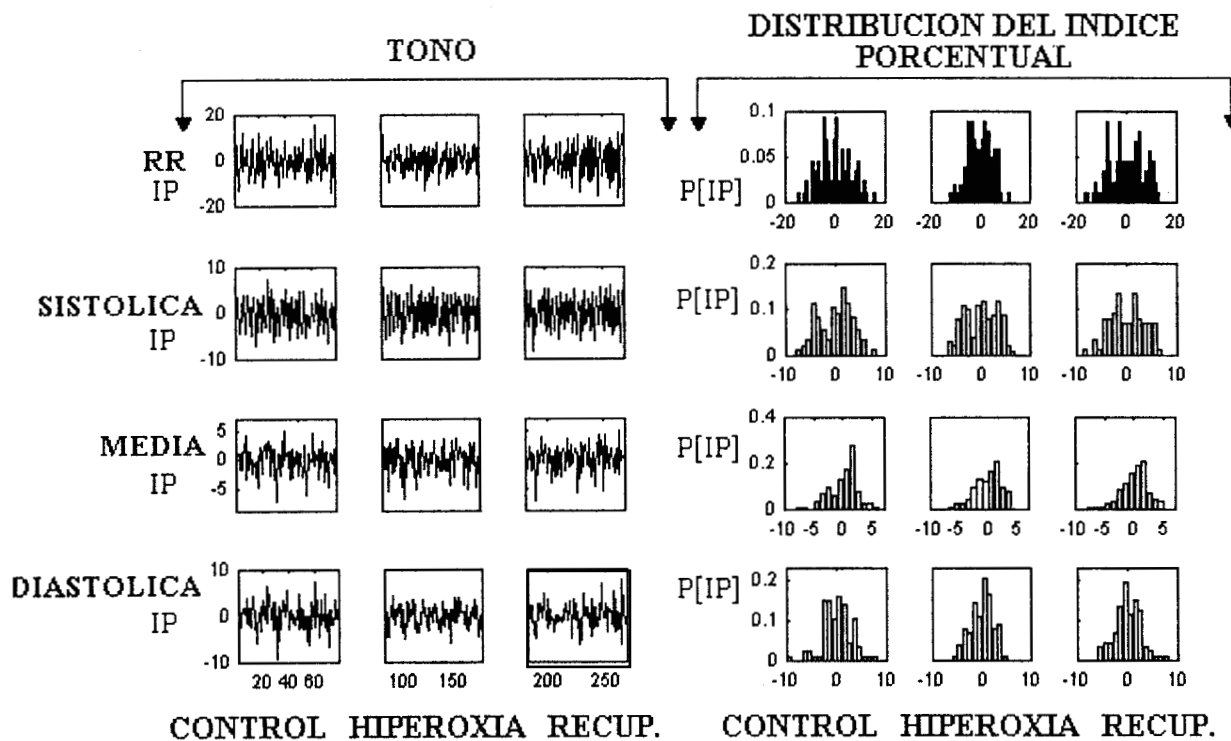


Figura 5.9.4.1.

En la tabla 5.9.4.1. se reportan los resultados del análisis tono entropía para las tres fases del estudio.

TABLA 5.9.4.1. RESULTADOS POR ANALISIS TONO ENTROPIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 11)

Condición	Intervalo R – R			Presión Arterial Sistólica		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Control	5.7 ± 1.7	-0.127 ± 0.076	4.0 ± 0.4	2.4 ± 0.6	0.000 ± 0.052	3.2 ± 0.3
Maniobra	4.8 ± 1.1	-0.141 ± 0.082	4.1 ± 0.4	2.2 ± 0.3	-0.009 ± 0.048	3.1 ± 0.2
Recuperación	5.7 ± 1.7†	-0.063 ± 0.196	4.0 ± 0.2	2.3 ± 0.3	-0.100 ± 0.101*	3.1 ± 0.3

Condición	Presión Arterial Media			Presión Arterial Diastólica		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Control	1.8 ± 0.3	0.002 ± 0.054	3.0 ± 0.3	2.5 ± 0.7	-0.010 ± 0.061	3.2 ± 0.4
Maniobra	1.8 ± 0.3	-0.018 ± 0.038	2.8 ± 0.2	2.4 ± 0.5	-0.065 ± 0.047	3.2 ± 0.3
Recuperación	1.9 ± 0.5	-0.044 ± 0.111	2.8 ± 0.3	2.8 ± 0.6	-0.041 ± 0.156	3.3 ± 0.2

DEIP = Desviación Estándar del Índice Porcentual.

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.9.5. Por análisis mapas de retorno.

En la figura 5.9.5.1 se muestran el primer y sexto retraso de los mapas de retorno.

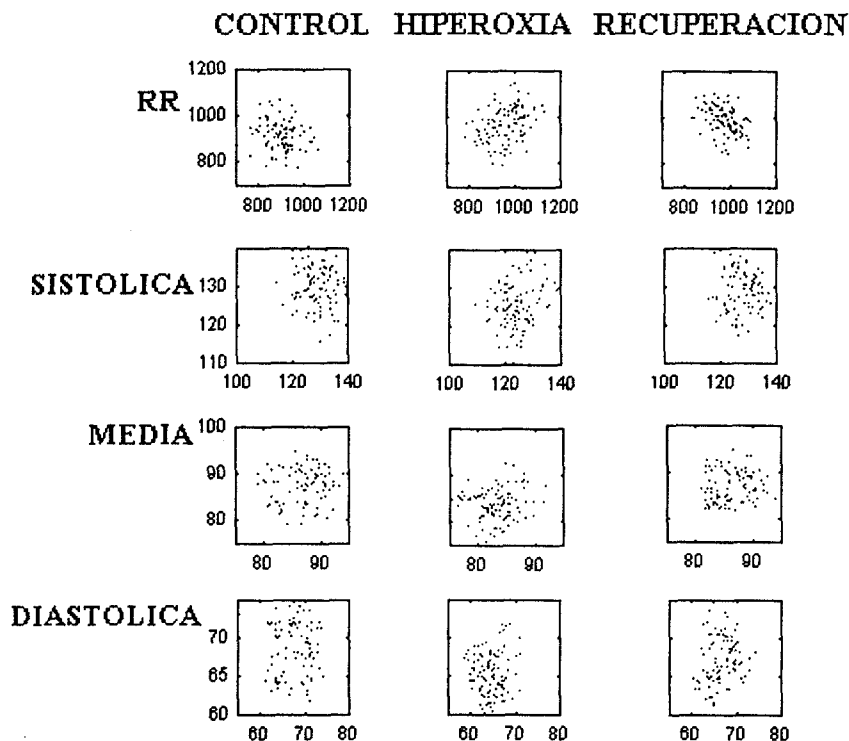


Figura 5.9.5.1.

En la tabla 5.9.5.1 se reportan los resultados de los índices de los mapas de retorno para el primer y sexto retraso.

TABLA 5.9.5.1. RESULTADOS POR MAPAS DE RETORNO DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n=11)

Condición	Intervalo R - R		Presión Sistólica	
	r1	r6	r1	r6
Control	0.516 ± 0.288	0.014 ± 0.141	0.784 ± 0.090	0.159 ± 0.270
Maniobra	0.469 ± 0.211	-0.041 ± 0.201	0.804 ± 0.090	0.135 ± 0.279
Recuperación	0.264 ± 0.194*	-0.065 ± 0.235	0.658 ± 0.108†	0.043 ± 0.300

Condición	Presión Media		Presión Diastólica	
	r1	r6	r1	r6
Control	0.860 ± 0.038	0.081 ± 0.232	0.795 ± 0.119	0.096 ± 0.262
Maniobra	0.873 ± 0.056	0.116 ± 0.185	0.805 ± 0.121	0.056 ± 0.182
Recuperación	0.758 ± 0.102†	0.020 ± 0.250	0.610 ± 0.164*†	0.035 ± 0.202

r1 = Coeficiente de correlación con el primer retraso; r6 = Coeficiente de correlación con el sexto retraso.

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.9.6. Sensibilidad de los barorreceptores por secuencias.

En la figura 5.9.6.1 se muestran las regresiones de las secuencias.

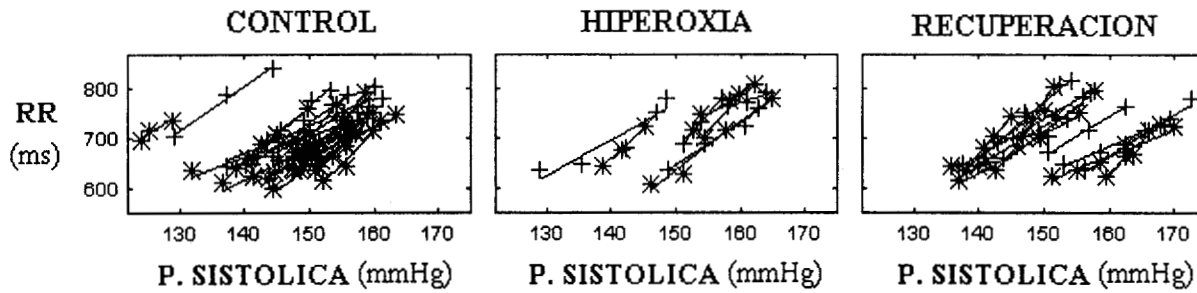


Figura 5.9.6.1.

En la tabla 5.9.6.1 se reportan los resultados de las regresiones por los dos métodos.

TABLA 5.9.6.1. RESULTADOS DE LA SENSIBILIDAD DE BARORRECEPTORES (n = 10)

Condición	Secuencias Espontáneas		
	Pendiente (ms/mmHg)	Coef. Corr.	Número Secuencias
Control	17.7 ± 7.9	0.963 ± 0.052	6.2 ± 7.2
Maniobra	15.1 ± 13.7	0.970 ± 0.010	16.7 ± 12.5*
Recuperación	21.7 ± 15.0	0.980 ± 0.014	6.5 ± 0.7†

*Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a la maniobra.

5.10. Efecto de la hipoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

5.10.1. Por análisis temporal.

En la figura 5.10.1.1 se muestran las señales en el tiempo.

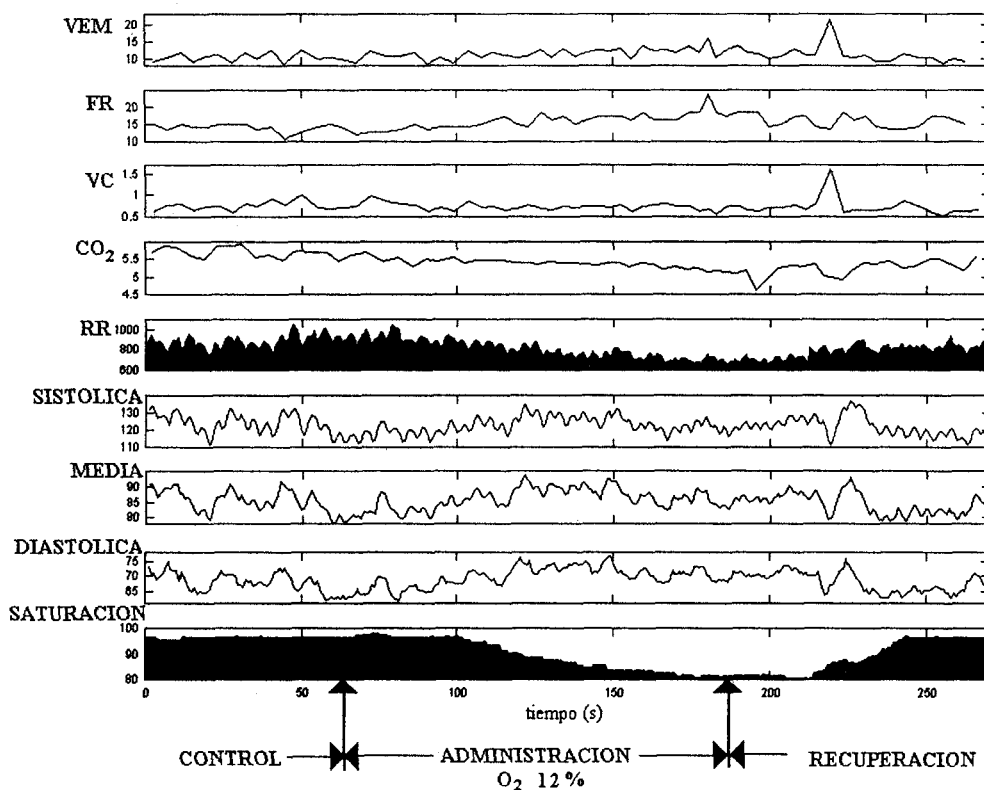


Figura 5.10.1.1

En la figura 5.10.1.2 se muestran los índices ventilatorio y de la frecuencia cardiaca.

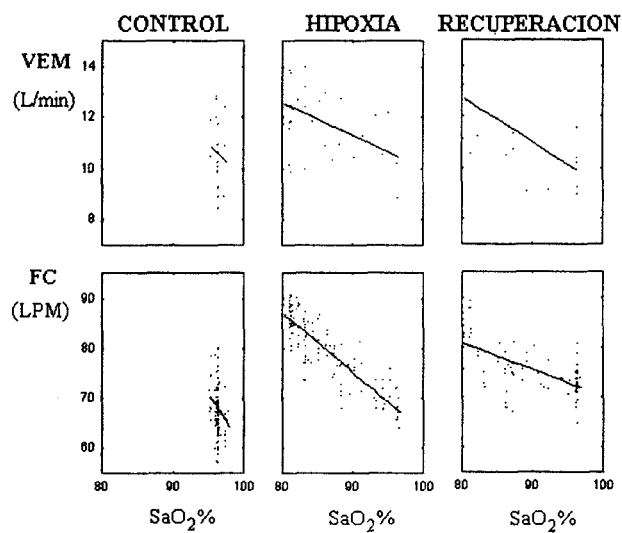


Figura 5.10.1.2.

En la tabla 5.10.1.1 se reportan los resultados del análisis temporal para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.10.1.1. RESULTADOS POR ANALISIS TEMPORAL DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n=11)

Condición	Volumen Corriente			Frecuencia Respiratoria		
	\bar{X} (L/resp)	DE (L/resp)	RMSSD (L/resp)	\bar{X} (resp/min)	DE (resp/min)	RMSSD (resp/min)
Control	0.54 ± 0.13	0.09 ± 0.04	0.11 ± 0.06	15.8 ± 2.7	1.9 ± 0.6	2.1 ± 0.8
Maniobra	0.57 ± 0.19	0.10 ± 0.04	0.10 ± 0.04	16.5 ± 3.4	2.1 ± 0.6	2.2 ± 0.5
Recuperación	0.53 ± 0.16	0.10 ± 0.04	0.14 ± 0.06†	18.2 ± 5.7	2.6 ± 1.5	3.3 ± 1.9*

Condición	Volumen Minuto			Presión Alveolar CO ₂		
	\bar{X} (L/min)	DE (L/min)	RMSSD (L/min)	\bar{X} (%)	DE (%)	RMSSD (%)
Control	10.3 ± 1.5	1.7 ± 0.6	2.1 ± 0.5	4.7 ± 0.9	0.17 ± 0.06	0.18 ± 0.07
Maniobra	11.2 ± 1.4	2.0 ± 0.4	2.8 ± 0.7	4.4 ± 0.8	0.17 ± 0.06	0.14 ± 0.06
Recuperación	10.4 ± 1.9	2.1 ± 0.8	2.4 ± 1.1	4.5 ± 0.7	0.16 ± 0.12	0.22 ± 0.18

Condición	% Saturación O ₂			VEM/SAT		FC/SAT	
	\bar{X} (%)	DE (%)	RMSSD (%)	m	r	m	r
Control	96 ± 1.5	0.5 ± 0.2	0.2 ± 0.1	0.2 ± 0.3	0.09 ± 0.12	0.1 ± 1.0	-0.03 ± 0.11
Maniobra	83 ± 2.1*	4.2 ± 1.3*	0.5 ± 0.1*	-0.1 ± 0.1	-0.10 ± 0.23	-0.8 ± 0.4*	-0.56 ± 0.22*
Recuperación	93 ± 3.5†	2.3 ± 1.4	0.5 ± 0.2*	-0.1 ± 0.4*	0.01 ± 0.40	-0.5 ± 0.5	-0.35 ± 0.35

Condición	Intervalo R - R			Presión Sistólica		
	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)
Control	832 ± 46	44.4 ± 9.3	38.9 ± 8.2	127 ± 10.0	5.2 ± 0.9	3.1 ± 0.5
Maniobra	708 ± 41*	48.8 ± 13.9	24.5 ± 7.3*	126 ± 9.7	5.3 ± 1.2†	2.4 ± 0.7*
Recuperación	795 ± 34†	41.3 ± 9.7	35.8 ± 7.5	121 ± 9.1*	4.7 ± 1.5	2.9 ± 0.8

Condición	Presión Media			Presión Diastólica		
	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)
Control	90 ± 6.8	3.7 ± 0.8	1.8 ± 0.3	72 ± 6.9	3.5 ± 0.9	1.9 ± 0.6
Maniobra	89 ± 6.2	3.6 ± 0.7	1.5 ± 0.4*	73 ± 6.9	3.3 ± 0.7	1.6 ± 0.4*
Recuperación	86 ± 6.0*	2.8 ± 0.9*	1.5 ± 0.4	69 ± 5.9†	2.5 ± 0.5*	1.8 ± 0.5

\bar{X} = Promedio; DE = Desviación Estándar; RMSSD = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas;
m = Pendiente; r = Coeficiente de Correlación.

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.10.2. Por análisis espectral.

En la figura 5.10.2.1 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para el intervalo R - R.

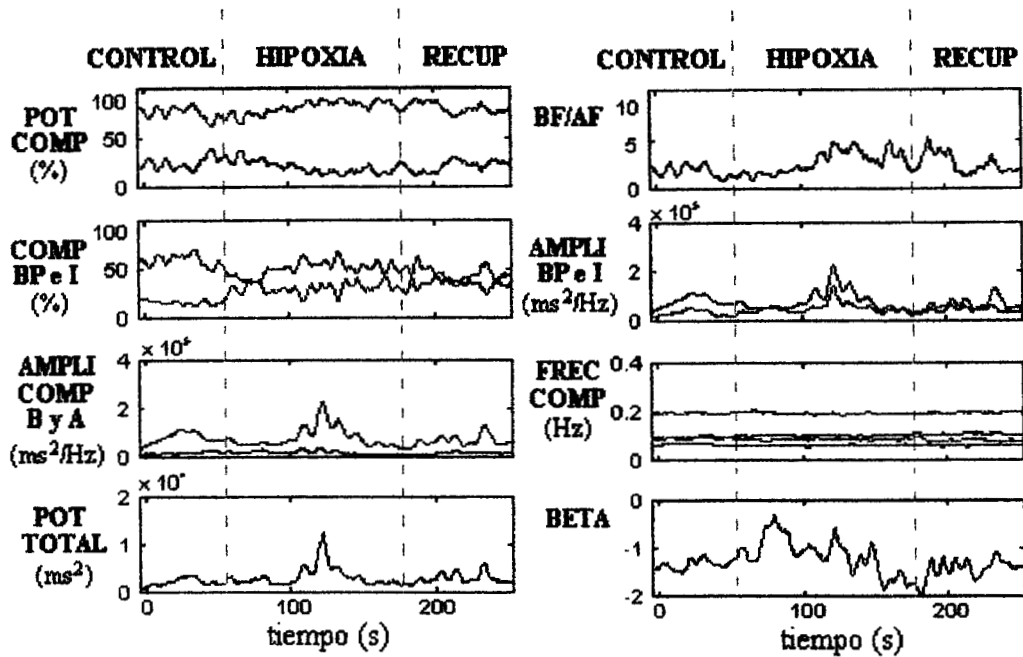
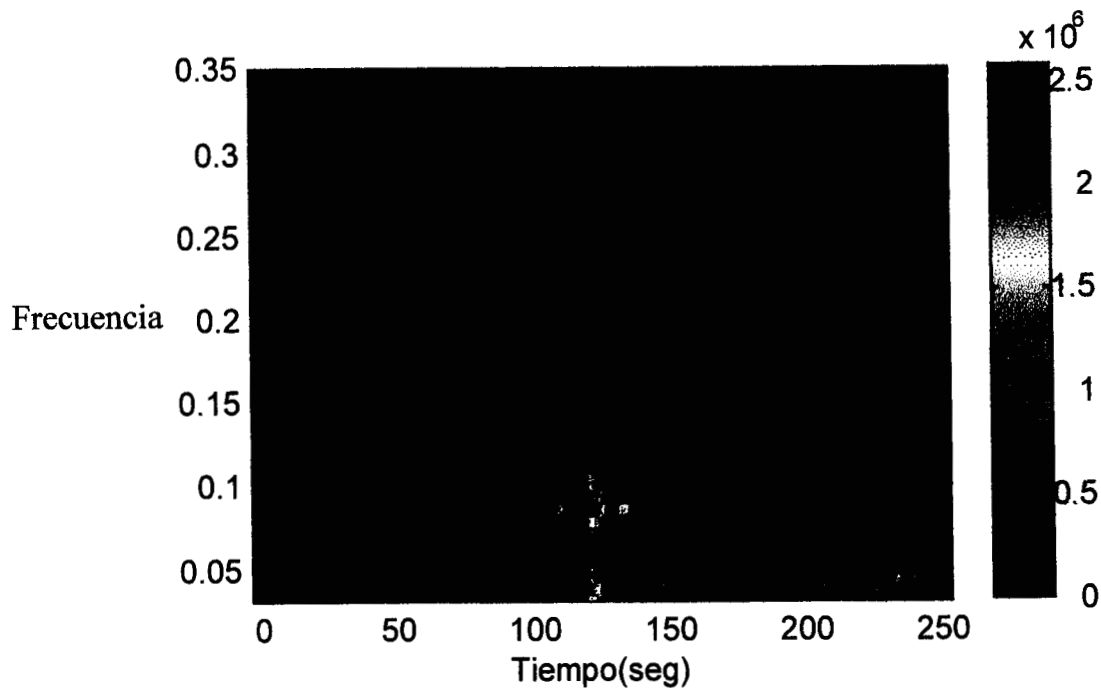


Figura 5.10.2.1.

En la tabla 5.10.2.1 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para el intervalo R- R para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.10.2.1. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL INTERVALO R – R (n=11)

Condición	Baja Parcial			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Amplitud. (ms)
Control	0.061 ± 0.003	21.0 ± 10.2	701 ± 459	35409 ± 17792
Maniobra	0.060 ± 0.000	30.4 ± 9.0	697 ± 202	40226 ± 12674
Recuperación	0.060 ± 0.000	30.6 ± 8.6*	1044 ± 351*†	48866 ± 14036*

Condición	Intermedia			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Amplitud. (ms)
Control	0.111 ± 0.007	33.1 ± 11.8	1098 ± 615	43744 ± 30403
Maniobra	0.110 ± 0.006	37.0 ± 10.4	914 ± 465	38480 ± 23956
Recuperación	0.110 ± 0.006	37.8 ± 6.8	1424 ± 747†	44862 ± 23646

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Amplitud. (ms)
Control	0.093 ± 0.010	54.1 ± 16.6	1799 ± 1157	50733 ± 31308
Maniobra	0.088 ± 0.007*	67.6 ± 16.1*	1611 ± 619	47815 ± 19446
Recuperación	0.090 ± 0.010	68.3 ± 10.4*	2468 ± 966†	57460 ± 19501†

Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Amplitud. (ms)
Control	0.201 ± 0.011	45.9 ± 16.6	1696 ± 1039	43488 ± 27282
Maniobra	0.197 ± 0.012	32.4 ± 16.1*	865 ± 779*	19642 ± 17903*
Recuperación	0.196 ± 0.008	31.8 ± 10.4*	1269 ± 939	28593 ± 21684

Condición	Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación Estándar
Control	3495 ± 2064	1.20 ± 0.80
Maniobra	2475 ± 1103	2.21 ± 1.39*
Recuperación	3737 ± 1810†	2.11 ± 0.92

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

En la figura 5.10.2.2 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para la presión sistólica.

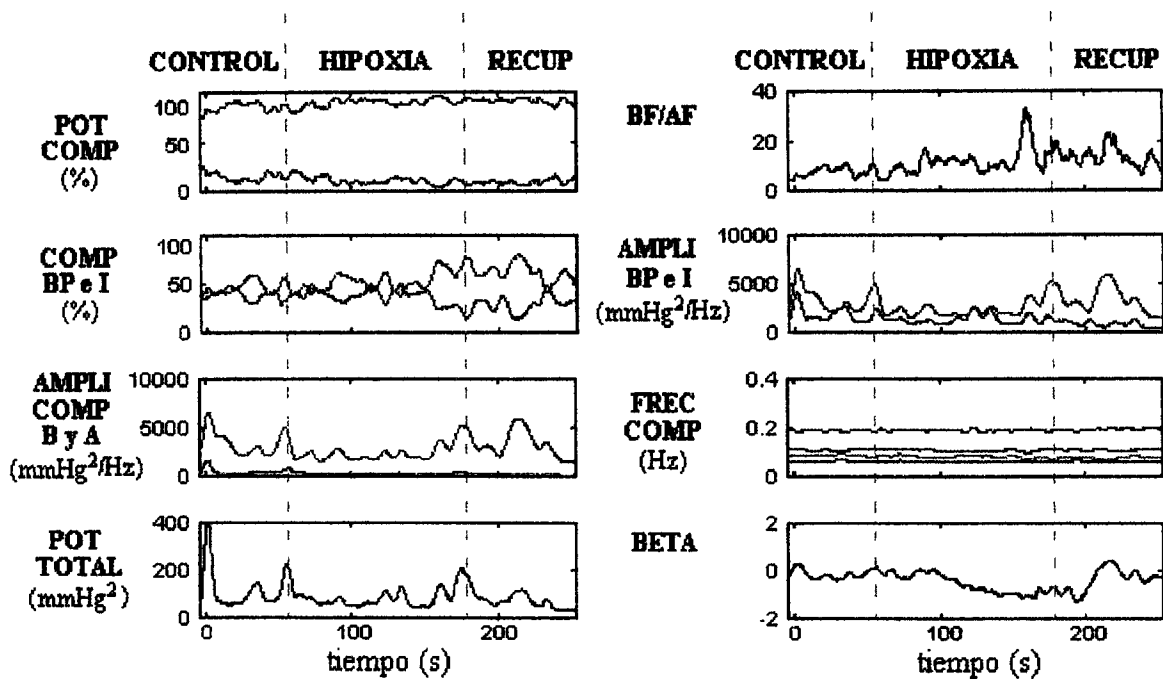
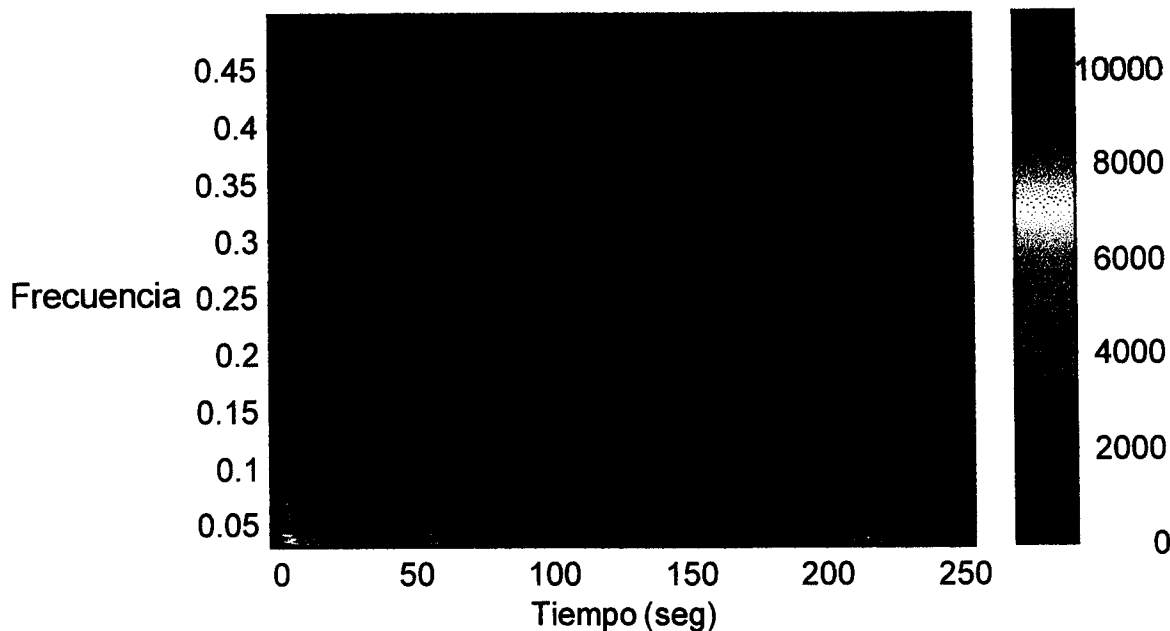


Figura 5.10.2.2.

En la tabla 5.10.2.2 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para la presión sistólica para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.10.2.2. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION SISTOLICA (n=11)

Condición	Baja Parcial			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.060 ± 0.000	33.8 ± 9.2	12.36 ± 5.34	732 ± 262
Maniobra	0.060 ± 0.000	42.9 ± 13.1*	18.11 ± 9.15	993 ± 364*
Recuperación	0.060 ± 0.000	41.4 ± 15.1	19.74 ± 11.76	1000 ± 286*

Condición	Intermedia			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.108 ± 0.007	34.3 ± 9.6	12.66 ± 4.54	555 ± 174
Maniobra	0.108 ± 0.006	30.1 ± 5.9	12.05 ± 2.93	603 ± 168
Recuperación	0.110 ± 0.006	33.0 ± 7.4	13.94 ± 3.25	608 ± 229

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.086 ± 0.008	68.1 ± 13.0	25.01 ± 8.11	827 ± 233
Maniobra	0.081 ± 0.007*	73.1 ± 12.9	30.14 ± 10.58	1020 ± 344
Recuperación	0.083 ± 0.010	74.3 ± 13.6	33.67 ± 15.74	1107 ± 326

Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.200 ± 0.010	31.9 ± 13.0	11.86 ± 6.34	333 ± 244
Maniobra	0.200 ± 0.013	26.9 ± 12.9	10.68 ± 6.58	299 ± 278
Recuperación	0.195 ± 0.011	25.8 ± 13.6	12.23 ± 9.38	259 ± 284

Condición	Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación Estándar
Control	36.89 ± 11.91	2.18 ± 1.66
Maniobra	40.84 ± 11.80	2.82 ± 1.82
Recuperación	45.89 ± 18.67	2.90 ± 1.70

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

En la figura 5.10.2.3 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para la presión media.

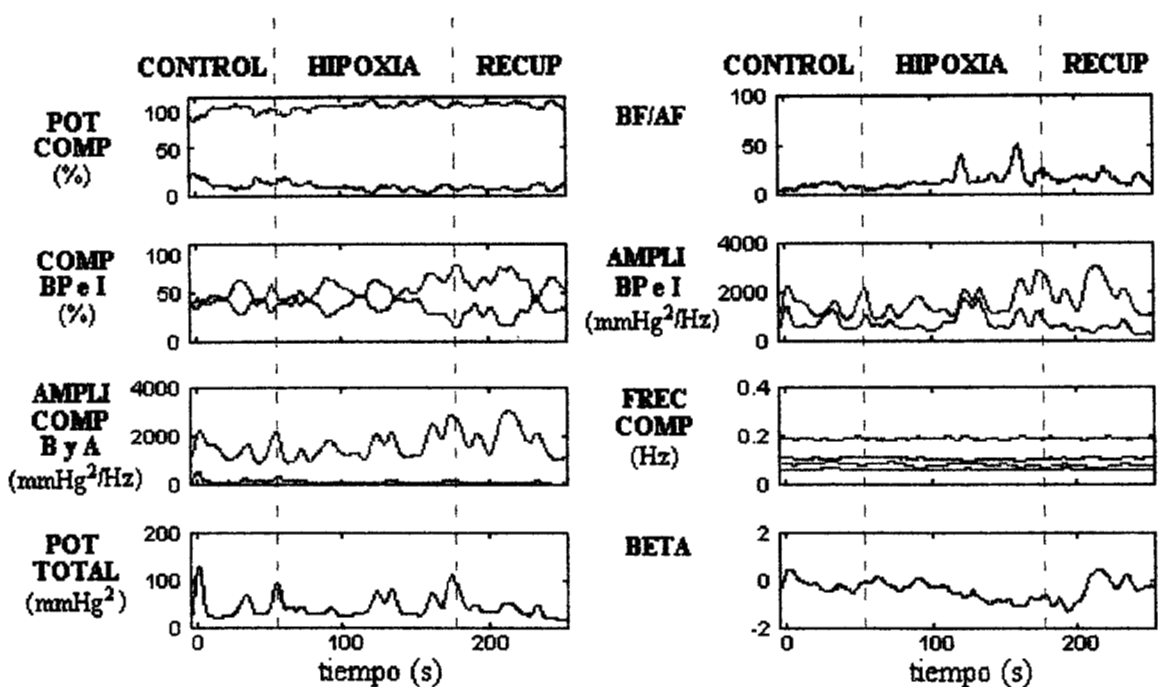
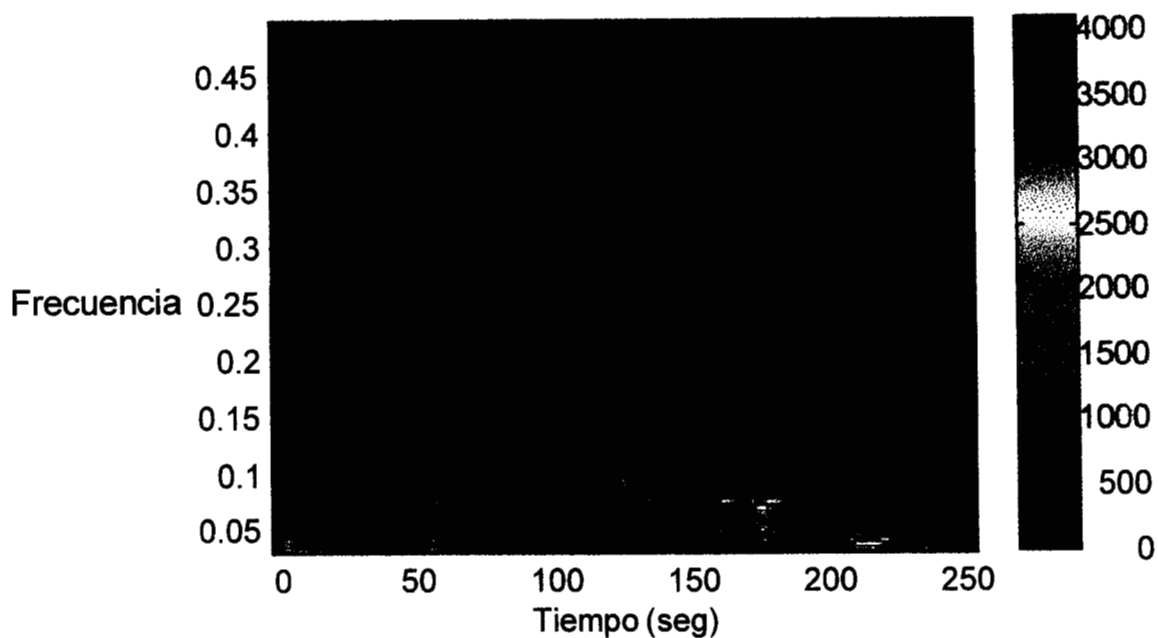


Figura 5.10.2.3.

En la tabla 5.10.2.3 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para la presión media para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.10.2.3. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION MEDIA (n=11)

Condición	Baja Parcial			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.060 ± 0.000	42.8 ± 9.6	6.48 ± 2.69	461 ± 174
Maniobra	0.060 ± 0.000	47.3 ± 11.0	8.58 ± 3.70	579 ± 184*
Recuperación	0.060 ± 0.000	46.3 ± 12.9	8.40 ± 2.42	550 ± 165

Condición	Intermedia			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.108 ± 0.006	37.9 ± 6.6	6.04 ± 2.93	297 ± 90
Maniobra	0.105 ± 0.005	35.5 ± 6.2	6.36 ± 2.24	344 ± 116
Recuperación	0.107 ± 0.005	37.9 ± 8.2	7.59 ± 4.79	330 ± 136

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.083 ± 0.008	80.3 ± 9.1	12.50 ± 5.17	502 ± 175
Maniobra	0.081 ± 0.007	83.0 ± 9.7	14.94 ± 5.37	607 ± 171*
Recuperación	0.080 ± 0.009	84.1 ± 9.5	16.00 ± 6.48	583 ± 172

Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.195 ± 0.009	19.8 ± 9.1	3.33 ± 2.70	68.5 ± 35.1
Maniobra	0.196 ± 0.011	17.0 ± 9.7	3.25 ± 2.54	84.0 ± 60.1
Recuperación	0.194 ± 0.008	15.9 ± 9.5	3.48 ± 3.34	84.6 ± 79.3

Condición	Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación Estándar
Control	15.84 ± 7.40	4.00 ± 2.24
Maniobra	18.19 ± 6.84	5.00 ± 2.75
Recuperación	19.48 ± 8.86	5.30 ± 3.15

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

En la figura 5.10.2.4 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para la presión diastólica.

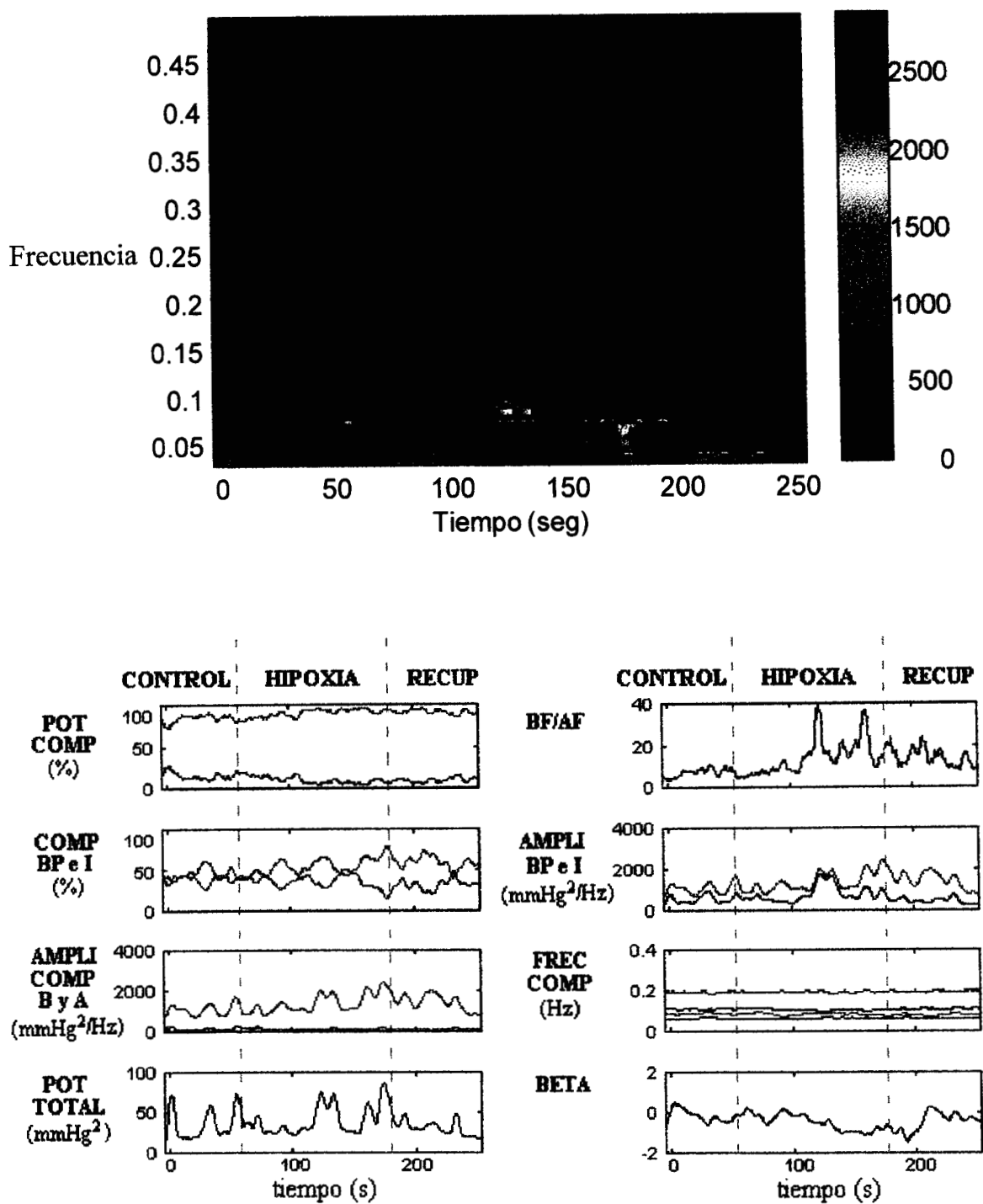


Figura 5.10.2.4.

En la tabla 5.10.2.4 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para la presión diastólica para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.10.2.4. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION DIASTOLICA (n=11)

Condición	Baja Parcial			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.060 ± 0.000	43.6 ± 7.8	5.11 ± 2.12	377 ± 140
Maniobra	0.060 ± 0.000	48.8 ± 9.2	6.83 ± 2.65	457 ± 147
Recuperación	0.060 ± 0.000	46.5 ± 9.8	6.69 ± 1.86	448 ± 117

Condición	Intermedia			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.108 ± 0.006	40.3 ± 7.2	4.76 ± 2.06	256 ± 74
Maniobra	0.105 ± 0.005	38.9 ± 6.9	5.30 ± 1.78	309 ± 117
Recuperación	0.109 ± 0.005†	39.9 ± 7.6	5.84 ± 2.72	289 ± 117

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.084 ± 0.005	84.0 ± 4.3	9.88 ± 3.90	416 ± 154
Maniobra	0.081 ± 0.007	87.6 ± 3.9*	12.11 ± 3.93	485 ± 136
Recuperación	0.083 ± 0.010	86.5 ± 4.9	12.51 ± 4.08	490 ± 153

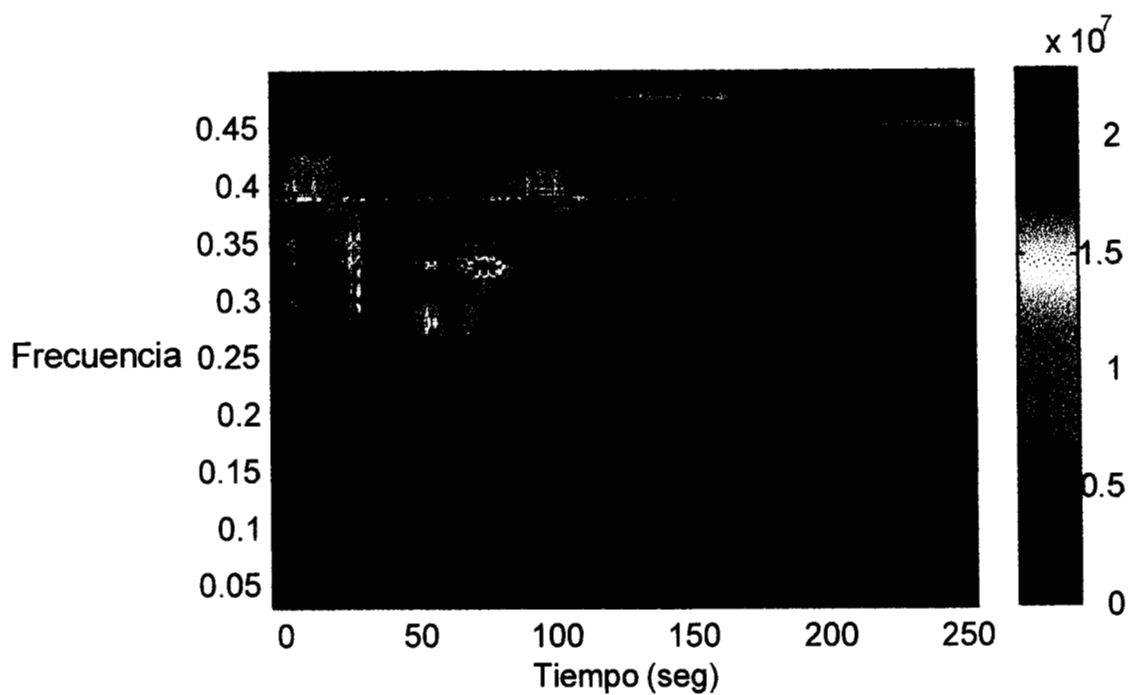
Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Amplitud. (mmHg)
Control	0.195 ± 0.005	16.0 ± 4.3	2.01 ± 1.08	58.6 ± 29.7
Maniobra	0.195 ± 0.009	12.4 ± 3.9*	1.69 ± 0.56	56.4 ± 23.1
Recuperación	0.193 ± 0.006	13.5 ± 4.9	1.98 ± 0.99	59.4 ± 31.1


Condición	Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación Estándar
Control	11.89 ± 4.77	5.27 ± 1.72
Maniobra	13.78 ± 4.18	7.12 ± 3.26*
Recuperación	14.49 ± 4.52	6.41 ± 3.23

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

En la figura 5.10.2.5 se muestra la distribución frecuencia - tiempo y el comportamiento de los índices para la respiración.




 COORDINACION DE SERVICIOS
 DOCUMENTALES - BIBLIOTECA

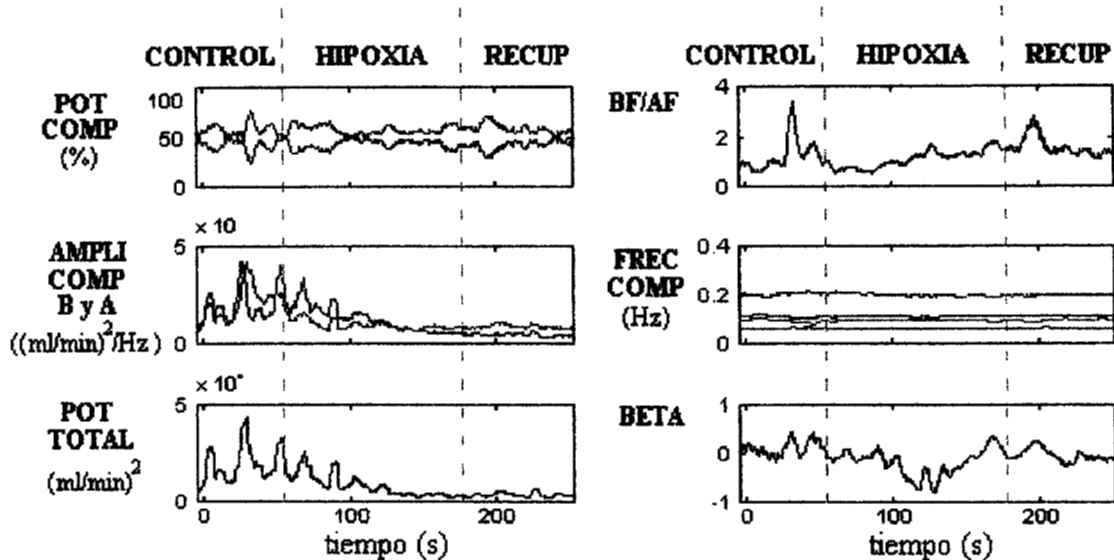


Figura 5.10.2.5.

En la tabla 5.10.2.5 se reportan los resultados de los índices de la distribución frecuencia - tiempo para la respiración para las tres etapas del estudio.

TABLA 5.10.2.5. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA RESPIRACION (n=11)

Condición	Baja Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ml ² /Hz)	Amplitud. (ml)
Control	0.102 ± 0.006	27.4 ± 17.7	3535 ± 3195	96642 ± 84039
Maniobra	0.103 ± 0.008	27.3 ± 15.4	3077 ± 2648	72450 ± 55502
Recuperación	0.104 ± 0.009	32.3 ± 12.6	3881 ± 3454	92505 ± 85733

Condición	Alta Estándar			
	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ml ² /Hz)	Amplitud. (ml)
Control	0.210 ± 0.011	72.6 ± 17.7	19846 ± 25519	931137 ± 1179939
Maniobra	0.208 ± 0.013	72.8 ± 15.4	18714 ± 26843	671378 ± 1112996
Recuperación	0.207 ± 0.012	67.8 ± 12.6	11699 ± 15924	587998 ± 983444

Condición	Potencia Total (ml ² /Hz)	Relación Estándar
Control	23381 ± 28384	0.380 ± 0.303
Maniobra	21791 ± 29086	0.375 ± 0.260
Recuperación	15579 ± 19198	0.420 ± 0.234

5.10.3. Por análisis entre log potencia - log frecuencia.

En la tabla 5.10.3.1 se reportan los resultados de los índices entre log potencia - log frecuencia para las tres fases del estudio.

TABLA 5.10.3.1. RESULTADOS POR log POTENCIA - log FRECUENCIA LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 11)

Condición	Intervalo R – R		Presión Arterial Sistólica		Presión Arterial Media	
	Pendiente	Coef. Corr.	Pendiente	Coef. Corr.	Pendiente	Coef. Corr.
Control	-0.91 ± 0.37	-0.49 ± 0.20	-0.21 ± 0.31	-0.23 ± 0.20	-0.19 ± 0.30	-0.17 ± 0.19
Maniobra	-1.38 ± 0.47*	-0.63 ± 0.18	-0.16 ± 0.29	-0.41 ± 0.20	-0.56 ± 0.31	-0.40 ± 0.21
Recuperación	-1.32 ± 0.30	-0.69 ± 0.09*	-0.49 ± 0.36*	-0.33 ± 0.30	-0.28 ± 0.42†	-0.22 ± 0.38

Condición	Presión Arterial Diastólica		Respiración	
	Pendiente	Coef. Corr.	Pendiente	Coef. Corr.
Control	-0.20 ± 0.26	-0.25 ± 0.25	-0.027 ± 0.105	0.01 ± 0.11
Maniobra	-0.60 ± 0.31*	-0.43 ± 0.20	-0.001 ± 0.160	-0.02 ± 0.15
Recuperación	-0.35 ± 0.33	-0.28 ± 0.36	0.066 ± 0.181	0.05 ± 0.20

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.10.4. Por análisis tono entropía.

En la figura 5.10.4.1 se muestra la serie del índice porcentual y su distribución.

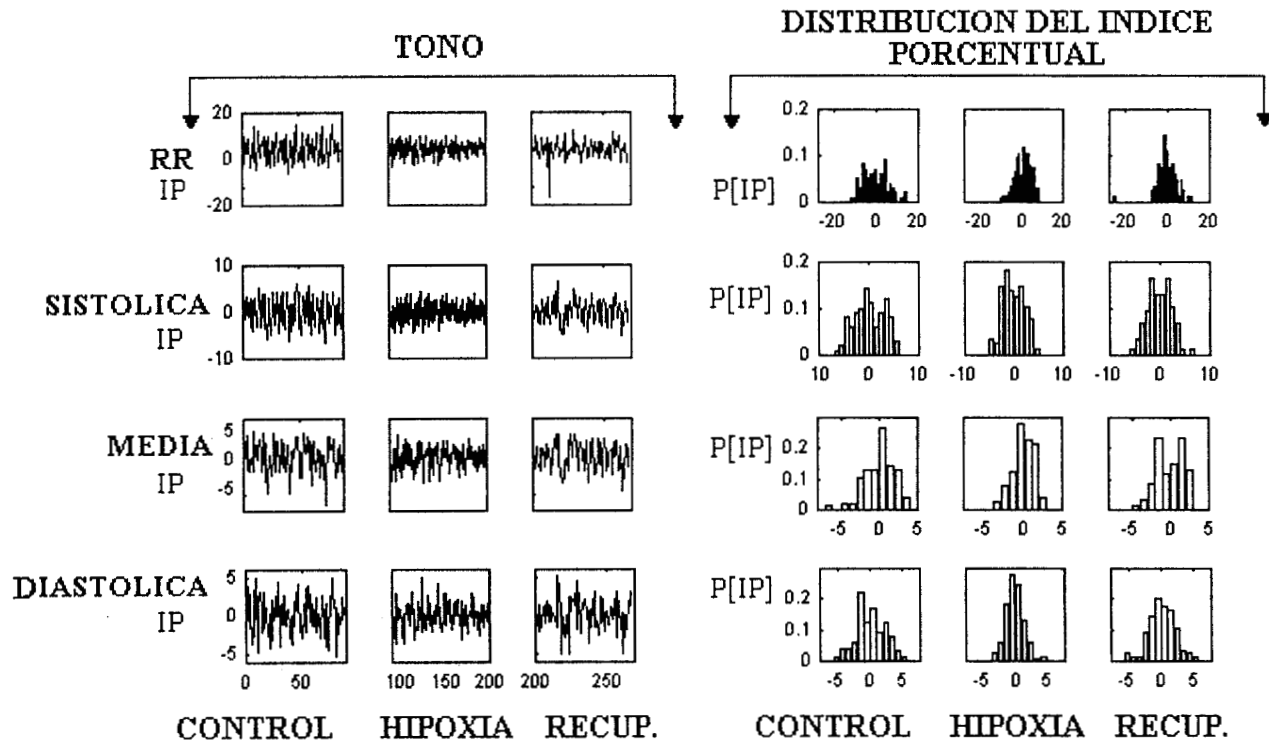


Figura 5.10.4.1.

En la tabla 5.10.4.1. se reportan los resultados del análisis tono entropía para las tres fases del estudio.

TABLA 5.10.4.1. RESULTADOS POR ANALISIS TONO ENTROPIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 11)

Condición	Intervalo R – R			Presión Arterial Sistólica		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Control	4.7 ± 0.9	-0.057 ± 0.054	4.1 ± 0.3	2.3 ± 0.4	-0.020 ± 0.062	3.2 ± 0.2
Maniobra	3.5 ± 1.0*	-0.013 ± 0.074	3.8 ± 0.5*	1.9 ± 0.5*	0.012 ± 0.051	3.0 ± 0.4*
Recuperación	4.5 ± 0.9†	-0.254 ± 0.147*†	3.8 ± 0.2*	2.3 ± 0.5†	-0.006 ± 0.078	3.0 ± 0.3*

DEIP = Desviación Estándar del Índice Porcentual.

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

TABLA 5.10.4.1. (Continuación) RESULTADOS POR ANALISIS TONO ENTROPIA DE LAS VARIABLES FISIOLOGICAS (n = 11)

Condición	Presión Arterial Media			Presión Arterial Diastólica		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Control	1.9 ± 0.4	-0.000 ± 0.052	2.9 ± 0.2	2.4 ± 0.8	-0.022 ± 0.068	3.3 ± 0.5
Maniobra	1.6 ± 0.3*	0.028 ± 0.028	2.6 ± 0.2*	1.9 ± 0.4*	0.026 ± 0.047	3.0 ± 0.4*
Recuperación	1.7 ± 0.3	-0.030 ± 0.070†	2.7 ± 0.3*	2.5 ± 0.7†	-0.054 ± 0.065†	3.2 ± 0.4

DEIP = Desviación Estándar del Índice Porcentual.

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.10.5. Por análisis mapas de retorno.

En la figura 5.10.5.1 se muestran el primer y sexto retraso de los mapas de retorno.

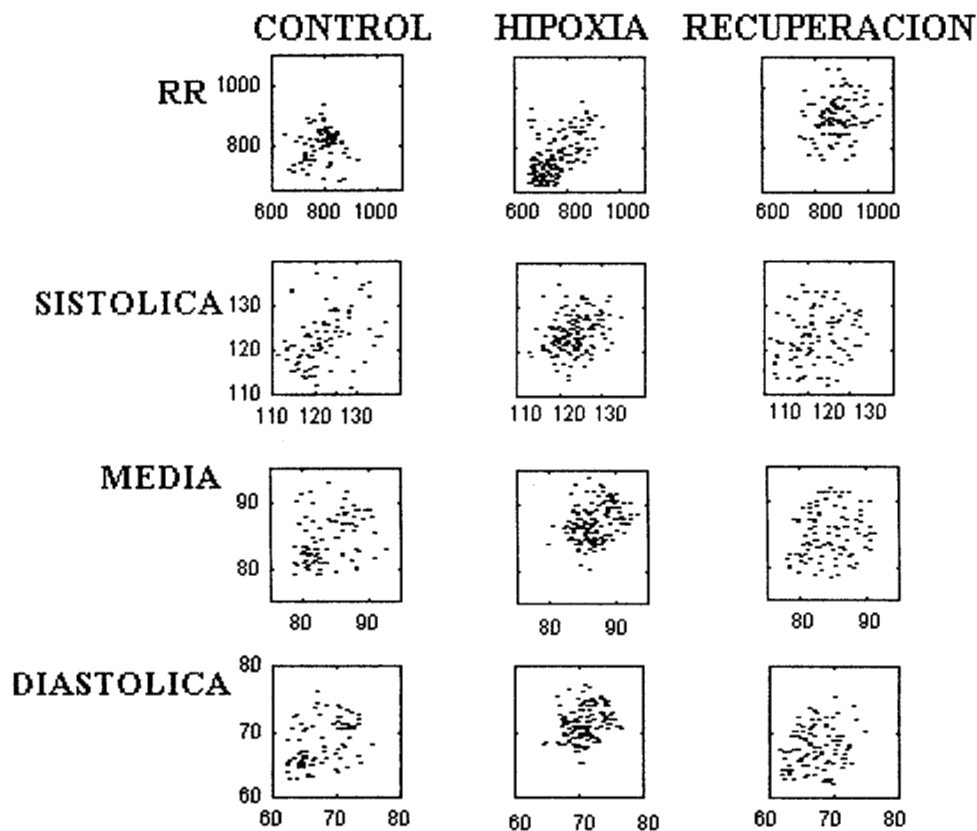


Figura 5.10.5.1.

En la tabla 5.10.5.1 se reportan los resultados de los índices de los mapas de retorno para el primer y sexto retraso.

TABLA 5.10.5.1. RESULTADOS POR MAPAS DE RETORNO DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n=11)

Condición	Intervalo R - R		Presión Sistólica	
	r1	r6	r1	r6
Control	0.568 ± 0.118	0.160 ± 0.186	0.793 ± 0.063	0.214 ± 0.101
Maniobra	0.808 ± 0.100*	0.549 ± 0.242*	0.842 ± 0.065	0.379 ± 0.157*
Recuperación	0.519 ± 0.164†	0.053 ± 0.168†	0.711 ± 0.142†	0.071 ± 0.160†

Condición	Presión Media		Presión Diastólica	
	r1	r6	r1	r6
Control	0.861 ± 0.038	0.127 ± 0.134	0.820 ± 0.070	0.077 ± 0.145
Maniobra	0.898 ± 0.046	0.273 ± 0.122	0.860 ± 0.070	0.238 ± 0.151
Recuperación	0.784 ± 0.127†	-0.072 ± 0.230*†	0.680 ± 0.268†	-0.064 ± 0.273

r1 = Coeficiente de correlación con el primer retraso; r6 = Coeficiente de correlación con el sexto retraso.

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.10.6. Sensibilidad de los barorreceptores por secuencias.

En la figura 5.10.6.1 se muestran las regresiones de las secuencias.

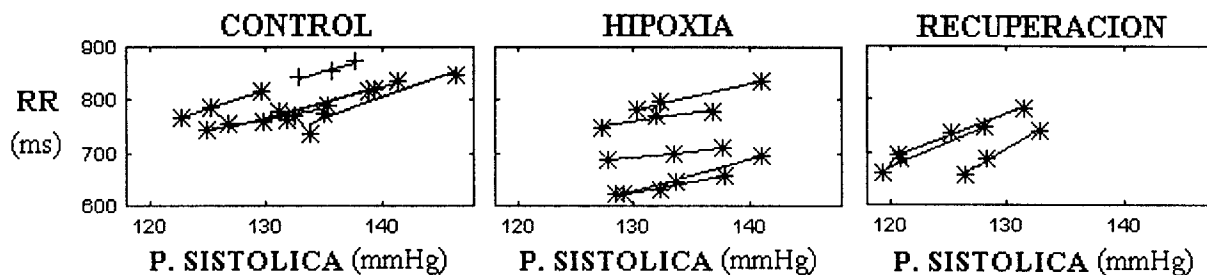


Figura 5.10.6.1.

En la tabla 5.10.6.1 se reportan los resultados de las regresiones por los dos métodos.

TABLA 5.10.6.1 RESULTADOS DE LA SENSIBILIDAD DE BARORRECEPTORES (n = 10)

Condición	Secuencias Espontáneas		
	Pendiente (ms/mmHg)	Coef. Corr.	Número Secuencias
Control	16.7 ± 5.2	0.953 ± 0.052	4.4 ± 3.8
Maniobra	8.0 ± 3.1*	0.950 ± 0.041	5.2 ± 6.0
Recuperación	11.6 ± 6.1†	0.988 ± 0.008	1.8 ± 0.8

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a la maniobra.

5.11. Variabilidad de parámetros cardiovasculares de sujetos sanos durante un protocolo de cinco maniobras.

5.11.1. Análisis temporal y espectral de las variables cardiovasculares.

En la tabla 5.11.1.1 se reportan los resultados temporales de las variables cardiovasculares.

TABLA 5.11.1.1. RESULTADOS POR ANALISIS TEMPORAL DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 15)

Maniobra	Intervalo R - R				Tiempo de Eyección			
	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)	PNN50 (%)	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)	PNN50 (%)
Acostado	899 ± 63†	43 ± 14†	40 ± 14†	10 ± 9†	299 ± 11†	7.0 ± 1.6	9.3 ± 2.6	0.03 ± 0.1
Resp. Cont.	837 ± 65*†	56 ± 13*†	49 ± 11*†	13 ± 7†	299 ± 13†	9.9 ± 4.5*†	11.1 ± 4.6†	0.54 ± 0.5*†
Parado	727 ± 50*†	36 ± 8*†	21 ± 7*†	2 ± 2*	235 ± 11*†	7.5 ± 2.1	7.8 ± 1.7	0.08 ± 0.2
Ejercicio	417 ± 29*	9 ± 3*	4 ± 1*	0 ± 0*	212 ± 10*	7.5 ± 1.1	7.4 ± 1.2	0.00 ± 0.0
Recuperación	610 ± 35*†	25 ± 8*†	13 ± 6*†	1 ± 1*	235 ± 12*†	8.0 ± 1.9	8.8 ± 2.8	0.01 ± 0.1

Maniobra	Sístole Electromecánica				Periodo de Pre-eyección		
	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)	PNN50 (%)	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)
Acostado	398 ± 20†	4.1 ± 0.7†	4.4 ± 1.4†	0.00 ± 0.00	99 ± 10†	6.6 ± 1.3	8.6 ± 1.9
Resp. Cont.	398 ± 20†	5.9 ± 1.1*†	5.8 ± 1.8*	0.09 ± 0.13*†	97 ± 11†	8.9 ± 1.6*†	10.8 ± 2.2*†
Parado	350 ± 15*†	5.4 ± 1.0*†	3.6 ± 1.1†	0.00 ± 0.00	116 ± 12*†	7.7 ± 2.0	8.1 ± 1.8
Ejercicio	264 ± 15*	7.7 ± 2.0*	5.8 ± 1.1*	0.01 ± 0.04	51 ± 10*	7.2 ± 2.2	8.4 ± 2.1
Recuperación	342 ± 15*†	5.7 ± 1.8*†	3.7 ± 1.3†	0.00 ± 0.00	107 ± 9†	8.8 ± 2.3*†	9.3 ± 2.7

Maniobra	Tiempo Diastólico				Tiempo de Eyección dZ			
	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)	PNN50 (%)	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)	PNN50 (%)
Acostado	600 ± 46†	40 ± 12†	36 ± 13†	8 ± 7†	299 ± 11†	9.0 ± 2.8	11.2 ± 3.4	0.1 ± 0.2
Resp. Cont.	538 ± 47*†	52 ± 11*†	49 ± 12*†	13 ± 8*†	298 ± 12†	10.3 ± 4.0	12.2 ± 4.5†	0.4 ± 0.5*†
Parado	484 ± 32*†	33 ± 8*†	21 ± 7*†	1 ± 1*	231 ± 13*†	7.2 ± 1.4*†	7.1 ± 1.5*†	0.0 ± 0.0
Ejercicio	201 ± 30*	9 ± 2*	7 ± 1*	0 ± 0*	203 ± 11*	9.4 ± 2.1	9.5 ± 2.6	0.1 ± 0.2
Recuperación	371 ± 30*†	24 ± 6*†	15 ± 4*†	0.4 ± 1*	227 ± 13*†	6.7 ± 1.8*†	6.4 ± 1.7*†	0.0 ± 0.0

Maniobra	Amplitud Máxima dZ			Volumen Sistólico			
	\bar{X} (Ω/s)	DE (Ω/s)	RMSSD (Ω/s)	\bar{X} (ml/Lat)	DE (ml/Lat)	RMSSD (ml/Lat)	\bar{X}/SC (ml/lat/m ²)
Acostado	2.5 ± 0.4†	0.3 ± 0.1†	0.4 ± 0.2†	83 ± 10	11 ± 3†	16 ± 6†	53 ± 9†
Resp. Cont.	2.6 ± 0.3†	0.4 ± 0.1†	0.4 ± 0.1†	83 ± 8	12 ± 3†	15 ± 6†	54 ± 8†
Parado	2.5 ± 0.5†	0.2 ± 0.03*†	0.3 ± 0.1†	63 ± 9*†	7 ± 2*†	8 ± 2*†	38 ± 6*†
Ejercicio	3.9 ± 0.9*	0.1 ± 0.1*	1.1 ± 0.4*	81 ± 7	17 ± 4*	23 ± 7*	49 ± 5*
Recuperación	2.7 ± 0.6†	0.3 ± 0.1†	0.4 ± 0.1†	62 ± 8*†	7 ± 2*†	8 ± 2*†	36 ± 5*†

\bar{X} = Promedio; DE = Desviación Estándar; RMSSD = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas; PNN50 = Porcentaje de latidos con duración mayor a 50 ms.

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.1.1. (Continuación) RESULTADOS POR ANALISIS TEMPORAL DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 15)

Maniobra	Gasto Cardíaco				Periodo de Pre - eyección dZ		
	\bar{X} (L/min)	DE (L/min)	RMSSD (L/min)	\bar{X}/SC (L/min/m ²)	\bar{X} (ms)	DE (ms)	RMSSD (ms)
Acostado	5.8 ± 0.8†	0.8 ± 0.2†	1.1 ± 0.4†	3.7 ± 0.5†	97 ± 11†	5.1 ± 1.7†	6.7 ± 2.1†
Resp. Cont.	6.2 ± 0.7†	1.0 ± 0.3†	1.2 ± 0.4†	3.9 ± 0.5†	97 ± 11†	5.1 ± 1.6†	6.1 ± 2.0†
Parado	5.2 ± 0.6*†	0.6 ± 0.1*†	0.7 ± 0.2*†	3.2 ± 0.4*†	118 ± 7*†	4.2 ± 0.8*	4.9 ± 1.0*
Ejercicio	11.7 ± 1.2*	2.4 ± 0.6*	3.3 ± 1.0*	7.3 ± 0.8*	56 ± 5*	3.5 ± 1.2*	4.5 ± 1.7*
Recuperación	5.9 ± 0.7†	0.7 ± 0.1†	0.8 ± 0.2†	3.6 ± 0.5†	111 ± 9*†	3.9 ± 0.8*	3.9 ± 0.7*

Maniobra	Relación Pre - eyección / Eyección			Indice de Hill		
	\bar{X}	DE	RMSSD	\bar{X} (Ω/s^2)	DE (Ω/s^2)	RMSSD (Ω/s^2)
Acostado	0.33 ± 0.04†	0.03 ± 0.01†	0.04 ± 0.01†	19.7 ± 3.0†	2.6 ± 0.8†	3.5 ± 1.4†
Resp. Cont.	0.33 ± 0.04†	0.04 ± 0.01*	0.05 ± 0.01*	20.5 ± 2.3†	2.8 ± 0.5†	3.3 ± 0.7†
Parado	0.50 ± 0.06*†	0.05 ± 0.01*	0.06 ± 0.02*	17.8 ± 3.0†	1.9 ± 0.5†	2.5 ± 0.8†
Ejercicio	0.24 ± 0.05*	0.04 ± 0.01*	0.05 ± 0.01*	50.4 ± 10.0*	10.8 ± 2.0*	14.5 ± 3.9*
Recuperación	0.46 ± 0.05*†	0.05 ± 0.01*†	0.06 ± 0.02*	19.4 ± 3.3†	2.3 ± 0.6†	2.7 ± 0.7†

Maniobra	Presión Arterial Sistólica			Presión Arterial Media		
	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)
Acostado	111 ± 12†	4.9 ± 1.0†	1.8 ± 0.5†	83 ± 11†	3.6 ± 0.8†	1.2 ± 0.3†
Resp. Cont.	119 ± 17†	5.2 ± 0.9†	2.4 ± 0.6*†	85 ± 12†	3.3 ± 0.6†	1.6 ± 0.4†
Parado	117 ± 11†	6.3 ± 0.9*†	2.9 ± 0.7*†	89 ± 9†	4.0 ± 0.6†	1.8 ± 0.4*†
Ejercicio	166 ± 20*	9.8 ± 2.4*	4.7 ± 1.1*	109 ± 13*	6.0 ± 1.0*	5.6 ± 1.9*
Recuperación	118 ± 15†	6.9 ± 1.8*†	2.9 ± 0.8*†	88 ± 12†	4.3 ± 1.0*†	1.8 ± 0.4*†

Maniobra	Presión Arterial Diastólica			Respiración
	\bar{X} (mmHg)	DE (mmHg)	RMSSD (mmHg)	\bar{X} (mmHg)
Acostado	66 ± 9†	3.3 ± 0.8†	1.5 ± 0.6†	15.2 ± 2.5
Resp. Cont.	68 ± 9†	3.0 ± 0.5†	1.7 ± 0.4†	11.9 ± 0.8
Parado	76 ± 10*	3.3 ± 0.5†	1.4 ± 0.2†	16.6 ± 3.2
Ejercicio	82 ± 10*	4.5 ± 0.9*	3.1 ± 0.6*	35.0 ± 5.4
Recuperación	70 ± 13†	3.7 ± 0.8*†	1.4 ± 0.3†	18.1 ± 3.2

\bar{X} = Promedio; DE = Desviación Estándar; RMSSD = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas;

PNN50 = Porcentaje de latidos con duración mayor a 50 ms.

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.1 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para el intervalo R - R, durante las cinco maniobras.

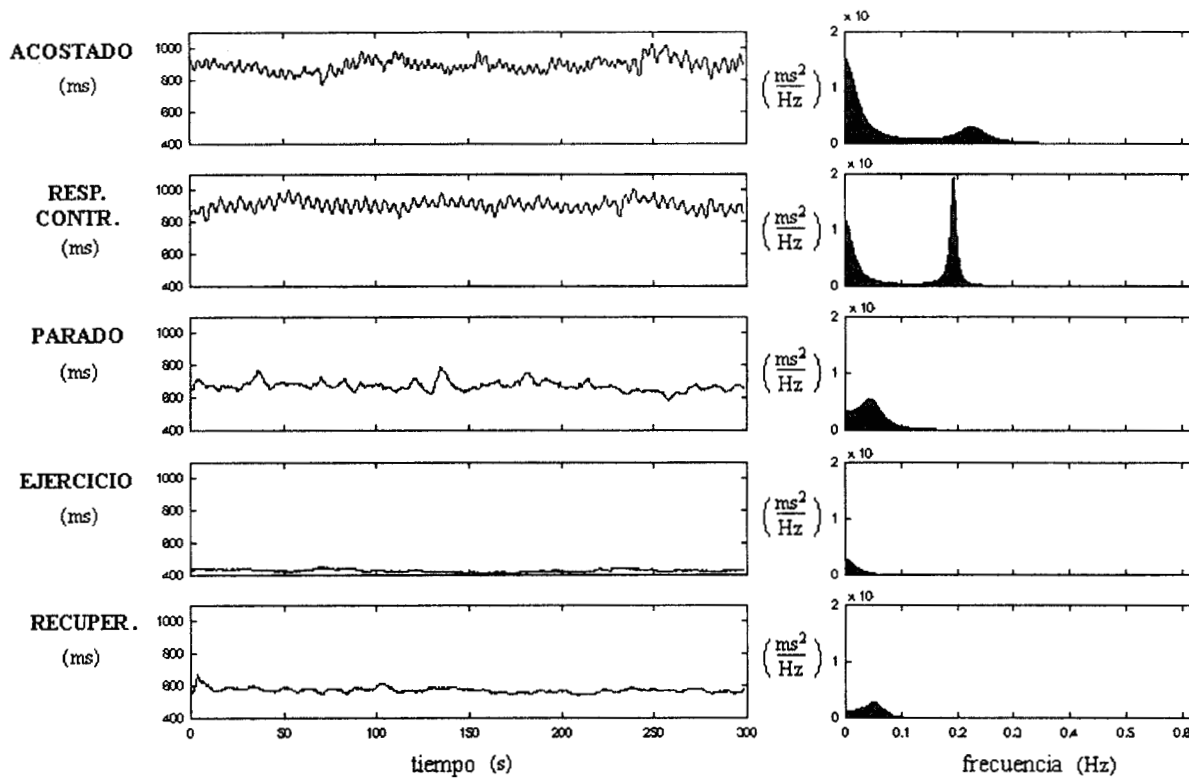


Figura 5.11.1.1.

En la tabla 5.11.1.2 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para el intervalo R-R durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.2. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL INTERVALO R-R (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	26.9 ± 10.1†	219 ± 136†	0.053 ± 0.002†	18.9 ± 7.9†	168 ± 107†	0.110 ± 0.005†
Resp. Cont.	6.6 ± 4.7*†	79 ± 48*†	0.051 ± 0.001*†	5.7 ± 3.4*†	78 ± 61*†	0.117 ± 0.002*†
Parado	35.4 ± 11.5*†	150 ± 63*†	0.055 ± 0.003*†	28.8 ± 7.1*†	131 ± 71†	0.107 ± 0.006*†
Ejercicio	50.0 ± 13.8*	5 ± 4*	0.049 ± 0.002*	14.3 ± 5.9*	2 ± 2*	0.104 ± 0.002*
Recuperación	45.5 ± 11.6*	110 ± 63*†	0.054 ± 0.002†	25.1 ± 5.9*†	64 ± 43*†	0.106 ± 0.005*

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.1.2. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL INTERVALO R – R (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	45.8 ± 13.5†	387 ± 231†	0.078 ± 0.011†	1027 ± 692†	0.89 ± 0.38†	-
Resp. Cont.	12.3 ± 7.7*†	158 ± 107*†	0.084 ± 0.005*†	1459 ± 742*†	0.14 ± 0.10†	-
Parado	64.3 ± 16.0*	281 ± 126*†	0.077 ± 0.007†	469 ± 253*†	1.80 ± 1.66*†	-
Ejercicio	64.3 ± 16.4*	6 ± 5*	0.061 ± 0.004*	10 ± 7*	10.05 ± 3.58*	1.80 ± 1.30
Recuperación	70.6 ± 11.5*	174 ± 94*†	0.073 ± 0.008*†	262 ± 160*	2.86 ± 2.18*†	2.39 ± 1.00

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	54.3 ± 13.5†	640 ± 742†	0.261 ± 0.032†	-	-	-
Resp. Cont.	87.8 ± 7.7*†	1373 ± 853*†	0.205 ± 0.011*†	-	-	-
Parado	35.7 ± 16.0*†	188 ± 190*	0.240 ± 0.028*	-	-	-
Ejercicio	6.4 ± 1.9*	0.7 ± 0.7*	0.244 ± 0.025*	35.7 ± 16.4	3.2 ± 2.8	0.557 ± 0.088
Recuperación	24.7 ± 12.8*†	75 ± 73*	0.237 ± 0.027*	29.5 ± 11.5	87.9 ± 76.6†	0.303 ± 0.076

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.2 se muestran las señales en el tiempo para tiempo de eyección y el tiempo de eyección obtenido a partir de la onda de impedancia, durante las maniobras.

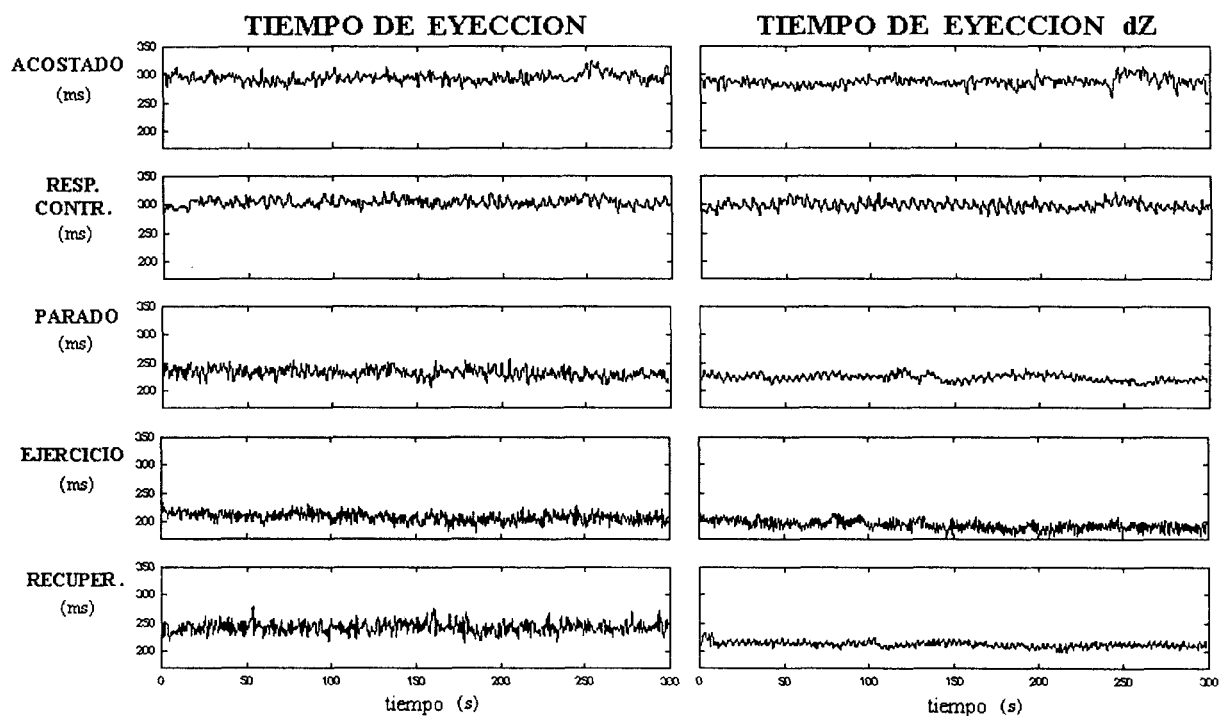


Figura 5.11.1.2.

En la tabla 5.11.1.3 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para el tiempo de eyección, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.3. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL TIEMPO DE EYECCION (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	13.1 ± 5.3	2.2 ± 1.0	0.054 ± 0.001†	11.9 ± 4.5†	1.9 ± 0.8	0.112 ± 0.004
Resp. Cont.	9.6 ± 5.7†	2.2 ± 1.2	0.052 ± 0.001*†	9.4 ± 4.8*	2.3 ± 1.1†	0.117 ± 0.002*†
Parado	19.0 ± 8.1*†	3.4 ± 2.0*†	0.053 ± 0.002	16.6 ± 3.8*†	3.1 ± 2.1*†	0.112 ± 0.004
Ejercicio	13.4 ± 6.8	1.8 ± 0.6	0.053 ± 0.002*	9.4 ± 2.6	1.3 ± 0.4	0.111 ± 0.001
Recuperación	11.5 ± 4.6	2.7 ± 1.1†	0.054 ± 0.001*†	11.4 ± 2.9	2.8 ± 1.2*†	0.112 ± 0.002

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	25.0 ± 8.4†	4.0 ± 1.6	0.083 ± 0.008†	17.6 ± 8.4	0.36 ± 0.15†	-
Resp. Cont.	19.0 ± 10.4*	4.4 ± 2.3	0.085 ± 0.004†	29.6 ± 18.7*†	0.23 ± 0.15†	-
Parado	35.6 ± 11.0*†	6.5 ± 4.0*†	0.081 ± 0.006	19.4 ± 13.3	0.55 ± 0.25†	-
Ejercicio	22.8 ± 9.1	3.2 ± 0.9	0.079 ± 0.005*	14.5 ± 5.0	1.08 ± 0.43*	0.30 ± 0.20
Recuperación	22.9 ± 7.2	5.5 ± 2.2†	0.082 ± 0.005†	25.6 ± 12.0†	0.42 ± 0.30†	0.30 ± 0.13

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	75.4 ± 8.4†	13.5 ± 7.5†	0.275 ± 0.030	-	-	-
Resp. Cont.	81.0 ± 10.4*†	25.2 ± 15.4*†	0.228 ± 0.017*†	-	-	-
Parado	64.4 ± 11.0†	12.9 ± 9.7†	0.268 ± 0.032	-	-	-
Ejercicio	21.1 ± 7.2*	3.2 ± 1.8*	0.270 ± 0.019	77.2 ± 9.1	11.6 ± 4.2	0.540 ± 0.053
Recuperación	54.1 ± 14.7*†	14.0 ± 6.9†	0.275 ± 0.029	77.1 ± 7.3	20.1 ± 10.2†	0.368 ± 0.056†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.3 se muestran los espectros para el tiempo de eyección y el tiempo de eyección obtenidos a partir de la onda de impedancia, durante las maniobras.

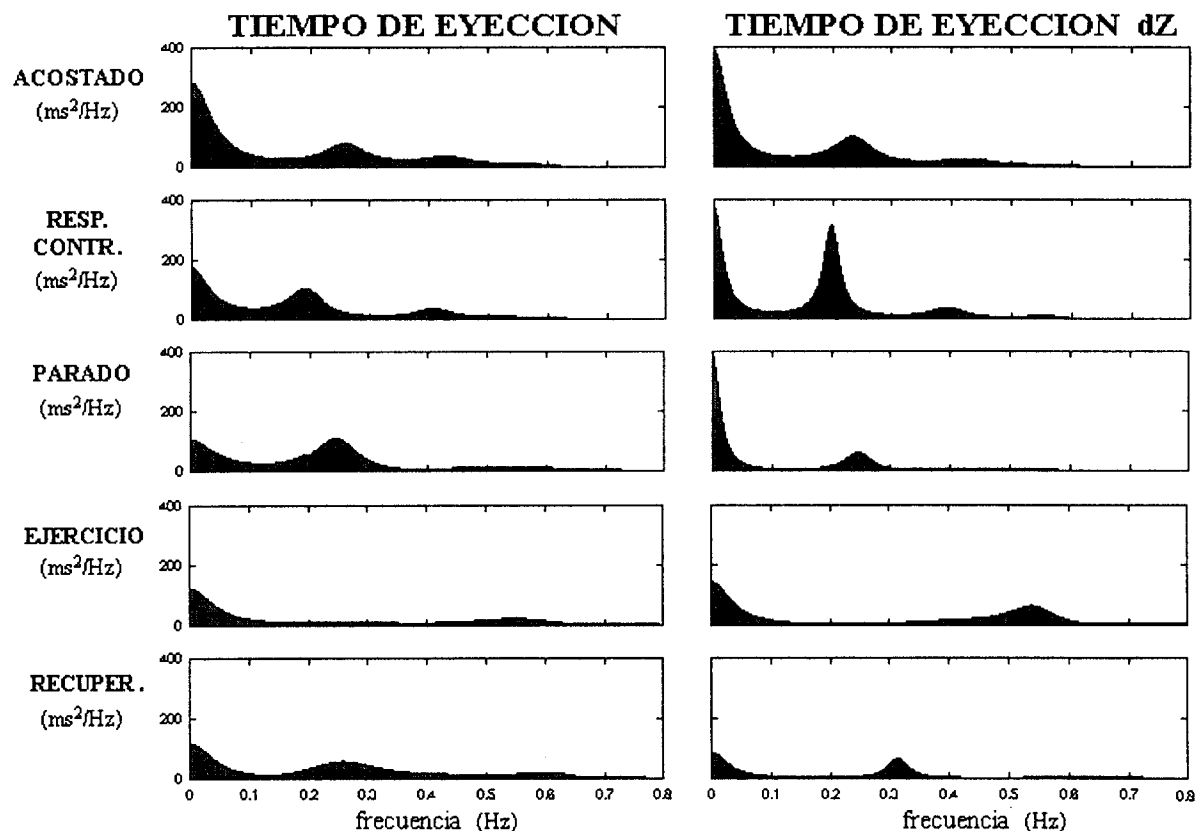


Figura 5.11.1.3.

En la tabla 5.11.1.4 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para el tiempo de eyección obtenido a partir de la onda de impedancia, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.4. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL TIEMPO DE EYECCION dZ (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	17.8 ± 5.4†	5.3 ± 3.6†	0.054 ± 0.002	14.9 ± 3.5†	4.4 ± 2.6†	0.112 ± 0.003
Resp. Cont.	10.8 ± 4.7*	3.3 ± 2.0*	0.052 ± 0.001*†	10.6 ± 3.1*	3.6 ± 2.8†	0.117 ± 0.002*†
Parado	21.3 ± 9.3†	3.1 ± 1.1*	0.052 ± 0.002*†	14.7 ± 4.5†	2.3 ± 1.1*	0.111 ± 0.004
Ejercicio	11.9 ± 5.8*	2.6 ± 0.7*	0.053 ± 0.002	9.4 ± 3.9*	2.1 ± 0.8*	0.111 ± 0.002
Recuperación	16.2 ± 6.6†	2.3 ± 1.1*	0.052 ± 0.001*†	9.8 ± 2.6*	1.5 ± 0.9*	0.111 ± 0.003

* Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.1.4. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL TIEMPO DE EYECCION dZ (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	32.7 ± 7.6†	9.7 ± 6.0†	0.082 ± 0.006	29.3 ± 12.9	0.48 ± 0.14†	-
Resp. Cont.	21.4 ± 7.6*	6.9 ± 4.8*	0.085 ± 0.004†	37.0 ± 21.1†	0.27 ± 0.13†	-
Parado	36.0 ± 12.1†	5.4 ± 2.0*	0.077 ± 0.006*†	15.8 ± 7.7*†	0.56 ± 0.27†	-
Ejercicio	21.4 ± 8.9*	4.7 ± 1.4*	0.080 ± 0.006	26.9 ± 11.4	1.11 ± 0.50*	0.286 ± 0.151
Recuperación	26.0 ± 7.9*	3.9 ± 1.8*	0.075 ± 0.007*†	14.7 ± 6.0*†	0.46 ± 0.30†	0.368 ± 0.172

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	67.3 ± 7.6†	19.6 ± 9.9†	0.269 ± 0.019	-	-	-
Resp. Cont.	78.6 ± 7.6*†	30.2 ± 23.2*†	0.237 ± 0.019*†	-	-	-
Parado	64.0 ± 12.1†	10.5 ± 6.9*	0.257 ± 0.024	-	-	-
Ejercicio	19.3 ± 4.4*	5.2 ± 3.1*	0.270 ± 0.014	78.6 ± 8.9	22.5 ± 15.5	0.537 ± 0.046
Recuperación	56.4 ± 12.2*†	8.5 ± 4.7*	0.275 ± 0.033	74.0 ± 7.9	10.9 ± 4.7†	0.355 ± 0.063†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.4 se muestran las señales en el tiempo para el periodo de pre - eyección y el periodo de pre - eyección obtenido a partir de la onda de impedancia, durante las maniobras.

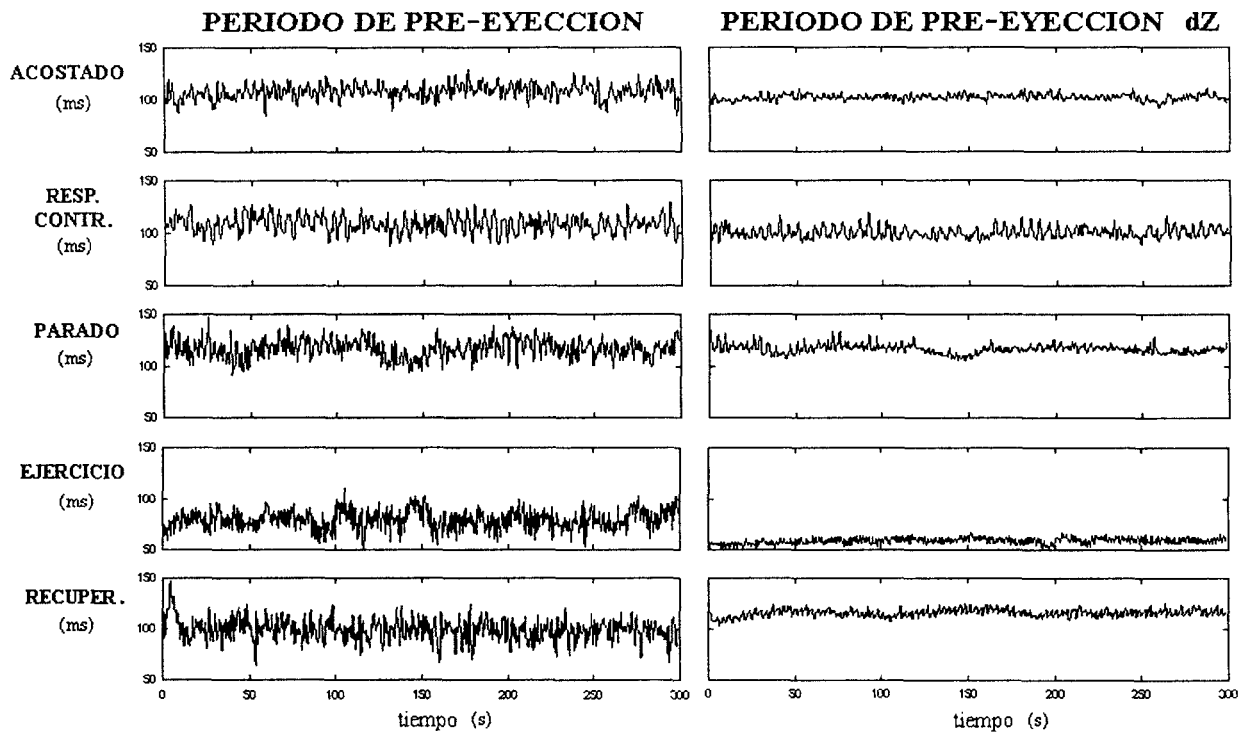


Figura 5.11.1.4.

En la tabla 5.11.1.5 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para el periodo de pre - eyección, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.5. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL PERIODO DE PRE EYECCION (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	14.9 ± 4.5†	2.4 ± 1.0	0.054 ± 0.002†	14.4 ± 4.2†	2.3 ± 0.9	0.112 ± 0.004
Resp. Cont.	9.8 ± 3.8*	2.5 ± 1.4	0.053 ± 0.001*	12.7 ± 4.7†	3.3 ± 1.7*†	0.117 ± 0.002*†
Parado	22.4 ± 8.4*†	3.2 ± 1.5*†	0.053 ± 0.001*	16.7 ± 4.3*†	2.4 ± 1.2†	0.113 ± 0.003
Ejercicio	10.3 ± 4.9*	2.0 ± 1.6	0.053 ± 0.001*	8.3 ± 2.4*	1.5 ± 1.0	0.112 ± 0.001
Recuperación	13.8 ± 5.7	3.2 ± 1.8†	0.053 ± 0.002*	10.9 ± 2.4*†	2.7 ± 1.5†	0.112 ± 0.002

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	29.2 ± 7.4†	4.6 ± 1.8	0.083 ± 0.006	16.6 ± 7.2	0.41 ± 0.13†	-
Resp. Cont.	22.5 ± 7.8*	5.8 ± 3.0†	0.089 ± 0.005*†	25.9 ± 8.8*†	0.30 ± 0.13†	-
Parado	39.1 ± 11.3*†	5.6 ± 2.6†	0.080 ± 0.007	15.3 ± 7.8	0.64 ± 0.28*	-
Ejercicio	18.6 ± 7.2*	3.5 ± 2.6	0.080 ± 0.005	16.7 ± 9.6	0.76 ± 0.22*	0.240 ± 0.118
Recuperación	24.7 ± 7.0†	5.8 ± 3.0†	0.081 ± 0.007	24.2 ± 10.6*†	0.56 ± 0.27*	0.340 ± 0.141

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	70.8 ± 7.4†	12.0 ± 6.0†	0.267 ± 0.019	-	-	-
Resp. Cont.	77.5 ± 7.8*†	20.1 ± 7.2*†	0.236 ± 0.019*†	-	-	-
Parado	60.9 ± 11.3*†	9.7 ± 6.0†	0.264 ± 0.023	-	-	-
Ejercicio	24.5 ± 5.0*	4.4 ± 2.7*	0.272 ± 0.010	81.4 ± 7.2	13.9 ± 7.1	0.540 ± 0.041
Recuperación	44.4 ± 11.1*†	10.9 ± 5.7†	0.270 ± 0.015	75.3 ± 7.0†	18.4 ± 10.0	0.395 ± 0.037†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.5 se muestran los espectros para el periodo de pre - eyección y el periodo de pre - eyección obtenido a partir de la onda de impedancia, para las maniobras.

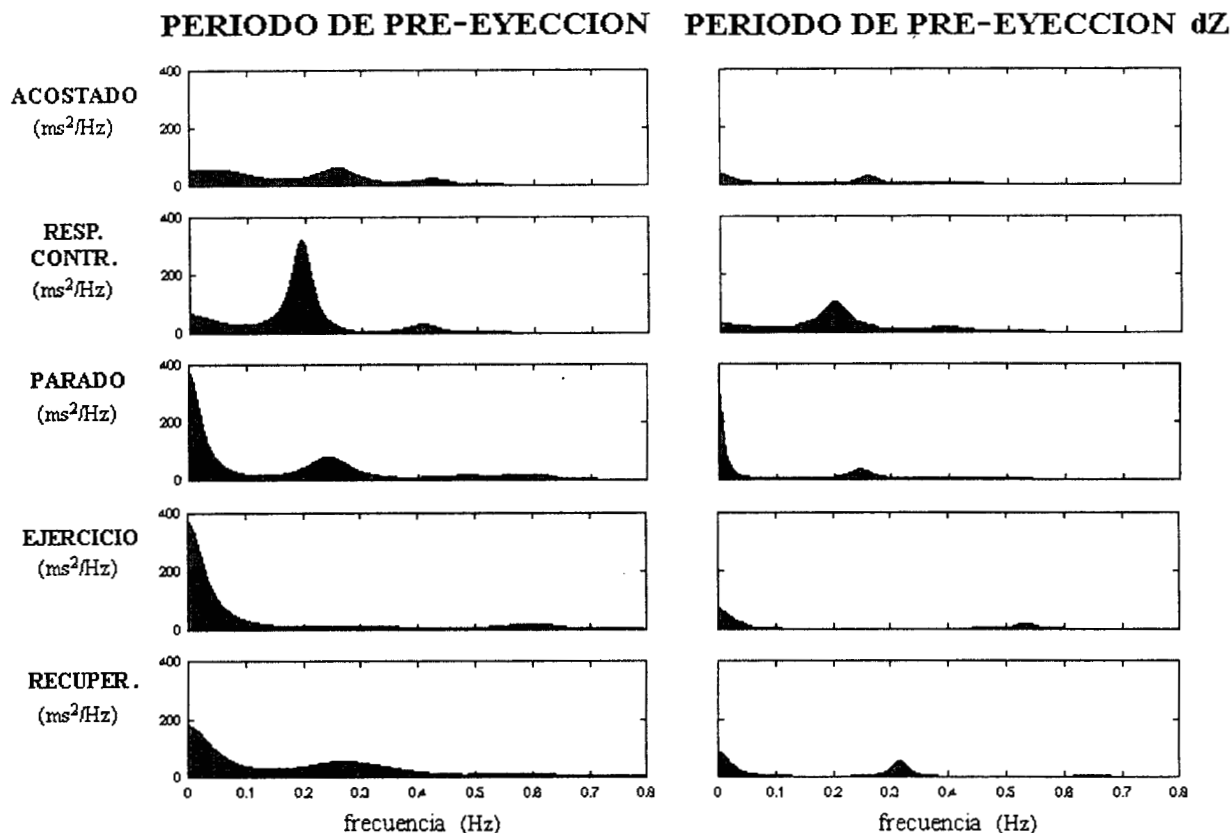


Figura 5.11.1.5.

En la tabla 5.11.1.6 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para el periodo de pre - eyección obtenido a partir de la onda de impedancia, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.6. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL PERIODO DE PRE-EYECCION dZ (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms^2/Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms^2/Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	$15.6 \pm 4.0^\dagger$	$1.3 \pm 0.8^\dagger$	$0.054 \pm 0.002^\dagger$	$15.6 \pm 4.1^\dagger$	$1.2 \pm 0.8^\dagger$	0.113 ± 0.002
Resp. Cont.	$9.6 \pm 3.7^*$	$0.8 \pm 0.5^{*\dagger}$	0.053 ± 0.001	$11.6 \pm 4.0^{*\dagger}$	$1.0 \pm 0.6^\dagger$	$0.117 \pm 0.002^{*\dagger}$
Parado	$16.4 \pm 8.1^\dagger$	$0.7 \pm 0.4^{*\dagger}$	$0.052 \pm 0.001^*$	$13.0 \pm 6.4^\dagger$	$0.5 \pm 0.3^{*\dagger}$	0.112 ± 0.002
Ejercicio	$7.2 \pm 4.2^*$	$0.3 \pm 0.30^*$	$0.053 \pm 0.001^*$	$5.5 \pm 2.3^*$	$0.2 \pm 0.2^*$	0.112 ± 0.001
Recuperación	$12.2 \pm 4.5^{*\dagger}$	$0.5 \pm 0.2^*$	$0.052 \pm 0.002^*$	$8.4 \pm 3.0^{*\dagger}$	$0.3 \pm 0.2^*$	0.112 ± 0.003

* Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.1.6. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL PERIODO DE PRE-EYECCION dZ (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	31.2 ± 5.5†	2.5 ± 1.5†	0.084 ± 0.006†	8.5 ± 5.0†	0.45 ± 0.11†	-
Resp. Cont.	21.2 ± 7.3*†	1.7 ± 1.0*†	0.088 ± 0.005*†	8.7 ± 4.9†	0.27 ± 0.09*†	-
Parado	29.4 ± 14.1†	1.2 ± 0.6*†	0.079 ± 0.004*	4.6 ± 1.8*	0.42 ± 0.10†	-
Ejercicio	12.7 ± 6.4*	0.5 ± 0.4*	0.080 ± 0.005*	4.1 ± 3.3*	0.67 ± 0.17*	0.152 ± 0.085
Recuperación	20.6 ± 6.2*†	0.8 ± 0.4*	0.076 ± 0.006*†	3.7 ± 1.3*	0.42 ± 0.13	0.267 ± 0.101†

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	68.8 ± 5.5†	6.0 ± 4.6†	0.275 ± 0.019	-	-	-
Resp. Cont.	78.8 ± 7.4*†	6.8 ± 4.3†	0.234 ± 0.015*†	-	-	-
Parado	70.6 ± 14.1†	3.3 ± 1.7*†	0.273 ± 0.026	-	-	-
Ejercicio	18.8 ± 7.1*	0.8 ± 0.7*	0.278 ± 0.011	87.3 ± 6.4	3.7 ± 2.8	0.556 ± 0.054
Recuperación	49.0 ± 14.9*†	2.0 ± 1.3*	0.264 ± 0.025†	79.4 ± 6.2†	3.0 ± 1.0	0.400 ± 0.065†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.6 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para la sístole electromecánica, durante las cinco maniobras.

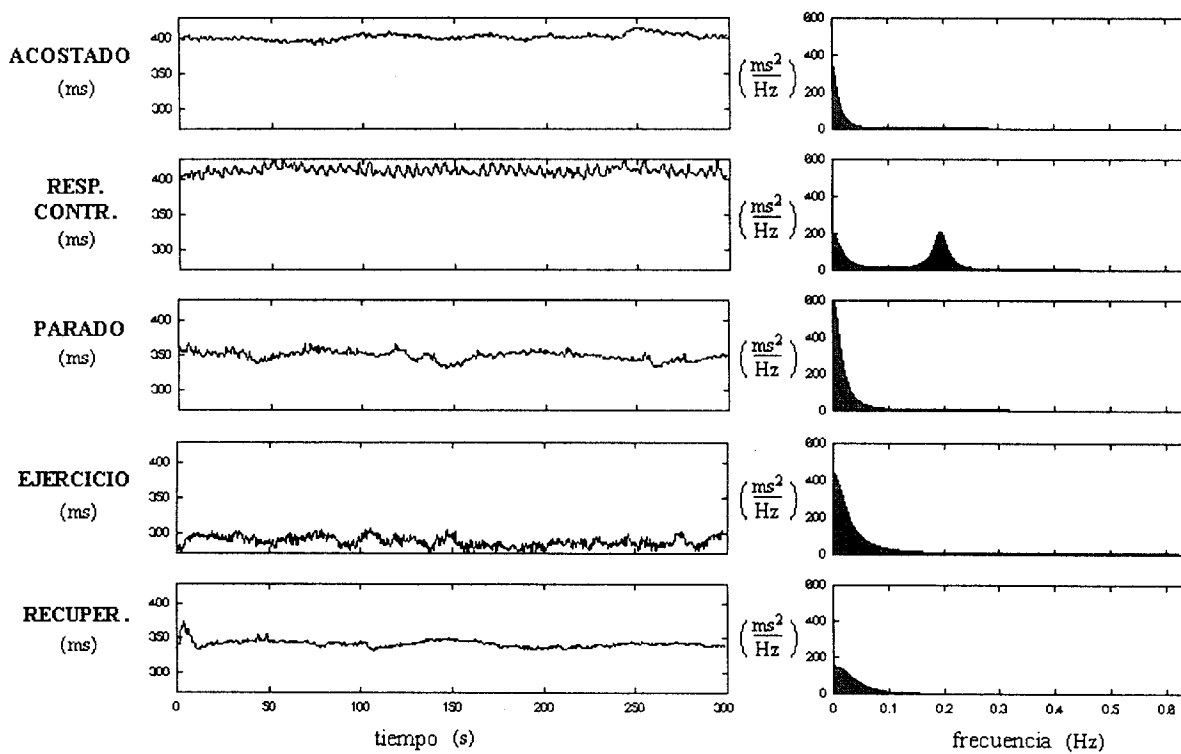


Figura 5.11.1.6.

En la tabla 5.11.1.7 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para la sístole electromecánica, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.7. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA SISTOLE ELECTROMECHANICA (n = 15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	23.5 ± 7.9	0.8 ± 0.4†	0.050 ± 0.001†	11.5 ± 3.8†	0.4 ± 0.2†	0.111 ± 0.003
Resp. Cont.	15.9 ± 6.2*	1.3 ± 0.9†	0.051 ± 0.001*†	13.5 ± 4.3	1.1 ± 0.7*†	0.116 ± 0.002*†
Parado	42.8 ± 16.9*†	2.2 ± 1.5*	0.051 ± 0.002†	16.8 ± 3.5*†	0.9 ± 0.4*†	0.109 ± 0.004*†
Ejercicio	21.7 ± 7.8	2.5 ± 1.0*	0.052 ± 0.002*	14.0 ± 3.6*	1.6 ± 0.4*	0.111 ± 0.001
Recuperación	30.9 ± 11.3†	2.0 ± 1.0*	0.050 ± 0.001†	12.5 ± 3.2	0.9 ± 0.6*†	0.109 ± 0.003*†

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	34.9 ± 10.4	1.2 ± 0.6†	0.071 ± 0.007†	3.6 ± 1.8†	0.53 ± 0.22†	-
Resp. Cont.	29.4 ± 10.3	2.4 ± 1.5*†	0.082 ± 0.004*†	9.1 ± 5.6*	0.42 ± 0.20†	-
Parado	59.6 ± 18.0*†	3.0 ± 1.7*†	0.068 ± 0.006*†	5.2 ± 2.5†	1.47 ± 0.90*	-
Ejercicio	35.7 ± 10.0	4.1 ± 1.2*	0.076 ± 0.005*	11.7 ± 4.9*	1.56 ± 0.67*	0.55 ± 0.22
Recuperación	43.4 ± 12.6*	2.9 ± 1.5*†	0.066 ± 0.005*†	7.1 ± 4.3*†	1.11 ± 0.90*	0.77 ± 0.73

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	65.1 ± 10.4†	2.4 ± 1.4	0.273 ± 0.015†	-	-	-
Resp. Cont.	70.6 ± 10.3†	6.7 ± 4.8*†	0.241 ± 0.017*†	-	-	-
Parado	40.4 ± 18.0*†	2.2 ± 1.7	0.255 ± 0.023*	-	-	-
Ejercicio	22.9 ± 6.4*	2.9 ± 1.6	0.260 ± 0.010*	64.4 ± 10.0	8.0 ± 4.4	0.517 ± 0.060
Recuperación	39.0 ± 12.4*†	2.9 ± 2.1	0.259 ± 0.018*	56.6 ± 12.6	4.3 ± 3.1†	0.385 ± 0.041†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.7 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para el tiempo diastólico, durante las cinco maniobras.

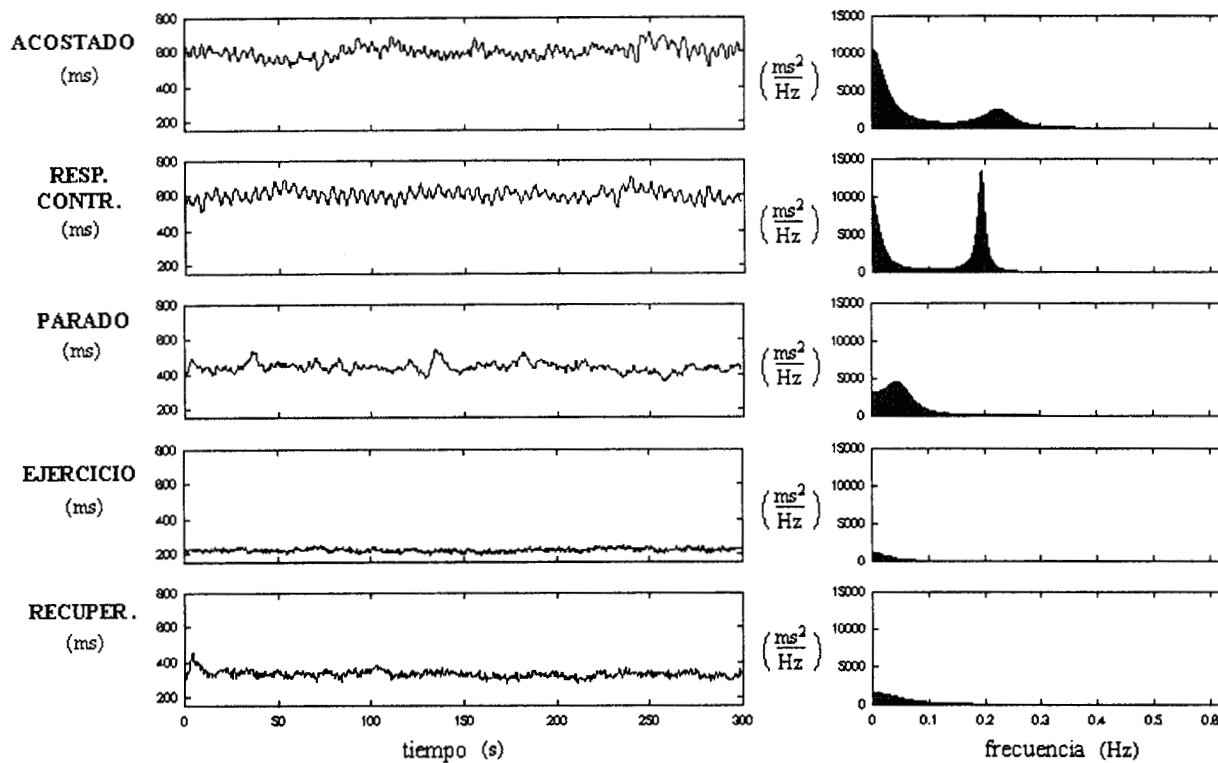


Figura 5.11.1.7.

En la tabla 5.11.1.8 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para el tiempo diastólico, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.8. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL TIEMPO DIASTOLICO (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms²/Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms²/Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	32.6 ± 9.3	176 ± 114†	0.054 ± 0.003†	22.4 ± 7.2†	135 ± 102†	0.110 ± 0.005
Resp. Cont.	7.1 ± 4.5*†	75 ± 45*†	0.051 ± 0.001*	6.5 ± 4.0*†	76 ± 59*†	0.117 ± 0.002*†
Parado	40.2 ± 10.6*†	139 ± 67†	0.055 ± 0.003†	28.7 ± 7.6*†	111 ± 82†	0.108 ± 0.006
Ejercicio	33.6 ± 8.8	7 ± 4*	0.051 ± 0.002*	16.1 ± 3.9*	3 ± 2*	0.108 ± 0.002
Recuperación	40.9 ± 8.3*†	81 ± 38*†	0.054 ± 0.002†	25.0 ± 5.6†	53 ± 40*†	0.107 ± 0.005*

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.1.8. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL TIEMPO DIASTOLICO (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (ms ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	55.1 ± 8.9	312 ± 206	0.078 ± 0.008†	584 ± 316†	1.23 ± 0.40†	-
Resp. Cont.	13.6 ± 8.1*†	150 ± 102*†	0.084 ± 0.005*†	1245 ± 608*†	0.16 ± 0.10*†	-
Parado	68.9 ± 12.0*†	250 ± 134†	0.078 ± 0.008†	376 ± 207†	2.21 ± 1.25*	-
Ejercicio	49.7 ± 12.2	10 ± 6*	0.070 ± 0.002*	20 ± 8*	2.86 ± 1.00*	0.99 ± 0.60
Recuperación	65.9 ± 10.1*†	134 ± 75*†	0.076 ± 0.008†	202 ± 109*	2.42 ± 1.21*	1.93 ± 1.30†

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (ms ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	44.9 ± 8.9†	264 ± 206†	0.260 ± 0.023	-	-	-
Resp. Cont.	86.4 ± 8.1*†	1094 ± 585*†	0.206 ± 0.011*†	-	-	-
Parado	31.1 ± 12.0*†	126 ± 110	0.238 ± 0.019*†	-	-	-
Ejercicio	17.4 ± 5.4*	4 ± 2*	0.255 ± 0.011	50.3 ± 12.2	9.6 ± 3.1	0.519 ± 0.059
Recuperación	27.2 ± 10.7*†	57 ± 40*	0.243 ± 0.019*†	34.1 ± 10.1†	67.9 ± 40.6	0.310 ± 0.058†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.8 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para la amplitud máxima de la derivada de la onda de impedancia, durante las cinco maniobras.

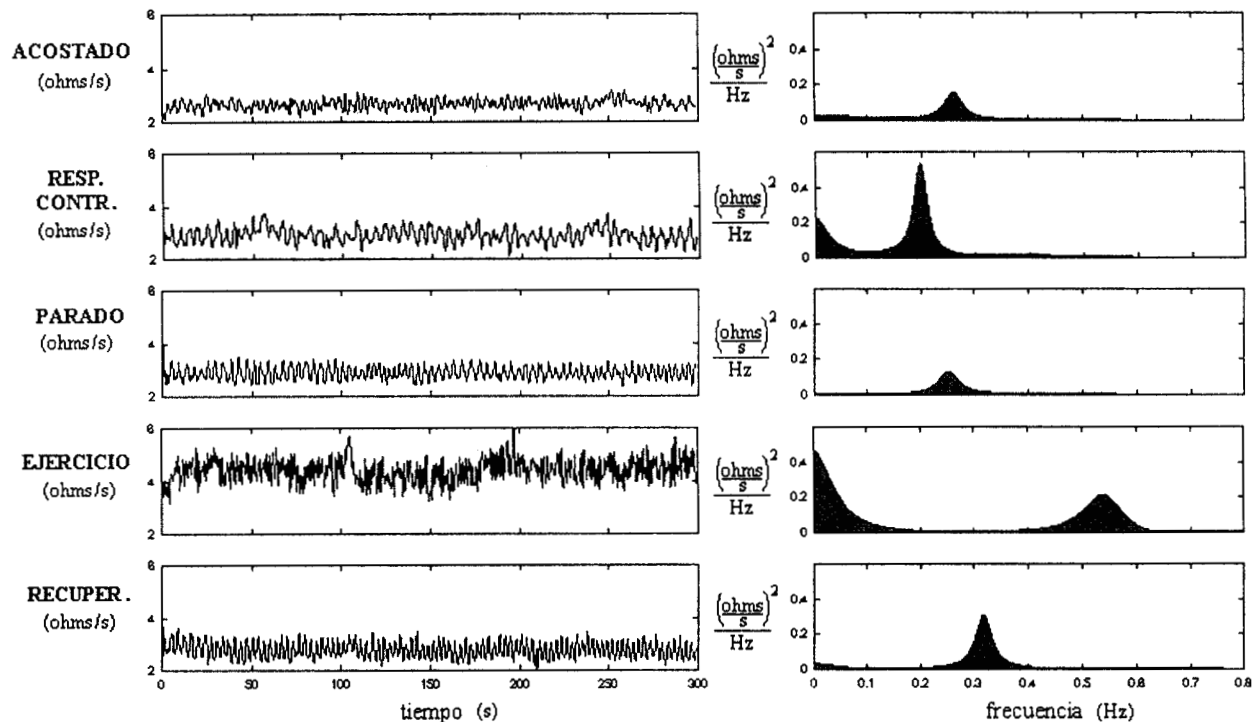


Figura 5.11.1.8.

En la tabla 5.11.1.9 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para la amplitud máxima de la derivada de la onda de impedancia, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.9. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA AMPLITUD MAXIMA DE LA DERIVADA DE LA IMPEDANCIA CARDIO TORACICA (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	12.6 ± 6.4†	0.004 ± 0.002†	0.054 ± 0.002	11.9 ± 4.3†	0.004 ± 0.002†	0.113 ± 0.002
Resp. Cont.	8.7 ± 3.8*†	0.004 ± 0.002†	0.053 ± 0.002*†	10.1 ± 3.0†	0.005 ± 0.002†	0.118 ± 0.002*†
Parado	11.7 ± 6.3†	0.002 ± 0.001*†	0.054 ± 0.001	11.6 ± 5.3†	0.002 ± 0.001*†	0.114 ± 0.003
Ejercicio	4.0 ± 1.8*	0.012 ± 0.005*	0.054 ± 0.001	4.3 ± 2.6*	0.012 ± 0.006*	0.112 ± 0.001
Recuperación	5.0 ± 3.2*	0.002 ± 0.001*†	0.055 ± 0.002	6.2 ± 2.9*	0.003 ± 0.004†	0.115 ± 0.004*†

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total ((ml/Lat) ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	24.4 ± 11.4†	0.009 ± 0.004†	0.084 ± 0.006	0.040 ± 0.025†	0.32 ± 0.22†	-
Resp. Cont.	18.8 ± 6.3*†	0.009 ± 0.004†	0.088 ± 0.006*†	0.052 ± 0.035†	0.23 ± 0.10*†	-
Parado	23.2 ± 11.2†	0.004 ± 0.002*†	0.085 ± 0.005	0.021 ± 0.018†	0.30 ± 0.21†	-
Ejercicio	8.3 ± 4.3*	0.024 ± 0.011*	0.083 ± 0.005	0.317 ± 0.135*	0.60 ± 0.11*	0.09 ± 0.06
Recuperación	11.1 ± 5.3*	0.005 ± 0.005*†	0.086 ± 0.007	0.039 ± 0.032†	0.18 ± 0.12*†	0.13 ± 0.07

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	75.6 ± 11.4†	0.032 ± 0.022	0.275 ± 0.025	-	-	-
Resp. Cont.	81.3 ± 6.3†	0.043 ± 0.032	0.231 ± 0.013*†	-	-	-
Parado	76.8 ± 11.2†	0.017 ± 0.017*†	0.270 ± 0.024	-	-	-
Ejercicio	13.7 ± 6.8*	0.039 ± 0.020	0.272 ± 0.010	91.7 ± 4.3	0.301 ± 0.147	0.578 ± 0.062
Recuperación	61.0 ± 16.2*†	0.025 ± 0.027	0.285 ± 0.031	88.9 ± 5.3	0.034 ± 0.027†	0.382 ± 0.055†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.9 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para el volumen sistólico, durante las cinco maniobras.

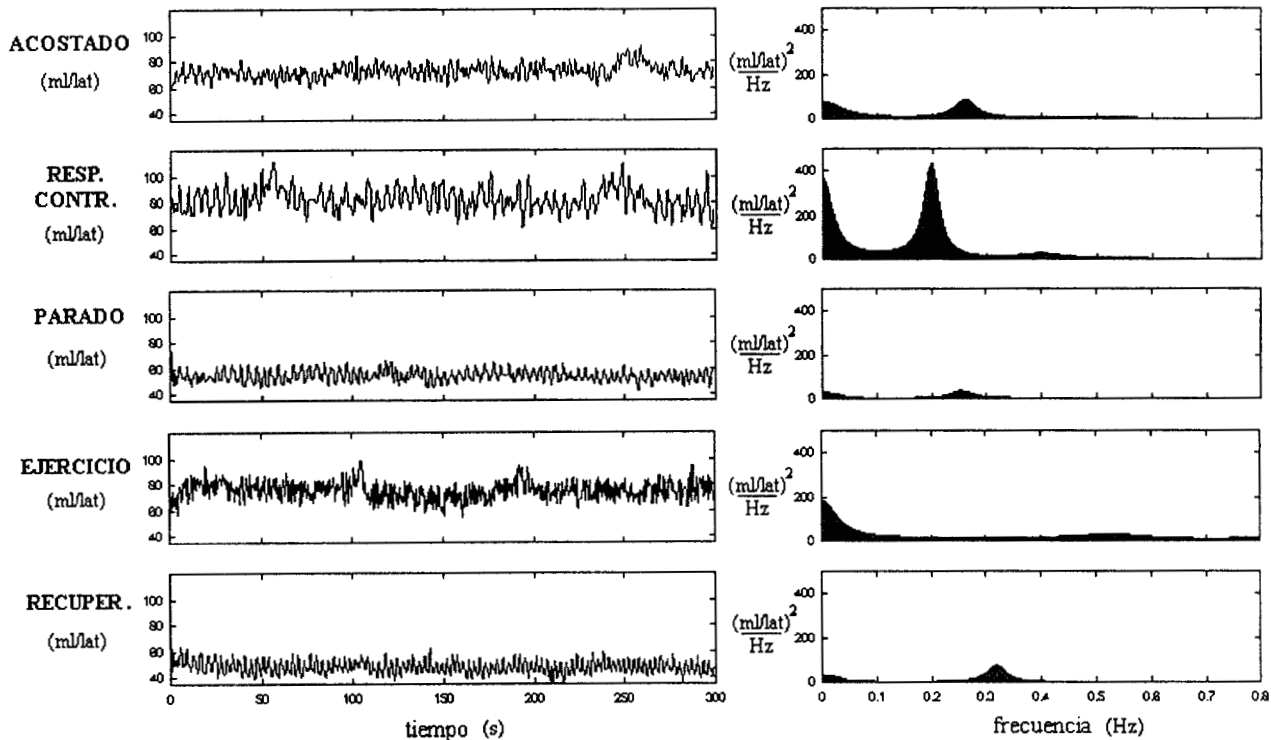


Figura 5.11.1.9

En la tabla 5.11.1.10 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para el volumen sistólico, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.10. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL VOLUMEN SISTOLICO (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat)²/Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat)²/Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	17.0 ± 7.8†	6.4 ± 3.7	0.054 ± 0.002	15.9 ± 5.6†	6.1 ± 3.2	0.113 ± 0.002
Resp. Cont.	10.7 ± 6.4*†	4.6 ± 2.4*	0.052 ± 0.002*†	11.1 ± 5.2*†	4.8 ± 2.5	0.117 ± 0.002*†
Parado	18.8 ± 5.9†	2.2 ± 1.3*†	0.054 ± 0.002	17.3 ± 6.0†	2.1 ± 1.5*†	0.112 ± 0.003
Ejercicio	4.7 ± 2.5*	4.9 ± 2.6	0.054 ± 0.001	4.4 ± 1.9*	4.7 ± 2.1	0.113 ± 0.001
Recuperación	7.5 ± 3.9*	1.1 ± 0.8*†	0.054 ± 0.002	6.6 ± 3.0*	1.0 ± 0.6*†	0.113 ± 0.004

* Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.1.10. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL VOLUMEN SISTOLICO (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total ((ml/Lat) ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	32.9 ± 11.5†	12.5 ± 6.6†	0.083 ± 0.007	39.0 ± 18.1†	0.49 ± 0.27	-
Resp. Cont.	21.7 ± 11.0*†	9.3 ± 4.7*	0.087 ± 0.006*†	47.4 ± 25.7†	0.28 ± 0.17*†	-
Parado	36.2 ± 11.1†	4.3 ± 2.7*†	0.082 ± 0.004	11.6 ± 5.3*†	0.57 ± 0.24	-
Ejercicio	9.0 ± 4.4*	9.6 ± 4.7	0.082 ± 0.004	110 ± 52.8*	0.59 ± 0.21	0.10 ± 0.06
Recuperación	14.1 ± 6.4*	2.1 ± 1.4*†	0.081 ± 0.006	15.1 ± 7.0*†	0.27 ± 0.17*†	0.17 ± 0.09

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	67.1 ± 11.5†	26.5 ± 14.2†	0.279 ± 0.024	-	-	-
Resp. Cont.	78.3 ± 11.0*†	38.0 ± 23.8*†	0.232 ± 0.013*†	-	-	-
Parado	63.9 ± 11.1†	7.4 ± 3.5*†	0.278 ± 0.020	-	-	-
Ejercicio	15.3 ± 7.1*	16.7 ± 9.6*	0.272 ± 0.010	91.0 ± 4.4	105 ± 44.7	0.578 ± 0.059
Recuperación	52.2 ± 15.7*†	8.1 ± 5.2*	0.283 ± 0.029	85.9 ± 6.4	13.0 ± 6.4†	0.389 ± 0.064†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.10 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para el gasto cardiaco, durante las cinco maniobras.

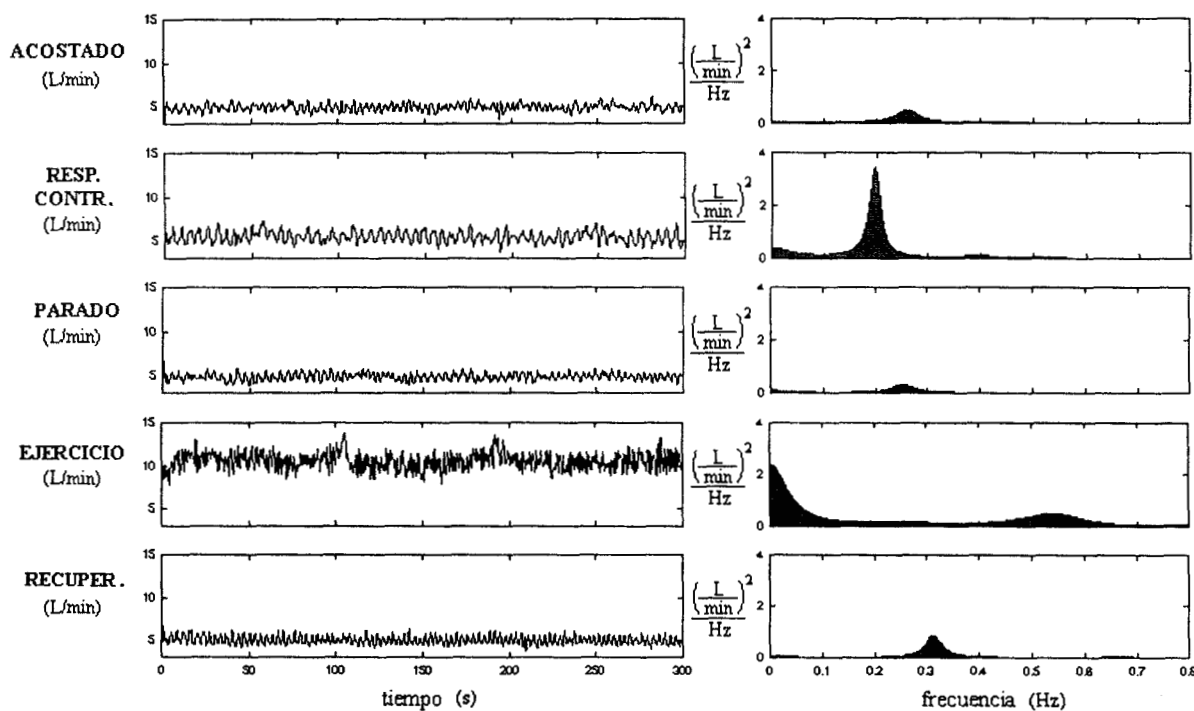


Figura 5.11.1.10.

En la tabla 5.11.1.11 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para el gasto cardiaco, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.11. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL GASTO CARDIACO (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta ((L/min) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta ((L/min) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	10.9 ± 5.5†	0.02 ± 0.01†	0.054 ± 0.002	12.4 ± 4.4†	0.03 ± 0.01†	0.114 ± 0.002
Resp. Cont.	6.1 ± 3.8*	0.02 ± 0.01†	0.053 ± 0.002*	7.6 ± 3.0*†	0.03 ± 0.02†	0.119 ± 0.002*†
Parado	12.0 ± 4.9†	0.01 ± 0.01†	0.054 ± 0.001	13.6 ± 5.6†	0.01 ± 0.01*†	0.114 ± 0.002
Ejercicio	3.8 ± 1.9*	0.10 ± 0.06*	0.054 ± 0.001	4.1 ± 1.7*	0.10 ± 0.05*	0.113 ± 0.001
Recuperación	5.9 ± 3.7*	0.01 ± 0.01†	0.055 ± 0.002†	7.4 ± 4.2*†	0.02 ± 0.01†	0.115 ± 0.004†

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total ((L/min) ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta ((L/min) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	23.3 ± 8.4†	0.05 ± 0.02†	0.086 ± 0.006	0.23 ± 0.11†	0.30 ± 0.17†	-
Resp. Cont.	13.6 ± 6.6*†	0.05 ± 0.03†	0.092 ± 0.006*†	0.40 ± 0.23†	0.16 ± 0.09*†	-
Parado	25.7 ± 9.9†	0.02 ± 0.02†	0.086 ± 0.005	0.09 ± 0.05†	0.34 ± 0.17†	-
Ejercicio	7.9 ± 3.4*	0.20 ± 0.11*	0.084 ± 0.004	2.57 ± 1.17*	0.52 ± 0.16*	0.09 ± 0.04
Recuperación	13.3 ± 7.4*†	0.03 ± 0.02†	0.088 ± 0.006†	0.18 ± 0.09†	0.24 ± 0.17†	0.16 ± 0.11

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta ((L/min) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta ((L/min) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	76.7 ± 8.4†	0.18 ± 0.10†	0.273 ± 0.024	-	-	-
Resp. Cont.	86.4 ± 6.6*†	0.35 ± 0.22*	0.223 ± 0.014*†	-	-	-
Parado	74.3 ± 9.9†	0.07 ± 0.04*†	0.277 ± 0.025	-	-	-
Ejercicio	15.1 ± 6.8*	0.37 ± 0.19*	0.272 ± 0.009	92.1 ± 3.5	2.45 ± 1.19	0.578 ± 0.059
Recuperación	55.4 ± 14.8*†	0.10 ± 0.07†	0.282 ± 0.030	86.7 ± 7.4†	0.15 ± 0.08†	0.391 ± 0.059†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.11 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para la relación del periodo de pre - eyección / tiempo de eyección, durante las cinco maniobras.

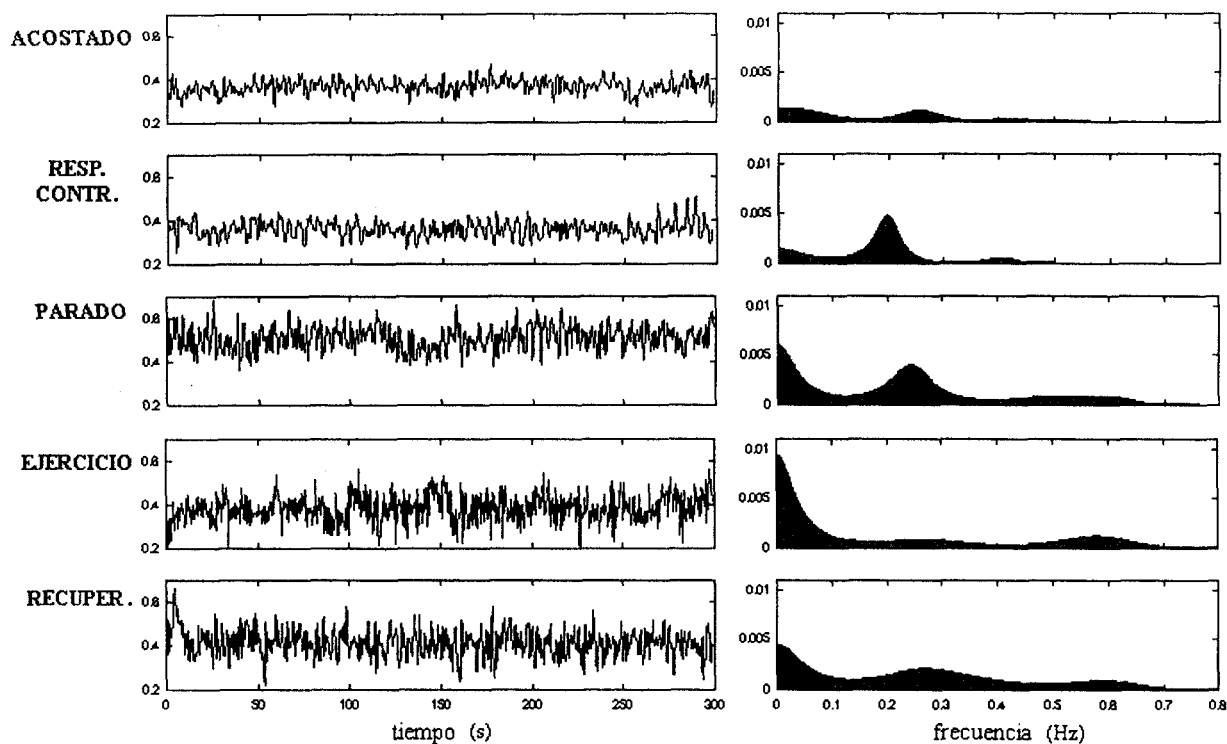


Figura 5.11.1.11.

En la tabla 5.11.1.12 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para la relación del periodo de pre - eyección / tiempo de eyección, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.12. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA RELACION PRE - EYECCION / EYECCION (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada	Absoluta $\times 10^{-5}$	Frecuencia	Normalizada	Absoluta $\times 10^{-5}$	Frecuencia
Acostado	$15.0 \pm 4.9^\dagger$	4.1 ± 1.9	$0.055 \pm 0.001^\dagger$	$15.6 \pm 4.1^\dagger$	4.2 ± 1.6	0.112 ± 0.004
Resp. Cont.	$9.8 \pm 4.7^*$	4.6 ± 2.5	$0.053 \pm 0.001^*$	$12.1 \pm 5.1^{*\dagger}$	5.8 ± 2.7	$0.118 \pm 0.002^{*\dagger}$
Parado	$18.9 \pm 6.5^{*\dagger}$	$1.3 \pm 6.9^{*\dagger}$	$0.053 \pm 0.001^*$	$16.4 \pm 4.4^\dagger$	$1.2 \pm 7.4^{*\dagger}$	0.113 ± 0.003
Ejercicio	$9.2 \pm 4.5^*$	5.9 ± 5.2	$0.053 \pm 0.001^*$	$8.2 \pm 2.7^*$	5.1 ± 3.8	0.112 ± 0.001
Recuperación	$11.3 \pm 5.4^*$	$1.0 \pm 6.1^{*\dagger}$	0.054 ± 0.002	$11.0 \pm 2.7^{*\dagger}$	$1.0 \pm 4.6^{*\dagger}$	0.113 ± 0.002

* Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.1.12. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA RELACION PRE - EYECCION / EYECCION (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total $\times 10^{-5}$	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada	Absoluta $\times 10^{-5}$	Frecuencia			
Acostado	30.5 \pm 7.6†	8.3 \pm 3.3	0.085 \pm 0.006	28 \pm 12†	0.44 \pm 0.15†	-
Resp. Cont.	21.9 \pm 9.3*	10.4 \pm 51.9	0.089 \pm 0.005*†	49 \pm 9*	0.28 \pm 0.14*†	-
Parado	35.3 \pm 9.9†	24.3 \pm 13.6*†	0.081 \pm 0.006	71 \pm 40*	0.54 \pm 0.20†	-
Ejercicio	17.3 \pm 7.0*	11.0 \pm 88.1	0.081 \pm 0.005	59 \pm 31*	0.75 \pm 0.22*	0.218 \pm 0.109
Recuperación	22.2 \pm 7.6*	20.1 \pm 99.1*†	0.085 \pm 0.007†	93 \pm 42*†	0.45 \pm 0.25†	0.298 \pm 0.142

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada	Absoluta $\times 10^{-5}$	Frecuencia	Normalizada	Absoluta $\times 10^{-5}$	Frecuencia
Acostado	69.5 \pm 7.6†	20.0 \pm 9.71	0.274 \pm 0.022	-	-	-
Resp. Cont.	78.1 \pm 9.3*†	38.7 \pm 18.5*†	0.231 \pm 0.017*†	-	-	-
Parado	64.7 \pm 9.9†	47.2 \pm 28.6*†	0.268 \pm 0.024	-	-	-
Ejercicio	22.9 \pm 4.5*	14.0 \pm 9.66	0.271 \pm 0.010	82.7 \pm 7.0	49.8 \pm 33.0	0.539 \pm 0.039
Recuperación	48.9 \pm 12.1*†	46.6 \pm 23.0*†	0.271 \pm 0.019	77.8 \pm 7.6	73.2 \pm 35.5†	0.386 \pm 0.043†

* Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.12 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para el índice de Hill, durante las cinco maniobras.

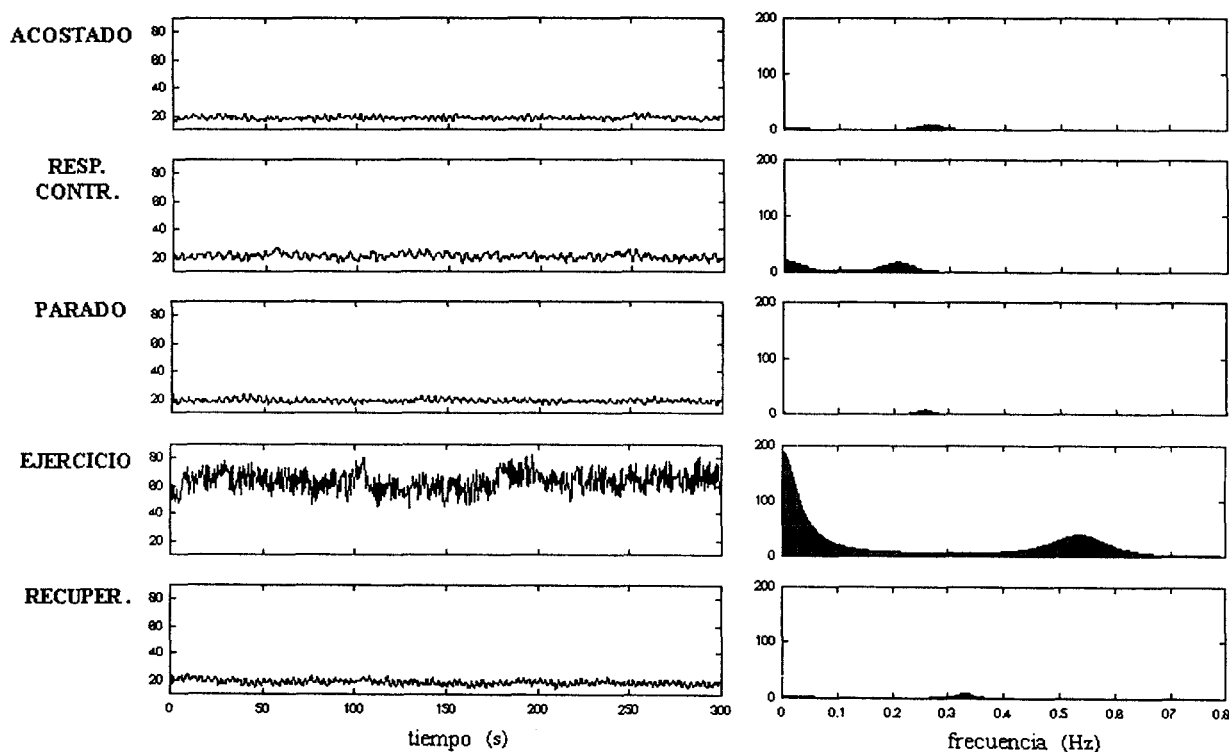


Figura 5.11.1.12.

En la tabla 5.11.1.13 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para el índice de Hill, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.13. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA EL INDICE DE HILL (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	13.9 ± 7.0†	0.3 ± 0.2†	0.054 ± 0.002	12.7 ± 4.7†	0.3 ± 0.2†	0.113 ± 0.002
Resp. Cont.	8.5 ± 5.1*	0.3 ± 0.1†	0.053 ± 0.002*	9.7 ± 4.3*†	0.3 ± 0.2†	0.118 ± 0.002*†
Parado	18.2 ± 6.2*†	0.1 ± 0.1†	0.053 ± 0.002	15.8 ± 4.7*†	0.1 ± 0.1†	0.112 ± 0.002
Ejercicio	7.9 ± 4.9*	2.6 ± 1.0*	0.053 ± 0.001	6.2 ± 2.7*	2.2 ± 0.8*	0.112 ± 0.001
Recuperación	8.1 ± 3.7*	0.1 ± 0.1†	0.054 ± 0.002	7.3 ± 2.5*	0.1 ± 0.1†	0.113 ± 0.003

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total ((ml/Lat) ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	26.6 ± 10.2†	0.6 ± 0.4†	0.083 ± 0.005	2.6 ± 1.7†	0.36 ± 0.21†	-
Resp. Cont.	18.2 ± 8.9*	0.6 ± 0.3†	0.089 ± 0.007*†	3.7 ± 2.6†	0.22 ± 0.12†	-
Parado	34.1 ± 11.4*†	0.3 ± 0.2†	0.082 ± 0.004	0.8 ± 0.4†	0.52 ± 0.24*†	-
Ejercicio	14.0 ± 7.6*	4.8 ± 1.7*	0.080 ± 0.005	38.6 ± 15.8*	0.86 ± 0.35*	0.17 ± 0.11
Recuperación	15.3 ± 5.6*	0.3 ± 0.2†	0.083 ± 0.008	1.7 ± 0.8†	0.30 ± 0.17†	0.19 ± 0.08

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta ((ml/Lat) ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	73.4 ± 10.2†	1.9 ± 1.4†	0.280 ± 0.027	-	-	-
Resp. Cont.	81.8 ± 8.9*†	3.2 ± 2.4*†	0.231 ± 0.014*†	-	-	-
Parado	65.9 ± 11.4†	0.5 ± 0.3*†	0.274 ± 0.022	-	-	-
Ejercicio	16.2 ± 7.4*	5.9 ± 2.6*	0.272 ± 0.013	86.0 ± 7.6	35.8 ± 18.8	0.580 ± 0.055
Recuperación	51.3 ± 15.4*†	0.9 ± 0.5*†	0.284 ± 0.035	84.7 ± 5.6	1.5 ± 0.7†	0.390 ± 0.063†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.13 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para la presión sistólica, durante las cinco maniobras.

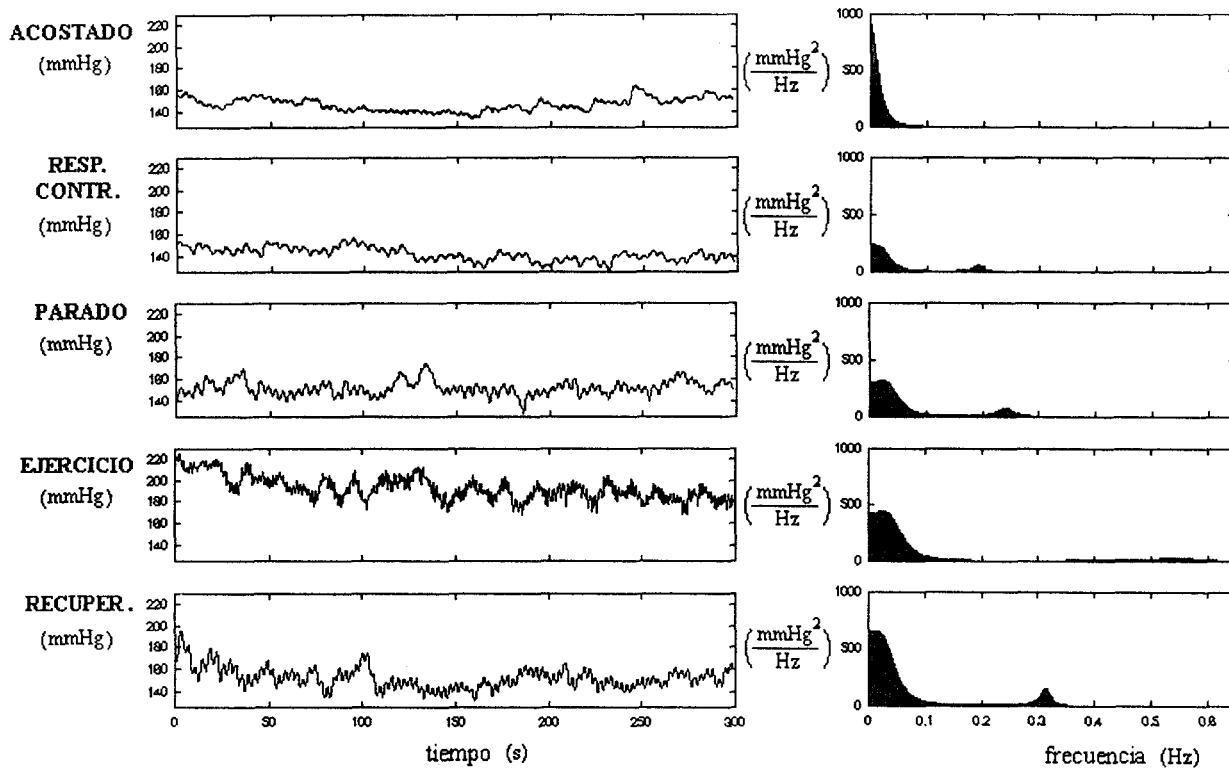


Figura 5.11.1.13.

En la tabla 5.11.1.14 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para la presión sistólica, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.14. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION ARTERIAL SISTOLICA (n = 15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	63.6 ± 10.6†	2.4 ± 1.4†	0.050 ± 0.003	20.5 ± 9.1	0.8 ± 0.7†	0.104 ± 0.003
Resp. Cont.	40.4 ± 15.0*†	2.1 ± 1.1†	0.048 ± 0.002*†	11.7 ± 3.6*†	0.6 ± 0.2†	0.111 ± 0.003*†
Parado	53.8 ± 10.4*	5.8 ± 1.9*	0.052 ± 0.002*†	20.2 ± 6.8	2.1 ± 0.6*	0.105 ± 0.004
Ejercicio	51.2 ± 7.9*	7.1 ± 2.6*	0.051 ± 0.002	17.8 ± 4.9	2.4 ± 0.9*	0.105 ± 0.002
Recuperación	53.7 ± 10.8*	7.4 ± 3.1*	0.052 ± 0.003*	18.4 ± 7.0	2.5 ± 1.2*	0.105 ± 0.003

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.1.14. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION ARTERIAL SISTOLICA (n = 15)

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	84.1 ± 5.1†	3.1 ± 1.7†	0.063 ± 0.007	3.7 ± 2.0†	5.26 ± 1.80†	-
Resp. Cont.	52.1 ± 15.9*†	2.6 ± 1.2†	0.064 ± 0.008	5.0 ± 1.8†	1.09 ± 0.60*†	-
Parado	74.0 ± 11.8*	7.8 ± 2.1*†	0.067 ± 0.005*	10.8 ± 3.2*†	2.85 ± 0.90*†	-
Ejercicio	69.1 ± 11.5*	9.5 ± 3.3*	0.064 ± 0.004	13.5 ± 3.9*	9.60 ± 3.04*	2.23 ± 1.2
Recuperación	72.0 ± 9.9*	9.8 ± 3.7*	0.066 ± 0.008	13.9 ± 5.6*	2.69 ± 1.40*†	2.57 ± 1.4

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	16.0 ± 5.1†	0.6 ± 0.4	0.246 ± 0.020	-	-	-
Resp. Contr.	47.9 ± 15.9*†	2.3 ± 1.2*†	0.199 ± 0.010*†	-	-	-
Parado	26.0 ± 11.8*†	3.0 ± 2.0*†	0.245 ± 0.027	-	-	-
Ejercicio	7.2 ± 2.1*	1.0 ± 0.4	0.242 ± 0.024	30.9 ± 11.4	4.0 ± 1.5	0.541 ± 0.102
Recuperación	26.8 ± 9.9*†	4.0 ± 2.4*†	0.257 ± 0.036	27.9 ± 9.9	4.1 ± 2.4	0.278 ± 0.043†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.14 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para la presión media, durante las cinco maniobras.

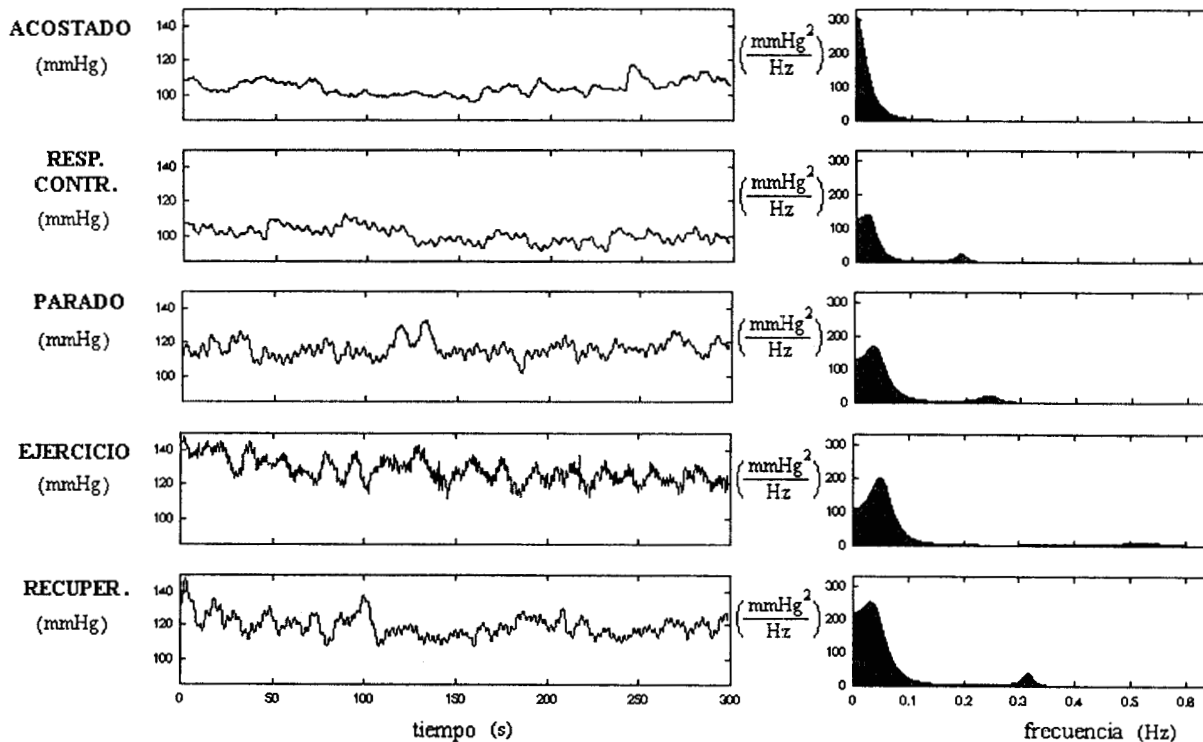


Figura 5.11.1.14.

En la tabla 5.11.1.15 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para la presión media, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.15. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION ARTERIAL MEDIA (n = 15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	69.2 ± 9.5†	2.1 ± 1.0†	0.052 ± 0.002	24.7 ± 9.1†	0.77 ± 0.51†	0.102 ± 0.004
Resp. Cont.	43.7 ± 15.3*	0.9 ± 0.5*†	0.049 ± 0.002*†	18.4 ± 6.4*	0.38 ± 0.19*†	0.110 ± 0.004*†
Parado	57.8 ± 7.8*†	3.1 ± 1.2*†	0.055 ± 0.003*†	24.6 ± 8.5†	1.25 ± 0.59*	0.102 ± 0.004†
Ejercicio	43.3 ± 10.9*	4.1 ± 1.9*	0.052 ± 0.003	16.7 ± 6.9*	1.49 ± 0.54*	0.104 ± 0.003*
Recuperación	57.8 ± 11.8*†	4.0 ± 1.6*	0.055 ± 0.004*†	24.4 ± 9.2†	1.74 ± 1.00*	0.103 ± 0.003

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	93.9 ± 3.7†	2.9 ± 1.4†	0.064 ± 0.005	3.0 ± 1.5†	15.39 ± 5.78†	-
Resp. Cont.	62.0 ± 17.5*	1.3 ± 0.6*†	0.066 ± 0.008	2.1 ± 0.8†	1.63 ± 1.06*†	-
Parado	82.3 ± 8.7*†	4.3 ± 1.5*†	0.069 ± 0.005*	5.3 ± 1.9*†	4.65 ± 2.50*	-
Ejercicio	60.0 ± 15.1*	5.6 ± 2.3*	0.067 ± 0.004	9.2 ± 3.3*	8.70 ± 2.30*	1.50 ± 0.80
Recuperación	82.1 ± 6.3*†	5.7 ± 2.0*	0.069 ± 0.006*	7.0 ± 2.6*†	4.86 ± 1.78*	4.59 ± 2.20

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	6.1 ± 3.7	0.2 ± 0.1†	0.227 ± 0.016†	-	-	-
Resp. Cont.	38.0 ± 17.5.*†	0.8 ± 0.6*	0.213 ± 0.015*†	-	-	-
Parado	17.7 ± 8.7*†	1.0 ± 0.6*†	0.234 ± 0.026†	-	-	-
Ejercicio	6.9 ± 1.1	0.6 ± 0.2*	0.256 ± 0.017*	40.0 ± 15.1	3.9 ± 2.2	0.624 ± 0.074
Recuperación	16.9 ± 6.2*†	1.2 ± 0.7*†	0.248 ± 0.033*	17.9 ± 6.3†	1.3 ± 0.8†	0.268 ± 0.040†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.15 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para la presión diastólica, durante las cinco maniobras.

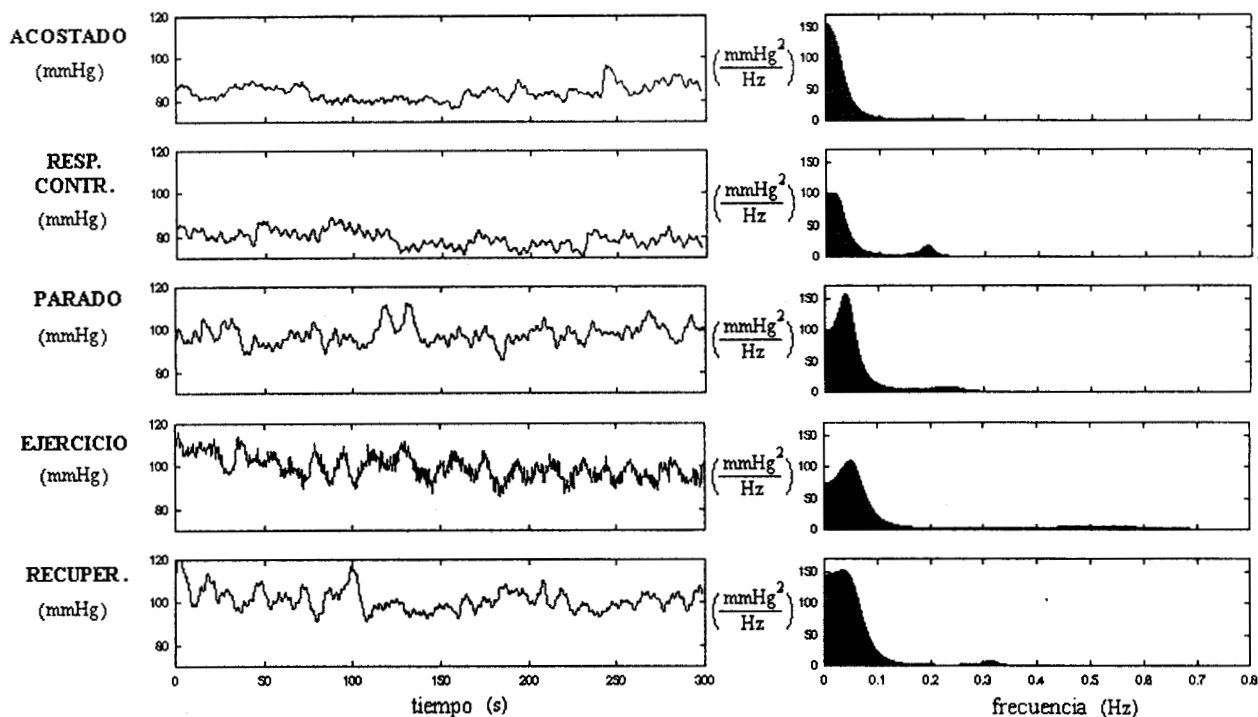


Figura 5.11.1.15.

En la tabla 5.11.1.16 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para la presión diastólica, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.16. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION ARTERIAL DIASTOLICA (n = 15)

Maniobra	Componente de Baja Parcial			Componente de Intermedia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	67.0 ± 11.7†	2.0 ± 1.1	0.051 ± 0.002†	19.7 ± 7.6	0.6 ± 0.3†	0.103 ± 0.003
Resp. Cont.	30.2 ± 14.0*†	0.8 ± 0.6*†	0.050 ± 0.001†	17.8 ± 7.0	0.4 ± 0.2†	0.114 ± 0.004*†
Parado	60.8 ± 11.3†	2.5 ± 1.1	0.056 ± 0.003*†	28.7 ± 11.8*†	1.1 ± 0.6*	0.101 ± 0.004†
Ejercicio	40.6 ± 9.4*	2.2 ± 0.9	0.054 ± 0.003*	20.2 ± 8.3	1.0 ± 0.4*	0.103 ± 0.002
Recuperación	61.1 ± 12.1†	3.1 ± 1.5*†	0.056 ± 0.004*†	28.1 ± 10.7*†	1.3 ± 0.7*	0.102 ± 0.003

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.1.16. (Continuación) RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA PRESION ARTERIAL DIASTOLICA (n = 15)

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (mmHg ² /Hz)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	86.7 ± 10.2†	2.6 ± 1.3	0.064 ± 0.005†	2.9 ± 1.4†	6.52 ± 2.70	-
Resp. Cont.	48.0 ± 15.4*†	1.2 ± 0.7*†	0.074 ± 0.009*†	2.4 ± 1.2†	0.92 ± 0.50*†	-
Parado	89.4 ± 5.8†	3.6 ± 1.4*	0.070 ± 0.007*	4.1 ± 1.4*†	8.43 ± 3.26†	-
Ejercicio	60.8 ± 14.1*	3.3 ± 1.1	0.069 ± 0.005*	5.3 ± 1.3*	7.15 ± 1.90	1.55 ± 0.78
Recuperación	89.3 ± 4.2†	4.4 ± 1.8*†	0.071 ± 0.008*	5.0 ± 2.0*	9.30 ± 2.70†	8.27 ± 2.53†

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (mmHg ² /Hz)	Frecuencia (Hz)
Acostado	13.3 ± 10.2	0.3 ± 0.1	0.250 ± 0.021	-	-	-
Resp. Cont.	52.0 ± 15.4*†	1.2 ± 0.5*†	0.207 ± 0.009*†	-	-	-
Parado	10.6 ± 5.8	0.5 ± 0.5	0.222 ± 0.014*†	-	-	-
Ejercicio	8.5 ± 3.0	0.4 ± 0.6	0.251 ± 0.017	39.2 ± 14.1	2.0 ± 0.8	0.572 ± 0.094
Recuperación	9.6 ± 4.3	0.5 ± 0.3	0.229 ± 0.022*†	10.8 ± 4.2†	0.5 ± 0.3†	0.276 ± 0.041†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.1.16 se muestran las señales en el tiempo con su respectivo espectro para la respiración, durante las cinco maniobras.

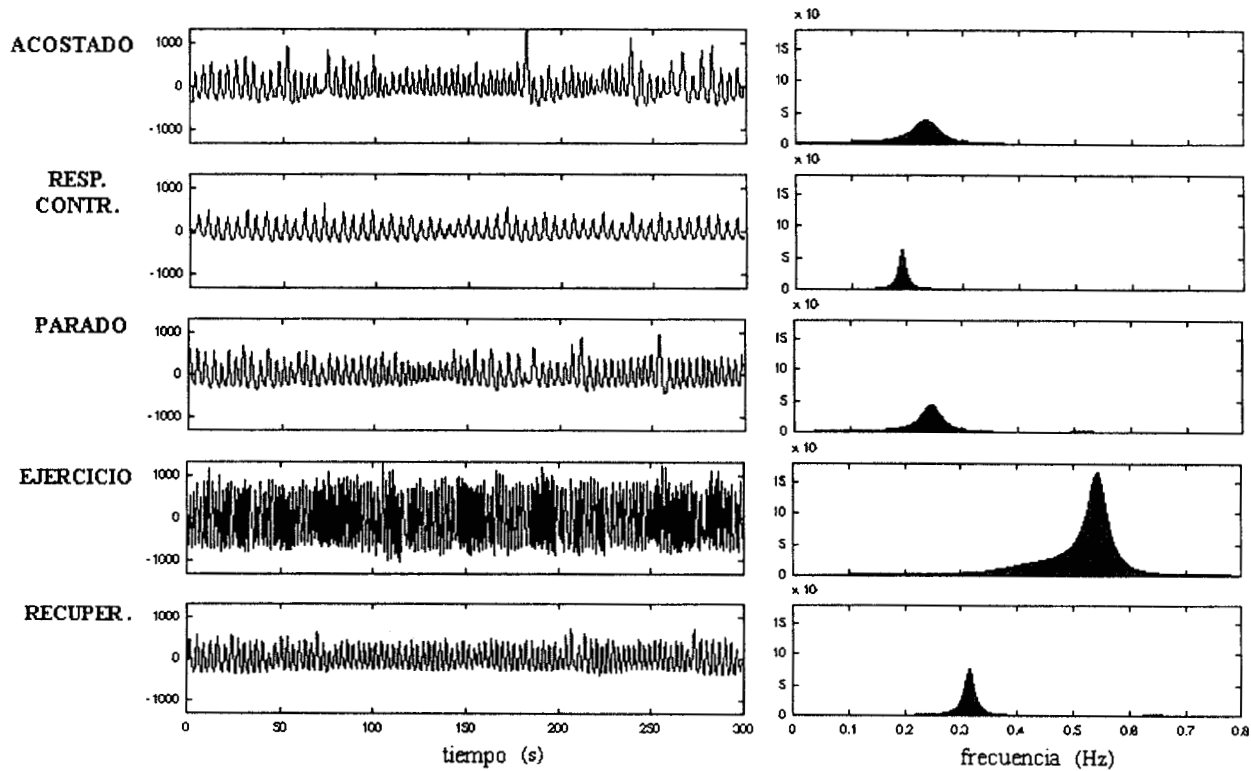


Figura 5.11.1.16.

En la tabla 5.11.1.17 se reportan los resultados de los índices del análisis espectral para la respiración, durante las maniobras.

TABLA 5.11.1.17. RESULTADOS POR EL ANALISIS ESPECTRAL PARA LA RESPIRACION (n=15)

Maniobra	Componente de Baja Estándar			Potencia Total (UA)	Relación B/A Estándar	Relación B/A Amplia
	Normalizada (%)	Absoluta (UA)	Frecuencia (Hz)			
Acostado	10.9 ± 4.5†	2787 ± 1567†	0.095 ± 0.010	25801 ± 9589†	0.12 ± 0.05†	-
Resp. Cont.	5.4 ± 4.3*	3187 ± 2740†	0.102 ± 0.004*†	68290 ± 38694*†	0.06 ± 0.05†	-
Parado	13.0 ± 9.0†	2343 ± 1676†	0.094 ± 0.007	23541 ± 18080†	0.15 ± 0.17†	-
Ejercicio	6.3 ± 3.6*	6653 ± 5186*	0.096 ± 0.006	97718 ± 70406*	0.40 ± 0.27*	0.07 ± 0.04
Recuperación	4.8 ± 2.7*	950 ± 961†	0.096 ± 0.011	19036 ± 10173†	0.06 ± 0.10†	0.05 ± 0.03

Maniobra	Componente de Alta Estándar			Componente de Alta Amplia		
	Normalizada (%)	Absoluta (UA)	Frecuencia (Hz)	Normalizada (%)	Absoluta (UA)	Frecuencia (Hz)
Acostado	89.1 ± 4.5†	22981 ± 8452	0.267 ± 0.034	-	-	-
Resp. Cont.	94.6 ± 4.3†	65104 ± 38002*†	0.204 ± 0.012*†	-	-	-
Parado	87.1 ± 9.0†	21198 ± 18043	0.268 ± 0.040	-	-	-
Ejercicio	15.6 ± 10.6*	16028 ± 15138	0.278 ± 0.032	93.8 ± 3.6	94890 ± 61552	0.55 ± 0.09
Recuperación	74.9 ± 16.4*†	14978 ± 9701	0.285 ± 0.037	95.2 ± 2.7	18086 ± 9409†	0.34 ± 0.07†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

UA = Unidad Arbitraria.

En la figura 5.11.1.18 se visualiza un ejemplo representativo de la coherencia existente entre la respiración y el intervalo R - R, durante las maniobras.

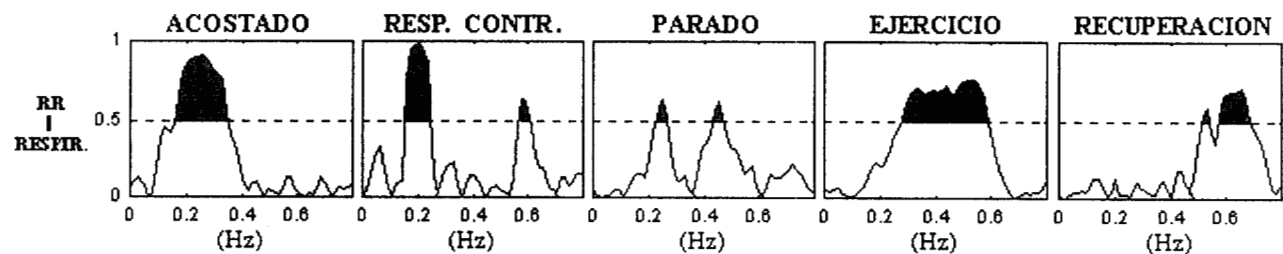


Figura 5.11.1.18.

En la figura 5.11.1.19 se muestra un ejemplo típico de la coherencia entre el tiempo de eyección y las variables respiración y RR, así como la coherencia entre el tiempo de eyección por impedancia y las variables respiración y RR.

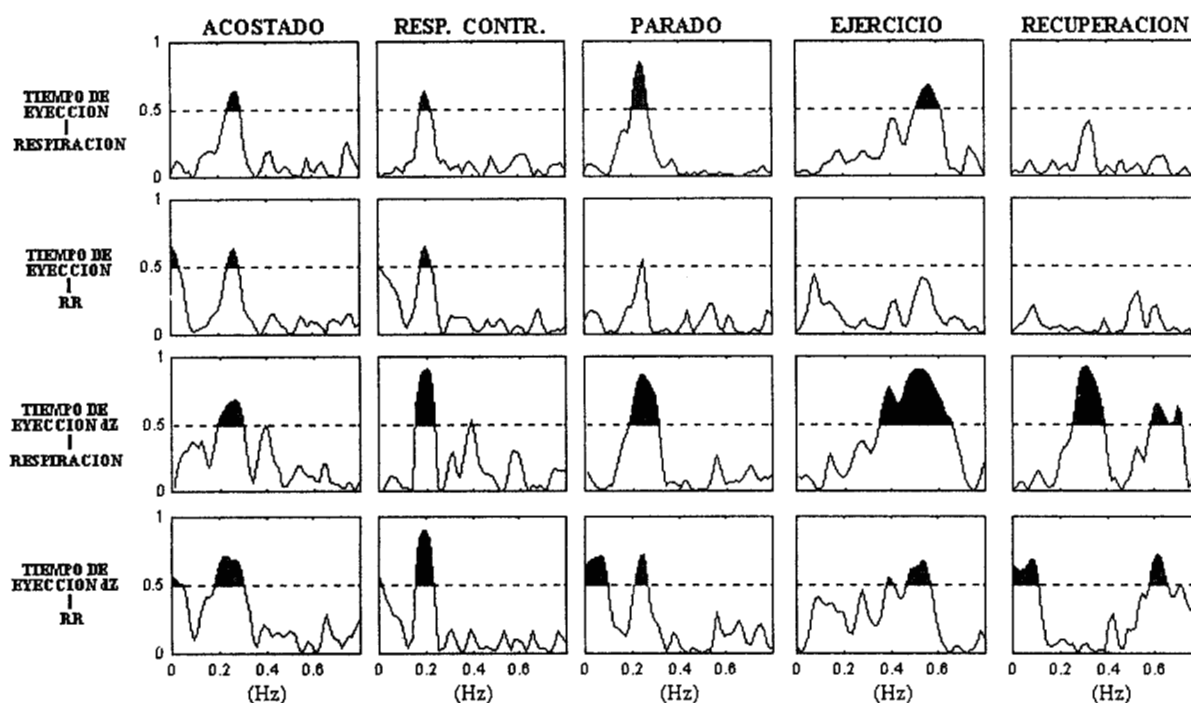


Figura 5.11.1.19.

En la figura 5.11.1.20 se visualiza un ejemplo representativo de la coherencia existente entre el periodo de pre - eyección y las variables: respiración, intervalo RR, sístole electromecánica, tiempo de eyección y periodo de pre - eyección por impedancia, así como el periodo de pre - eyección por impedancia y las variables: respiración, RR, sístole electromecánica y tiempo de eyección por impedancia.

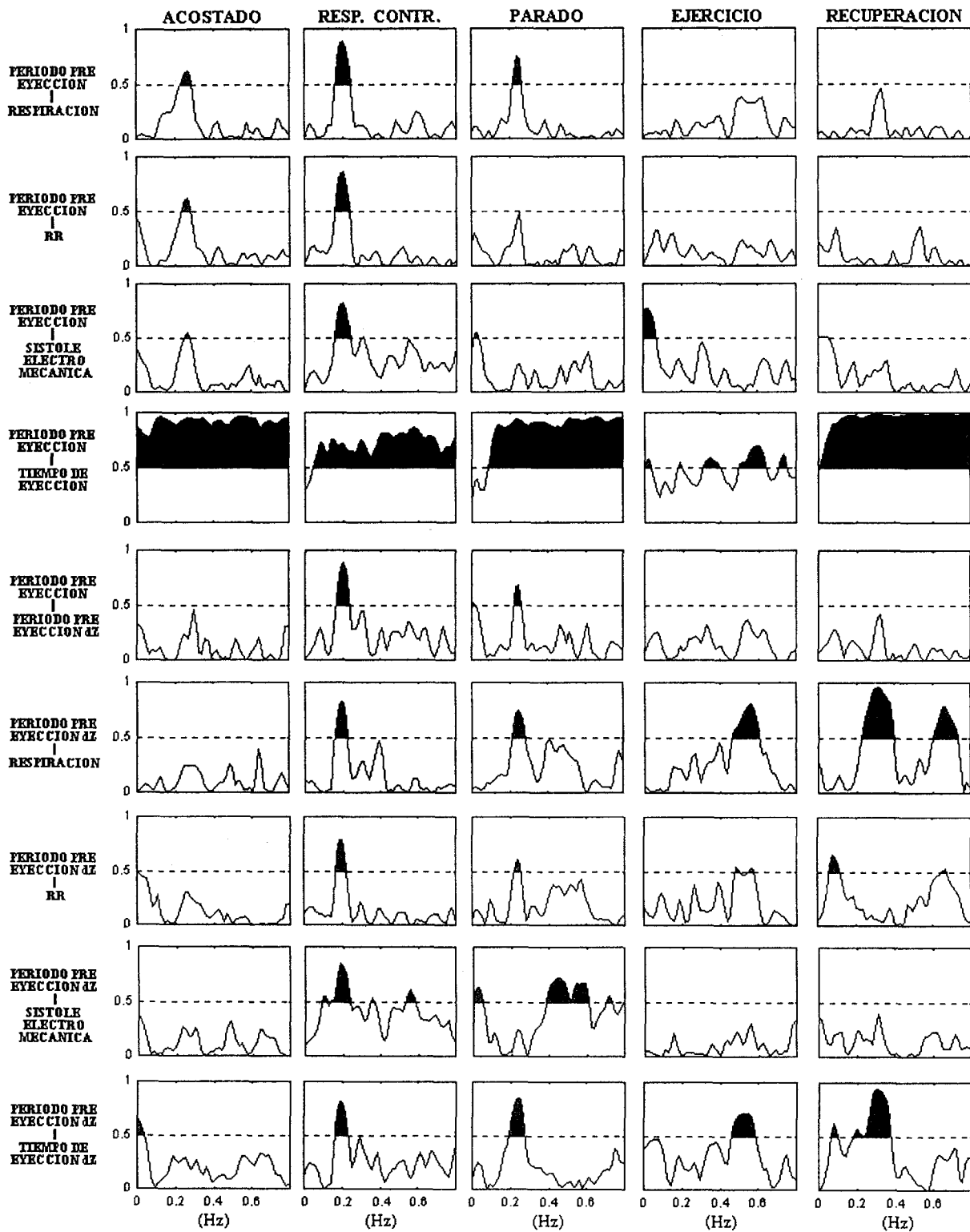


Figura 5.11.1.20.

En la figura 5.11.1.21 se muestra un ejemplo típico de la coherencia entre la sístole electromecánica y las variables RR y respiración.

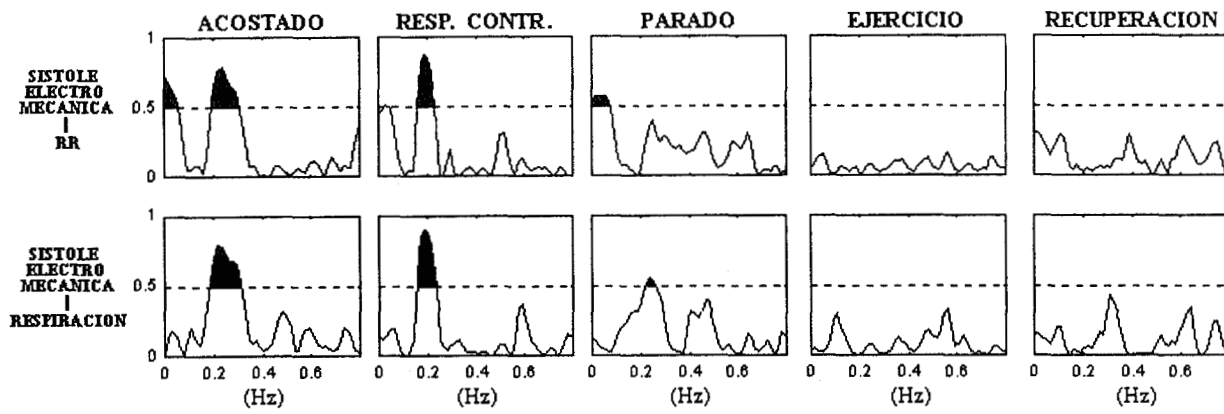


Figura 5.11.1.21.

En la figura 5.11.1.22 se visualiza un ejemplo representativo de la coherencia existente entre el tiempo diastólico y las variables respiración, RR y sístole electromecánica.

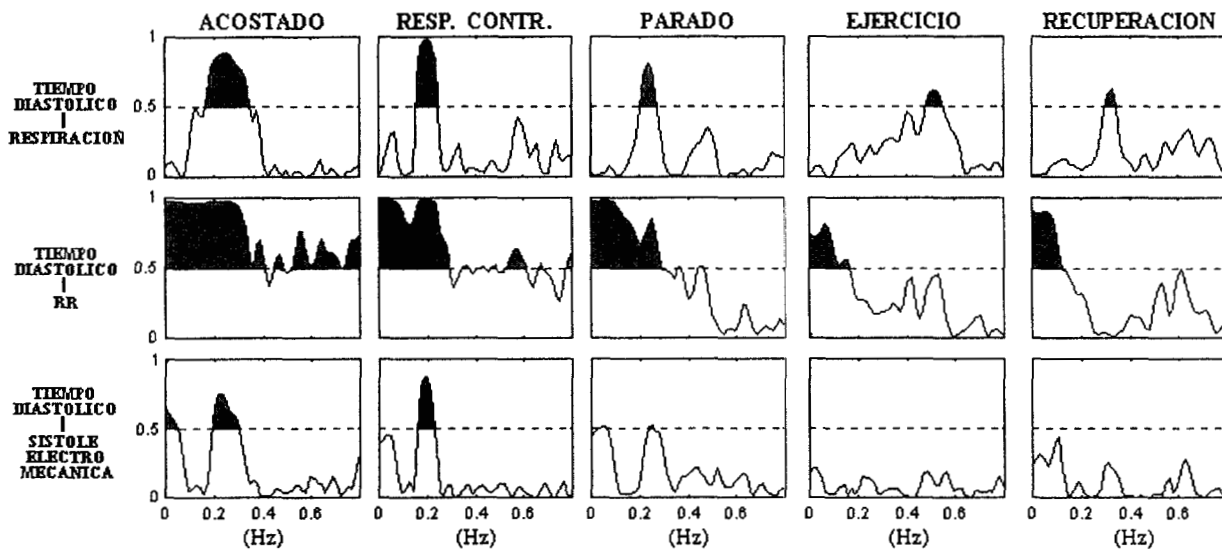


Figura 5.11.1.22.

En la figura 5.11.1.23 se muestra un ejemplo típico de la coherencia entre la amplitud máxima de la derivada de la onda de impedancia y las variables respiración, RR, periodo de pre - eyección, periodo de pre - eyección por impedancia y la sístole electromecánica.

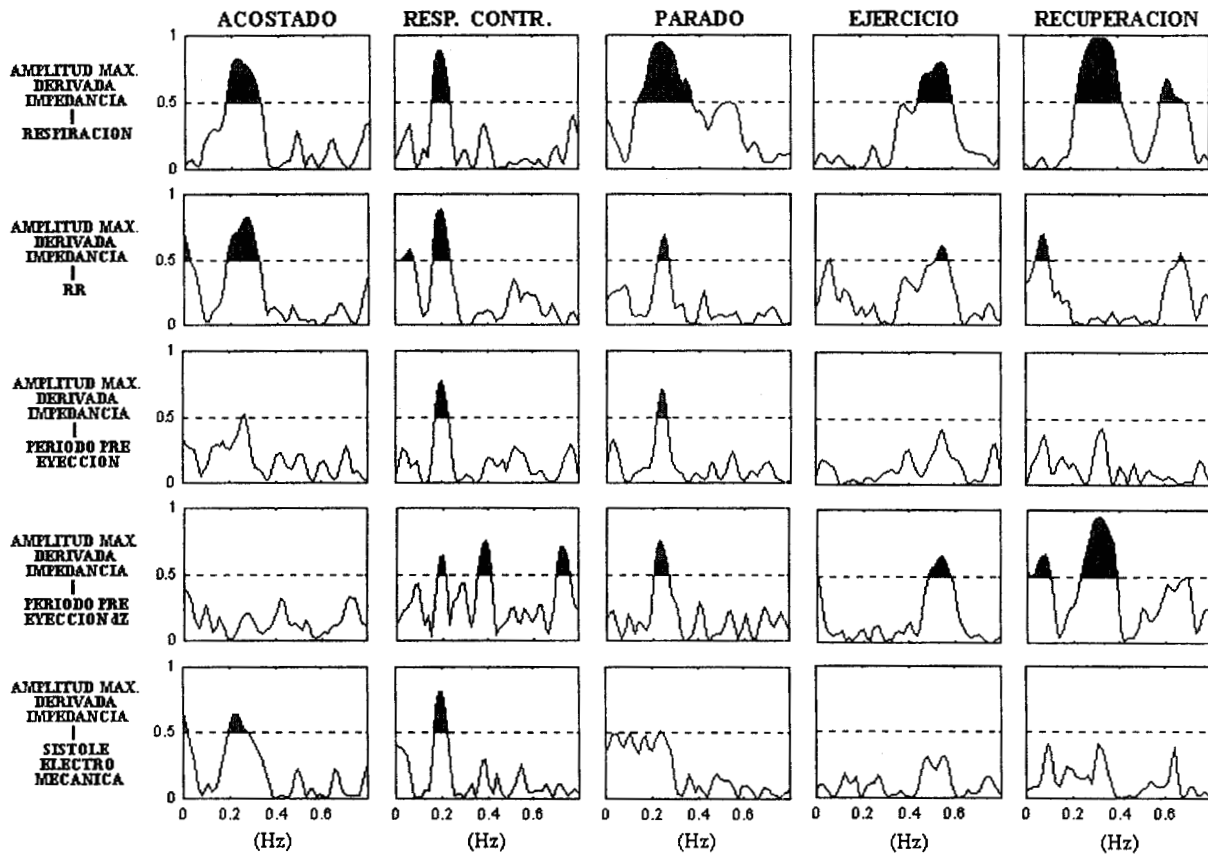


Figura 5.11.1.23.

En la figura 5.11.1.24 se visualiza un ejemplo representativo de la coherencia existente entre el volumen sistólico y las variables respiración, RR, tiempo de eyección por impedancia, tiempo diastólico, sístole electromecánica y periodo de pre - eyección por impedancia.

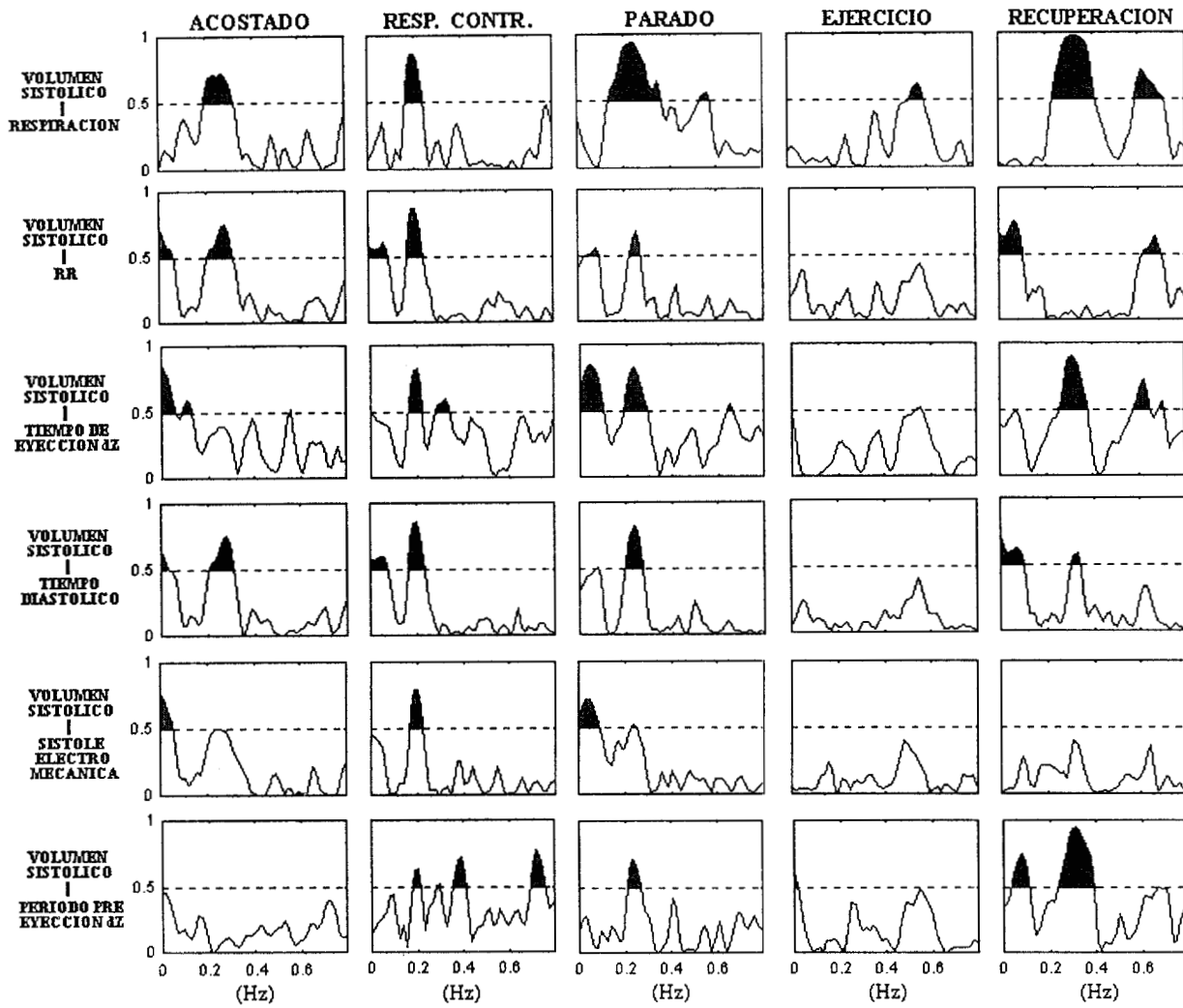


Figura 5.11.1.24.

En la figura 5.11.1.25 se muestra un ejemplo típico de la coherencia entre el gasto cardiaco y las variables respiración, RR, tiempo de eyección por impedancia, periodo de pre - eyección, sístole electromecánica, tiempo diastólico y volumen sistólico.

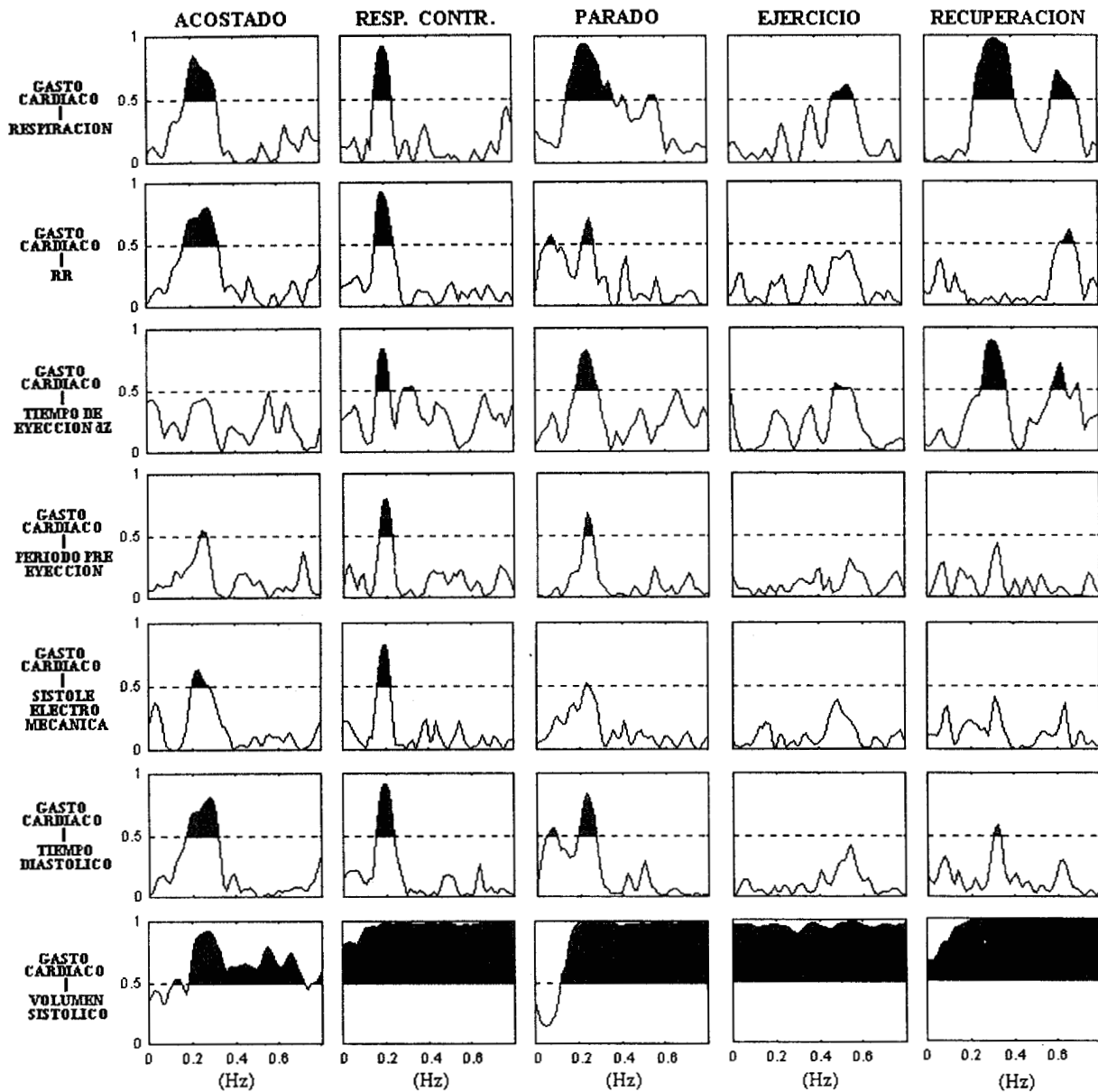


Figura 5.11.1.25.

En la figura 5.11.1.26 se visualiza un ejemplo representativo de la coherencia existente entre la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección y las variables respiración, RR, periodo de pre - eyección, tiempo de eyección por impedancia, sístole electromecánica, tiempo diastólico, gasto cardiaco y volumen sistólico.

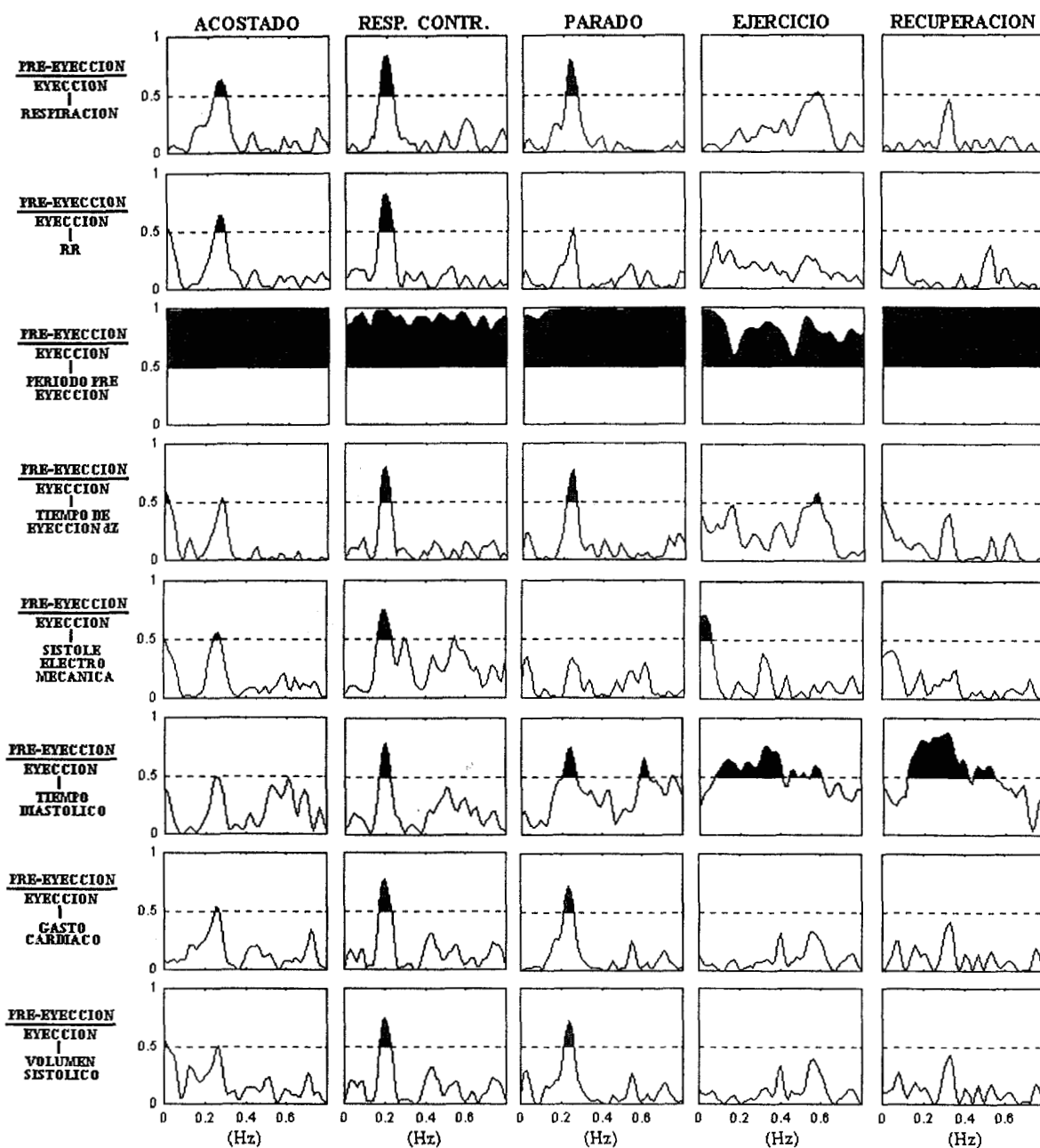


Figura 5.11.1.26.

En la figura 5.11.1.27 se muestra un ejemplo típico de la coherencia entre el índice de Hill y las variables respiración, RR, periodo de pre - eyección por impedancia, tiempo de eyección por impedancia, gasto cardiaco, volumen sistólico, sístole electromecánica, tiempo diastólico y amplitud máxima de la derivada de la onda de impedancia.

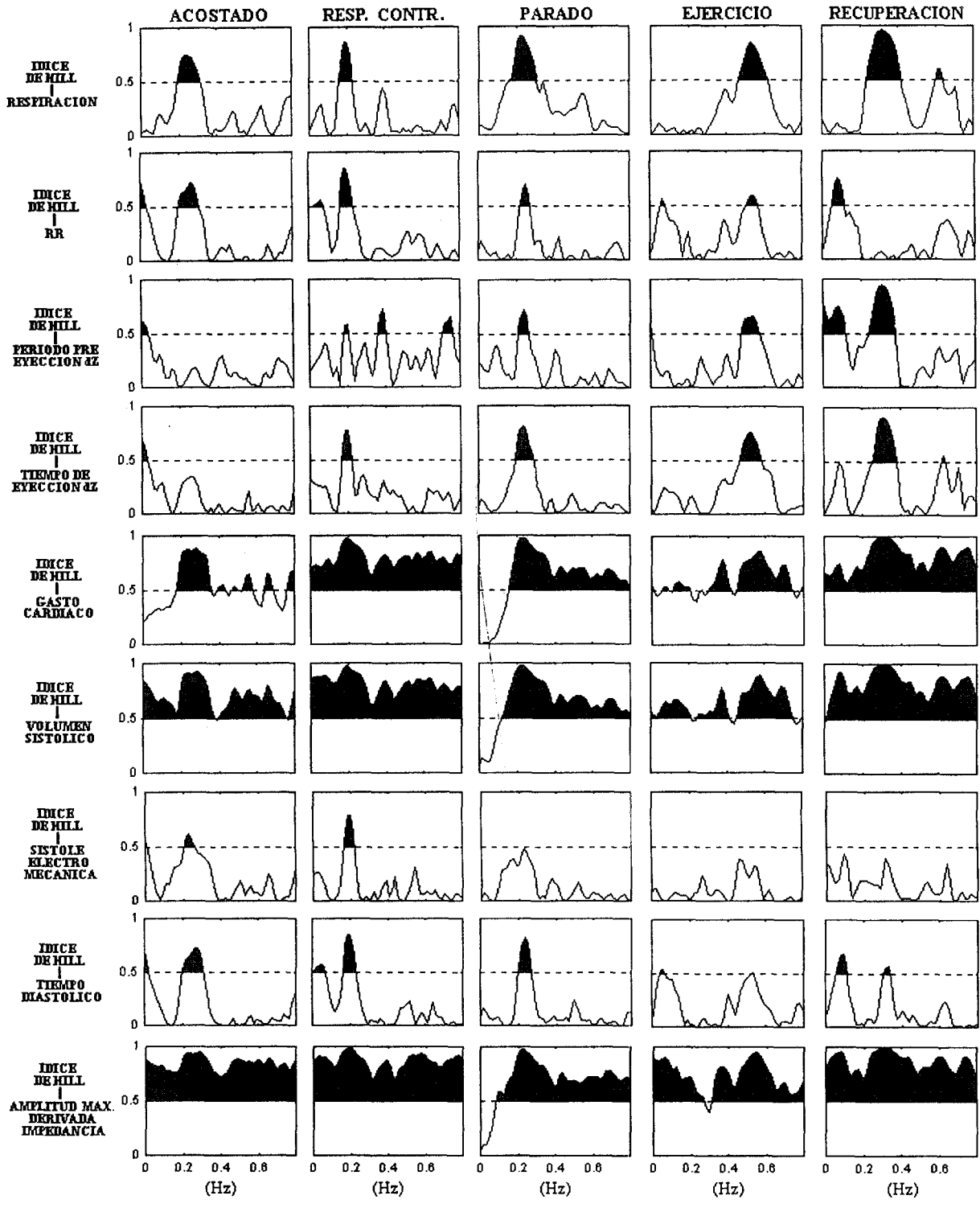


Figura 5.11.1.27.

En la figura 5.11.1.28 se visualiza un ejemplo representativo de la coherencia existente entre la presión sistólica y las variables respiración, RR, volumen sistólico, gasto cardiaco, periodo de pre - eyección por impedancia, tiempo de eyección y el índice de Hill.

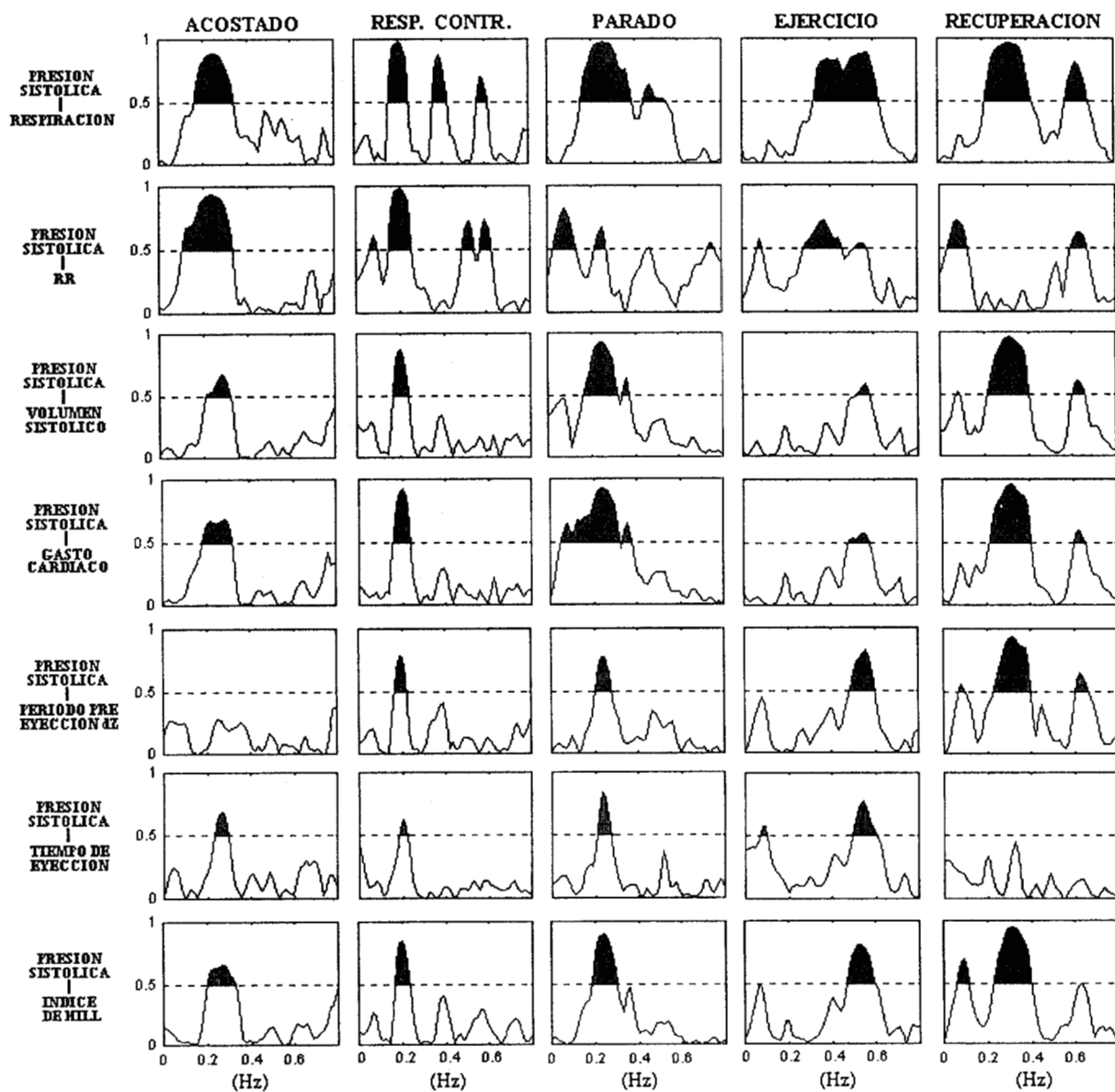


Figura 5.11.1.28.

COORDINACION DE SERVICIOS
 DOCUMENTALES • BIBLIOTECA

En la figura 5.11.1.29 se muestra un ejemplo típico de la coherencia entre la presión media y las variables respiración, RR, volumen sistólico, gasto cardiaco, periodo de pre - eyección por impedancia, tiempo de eyección, índice de Hill y presión sistólica.

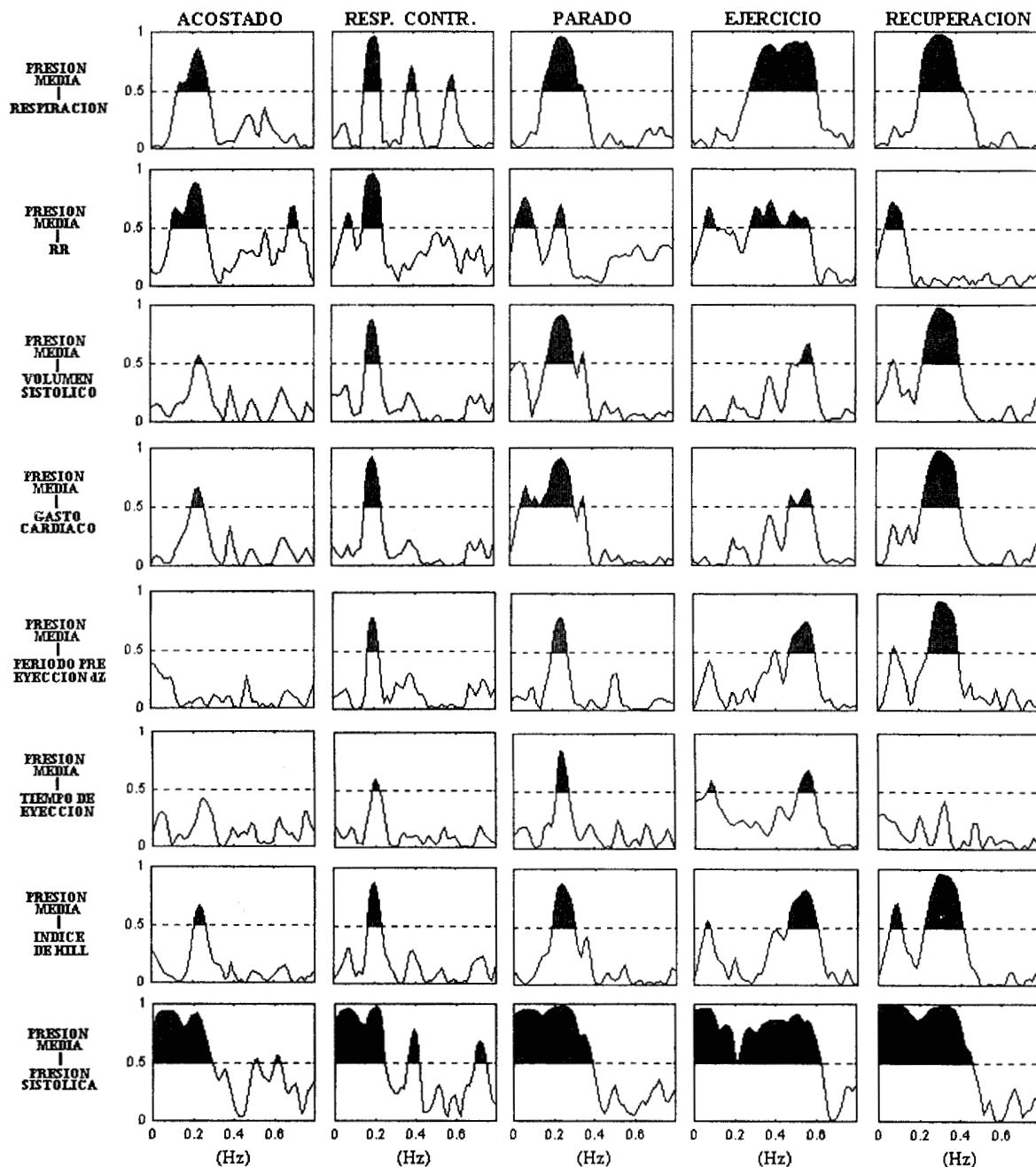


Figura 5.11.1.29.

En la figura 5.11.1.30 se visualiza un ejemplo representativo de la coherencia existente entre la presión diastólica y las variables respiración, RR, volumen sistólico, gasto cardiaco, periodo de pre - eyección por impedancia, tiempo de eyección y el índice de Hill, presión sistólica y presión media.

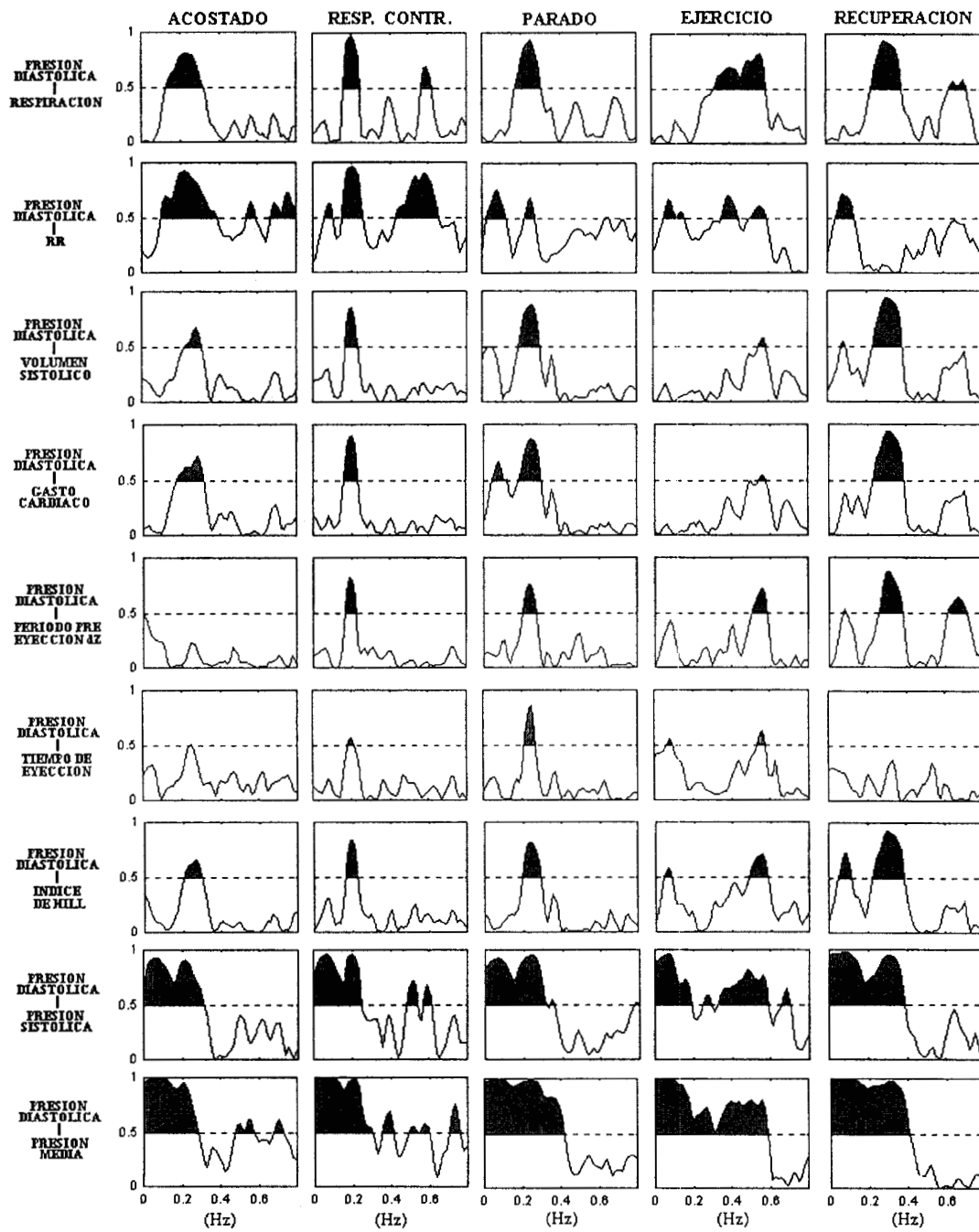


Figura 5.11.1.30.

En la figura 5.11.1.31 se muestran las regresiones (con sus parámetros) para los índices temporales y espectrales de las cinco maniobras, de los tiempos de eyección calculados del pulso en la oreja (método tradicional) y de la derivada de la cardioimpedancia (dZ)

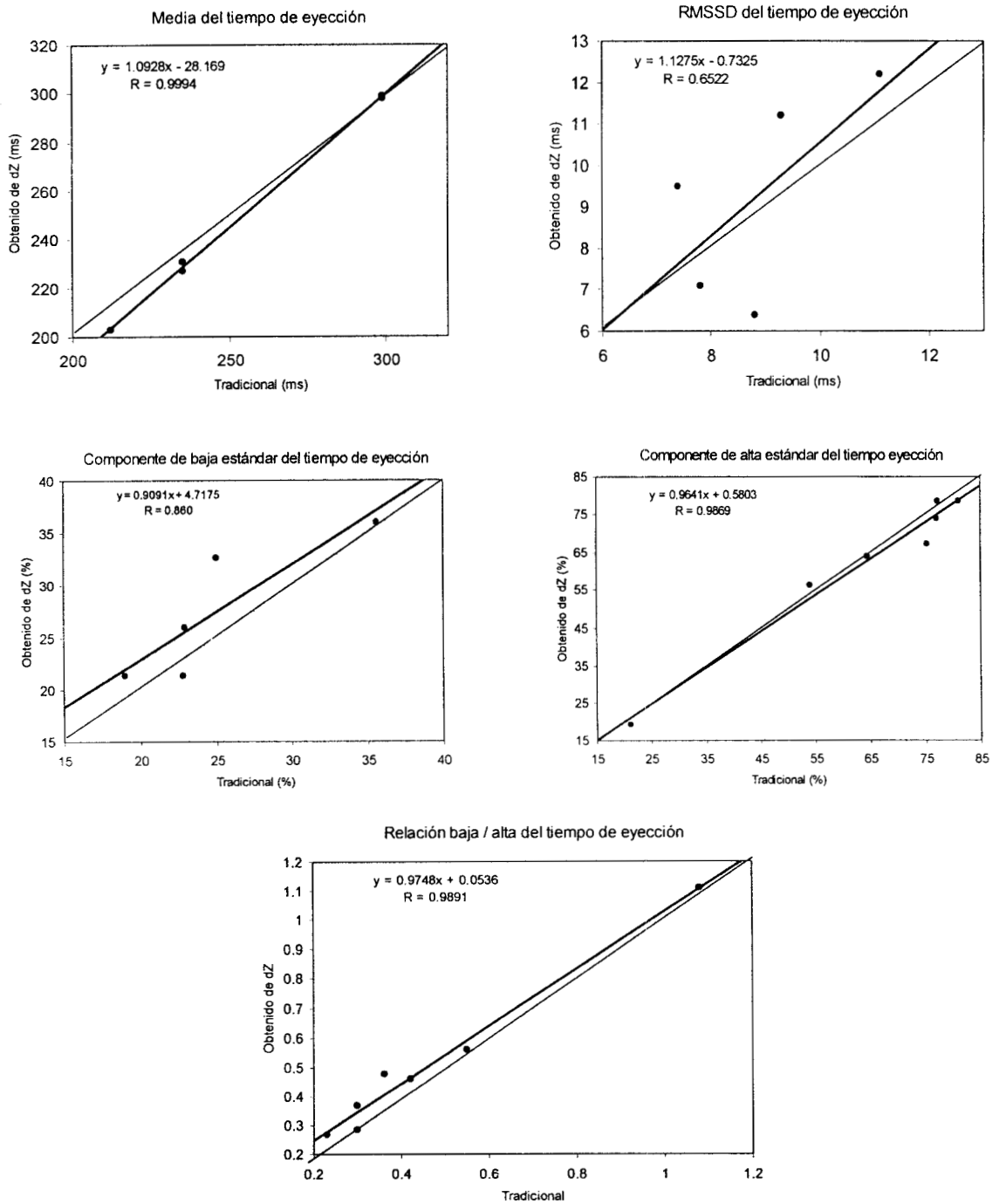


Figura 5.11.1.31.

En la figura 5.11.1.32 se muestran las regresiones (con sus parámetros) para los índices temporales y espectrales de las cinco maniobras, de los periodos de pre - eyección calculados del pulso en la oreja (método tradicional) y de la derivada de la cardioimpedancia (dZ)

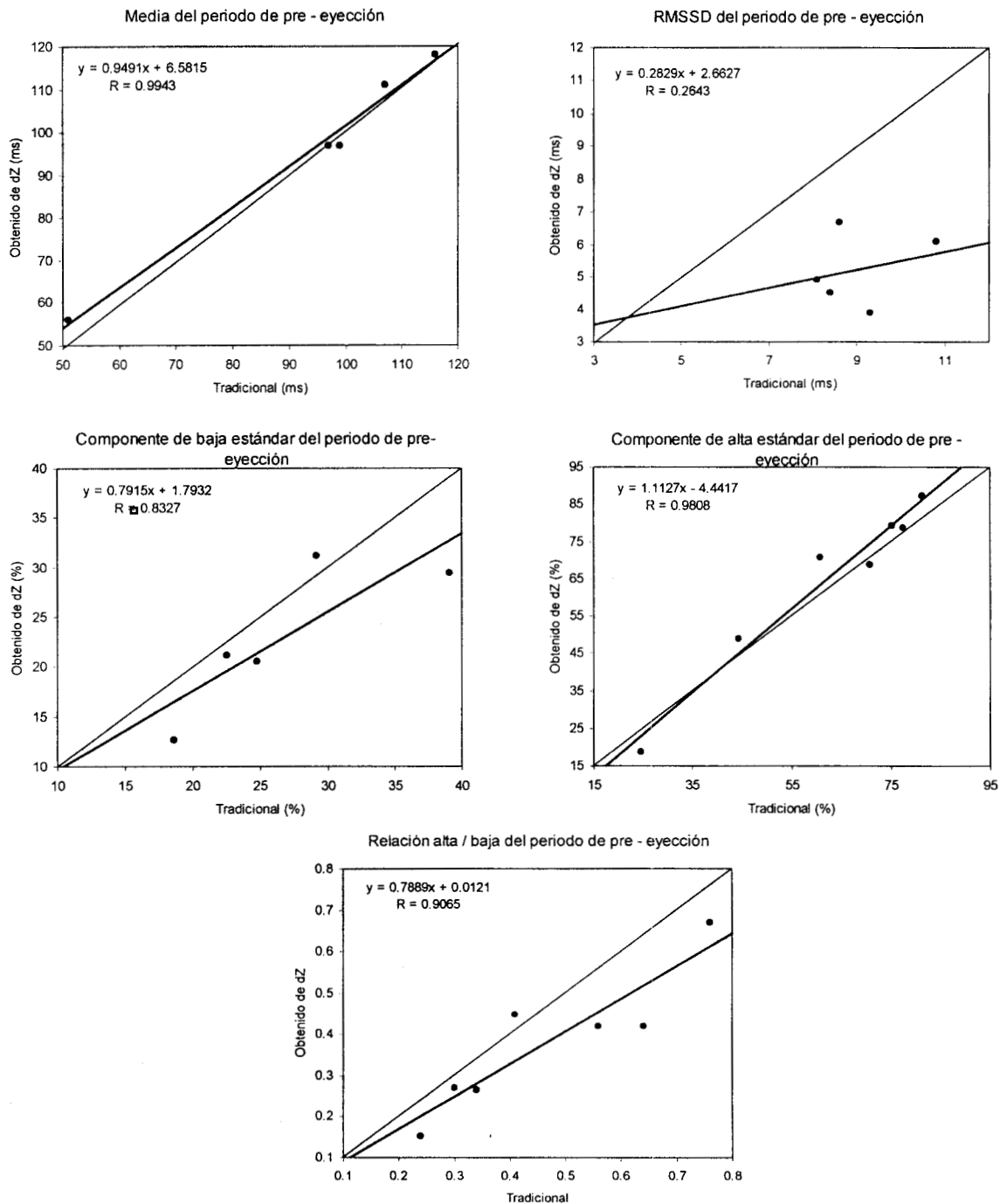


Figura 5.11.1.32

5.11.2. Análisis por el log del espectro de las variables cardiovasculares.

En la tabla 5.11.2.1 se reportan los resultados de los índices por el análisis entre log potencia - log frecuencia de las variables cardiovasculares, durante las maniobras.

TABLA 5.11.2.1. RESULTADOS POR EL log ESPECTRO - log FRECUENCIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 15)

Maniobra	Intervalo R - R			Tiempo de Eyección		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Acostado	-2.16 ± 0.24†	5.60 ± 0.50†	0.40 ± 0.33	-1.57 ± 0.24†	-0.60 ± 0.29†	-0.67 ± 0.04†
Resp. Cont.	-1.93 ± 0.24†	5.17 ± 0.45*†	0.44 ± 0.35	-1.18 ± 0.58*†	-0.30 ± 0.41*†	-0.72 ± 0.07†
Parado	-2.04 ± 0.21†	5.54 ± 0.38†	0.52 ± 0.22	-1.22 ± 0.31*†	0.01 ± 0.23*†	-0.73 ± 0.10†
Ejercicio	-1.46 ± 0.23*	3.32 ± 0.41*	-0.24 ± 0.29	-0.54 ± 0.16*	0.67 ± 0.19*	-0.43 ± 0.61*
Recuperación	-1.78 ± 0.19*†	4.95 ± 0.42*†	0.41 ± 0.31	-0.78 ± 0.20*	0.47 ± 0.32*	-0.66 ± 0.10†

Maniobra	Sístole Electromecánica			Periodo de Pre - eyección		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Acostado	-1.96 ± 0.27†	-1.49 ± 0.40†	-0.76 ± 0.05†	-1.70 ± 0.31†	-0.67 ± 0.37†	-0.71 ± 0.04†
Resp. Cont.	-1.62 ± 0.34*†	-0.73 ± 0.56*†	-0.75 ± 0.05†	-1.44 ± 0.36*†	-0.03 ± 0.40*†	-0.68 ± 0.07†
Parado	-1.66 ± 0.29*†	-0.69 ± 0.32*†	-0.82 ± 0.07†	-1.20 ± 0.19*†	0.04 ± 0.22*†	-0.74 ± 0.07†
Ejercicio	-0.69 ± 0.29*	0.56 ± 0.21*	-0.67 ± 0.13*	-0.38 ± 0.21*	0.86 ± 0.23*	-0.51 ± 0.20*
Recuperación	-1.38 ± 0.27*†	-0.28 ± 0.51*†	-0.86 ± 0.05*†	-0.76 ± 0.25*†	0.56 ± 0.37*†	-0.66 ± 0.14†

Maniobra	Tiempo Diastólico			Tiempo de Eyección dZ		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Acostado	-2.06 ± 0.25†	0.38 ± 0.30	-0.77 ± 0.04	-1.35 ± 0.50†	-0.54 ± 0.27†	-0.68 ± 0.05†
Resp. Cont.	-1.80 ± 0.24*†	0.59 ± 0.30	-0.77 ± 0.04	-1.34 ± 0.31†	-0.28 ± 0.35*†	-0.68 ± 0.08†
Parado	-1.97 ± 0.17†	0.53 ± 0.15	-0.84 ± 0.03*†	-1.30 ± 0.23†	-0.18 ± 0.24*†	-0.75 ± 0.06*†
Ejercicio	-1.00 ± 0.19*	0.56 ± 0.22	-0.79 ± 0.08	-0.36 ± 0.17*	0.99 ± 0.30*	-0.42 ± 0.15*
Recuperación	-1.47 ± 0.37*†	0.74 ± 0.18	-0.82 ± 0.05*†	-1.06 ± 0.13*†	0.13 ± 0.20*†	-0.78 ± 0.06*†

Maniobra	Amplitud Máxima dZ			Volumen Sistólico		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Acostado	-1.52 ± 0.21†	-3.33 ± 0.34†	-0.66 ± 0.06†	-1.54 ± 0.16†	-0.14 ± 0.14†	-0.67 ± 0.05†
Resp. Cont.	-1.41 ± 0.32†	-3.10 ± 0.39*†	-0.70 ± 0.09†	-1.43 ± 0.25†	-0.09 ± 0.24†	-0.70 ± 0.08†
Parado	-0.76 ± 0.24*†	-2.59 ± 0.30*†	-0.57 ± 0.15*†	-0.91 ± 0.19*†	0.17 ± 0.21*†	-0.64 ± 0.11†
Ejercicio	-0.13 ± 0.09*	-0.97 ± 0.19*	-0.25 ± 0.18*	-0.18 ± 0.11*	1.63 ± 0.31*	-0.30 ± 0.16*
Recuperación	-0.46 ± 0.19*†	-2.25 ± 0.27*†	-0.46 ± 0.16*†	-0.58 ± 0.20*†	0.38 ± 0.20*†	-0.56 ± 0.15*†

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

TABLA 5.11.2.1. (Continuación) RESULTADOS POR EL log ESPECTRO - log FRECUENCIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 15)

Maniobra	Gasto Cardíaco			Periodo de Pre - eyección dZ		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Acostado	-1.41 ± 0.20†	-2.38 ± 0.36†	-0.63 ± 0.06†	-1.48 ± 0.25†	-0.75 ± 0.40	-0.66 ± 0.06†
Resp. Cont.	-1.27 ± 0.31†	-2.18 ± 0.45*†	-0.65 ± 0.09†	-1.37 ± 0.35†	-0.80 ± 0.48	-0.67 ± 0.09†
Parado	-0.81 ± 0.20*†	-1.93 ± 0.28*†	-0.60 ± 0.11†	-1.04 ± 0.22*†	-0.30 ± 0.23	-0.68 ± 0.09†
Ejercicio	-0.13 ± 0.18*	0.01 ± 0.18*	-0.19 ± 0.20*	-0.23 ± 0.21*	0.29 ± 0.40	-0.13 ± 0.59*
Recuperación	-0.40 ± 0.20*†	-1.48 ± 0.28*†	-0.37 ± 0.17*†	-0.85 ± 0.18*†	-0.27 ± 0.16	-0.70 ± 0.09†

Maniobra	Relación Pre - eyección / Eyección			Índice de Hill		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Acostado	-1.55 ± 0.35†	-5.4 ± 0.4	-0.69 ± 0.04†	-1.53 ± 0.22†	-1.42 ± 0.35†	-0.66 ± 0.05†
Resp. Cont.	-1.38 ± 0.30*†	-4.1 ± 1.6	-0.68 ± 0.07†	-1.41 ± 0.36†	-1.25 ± 0.45†	-0.69 ± 0.08†
Parado	-1.16 ± 0.23*†	-4.3 ± 0.3	-0.72 ± 0.08†	-0.92 ± 0.27*†	-0.88 ± 0.31*†	-0.64 ± 0.13†
Ejercicio	-0.35 ± 0.20*	-3.0 ± 0.9	-0.45 ± 0.14*	-0.25 ± 0.11*	1.24 ± 0.25*	-0.36 ± 0.18*
Recuperación	-0.61 ± 0.22*†	-3.7 ± 0.4	-0.57 ± 0.17*†	-0.61 ± 0.26*†	-0.51 ± 0.25*†	-0.55 ± 0.18*†

Maniobra	Presión Arterial Sistólica			Presión Arterial Media		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Acostado	-3.02 ± 0.30†	-2.68 ± 0.36†	-0.87 ± 0.03†	-3.07 ± 0.40†	-2.98 ± 0.46†	-0.87 ± 0.02†
Resp. Cont.	-2.90 ± 0.40†	-2.45 ± 0.33*†	-0.88 ± 0.04†	-2.71 ± 0.30*†	-2.56 ± 0.37*†	-0.88 ± 0.03†
Parado	-2.51 ± 0.19*†	-1.60 ± 0.26*†	-0.88 ± 0.02†	-2.40 ± 0.30*†	-1.98 ± 0.27*†	-0.85 ± 0.03†
Ejercicio	-1.33 ± 0.15*	0.05 ± 0.21*	-0.84 ± 0.04*	-0.94 ± 0.22*	0.26 ± 0.26*	-0.74 ± 0.11*
Recuperación	-2.28 ± 0.28*†	-1.27 ± 0.31*†	-0.87 ± 0.03†	-2.11 ± 0.40*†	-1.61 ± 0.31*†	-0.87 ± 0.03†

Maniobra	Presión Arterial Diastólica			Respiración		
	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.	Pendiente	Intercepto	Coef. Corr.
Acostado	-2.82 ± 0.30†	-2.78 ± 0.36†	-0.85 ± 0.02†	-0.39 ± 0.26	3.50 ± 0.32	-0.29 ± 0.24
Resp. Cont.	-2.47 ± 0.30*†	-2.40 ± 0.34*†	-0.87 ± 0.03†	-0.56 ± 0.35	3.25 ± 0.36	-0.49 ± 0.19
Parado	-2.32 ± 0.26*†	-1.91 ± 0.28*†	-0.84 ± 0.04†	-0.33 ± 0.40	3.52 ± 0.36	-0.34 ± 0.24
Ejercicio	-1.06 ± 0.19*	-0.14 ± 0.16*	-0.75 ± 0.10*	0.38 ± 0.25	4.42 ± 0.31	-0.35 ± 0.21
Recuperación	-2.22 ± 0.28*†	-1.62 ± 0.30*†	-0.87 ± 0.05†	-0.17 ± 0.32	3.42 ± 0.38	-0.21 ± 0.22

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.2.1 se muestran las regresiones entre log potencia - log frecuencia del intervalo R-R, el tiempo diastólico, la sístole electromecánica y la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección.

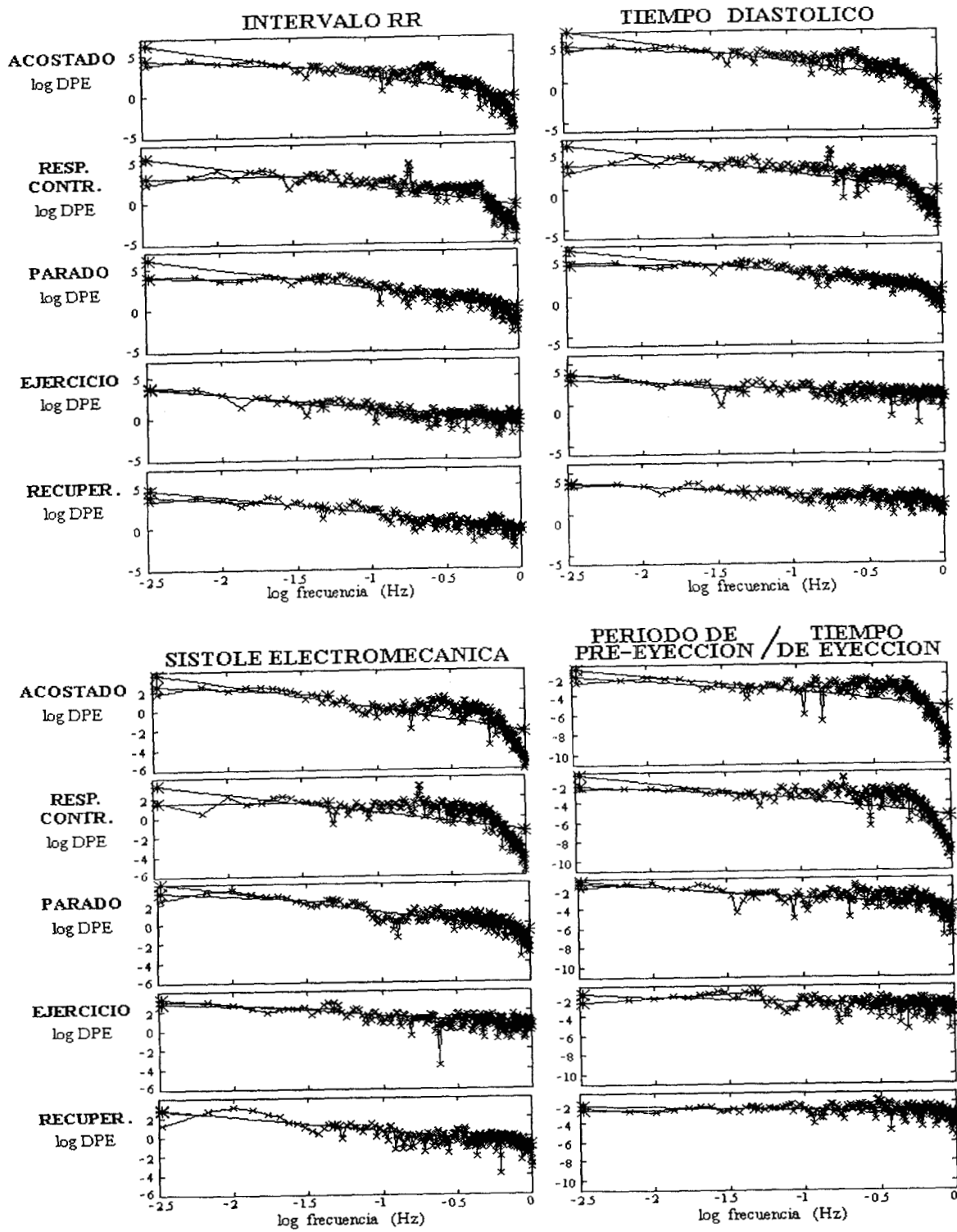


Figura 5.11.2.1.

En la figura 5.11.2.2 se muestran las regresiones entre log potencia - log frecuencia del periodo de pre - eyección, el periodo de pre - eyección obtenido a partir de la onda de impedancia, el tiempo de eyección y el tiempo de eyección obtenido a partir de la onda de impedancia.

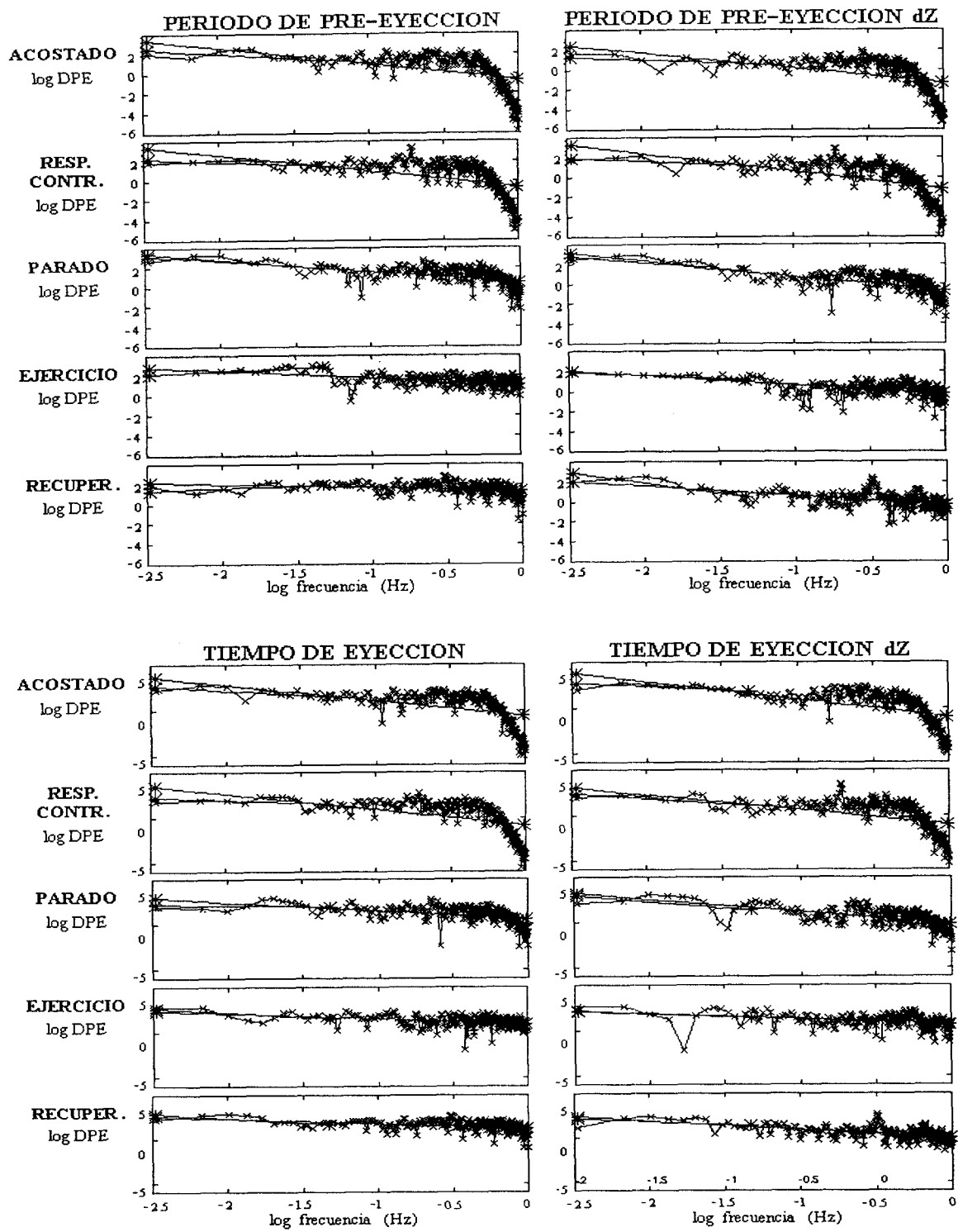


Figura 5.11.2.2.

En la figura 5.11.2.3 se muestran las regresiones entre log potencia - log frecuencia de la amplitud máxima de la derivada de la onda de impedancia, del volumen sistólico, del gasto cardiaco y del índice de Hill.

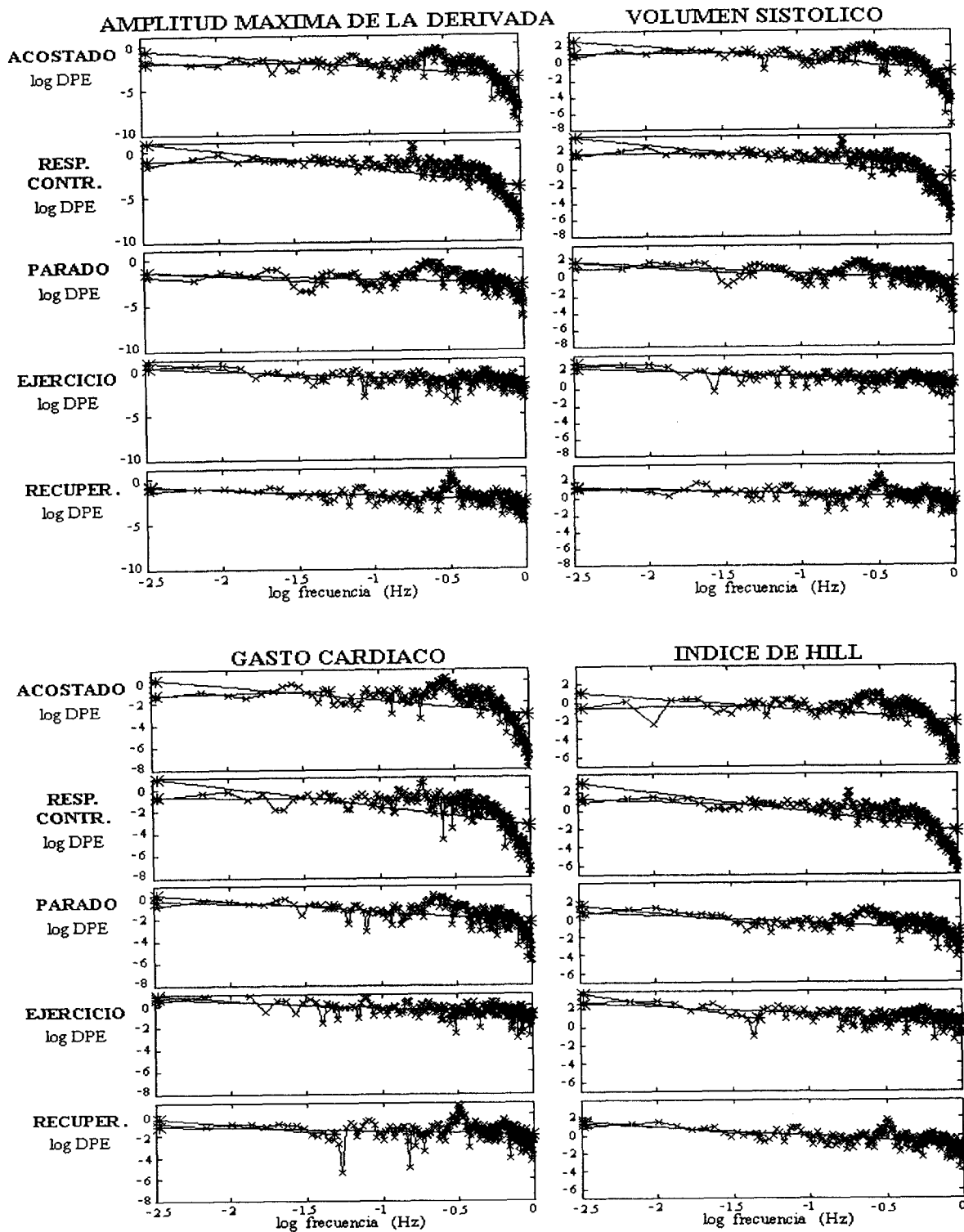
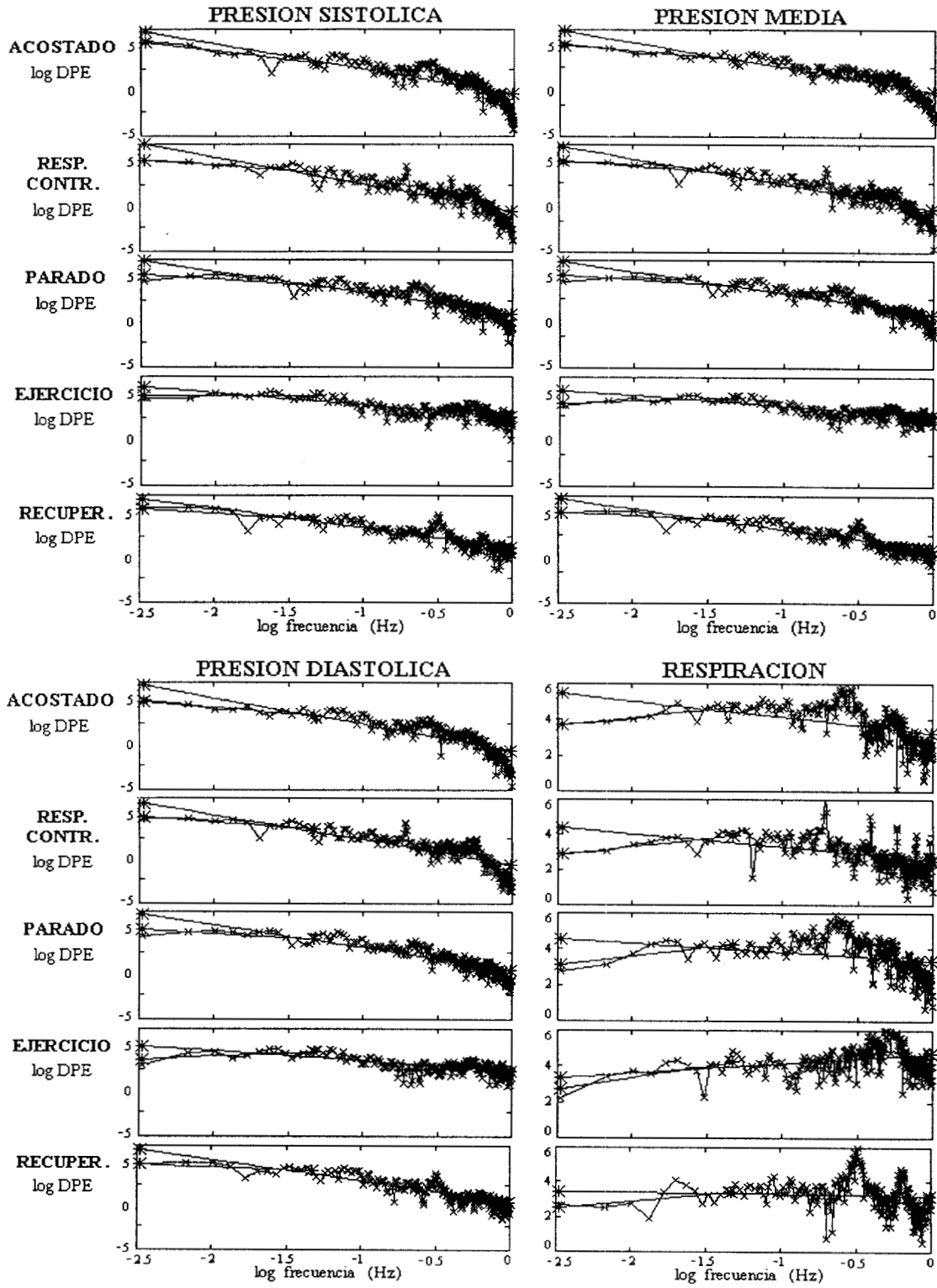


Figura 5.11.2.3.

En la figura 5.11.2.4 se muestran las regresiones entre log potencia - log frecuencia de las presiones sistólica, media, diastólica y de la respiración.




 COORDINACION DE SERVICIOS
 DOCUMENTALES - BIBLIOTECA

Figura 5.11.2.4.

5.11.3. Análisis por tono entropía de las variables cardiovasculares.

En la tabla 5.11.3.1 se reportan los resultados de los índices del análisis por tono entropía de las variables cardiovasculares durante las maniobras.

TABLA 5.11.3.1. RESULTADOS POR ANALISIS TONO ENTROPÍA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 15)

Maniobra	Intervalo R – R			Tiempo de Eyección		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Acostado	4.85 ± 1.80	-0.15 ± 0.10	4.26 ± 0.45	3.16 ± 0.87	-0.06 ± 0.03	3.75 ± 0.45
Resp. Cont.	6.35 ± 1.51*	-0.23 ± 0.12*	4.52 ± 0.37	3.33 ± 0.92	-0.07 ± 0.04	3.83 ± 0.44
Parado	2.93 ± 0.76*	-0.04 ± 0.03*	3.47 ± 0.40*	3.70 ± 1.06	-0.05 ± 0.03	3.80 ± 0.35
Ejercicio	0.85 ± 0.23*	0.00 ± 0.00*	1.98 ± 0.36*	3.49 ± 0.59	-0.05 ± 0.02	3.84 ± 0.25
Recuperación	2.10 ± 0.80*	-0.03 ± 0.03*	2.98 ± 0.46*	3.59 ± 1.01	-0.06 ± 0.04	3.94 ± 0.41

Maniobra	Sístole Electromecánica			Periodo de Pre - eyección		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Acostado	1.13 ± 0.35	-0.007 ± 0.006	2.11 ± 0.35	9.33 ± 1.89	-0.41 ± 0.16	4.86 ± 0.48
Resp. Cont.	1.76 ± 0.62*	-0.022 ± 0.014*	2.72 ± 0.43*	10.46 ± 2.48	-0.57 ± 0.27	5.18 ± 0.42
Parado	1.00 ± 0.23	-0.005 ± 0.008	2.28 ± 0.38	6.88 ± 1.86*	-0.30 ± 0.22	4.82 ± 0.49
Ejercicio	2.33 ± 0.59*	-0.028 ± 0.014*	3.34 ± 0.38*	18.64 ± 4.34*	-1.63 ± 0.57*	5.97 ± 0.42*
Recuperación	1.07 ± 0.38	-0.014 ± 0.010	2.35 ± 0.42	8.38 ± 2.54	-0.47 ± 0.26	4.97 ± 0.45

Maniobra	Tiempo Diastólico			Tiempo de Eyección dZ		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Acostado	6.18 ± 2.10	-0.36 ± 0.17	4.66 ± 0.47	3.88 ± 1.00	-0.08 ± 0.03	4.05 ± 0.46
Resp. Cont.	9.40 ± 2.00*	-0.51 ± 0.12*	5.05 ± 0.36*	3.74 ± 1.20	-0.09 ± 0.06	3.96 ± 0.49
Parado	4.05 ± 1.00*	-0.08 ± 0.04*	4.10 ± 0.40*	3.03 ± 0.65*	-0.05 ± 0.03*	3.64 ± 0.30*
Ejercicio	3.59 ± 0.49*	-0.07 ± 0.03*	3.81 ± 0.25*	4.74 ± 1.10*	-0.11 ± 0.05	4.25 ± 0.42*
Recuperación	4.06 ± 0.80*	-0.08 ± 0.05*	4.04 ± 0.38*	2.71 ± 0.61*	-0.05 ± 0.03*	3.54 ± 0.30*

Maniobra	Amplitud Máxima dZ			Volumen Sistólico		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Acostado	17.93 ± 4.35	-1.81 ± 0.82	5.94 ± 0.37	19.08 ± 5.03	-1.85 ± 0.89	5.98 ± 0.35
Resp. Cont.	16.70 ± 3.66	-1.43 ± 0.63	5.89 ± 0.39	17.66 ± 4.03	-1.44 ± 0.52	5.98 ± 0.39
Parado	13.33 ± 1.97*	-0.90 ± 0.25*	5.61 ± 0.24*	13.22 ± 1.80*	-0.91 ± 0.23*	5.62 ± 0.23*
Ejercicio	32.37 ± 9.87*	-5.24 ± 1.84*	6.68 ± 0.52*	31.81 ± 9.91*	-5.11 ± 1.81*	6.67 ± 0.44*
Recuperación	14.02 ± 1.79	-0.95 ± 0.20	5.63 ± 0.23	13.75 ± 2.08*	-0.88 ± 0.26*	5.60 ± 0.25*

DEIP= Desviación Estándar del Índice Porcentual

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

TABLA 5.11.3.1. (Continuación) DE RESULTADOS POR ANALISIS TONO ENTROPIA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 15)

Maniobra	Gasto Cardíaco			Periodo de Pre - eyección dZ		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Acostado	22.01 ± 5.32	-2.39 ± 1.07	6.12 ± 0.34	6.73 ± 2.18	-0.30 ± 0.15	4.54 ± 0.57
Resp. Cont.	20.26 ± 2.85	-2.02 ± 0.60	6.04 ± 0.20	6.05 ± 1.91	-0.26 ± 0.16	4.27 ± 0.56
Parado	14.57 ± 1.52*	-0.99 ± 0.20*	5.71 ± 0.23*	4.16 ± 0.77*	-0.09 ± 0.03*	3.60 ± 0.46*
Ejercicio	31.90 ± 9.79*	-5.12 ± 1.77*	6.67 ± 0.43*	7.55 ± 2.41	-0.31 ± 0.20	3.95 ± 0.62*
Recuperación	14.57 ± 2.03*	-1.05 ± 0.26*	5.67 ± 0.24*	3.33 ± 0.46*	-0.06 ± 0.01*	3.05 ± 0.28*

Maniobra	Relación Pre - eyección / Eyección			Indice de Hill		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Acostado	12.04 ± 2.76	-0.74 ± 0.32	5.41 ± 0.34	18.31 ± 5.25	-2.11 ± 1.01	6.02 ± 0.37
Resp. Cont.	13.70 ± 2.90	-1.03 ± 0.49	5.67 ± 0.36	18.19 ± 4.04	-1.72 ± 0.65	5.91 ± 0.25
Parado	10.00 ± 2.48*	-0.55 ± 0.33	5.37 ± 0.43	13.82 ± 1.70*	-0.92 ± 0.25*	5.62 ± 0.26*
Ejercicio	22.36 ± 4.06*	-2.39 ± 0.67*	6.26 ± 0.30*	30.65 ± 8.63*	-4.17 ± 2.00*	6.68 ± 0.40*
Recuperación	11.86 ± 3.43	-0.80 ± 0.41*	5.51 ± 0.42	13.81 ± 2.46*	-0.67 ± 0.59*	5.60 ± 0.28*

Maniobra	Presión Arterial Sistólica			Presión Arterial Media		
	DEIP	Tono	Entropía	DEIP	Tono	Entropía
Acostado	1.48 ± 0.33	-0.005 ± 0.030	2.53 ± 0.30	1.51 ± 0.46	-0.018 ± 0.023	2.53 ± 0.30
Resp. Cont.	1.91 ± 0.34	-0.006 ± 0.019	2.99 ± 0.31	1.93 ± 0.47	-0.008 ± 0.018	2.91 ± 0.35*
Parado	2.23 ± 0.32*	-0.015 ± 0.025	3.24 ± 0.23*	1.86 ± 0.38	-0.015 ± 0.023	2.96 ± 0.36*
Ejercicio	2.68 ± 0.42*	-0.021 ± 0.018	3.49 ± 0.25*	4.82 ± 1.13*	-0.149 ± 0.077*	4.11 ± 0.54*
Recuperación	2.32 ± 0.33*	-0.023 ± 0.018	3.26 ± 0.20*	1.97 ± 0.38	-0.020 ± 0.012	2.95 ± 0.26*

Maniobra	Presión Arterial Diastólica		
	DEIP	Tono	Entropía
Acostado	2.45 ± 0.89	-0.033 ± 0.040	3.14 ± 0.58
Resp. Cont.	2.73 ± 0.73	-0.035 ± 0.030	3.40 ± 0.40
Parado	1.77 ± 0.29*	-0.010 ± 0.015*	2.91 ± 0.32
Ejercicio	3.72 ± 0.83*	-0.076 ± 0.040*	3.94 ± 0.40*
Recuperación	1.78 ± 0.29*	-0.019 ± 0.013	2.95 ± 0.38

DEIP= Desviación Estándar del Índice Porcentual

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

En la figura 5.11.3.1 se muestra las series de los índices porcentuales y sus distribuciones, para el intervalo R-R y el tiempo diastólico durante las maniobras.

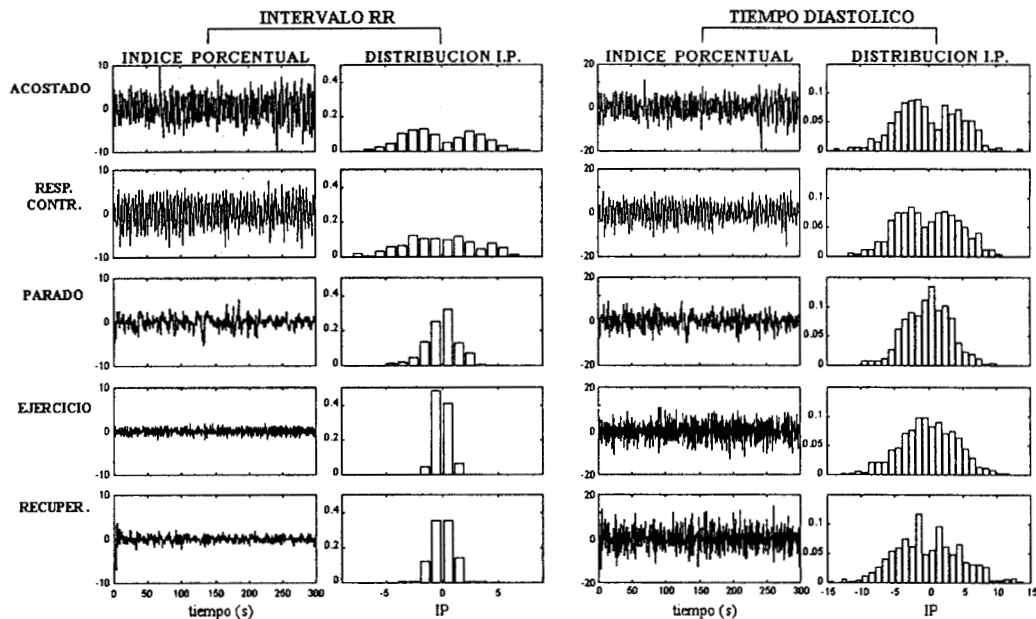


Figura 5.11.3.1.

En la figura 5.11.3.2 se muestra las series de los índices porcentuales y sus distribuciones para el tiempo de eyección y el tiempo de eyección obtenido a partir de la onda de impedancia durante las maniobras.

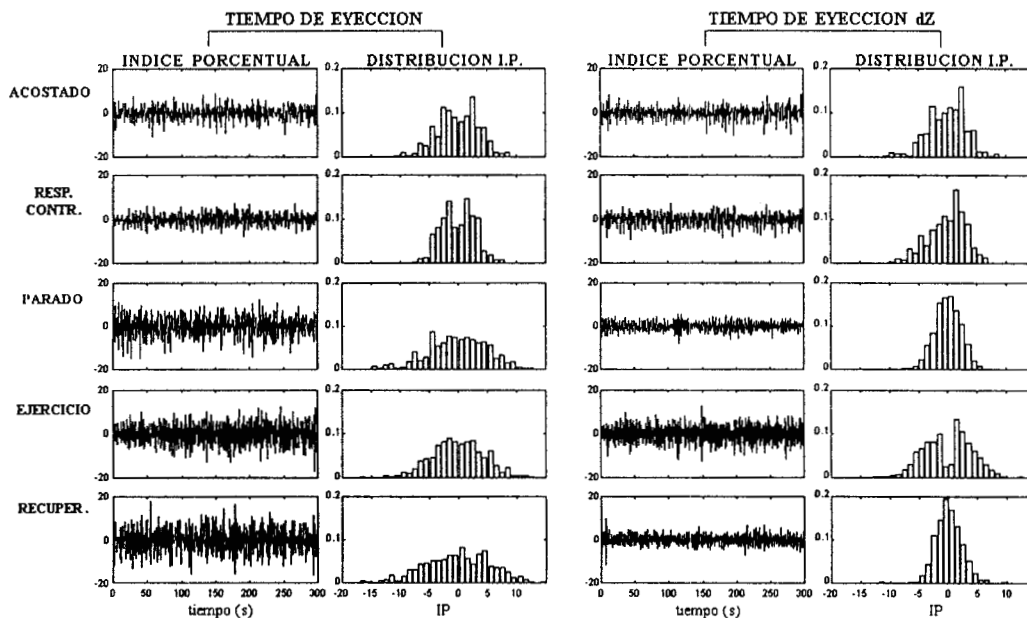


Figura 5.11.3.2.

En la figura 5.11.3.3 se muestra las series de los índices porcentuales y sus distribuciones para el periodo de pre - eyección y el periodo de pre - eyección obtenido a partir de la onda de impedancia durante las maniobras.

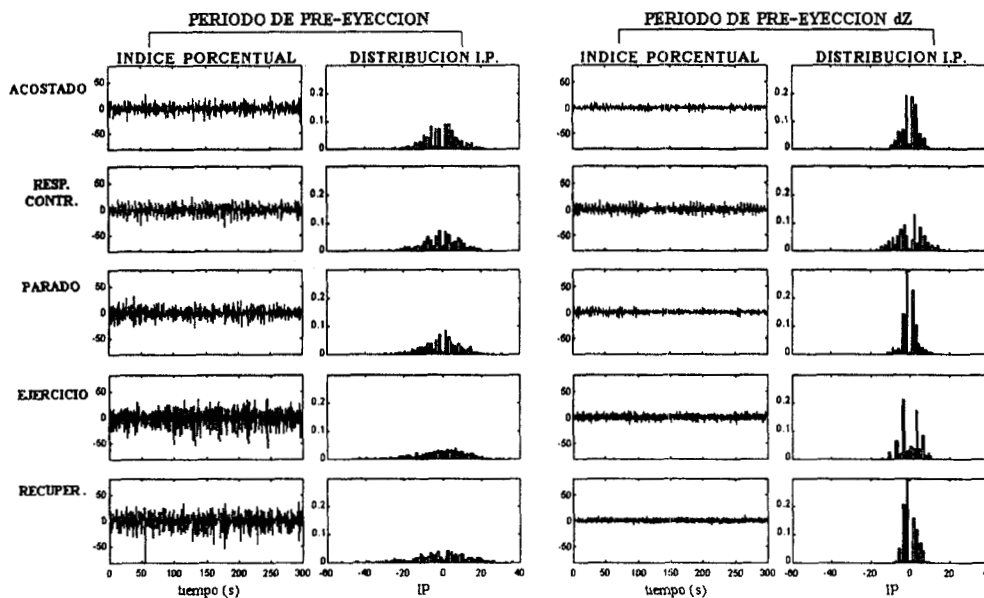


Figura 5.11.3.3.

En la figura 5.11.3.4 se muestra las series de los índices porcentuales y sus distribuciones para la amplitud máxima de la derivada de la onda de impedancia y el índice de Hill durante las maniobras.

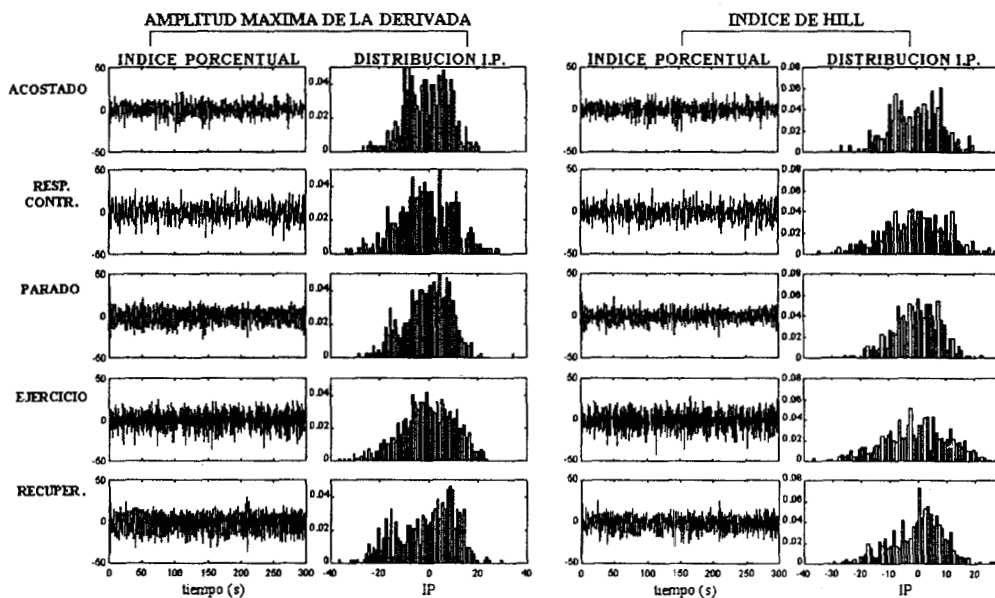


Figura 5.11.3.4.

En la figura 5.11.3.5 se muestra las series de los índices porcentuales y sus distribuciones para el volumen sistólico y el gasto cardiaco durante las maniobras.

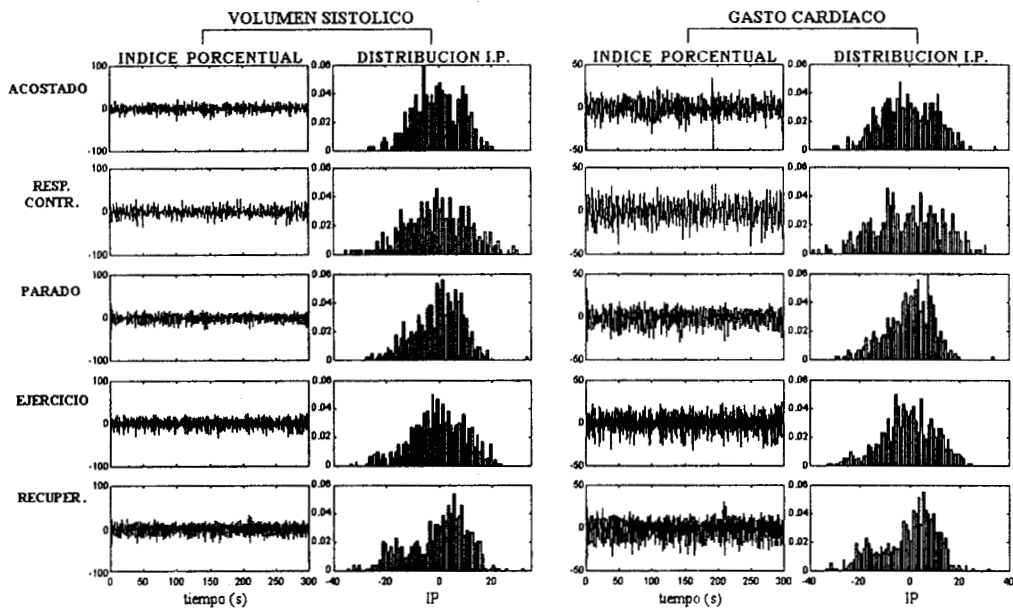


Figura 5.11.3.5

En la figura 5.11.3.6 se muestra las series de los índices porcentuales y sus distribuciones para la sístole electromecánica y la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección durante las maniobras.

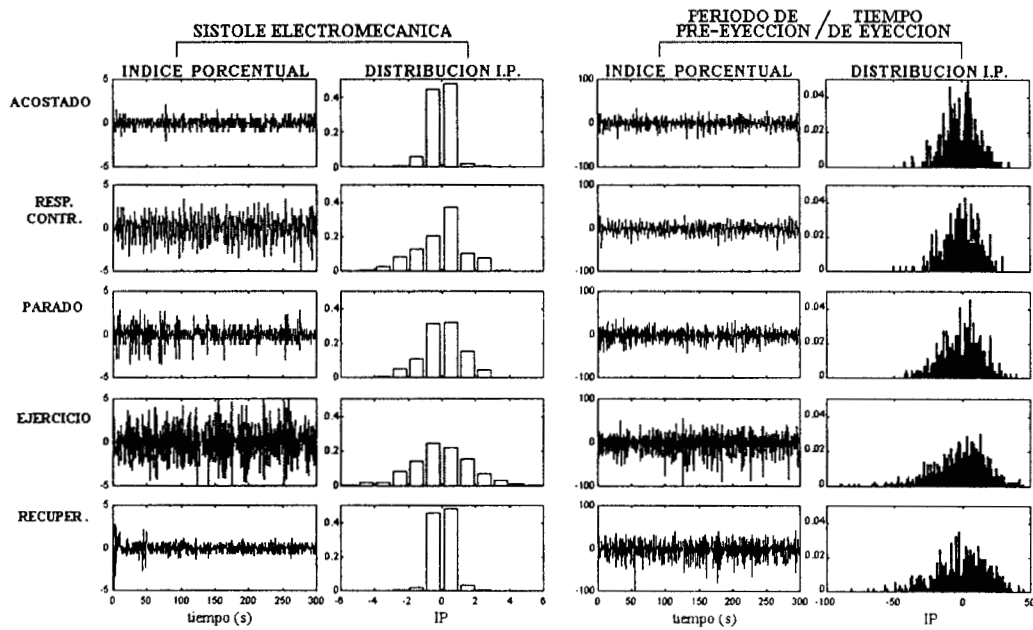


Figura 5.11.3.6.

En la figura 5.11.3.7 se muestra las series de los índices porcentuales y sus distribuciones para la presión sistólica y la presión media durante las maniobras.

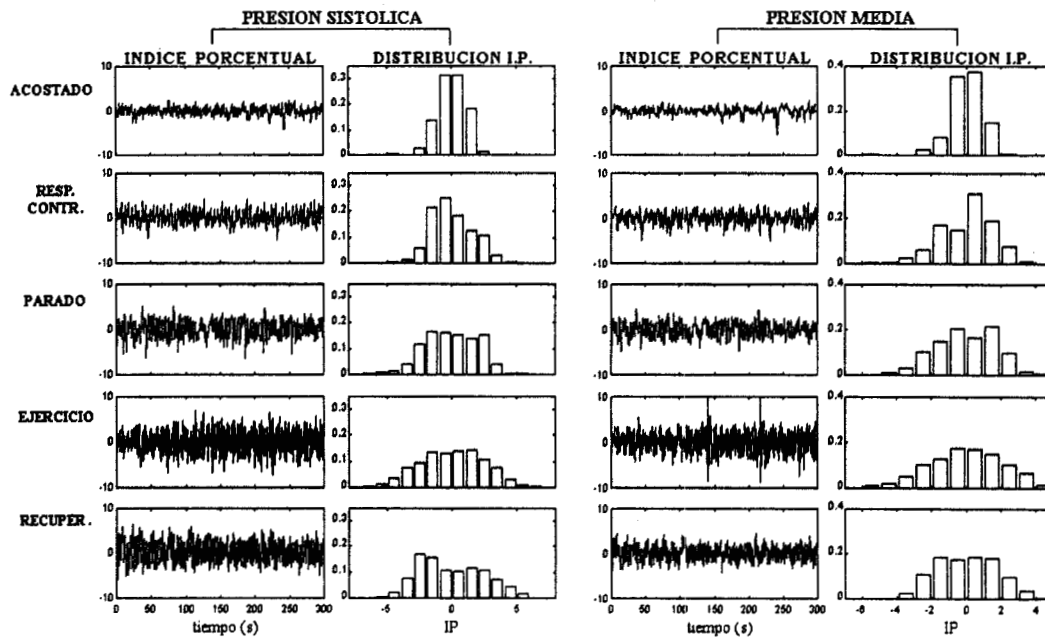


Figura 5.11.3.7.

En la figura 5.11.3.8 se muestra las series de los índices porcentuales y sus distribuciones para la presión diastólica durante las maniobras.

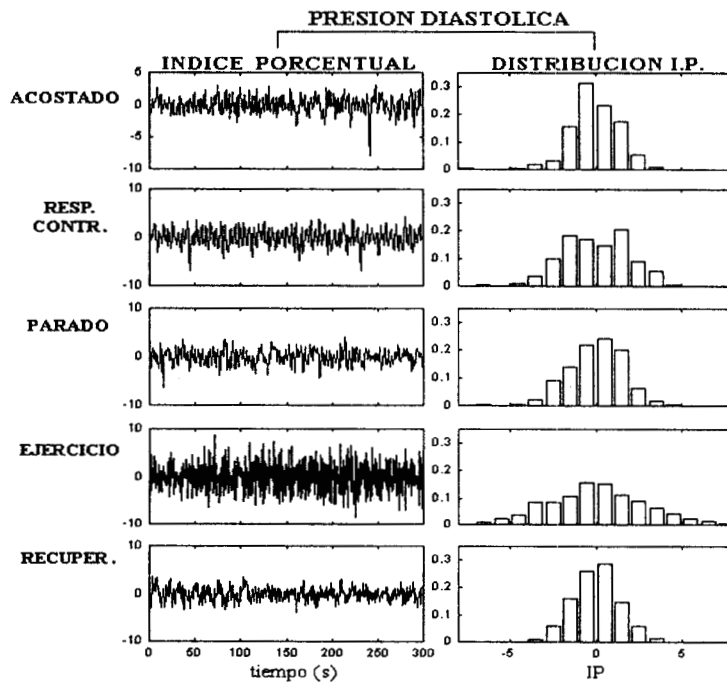


Figura 5.11.3.8.

5.11.4. Análisis por mapas de retorno

En la tabla 5.11.4.1 se reportan los resultados de los índices por mapas de retorno de las variables cardiovasculares, durante las maniobras.

TABLA 5.11.4.1. RESULTADOS POR MAPAS DE RETORNO DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 15)

Maniobra	Intervalo R-R		Tiempo de Eyección		Sístole Electromecánica	
	r1	r6	r1	r6	r1	r6
Acostado	0.50 ± 0.18†	0.17 ± 0.20†	0.16 ± 0.15†	0.08 ± 0.17†	0.51 ± 0.16	0.39 ± 0.16†
Resp. Cont.	0.54 ± 0.12†	0.56 ± 0.21*†	0.37 ± 0.10*†	0.40 ± 0.15*	0.51 ± 0.16†	0.45 ± 0.14
Parado	0.81 ± 0.09*	0.29 ± 0.17†	0.43 ± 0.15*†	0.24 ± 0.17*†	0.75 ± 0.12*†	0.52 ± 0.13*
Ejercicio	0.87 ± 0.10*	0.76 ± 0.15*	0.52 ± 0.16*	0.38 ± 0.18*	0.60 ± 0.15*	0.51 ± 0.15*
Recuperación	0.85 ± 0.08*	0.28 ± 0.13†	0.41 ± 0.17*†	0.19 ± 0.13*†	0.74 ± 0.11*†	0.54 ± 0.10*

Maniobra	Periodo de Pre-Eyección		Tiempo Diastólico		Tiempo de Eyección dZ	
	r1	r6	r1	r6	r1	r6
Acostado	0.16 ± 0.08†	0.07 ± 0.10	0.57 ± 0.14†	0.15 ± 0.17†	0.23 ± 0.14†	0.16 ± 0.14†
Resp. Cont.	0.26 ± 0.09*	0.27 ± 0.13*†	0.55 ± 0.11†	0.59 ± 0.14*	0.33 ± 0.09*	0.41 ± 0.13*†
Parado	0.39 ± 0.12*†	0.24 ± 0.12*†	0.79 ± 0.08*†	0.24 ± 0.13*†	0.51 ± 0.09*†	0.31 ± 0.16*
Ejercicio	0.26 ± 0.14*	0.14 ± 0.12	0.68 ± 0.10*	0.56 ± 0.15*	0.38 ± 0.12*	0.29 ± 0.20*
Recuperación	0.39 ± 0.15*†	0.26 ± 0.14*†	0.80 ± 0.06*†	0.23 ± 0.10†	0.53 ± 0.11*	0.39 ± 0.14*

Maniobra	Amplitud Máxima dZ		Volumen Sistólico		Gasto Cardíaco	
	r1	r6	r1	r6	r1	r6
Acostado	-0.01 ± 0.18†	0.12 ± 0.11	0.11 ± 0.16	0.10 ± 0.08	0.09 ± 0.14	0.11 ± 0.11
Resp. Cont.	0.29 ± 0.09*†	0.41 ± 0.17*†	0.31 ± 0.10*†	0.41 ± 0.17*†	0.30 ± 0.10*†	0.51 ± 0.22*†
Parado	0.18 ± 0.14*	0.16 ± 0.21	0.19 ± 0.13	0.14 ± 0.15	0.16 ± 0.11†	0.17 ± 0.26†
Ejercicio	0.11 ± 0.13*	0.07 ± 0.19	0.13 ± 0.13	0.05 ± 0.20	0.07 ± 0.14	0.04 ± 0.17
Recuperación	0.30 ± 0.15*†	0.18 ± 0.23	0.30 ± 0.15*†	0.20 ± 0.18†	0.27 ± 0.15*†	0.14 ± 0.23

Maniobra	PEP dZ		Rel. PEP / TEVI		Índice de Hill	
	r1	r6	r1	r6	r1	r6
Acostado	0.14 ± 0.12	0.13 ± 0.08	0.13 ± 0.10†	0.05 ± 0.10	0.08 ± 0.14	0.08 ± 0.11†
Resp. Cont.	0.28 ± 0.11*†	0.40 ± 0.18*†	0.26 ± 0.09*	0.29 ± 0.13*†	0.29 ± 0.10*†	0.42 ± 0.16*†
Parado	0.32 ± 0.17*†	0.25 ± 0.17*†	0.36 ± 0.14*†	0.21 ± 0.13*†	0.21 ± 0.13*	0.20 ± 0.15*
Ejercicio	0.15 ± 0.13	0.08 ± 0.15	0.25 ± 0.11*	0.13 ± 0.11*	0.16 ± 0.15	0.16 ± 0.12
Recuperación	0.51 ± 0.18*†	0.41 ± 0.15*†	0.34 ± 0.16*†	0.21 ± 0.14*†	0.32 ± 0.16*†	0.23 ± 0.15*

Maniobra	Presión Sistólica		Presión Media		Presión Diastólica	
	r1	r6	r1	r6	r1	r6
Acostado	0.91 ± 0.05†	0.49 ± 0.17†	0.93 ± 0.03†	0.35 ± 0.16†	0.86 ± 0.10†	0.28 ± 0.13†
Resp. Cont.	0.84 ± 0.10*	0.60 ± 0.13*	0.86 ± 0.06*†	0.51 ± 0.10*	0.78 ± 0.10*†	0.50 ± 0.07*
Parado	0.88 ± 0.05	0.42 ± 0.14†	0.89 ± 0.04†	0.25 ± 0.14*†	0.90 ± 0.04†	0.20 ± 0.16†
Ejercicio	0.86 ± 0.07*	0.66 ± 0.15*	0.59 ± 0.15*	0.52 ± 0.14*	0.72 ± 0.11*	0.54 ± 0.14*
Recuperación	0.90 ± 0.04	0.46 ± 0.14†	0.92 ± 0.03†	0.32 ± 0.18†	0.93 ± 0.03*†	0.29 ± 0.18†

PEP= Periodo de Pre-Eyección; TEVI = Tiempo de Eyección; r1 = Coeficiente de correlación con el primer retraso; r6 = Coeficiente de correlación con el sexto retraso.

* Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a acostado.

† Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación a ejercicio.

En la figura 5.11.4.1 se muestran el primer y sexto retraso para el intervalo R- R y el tiempo diastólico, durante las maniobras.

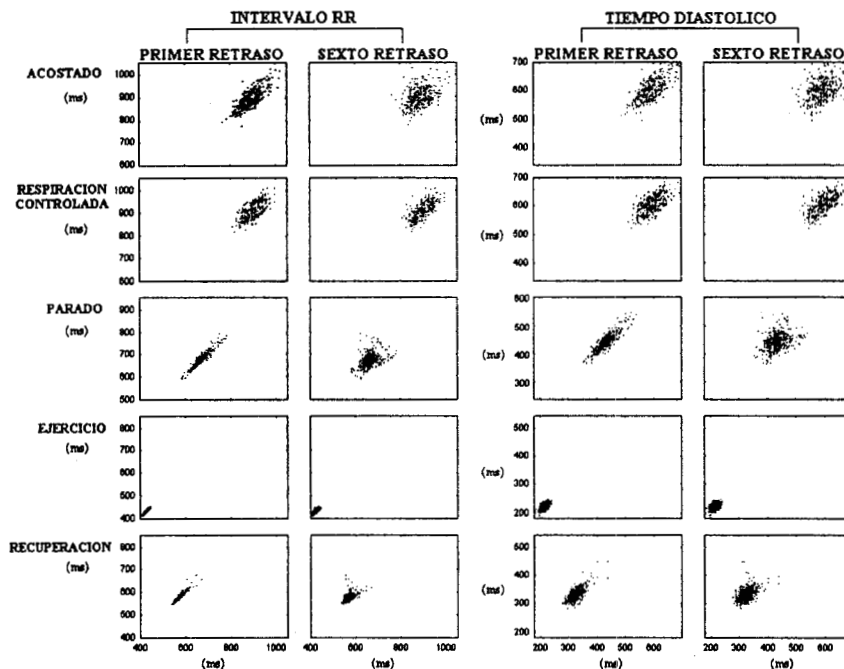


Figura 5.11.4.1.

En la figura 5.11.4.2 se muestran el primer y sexto retraso para el tiempo de eyección y el tiempo de eyección obtenido a partir de la onda de impedancia, durante las maniobras.

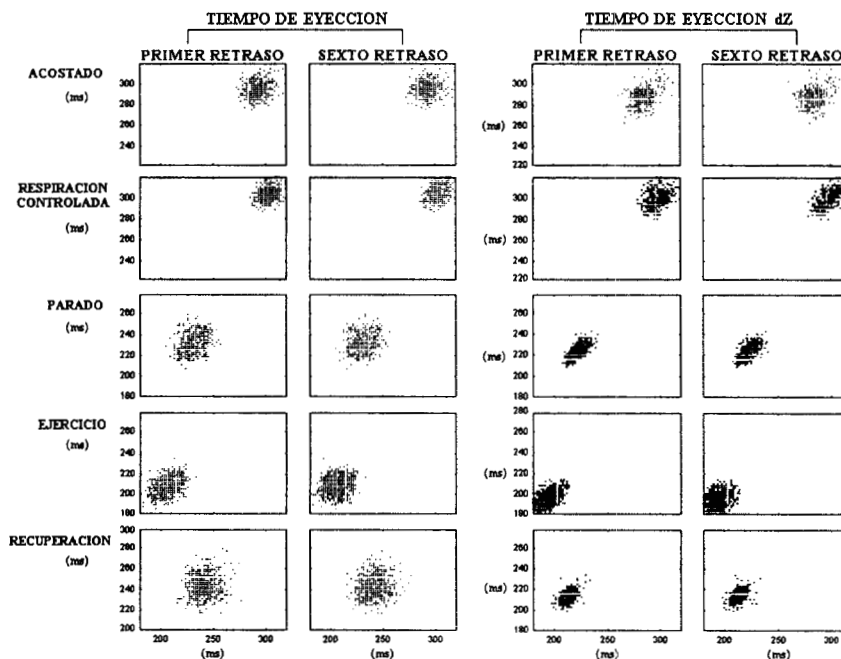


Figura 5.11.4.2.

En la figura 5.11.4.3 se muestran el primer y sexto retraso para el periodo de pre - eyección y el periodo de pre - eyección a partir de la onda de impedancia, durante las maniobras.

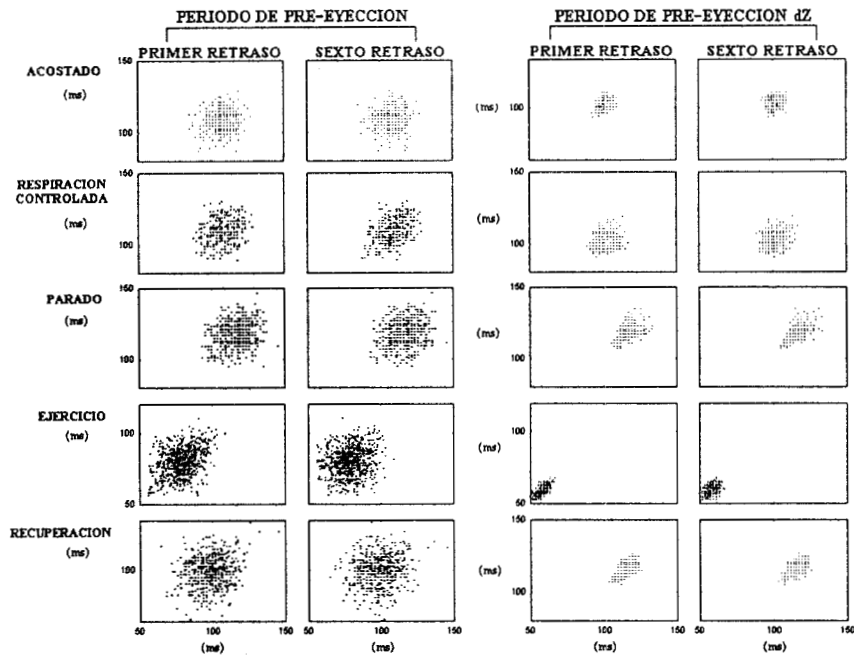


Figura 5.11.4.3.

En la figura 5.11.4.4 se muestran el primer y sexto retraso para la amplitud máxima de la derivada de la onda de impedancia y el índice de Hill, durante las maniobras.

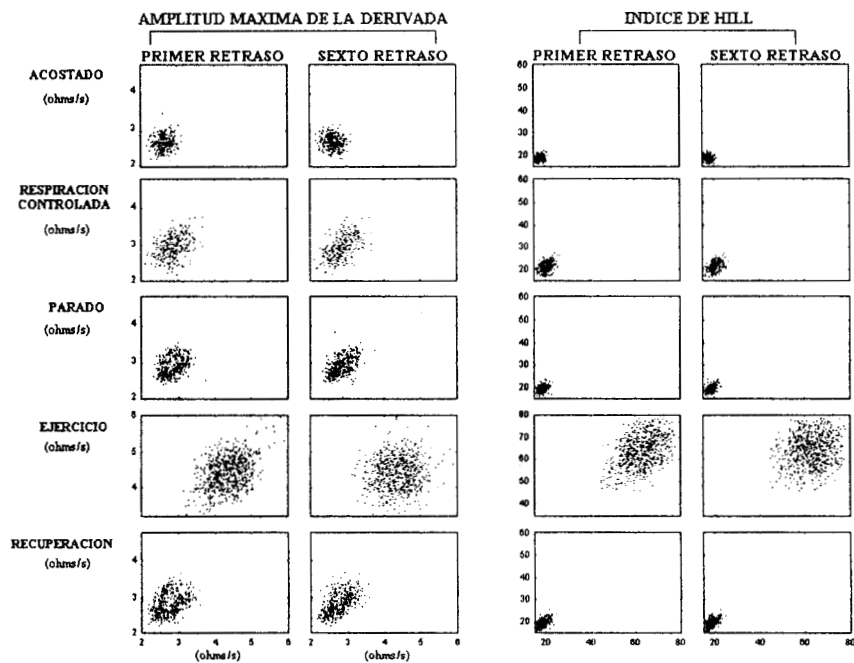


Figura 5.11.4.4.

En la figura 5.11.4.5 se muestran el primer y sexto retraso para el volumen sistólico y el gasto cardiaco, durante las maniobras.

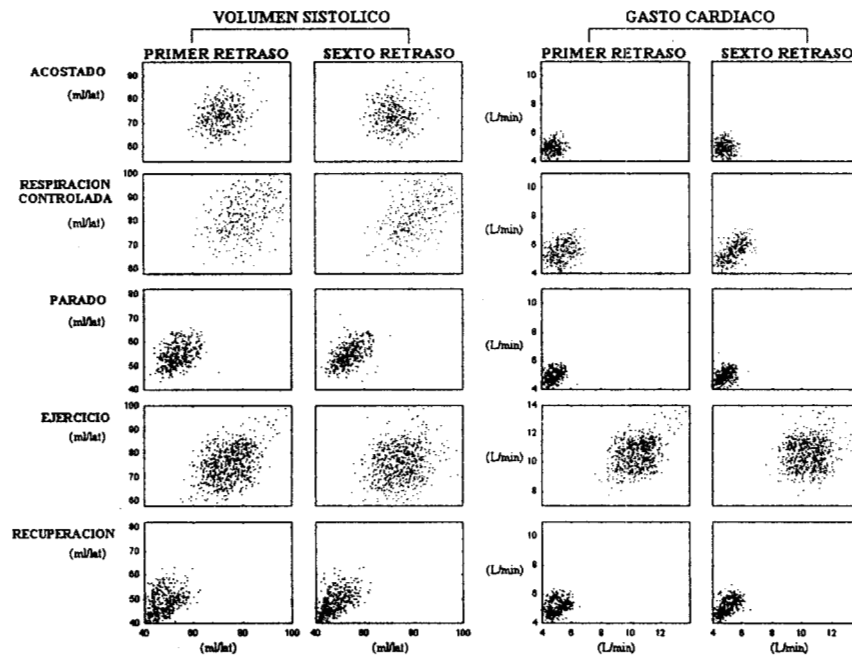


Figura 5.11.4.5.

En la figura 5.11.4.6 se muestran el primer y sexto retraso para la sístole electromecánica y la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección, durante las maniobras.

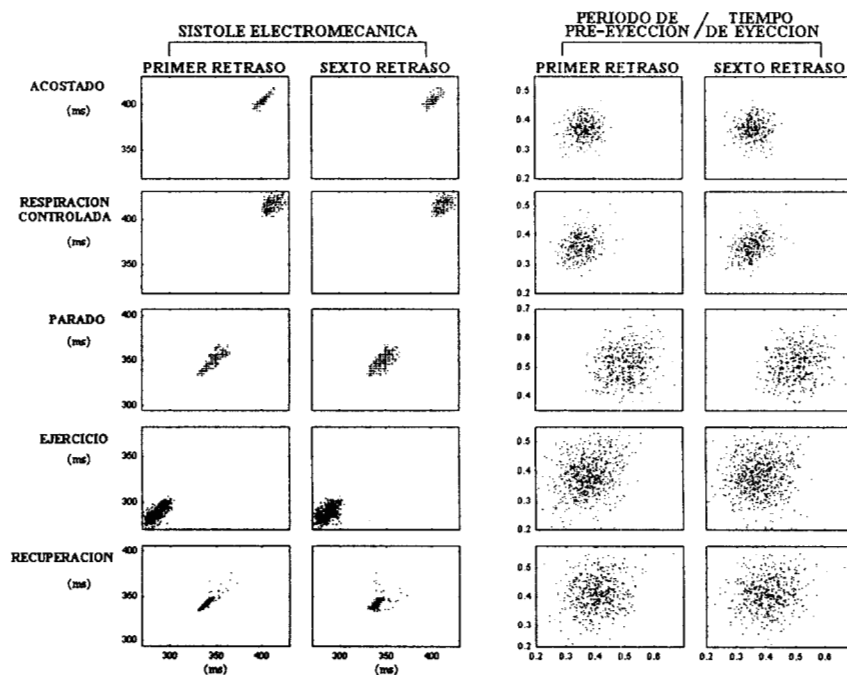


Figura 5.11.4.6.

En la figura 5.11.4.7 se muestran el primer y sexto retraso para la presión sistólica y la presión media, durante las maniobras.

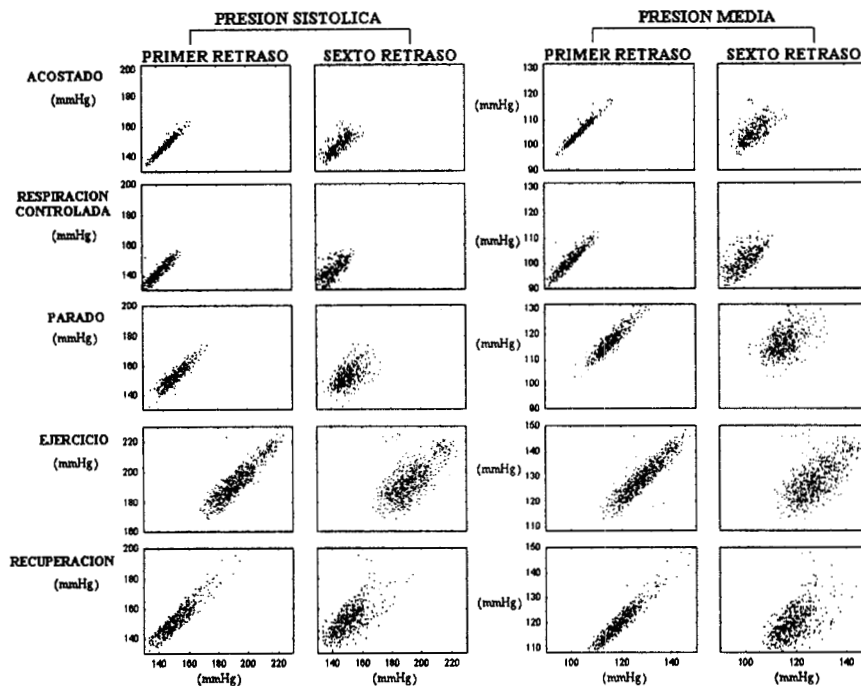


Figura 5.11.4.7.

En la figura 5.11.4.8 se muestran el primer y sexto retraso para la presión diastólica y la respiración, durante las maniobras.

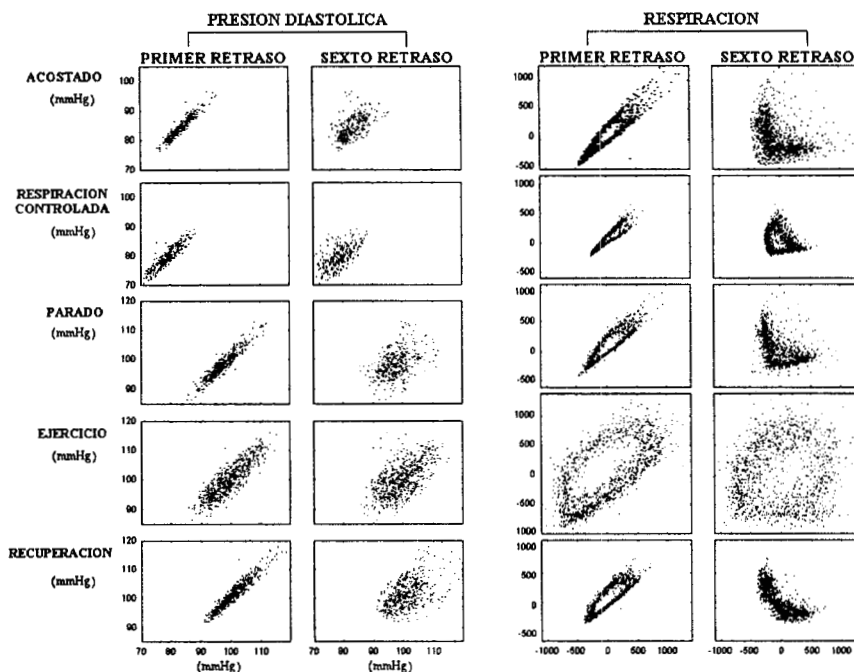


Figura 5.11.4.8.

5.11.5. Análisis por entropía aproximada.

En la tabla 5.11.5.1 se reportan los resultados de la entropía aproximada, durante las maniobras.

TABLA 5.11.5.1. RESULTADOS POR EL ANALISIS DE ENTROPIA APROXIMADA DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (n = 15)

Maniobra	Intervalo R - R	Tiempo de Eyección	Sístole Electromecánica	Periodo de Pre-Eyección
Acostado	0.040 ± 0.034	0.746 ± 0.223	1.20 ± 0.12	0.751 ± 0.202
Resp. Cont.	0.038 ± 0.026	0.587 ± 0.215*	0.97 ± 0.17*	0.627 ± 0.213
Parado	0.127 ± 0.085*	0.889 ± 0.238	1.14 ± 0.07	0.908 ± 0.213*
Ejercicio	1.224 ± 0.106*	1.238 ± 0.144*	1.27 ± 0.11	1.263 ± 0.223*
Recuperación	0.391 ± 0.134*	0.962 ± 0.216*	1.15 ± 0.11	0.929 ± 0.233*

Maniobra	Tiempo Diastólico	Tiempo de Eyección dZ	Amplitud Máxima dZ	Volumen Sistólico
Acostado	0.045 ± 0.031	0.513 ± 0.156	0.049 ± 0.040	0.361 ± 0.160
Resp. Cont.	0.044 ± 0.018	0.555 ± 0.227	0.037 ± 0.024	0.394 ± 0.165
Parado	0.134 ± 0.053*	0.976 ± 0.180*	0.005 ± 0.005*	1.049 ± 0.176*
Ejercicio	1.109 ± 0.136*	1.078 ± 0.190*	0.499 ± 0.145*	0.401 ± 0.150
Recuperación	0.266 ± 0.104*	1.132 ± 0.162*	0.020 ± 0.019	1.151 ± 0.159*

Maniobra	Gasto Cardíaco	Periodo de Pre-Eyección dZ	Índice de Hill	Presión Sistólica
Acostado	0.524 ± 0.190	1.04 ± 0.20	1.23 ± 0.10	0.924 ± 0.112
Resp. Cont.	0.623 ± 0.172	1.09 ± 0.21	1.25 ± 0.10	1.011 ± 0.091*
Parado	0.289 ± 0.111*	1.28 ± 0.08*	1.16 ± 0.14	1.046 ± 0.046*
Ejercicio	1.362 ± 0.124*	1.36 ± 0.12*	0.85 ± 0.18*	1.198 ± 0.118*
Recuperación	0.343 ± 0.105*	1.33 ± 0.05*	1.23 ± 0.15*	1.020 ± 0.068*

Maniobra	Presión Media	Presión Diastólica
Acostado	0.718 ± 0.106	0.876 ± 0.138
Resp. Cont.	0.952 ± 0.108*	0.985 ± 0.094*
Parado	0.962 ± 0.099*	0.833 ± 0.089
Ejercicio	1.231 ± 0.107*	1.386 ± 0.103*
Recuperación	0.959 ± 0.119*	0.817 ± 0.085

*Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) con relación al control.

5.11.6. Sensibilidad de los barorreceptores por los métodos espectral y secuencias.

En la tabla 5.11.6.1 se reportan los resultados de la sensibilidad de los barorreceptores por los métodos espectral y secuencias, para las maniobras.

TABLA 5.11.6.1 RESULTADOS DE LA SENSIBILIDAD DE BARORRECEPTORES POR LOS DOS METODOS (n = 15)

Maniobra	Análisis Espectral					
	Intermedia (ms/mmHg)	Coherencia	Alta (ms/mmHg)	Coherencia	Muy Alta (ms/mmHg)	Coherencia
Acostado	9.4 ± 2.0	0.59 ± 0.13	24.6 ± 7.0	0.63 ± 0.08	-	-
Resp. Cont.	9.5 ± 2.5	0.44 ± 0.14*	24.7 ± 6.6	0.52 ± 0.08	-	-
Parado	6.6 ± 1.2*	0.75 ± 0.11*	6.2 ± 2.3*	0.55 ± 0.15*	-	-
Ejercicio	0.8 ± 0.2*	0.46 ± 0.12*	0.6 ± 0.2*	0.18 ± 0.12*	0.61 ± 0.15	0.233 ± 0.052
Recuperación	4.2 ± 1.3*	0.71 ± 0.11*	3.5 ± 1.7*	0.52 ± 0.15*	6.34 ± 2.03	0.340 ± 0.168

Maniobra	Secuencias Espontáneas		
	Pendiente (ms/mmHg)	Coef. Corr.	Número Secuencias
Acostado	16.4 ± 6.6	0.95 ± 0.03	4.2 ± 3.6
Resp. Cont.	19.7 ± 4.6	0.95 ± 0.04	15.1 ± 10.5*
Parado	7.5 ± 2.1*	0.96 ± 0.04	14.5 ± 12.8*
Ejercicio	-	-	-
Recuperación	4.3 ± 1.2*	0.97 ± 0.02	14.6 ± 11.1*

*Diferencias estadísticamente significativas (p < 0.05) con relación al control.

En la figura 5.11.6.1 se muestran la pendiente de la regresión de las secuencias y la regresión entre las medias de la sensibilidad de los barorreceptores durante las maniobras por los dos métodos.

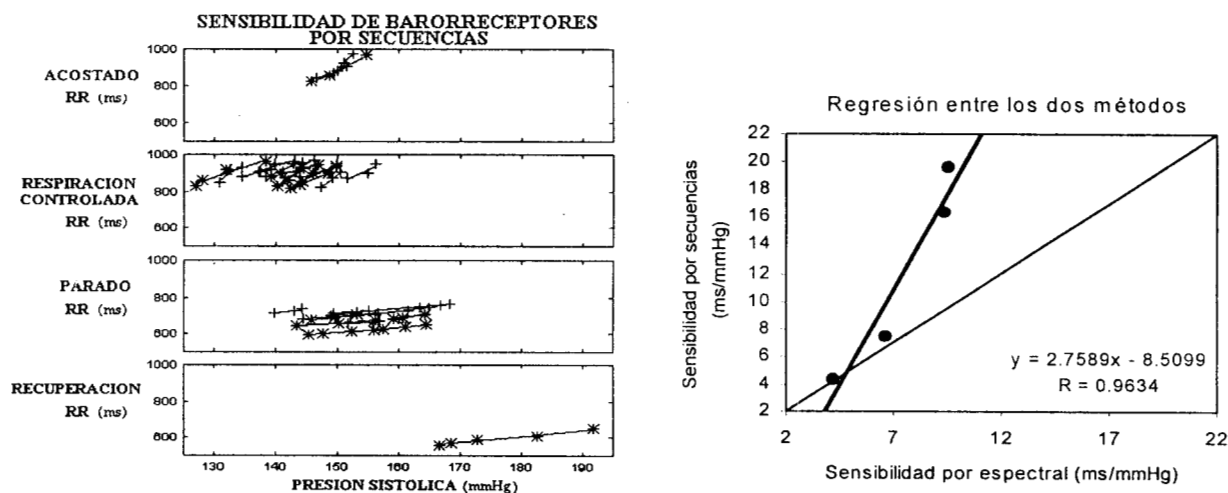


Figura 5.11.6.1.

6. DISCUSION Y CONCLUSIONES

Se discutirán primero cada uno de los estudios realizados. Para los trabajos publicados sólo se mencionan las conclusiones. Si el lector requiere mayor información la podrá consultar en el anexo donde se adjuntan los trabajos completos. La discusión general tiene como objeto tratar de integrar los conocimientos aportados por la tesis.

6.1. Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.

Los resultados del presente estudio resaltan la importancia de efectuar el procedimiento de normalización de los estimadores espectrales, para poder posibilitar la comparación estadística entre las diferentes técnicas de estimación espectral. Se sugiere el empleo del rango estrecho para el cálculo de los componentes de bajas frecuencias, dado que sólo en esta situación las tres técnicas de estimación proporcionaron resultados semejantes, con óptimos coeficientes de correlación entre ellas, para todas las condiciones experimentales empleadas. El periodograma resultó la técnica menos afectada por los componentes de muy baja frecuencia, prominentes en la condición de ejercicio en bicicleta. Además, si se incluye dentro del protocolo la condición de ejercicio en bicicleta, el límite superior del rango de normalización debe extenderse a 1.0 Hz para tomar en cuenta la influencia que ejerce la respiración sobre la VFC.

6.2. Comparación entre parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca obtenidos del intervalo RR y del cardiograma.

Los resultados del presente trabajo demuestran que los datos de la frecuencia cardíaca latido a latido computados por el cardiograma, son intercambiables para los análisis en el tiempo y espectral, con los obtenidos a través del procesamiento del intervalo RR, en todas las maniobras utilizadas.

La diferencia estadística entre las medias de la VFC por los dos métodos es debida a la existencia de un error sistemático de subestimación del cardiograma, como lo demuestran la constancia del promedio de las diferencias, el sesgo en el porcentaje de positivos y lo

significativo de la prueba de t para las pendientes. Cuando se corrige el error sistemático, por modificación del factor de calibración para el cardiografista.

Asimismo es importante recalcar el ahorro de algoritmos cuando se emplean los datos adquiridos del cardiografista para los análisis en el tiempo y espectral. De los resultados obtenidos la única variable derivada del cardiografista no intercambiable es la RRMSSD, razón por la cual no se recomienda su cálculo cuando los análisis se deriven de tal instrumento.

6.3. Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres.

Dado el alto grado de acuerdo entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial (VPA) obtenidos de las dos salidas del Finapres, analizados tanto en el tiempo como en la frecuencia y durante las cinco maniobras, los usuarios pueden utilizar (con relación a sus preferencias y recursos) indistintamente cualquiera de las dos salidas del Finapres en la investigación de la VPA.

6.4. Comparación entre los parámetros de las variabilidades de la frecuencia cardíaca obtenidas del electrocardiograma y de la onda de presión arterial.

Los hallazgos del presente trabajo demostraron que los datos de la frecuencia cardíaca, latido a latido, computados por el Finapres no son intercambiables con los obtenidos a través del procesamiento del ECG, para ninguna de las maniobras utilizadas. Los datos de frecuencia cardíaca proporcionados por el Finapres pueden ser utilizados para el análisis espectral sólo para las condiciones de acostado, respiración controlada y recuperación. Con la ventaja del Finapres de proporcionar además datos latido a latido de las presiones sistólica, diastólica y media, información muy valiosa cuando se desea ampliar el conocimiento acerca del comportamiento de la interacción sistema nervioso autónomo - sistema cardiovascular. Además los resultados del presente trabajo brindan nuevas perspectivas de investigación acerca de la interacción entre el sistema nervioso autónomo y los fenómenos electromecánicos cardiovasculares a través del estudio del intervalo RP.

6.5. Comportamiento de los parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca de sujetos sanos durante un protocolo de cinco maniobras.

Los aportes del presente estudio al conocimiento de la VFC, es la demostración de que una serie de maniobras protocolizadas, determinan un comportamiento típico en algunos de los parámetros temporales y espectrales de la VFC. Específicamente un patrón de respuesta característico, estadísticamente diferente, de los parámetros temporales de dispersión y de los componentes espectrales de baja e intermedia, los cuales por lo tanto indicaron niveles distintivos de la actividad simpático - vagal. El análisis en el tiempo de la variabilidad de la frecuencia cardiaca resultó complementario al análisis espectral. Se observó un comportamiento semejante de las dos bandas de integración estándar y amplia en las cinco maniobras, con similar poder discriminativo para ambos tipos de parámetros, resultado que hace independiente la interpretación funcional de la banda seleccionada de integración - normalización. Se aconseja la utilización de la banda amplia, ya que esta considera los componentes de muy baja y muy alta y contiene implícitamente la información de la banda estándar. Asimismo se sugiere descomponer el componente de baja global en los de baja e intermedia, puesto que por separado poseen una mayor capacidad discriminativa y reflejan de manera mas adecuada los cambios en la actividad autonómica. La respiración ejerció una influencia significativa durante todas las maniobras.

6.6. Repetibilidad de los patrones de respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a las maniobras estándares.

6.6.1. Principales hallazgos.

- Por análisis temporal. Los resultados descritos sugieren, que los estimadores en el tiempo de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a las cinco condiciones impuestas son repetibles, dado que sus medias no mostraron diferencias estadísticamente significativas en los tres días. Además, estos resultados corroboran el patrón de respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a las cinco condiciones. En la figura 6.1.1 se puede observar este hecho por la altura semejante que tienen las barras (que representan la media de los índices) en los tres días para cada condición.

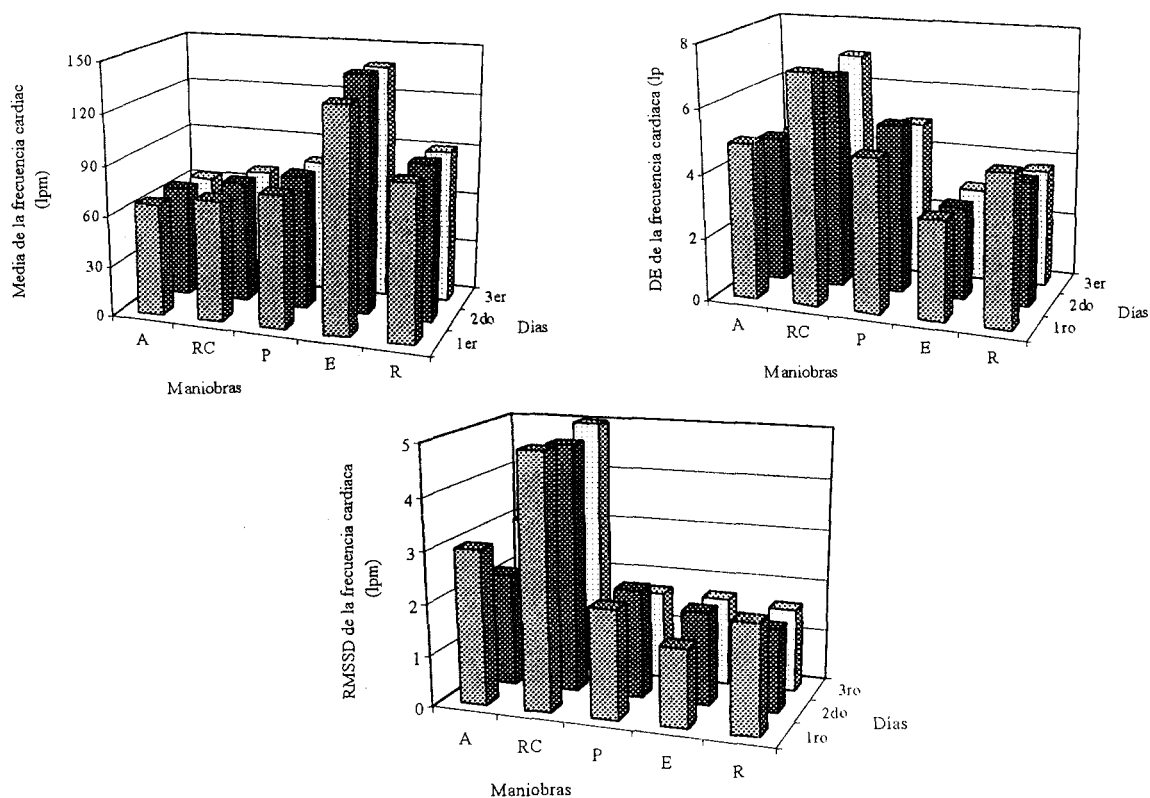


Figura 6.6.1. Promedios por barras de los índices en el tiempo de los tres días, para cada condición.

- Por análisis espectral. Los resultados obtenidos acerca de los estimadores espectrales en tres días diferentes, para cada condición, sugieren que son indicadores repetibles, dado que la media de ninguno de ellos no fue estadísticamente diferente en los tres días. De la misma manera, los resultados de este estudio confirman y hacen más consistente el

comportamiento descrito otro estudio de los estimadores en respuesta a las condiciones. En la figura 6.1.2 se puede observar el grado satisfactorio de semejanza, entre las medias (representadas por barras) de los índices espectrales en los tres días diferentes.

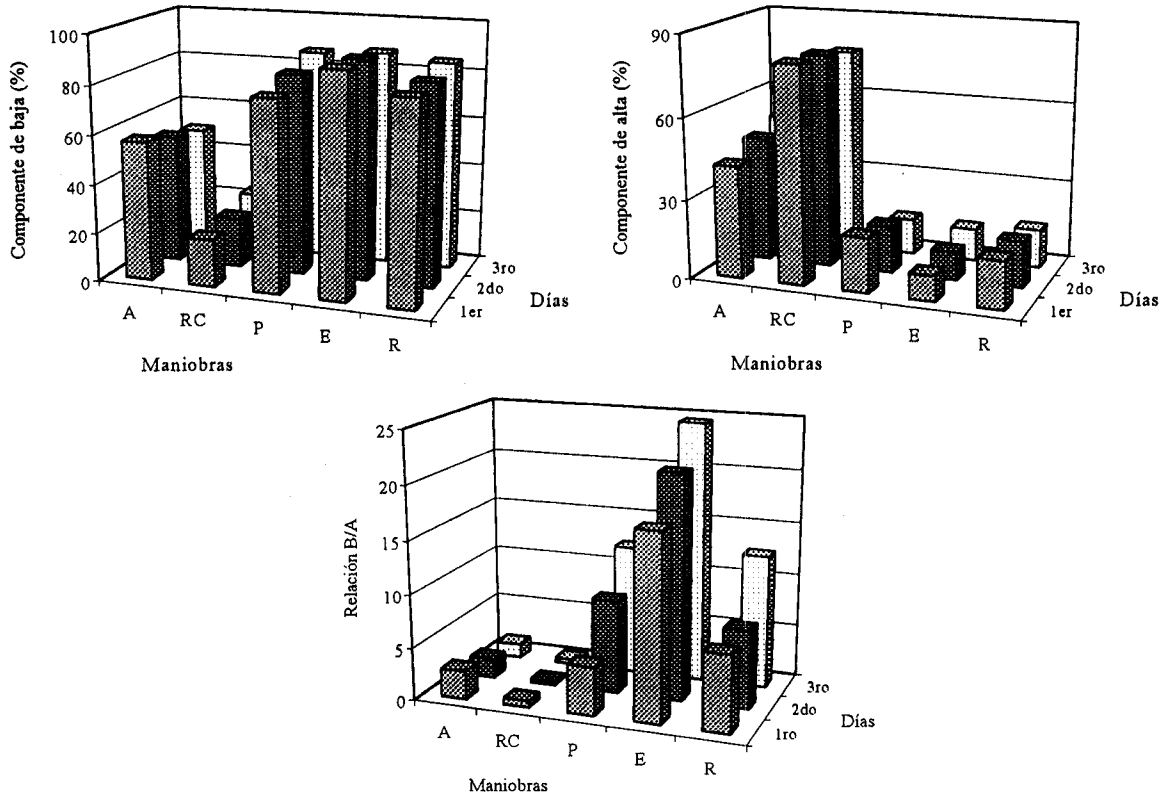


Figura 6.6.2. Promedios por barras y desviaciones estándares de los parámetros espectrales en los tres días diferentes para cada condición.

6.6.2. Interpretación funcional.

En la revisión bibliográfica se encontraron cuatro estudios acerca de la repetibilidad de los estimadores en el tiempo de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. En el trabajo de Lawrence y cols. (1), se estudiaron 10 sujetos en cuatro días diferentes, sólo para las condiciones de acostado, parado y respiración controlada. El principal hallazgo de este estudio es, que únicamente la condición de respiración controlada es repetible, dado que en el resto se encontraron diferencias estadísticamente significativas. En el estudio de Van Hoogenhyze y cols. (2) en el cual se estudiaron 33 sujetos en dos días diferentes, se utilizó para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, el registro electrocardiográfico de 24 horas, por lo

tanto hace un análisis global de la variabilidad de la frecuencia cardiaca producida por todas las actividades diarias de los sujetos, encontraron una repetibilidad satisfactoria. Kyorozi y cols. (3) analizaron la variabilidad de la frecuencia cardiaca, a partir del registro Holter, sólo para dos segmentos sucesivos de 10 minutos, encontraron que los índices temporales son altamente reproducibles. Kochiadakis y cols. (4) con el empleo del registro Holter en 19 pacientes con síncope y 15 controles, reportaron adecuada reproducibilidad de los índices desviación estándar, RMSSD y PNN50, sólo para el grupo de control, y no adecuada para el grupo de enfermos.

Unicamente se encontraron cuatro estudios que abordan la repetibilidad de los estimadores espectrales. En todos, se realizó el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en registros electrocardiográficos de 24 horas (Holter), en tres días diferentes, y por lo tanto reportan la repetibilidad global de la variabilidad producida por la actividad diaria de los sujetos. Kleiger y cols. (5), reportaron en 11 sujetos la buena estabilidad y alta reproducibilidad de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. Hohnloser y cols. (6) reportaron en 17 sujetos normales y 22 enfermos cardiovasculares, la alta reproducibilidad de la variabilidad de la frecuencia cardiaca para los primeros y poco satisfactoria para los segundos. Freed y cols. (7) y Kiorozy y cols. (3) en registros sucesivos de diez minutos, encontraron bajos coeficientes de variación para los índices espectrales, concluyen que la variabilidad de la frecuencia cardiaca es estable. Es de notar que en los anteriores trabajos no se emplearon las maniobras del presente estudio y por lo tanto los resultados no son comparables a los estudios aquí descritos.

6.6.3. Conclusión.

Los índices temporales y espectrales del patrón de la variabilidad de la frecuencia cardiaca producido por las maniobras, resultaron repetibles en tres días diferentes. La actividad simpático - vagal presenta un patrón dinámico, variable en límites estrechos. La respuesta autonómica elicitada por las maniobras es consistente en el tiempo.

6.7. Efecto de la hiperglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

6.7.1. Principales hallazgos.

Los resultados más sobresalientes que se obtuvieron por el aumento de la concentración de glucosa en sangre provocada por la administración de glucosa oral y referidos con relación a la condición de control, son:

- Por análisis temporal.
 - a) Disminución ligera de la media del intervalo R-R (5%).
 - b) Disminución de la presión diastólica. En la recuperación disminución de la presión sistólica.
 - c) Aumento de la frecuencia respiratoria, cambio que se mantiene en la recuperación.
- Por análisis espectral de la variabilidad del intervalo R-R.
 - a) Disminuciones significativas de los componentes normalizados y en unidades absolutas de baja parcial, intermedia y baja estándar.
 - b) Aumentos significativos del componente de alta estándar, con aumento de su frecuencia.
 - c) Disminución significativa de la relación baja/alta.
 - d) Disminución de la pendiente de la regresión entre log potencia - log frecuencia.
- Por análisis espectral de la variabilidad de las presiones.
 - a) Para la sistólica, aumento de la frecuencia del componente de alta. En la recuperación, aumento significativo del componente de intermedia, con aumentos en la frecuencia central del componente de baja parcial y baja estándar. Disminución de la pendiente de la regresión entre log potencia - log frecuencia.
 - b) Para la media en la recuperación, aumento significativo del componente de intermedia.
 - c) Para la diastólica, aumento en la frecuencia del componente de alta. En la recuperación aumento significativo del componente de intermedia.
- Sensibilidad de los barorreceptores por análisis espectral. Disminución de la sensibilidad que persistió en la recuperación.
- Por análisis tono entropía. Aumento de la desviación del índice porcentual y la entropía para las presiones sistólica y media en la recuperación.

- Por función de coherencias. Aumento de la relación lineal a 0.1 Hz entre RR - sistólica y RR - diastólica. En la recuperación se incrementa la relación entre 0.3 y 0.4 Hz para respiración - sistólica.
- Por entropía aproximada. El estadístico aumenta para la presión sistólica en la recuperación.
- Las diferentes formas de expresar los componentes espectrales, normalizada y en unidades absolutas no siempre resultaron en cambios congruentes. La potencia en unidades absolutas de los componentes durante la maniobra es función de la potencia espectral total y de su distribución fraccional, factores que no siempre cambian en la misma dirección.

En la figura 6.7.1.1 se muestran las gráficas de barras correspondientes a las variables que tuvieron cambios significativos durante la hiperglucemia.

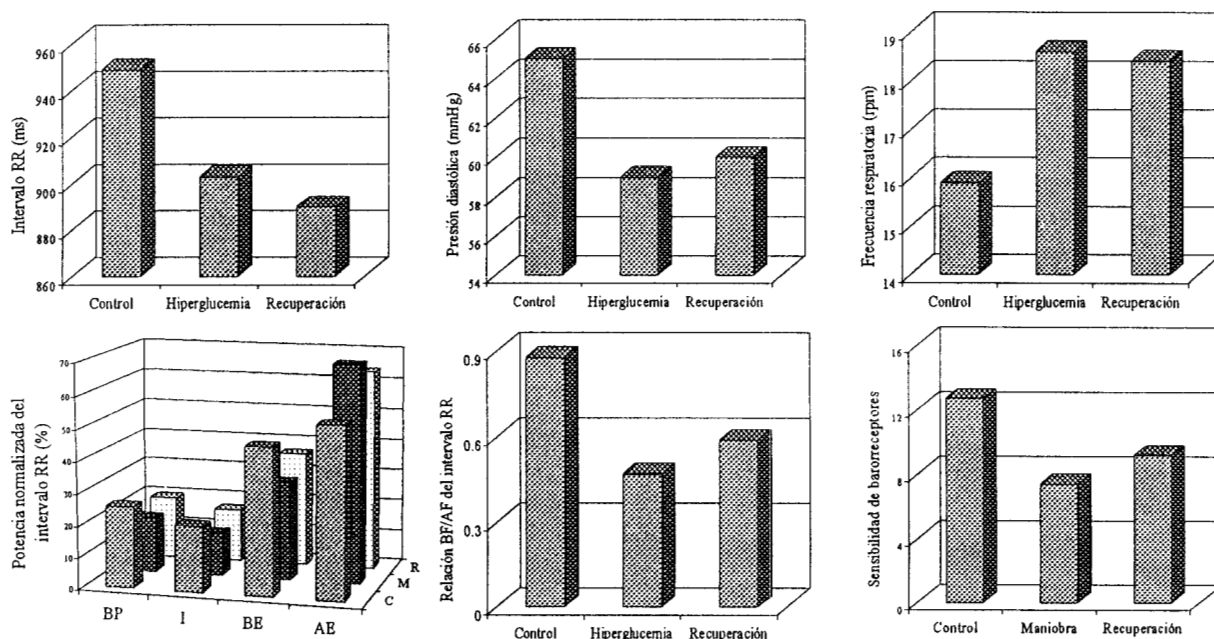


Figura 6.7.1.1. Cambios de las medias de los índices temporales y espectrales de las variables fisiológicas en las tres etapas del estudio. BP = Componente de baja parcial, I = Componente de intermedia, BE = Componente de baja estándar, AE = Componente de alta estándar, C = Control, M = Maniobra, R = Recuperación.

6.7.2. Interpretación funcional.

- La administración de glucosa vía oral a dosis de 1 gr/kg, causó una elevación máxima de 72% en la concentración de glucosa sanguínea a los 40 minutos. Por tanto la magnitud del estímulo hiperglucémico se considera moderado.

- b) Los efectos producidos por la hiperglucemia sobre las variables cardiovasculares y respiratorias son resultado de la interacción entre el hipotálamo (centro de control de la glucemia), los centros nerviosos de control cardiovascular y respiratorio, y la acción central de la insulina.
- c) La hiperglucemia determina un aumento de la frecuencia respiratoria, y por tanto una mayor influencia moduladora del centro de control respiratorio sobre el centro de control cardiovascular y sus efectores, en la misma dirección (por ejemplo el corrimiento hacia la derecha de la frecuencia central del componente espectral de alta del intervalo R- R), pero sin efecto sobre la magnitud de la respuesta, dado que la amplitud respiratoria disminuye. En la recuperación persiste el aumento de la frecuencia respiratoria, sin embargo, el componente de alta disminuye.
- d) Las disminuciones observadas en los componentes de baja parcial, intermedia, baja estándar, de la relación BF/AF y en la pendiente de la regresión entre log potencia - log frecuencia, además del aumento del componente de alta, revelan la disminución de la actividad simpática, y aumento de la parasimpática, sobre el nodo sinusal.
- e) Los cambios en la media del intervalo R - R y en su variabilidad (indicados por la desviación estándar) son compatibles con un ligero aumento de la actividad simpática aunque la RMSSD y el PNN50 no se modifican en forma significativa.
- f) Los cambios de la actividad autonómica sobre el nodo sinusal, evaluados por el análisis temporal, resultan contradictorios a los proporcionados por el análisis espectral. En forma paradójica la hiperglucemia aumenta la frecuencia cardíaca (aumento de la actividad simpática) y aumenta su variabilidad en las altas frecuencias (aumento de la actividad parasimpática).
- g) El estímulo hiperglucémico disminuye el tono del músculo liso arteriolar, lo que determina la disminución de la presión diastólica, sin cambio significativo en su variabilidad. La influencia del reflejo barorreceptor es mínima como lo muestra el sutil aumento de la frecuencia cardíaca, la disminución del componente de intermedia del intervalo R - R y la disminución de la sensibilidad de los barorreceptores.
- h) En la recuperación se restablece parcialmente el reflejo barorreceptor (aumenta el componente de intermedia del intervalo R - R y de la presión sistólica), aumenta la actividad simpática y disminuye la parasimpática al nodo sinusal (aumento del componente

de baja estándar, disminución del de alta y aumento de la relación BF/AF), y aumenta la actividad simpática al músculo liso arteriolar (aumenta el componente de intermedia de la presión diastólica). El aumento de la variabilidad de la presión sistólica (indicada por los aumentos de la desviación del índice porcentual y de la entropía, la disminución de la pendiente de la regresión entre log potencia - log frecuencia y el aumento de la entropía aproximada) a expensas de los componentes de intermedia y alta, es debido a una mayor influencia respiratoria sobre el centro cardiovascular (aumenta la coherencia entre respiración - sistólica).

En la figura 6.7.2.1 se esquematizan las relaciones funcionales entre los centros de control de la glucemia, cardiovascular y respiratorios, así como los cambios en la actividad autonómica sobre los efectores y los principales efectos sobre las variables cardiovasculares y respiratoria producidos por el estímulo hiperglucémico.

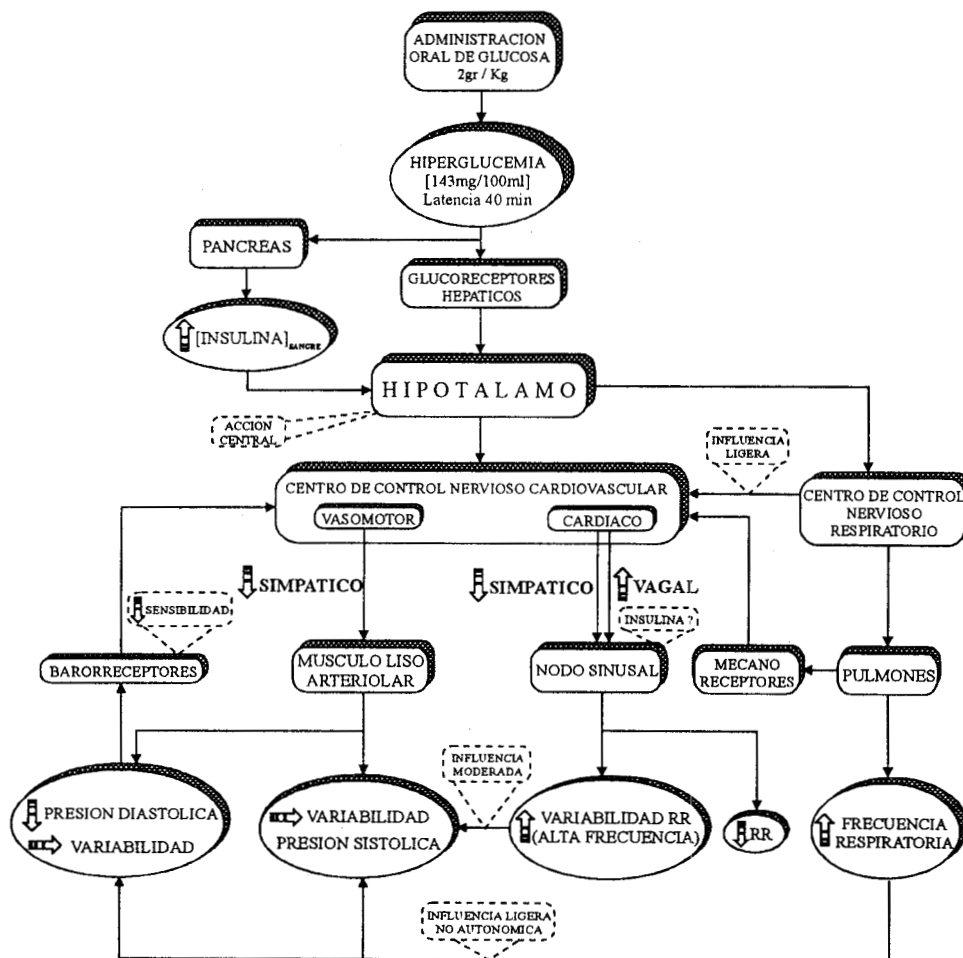


Figura 6.7.2.1. Principales efectos de la hiperglucemia sobre los centros nerviosos de control y sus efectores.

Dos líneas de investigación están relacionadas con el presente estudio.

- Los trabajos que investigan los efectos postprandiales sobre el sistema cardiovascular y su control, con enfoque clínico sobre la hipotensión postprandial que presentan sujetos viejos y pacientes con alteraciones autonómicas (8).
- Los reportes que tratan sobre la respuesta neuroendocrina que provoca la hiperglucemia.

La hiperglucemia por administración oral de glucosa, como se hace en la prueba de tolerancia, determina un aumento en la liberación de insulina, principal mecanismo regulatorio que restablece los niveles de glucosa (9). Young y cols. (10) reportaron que los niveles de noradrenalina no se alteran durante la maniobra. Sin embargo, otros estudios concuerdan que durante la hiperglucemia, sin esclarecer el mecanismo, ocurre un aumento de la actividad simpática, sin cambio en la del parasimpático (11,12), con un efecto dual sobre la liberación de insulina (13):

- Inhibición de la liberación por estimulación de la noradrenalina sobre los beta receptores pancreáticos.
- Aumento de la liberación de insulina por estimulación de la adrenalina sobre los alfa receptores pancreáticos.

En su revisión Porte (13) sugiere que la cardioaceleración debida a la hiperglucemia, puede estar mediada por mecanismo no autonómicos que intervienen en el control de la frecuencia cardiaca.

La respuesta cardiovascular postprandial depende de la cantidad y composición de la comida ingerida. La magnitud de los cambios hemodinámicos es proporcional a la cantidad de comida (14). Las comidas con alta proporción de proteínas determinan cambios apreciables en la frecuencia cardiaca, gasto cardiaco y en la presión arterial, mientras que las ricas en carbohidratos alteran en menor proporción las variables mencionadas (15). En sujetos jóvenes la ingestión de comida (equivalente a un desayuno de 400 kilocalorías) produce los siguientes efectos:

- Aumento de flujo mesentérico (16).
- Aumento de la frecuencia cardiaca y gasto cardiaco (17,18,19), o no cambio del gasto cardiaco y volumen sistólico (20).
- Disminución de la resistencia vascular periférica (17), con aumento de la resistencia vascular en el brazo (21).

- Aumento de la concentración de noradrenalina (22,23,24), o no cambio en su concentración (18,20,25).
- Aumento del número de impulsos nerviosos en eferentes simpáticos, indicado por microneurografía (26).
- Incremento del componente de baja, sin cambio en el componente de alta (20,27), o disminución del componente de alta (28), por análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, cambios que sugieren el aumento de la actividad simpática y disminución de la parasimpática, respectivamente.
- Aumento o no cambio de las presiones sistólica y media (20,22). Efectos explicados por: la disminución de sangre al lecho esplácnico, disminuye la precarga y la presión arterial, con lo que se dispara el reflejo barorreceptor, que aumenta la actividad simpática sobre el corazón y los vasos, con el incremento consecuente de la contractilidad, la frecuencia cardíaca y el gasto cardíaco (17,20).

El aumento en la actividad vagal, como lo sugiere el análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca encontrado en el presente estudio, no concuerda con los reportado por los estudios sobre la respuesta neuroendocrina elicitada por la hiperglucemia (aumento de la actividad simpática). Pero explica mejor la respuesta contrarregulatoria al estímulo, ya que la actividad parasimpática es conocida de potenciar la liberación de insulina (29). El ligero aumento de la frecuencia cardíaca (5%) podría deberse como lo sugirió Porte (13) a la influencia sobre el nodo sinusal de mecanismos no autonómicos, candidato que podría ser la insulina (30). En la revisión bibliográfica no se encontraron estudios que hayan utilizado el análisis espectral de variables cardiovasculares para determinar los cambios en el sistema nervioso autónomo provocados por la hiperglucemia.

En general, los cambios cardiovasculares encontrados en el presente estudio son de poca magnitud. La disminución de la presión diastólica, reflejo de la disminución de la resistencia vascular periférica, es acorde con lo reportado por Fagan y cols. (17) y Porte y cols. (13), explicada por la disminución del flujo autonómico simpático al músculo liso arteriolar. La disminución de la sensibilidad de los barorreceptores concuerda con lo reportado (31). El anterior efecto podría ser mediado, ya sea por la influencia hipotalámica (32), o directa de la glucosa sobre el centro de control cardiovascular. Dado que la administración de glucosa oral no cambia el flujo mesentérico (33), como lo hace la ingestión de comida, no provoca los

cambios hemodinámicos mencionados. El efecto sobre la respiración, aquí encontrado, no ha sido reportado.

6.7.3. Conclusiones.

El aumento del 72 % en la concentración de la glucosa sanguínea dada por la administración oral de glucosa, determina en la muestra de sujetos estudiados:

- a) Aumento en la actividad parasimpática al nodo sinusal, indicada por los parámetros del análisis espectral del intervalo R - R, no atribuible a influencias del centro respiratorio.
- b) Disminución ligera en la actividad autonómica simpática al músculo liso arteriolar (disminución de la presión diastólica).
- c) Disminución de la actividad del reflejo barorreceptor, indicada por el método espectral.
- d) Los cambios autonómicos son sutiles pero totalmente discernibles por medio de las técnicas de análisis empleadas.

VERIFICADO Y AUTORIZADO POR EL DIRECTOR GENERAL DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS Y TECNOLÓGICAS

6.8. Efecto de la hipoglucemia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

6.8.1. Principales hallazgos.

Los resultados más sobresalientes que se observaron como producto de la disminución de la concentración de glucosa en sangre, dada por la administración de insulina vía subcutánea, y referidos con relación a la condición de control, son:

- Por análisis temporal.
 - a) Aumentos de la amplitud y frecuencia respiratorias.
 - b) Disminuciones significativas de la media del intervalo R-R (13%) y de su variabilidad (indicada por el RMSSD).
 - c) Aumento de la presión sistólica.
 - d) Disminución ligera de la sensibilidad de los barorreceptores por el método de secuencias.
- Por análisis espectral de la variabilidad del intervalo R-R.
 - a) Aumento significativo de los componentes normalizados de baja parcial y baja estándar con corrimiento de la frecuencia hacia la izquierda.
 - b) Disminución significativa de la potencia espectral total, del componente de alta estándar (normalizado y absoluto), con aumento de su frecuencia central.
 - c) Aumento significativo de la relación baja/alta.
 - d) En la recuperación se mantiene el aumento de la baja parcial, de la baja estándar, de la relación BF/AF y la disminución del componente de alta.
- Por análisis espectral de la variabilidad de las presiones.
 - a) Para la sistólica, disminución significativa del componente de alta, con aumento de su frecuencia central y aumento de la relación BF/AF. En la recuperación aumento significativo del componente de intermedia.
 - b) Para la media en la recuperación, disminución significativa del componente de baja parcial y aumento del componente de intermedia.
 - c) Para la diastólica, disminución significativa del componente de alta y aumento de la relación BF/AF. En la recuperación aumento significativo de los componentes de baja parcial e intermedia.

- Por análisis tono entropía. Disminución en forma significativa de la desviación del índice porcentual para el intervalo R-R y para la presión sistólica. En la recuperación asciende el tono del intervalo R - R.
- Por función de coherencias. Aumento de la relación lineal en el rango de frecuencia de 0.3 a 0.4 Hz para la respiración - RR, la respiración - sistólica, la respiración - diastólica, y disminución a 0.1 Hz de la relación entre RR - sistólica.
- Por mapas de retorno. Aumento del coeficiente de correlación del sexto retraso para el intervalo R-R. En la fase de recuperación aumentos del primero y sexto retraso para la misma variable.
- Las diferentes formas de expresar los componentes espectrales, normalizada y en unidades absolutas no siempre resultaron en cambios congruentes. La potencia en unidades absolutas de los componentes durante la maniobra es función de la potencia espectral total y de su distribución fraccional, factores que no siempre cambian en la misma dirección.

En la figura 6.8.1.1 se muestran las gráficas correspondientes a las medias de los estimadores pertenecientes a las variables que tuvieron cambios significativos durante la hipoglucemia.

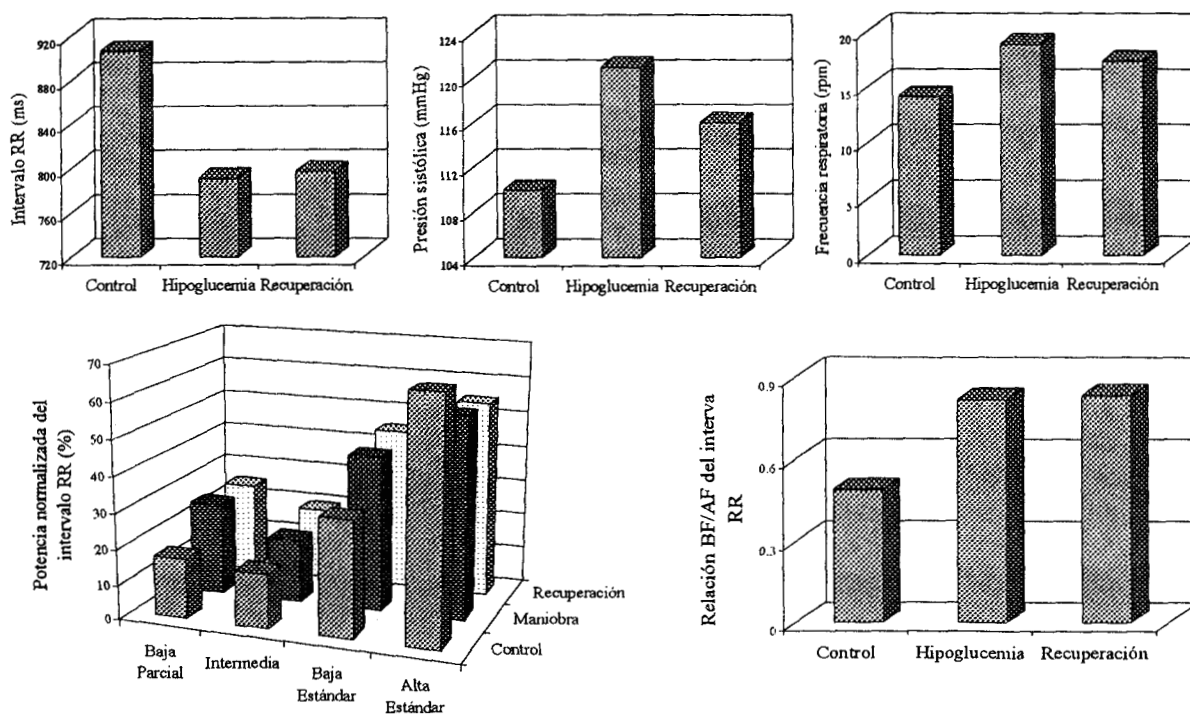


Figura 6.8.1.1. Comportamiento de las medias de los índices temporales y espectrales de las variables fisiológicas durante las tres fases del estudio.

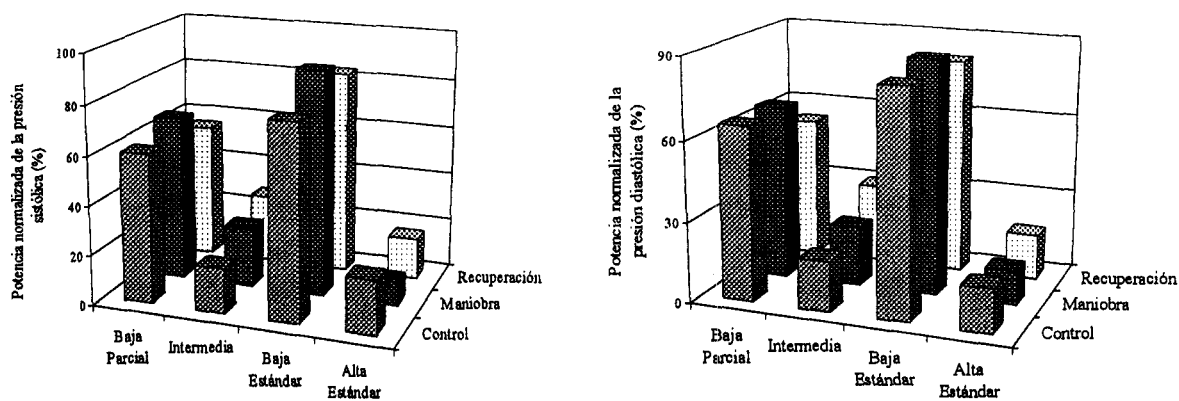


Figura 6.8.1.1. (Continuación) Comportamiento de las medias de los índices temporales y espectrales de las variables fisiológicas durante las tres fases del estudio.

6.8.2. Interpretación funcional.

- a) La administración de insulina vía subcutánea a dosis de 2 UI/kg, determinó una disminución máxima de 43% en la concentración de glucosa sanguínea a los 93 minutos. Por tanto la magnitud del estímulo hipoglucémico se considera moderado.
- b) La respuesta respiratoria y cardiovascular observada es consecuencia, que sobre el hipotálamo ejercen los glucorreceptores, la insulina y la neuroglucopenia.
- c) El estímulo hipoglucémico provoca un aumento significativo de la frecuencia y amplitud de la respiración, por tanto una tendencia moduladora de la misma sobre los parámetros cardiovasculares.
- d) Los aumentos de los componentes de baja parcial, baja estándar y de la relación BF/AF, junto con las disminuciones del intervalo R -R, de su variabilidad, de la potencia espectral total, del componente de alta y de la frecuencia del componente de baja estándar, indican indudablemente, el aumento de la actividad simpática e inhibición de la parasimpática sobre el nodo sinusal. Dado el mayor efecto sobre el componente de alta absoluta que sobre el de baja absoluta, es probable que el estímulo hipoglucémico influya más la actividad del simpático que la del parasimpático.
- e) El aumento de la presión sistólica y la disminución de su variabilidad, sobre todo la de alta frecuencia, es reflejo en parte de los cambios en el intervalo R - R (aumentos de la frecuencia cardiaca, con disminución de su variabilidad).
- f) La hipoglucemia aumenta ligeramente la actividad simpática al músculo liso arteriolar, efecto indicado por la disminución de la variabilidad, sobre todo la de alta frecuencia de la

presión diastólica. No es consistente la alteración de la sensibilidad de los barorreceptores (falta de concordancia entre los dos métodos de valoración).

- g) En la recuperación los cambios espectrales en la presión diastólica (disminución del componente de baja parcial y aumento del de intermedia) indican un ligero incremento en el reflejo de los barorreceptores.
- h) La mayor actividad simpática determina una menor regularidad (menor variabilidad) del intervalo R - R, evaluada por los mapas de retorno.
- i) La respuesta cardiovascular a un factor estresante como la hipoglucemia, va encaminada a elevar el flujo sanguíneo al sistema nervioso central.

En la figura 6.8.2.1 se esquematizan las relaciones funcionales entre los centros de control de la glucemia, cardiovascular y respiratorios, así como los cambios en la actividad autonómica sobre los efectores y los principales efectos sobre las variables cardiovasculares y respiratoria.

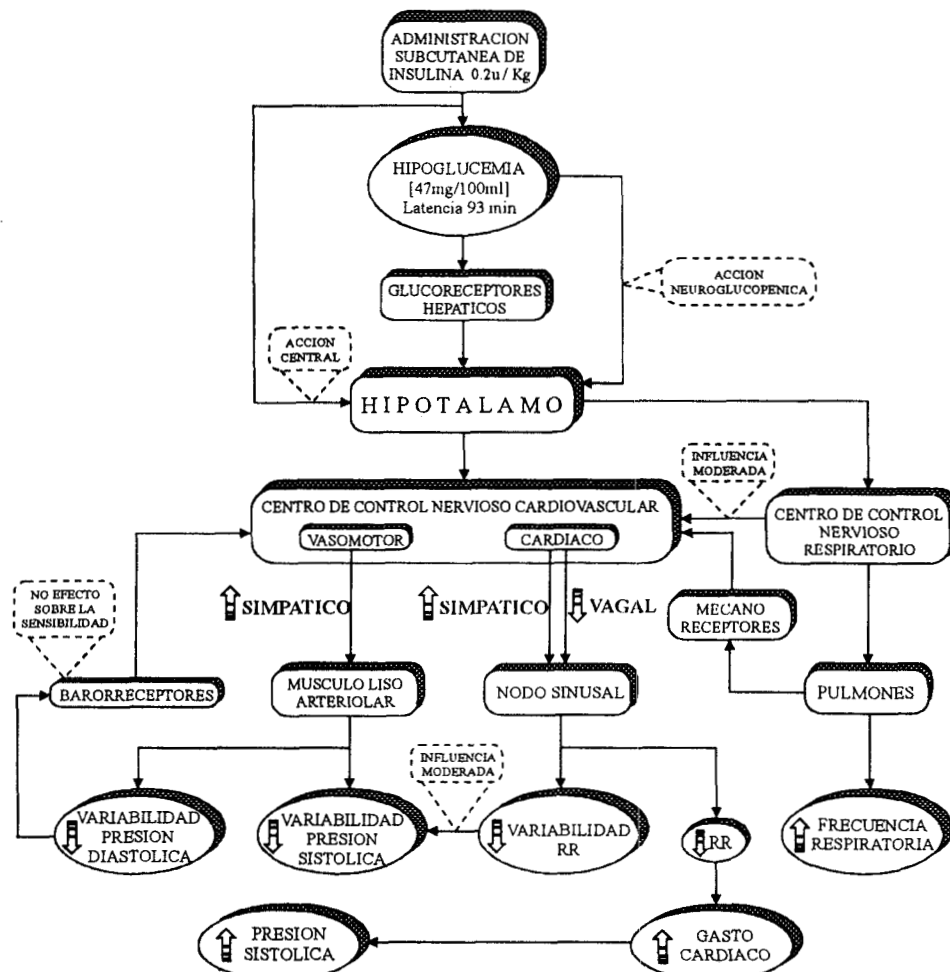


Figura 6.8.2.1. Principales efectos determinados por la hipoglucemia sobre los centros de control y sus efectores.

La hipoglucemia inducida por insulina, es una maniobra que ha sido utilizada para estudiar los efectos nerviosos y hormonales responsables del restablecimiento de los niveles de glucosa (34). Según la evidencia experimental existente (35,36,37) la hipoglucemia estimula la secreción de adrenalina suprarrenal, pero no de noradrenalina por el simpático y altera directamente el funcionamiento cerebral. Razón por la cual sus efectos se han clasificado en adrenérgicos y neuroglucopérgicos (38,39). El umbral glucémico, para el disparo de los mecanismos contrarregulatorios, está situado ligeramente por debajo del nivel normal, 69 mg/100 ml, mientras que para la aparición de los síntomas (palpitaciones, temblor, sudoración y palidez) es de 53 mg/ml. La muestra de sujetos aquí estudiados sobrepasa ambos umbrales, poniendo en marcha (vía glucorreceptores y por neuroglucopenia) el aumento en la actividad simpática, con disminución concomitante de la parasimpática, como una respuesta que coadyuva al restablecimiento de los niveles de glucosa y que persiste aún después de logrado el restablecimiento. Ya Hilsted y cols. (40) habían reportado el aumento en la secreción de noradrenalina en la hipoglucemia, sin poder determinar el origen del neurotransmisor. Los hallazgos del presente estudio no dejan duda acerca del aumento de la actividad autonómica simpática. En la revisión bibliográfica no se encontraron estudios que hayan utilizado el análisis espectral de variables cardiovasculares para determinar los cambios en el sistema nervioso autónomo provocados por la hipoglucemia. Se corrobora la respuesta cardiovascular reportada (41), aumentos de la frecuencia cardíaca y presión sistólica mediada probablemente por la acción cerebral de la insulina (30,42) y que en condiciones patológicas, podría llevar a la hipertensión (43,44). No se corrobora el aumento en la sensibilidad de los barorreceptores, encontrada en ratas y atribuida a la acción de la insulina sobre el hipotálamo (30,32).

6.8.3. Conclusiones.

La disminución de 43% en la concentración de la glucosa sanguínea, inducida por la administración de insulina, determina en la muestra de sujetos estudiados:

- a) Ligero aumento en la actividad autonómica simpática e inhibición de la parasimpática sobre el nodo sinusal, efectos indicados por los parámetros de los análisis temporal, espectral y tono - entropía. Los cambios en la variabilidad del intervalo R - R tienen influencia sobre la variabilidad de la presión sistólica

- b) Ligero aumento de la actividad simpática al músculo liso arteriolar indicado por los parámetros del análisis espectral de la presión diastólica.
- c) El aumento en la actividad simpática, que persiste en la recuperación, participa probablemente como un mecanismo contrarregulatorio para la restauración a la normalidad de los niveles de glucosa.
- d) La respuesta cardiorrespiratoria que acompaña al aumento de la actividad simpática, es un mecanismo que atenúa los efectos de la maniobra estresante hipoglucemia.

6.9. Efecto de la hiperoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

6.9.1. Principales hallazgos.

Los hallazgos más importantes que resultaron como producto del aumento de 4% en la saturación arterial de O₂, referidos con relación a la condición de control, son:

- Por análisis temporal.
 - a) Disminución del volumen corriente sin modificación significativa de las variables ventilatorias, volumen espirado minuto, frecuencia respiratoria, presión alveolar de CO₂ y de la relación volumen minuto sobre saturación de O₂.
 - b) Aumento significativo del intervalo R-R (5%) sin cambio de la pendiente de la relación frecuencia cardíaca sobre saturación.
 - c) Aumento ligero pero significativo de las presiones sistólica, diastólica y media en la recuperación.
- Por análisis espectral de la variabilidad del intervalo R-R.
 - a) Disminuciones significativas de los componentes normalizados de baja parcial y de baja estándar.
 - b) Aumentos significativos del componente de alta (normalizado, absoluto y como amplitud), y de la potencia espectral total.
 - c) Disminución significativa de la relación baja/alta.
 - d) En la recuperación persistieron la disminución del componente de baja estándar y el aumento del componente de alta acompañado de incremento significativo del componente de intermedia.
- Por análisis espectral de la variabilidad de las presiones.
 - a) Para la sistólica. En la recuperación, disminuciones significativas de los componentes de baja parcial, baja estándar, alta absoluta y de la potencia espectral total.
 - b) Para la diastólica. En la recuperación, aumento significativo del componente normalizado de alta y disminución significativa de la relación baja/alta.
- Por análisis Tono - Entropía. En la recuperación el tono se hizo más negativo para la presión sistólica.
- Por mapas de retorno. En la recuperación, disminución coeficiente de correlación para el primer retraso de retorno para los intervalos R-R y la presión diastólica.

- Las diferentes formas de expresar los componentes espectrales, normalizada y en unidades absolutas no siempre resultaron en cambios congruentes. La potencia en unidades absolutas de los componentes durante la maniobra es función de la potencia espectral total y de su distribución fraccional, factores que no siempre cambian en la misma dirección.

En la figura 6.9.1.1 se muestran las gráficas correspondientes a las medias de los estimadores pertenecientes a las variables que tuvieron cambios significativos durante la hiperoxia.

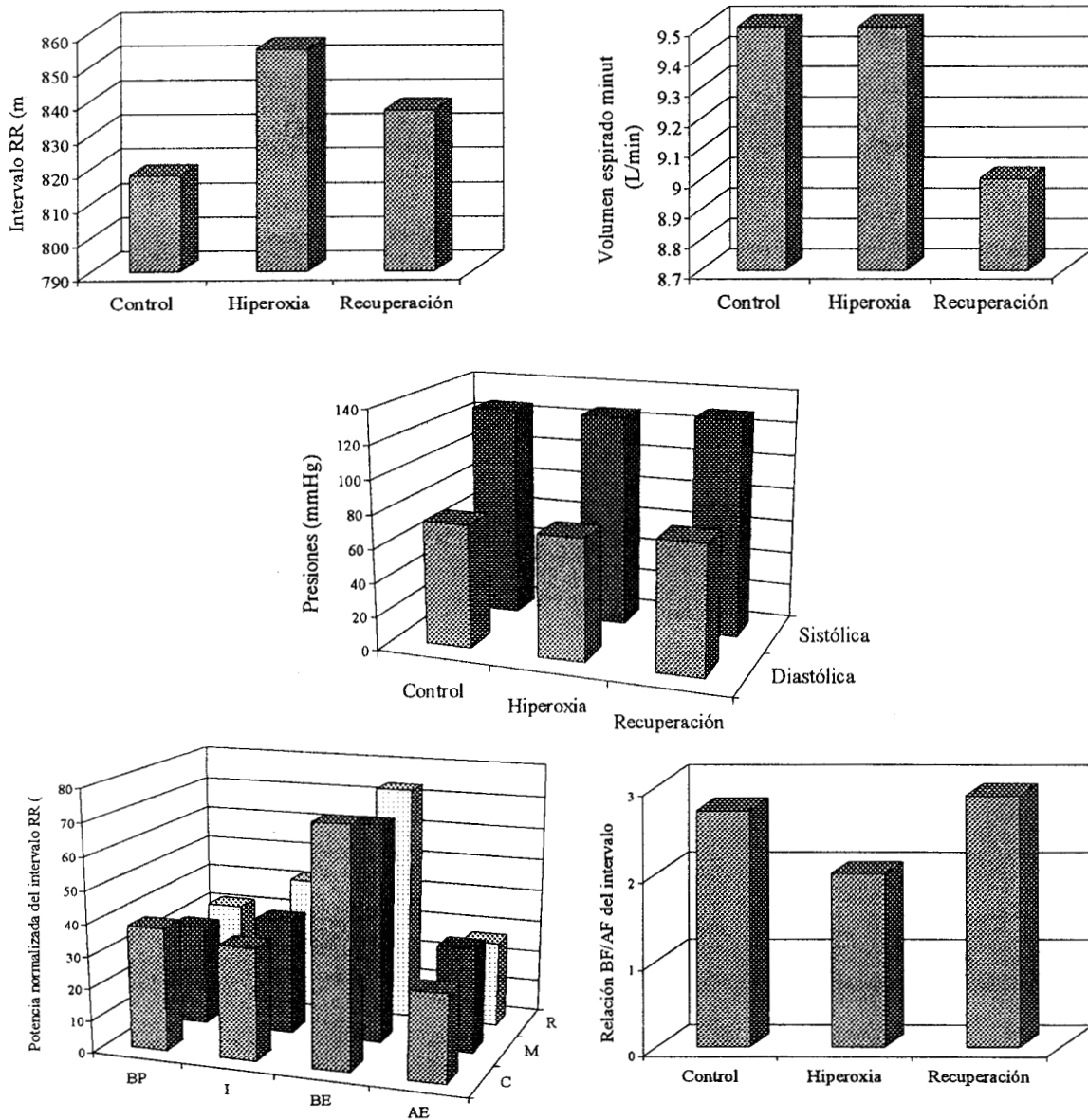


Figura 6.9.1.1. Comportamiento de las medias de los índices temporales y espectrales de las variables durante las etapas del protocolo. BP = Componente de baja parcial, I = Componente de intermedia, BE = Componente de baja estándar, AE = Componente de alta estándar, C = Control, M = Hiperoxemia, R = Recuperación.

6.9.2. Interpretación funcional.

- a) La respiración de oxígeno al 100% durante 2 minutos elevó la saturación arterial de O₂ al 99%, equivalente a una presión parcial arterial de O₂ de 200 mmHg, así el estímulo hiperóxico puede ser considerado de corta duración.
- b) El estímulo hiperóxico no determinó una hipoventilación significativa (como la reportan otros estudios) debido probablemente a la disminución de la sensibilidad al oxígeno de los quimiorreceptores respiratorios. En consecuencia la influencia moduladora que la respiración podría ejercer (por mecanismos centrales o mecánicos) sobre el funcionamiento cardiovascular, es en todo caso mínimo.
- c) La ligera disminución de la frecuencia cardíaca (1.1%), en proporción al aumento de la saturación arterial de O₂, es menor con relación a la reportada en otros estudios (10%). Hecho que podría ser explicado por la disminución de la influencia respiratoria sobre el centro de control cardiovascular.
- d) Los aumentos en el intervalo R - R, de su variabilidad, de la potencia espectral total y del componente de alta frecuencia, sumadas a las disminuciones en el componente de baja estándar y de la relación BF/AF indican en forma consistente el aumento en la actividad parasimpática y disminución de la simpática sobre el nodo sinusal. La hiperoxia al tener un efecto más congruente sobre las distintas formas de expresar el componente de alta (normalizado, absoluto y como amplitud) que sobre el de la baja, podría reflejar su mayor influencia sobre la actividad vagal. En la recuperación se recobra la actividad simpática al nodo sinusal vía el reflejo barorreceptor (aumento del componente de intermedia).
- e) La hiperoxia no afecta en forma significativa el grado de actividad autonómica al músculo liso arteriolar (no cambio en los índices temporales y espectrales de la presión diastólica). Este hecho puede ser explicado por la disminución de la sensibilidad a la hiperoxia del centro de control respiratorio, por la nula influencia de éste sobre el centro de control cardiovascular o por la atenuación de la sensibilidad del músculo liso arteriolar a la hiperoxia. En la recuperación, el aumento de la presión arterial podría deberse al aumento de la resistencia vascular periférica, determinada por el aumento de la actividad simpática del centro vasomotor (aumento del componente de intermedia de la presión diastólica).
El cambio en la variabilidad del intervalo R - R no tiene un efecto significativo sobre la variabilidad de la presión sistólica.

f) La disminución en el grado de regularidad del intervalo R - R y la presión diastólica, indicado por los mapas de retorno durante la recuperación, sugiere que los sistemas de control disminuyen su complejidad probablemente por el aumento de la actividad simpática.

En la figura 6.9.2.1 se esquematizan las relaciones funcionales entre los centros de control de la hiperoxemia, cardiovascular y respiratorios, así como los cambios en la actividad autonómica sobre los efectores y los principales efectos sobre las variables cardiovasculares y respiratoria producidos por el estímulo hiperóxico.

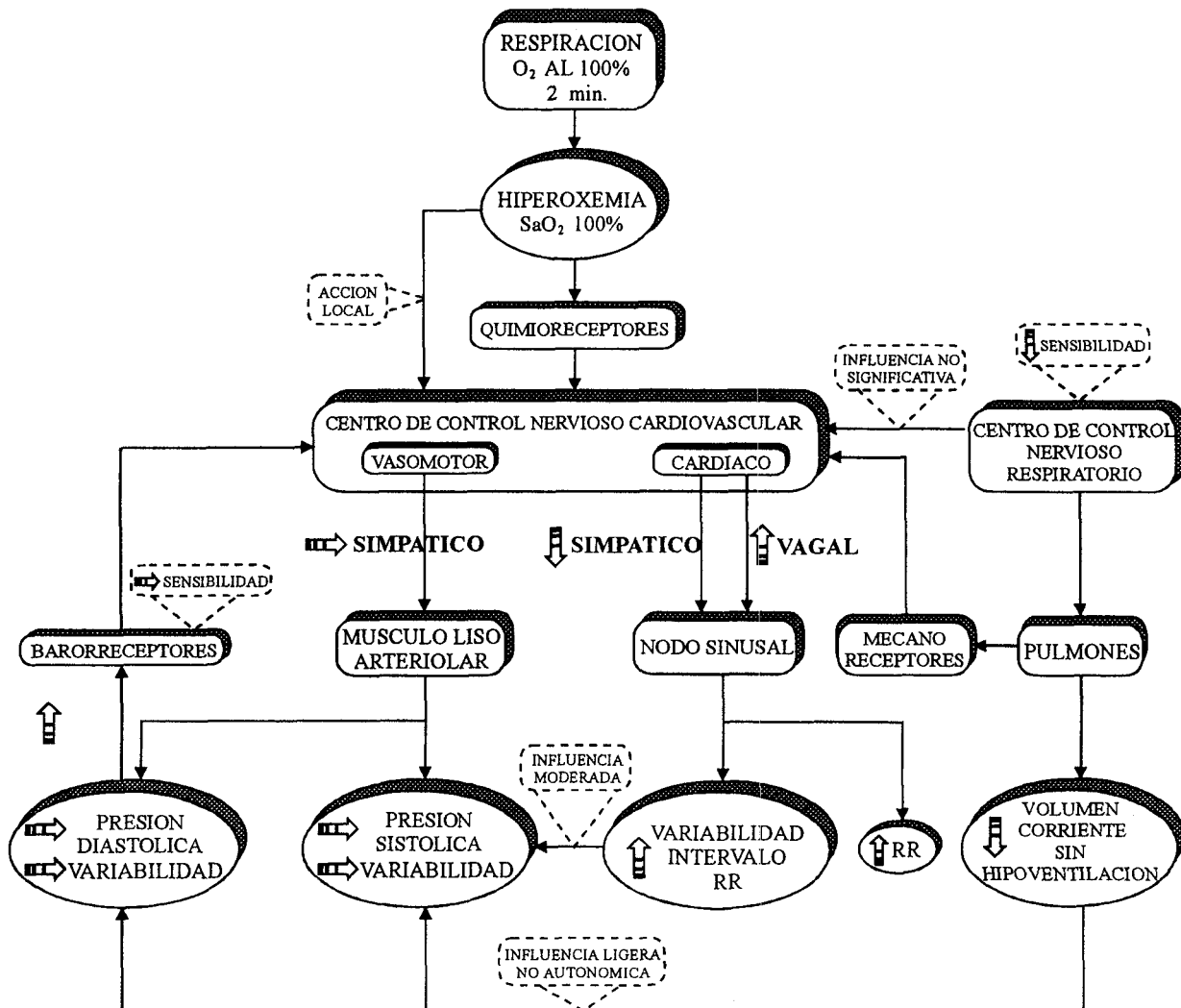


Figura 6.9.2.1. Principales efectos de la hiperoxemia sobre los centros de control y sus efectores.

En la fisiología del ejercicio y medicina de la aviación, se ha estudiado extensivamente los efectos que sobre los sujetos sanos provoca la administración de O₂ al 100%. En la clínica, es práctica común la administración de O₂ a pacientes en estado crítico o con hipoxemia tanto aguda como crónica.

Los efectos, en el estado estable, que sobre los sistemas autónomo, respiratorio y cardiovascular determina el oxígeno al 100%, son:

- Disminución transitoria (3 minutos) de la ventilación pulmonar, indicada por el decremento de la presión alveolar de CO₂ (45,46).
- Disminución de la frecuencia cardiaca (45,47).
- No cambio en la presión arterial (47).
- Disminución del flujo sanguíneo a las extremidades (47,48).
- No cambio en la concentración de noradrenalina en la sangre (47,49).
- Disminución del número de impulsos nerviosos en eferentes simpáticos medidos por microneurografía (47).

La hiperoxia, al inhibir la actividad de los quimiorreceptores sobre el centro respiratorio, determina la hipoventilación (45,46). Disminuye la actividad simpática, del centro de control cardiaco, sobre el nodo sinusal (bradicardia). Efecto indicado por la microneurografía, pero no por la medición de la noradrenalina en plasma, neurotransmisor que resulta poco sensible para evaluar cambios sutiles en la actividad simpática (47,49). La vasoconstricción es producto del efecto local ejercido por la hiperoxemia, sobre el músculo liso arteriolar (47,48), cambio sin la magnitud suficiente para alterar la presión arterial (47).

En el presente estudio se administró O₂ al 100% durante 2 minutos. Los efectos fueron registrados en el estado no estable, transitorio, protocolo que contrasta con el comúnmente utilizado por los investigadores. En estas condiciones, no se presentó la hipoventilación reportada, posiblemente por la disminución de la sensibilidad de los quimiorreceptores, que presentan los residentes de la altitud (50,51). La bradicardia y el no cambio en la presión arterial son resultados acordes con los reportados (45,47). El análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, por la distribución frecuencia - tiempo empleada, muestra el aumento de la actividad parasimpática y disminución de la simpática al nodo sinusal. Es la primera evidencia que se encuentra acerca del efecto de la hiperoxemia sobre la actividad vagal. Más aún, en la revisión bibliográfica realizada no se encontraron estudios que

COORDINACION DE SERVICIOS
DOCUMENTALES - BIBLIOTECA

hayan aplicado una distribución frecuencia - tiempo para el análisis espectral de los efectos de la hiperoxia sobre las variabilidades del intervalo R-R y la presión arterial. La disminución del simpático concuerda con lo reportado por microneurografía (47). Los índices temporales y espectrales de la variabilidad de la presión arterial, reflejaron la vasoconstricción periférica, por efecto local de la hiperoxemia, que se presentó en la recuperación. Etapa en la que se producen los mayores cambios en los índices del análisis no lineal y que sugieren alteración significativa en la dinámica del sistema cardiovascular.

6.9.3. Conclusiones.

- a) El estímulo hiperóxico de corta duración determina en el periodo transitorio, la muestra de sujetos estudiados, un aumento de la actividad parasimpática y disminución de la simpática al nodo sinusal, sin cambio en el flujo autonómico al músculo liso arteriolar, efectos indicados por los índices de los análisis temporal y espectral.
- b) En la recuperación, los índices temporales y espectrales de la variabilidad de la presión arterial, muestran la vasoconstricción periférica debida al efecto local de la hiperoxemia.
- c) La magnitud de la respuesta, observada en el periodo transitorio, de los sistemas respiratorio y cardiovascular a la hiperoxemia, es sutil pero totalmente discernible en la muestra de sujetos estudiados.

6.10. Efecto de la hipoxia sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

6.10.1. Principales hallazgos.

Los resultados más significativos que se encontraron en el periodo transitorio, como producto de la disminución de 24% en la saturación arterial de O₂ y referidos con relación a la condición de control, son:

- Por análisis temporal.
 - a) Ligero aumento (no significativo) de las variables ventilatorias, volumen espirado minuto, frecuencia respiratoria, con una ligera disminución (no significativa) de la presión alveolar de CO₂. En congruencia, la pendiente de la relación volumen minuto sobre saturación no cambió en forma significativa.
 - b) Disminución significativa del intervalo R-R (18%) con disminución de su variabilidad, cambio consecuente con el aumento significativo de la pendiente de la relación frecuencia cardíaca sobre saturación.
 - c) Disminuciones significativas de la variabilidad de las tres presiones arteriales (indicado por el RMSSD). En la recuperación disminuyeron significativamente las medias de las presiones sistólica, diastólica y media.
 - d) Disminución significativa de la sensibilidad de los barorreceptores, cambio que persistió en la recuperación
- Por análisis espectral de la variabilidad del intervalo R-R.
 - a) Aumento significativo del componente normalizado de baja estándar con corrimiento de su frecuencia hacia la izquierda, cambio que persistió durante la recuperación.
 - b) Disminución significativa del componente de alta estándar (normalizado, absoluto y como amplitud). El cambio de la componente de alta en unidades absolutas y como amplitud es mayor que el observado en el componente de baja estándar.
 - c) Aumento significativo de la relación baja/alta.
 - d) Aumento en forma significativa de la pendiente de la regresión entre log potencia - log frecuencia.
 - e) En la recuperación, persistió la disminución del componente de baja estándar y el aumento del componente de alta, acompañados de incrementos significativos de los de baja parcial e intermedia.

- Por análisis espectral de la variabilidad de las presiones.
 - a) Para la sistólica, aumento significativo de la amplitud del componente de baja parcial, con corrimiento de la frecuencia central del componente de baja estándar hacia la izquierda.
 - b) Para la media, aumentos significativos de las amplitudes de los componentes de baja parcial y baja estándar.
 - c) Para la diastólica, aumento significativo, del componente normalizado de baja estándar, disminución significativa del componente de alta estándar y aumento significativo de la relación baja/alta. La pendiente de la regresión entre log potencia - log frecuencia se incrementó en forma significativa.
- Por análisis tono - entropía. Disminución en forma significativa la desviación del índice porcentual y la entropía para el intervalo R-R y para las tres presiones. En la recuperación el tono se hizo más negativo para el intervalo R-R y las presiones media y diastólica.
- Por mapas de retorno. Aumento del coeficiente de correlación para el primer y sexto retraso, aumentó para el intervalo R-R y sólo el sexto para la presión sistólica.
- Las diferentes formas de expresar los componentes espectrales, normalizada, en unidades absolutas y como la máxima amplitud no siempre resultaron en cambios congruentes. La potencia en unidades absolutas de los componentes durante la maniobra es función de la potencia espectral total y de su distribución fraccional, factores que no siempre cambian en la misma dirección.

En la figura 6.10.1.1 se muestran las gráficas correspondientes a las medias de los estimadores pertenecientes a las variables que tuvieron cambios significativos durante la hipoxia.

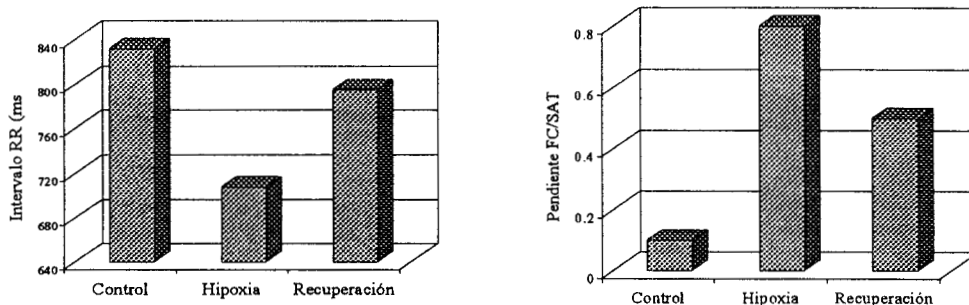


Figura 6.10.1.1. Cambios de los índices temporales y espectrales de las variables fisiológicas en las tres etapas del estudio.

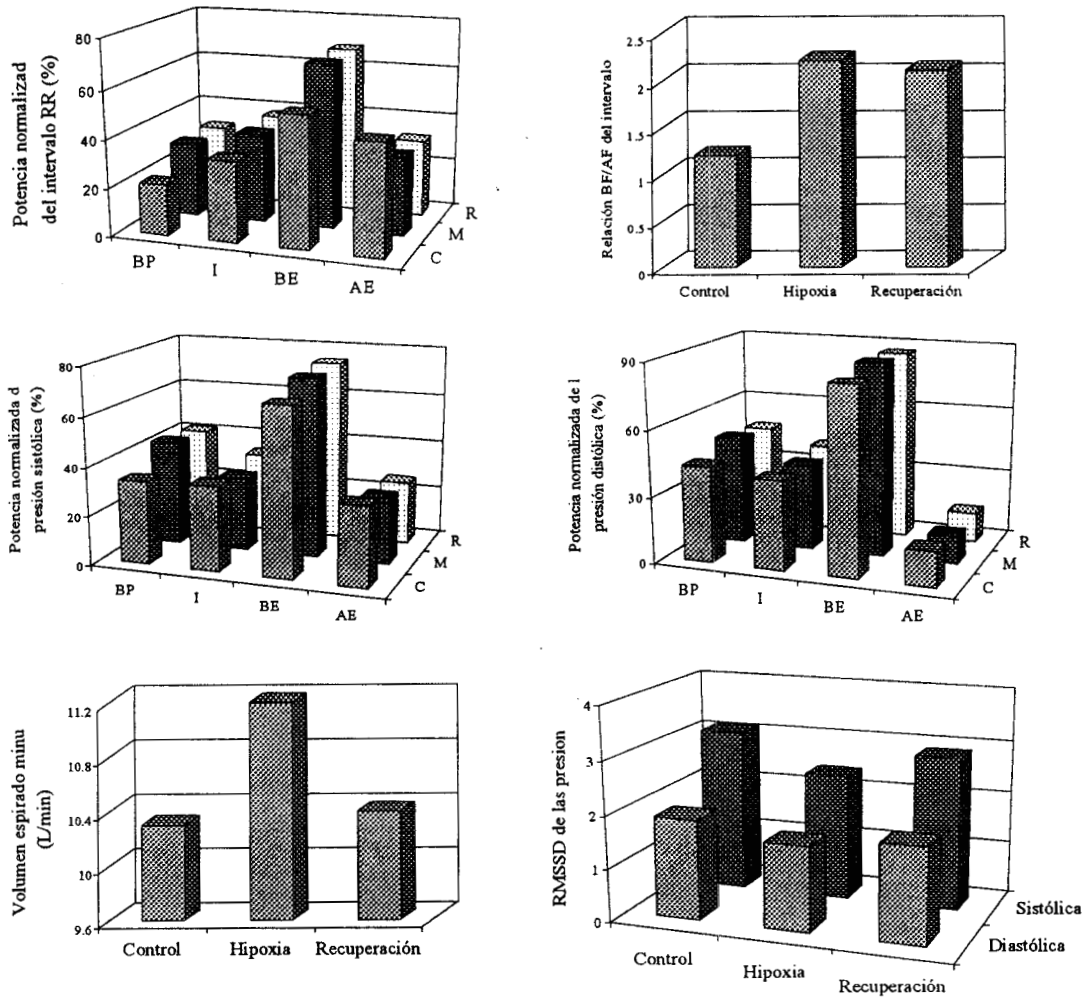


Figura 6.10.1.1. (Continuación) Cambios de los índices temporales y espectrales de las variables fisiológicas en las tres etapas del estudio. BP = Componente de baja parcial, I = Componente de intermedia, BE = Componente de baja estándar, AE = Componente de alta estándar, C = Control, M = Hipoxemia, R = Recuperación, FC/SAT = Frecuencia cardiaca / Saturación de O₂.

6.10.2. Interpretación funcional.

- La respiración de una mezcla gaseosa de oxígeno al 12%, durante 2 minutos, causó una disminución del 13% en la saturación arterial de O₂, que equivale a una presión parcial arterial de O₂ de 40 mmHg. Situación que puede ser considerada como una hipoxemia moderada.
- El estímulo hipóxico no provocó la hiperventilación esperada (no cambio significativo en las variables respiratorias) debido a la disminución de la sensibilidad de los quimiorreceptores respiratorios. Por tanto la influencia respiratoria (tanto la mediada por

mecanismos centrales como por mecánicos) no puede ser considerada como un factor modulador importante de la respuesta cardiovascular.

- c) El aumento de la frecuencia cardiaca, con relación con la disminución de la saturación de O_2 , no fue de la magnitud esperada (de acuerdo a lo reportado) debido a la atenuación que presenta el centro de control cardiovascular a la hipoxia.
- d) Las disminuciones del intervalo R - R (aumento de 18% de la frecuencia cardiaca) y de su variabilidad, en conjunto con los aumentos de los componentes de baja frecuencia, de la relación Baja/Alta y de la pendiente de la regresión entre log potencia - log frecuencia, además de las disminuciones del componente de alta frecuencia, de la desviación del índice porcentual y de la entropía, traducen el aumento en la actividad del simpático y disminución de la del parasimpático al nodo sinusal. Dado el menor cambio de las unidades absolutas y la amplitud del componente de baja frecuencia, con relación a las pertenecientes al componente de alta, se podría sugerir el mayor efecto de la hipoxia sobre la actividad parasimpática, que sobre la simpática.
- e) La disminución de la variabilidad de las tres presiones, indicada por los índices temporales, la desviación del índice porcentual y la entropía, en conjunto con los aumentos del componente de baja (sobre todo para la presión diastólica) y de la pendiente de la regresión entre log potencia - log frecuencia, revelan el aumento moderado en la actividad simpática del centro vasomotor al músculo liso arteriolar. Parte de la modulación de la variabilidad de la presión sistólica puede ser debida a la variabilidad del R-R.
- f) Es notorio el no efecto de la hipoxemia sobre la media de las tres presiones, que podría ser explicado ya sea por la disminución de la sensibilidad del músculo liso a la hipoxia, o a la actividad simpática. En la recuperación, la resistencia vascular periférica disminuye (disminución de la presión diastólica), a pesar de la persistencia del aumento de la actividad simpática al músculo arteriolar, y de la respuesta ya normalizada del reflejo barorreceptor (indicada por los aumentos del componente de intermedia y de la sensibilidad de barorreceptores) como consecuencia, probablemente ya sea, del aumento de la actividad de mecanismos locales vasodilatadores o del efecto local de la hipoxemia.
- g) La disminución en el grado de regularidad de las variables fisiológicas, indicada por los mapas de retorno, es debida a la disminución generalizada de la respuesta de los centros nerviosos de control respiratorio y cardiovascular.

h) Es probable que la muy moderada respuesta autonómica a la hipoxia observada en el estudio, sea consecuencia de mecanismos funcionales de adaptación a la hipoxia crónica, a que están sometidos los residentes de la ciudad de México (590 mmHg de presión barométrica).

En la figura 6.10.2.1 se esquematiza las principales interacciones y efectos de la hipoxemia sobre los centros de control respiratorio y cardiovascular.

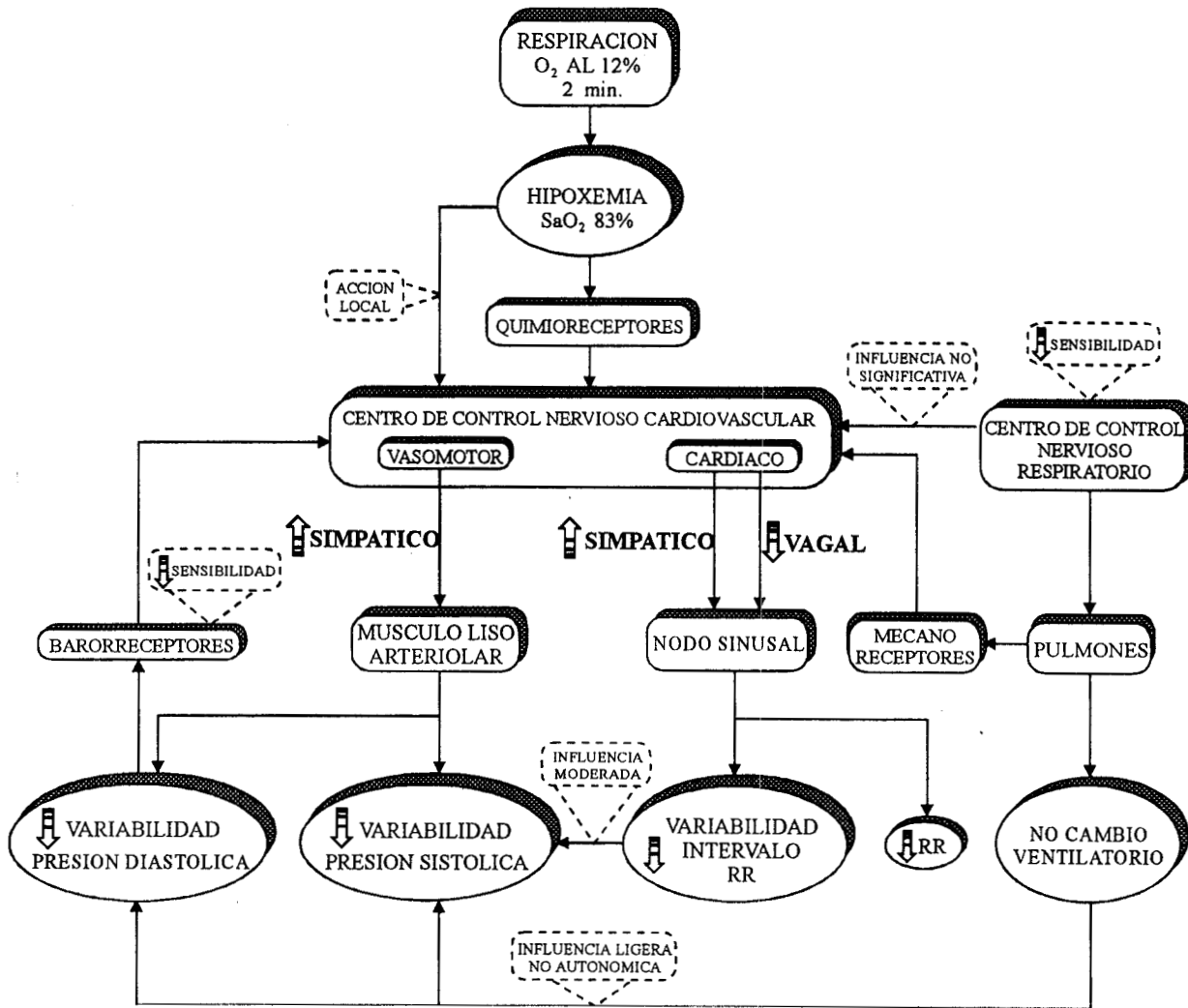


Figura 6.10.2.1. Principales efectos de la hipoxemia sobre los sistemas de control y sus efectores.

El estudio de los efectos de la hipoxia sobre los sistemas nervioso autónomo y cardiovascular ha recibido en forma reciente, un nuevo impulso, dado que los investigadores se han interesado bastante en la entidad clínica apnea del sueño.

Normalmente en los trabajos sobre la hipoxia, se administra una mezcla de O₂ entre 10% y 14%, durante 5 a 30 minutos (52,53,54,55). El análisis de los efectos se lleva a cabo cuando las variables han alcanzado el estado estable. El interés del presente estudio estuvo centrado, en contraste a lo publicado, en la respuesta inmediata a un estímulo hipóxico de muy corta duración. Por lo tanto, el análisis de los cambios en las variables se realiza en la etapa de transición, obviamente no estacionaria. Hecho que justifica la utilización de una distribución frecuencia - tiempo para el análisis espectral de la variabilidad de los parámetros cardiovasculares.

Los principales efectos sobre el sistema nervioso autónomo y el cardiovascular, estudiados en el estado estable, son:

- Aumento de la ventilación pulmonar, indicada por la disminución de la presión alveolar de CO₂, por incrementos del volumen corriente y de la frecuencia respiratoria (51,52,55,56), además aumento de la pendiente de la relación volumen espirado minuto / % SaO₂ (56).
- Aumento de la frecuencia cardiaca (52,53,58,59,60) con aumento de la pendiente de la relación frecuencia cardiaca / %SaO₂ (57,61).
- Aumento del gasto cardiaco, por incrementos de la frecuencia cardiaca y de la contractilidad (59).
- Disminución de la presión arterial (53), sin cambio (59), o aumenta (58,60).
- Disminución de la resistencia vascular periférica (53), o aumento de la misma (54,58).
- Aumento de la concentración de noradrenalina en el plasma (59), o sin cambio (60).
- Aumento de los impulsos nerviosos en eferentes simpáticos, medidos por microneurografía (52,54,55,59,60).
- Disminución de la sensibilidad de los barorreceptores (62).
- Disminución de la dimensión de correlación de los exponentes de Lyapunov para el intervalo R-R y sólo del primer estimador para la presión arterial media. Efectos que sugieren la disminución de la complejidad no lineal del sistema cardiovascular (63).

Por tanto, en respuesta a la hipoxemia, hay una redistribución preferencial del flujo de sangre a los órganos vitales, corazón y cerebro. Cambio logrado por la activación de los

quimiorreceptores, con los consiguientes aumentos de la ventilación pulmonar y de la actividad simpática. La respuesta ventilatoria predomina y restringe la respuesta simpática (64). La dilatación del músculo liso arteriolar (por efecto local de la hipoxemia), disminuye la resistencia vascular periférica y determina una tendencia a la disminución de la presión arterial, mecanismo que dispara el reflejo barorreceptor. Este ejerce una influencia inhibitoria sobre la respuesta simpática (64). La vasoconstricción resultante del músculo esquelético y lecho esplácnico, mantiene o eleva la presión arterial (54,55,58).

Los trabajos sobre los mecanismos autonómicos de adaptación a la altitud, con el empleo del análisis temporal y espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, enfatizan el aumento de la actividad simpática, la disminución de la parasimpática, la disminución de la sensibilidad de los betarreceptores y el aumento de los receptores muscarinicos (65,66,67,68,69).

El estímulo hipóxico utilizado en el presente estudio no indujo los cambios ventilatorios esperados (51,52), debido probablemente a la disminución de la sensibilidad respiratoria, que muestran los sujetos residentes de la altitud (70). Razón por la cual tampoco se presenta la influencia moduladora reportada del centro respiratorio sobre la actividad simpática (64).

El incremento de la frecuencia cardiaca (18%) es de mayor magnitud que el observado (12%) en otro estudio (52) y también lo es la mayor pendiente de la relación frecuencia cardiaca / % SaO₂, cambio similar al que presentan pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (71). El anterior efecto es producto tanto de la depresión del reflejo barorreceptor, como de la respiración, que libera una mayor actividad simpática. La hipoxemia tampoco determina la disminución de la resistencia vascular periférica. El flujo autonómico al músculo liso no produce la vasoconstricción periférica y por lo tanto el aumento de la presión arterial.

El análisis espectral de las variabilidades de la frecuencia cardiaca y la presión arterial, realizado en el estado no estacionario, muestra el incremento de la actividad simpática con disminución de la parasimpática al nodo sinusal y aumento de la simpática al músculo liso arteriolar. Efectos que corroboran los evaluados por microneurografía (54,55).

Trzebski y cols. (72) aplicaron el espectrograma para el análisis frecuencia - tiempo de las variabilidades del intervalo R-R y la presión arterial, durante la apnea voluntaria, para evaluar la actividad autonómica cuando se suprime la influencia respiratoria. Unico estudio semejante al aquí presentado, pero con diferencias substanciales en cuanto al objetivo y protocolo empleado.

Los resultados por análisis no lineal (tono - entropía y mapa de retorno) sugieren la disminución de la complejidad no lineal durante la hipoxia, como ha sido reportado en cerdos por Zwiener y cols. (63), con la utilización de otras técnicas de análisis no lineal.

6.10.3. Conclusiones.

- a) La disminución máxima de 13 % en la saturación arterial de oxígeno, lograda en un periodo de dos minutos, determina en la muestra de sujetos estudiados, aumento en la actividad simpática junto con una disminución concomitante de la parasimpática al nodo sinusal e incremento de la actividad simpática al músculo liso arteriolar, efectos indicados por los índices de los análisis temporal, espectral y tono - entropía.
- b) El efecto elicitado por el estímulo hipóxico de corta duración sobre la ventilación fue mínimo, debido a la disminución de la sensibilidad a la hipoxia del centro nervioso de control respiratorio.
- c) Las menores influencias que ejercen la respiración y el reflejo barorreceptor sobre el centro de control cardiovascular, determinan una mayor liberación de la actividad simpática a los efectores, mecanismo con el que se logra una mayor frecuencia cardíaca.
- d) El análisis no lineal de las variabilidades del intervalo RR y la presión arterial, sugiere cambios en la dinámica del sistema cardiovascular durante la hipoxemia.

6.11. Variabilidad de parámetros cardiovasculares de sujetos sanos durante la realización de cinco maniobras.

6.11.1 Principales Hallazgos.

Los cambios en los índices de los diferentes tipos de análisis se describen con relación a la maniobra control que es la de acostado (A). Sólo se reportan los cambios que son estadísticamente significativos. Se utilizan las siguientes iniciales para las maniobras RC = Respiración Controlada, P= Parado, E = Ejercicio y R = Recuperación.

6.11.1.1 Por análisis temporal.

Se emplean las abreviaturas para los índices de dispersión RMSSD = raíz cuadrada de la media de las diferencias en eventos consecutivos y PNN50 = Porcentaje de eventos con una duración mayor a 50 ms. Para el caso de las variables derivadas no se realizó el análisis de propagación del error, para cuantificar las influencias de las variables primarias, que se describen en forma cualitativa.

- Intervalo R - R. La media disminuye en forma progresiva durante RC, P, E (valor mínimo) y R. La desviación estándar y la RMSSD tienen un comportamiento similar, aumentan en la RC y disminuyen consecutivamente en P, E(valor mínimo) y R. La PNN50 disminuye con valores similares en P, E y R.
- Tiempo de eyección del ventrículo izquierdo. La media disminuye en P y E, la media en la R es semejante a la de P. La desviación estándar aumenta en RC. La RMSSD aumenta en RC y disminuye en E. El PNN50 aumenta en RC. El comportamiento del tiempo de eyección calculado a partir de la onda de impedancia es diferente en la desviación estándar y el RMSSD los cuales no cambian en RC, disminuyen en P y R.
- Tiempo de sístole electromecánica. La media presenta un comportamiento similar al tiempo de eyección, disminuye en forma progresiva en P y E y tiene valores semejantes a P en la R. La desviación estándar aumenta en RC y P, logra su máximo valor en ejercicio. La RMSSD aumenta en RC y E.
- Periodo de pre - eyección del ventrículo izquierdo. La media aumenta en P, disminuye en E y tiene valores intermedios durante la R. La desviación estándar aumenta en RC y R. La RMSSD aumenta en RC. La conducta del periodo de pre - eyección obtenido de la onda de

impedancia es distinto en la desviación estándar y la RMSSD los cuales no cambian en RC, disminuyen en P, E y R(cambios opuestos).

- Tiempo diastólico. El comportamiento de los índices temporales es semejante al obtenido para el intervalo R - R. La media disminuye progresivamente en RC, P y E, en la recuperación tiene un valor intermedio. La desviación estándar aumenta en la RC, disminuye en P y E. La RMSSD tiene un comportamiento semejante a la desviación estándar. El PNN50 aumenta en la RC, disminuye en P, E y R.
- Amplitud máxima de la derivada de la onda de impedancia. La media, la desviación estándar y la RMSSD aumentan en E. La desviación estándar disminuye en P.
- Volumen sistólico. La media disminuye en P y R. En su forma normalizada con la superficie corporal tiene un comportamiento similar. La variabilidad del volumen sistólico esta dada por la variabilidad de la amplitud máxima de la derivada de la onda de impedancia y del tiempo de eyección. Se indica entre paréntesis la variable con mayor influencia. La desviación estándar aumenta en E (por aumento de la amplitud de la derivada de la impedancia) y disminuye en P (por disminuciones del tiempo de eyección y de la amplitud de la derivada) y R (por disminución del tiempo de eyección). La RMSSD cambia de manera similar a la desviación estándar, disminuye en P y R (por disminución del tiempo de eyección en los dos casos) y aumenta en E (por aumento de la amplitud de la derivada).
- Gasto cardiaco. La media del gasto cardiaco esta determinada por las medias del volumen sistólico y la frecuencia cardiaca. Se indica entre paréntesis la variable que más influye en el cambio. Durante la RC no se modifica (a pesar del aumento de la frecuencia cardiaca), misma situación que en P y R (el volumen sistólico disminuye y la frecuencia cardiaca aumenta), aumenta en E (por aumento de la frecuencia cardiaca). La media normalizada con la superficie corporal sólo es diferente en P (disminuye). La variabilidad del gasto cardiaco esta influenciada por las variabilidades del volumen sistólico y el gasto cardiaco. La desviación estándar disminuye en P (por disminución de ambas) y aumenta en E (aumenta la del volumen sistólico). La RMSSD tiene un comportamiento semejante al descrito para la desviación estándar.
- La relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección. La media aumenta en P y R (disminución del tiempo de eyección y aumento del periodo de pre - eyección), disminuye

en E (por una mayor disminución del periodo de pre - eyección que del tiempo de eyección). La desviación estándar y la RMSSD aumentan en todas las maniobras.

- Índice de Hill. La media aumenta en E. Los índices de dispersión no se modifican substancialmente con las maniobras. Con relación al periodo de pre - eyección /tiempo de eyección, este índice de contractilidad, excepto durante el ejercicio, no se modifica sustancialmente en el resto de las maniobras.
- Presión arterial sistólica. La media aumenta en E. La desviación estándar aumenta en P, E (máximo valor) y R. La RMSSD aumenta en RC, P, E (máximo valor) y R.
- Presión arterial media. El promedio tiene un comportamiento semejante a los observados para la sistólica, con el máximo valor durante E. La desviación estándar aumenta en E. La RMSSD aumenta en todas las maniobras.
- Presión arterial diastólica. La media aumenta en P y E. La desviación estándar y la RMSSD aumentan en E.
- Frecuencia respiratoria. La media disminuye en RC, aumenta en E (máximo valor) y R.
- Las regresiones entre las medias de los tiempos de eyección y periodos de pre - eyección por las dos técnicas, no son estadísticamente diferentes de la línea de identidad.

En la tabla 6.11.1.1.1 se reportan los cambios significativos a los índices temporales de las variables cardiovasculares inducidos por las maniobras.

TABLA 6.11.1.1.1. EFECTOS DE LAS MANIOBRAS SOBRE LOS INDICES TEMPORALES DE LAS VARIABLES CARDIOVASCULARES

Variable	Maniobra															
	Resp. Controlada				Parado				Ejercicio				Recuperación			
	\bar{x}	DE	RM	PN	\bar{x}	DE	RM	PN	\bar{x}	DE	RM	PN	\bar{x}	DE	RM	PN
Intervalo R - R	↓	↑	↑	→	↓	↓	↓	↓	↓↓	↓↓	↓↓	↓↓	↓	↓↓	↓	↓
T. Eyección	→	↑	↑	↑	↓	→	→	→	↓↓	→	↓	→	↓	→	→	→
T. Eyección dZ	→	→	→	→	↓	↓	↓	→	↓↓	→	→	→	↓	↓	↓	→
P. Pre - eyección	→	↑	↑	-	↑	→	→	-	↓↓	→	→	-	↑	↑	→	-
P. Pre - eyección dZ	→	→	→	-	↑	↓	↓	-	↓↓	↓	↓	-	↑	↓	↓	-
S. Electromecánica	→	↑	↑	→	↓	↑	→	→	↓↓	↑↑	↑	→	↓	↑	→	→
T. Diastólico	↓	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↓↓	↓↓	↓↓	↓	↓	↓	↓	↓
Ampl. Der. Imp.	→	→	→	-	→	↓	→	-	↑	↑	↑	-	→	→	→	-
Volumen Sistólico	→	→	→	→*	↓	↓	↓	↓*	→	↑	↑	→*	↓	↓	↓	↓*
Gasto Cardíaco	→	→	→	→*	→	↓	↓	↓*	↑	↑	↑↑	↑↑*	→	→	→	→*
PPE/TE	→	↑	↑	-	↑	↑	↑	-	↓	↑	↑	-	↑	↑	↑	-
Índice de Hill	→	→	→	-	→	→	→	-	↑↑	↑↑	↑↑	-	→	→	→	-
Presión Sistólica	→	→	↑	-	→	↑	↑	-	↑	↑↑	↑↑	-	→	↑	↑	-
Presión Media	→	→	↑	-	→	→	↑	-	↑	↑	↑	-	→	→	↑	-
Presión Diastólica	→	→	→	-	↑	→	→	-	↑	↑	↑	-	→	→	→	-

\bar{x} = Media. DE = Desviación Estándar. RM = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias. PN = Porcentaje de latidos con duración mayor a 50 ms. ↑ = Aumento. → = No cambio. ↓ = Disminución. ↑↑ = Aumento Importante. ↓↓ = Disminución Acentuada. Cambios correspondientes a la media normalizada con la superficie corporal.

6.11.1.2 Por análisis espectral.

Se utilizan las siguientes iniciales para los componentes espectrales: BP = Frecuencia baja parcial, I= Frecuencia intermedia, BE = Frecuencia baja estándar, AE = Frecuencia alta estándar, AA = Frecuencia alta en el rango amplio, Rel. E. = Relación entre los componentes de baja estándar sobre alta estándar, Rel. A. = Relación entre los componentes de baja estándar sobre la alta en el rango amplio, PET = Potencia espectral total.

- Intervalo R - R. El componente BP disminuye en RC, aumenta en P, E (valor máximo) y R. Su frecuencia central disminuye en RC y en E. El componente I disminuye en RC y E, aumenta en P y R. Su frecuencia central aumenta en RC y disminuye en P, E y R. El componente de BE disminuye en RC, aumenta en P, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC y disminuye en E. El componente AE tiene cambios inversos a los observados en el BE. El componente AA es mayor al AE durante E. La Rel. E. disminuye en RC, aumenta en P, E (valor máximo) y R. La Rel. A. aumenta en E y R. Los valores de la Rel. A. son menores a los de la Rel. E. La PET aumenta en RC, disminuye en P, E (valor mínimo) y R.
- Tiempo de eyección. El componente BP disminuye en RC y aumenta en P. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente I disminuye en RC y E, aumenta en P. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC y aumenta en P. Su frecuencia central disminuye en E. El componente AE aumenta en RC y disminuye en P, E (valor mínimo) y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente AA disminuye en R y es mayor al estándar en E y R. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E aumenta en P y E, tiene valores menores a uno en todas las maniobras, excepto en E. La PET aumenta en RC y R.
- Tiempo de eyección obtenido de la onda de impedancia. Se describen únicamente las diferencias con relación al tiempo de eyección obtenido por el método tradicional. El componente BP no cambia en P y disminuye en E. Su frecuencia central disminuye en P y R. El componente I no cambia en P y disminuye en R. El componente BE no cambia en P y disminuye en E y R. Su frecuencia central disminuye en P y R, no cambia en E. El componente AE no cambia en P. El componente AA aumenta en E y no cambia en R. La Rel. A. disminuye en E. La PET disminuye en P y R.
- Sístole electromecánica. El componente BP disminuye en RC y aumenta en P y R. Su frecuencia central aumenta en RC y E. El componente I disminuye en RC y aumenta en P y

E. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC, aumenta en P y R. Su frecuencia central aumenta en RC y disminuye en R. El componente AE aumenta en RC, disminuye en P, E (valor mínimo) y R. Su frecuencia central disminuye en todas las maniobras. El componente AA aumenta en R y es mayor al estándar en E y R. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E. aumenta en P, E y R, tiene valores menores a uno en A y RC y mayores a uno en el resto de las maniobras. La Rel. A. aumenta en R. La PET aumenta en RC, P, E y R.

- Periodo de pre - eyección. El componente BP disminuye en RC y R, aumenta en P. Su frecuencia central disminuye en RC, P y R. El componente I disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC y E, aumenta en P. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente AE aumenta en RC, disminuye en P, E (valor mínimo) y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente AA aumenta en E y R, es mayor al estándar en las anteriores maniobras. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E. disminuye en RC, aumenta en P y E, sus valores son menores a uno en todas las maniobras. La Rel. A. disminuye en E. La PET aumenta en RC y R.
- Periodo de pre - eyección obtenido a partir de la onda de impedancia. Se describen únicamente las diferencias con relación al periodo de pre - eyección obtenido por el método tradicional. El componente BP no cambia en P. Su frecuencia central disminuye en R. El componente BE no cambia en P y disminuye en R. Su frecuencia central disminuye en P y R. El componente AE no cambia en P. El componente AA no cambia en R. La Rel. A. disminuye en R. La PET no cambia en RC y disminuye en P, E y R (cambio opuesto).
- Tiempo diastólico. El componente BP disminuye en RC y aumenta en P y R. Su frecuencia central disminuye en RC y E. El componente I disminuye en RC (valor mínimo) y E, aumenta en P. Su frecuencia central aumenta en RC y disminuye en R. El componente BE disminuye en RC (valor mínimo) y aumenta en P. Su frecuencia central aumenta en RC y disminuye en E. El componente AE aumenta en RC (valor máximo), disminuye en P, E y R. Su frecuencia central disminuye en RC, P y R. La frecuencia central del componente AA aumenta en E (valor máximo) y R, sus valores son mayores a los de la estándar. La Rel. E. disminuye en RC, aumenta en P, E y R. La Rel. A. aumenta en R, sus valores son menores a uno. La PET aumenta en RC, disminuye en E (valor mínimo) y R.

- Amplitud máxima de la derivada de impedancia. El componente BP disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente I disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente AE aumenta en RC, disminuye en E (valor mínimo) y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente AA aumenta en E y disminuye en R, sus valores son mayores que en el de estándar. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E. aumenta en P y E, disminuye en R, su valor es mayor que la amplia. La Rel. A. disminuye en E y R. La PET aumenta en RC y E (valor máximo, a expensas de un aumento del componente AA en unidades absolutas), disminuye en P.
- Volumen sistólico. El componente BP disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente I disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente AE aumenta en RC y disminuye en E (valor mínimo) y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente AA aumenta en E y R, sus valores son mayores que en el de estándar. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E. disminuye en RC y R, aumenta en P, es mayor que la amplia en E. La Rel. A. disminuye en E y R. La PET aumenta en RC y E (valor máximo, a expensas de un aumento del componente AA en unidades absolutas), disminuye en P y R.
- Gasto cardíaco. El componente BP disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central disminuye en RC y aumenta en R. El componente I disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente AE aumenta en RC, disminuye en E (valor mínimo) y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente AA aumenta en E y R, sus valores son mayores que el de la estándar. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E. disminuye en RC, aumenta en P y E, tiene un mayor valor que el de la amplia en E. La Rel. A. disminuye en E y R. La PET aumenta en RC y E (valor máximo, a expensas de un aumento del componente AA en unidades absolutas), disminuye en P.
- Relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección. El componente BP disminuye en RC y E. Su frecuencia central disminuye en RC, P y E. El componente I disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC, E y R.

Su frecuencia central aumenta en RC, disminuye en P y E. El componente AE aumenta en RC y disminuye E (valor mínimo) y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente AA aumenta en E y R, sus valores son mayores que el de la estándar. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E. disminuye en RC y aumenta en P y E, tiene un mayor valor que el de la amplia en E. La Rel. A disminuye en E y R. La PET aumenta en RC, P, E y R (a expensas de un aumento del componente AA en unidades absolutas).

- Índice de Hill. El componente BP disminuye en RC y E. El componente I disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC, E y R, aumenta en P. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente AE aumenta en RC y disminuye en P, E (valor mínimo) y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente AA aumenta en E y R, sus valores son mayores que el de la estándar. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E. disminuye en RC y aumenta en P y E, tiene un mayor valor que el de la amplia en E. La Rel. A. disminuye en E y R. La PET aumenta en RC y E (valor máximo, a expensas de un aumento del componente AA en unidades absolutas), disminuye en P.
- Presión arterial sistólica. El componente BP disminuye en RC (valor mínimo), P, E y R. Su frecuencia central disminuye en RC y aumenta en P. El componente I disminuye en RC y P. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC (valor mínimo), P, E y R. El componente AE aumenta en RC (valor máximo) y P, disminuye en E y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente AA aumenta en E y R, sus valores son mayores que el de la estándar. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E. disminuye en RC, P y R, aumenta en E. La Rel. A. disminuye en E y R. La PET aumenta en RC, P, E y R (a expensas de los aumentos de los componentes BE y AA en unidades absolutas).
- Presión arterial media. El componente BP disminuye (valor mínimo), P, E y R. Su frecuencia central aumenta en P, E y R. El componente I disminuye en RC, P y E. Su frecuencia central aumenta en RC y E. El componente BE disminuye en RC(valor mínimo), P, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. P y R. El componente AE aumenta en RC (valor máximo), P y R. Su frecuencia central disminuye en RC, aumenta en E y R. El componente AA aumenta en E y R, su valor es mayor que el de la estándar. Su frecuencia

central aumenta en E y R. La Rel. E. disminuye en RC, E y R, es de mayor valor que el de la amplia. La Rel. A. disminuye en E (valor mínimo) y R. La PET aumenta en P, E y R (a expensas de los aumentos de los componentes BE y AA en unidades absolutas).

- Presión arterial diastólica. El componente BP disminuye RC (valor mínimo), P, E y R. Su frecuencia central aumenta en P, E y R. El componente I disminuye en RC y aumenta en P y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente BE disminuye en RC (valor mínimo) y E. Su frecuencia central aumenta en RC, P y R. El componente AE aumenta en RC. Su frecuencia central disminuye en RC, P y R. El componente AA aumenta en E. Su frecuencia central aumenta en E y R. La Rel. E. disminuye en RC, aumenta en P y R. La Rel. A. disminuye en E (valor mínimo) y R. La PET aumenta en P, E y R (a expensas de los aumentos de los componentes BE y AA en unidades absolutas).
- Amplitud respiratoria. El componente BE disminuye en RC, E y R. Su frecuencia central aumenta en RC. El componente AE aumenta en RC, disminuye en E (valor mínimo) y R. Su frecuencia central disminuye en RC. El componente AA aumenta en E y R. Su frecuencia central aumenta en E (valor máximo) y R. La Rel. E. aumenta en E. La Rel. A. disminuye en R. La PET aumenta en RC (a expensas del aumento del componente AE en unidades absolutas), E (a expensas del aumento del componente AA en unidades absolutas) y R.
- La Rel. E. indica mejor el balance simpático - vagal que la Rel. A., que refleja tanto la influencia autonómica como la mecánica respiratoria. La razón podría ser la acotación del componente AE hasta 0.4 Hz para E y hasta 1 Hz para el AA. Parece ser que el nodo sinusal tiene su frecuencia alta de corte hasta 0.5 Hz, por tanto la influencia de la respiración por arriba de esta frecuencia es mediada por mecanismos no autonómicos que quedan detectados en el componente AA. En consecuencia La Rel. A. no indica adecuadamente el balance simpático - vagal.

En las tablas 6.11.1.2.1. y 6.11.1.2.2. se muestran los cambios en los índices espectrales de las variables cardiovasculares provocados por las maniobras.

TABLA 6.11.1.2.1. EFECTOS DE LAS MANIOBRAS SOBRE LOS INDICES ESPECTRALES DE LAS VARIABLES CARDIOVASCULARES

Variable Cardiovascular	Maniobra																			
	Respiración Controlada				Parado				Ejercicio				Recuperación							
	PT	BP	I	BE	AE	RE	PT	BP	I	BE	AE	RE	PT	BP	I	BE	AE	RE	AA	RA
Intervalo R - R	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
T. Eyección	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
T. Eyección dZ	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
P. Pre-eyección	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
P. Pre-eyección dZ	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
S. Electromecánica	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
T. Diastólico	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
Ampl. Der. Imp.	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
Volumen Sistólico	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
Gasto Cardíaco	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
PPE/TE	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
Indice de Hill	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
Presión Sistólica	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
Presión Media	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
Presión Diastólica	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
Respiración	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓

PT = Potencia Espectral Total. BP = Componente de Baja Frecuencia Parcial. I = Componente de Frecuencia Intermedia. BE = Componente de Baja Frecuencia Estándar.
 AE = Componente de Alta Frecuencia Estándar. RE = Relación BF/AF Estándar. AA = Componente de Alta Frecuencia Amplia. RA = Relación BF/AF Amplia.
 ↑ = Aumento. → = No cambio. ↓ = Disminución. ↑↑ = Aumento Importante. ↓↓ = Disminución Acentuada.

TABLA 6.11.1.2.2. EFECTOS DE LAS MANIOBRAS SOBRE LAS FRECUENCIAS CENTRALES DE LOS COMPONENTES ESPECTRALES DE LAS VARIABLES CARDIOVASCULARES

Variable Cardiovascular	Maniobra																	
	Resp. Cont.				Parado				Ejercicio					Recuperación				
	BP	I	BE	AE	BP	I	BE	AE	BP	I	BE	AE	AA	BP	I	BE	AE	AA
Intervalo R - R	↓	↑	↑	↓	→	↓	→	↓	↓	↓	↓	→	↑↑	→	↓	→	↓	↑
T. Eyección	↓	↑	→	↓	→	→	→	→	→	↓	→	→	↑↑	→	→	→	→	↑
T. Eyección dZ	↓	↑	→	↓	↓	→	↓	→	→	→	→	→	↑↑	↓	→	↓	→	↑
P. Pre-eyección	↓	↑	↑	↓	↓	→	→	→	↓	→	→	→	↑↑	→	→	→	→	↑
P. Pre-eyección dZ	↓	↑	↑	↓	↓	→	↓	→	↓	→	↓	→	↑↑	↓	→	↓	→	↑
S. Electromecánica	↑	↑	↑	↓	→	→	→	↓	↑	→	→	↓	↑↑	→	→	↓	↓	↑
T. Diastólico	↓	↑	↑	↓	→	→	→	↓	↓	→	↓	→	↑↑	→	↓	→	↓	↑
Ampl. Der. Imp.	↓	↑	↑	↓	→	→	→	→	→	→	→	→	↑↑	→	→	→	→	↑
Volumen Sistólico	↓	↑	↑	↓	→	→	→	→	→	→	→	→	↑↑	→	→	→	→	↑
Gasto Cardíaco	↓	↑	↑	↓	→	→	→	→	→	→	→	→	↑↑	↑	→	→	→	↑
PPE/TE	↓	↑	↑	↓	↓	→	↓	→	↓	→	↓	→	↑↑	→	→	→	→	↑
Indice de Hill	→	↑	↑	↓	→	→	→	→	→	→	→	→	↑↑	→	→	→	→	↑
Presión Sistólica	↓	↑	→	↓	↑	→	→	→	→	→	→	→	↑↑	→	→	→	→	↑
Presión Media	↓	↑	→	↓	↑	→	→	→	→	↑	→	↑	↑	↑	→	→	↑	↑
Presión Diastólica	→	↑	↑	↓	↑	→	↑	↓	↑	→	→	→	↑↑	↑	→	↑	↓	↑
Respiración	-	-	↑	↓	-	-	→	→	-	-	→	→	↑↑	→	→	→	→	↑

BP = Frecuencia central del componente de baja parcial. I = Frecuencia central del componente de Intermedia. BE = Frecuencia central del componente de baja estándar. AE = Frecuencia central del componente de Alta Estándar. AA = Frecuencia central del componente de Alta Amplia.

↑ = Aumento. → = No cambio. ↓ = Disminución. ↑↑ = Aumento Importante. ↓↓ = Disminución Acentuada.

6.11.1.1 Por análisis de la pendiente de la regresión entre log potencia - log frecuencia.

Se utiliza la inicial m = pendiente, r = coeficiente de correlación y b = intercepto en la ordenada a 1 Hz.

- Intervalo R - R. Disminuye m en E y R. Disminuye b en E. Aumenta r en P, E y R.
- Tiempo de eyección. Disminuye m en todas las maniobras, logra el valor mínimo en E. Aumenta b en todas las maniobras, logra el valor máximo (positivo) en E. Disminuye r en E.
- Tiempo de eyección obtenido de la onda de impedancia. Disminuye m en E (valor mínimo) y R. Aumenta b en todas las maniobras, logra el valor máximo (positivo) en E. Aumenta r en P y disminuye en E (valor mínimo) y R. Las diferencias con relación al tiempo de eyección obtenido por método tradicional son, el no cambio en m en RC y P, el aumento de r en P y la disminución de r en R.
- Periodo de pre - eyección. Disminuye m en todas las maniobras, logra el valor mínimo en E. Aumenta b en todas las maniobras, logra el valor máximo (positivo) en E. Disminuye r en E (valor mínimo) y R.

- Periodo de pre - eyección obtenido de la onda de impedancia. Disminuye m en P, E (valor mínimo) y R. Aumenta b en P, E (valor máximo y positivo) y R. Disminuye r en E. Las diferencias con relación al periodo de pre - eyección obtenido por método tradicional son los no cambios de m en RC, de r en R y de b en RC.
- Sístole electromecánica. Disminuye m en todas las maniobras, logra el valor mínimo en E. Aumenta b en todas las maniobras, logra el valor máximo (positivo) en E. Disminuye r en E y aumenta en R.
- Tiempo diastólico. Disminuye m en RC, E (valor mínimo) y R. Aumenta b en R. Aumenta r en P.
- Amplitud máxima de la derivada de impedancia. Disminuye m en P, E (valor mínimo) y R. Aumenta b en P, E (valor máximo) y R. Disminuye r en E (valor mínimo) y R.
- Volumen sistólico. Disminuye m en P, E (valor mínimo) y R. Aumenta b en P, E (valor máximo y positivo) y R. Disminuye r en E.
- Gasto cardiaco. Disminuye m en P, E (valor mínimo) y R. Aumenta b en P, E (valor máximo y positivo) y R. Disminuye r en E (valor mínimo) y R.
- Relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección. Disminuye m en P, E (valor mínimo) y R. Aumenta b en E y R. Disminuye r en E.
- Índice de Hill. Disminuye m en P, E (valor mínimo) y R. Aumenta b en P, E (valor máximo y positivo) y R. Disminuye r en E.
- Presión arterial sistólica. Disminuye m en P, E (valor mínimo) y R. Aumenta b en P, E (valor máximo y positivo) y R.
- Presión arterial media. Disminuye m en todas las maniobras, logra el valor mínimo en E. Aumenta b en P, E (valor máximo) y R. Disminuye r en E.
- Presión arterial diastólica. Disminuye m en todas las maniobras, logra el valor mínimo en E. Aumenta b en P, E (valor máximo) y R. Disminuye r en E.
- Respiración. Aumentan m y b en E.

En la tabla 6.11.1.3.1. se representan las modificaciones de los índices de la regresión log Potencia - log Frecuencia de las variables cardiovasculares determinadas por las maniobras.

TABLA 6.11.1.3.1. EFECTOS DE LAS MANIOBRAS SOBRE LOS INDICES DE LA REGRESION log POTENCIA - log FRECUENCIA

Variable Cardiovascular	Maniobra											
	Resp. Cont.			Parado			Ejercicio			Recuperación		
	m	r	B	m	r	b	m	r	b	m	r	b
Intervalo R - R	→	→	→	→	↑	→	↓↓	↑	↓	↓	↑	→
T. Eyección	↓	→	↑	↓	→	↑	↓↓	↓↓	↑↑	↓	→	↑
T. Eyección dZ	→	→	↑	→	↑	↑	↓↓	↓↓	↑↑	↓	↓	↑
P. Pre - eyección	↓	→	↑	↓	→	↑	↓↓	↓↓	↑↑	↓	↓	↑
P. Pre - eyección dZ	→	→	→	↓	→	↑	↓↓	↓↓	↑↑	↓	→	↑
S. Electromecánica	↓	→	↑	↓	→	↑	↓↓	↓	↑↑	↓	↑	↑
T. Diastólico	↓	→	→	→	↑	→	↓↓	→	→	↓	→	↑
Ampl. Der. Imp.	→	→	→	↓	→	↑	↓↓	↓↓	↑↑	↓	↓	↑
Volumen Sistólico	→	→	→	↓	→	↑	↓↓	↓↓	↑↑	↓	→	↑
Gasto Cardíaco	→	→	→	↓	→	↑	↓↓	↓↓	↑↑	↓	↓	↑
PPE/TE	→	→	→	↓	→	→	↓↓	↓↓	↑	↓	→	↑
Índice de Hill	→	→	→	↓	→	↑	↓↓	↓↓	↑↑	↓	→	↑
Presión Sistólica	→	→	→	↓	→	↑	↓↓	→	↑↑	↓	→	↑
Presión Media	↓	→	→	↓	→	↑	↓↓	↓	↑↑	↓	→	↑
Presión Diastólica	↓	→	→	↓	→	↑	↓↓	↓	↑↑	↓	→	↑
Respiración	→	→	→	→	→	→	↑↑	→	↑	→	→	→

m = Pendiente de la regresión. r = Coeficiente de correlación. b = Intercepto de la regresión a 1Hz.
 ↑ = Aumento. → = No cambio. ↓ = Disminución. ↑↑ = Aumento Importante. ↓↓ = Disminución Acentuada.

6.11.1.2 Por análisis tono entropía.

Se emplean las iniciales T = Tono, DEIP = Desviación estándar del índice porcentual y Et = Entropía.

- Intervalo R - R. Disminuye T en RC y aumenta en P, E (valor máximo) y R. Aumenta DEIP en RC y disminuye en P, E (valor mínimo) y R. Disminuye Et en P, E (valor mínimo) y R.
- Tiempo de eyección. Los tres índices del análisis no se modificaron apreciablemente durante las maniobras.
- Tiempo de eyección obtenido de la onda de impedancia. Aumenta T en P y R. Disminuye DEIP en P y R, aumenta en E. Disminuye Et en P y R, aumenta en E.
- Periodo de pre - eyección. Aumenta T en E. Disminuye DEIP en P y aumenta en E. Aumenta Et en E.
- Periodo de pre - eyección obtenido de la onda de impedancia. Aumenta T en P y R. Disminuye DEIP en P y R (valor mínimo). Disminuye Et en P, E y R (valor mínimo). Los valores de los tres índices son de menor valor a los que tiene el periodo de pre - eyección por método tradicional en todas las maniobras.

- Sístole electromecánica. Disminuye T en RC y E (valor mínimo). Aumenta DEIP en RC y E (valor máximo). Aumenta Et en RC y E (valor máximo).
- Tiempo diastólico. Disminuye T en RC y aumenta en P, E y R. Aumenta DEIP en RC y disminuye en P, E y R. Aumenta Et en RC y disminuye en P, E (valor mínimo) y R.
- Amplitud máxima de la derivada de impedancia. Aumenta T en P y disminuye en E. Disminuye DEIP en P y aumenta en E. Disminuye Et en P y aumenta en E.
- Volumen sistólico. Aumenta T en P y R, disminuye en E. Disminuye DEIP en P y R, aumenta en E. Disminuye Et en P y R, aumenta en E.
- Gasto cardíaco. Aumenta T en P y R, disminuye en E. Disminuye DEIP en P y R, aumenta en E. Disminuye Et en P y R, aumenta en E.
- Relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección. Disminuye T en E (valor mínimo) y R. Disminuye DEIP en P y aumenta en E. Aumenta Et en E.
- Índice de Hill. Aumenta T en P y R, disminuye en E. Disminuye DEIP en P y R, aumenta en E. Disminuye Et en P y R, aumenta en E.
- Presión arterial sistólica. T no se modifica por las maniobras. Disminuye DEIP en P y R, aumenta en E. Disminuye Et en P y R, aumenta en E.
- Presión arterial media. Disminuye T en E. Aumenta DEIP en E. Aumenta Et en todas las maniobras, logra su máximo en E.
- Presión arterial diastólica. Aumenta T en P y disminuye en E. Disminuye DEIP en P y R, aumenta en E. Aumenta Et en E.

En la tabla 6.11.1.4.1. se presentan los cambios en los índices del análisis tono entropía de las variables cardiovasculares provocados por las maniobras.

TABLA 6.11.1.4.1. EFECTOS DE LAS MANIOBRAS SOBRE LOS INDICES DE ANALISIS TONO ENTROPIA DE LAS VARIABLES CARDIOVASCULARES

Variable Cardiovascular	Maniobra											
	Resp. Cont.			Parado			Ejercicio			Recuperación		
	T	DE	E	T	DE	E	T	DE	E	T	DE	E
Intervalo R - R	↓	↑	→	↑	↓	↓	↑	↓↓	↓↓	↑	↓	↓
T. Eyección	→	→	→	→	→	→	→	→	→	→	→	→
T. Eyección dZ	→	→	→	↑	↓	↓	→	↑	↑	↑	↓	↓
P. Pre - eyección	→	→	→	→	↓	→	↑↑	↑	↑	→	→	→
P. Pre - eyección dZ	→	→	→	↑	↓	↓	→	→	↓	↑	↓	↓
S. Electromecánica	↓	↑	↑	→	→	→	↓	↑	↑	→	→	→
T. Diastólico	↓	↑	↑	↑	↓	↓	↑	↓	↓	↑	↓	↓
Ampl. Der. Imp.	→	→	→	↑	↓	↓	↓↓	↑↑	↑	→	→	→
Volumen Sistólico	→	→	→	↑	↓	↓	↓↓	↑↑	↑	↑	↓	↓
Gasto Cardíaco	→	→	→	↑	↓	↓	↓↓	↑↑	↑	↑	↓	↓
PPE/TE	→	→	→	→	↓	→	↓↓	↑↑	↑	↓	→	→
Indice de Hill	→	→	→	↑	↓	↓	↓↓	↑↑	↑	↑	↓	↓
Presión Sistólica	→	→	→	→	↓	↓	→	↑	↑	→	↓	↓
Presión Media	→	→	↑	→	→	↑	↓	↑↑	↑↑	→	→	↑
Presión Diastólica	→	→	→	↑	↓	→	↓	↑	↑	→	↓	→

T = Tono. DE = Desviación Estándar del índice porcentual. E = Entropía.

↑ = Aumento. ↑↑ = Aumento pronunciado. → = Sin cambio. ↓ = Disminución. ↓↓ = Disminución Acentuada.

6.11.1.3 Por análisis por mapas de retorno.

Se usan las abreviaturas r1 = coeficiente de correlación para el primer retraso, r6 = coeficiente de correlación para el sexto retraso.

- Intervalo R -R. Aumenta r1 en P, E y R. Aumenta r6 en RC y E (máximo valor).
- Tiempo de eyección. Aumenta r1 en todas las maniobras. Aumenta r6 en RC (máximo valor), P y E.
- Tiempo de eyección obtenido de la onda de impedancia. Aumentan r1 y r6 en todas las maniobras, ambos logran su máximo en R.
- Periodo de pre - eyección. Aumentan r1 y r6 en todas las maniobras.
- Periodo de pre - eyección obtenido de la onda de impedancia. Aumenta r1 en RC, P y R. Aumenta r6 en RC y R.
- Sístole electromecánica. Aumenta r1 en P y R. Aumenta r6 en R.
- Tiempo diastólico. Aumenta r1 en P, E y R. Aumenta r6 en RC y E.
- Amplitud máxima de la derivada de impedancia. Aumenta r1 en RC, P, y R. Aumenta r6 en RC.
- Volumen sistólico. Aumenta r1 en RC y R. Aumenta r6 en RC.
- Gasto cardíaco. Aumenta r1 en RC y R. Aumenta r6 en RC.

- Relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección. Aumentan r1 y r6 en todas las maniobras.
- Índice de Hill. Aumenta r1 en RC, P y R. Aumenta r6 en RC (valor máximo), P y R.
- Presión arterial sistólica. Disminuye r1 en RC. Aumenta r6 en RC y E.
- Presión arterial media. Disminuye r1 en E. Aumenta r6 en RC y E.
- Presión arterial diastólica. Disminuye r1 en E y aumenta en R. Aumenta r6 en RC y E.

En la tabla 6.11.1.5.1. se muestran los cambios en los índices de los mapas de retorno de las variables cardiovasculares causados por las maniobras.

TABLA 6.11.1.5.1. EFECTOS DE LAS AMNIOBRAS SOBRE LOS INDICES DE LOS MAPAS DE RETORNO DE LAS VARIABLES CARDIOVASCULARES

Maniobra	Variables Cardiovasculares																			
	RR		TE		TEdZ		PPE		PPEdZ		SEM		TD		dZmax		VS		Q	
	r1	r6	r1	r6	r1	r6	r1	r6	r1	r6	r1	r6	r1	r6	r1	r6	r1	r6	r1	r6
RC	→	↑	↑	↑↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	→	→	→	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑
P	↑	→	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	→	↑	→	↑	→	↑	→	→	→	→	→
E	↑	↑↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	→	→	→	→	↑	↑	→	→	→	→	→	→
R	↑	→	↑	→	↑↑	↑↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	→	↑	→	↑	→	↑	→

Maniobra	Variables Cardiovasculares									
	PPE/TE		Hill		PS		PM		PD	
	r1	r6	r1	r6	r1	r6	r1	r6	r1	r6
RC	↑	↑	↑	↑↑	↓	↑	→	↑	→	↑
P	↑	↑	↑	↑	→	→	→	→	→	→
E	↑	↑	→	→	→	↑	↓↓	↑	↓	↑
R	↑	↑	↑	↑	→	→	→	→	↑	→

RC = Respiración controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, r1 = Coeficiente de correlación del primer retraso
r6 = coeficiente de correlación del sexto retraso.

↑ = Aumento. → = No cambio. ↓ = Disminución. ↑↑ = Aumento Importante. ↓↓ = Disminución Acentuada.

6.11.1.4 Por análisis de entropía aproximada.

Se utilizan de las iniciales EA = Entropía aproximada.

- Intervalo R -R. EA disminuye en P y aumenta en E (valor máximo) y R.
- Tiempo de eyección. EA disminuye en RC y aumenta en E (valor máximo) y R.
- Tiempo de eyección obtenido de la onda de impedancia. EA aumenta en P, E y R (valor máximo).
- Periodo de pre - eyección. EA aumenta en P, E (valor máximo) y R.
- Periodo de pre - eyección obtenido de la onda de impedancia. EA aumenta en P, E y R.
- Sístole electromecánica. EA disminuye en RC.

- Tiempo diastólico. EA aumenta en P, E (valor máximo) y R.
- Amplitud máxima de la derivada de impedancia. EA disminuye en P y aumenta en E.
- Volumen sistólico. EA aumenta en P y R.
- Gasto cardiaco. EA disminuye en P y R, aumenta en E.
- Índice de Hill. EA disminuye en E.
- Presión arterial sistólica. EA aumenta en RC, P y E.
- Presión arterial media. EA aumenta en todas las maniobras, logra su máximo en E.
- Presión arterial diastólica. EA aumenta en RC y E (valor máximo).

En la tabla 6.11.1.6.1. se representan las modificaciones a la entropía aproximada de las variables cardiovasculares inducidas por las maniobras.

TABLA 6.11.1.6.1. EFECTOS DE LAS MANIOBRAS SOBRE LA ENTROPIA APROXIMADA DE LAS VARIABLES CARDIOVASCULARES

Maniobra	Variables Cardiovasculares													
	RR	TE	TEdZ	PPE	PPEdZ	SEM	TD	dZmax	VS	Q	IH	PS	PM	PD
RC	→	↓	→	→	→	↓	→	→	→	→	→	↑	↑	↑
P	↓	→	↑	↑	↑	→	↑	↓	↑	↓	→	↑	↑	→
E	↑↑	↑↑	↑	↑↑	↑	→	↑↑	↑↑	→	↑↑	↓	↑	↑↑	↑↑
R	↑	↑	↑↑	↑	↑	→	↑	→	↑	↓	→	↑	↑	→

RC = Respiración controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación.

↑ = Aumento. → = No cambio. ↓ = Disminución. ↑↑ = Aumento Importante. ↓↓ = Disminución Acentuada.

6.11.1.5 Sensibilidad de los barorreceptores por el método espectral.

Se usan las iniciales SB = Sensibilidad de los barorreceptores. La coherencia media se considera significativa para valores mayores a 0.5.

Evaluada en el componente de frecuencia intermedia, la SB disminuye en E (valor mínimo) y R (valor intermedio). Su coherencia media, siempre de valor significativo disminuye en RC y E, aumenta en P y R. Evaluada en el componente de alta estándar, la SB disminuye en P, E (valor mínimo) y R. Sus valores, con relación al componente de intermedia, son mayores en A y RC, semejantes en P, E y R. La coherencia media disminuye en todas las maniobras, en E tiene el mínimo valor, además de no ser significativo. Evaluada en el componente de muy alta, la SB en E y R es semejante a la observada en los otros componentes. La coherencia media no es significativa.

6.11.1.6 Sensibilidad de los barorreceptores por el método de secuencias.

La sensibilidad disminuye en P y R. En E no se detectaron secuencias. En todas las maniobras el coeficiente de correlación es alto. El número de secuencias aumenta en las maniobras. La media de la SB en acostado es de mayor valor que el calculado por el método espectral, en P y R son de valores semejantes.

6.11.1.7 Comparación entre los métodos de evaluación de la sensibilidad de barorreceptores.

La correlación lineal entre los métodos es excelente ($r = 0.96$), pero línea de regresión se encuentra muy desplazada hacia la izquierda, debido a la sobreestimación de la SB por el método de las secuencias en las maniobras de acostado y respiración controlada.

6.11.2 Interpretación funcional.

Las comparaciones se realizan con relación a la maniobra de acostado, que se considera de control. Se emplean las iniciales, RR = Intervalo R-R, TE = Tiempo de eyección, PPE = Periodo de pre - eyección, SEM = Sístole electromecánica, dZmax = Amplitud máxima de derivada de la onda de impedancia, VS = Volumen sistólico, Q = Gasto cardiaco, PPE/TE = Periodo de pre - eyección / tiempo de eyección, IH = Indice de Hill, PS = Presión sistólica, PM= Presión Media y PD = Presión diastólica.

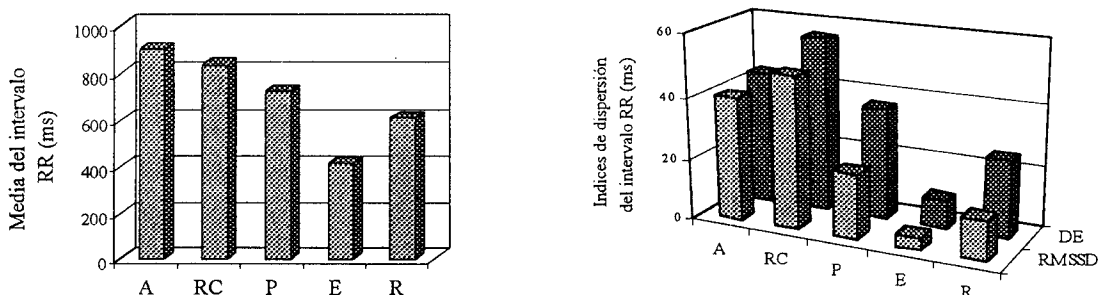
6.11.2.1 Efectos de las maniobras sobre los índices temporales de las variables cardiovasculares.

- Respiración controlada. No se modifican las medias de la mayoría de las variables cardiovasculares, con excepción del RR, TD y Q (normalizado) que disminuyen. Aumentan la desviación estándar y la RMSSD de variables como RR, TE, PPE, SEM, TD, PPE/TE, PS y PM, el resto no se modifica. La PNN50 aumenta en TE y TD, por tanto éstas son las que en forma más consistente aumentan su variabilidad, por la respiración.
- Parado. La media disminuye para RR, TE, SEM, TD y VS, no se modifica para dZmax, Q, IH, PS y PM, aumenta para el PPE, PPE/TE y PD. Los anteriores cambios concuerdan con lo reportado. Las variables que en forma más consistente disminuyen su variabilidad (por los tres índices de dispersión) son RR y TD, efecto determinado por el aumento en la

actividad simpática. Aumentan su variabilidad PPE/TE y PS, efecto dado por la influencia mecánica respiratoria.

- Ejercicio. Las medias de la mayoría de las variables disminuyen en forma acentuada, con excepción de dZmax, Q, IH, PS, PM y PD que aumentan, y el VS que no se modifica. Los efectos anteriores concuerdan con lo publicado. Disminuye la variabilidad de RR, TE, PPE y TD, efecto dado por el aumento en la actividad simpática. Aumentan su variabilidad SEM, VS, Q, PPE, IH, PS, PM y PD. Este último efecto es sobresaliente, y puede estar mediado por los efectos mecánicos de la respiración.
- Recuperación. La media disminuye para el RR, TE, SEM, TD y VS, no se modifica en dZmax, IH y las tres presiones, aumenta para PPE y PPE/TE. La desviación estándar y la RMSSD disminuyen para RR, TD y VS, aumentan para la PPE/TE y PS, en el resto no se modifican. Las variables tienden a recobrar la variabilidad que tiene la maniobra control. Aumenta la variabilidad de aquellas que la tienen disminuida en E y viceversa, efectos congruentes con la disminución de la actividad simpática, el aumento de la vagal y la disminución de las influencias mecánicas respiratorias.
- El coeficiente de correlación para la media de los dos tiempos de eyección en las cinco maniobras, es alto ($r = 0.99$), no así para la RMSSD que son bajos. Comportamiento similar presentaron los coeficientes de correlación de los índices temporales del periodo de pre-eyección por los dos métodos.

En la figura 6.11.2.1.1 se muestra el efecto de las cinco maniobras empleadas, sobre el promedio de los índices del análisis temporal, media, desviación estándar (DE) y raíz cuadrada de la media de las diferencias sucesivas (RMSSD), para cada una de las variables cardiovasculares.



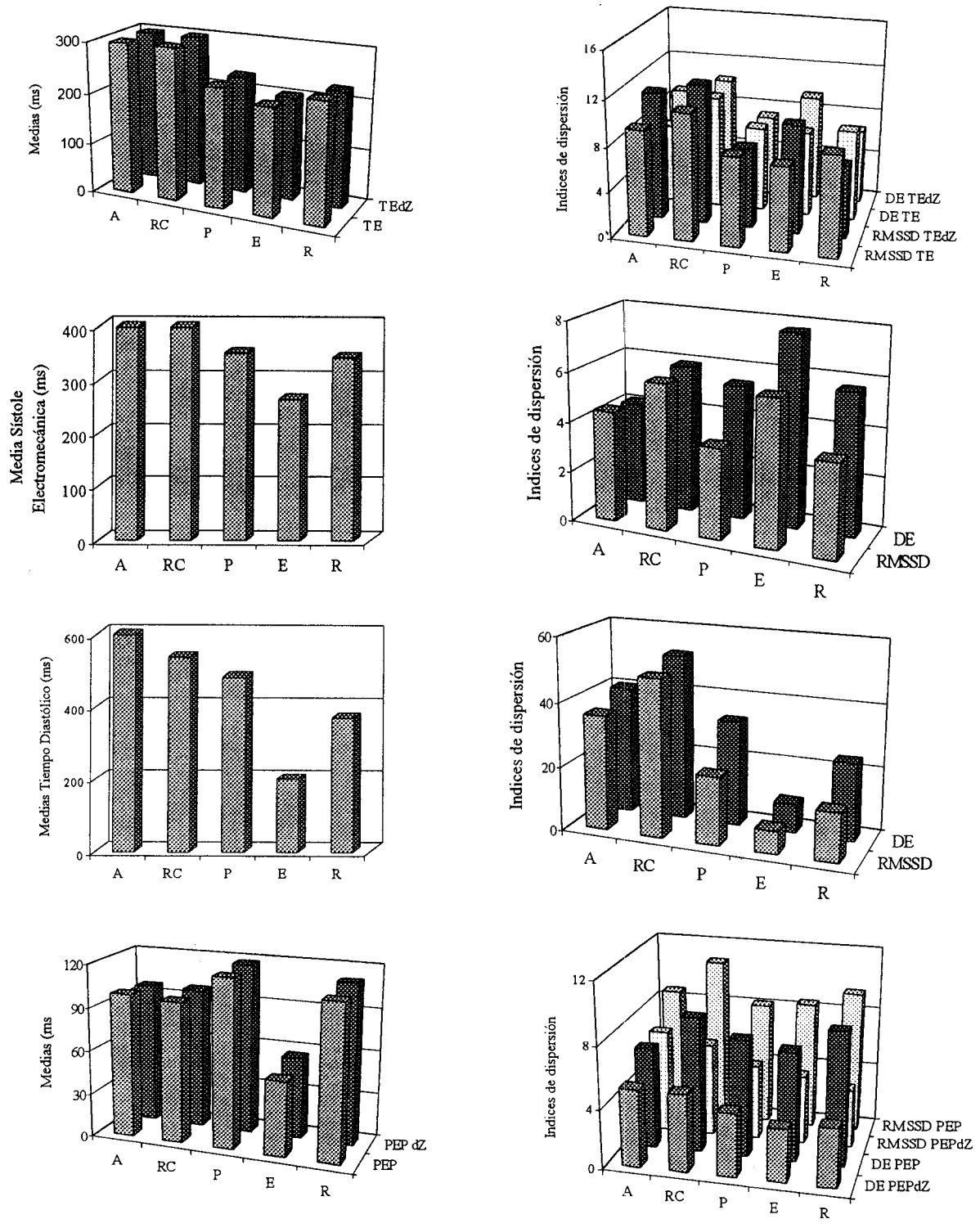


Figura 6.11.2.1.1. Efecto de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis temporal de las variables cardiovasculares. A = Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E=Ejercicio, R = Recuperación, DE = Desviación Estándar, RMSSD = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas.

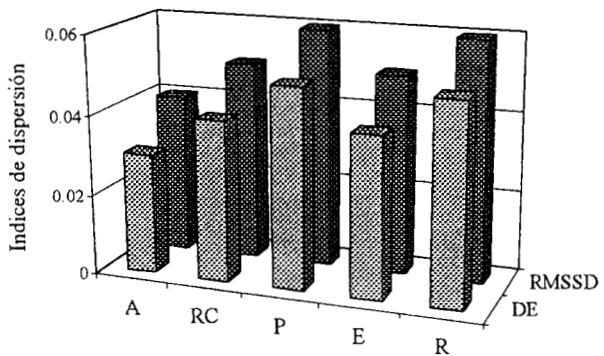
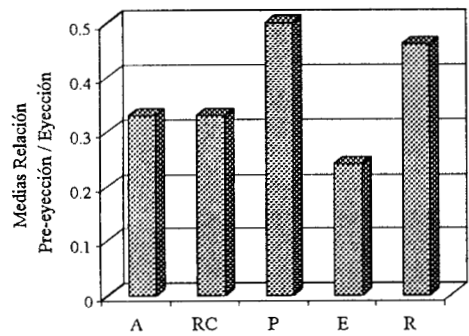
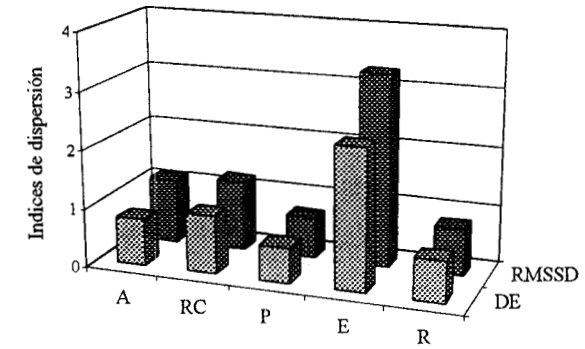
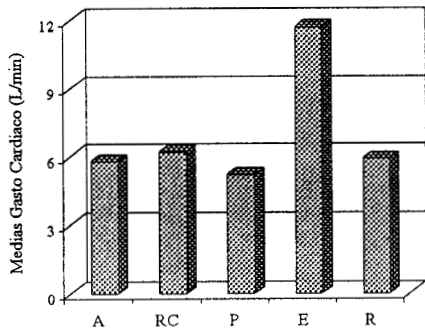
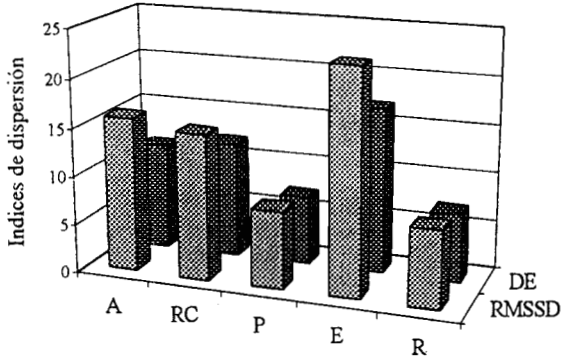
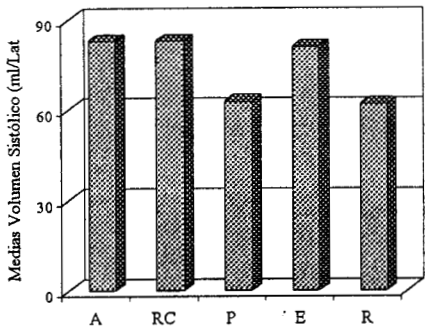
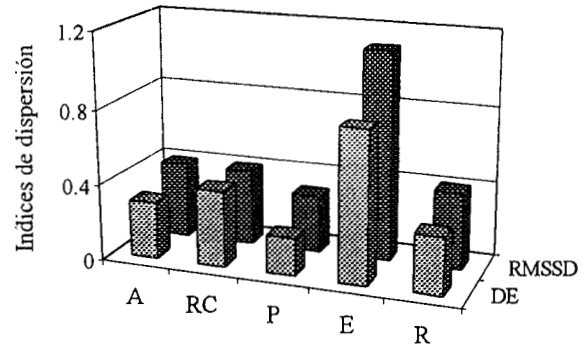
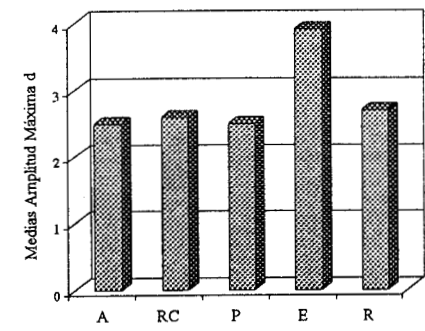


Figura 6.11.2.1.1. Efecto de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis temporal de las variables cardiovasculares. A = Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E=Ejercicio, R = Recuperación, DE = Desviación Estándar, RMSSD = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas.

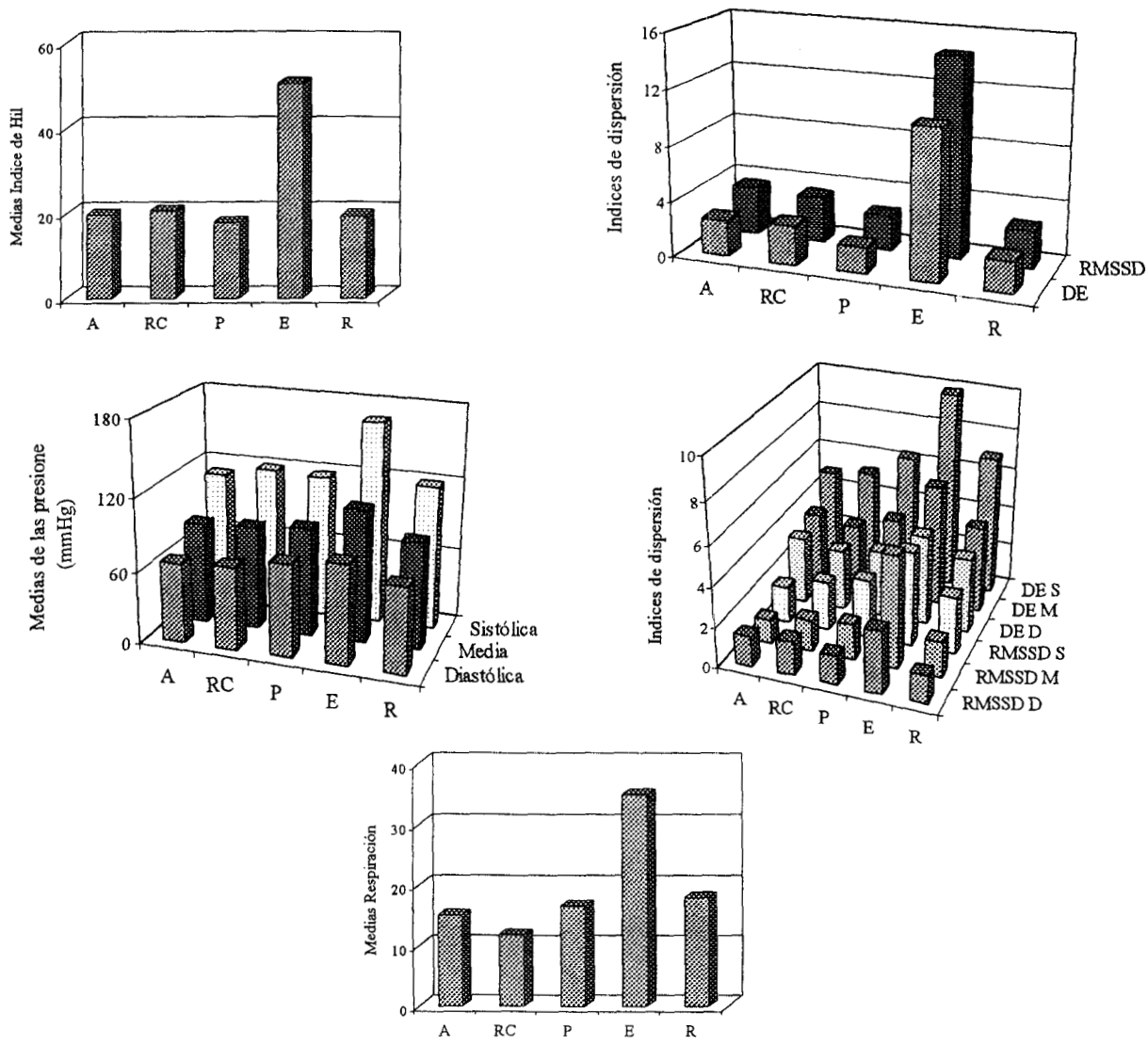


Figura 6.11.2.1.1. (Continuación) Efecto de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis temporal de las variables cardiovasculares. A = Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E=Ejercicio, R = Recuperación, DE = Desviación Estándar, RMSSD = Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas.

Están bien documentados los cambios en los valores medios para la mayoría de las variables cardiovasculares, durante las maniobras aquí empleadas. Excepto para en intervalo R - R y las presiones, no se encontraron trabajos que hallan estudiado el efecto de las maniobras sobre los indicadores de la variabilidad.

En la posición de acostado: la frecuencia cardiaca se sitúa entre 60 y 80 lpm (73,74,75), la sístole electromecánica es de 545 ms (75,76), el tiempo de eyección varía entre 280 a 300 ms

(73,74,75), el periodo de pre - eyección entre 85 a 110 ms (73,75,77,78), la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección en 0.32 a 0.43 (73,75,77,78), el volumen sistólico de 67 a 100 ml/Lat (74,77,78), el gasto cardiaco de 5.8 a 7.0 L/min (74,77,78), el índice de Hill 8.4 a 19 (75,77).

En la respiración controlada y con relación a la condición de acostado: el gasto cardiaco tiene tendencia a aumentar por incremento del retorno venoso, efecto dado por el aumento del volumen corriente, más que por la frecuencia respiratoria. La respiración modula los intervalos sistólicos (79) y en menor proporción los diastólicos. Durante la inspiración disminuyen el tiempo de eyección, la sístole electromecánica y el volumen sistólico; aumentan el periodo de pre - eyección, la relación PPE / TE y el tiempo diastólico, con cambios opuestos de las variables durante la espiración. El efecto respiratorio es atribuido al incremento de la postcarga, consecuencia del incremento relativo de la presión aórtica, en comparación a la presión intrapleurar (79,80,81). Los cambios en la respiración alteran en forma inmediata el funcionamiento del ventrículo derecho (fase de llenado), cambios que influyen al ventrículo izquierdo uno a tres latidos después. Así durante la inspiración, aumenta el volumen sistólico del ventrículo derecho y disminuye el del izquierdo. A pesar de que es ampliamente aceptado el efecto de la respiración sobre el funcionamiento del corazón, Pigott y cols. (81) hacen eco de la opinión vertida por el celebre investigador Cournand (82): el factor respiratorio, al tener una limitada influencia sobre el funcionamiento del ventrículo izquierdo (altera en menos de 10 ms los intervalos sistólicos), puede en la práctica ser ignorado.

En la maniobra de parado (con relación a acostado) aumentan la frecuencia cardiaca (26%), el periodo de pre - eyección (17%), la presión sistólica (1%), la presión diastólica (16%) y la relación PPE/TE (50%); disminuyen el volumen sistólico (32%), el gasto cardiaco (16%), el tiempo de eyección (12%) y la sístole electromecánica (11%) (74,75,76). Hill y cols. (83) encontraron una correlación significativa entre la relación PPE / TE con el índice de Heather.

Durante el ejercicio submáximo, a una intensidad de aproximadamente al 50% del consumo de oxígeno máximo: disminuyen, el tiempo de eyección (17 al 30%), el periodo de pre - eyección (40 al 50%), la relación PPE / TE (17 al 30%); aumentan el volumen sistólico (12%), el gasto cardiaco (60 al 100%) y el índice de Hill (300%) (77,78). Cambios similares, aunque en menor porcentaje por la menor frecuencia cardiaca lograda (alrededor de 112 lpm), han sido reportados por otros autores (73,75,84). El aumento de la frecuencia cardiaca determina

directamente el decremento del tiempo de eyección, sístole electromecánica y tiempo diastólico. Las disminuciones del periodo de pre - eyección y de la relación PPE / TE están dadas por los aumentos, tanto de la precarga como de la contractilidad, mediada esta última por la actividad simpática (73,75,78).

Smith y cols. (75) sugirieron que la amplitud máxima de la derivada de la señal de cardioimpedancia (reflejo de la velocidad máxima de eyección ventricular) y el índice de Hill, poseen un alto valor potencial en la investigación fisiológica y en la clínica. Además puntualizaron la problemática del registro de la cardioimpedancia durante el ejercicio, artefactos de movimiento y desviación de la línea de base por la respiración.

En la etapa de recuperación postejercicio, las variables cardiovasculares tienden a recuperar los valores encontrados en el reposo, efecto provocado por las disminuciones del retorno venoso y de la actividad simpática, pero sin lograrlo completamente, al menos en el periodo de cinco minutos después del ejercicio (77).

Los intervalos tiempo de eyección y periodo de pre - eyección, son índices del desempeño del ventrículo izquierdo, reflejan cambios en la precarga, contractilidad y postcarga (85). Dado que el tiempo de eyección, el tiempo diastólico y la sístole electromecánica se correlacionan muy bien y en forma inversa con la frecuencia cardíaca, son considerados frecuencia cardíaca dependientes. Es costumbre, para suprimir el efecto de la frecuencia cardíaca, corregir al intervalo mediante una ecuación de regresión. Desafortunadamente no existen ecuaciones de aplicación general bien validadas para sujetos sanos, jóvenes y de ambos sexos. Razón por la cual no se pretendió corregir los intervalos antes mencionados.

Si la frecuencia cardíaca y la precarga son mantenidas constantes, el aumento del llenado ventricular, hace que disminuya el periodo de pre - eyección y la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección, provocan aumento del volumen sistólico y el tiempo de eyección, con cambios opuestos cuando disminuye el llenado ventricular (75). Por tanto hay acuerdo en cuanto a que el tiempo de eyección varía proporcionalmente al volumen sistólico y en forma inversa con la velocidad de eyección (78). El aumento de la postcarga, por aumento de la presión arterial media, se acompaña de aumento del tiempo de eyección (86). El periodo de pre - eyección es función de la contractilidad, por ejemplo, disminuye con la administración de agonistas β adrenérgicos como el isoproterenol y la noradrenalina (87), además sufre cambios con la precarga (85). La relación PPE/TE se correlaciona en forma inversa con la

fracción de eyección ventricular (85) y con el gasto cardiaco (78). Es uno de los mejores índices del desempeño ventricular (75).

Según Mäntysaari y cols. (76) el uso de la sístole electromecánica esta limitado porque sus dos componentes, el tiempo de eyección y el periodo de pre - eyección, pueden cambiar en direcciones opuestas durante maniobras experimentales. Al igual que otros intervalos refleja los cambios simultáneos en la precarga, la contractilidad y la postcarga.

Con relación a la condición de acostado, el porcentaje de cambio de la media de cada variable aquí estudiada es:

- Frecuencia cardiaca. Aumenta en todas las maniobras, 7% en respiración controlada, 19% en parado, 64% en ejercicio y 32% en recuperación. Resultados acordes con los reportados (77,78).
- Tiempo de eyección. Sin cambio en la respiración controlada, disminuye en el resto de las maniobras, 22% en parado, 34% en ejercicio y 24% en la recuperación. Resultados acordes con lo reportado (74,77,78).
- Periodo de pre - eyección. Con valores semejantes al control en respiración controlada, aumenta 17% en parado, disminuye 48% en ejercicio. Resultados acordes con lo reportado (77,78).
- Sístole electromecánica. Sin cambio en la respiración controlada, disminuye en el resto de las maniobras, 22% en parado, 34% en ejercicio y 24% en la recuperación. Sólo se han reportado para el cambio de postura (74), no para ejercicio y recuperación.
- Tiempo diastólico. Disminuye en todas las maniobras, 10% en respiración controlada, 19% en parado, 66% en ejercicio y 38% en recuperación. No existen reportes de sus cambios durante las maniobras. La medición del tiempo diastólico ha adquirido relevancia recientemente, dado que es considerado como un determinante crítico del aporte de oxígeno miocárdico cuando existe alteración en el flujo de sangre al corazón (88).
- Amplitud máxima de la derivada de la onda de cardioimpedancia. Sin cambio en respiración controlada, parado y ejercicio, aumenta 56% en ejercicio.
- Volumen sistólico. Con valores semejantes al control en respiración controlada y ejercicio, disminuye 24% en parado y 25% en recuperación. La disminución durante la maniobra de parado concuerda con lo reportado (74). En el ejercicio submáximo hay acuerdo general

que el volumen sistólico aumenta ligeramente (73). Miyamoto y cols. (78) observaron una ligera disminución de 7%.

- Gasto cardiaco. Aumenta 7% en la respiración controlada, 100% en ejercicio; disminuye 9% en parado, y con valores similares al control en recuperación. Resultados acordes con lo reportado (74,77,78,89).
- Relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección. No cambia en la respiración controlada, aumenta 52% en parado, disminuye 27% en ejercicio. Resultados acordes con lo reportado (77,78).
- Índice de Hill. Con valores semejantes al control en respiración controlada y recuperación, disminuye 10% en parado, aumenta 260% en ejercicio. Resultados acordes a los reportados (77,83).
- Presión arterial sistólica. Aumenta en todas las maniobras, 7% en respiración controlada, 5% en parado, 50% en ejercicio y 6% en la recuperación. Resultados acorde a lo reportado (90,91).
- Presión arterial diastólica. Con valores semejantes al control en respiración controlada, aumenta en el resto de las maniobras, 15% en parado, 24% en ejercicio y 6% en la recuperación. (89,90).
- Frecuencia respiratoria. Disminuye 22% en respiración controlada, aumenta en el resto de la maniobras, 9% en parado, 230% en ejercicio y 19% en recuperación.

6.11.2.2 Efectos de las maniobras sobre los índices espectrales de las variables cardiovasculares.

- Respiración controlada. Los componentes de BP, I y BE disminuyen para la mayoría de las variables cardiovasculares, siendo muy importante para RR y TD. La frecuencia central del componente BP disminuye, las de I y BE aumentan. El componente AE y su frecuencia central tienen un comportamiento inverso. Por tanto la Rel. E. disminuye en la mayoría de las variables cardiovasculares. La PET aumenta. Los efectos anteriores pueden ser explicados por el aumento en la actividad vagal sobre el sistema cardiovascular inducida por la respiración.
- Parado. Los componentes BP, I y BE aumentan en RR, TE, PPE, TD y SEM y disminuyen en PS y PM. Las frecuencias centrales de los componentes BP y BE no se modifican o

disminuyen, para el I no se modifica. El componente AE tiene un comportamiento opuesto al de BE, sin modificación en general de su frecuencia central. Por tanto la Rel. E. aumenta para RR, TD, SEM y PD, y disminuye para PS y PM. La PET aumenta para aquellas variables en que disminuye el componente BE y aumenta para aquellas en las que se incrementa el de AE. Se tienen en consecuencia dos tipos de variables, las que son modificadas por el aumento en la actividad simpática (aumento de la relación) y las que son influidas por la respiración (disminución de la relación).

- Ejercicio. Los componentes de BP (excepto en RR), I y BE (excepto en RR) disminuyen en la mayoría de las variables cardiovasculares. Las frecuencias centrales de los anteriores componentes, en general no se modifican o disminuyen (con excepción de SEM y PD que aumentan). El componente AE disminuye en forma acentuada, en contraparte con el de AA que aumenta (excepto para RR que disminuye) para la mayoría de las variables cardiovasculares. La frecuencia del componente AE en general no se modifica, mientras que el de AA aumenta en forma considerable. La PET aumenta en la mayoría de las variables, con excepción de RR y TD. La Rel. E. aumenta en la mayoría de las variables, lo que se explica por el aumento de la actividad simpática. La Rel. A. disminuye en la mayoría de las variables, cambio que indica la influencia mecánica de la respiración.
- Recuperación. Los componentes de BP, I y BE, así como sus frecuencias centrales de la mayoría de las variables se mantienen disminuidos o no se modifican. El componente de AE disminuye. El componente AA aumenta. La REL. E. disminuye en dZmax, VS, PS y PM, aumenta en RR, SEM, TD y PD. La REL. A. disminuye en dZmax, VS, Q, PPE/TE, IH, PS, PM y PD, aumenta en RR, SEM y TD. Las variables con relaciones aumentadas son sensibles a la persistencia en el aumento de la actividad simpática, mientras las que tienen relaciones disminuidas, son afectadas por el aumento en la actividad vagal o por la influencia mecánica respiratoria.
- Ejemplos donde los componentes BP e I tienen cambios opuestos son la PD en RC y R, y RR en E, lo anterior es un argumento a favor de la necesidad de fraccionar el componente de BE.
- El comportamiento de los componentes espectrales del TE y PPE obtenidos de la impedancia, con relación a los calculados por el método tradicional, son diferentes en P, E

y R. Por tanto la variabilidad de los intervalos centrales (impedancia) son en algún grado diferentes de los periféricos (onda de pulso en la oreja).

- La frecuencia central de los componentes espectrales es modificada por las maniobras empleadas, sus cambios complementan y hacen más consistente la información proporcionada por el análisis espectral. Se recomienda el cálculo de la frecuencia central de los componentes espectrales en los estudios de variabilidad cardiovascular.
- Los coeficientes de correlación de los índices espectrales en las cinco maniobras, para los tiempos de eyección por los dos métodos son altos ($r > 0.9$), para el componente de alta y la relación baja / alta, y un poco menores para el componente de baja estándar ($r = 0.83$), conducta similar presentaron los coeficientes de correlación de los índices espectrales para el periodo de pre - eyección por los dos métodos.

En la figura 6.11.2.2.1 se muestra el efecto de las cinco maniobras empleadas sobre el promedio de los índices del análisis espectral, componentes normalizados, frecuencias de centro de masa, relación baja / alta y pendiente de la regresión log potencia - log frecuencia.

Intervalo RR

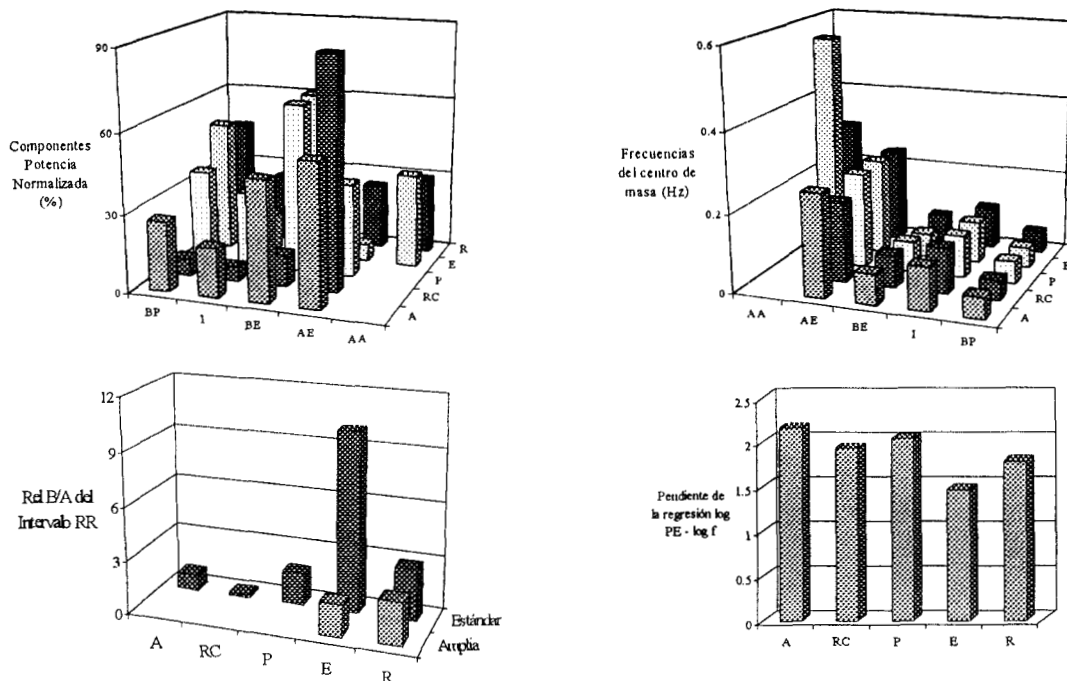
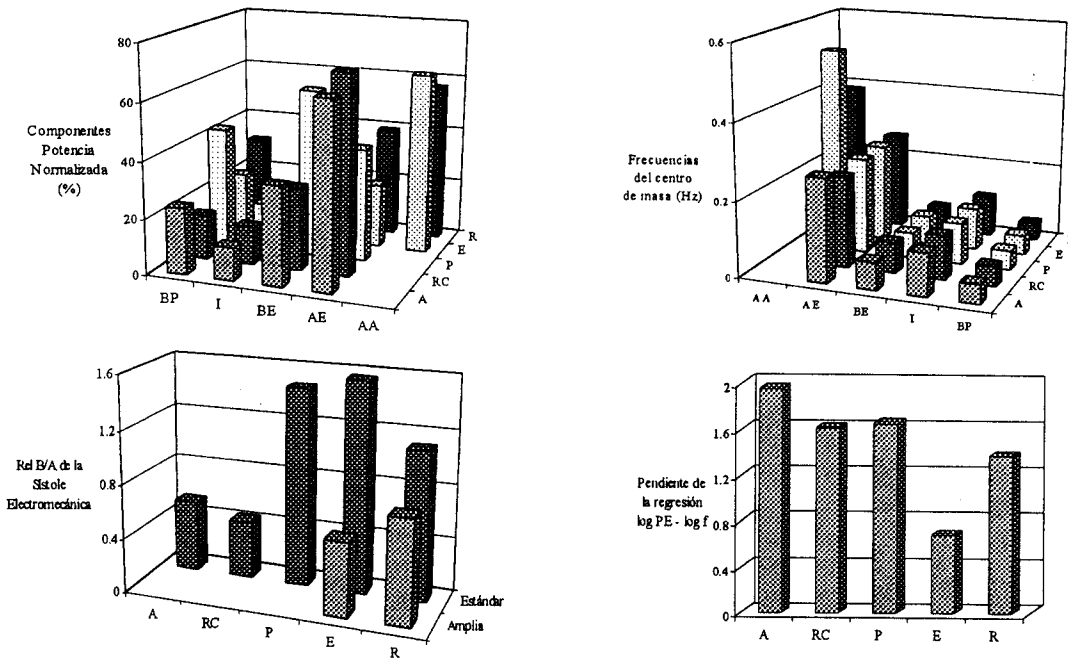


Figura 6.11.2.2.1. Efecto de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis espectral de los parámetros cardiovasculares. A = Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, BP = Baja Parcial, I = Intermedia, BE = Baja Estándar, AE = Alta Estándar, AA = Alta Amplia.

Sístole Electromecánica



Tiempo de Eyección

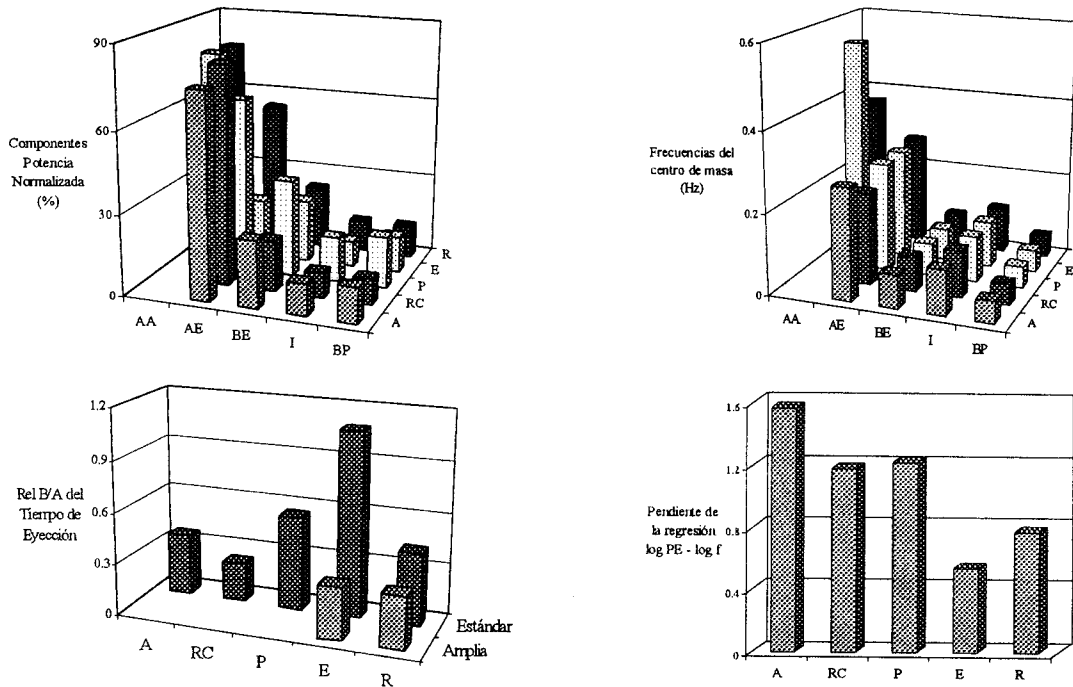
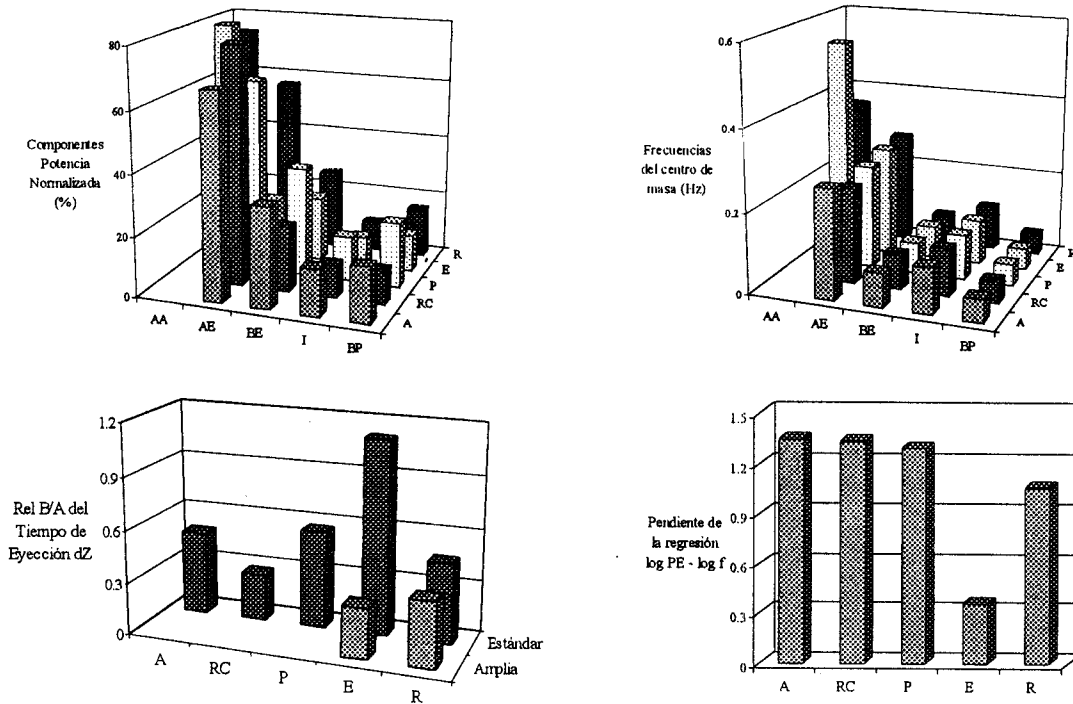


Figura 6.11.2.2.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis espectral de las variables cardiovasculares. A= Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, BP = Baja Parcial, I = Intermedia, BE = Baja Estándar, AE = Alta Estándar, AA = Alta Amplia.

Tiempo de Eyección dZ



Periodo de Pre - Eyección

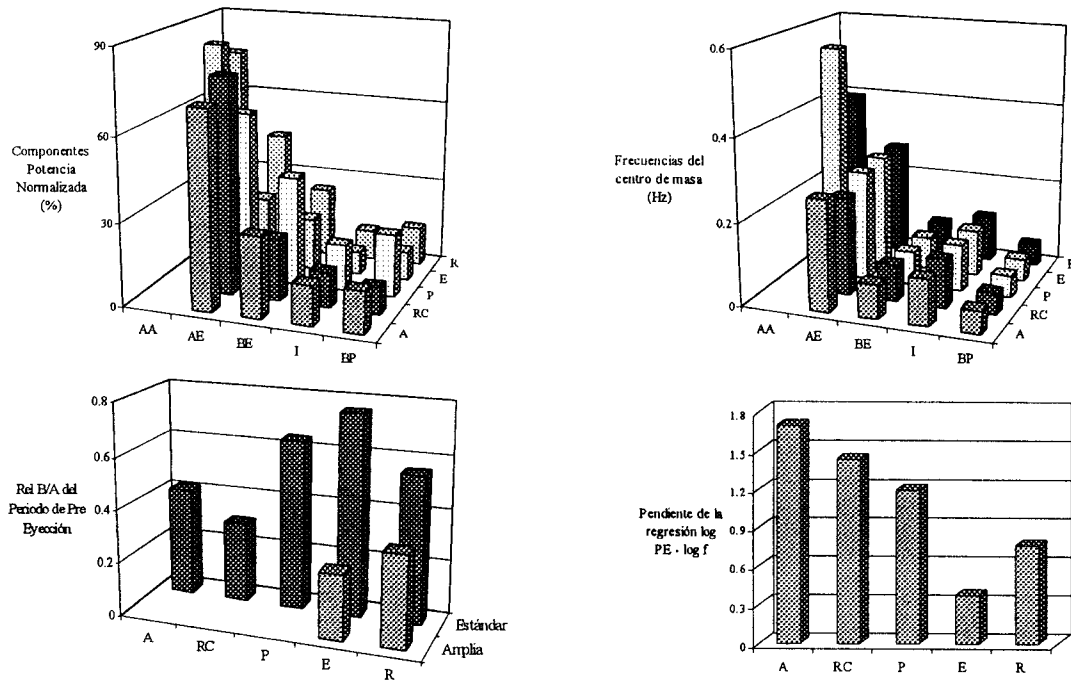
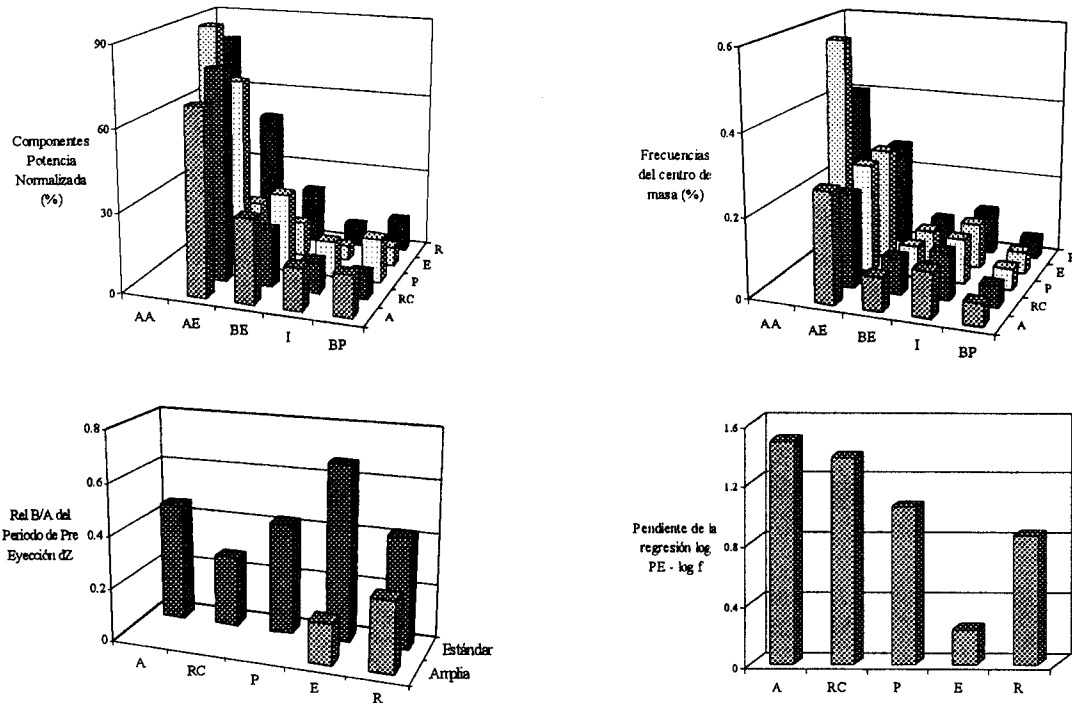


Figura 6.11.2.2.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis espectral de las variables cardiovasculares. A= Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, BP = Baja Parcial, I = Intermedia, BE = Baja Estándar, AE = Alta Estándar, AA = Alta Amplia.

Periodo de Pre - Eyección dZ



Tiempo Diastólico

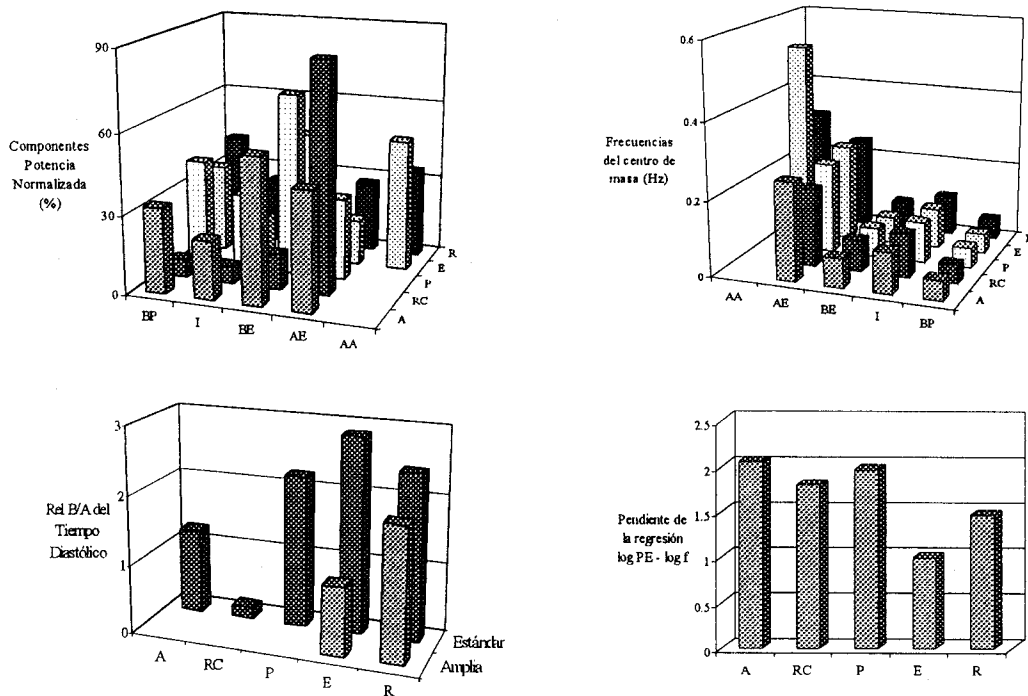
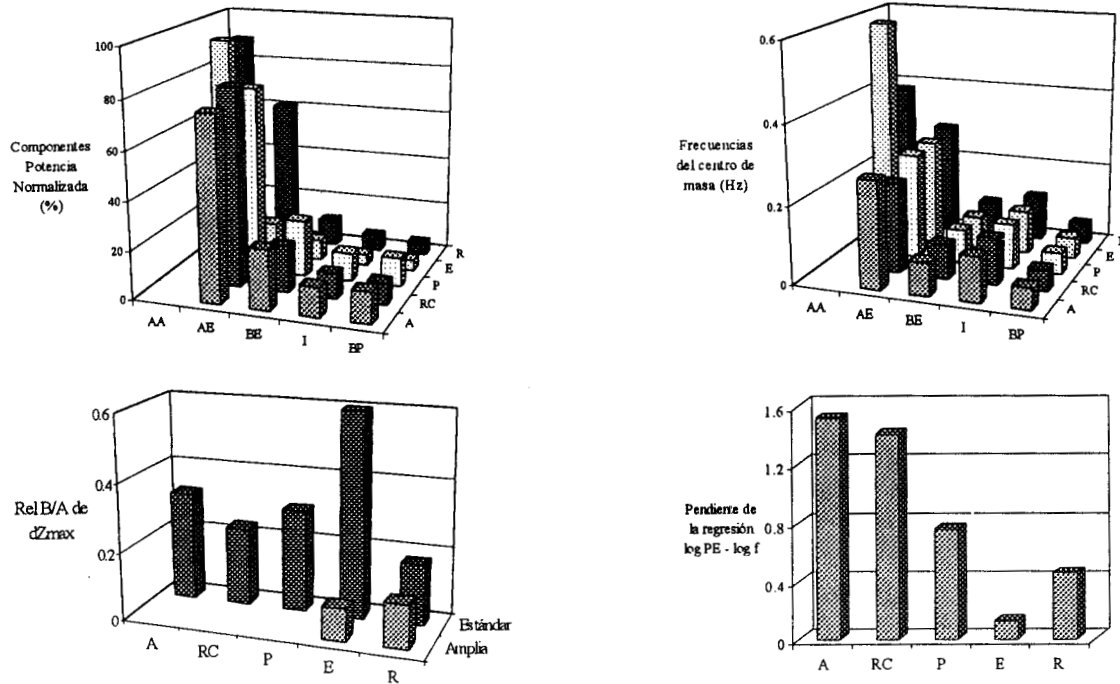


Figura 6.11.2.2.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis espectral de las variables cardiovasculares. A= Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, BP = Baja Parcial, I = Intermedia, BE = Baja Estándar, AE = Alta Estándar, AA = Alta Amplia.

Amplitud Máxima de la derivada de la señal de cardioimpedancia



Volumen Sistólico

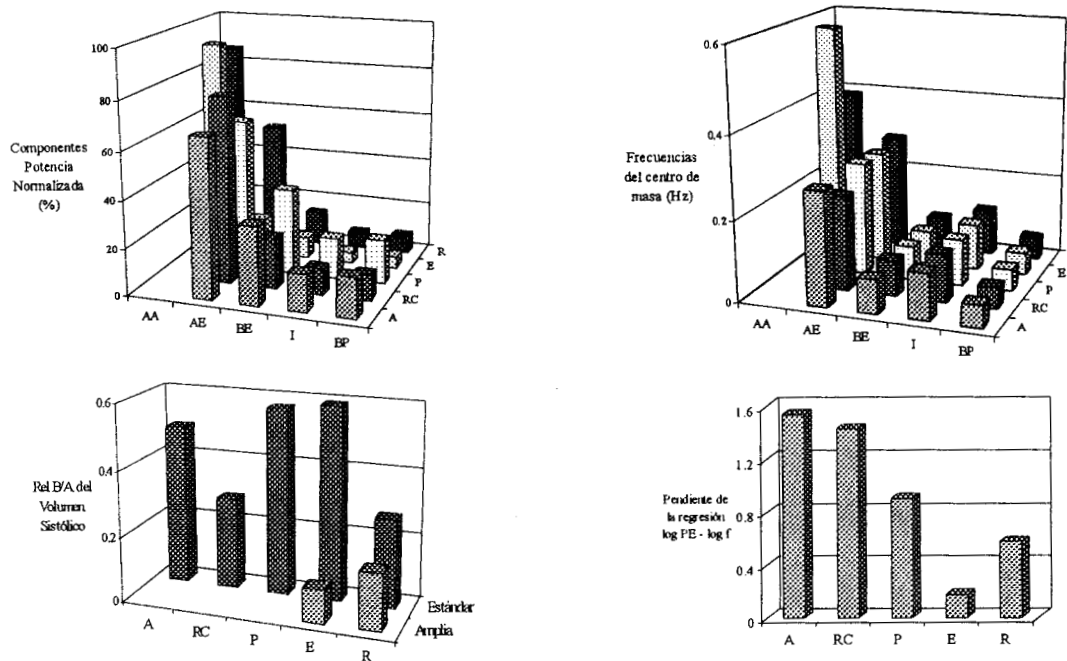
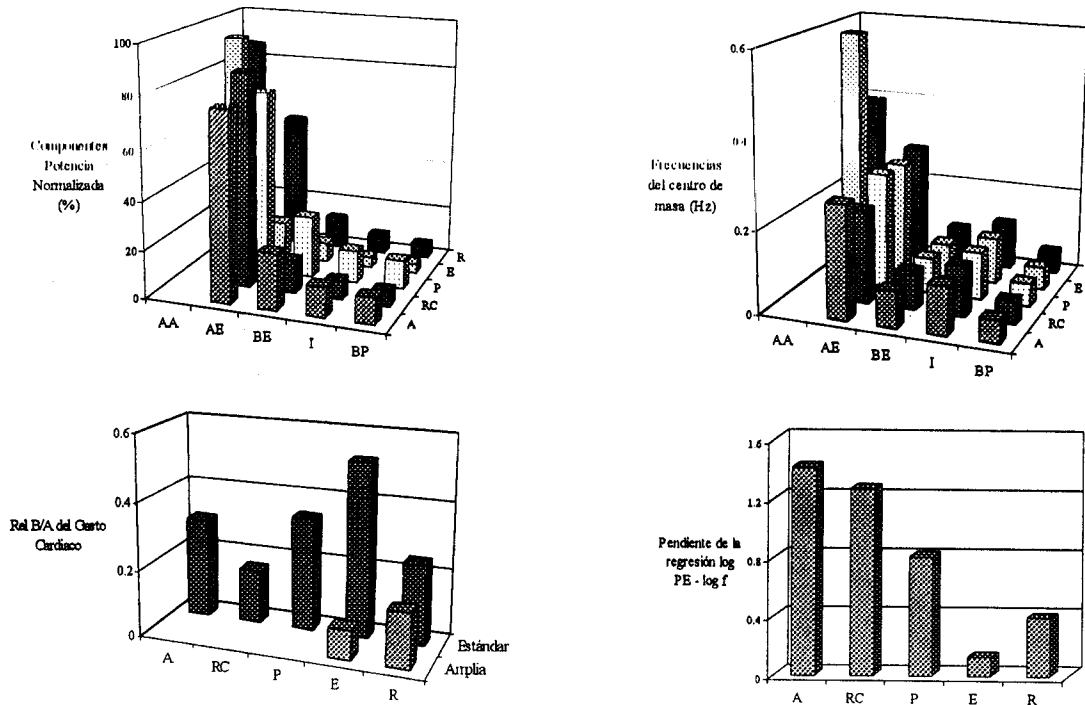


Figura 6.11.2.2.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis espectral de las variables cardiovasculares. A= Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, BP = Baja Parcial, I = Intermedia, BE = Baja Estándar, AE = Alta Estándar, AA = Alta Amplitud.

Gasto Cardíaco



Relación Periodo de Pre - Eyección / Tiempo de Eyección

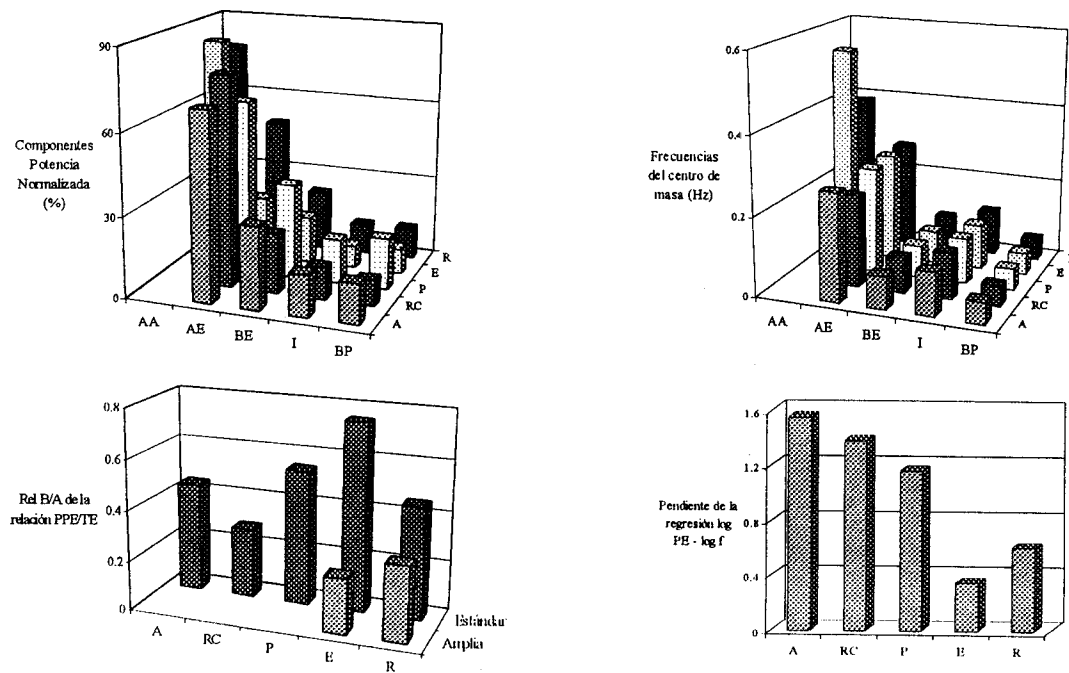
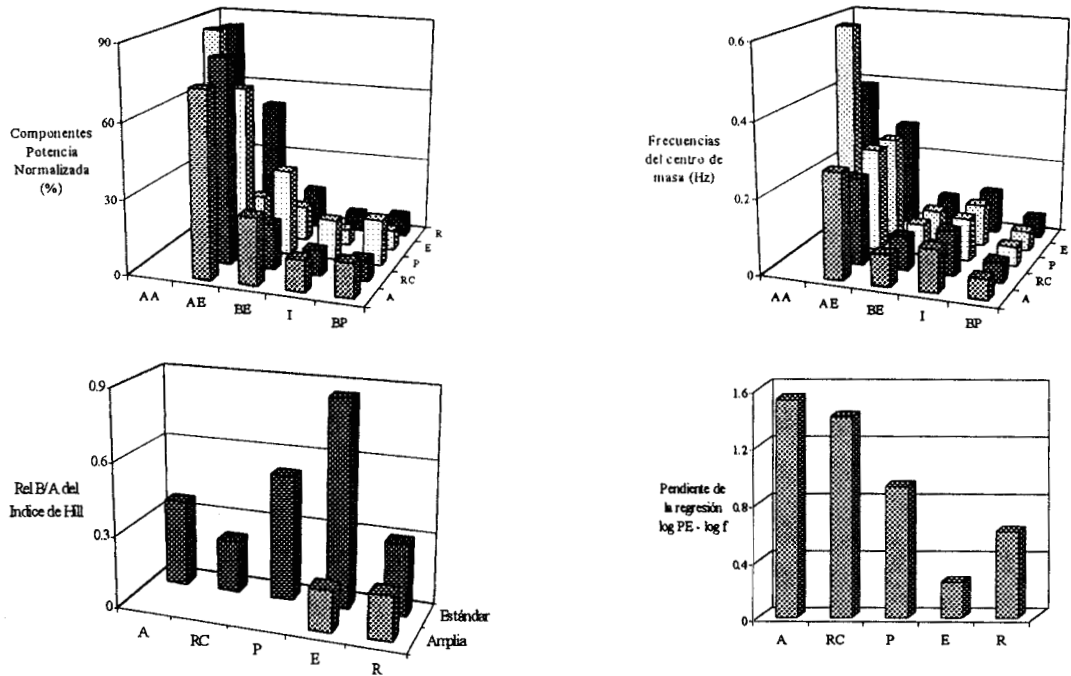


Figura 6.11.2.2.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis espectral de las variables cardiovasculares. A= Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, BP = Baja Parcial, I = Intermedia, BE = Baja Estándar, AE = Alta Estándar, AA = Alta Amplitud.

Indice de Hill



Presión Sistólica

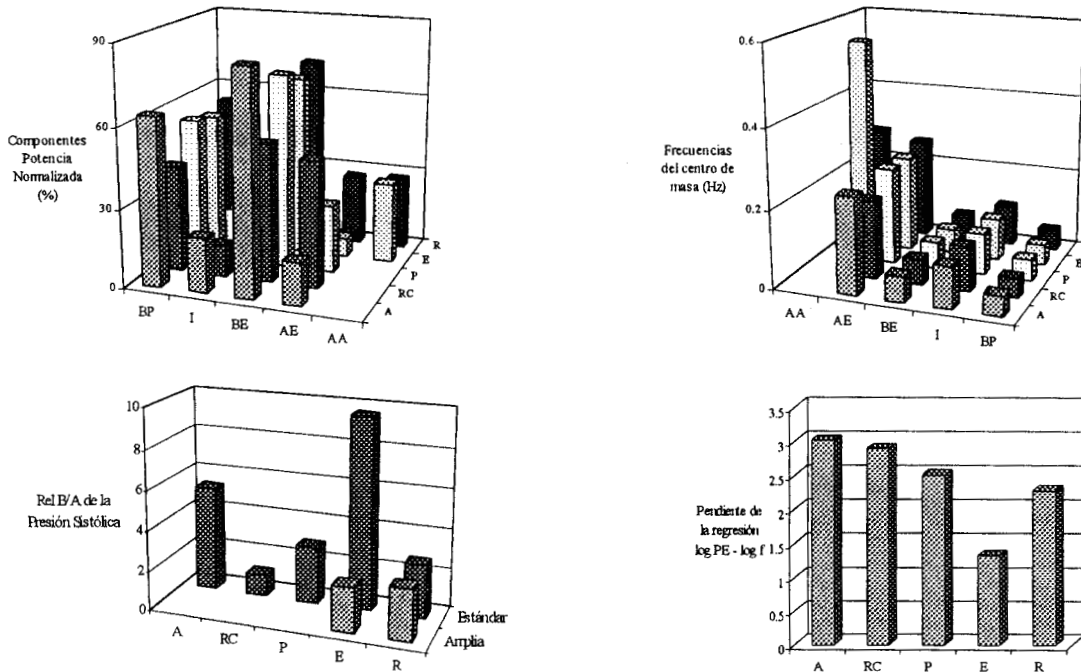
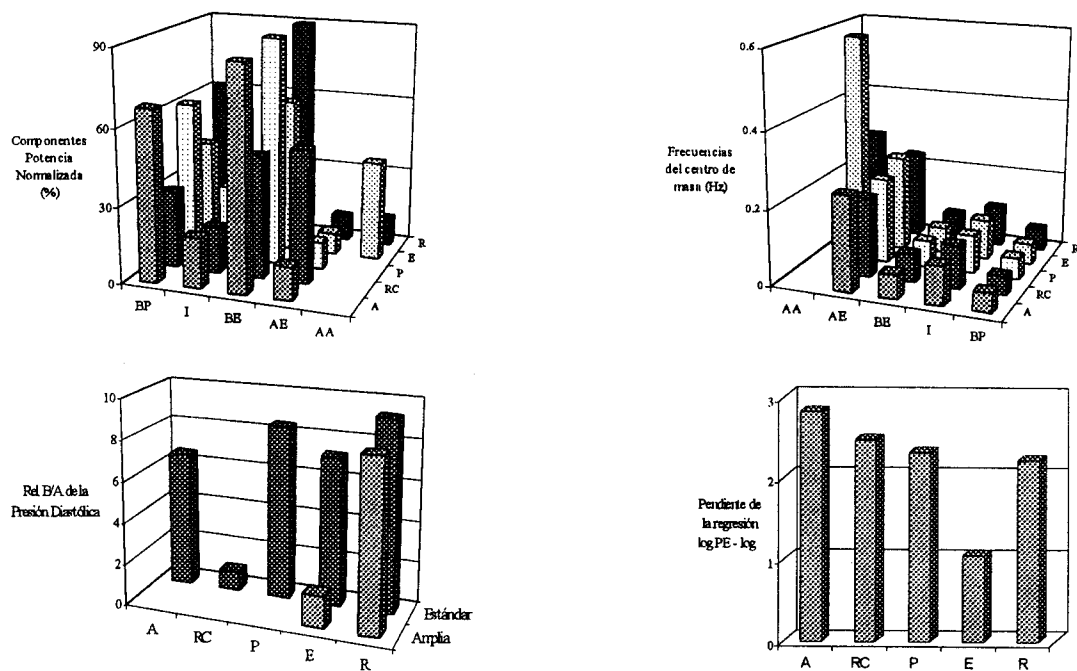


Figura 6.11.2.2.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis espectral de las variables cardiovasculares. A= Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, BP = Baja Parcial, I = Intermedia, BE = Baja Estándar, AE = Alta Estándar, AA = Alta Amplia.

Presión Diastólica



Respiración

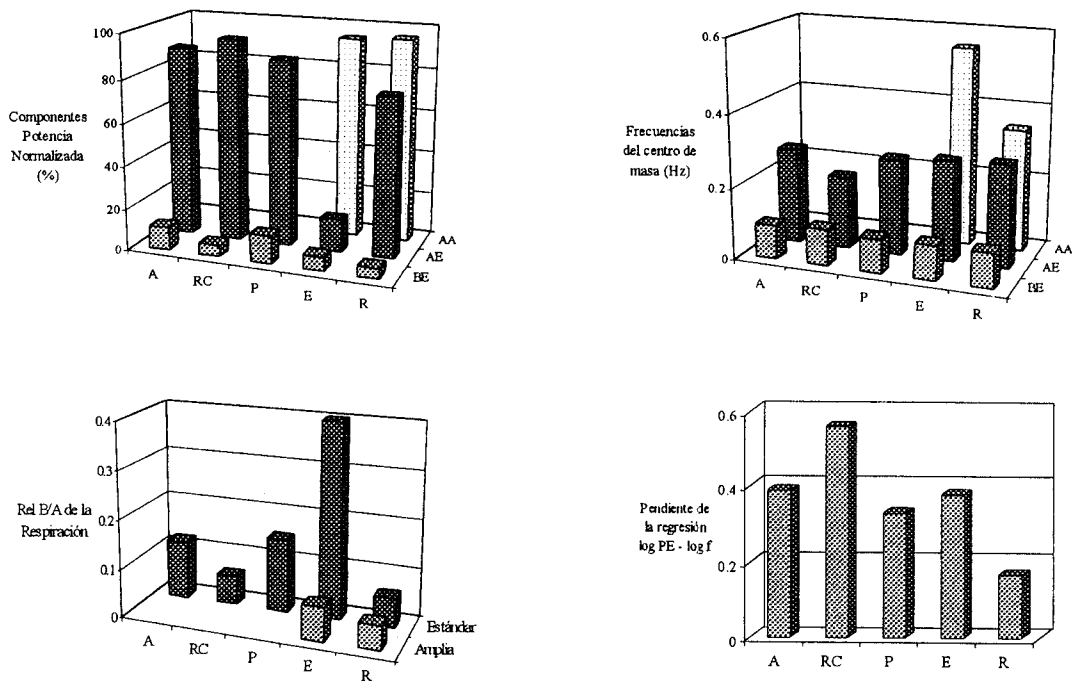


Figura 6.11.2.2.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis espectral de las variables cardiovasculares. A= Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, BP = Baja Parcial, I = Intermedia, BE = Baja Estándar, AE = Alta Estándar, AA = Alta Amplia.

El efecto de las maniobras sobre la variabilidad del intervalo RR, indicado por los índices de los análisis temporal y espectral, es similar al encontrado en el estudio: Comportamiento de los parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca de sujetos sanos durante un protocolo de cinco maniobras, trabajo donde se hace la discusión pertinente.

La presión arterial presenta oscilaciones espontáneas que reflejan el efecto de varios factores modulantes, todos interrelacionados, como la frecuencia cardiaca, la resistencia vascular, el volumen sistólico y la respiración. Variables que están bajo el control de mecanismos neurales (92,93).

Por análisis espectral de la variabilidad de la presión arterial se han identificado componentes rítmicos, similares a los que presenta el intervalo RR, aunque posee también oscilaciones no rítmicas. El componente de baja frecuencia esta asociado al flujo simpático vasomotor (92,94,95,96), influido a su vez por osciladores centrales, de los sistemas de control como el barorreceptor y por la autorritmicidad del músculo liso arteriolar. El componente de alta frecuencia, esta asociado al efecto mecánico de la respiración (94,97) y por lo tanto no influido autónómicamente (98). Guzzetti y cols. (91) reportaron el aumento del componente de alta frecuencia de la variabilidad de la presión arterial, atribuido a un efecto modulador respiratorio mediado en forma mecánica.

Con el cambio de postura, aumenta el componente de baja frecuencia(91,95,99,100) de la presión arterial sistólica y diastólica.

No se encontraron reportes acerca del efecto del ejercicio submáximo sobre la variabilidad de la presión arterial, al menos para sujetos sanos. En sujetos con hipertensión moderada, Furlan y cols. (101) encontraron aumento de la desviación estándar de la presión sistólica durante el ejercicio.

Toska y cols. (102) en 1993, con el empleo de una técnica ecocardiográfica, midieron la variabilidad del volumen sistólico y el gasto cardiaco, en un formato latido a latido. El análisis espectral realizado, reveló la prominencia del componente de alta frecuencia, sincrónico con la respiración. El bloqueo vagal por atropina, no afectó el componente de alta del volumen sistólico y aumentó los pertenecientes al gasto cardiaco y a la presión arterial media. Resultados con los que se demostró el origen no autonómico de la influencia respiratoria. Además, observaron que la variabilidad, mediada por la respiración, en la presión arterial media tiene como fuente principal la variabilidad del volumen sistólico.

Para los hallazgos del presente trabajo se corrobora la prominencia del componente de alta para las variabilidades del volumen sistólico y el gasto cardíaco y de menor magnitud para la variabilidad de la presión arterial. El moderado aumento del componente de alta de la variabilidad de la presión arterial, en la respiración controlada, brinda un soporte adicional al comportamiento que presenta el sistema cardiovascular como amortiguador mecánico de la influencia respiratoria (103).

Hernández y cols. (104) en 1995 utilizaron la señal de cardioimpedancia para calcular en un formato latido a latido el periodo de pre - eyección y la amplitud máxima de la derivada (indicador de la velocidad máxima de eyección ventricular) como índices inotrópicos del funcionamiento mecánico del corazón. El objetivo era ampliar la evaluación cardíaca no únicamente con el usual enfoque cronotrópico, realizado a partir del análisis del intervalo RR. Tres principales críticas se le puede hacer a su trabajo:

- Removieron por filtrado la influencia respiratoria de la señal de cardioimpedancia.
- Utilizaron un sólo sujeto para ejemplificar sus resultados. No proporcionaron resultados numéricos. El espectro de la variabilidad del periodo de pre - eyección no es similar a los obtenidos en el presente estudio, la gran potencia espectral del componente de alta frecuencia.
- No reportaron los cambios en el espectro por las maniobras que emplearon, cambio de postura y ejercicio.

Porta y cols. (105) en 1997, con la utilización de un método ecocardiográfico, reportaron la variabilidad latido a latido de parámetros del volumen ventricular como: el volumen diastólico final, el volumen sistólico final, la contribución de la contracción atrial al llenado ventricular, la velocidad máxima de llenado, la fracción de eyección y el volumen sistólico. Estos autores hacen énfasis en que la técnica que utilizaron es muy afectada por varias fuentes de error. Sus sujetos fueron normales y con insuficiencia cardíaca crónica. El análisis espectral que realizaron indicó que todos los parámetros del volumen ventricular exhiben una gran variabilidad en el rango que corresponde a la frecuencia respiratoria, más en los sujetos normales y en menor proporción en los enfermos. En su trabajo hacen dos comentarios importantes.

- Los parámetros relacionados con la precarga, por ejemplo la velocidad máxima de llenado ventricular, son dominados por el ritmo respiratorio, efecto mediado por la variabilidad impuesta al retorno venoso.
- Resultado difícil de explicar es que en los índices relativos a la contractilidad y postcarga que no se evidencia el componente de baja, aún cuando está presente en la variabilidad es del intervalo RR y la presión sistólica.

En cuanto al primer comentario, existen evidencias que contradicen la explicación dada. Colombo y cols. (106) argumentaron que el retorno venoso puede inducir cambios en la variabilidad de la frecuencia cardiaca por mecanismos autonómicos y mecánicos. Se ha demostrado que la relación entre la modulación del retorno venoso y la presión, es independiente de la respiración para frecuencias menores a 0.1Hz. Los cambios en la presión arterial, inducidos por la variación en el volumen venoso central y los cambios por la respiración, son amortiguados en forma activa por los reflejos del sistema cardiovascular. Cuando se modula el retorno venoso, el corazón y la vasculatura torácica remueven las fluctuaciones de alta frecuencia, por un efecto de amortiguamiento mecánico. La modulación del retorno venoso parece influenciar la variabilidad de la frecuencia cardiaca en el componente de baja, pero no en el de alta.

En la misma dirección, variabilidad de parámetros cardiovasculares, Porta y cols. (96) obtuvieron en forma no invasiva, la impedancia latido a latido que presenta el lecho vascular periférico (palma de la mano). Esta variable exhibe un patrón rítmico, en el cual la potencia espectral se distribuye hacia las bajas frecuencias (0.05Hz).

Por los resultados aquí descritos se corrobora la gran influencia que la respiración ejerce sobre la variabilidad de parámetros cardiovasculares.

6.11.2.3. Efecto de las maniobras sobre las coherencias entre las variables cardiovasculares.

Sólo se describen las coherencias para la respiración y el intervalo RR con el resto de las variables cardiovasculares, puesto que la coherencia entre las variables cardiovasculares son consecuencia de la propagación de las primeras. La respiración presenta coherencia significativa con las variables cardiovasculares en la banda de frecuencia correspondiente a los componentes de alta estándar y amplia. El intervalo RR la tiene en el rango de frecuencia de los componentes de baja parcial e intermedia (baja estándar).

- Coherencias con la respiración.

En acostado la respiración influye a la mayoría de las variables cardiovasculares, con excepción del periodo de pre - eyección. En la respiración controlada presenta coherencia significativa con todas las variables. En parado sólo la sístole electromecánica no la tiene. En el ejercicio y en la recuperación, la respiración muestra coherencia significativa con casi todas las variables, menos con el periodo de pre - eyección, la sístole electromecánica y la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección.

- Coherencias con el intervalo RR.

El periodo de pre - eyección y la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección no tienen relación con el RR para la mayoría de las maniobras. El tiempo de eyección sólo en acostado, en la banda de frecuencia del componente de baja parcial. La sístole electromecánica tiene coherencia significativa en la frecuencia del componente de baja parcial, en acostado y parado. El volumen sistólico presenta coherencias significativas en el componente de baja parcial, para acostado, respiración controlada y recuperación, y en la banda de intermedia en parado. El gasto cardíaco sólo la presenta en el componente de intermedia en la condición de parado. El tiempo diastólico es la variable que más es influida por el intervalo RR, ya que tiene coherencia en la banda de frecuencia del componente de baja estándar en todas las maniobras. Las presiones son influidas sólo en la banda de intermedia en todas las maniobras.

6.11.2.4. Efecto de las maniobras sobre los índices de la regresión log potencia - log frecuencia.

- Respiración controlada. Disminuye ligeramente la pendiente de TE, PPE, SEM, TD, PM y PD, cambios consistentes con la disminución del componente BE y aumento del AE, por disminución de la actividad simpática o aumento de la vagal mediada por la respiración. El resto de las variables cardiovasculares, incluido el RR, no presentan cambios en la pendiente. El ascenso en el intercepto es consistente con la disminución de la pendiente, sobre todo para el TE, PPE y SEM.
- Parado. Se produce una disminución moderada en la pendiente y un ascenso del intercepto, en la mayoría de las variables cardiovasculares, con excepción de RR y TD, en las que no se modifica. El efecto anterior puede ser explicado por el ligero predominio del

componente AE sobre el BE, provocado por la influencia mecánica de la respiración. Es notorio que la actividad simpática, inducida por el reflejo barorreceptor en esta maniobra, no es reflejada por los índices de este tipo de análisis.

- Ejercicio. Disminuye en forma pronunciada la pendiente, con un ascenso importante del intercepto, en todas las variables cardiovasculares. El efecto es causado por el aumento en el componente AA, determinado por la influencia respiratoria mediada por mecanismos no neurales. El hecho anterior es notable, más aún si se considera que el componente AA superó al BE, componente que indica el aumento en la actividad simpática.
- Recuperación. Disminuye la pendiente, con un moderado ascenso del intercepto, para la mayoría de las variables cardiovasculares, cambios de menor proporción a los observados durante el ejercicio. Lo anterior es congruente con la disminución del componente AA, como consecuencia de la menor influencia mecánica respiratoria.

Existen las suficientes evidencias acerca de la existencia de no linealidades en la dinámica del funcionamiento del sistema cardiovascular, determinada en parte por los múltiples mecanismos de control, con diferentes constantes de tiempo, que involucra.

Una de las características de los fenómenos no lineales es que su potencia espectral presenta una relación inversa con la frecuencia conocida como $1/f^{\beta}$. La relación ha sido confirmada para las variabilidades de la frecuencia cardíaca (107) y de la presión arterial (108). En sujetos normales en la posición de acostado, la β (Pendiente de la regresión $\log PE - \log$ frecuencia) tiene un valor de alrededor de 1. En enfermos cardiovasculares y con el envejecimiento aumenta su valor (109). Este indicador puede predecir el riesgo de muerte por infarto miocárdico (110) y puede ser un relevante índice pronóstico en pacientes en estado crítico (111,112).

Butler y cols. (113) encontraron aumento de la β del intervalo R - R con el cambio de postura (inclinación).

En la literatura revisada no se encontraron reportes con los cuales comparar los resultados obtenidos en el presente estudio, acerca del efecto de maniobras estándares sobre la pendiente de múltiples variables cardiovasculares.

6.11.2.5. Efectos de las maniobras sobre los índices del análisis tono entropía de las variables cardiovasculares.

- Respiración controlada. Disminuye el tono, con aumentos de la DEIP y la entropía para variables como RR, SEM y TD, los anteriores cambios son compatibles con un aumento en la regularidad de la señal (aumenta la variabilidad) por aumento de la actividad vagal.
- Parado. Aumenta el tono, con disminución de la DEIP y la entropía en la mayoría de las variables cardiovasculares, con excepción de TE, PPE, SEM, PS y PM. Hecho que traduce una disminución de la variabilidad y aumento de las aceleraciones, dadas por el aumento en la actividad simpática y disminución de la vagal.
- Ejercicio. Aumenta el tono, con disminución de la DEIP y la entropía, para variables como RR, PPE y TD, como consecuencia de la disminución de la variabilidad dada por el aumento de la actividad simpática y disminución de la vagal. Disminuye el tono, con aumento de la DEIP y la entropía, en variables como SEM, VS, Q, IH, PPE/TE, PM y PD, cambios que reflejan el aumento de la variabilidad provocada por la actividad mecánica respiratoria.
- Recuperación. Aumenta el tono, con disminución de la DEIP y la entropía, en aquellas variables que presentan cambios opuestos en estos índices en E, como son el VS, Q y IH, efecto que indica la persistencia del aumento de la actividad simpática en esta maniobra.
- Los índices del tono entropía son diferentes para los intervalos sistólicos, registrados por los dos métodos, en casi todas las maniobras empleadas.

En la figura 6.11.2.5.1 se muestra el efecto de las cinco maniobras empleadas, sobre el promedio de los índices del análisis tono - entropía, desviación estándar del índice porcentual (DEIP), tono y entropía, para cada una de las variables cardiovasculares.

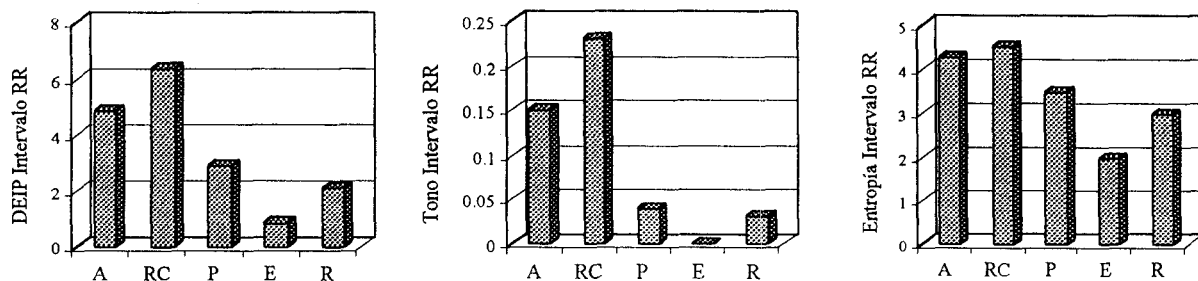


Figura 6.11.2.5.1. Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis tono - entropía de las variables cardiovasculares

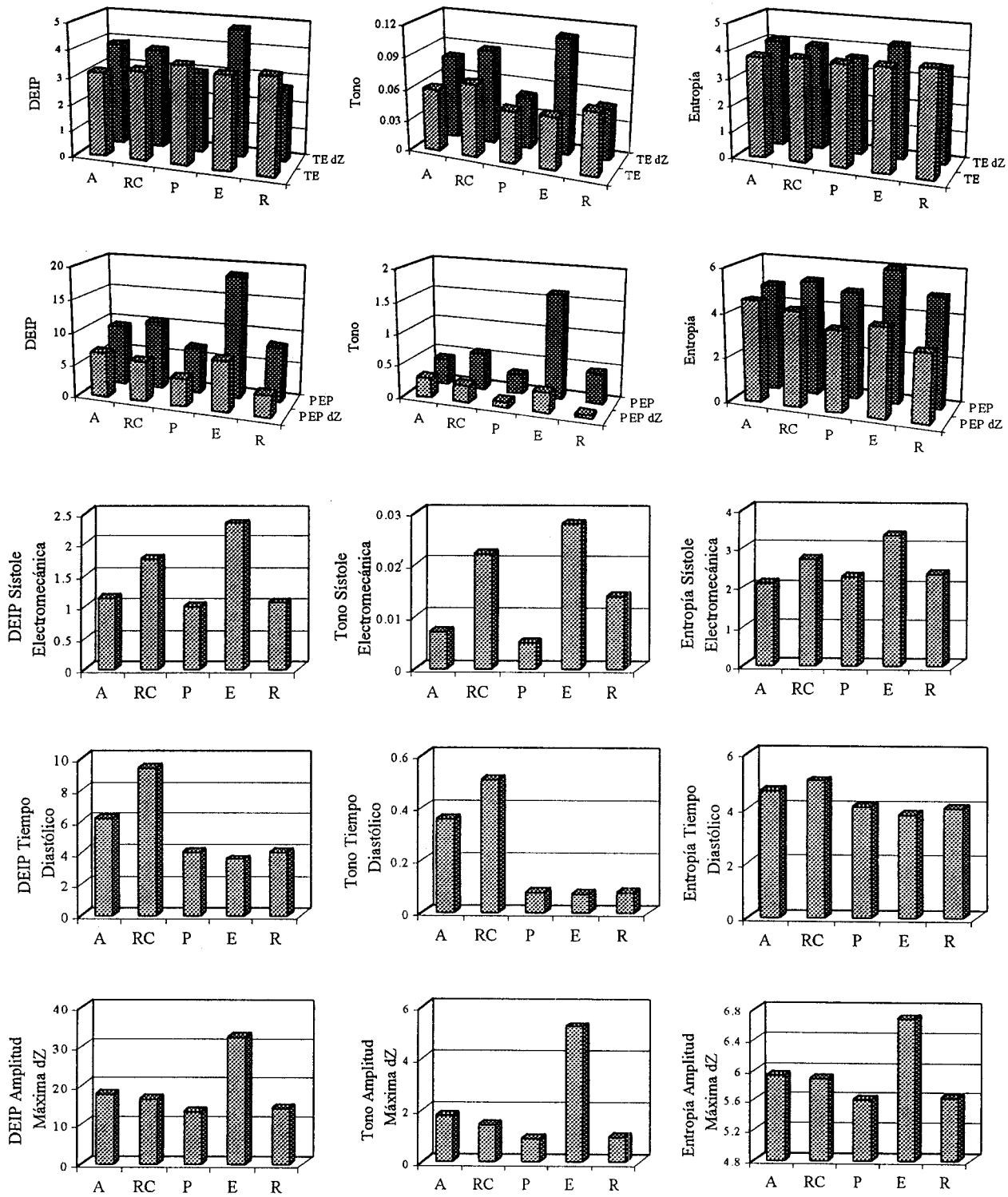


Figura 6.11.2.5.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis tono-entropía de las variables cardiovasculares, A = Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, DEIP = Desviación Estándar del Índice Porcentual.

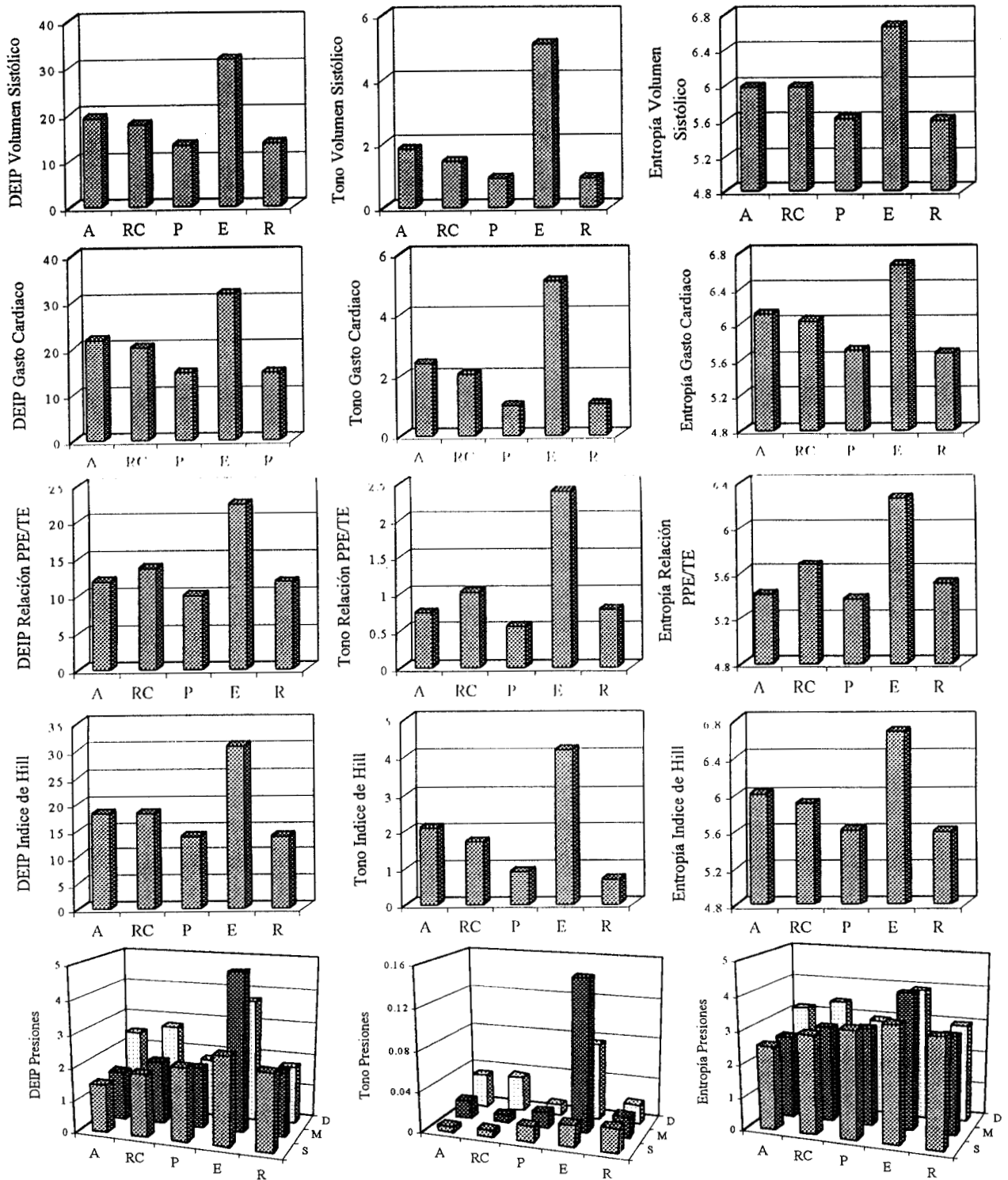


Figura 6.11.2.5.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis tono-entropía de las variables cardiovasculares, A = Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, DEIP = Desviación Estándar del Índice Porcentual.

Debido a que todos los estudios sobre la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante el ejercicio, han encarado la gran disminución de la potencia espectral del intervalo RR, con la consecuente dificultad de interpretación funcional, Oida y cols. (114) proponen como alternativa el análisis tono - entropía, que tendría cuando menos la ventaja de una interpretación en términos fisiológicos más familiares. Dicho análisis se basa en el hecho de que los periodos cardiacos se hacen cortos con la operación de aceleración (actividad simpática) y largos con la inhibición (actividad parasimpática). El trabajo de los mecanismos son expresados por las diferencias sucesivas en la serie de intervalos, como "más" para las aceleraciones y "menos" para las inhibiciones. Se calculan los índices tono, para el balance entre los dos mecanismos y la entropía para la actividad total de ambos. Por los resultados del presente estudio, se corrobora lo reportado por los autores mencionados, acerca del efecto del ejercicio y la recuperación en los dos índices para el intervalo RR: disminución del tono y la entropía en la primera maniobra y aumento de dichos índices en la recuperación.

En el presente trabajo, aparte de que se aplica el análisis para otras maniobras, se generaliza su empleo tanto para otros intervalos, como para amplitudes, caso de la presión, el volumen sistólico y el gasto cardiaco.

6.11.2.6. Efectos de las maniobras sobre los índices de los mapas de retorno de las variables cardiovasculares.

Los índices presentan dos conductas, tienen los mismos cambios (aumento) en las maniobras, o uno aumenta y el otro no se modifica. El r6 es el índice más sensible a los efectos provocados por RC y P, mientras que el r1 se modifica más en R.

- Respiración controlada. Ambos coeficientes aumentan en la mayor parte de las variables cardiovasculares, lo que indica el aumento en el grado de regularidad de las series, determinada por el aumento de la actividad vagal mediada por la respiración (por mecanismos neural y no neural).
- Parado. Aumentan su regularidad el TE, PPE y los índices de contractilidad, no se modifica en el resto de las variables. En esta maniobra el único factor que podría ejercer tal efecto es la influencia mecánica respiratoria.

- Ejercicio. Es la condición que más modifica el grado de regularidad de las variables cardiovasculares, así la aumentan RR, TE, PPE y TD, debido a influencias mecánicas respiratorias.
- Recuperación. Se restablece la regularidad de aquellas series que la habían perdido durante el ejercicio, efecto mediado por influencias autonómica y mecánica respiratoria.

En la figura 6.11.2.6.1 se muestra el efecto de las cinco maniobras utilizadas, sobre el promedio de los índices de los mapas de retorno, coeficiente de correlación del primer retraso (r_1) y del sexto retraso (r_6), para cada una de las variables cardiovasculares.

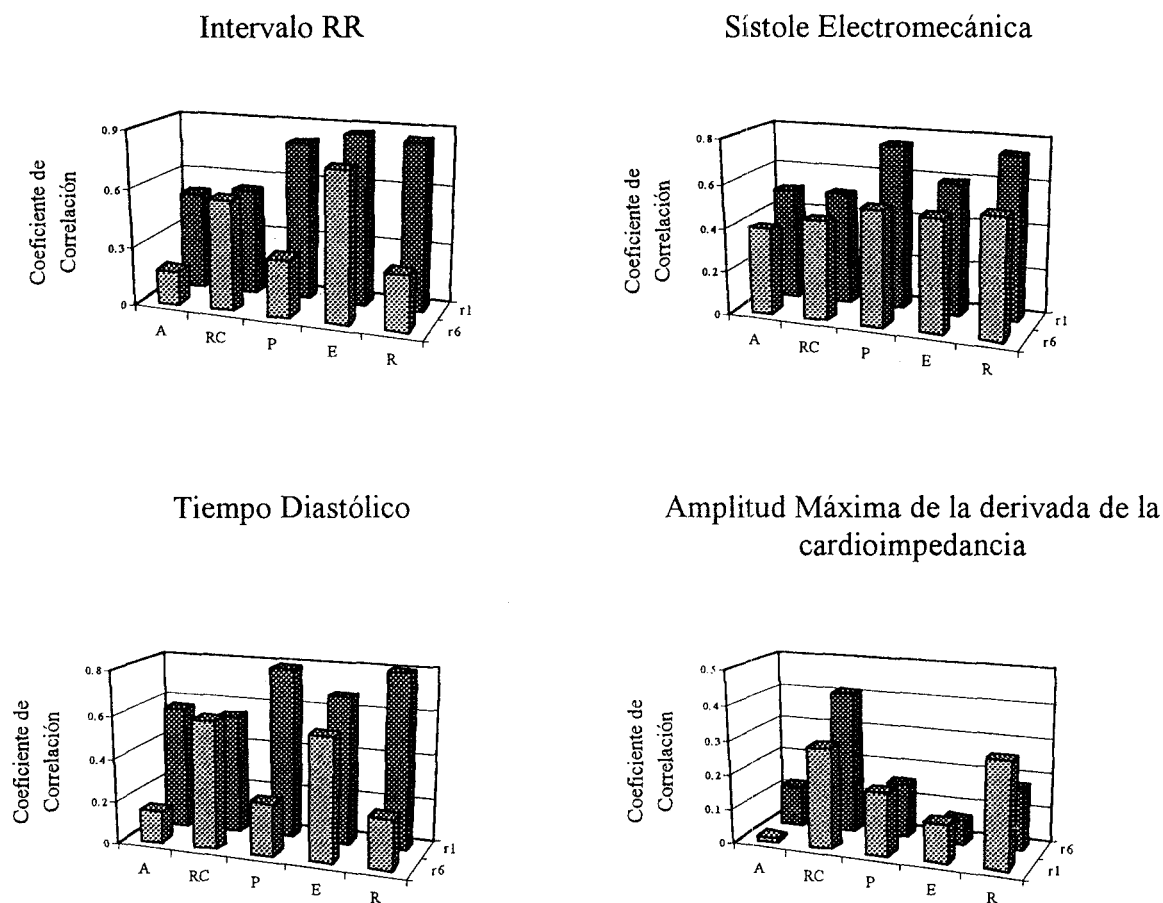


Figura 6.11.2.6.1. Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis mapas de retorno de las variables cardiovasculares, A = Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, r_1 = Coeficiente de correlación del primer retraso, r_6 = Coeficiente de correlación del sexto retraso.

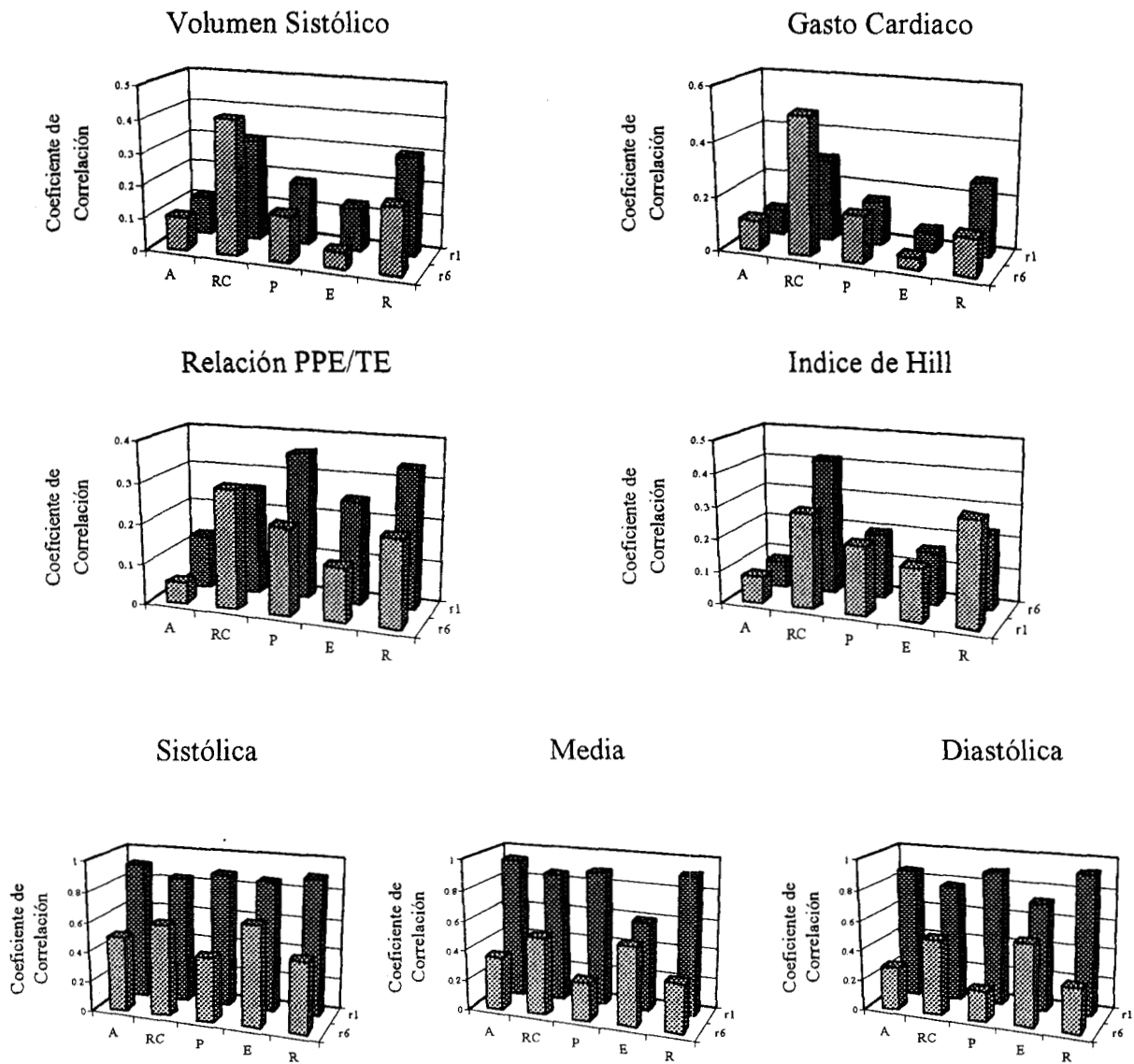


Figura 6.11.2.6.1. (Continuación) Efectos de las maniobras sobre el promedio de los índices del análisis mapas de retorno de las variables cardiovasculares, A = Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, r1 = Coeficiente de correlación del primer retraso, r6= Coeficiente de correlación del sexto retraso.

Uno de los métodos básicos para el análisis de la dinámica no lineal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca son los mapas de retorno, llamados también, mapas de Poncaire, gráficas de dispersión o gráficas de fase. Ellos son juzgados en forma primaria por el aspecto visual del patrón o mediante la extracción de índices estadísticos (115) y geométricos (116,117,118). Una de sus ventajas sobre otros métodos es que requiere segmentos cortos de series, al menos cien. Esta técnica ha mostrado su utilidad en la clínica como buen predictor del síndrome de muerte súbita infantil (119) y de riesgo de enfermedad coronaria (120).

En acostado, los mapas de retorno del intervalo RR, tienen forma de elipse o cometa, se agrandan (dispersan) con el aumento de la actividad vagal, se estrechan y alargan por el incremento de la actividad simpática (118). Se ha reportado que durante el ejercicio se reduce el área del mapa (116), resultado corroborado en el presente estudio.

En el trabajo aquí presentado, se hizo extensivo el análisis por mapas de retorno al resto de las variables cardiovasculares. No se encontraron publicaciones que hayan aplicado dicho análisis para evaluar los cambios en la dinámica no lineal de las variables cardiovasculares, provocados por el conjunto de maniobras empleadas.

6.11.2.7. Efectos de las maniobras sobre la entropía aproximada de las variables cardiovasculares.

- Respiración controlada. Aumenta el grado de regularidad (disminución de la entropía) de TE y SEM, disminuye en las presiones, efecto dado por la mayor influencia de la respiración sobre el corazón que sobre las arterias.
- Parado. Disminuye (aumenta la regularidad) en variables como RR, dZmax y Q, como consecuencia del aumento de la actividad del reflejo barorreceptor, aumenta (disminución de la regularidad) en TE, PPE, TD y las presiones, por aumento de la actividad simpática a los ventrículos y al músculo liso arteriolar.
- Ejercicio. Es la condición que aumenta en forma acentuada la entropía de la mayoría de las variables cardiovasculares, con excepción de SEM y VS. La pérdida de la regularidad esta dada por la mayor actividad simpática.
- Recuperación. Se recobra el grado de regularidad (disminuye la entropía con relación a E) de la mayoría de las señales cardiovasculares, cambio que indica la persistencia del aumento de la actividad simpática.

En la figura 6.11.2.7.1 se ilustra el efecto de las cinco maniobras empleadas sobre el promedio de la entropía aproximada, para cada una de las variables cardiovasculares.

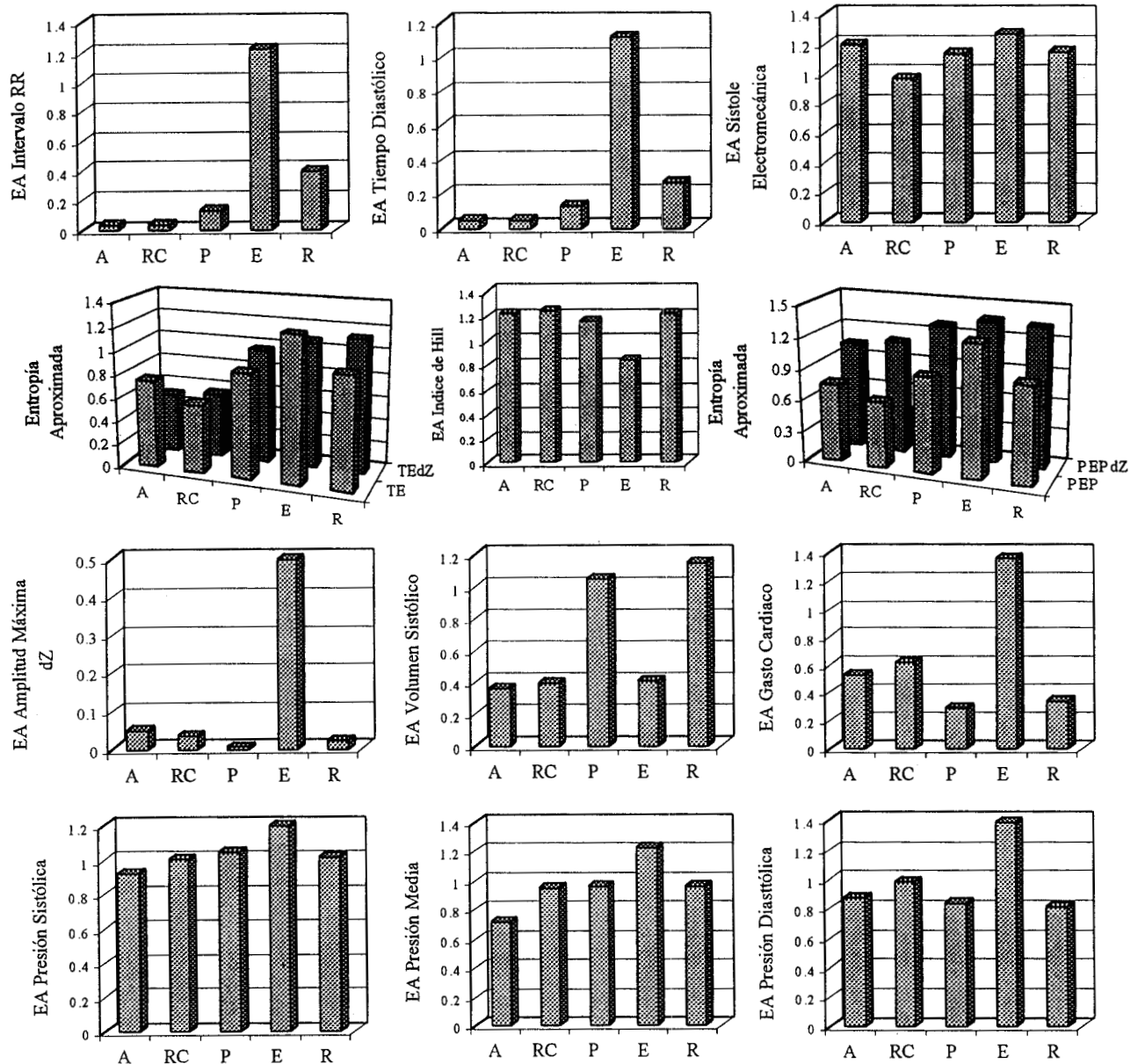


Figura 6.11.2.7.1. Efecto de las maniobras sobre el promedio de la entropía aproximada de las variables cardiovasculares, A = Acostado, RC = Respiración Controlada, P = Parado, E = Ejercicio, R = Recuperación, EA = Entropía Aproximada.

La entropía es una cuantificación de la uniformidad de la información contenida en la distribución de probabilidad. Una variante fue propuesta por Pincus y cols. (121), la entropía aproximada, estimador que no requiere asumir la existencia de un atractor extraño, es menos sensible al ruido y es aplicable a series cortas de datos.

Mansier y cols. (122) comparan el desempeño de varios tipos de análisis lineales y no lineales, del intervalo R-R. La entropía aproximada dio resultados semejantes a los proporcionados por

otros estimadores de la dinámica no lineal, como la dimensión de correlación y los exponentes de Lyapunov.

Tulppo y cols.(116) encontraron que el bloqueo parasimpático determina cambios mínimos en la entropía aproximada, situación que sugiere que este estimador valora la complejidad intrínseca de la dinámica del intervalo R-R, en forma independiente de la fluctuación del tono vagal. Además, observaron un modesto incremento de la entropía aproximada en el ejercicio, cambio explicado por el aumento de la actividad simpática. Por los resultados del presente estudio se corrobora el anterior efecto, con la diferencia que el aumento de la entropía fue muy notable durante el ejercicio. Así mismo se generaliza el empleo de la entropía aproximada para analizar la dinámica no lineal de múltiples variables cardiovasculares y el efecto de maniobras estándares.

6.11.2.8. Efectos de las maniobras sobre la sensibilidad de los barorreceptores.

Sobresale el no cambio en la SB durante la RC. Los valores son semejantes a los reportados para A, RC, P, E y R (123,124,125,126). Los dos métodos que se aplicaron para evaluar la SB, secuencias y espectral, se correlacionan en forma moderada, pero sus valores absolutos difieren, siendo mayor los obtenidos por el de secuencias. Más aún, este último método no detectó la SB durante E.

En la figura 6.11.2.8.1 se muestra el efecto de las cinco maniobras utilizadas sobre el promedio de la sensibilidad de los barorreceptores evaluada por los métodos espectral y de secuencias.

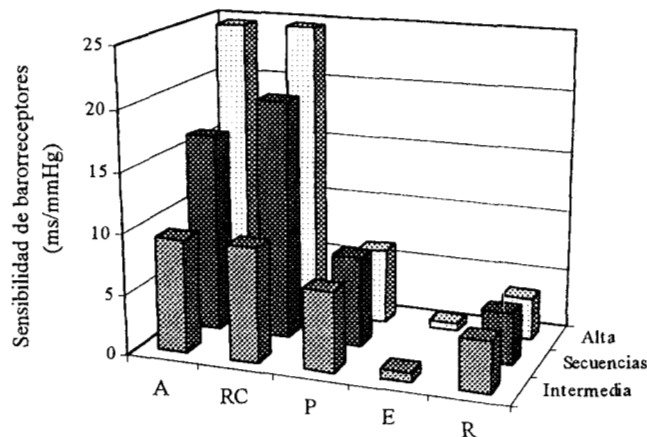


Figura 6.11.2.8.1. Efecto de las maniobras sobre el promedio de la sensibilidad de los barorreceptores evaluada por los métodos espectral y de secuencias.

De los métodos para estimar la sensibilidad de los barorreceptores sobresalen, por su ventaja de no invasividad, los basados en el análisis espectral y en las secuencias de series RR - presión sistólica en el tiempo. Los valores de ambos métodos han mostrado un alto grado de acuerdo con los obtenidos por métodos considerados como de referencia, los farmacológicos. La comparación entre los mismos ha mostrado un significativo acuerdo (127,128) en sujetos en posición supina. Ventaja importante del método de secuencias es que no requiere la condición de estado estable de las series en el tiempo. Una de las diferencias entre los dos métodos son las proposiciones que considera cada uno de ellos acerca de la fisiología del reflejo barorreceptor. El de secuencias postula que la activación del mecanismo es adaptivo e intermitente. El espectral asume que durante los períodos estacionarios hay una asociación permanente y lineal, en bandas específicas de frecuencia, entre la presión sistólica y el intervalo RR.

Por el presente estudio, que amplía el rango fisiológico de comparación entre los dos métodos, queda claro el no acuerdo entre ellos, en aquellas maniobras en las que predomina el componente de alta en los espectros del intervalo RR y la presión sistólica, como es la respiración controlada. La evaluación espectral en la banda de alta muestra valores de la sensibilidad de los barorreceptores más grandes que los proporcionados por el de secuencias, efecto que sugiere la participación de mecanismos como el respiratorio, que influye la forma como se calcula la sensibilidad de los barorreceptores, observación similar a la reportada por Frederiks y cols. (123).

6.11.3. Conclusiones.

- a) Las variables cardiovasculares estudiadas presentan variabilidad latido a latido.
- Parte importante de ésta es determinada por la respiración, parte es determinada por la variabilidad del intervalo RR.
 - Los mismos factores que determinan la variabilidad del intervalo RR, es decir el balance simpático - vagal, influyen en la variabilidad del resto de las variables cardiovasculares.
 - La respiración ejerce una influencia tanto por mecanismos centrales (autonómicos), como periféricos (mecánicos).

- La variabilidad es modificada por las maniobras empleadas en el estudio, de manera determinística, es decir, existe un patrón específico de respuesta.

b) Del análisis espectral.

- Durante el ejercicio, el intervalo RR, el tiempo diastólico y las tres presiones tienen 40% del componente de alta amplitud, mientras que para el tiempo de eyección, el periodo de pre - eyección, la sístole electromecánica, la amplitud máxima de la derivada de la cardioimpedancia, el volumen sistólico, el gasto cardiaco, la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección, y el índice de Hill es mayor al 80%. Además, la frecuencia del componente de alta amplitud, de todas las variables cardiovasculares, es desplazada hacia la alta frecuencia (frecuencia del componente alta amplitud respiratorio). Situación que refleja la gran influencia mecánica respiratoria sobre las variables cardiovasculares en esta condición.
- Durante el ejercicio la potencia espectral total de las variables cardiovasculares presenta dos comportamientos. Disminuye para variables como el intervalo RR y el tiempo diastólico, a expensas de la disminución de todos los componentes. Aumenta en la sístole electromecánica, el volumen sistólico, el gasto cardiaco y las tres presiones, por el aumento del componente de baja estándar y/o por el aumento del componente de alta amplitud como es el caso para el volumen sistólico y el gasto cardiaco.
- La frecuencia del componente de intermedia es desplazada significativamente a la derecha durante la respiración controlada, para todas las variables cardiovasculares estudiadas. La respiración influye la frecuencia del componente de baja frecuencia.
- La relación baja estándar / alta estándar indica mejor el balance simpático - vagal que la relación amplitud, que refleja tanto el balance autonómico como la influencia mecánica de la respiración. La relación amplitud obtenida en ejercicio y recuperación siempre es de menor valor que la relación estándar. Por tanto la respiración influye en las altas frecuencias del espectro (0.4 a 1 Hz) por mecanismos no neurales, en todas las variables cardiovasculares. De acuerdo a la relación estándar del RR en las cinco maniobras, se tienen dos tipos de variables. Las de menor valor como el tiempo de eyección, la sístole electromecánica, el periodo de pre - eyección, el volumen sistólico, el gasto cardiaco e índices de contractilidad debido al predominio del componente de

alta sobre el de baja. Las de valor semejante o mayor como el tiempo diastólico y las tres presiones, por una situación inversa.

c) De la coherencia entre las variables cardiovasculares.

- La respiración es la variable con la mayor influencia (indicada por la coherencia significativa en la banda de frecuencia de los componentes de alta estándar y amplia) sobre todas las variables cardiovasculares aquí estudiadas, efecto muy notorio durante la respiración controlada y el ejercicio. No tienen coherencias con la respiración para ninguna de las maniobras el periodo de pre - eyección, la sístole electromecánica y la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección.
- La variabilidad del intervalo RR, influye la variabilidad de las variables cardiovasculares en las bandas de frecuencia de los componentes de baja parcial e intermedia. El tiempo diastólico es la variable más influida en todas las maniobras. Las tres presiones tienen coherencias significativas en la banda de frecuencia del componente de intermedia en todas las maniobras. El periodo de pre - eyección y la relación periodo de pre - eyección / tiempo de eyección, no presentan coherencias para ninguna de las maniobras, son la únicas variables que no son influidas por la variabilidad del intervalo RR.

d) De la regresión log potencia - log frecuencia.

- Las maniobras provocaron disminución de la pendiente, con ascenso del intercepto, en la mayoría de las variables cardiovasculares, debido al predominio del componente de alta sobre el de baja.

e) Del análisis tono entropía.

- Las maniobras parado, ejercicio y recuperación, determinaron aumento del tono, con disminuciones de la desviación del índice porcentual y de la entropía, para la mayoría de las variables cardiovasculares. La respiración controlada causa una situación opuesta.

f) De los mapas de retorno.

- Los coeficientes de correlación para el primero y sexto retraso aumentan en respiración controlada y ejercicio, por diferentes mecanismos.

- g) De la entropía aproximada.
- El indicador disminuye en respiración controlada, parado y recuperación, aumenta en ejercicio. Los mecanismos responsables son principalmente los mediados por la respiración.
- h) De la sensibilidad de los barorreceptores.
- La sensibilidad de los barorreceptores no cambia durante la respiración controlada, disminuye en parado, ejercicio (valor mínimo) y recuperación, resultados acordes con los publicados. Los dos métodos utilizados tienen una alta correlación, pero el de secuencias sobrestima la sensibilidad de los barorreceptores en acostado y respiración controlada. Por tanto el método espectral, con relación al de secuencias, es más eficiente para valorar la sensibilidad de los barorreceptores, en las maniobras empleadas.
- i) De la comparación del tiempo de eyección y periodo de pre - eyección por los dos métodos.
- Los dos intervalos sistólicos tienen un comportamiento similar. Sus medias no son diferentes durante las maniobras, sin embargo su variabilidad si lo es, a expensas de una ligera diferencia en la potencia de baja frecuencia.

En la figura 6.11.3.1 se muestra el patrón característico de respuesta de los indicadores correspondientes a los diferentes tipos de análisis de los parámetros cardiovasculares, a las maniobras empleadas. Los cambios en los indicadores, señalados con flechas, son con relación a la maniobra de acostado. Para la media de los parámetros, los cambios se localizan en el diagrama funcional.

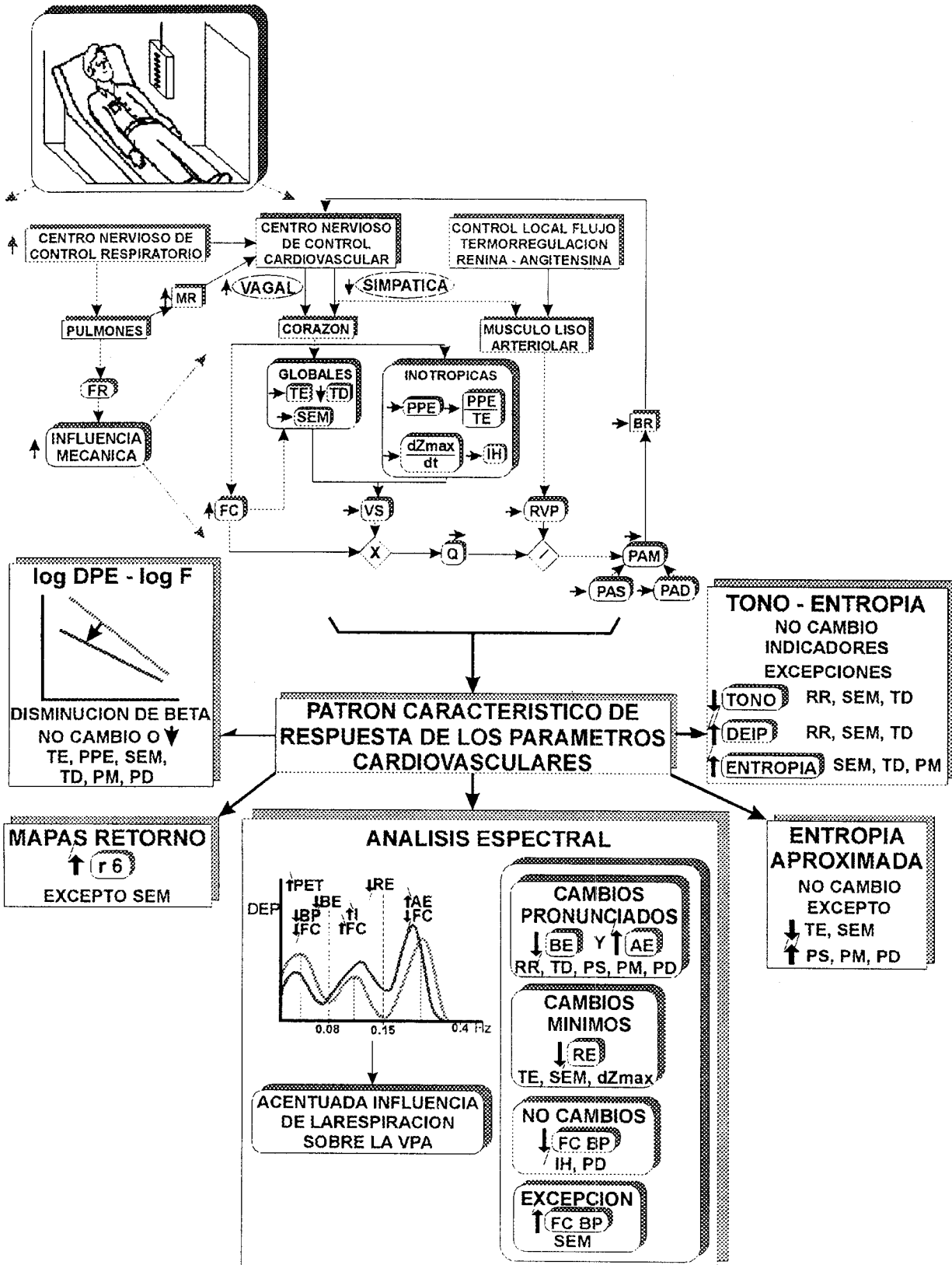


Figura 6.11.3.1. Patrón característico de respuesta de los indicadores durante la respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación. Con verde se refiere al espectro de la condición control y con rojo el cambio por la maniobra.

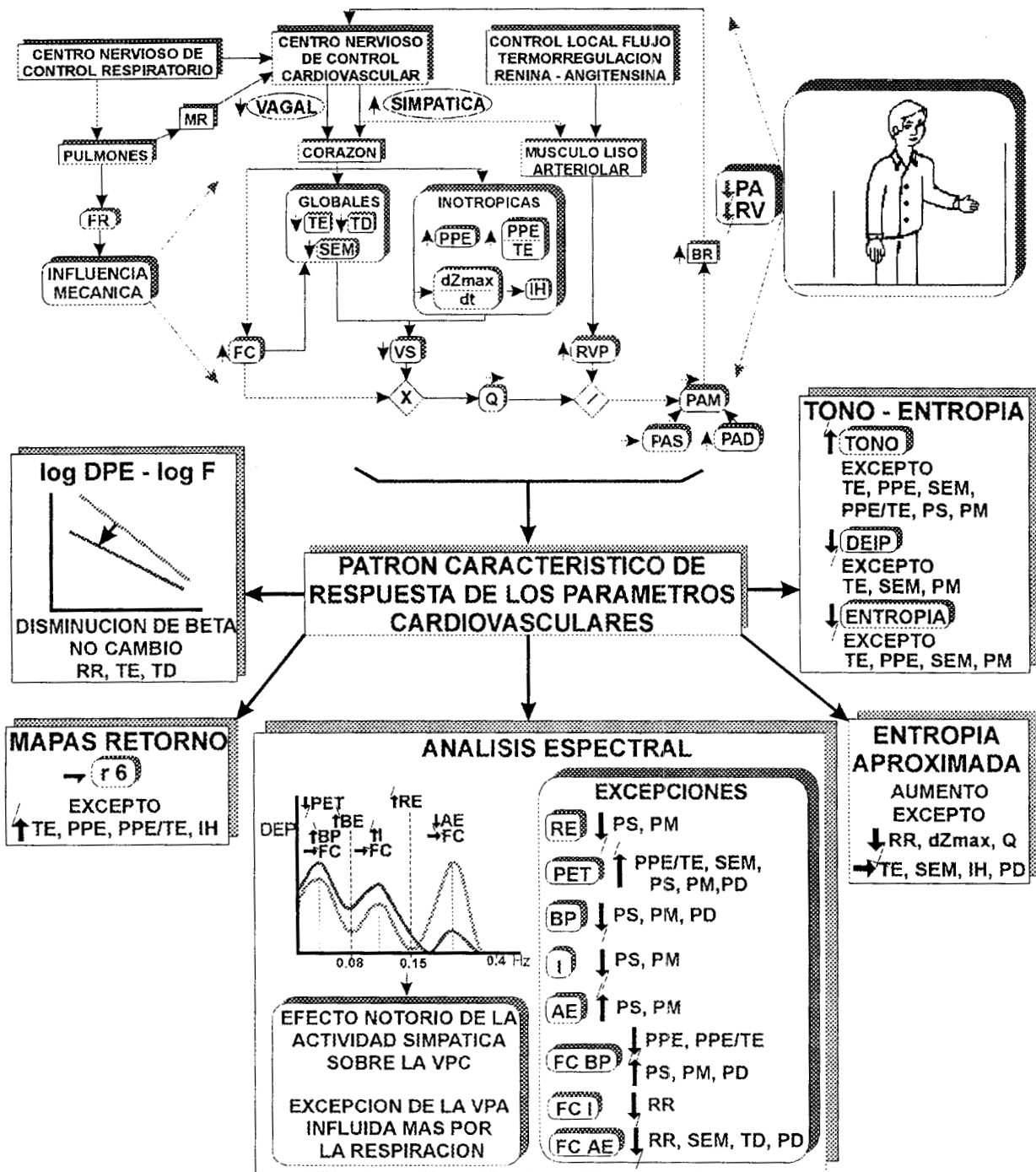


Figura 6.11.3.1. (Continuación) Patrón característico de respuesta de los indicadores durante la respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación. Con verde se refiere al espectro de la condición control y con rojo el cambio por la maniobra.

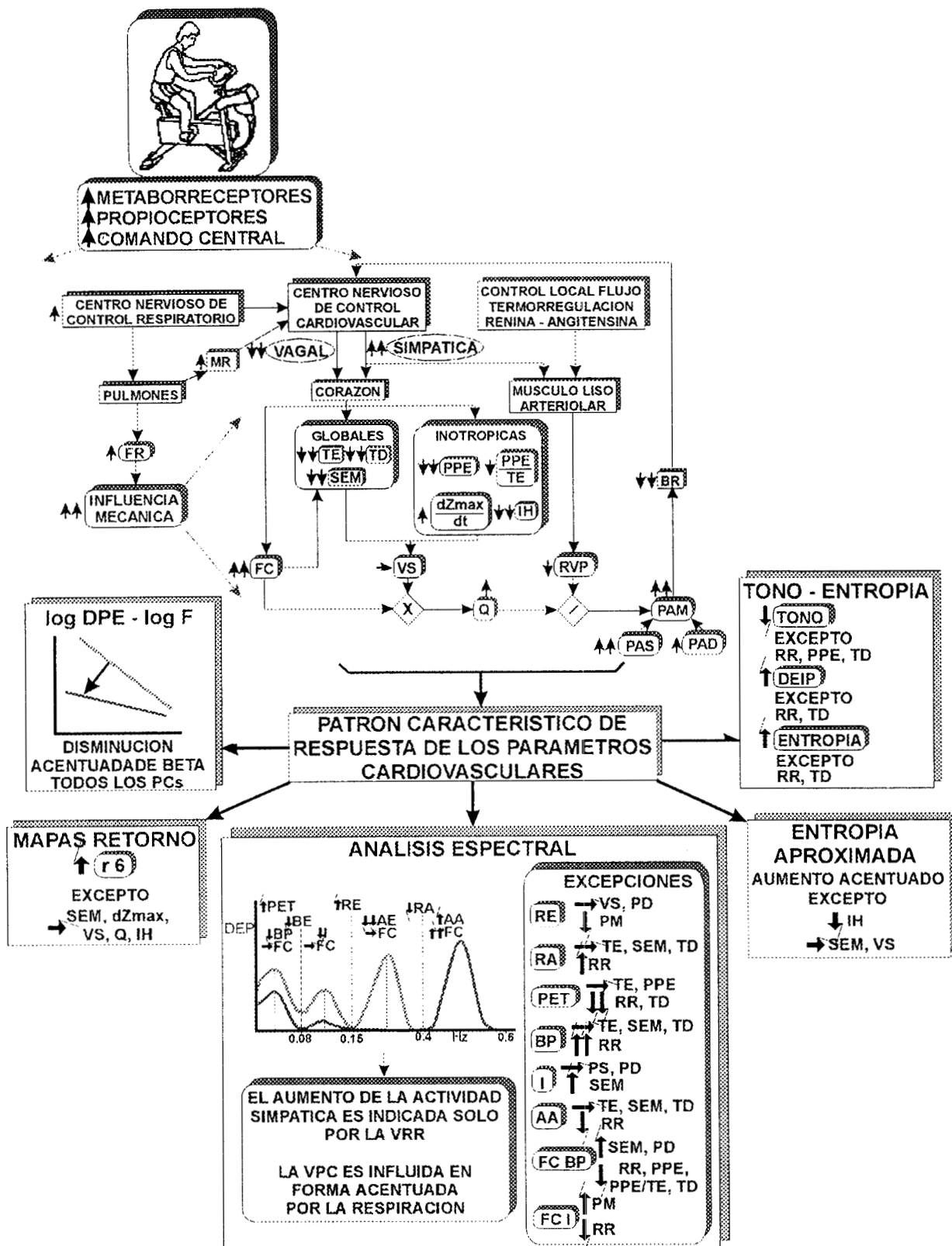


Figura 6.11.3.1. (Continuación) Patrón característico de respuesta de los indicadores durante la respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación. Con verde se refiere al espectro de la condición control y con rojo el cambio por la maniobra.

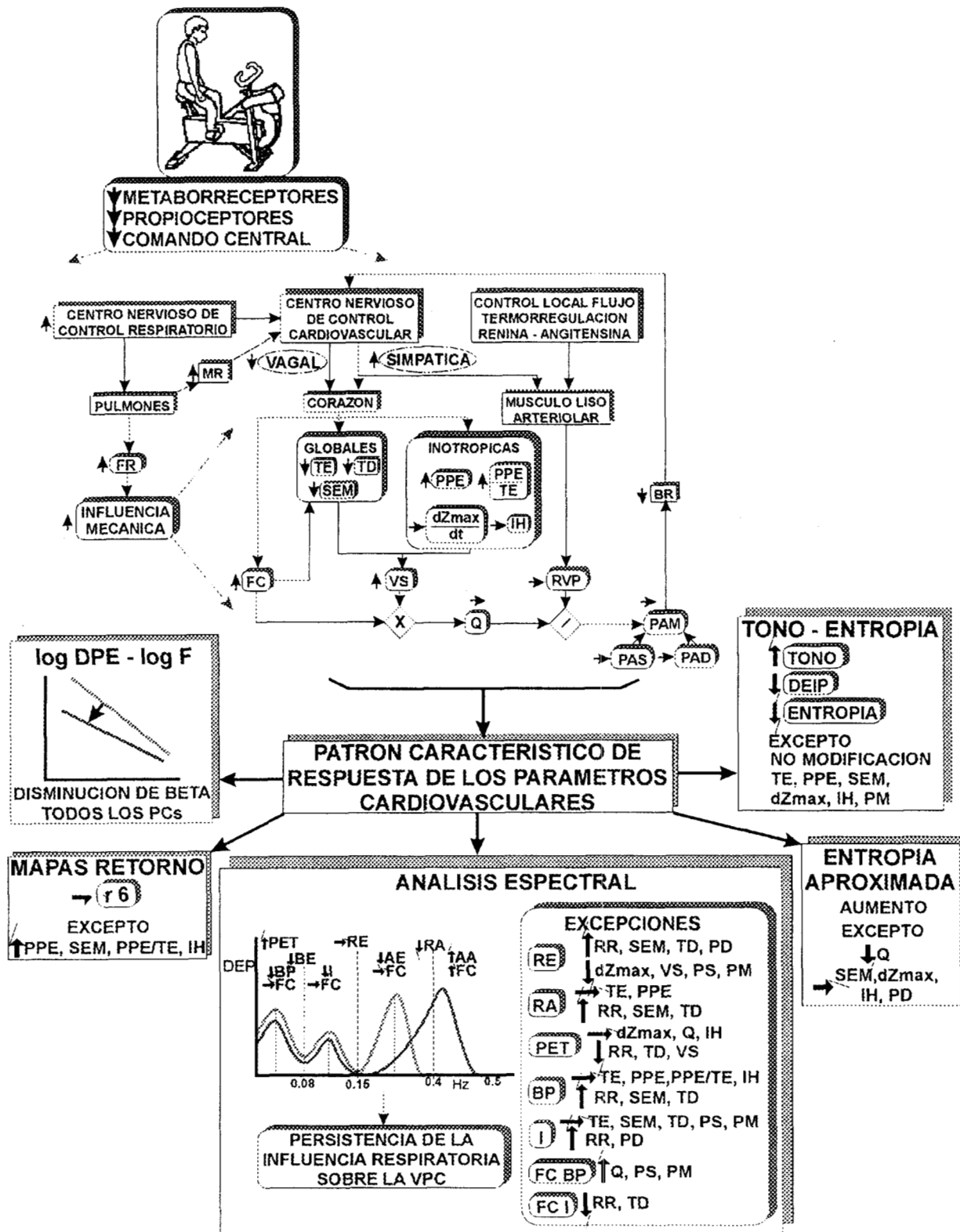


Figura 6.11.3.1. (Continuación) Patrón característico de respuesta de los indicadores durante la respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación. Con verde se refiere al espectro de la condición control y con rojo el cambio por la maniobra.

7. REFERENCIAS

7.1. MARCO TEORICO

1. Malliani A. "The autonomic nervous system: A Sherringtonian revision of its integrated properties in the control of circulation". *J. Auton. Nerv. Syst.*; **64**:158-161, 1997.
2. Livingston R. "Neurophysiology". En: Physiological bases of medical practice. Editor West J. Williams & Wilkins, USA pags:1053-66, 1991.
3. Gebber G, Snyder D. "Hypothalamic control of baroreceptor reflexes". *Am. J. Physiology.*; **218**: 124-131, 1970.
4. Berntson G, Cacioppo J, Quigley K. "Autonomic determinism: the modes of autonomic control, the doctrine of autonomic space, and the laws of autonomic constraint". *Psychological Rev.*; **98**: 459-487, 1991.
5. Cryer P. "Physiology and pathophysiology of the human sympathoadrenal neuroendocrine system". *New Engl. J. Med.*; **303**:436-44, 1980.
6. Goldstein D, McCarty R, Polinsky R, Kopin I. "Relationship between plasma norepinephrine and sympathetic neural activity". *Hypertension*; **5**: 552-559, 1983.
7. Brown M, Jenner D, Allison D, Dollery C. "Variations in individual organ release of noradrenaline measured by an improved radioenzymatic technique; limitations of peripheral venous measurements in the assessment of sympathetic nervous activity". *Clin. Sci.*; **61**:585-590, 1981.
8. Floras J, Vann JJ, Osman HM, Osikowska B, Sever P, Sleight P. "Failure of plasma norepinephrine to consistently reflect sympathetic activity in humans". *Hypertension*; **8**:641-649, 1986.
9. Eisenhofer G, Esler M, Meredith I, Ferrier C, Lambert G, Jennings G. "Neuronal re-uptake of noradrenaline by sympathetic nerves in humans". *Clin. Sci.*; **80**: 257-263, 1991.
10. Bereiter D, Engeland W, Gann D. "Peripheral venous catecholamines versus adrenal secretory rates after brain stem stimulation in cats". *Am. J. Physiol.*; **251**: E14-E20, 1986.
11. Inoue H, Zipes D. "Changes in arterial and ventricular refractoriness and in atrioventricular nodal conduction produced by combinations of vagal and sympathetic stimulation that result in a constant spontaneous sinus cycle length". *Circ. Res.*; **60**: 942-951, 1987.
12. Tulen J, Man In 'T Veld A, Van Roon A, Moleman P, Van Steenis H, Blankestijn P, Boomsma F. "Spectral analysis of hemodynamics during infusions of epinephrine and norepinephrine in men". *J. Appl. Physiol.*; **76**:1914-21, 1994.
13. Jose A, Taylor R. "Autonomic blockade by propranolol and atropine to study intrinsic myocardial function in man". *J. Clin. Invest.*; **48**: 2019-2031, 1969.
14. Stratton J, Pfeifer M, Halter J. "The hemodynamic effects of sympathetic stimulation combined with parasympathetic blockade in man". *Circulation*; **75**: 922-929, 1987.
15. Wallin G, Stjernberg L. "Sympathetic activity in man after spinal cord injury". *Brain*; **107**: 183-198, 1984.
16. Inoue H, Zipes D. "Results of sympathetic denervation in the canine heart: supersensitivity that may be arrhythmogenic". *Circulation*; **75**: 877-887, 1987.
17. Mathias C. "Cardiovascular control in spinal man". *Ann. Rev. Physiol.* **50**: 577-592, 1988.
18. Wallin G. "Peripheral sympathetic neural activity in conscious humans". *Ann. Rev. Physiol.*; **50**: 565-576, 1988.
19. Birkett C, Ray C, Anderson E, Rea R. "A signal-averaging technique for the analysis of human muscle sympathetic nerve activity". *J. Appl. Physiol.*; **73**: 376-381, 1992.

20. Rushmer R, Smith O. "Cardiac control". *J. Appl. Physiol.*; **39**: 41-68, 1959.
21. Russek M. "Hepatic glucoreceptors and the neurophysiological-mechanisms controlling feeding behavior". En: *Neurosciences Research*. Editores: Ehrenpreis, S, Solnitzky, O. Academic Press. N.Y USA 4: 213-82.
22. Wall J, Steele R, De Bodo R, Altszuler N. "Effect of insulin on utilization and production of circulating glucose". *Am. J. Physiol.*; **189**:43-50, 1957.
23. Bergman R, Bucolo R. "Interaction of insulin and glucose in the control of hepatic glucose balance". *Am. J. Physiol.*; **277**:1314-22, 1974.
24. DeFronzo R, Andres R, Bledsoe T, Boden G, Faloona G. "A test of the hypothesis that the rate of fall in glucose concentration triggers counterregulatory hormonal responses in man". *Diabetes*; **26**:445-52, 1977.
25. Landsberg L, Young J. "Fasting, feeding and regulation of the sympathetic nervous system". *New Engl. J. Med.*; **298**:1295-1301, 1978.
26. Rizza R, Haymond M, Cryer P, Gerich J. "Differential effects of epinephrine on glucose production and disposal in man". *Am. J. Physiol.*; **237**:E356-E362, 1979.
27. Sherwin R, Shamoon H, Hendler R, Saccà L, Eigler N, Walesky M. "Epinephrine and the regulation of glucose metabolism: Effect of diabetes and hormonal interactions." *Methabolism*; **29**:1146-1154, 1980.
28. Jenkins A, Furler S, Chisholm D, Kraegen E. "Regulation of hepatic glucose output during exercise by circulating glucose and insulin in humans". *Am. J. Physiol.*; **250**:R411-R417, 1986.
29. Saul J, Berger R, Albrecht P, Stein S, Chen M, Cohen R. "Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation". *Am. J. Physiol.*; **261**:H1231-H1245, 1991.
30. Stone H, Dormer K, Foreman R, Thies R, Blair R. "Neural regulation of the cardiovascular system during exercise". *Federation Proc.*; **44**:2271-2278, 1985.
31. Rosenblueth A, Simeone F. "The interrelations of vagal and accelerator effects on the cardiac rate". *Am. J. Physiol.*; **110**:42-55, 1934.
32. Madwed J, Albrecht P, Mark R, Cohen R. "Low-frequency oscillations in arterial pressure and heart rate: a simple computer model". *Am. J. Physiol.*; **256**:H1573-H1579, 1989.
33. Baselli G, Cerutti S, Civardi S, Malliani A, Orsi G, Pagani M, Rizzo G. "Parameter extraction from heart rate and arterial blood pressure variability signals in dogs for the validation of a physiological model". *Comput. Biol. Med.*; **18**:1-16, 1988.
34. Baselli G, Cerutti S, Badilini F, Biancardi L, Porta A, Pagani M, et. al. "Model for the assessment of heart period and arterial pressure variability interactions and of respiration influences". *Med. Biol. Eng. Comput.*; **32**: 143-152. 1994.
35. DeBoer R, Karemaker J, Strackee J. "Hemodynamic fluctuations and baroreflex sensitivity in human: a beat-to-beat model". *Am. J. Physiol.*; **253**:680-689, 1987.
36. Chon K, Mullen T, Cohen R. "A dual-input nonlinear system analysis of autonomic modulation of heart rate". *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*; **43**:530-544, 1996.
37. Chon K, Mukkamala R, Toska K, Mullen T, Armoundas A, Cohen R. "Linear and nonlinear system identification of autonomic heart rate modulation". *IEEE Eng. Med. Biol.*; **16**:96-105, 1997.
38. Barbieri R, Bianchi A, Triedman J, Mainardi L, Cerutti S, Saul P. "Model dependency of multivariate autoregressive spectral analysis". *IEEE Eng. Med. Biol.*; **16**:74-85, 1997.

39. Mullen T, Appel M, Mukkamala R, Mathias J, Cohen R. "System identification of closed-loop cardiovascular control: effects of posture and autonomic blockade". *Am. J. Physiol.*; **272**:H448-H461, 1997.
40. Wagner P. "Central and peripheral aspects of oxygen transport and adaptations with exercise". *Sports Med.*; **11**:133-42, 1991.
41. Mateika J, Duffin J. "A review of the control of breathing during exercise". *Eur. J. Appl. Physiol.*; **71**:1-27, 1995.

7.2. ANTECEDENTES

1. Van Ravenswaaij-Arts CMA, Kollée L, Hopman JCW, Stoelinga GBA, Van Geijn HP. "Heart rate variability". *Ann. Int. Med.*; **118**:436-47, 1993.
2. Brown T, Beightol L, Koh J, Eckberg D. "Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored". *J. Appl. Physiol.*; **75**:2310-2317, 1993.
3. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. "Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use". *Circulation*; **93**:1043-1045, 1996.
4. Hales S. "Statistical Assay". Ed. Haemistatistics, Innings and Mamby. Londres, 1793.
5. Hon EH, Lee ST. "Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death: further observations". *Am. J. Obstet. Gynecol.*; **87**:814-826, 1965.
6. Sayers B. "Analysis of heart rate variability". *Ergonomics*; **16**:17-32, 1973.
7. Penaz J, Roukenz J, Van der Waal HJ. In: Drischel H, Tiedt N. "Spectral analysis of some spontaneous rhythms in the circulation". Leipzig, Germany: Biokybernetik, Karl Marx University; 233-241, 1968.
8. Luczak H, Laurant WJ. "An analysis of heart rate variability". *Ergonomics*; **16**:85-97, 1973.
9. Hirsh JA, Bishop B. "Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate". *Am. J. Physiol.*; **241**:H620-H629, 1981.
10. Ewing DJ, Martin CN, Young RJ, Clarke BF. "The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years' experience in diabetes". *Diabetes Care*; **8**:491-498, 1985.
11. Wolf MM, Varigos GA, Hunt D, Sloman JG. "Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction". *Med. J. Aust.*; **2**:52-53; 1978.
12. Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Barger AC, Cohen RJ. "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat cardiovascular control". *Science*; **213**:220-222, 1981.
13. Pomeranz B, Macaulay RJB, Caudill MA, Kutzi, Adam D, Gordon D, Kilborn KM, Barger CB, Shannon DC, Cohen RJ, Benson H. "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis". *Am. J. Physiol.*; **248**:H151-3, 1985.
14. Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P, Sandrone G, Malfatto G, Dell'Orto s, Piccaluga E, Turiel M, Baselli G, Cerutti S, Malliani A. "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog". *Circ. Res.*; **59**:178-93, 1986.
15. Kleiger RE, Miller JP, Bigger JT, Moss AJ. "Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction". *Am. J. Cardiol.*; **59**:256-262, 1987.
16. Malik M, Farrell T, Cripps T, Camm AJ. "Heart rate variability in relation to prognosis after myocardial infarction: selection of optimal processing techniques". *Eur. Heart J.*; **10**:1060-1074, 1989.

17. Bigger JT, Fleiss JL, Steinman RC, Rolnitzky LM, Kleiger RE, Rottman JN. "Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction". *Circulation*; **85**:164-171, 1992.
18. Kleiger Re, Stein PK, Bosner MS, Rottman JN. "Time domain measurements of heart rate variability". *Cardiol. Clin.*; **10**:487-98, 1992.
19. Hayano J, Sakakibara Y, Yamada A, Yamada M, Mukai S, Fujinami T, Yokoyama K, Watanabe Y, Takata K. "Accuracy of assessment of cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subjects". *Am. J. Cardiol.*; **67**:199-204, 1991.
20. Deboer RW, Karemaker JM, Strackee J. "Relationships between short-term blood-pressure fluctuations and heart-rate variability in resting subjects I: a spectral analysis approach". *Med. Biol. Eng. Comp.*; **23**:352-8, 1985.
21. Kay SM, Marple SL. "Spectrum analysis -A modern perspective". *Proc. IEEE.*; **69**:1380-1419, 1981.
22. Challis RE, Kitney RI. "Biomedical signal processing: the frequency transforms and their inter-relationships". *Med. Biol. Eng. Comput.*; **29**: 1-17, 1991.
23. Rompelman O, Coenen AJRM, Kitney RI. "Measurement of heart-rate variability: Part1- Comparative study of heart-rate variability analysis methods". *Med. Biol. Eng. Comput.*; **15**:233-9, 1977.
24. DeBoer RW, Karemaker JM, Strackee J. "Comparing spectra of a series of point events particularly for heart rate variability data". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **31**:384-7, 1984.
25. Jaffe RS, Fung DL. "Constructing a heart-rate variability analysis system". *J. Clin. Monit.*; **10**:45-58, 1994.
26. Welch P.D. "The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms". *IEEE Trans. Audio Electroacoustics.*; **15**:70-73, 1967.
27. Thomson David J, "Spectrum estimation and harmonic analysis". *Proc. IEEE*; **70**, 9:1055-1096, 1982.
28. Baselli, G, Cerutti S, Civardi S, Lombardi F, Malliani A, Merri M, Pagani M, Rizzo G. "Heart rate variability signal processing: a quantitative approach as an aid to diagnosis in cardiovascular pathologies". *Int. J. Bio-Med. Comput.*; **20**:51-70, 1987.
29. Saul JP, Berger RD, Albrecht P et al. "Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation". *Am. J. Physiol.*; **261**(Heart Circ. Physiol 30): H153-H161, 1991.
30. Maestri R, Pinna GD. "Coherence and transfer function estimation in cardiovascular variability analysis: A comparison between the classical and autoregressive approach". *Comp. Cardiol.*; **24**:391-394, 1997.
31. Bianchi MA, Mainardi L, Petrucci E, Signorini GM, Mainardi M, Cerutti S. "Time-variant power spectrum analysis for the detection of transient episodes in HRV signal". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **40**:136-144, 1993.
32. Pola S, Macerata A, Emdin M, Marchesi C. "Estimation of the power spectral density in nonstationary cardiovascular time series: Assessing the role of the time-frequency representations (TFR)". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **43**: 48-59, 1996.
33. Cohen Leon. "Time-frequency distributions- A review". *Proc. IEEE.*; **77**:941-981, 1989.
34. Novak P, Novak V. "Time/frequency mapping of the heart rate, blood pressure and respiratory signals". *Med. Biol. Eng. Comput.*; **31**: 103-110, 1993.

35. Niccolai M, Varanini M, Macerata A, Pola S, Emdin M, Cipriani M, Marchesi C. "Analysis of non stationary heart rate series by evolutionary periodogram". *Comp. Cardiol.*; **22**:449-452, 1995.
36. Cerutti S, Mainardi L, Bianchi A, Signorini M, Ertinelli M. "Time-variant autoregressive spectral estimation in acute ischemic episodes". *Comp. Cardiol.*; **18**:315-318, 1991.
37. Bianchi MA, Mainardi L, Petrucci E, Signorini GM, Mainardi M, Cerutti, S. "Time-variant power spectrum analysis for the detection of transient episodes in HRV signal". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **40**:136-144, 1993.
38. Novak V, Novak P, De Champlain J, Le Blanc A, Martin R, Nadeau R. "Influence of respiration on heart rate and blood pressure fluctuations". *J. Appl Physiol.*; **74**:617- 626, 1993.
39. Keselbrener L, Baharav A, Akselrod S. "Selective windowed time-frequency analysis for the quantitative evaluation of non-stationary cardiovascular signals". *Comp. Cardiol.*; **21**:5-8, 1994.
40. Mainardi LT, Petrucci E, Bianchi AM, Balian V, Bertinelli M, Mainardi M, Cerutti S. "Time-variant spectral analysis for the studying of transient ischemia during dipyridamole stress test". *Comp. Cardiol.*; **21**:1316, 1994.
41. Ramanathan A, Pan SG, Gauthier M, Jacob HJ, Brody MJ, Myers GA. "Mechanisms regulating blood pressure in the conscious rat: investigation by wigner-ville analysis". *Comp. Cardiol.*; **21**:311- 319, 1994.
42. Barbieri R, Valerio Di Virgilio, Tiedman KJ, Bianchi MA, Cerutti S, Saul PJ. "Continuous quantification of respiratory and baroreflex control of heart rate: use of time-variant bivariate spectral analysis". *Comp. Cardiol.*; **21**:765-768, 1994.
43. Mainardi TL, Bianchi MA, Baselli G, Cerutti S. "Pole-tracking algorithms for the extraction of time-variant heart rate variability spectral parameters". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **42**:250-259, 1995.
44. Keselbrener L, Akselrod S. "Selective discrete fourier transform algorithm for time-frequency analysis: method and application on simulated and cardiovascular signals". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **43**: 789-802, 1996.
45. Pola S, Macerata A, Emdin M, Marchesi C. "Estimation of the power spectral density in nonstationary cardiovascular time series: assessing the role of the time-frequency representations (TFR)". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **43**: 48-59, 1996.
46. Eberhart RC. "Chaos theory for the biomedical engineer". *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*; 41-5, Septiembre 1989.
47. Denton TA, Diamond GA, Helfant RH, Khan S, Karagueuzian H. "Fascinating rhythm: A primer on chaos theory and its application to cardiology". *Am. Heart J.*; **120**:1419-35, 1990.
48. Goldberger AL, West BJ. "Applications of nonlinear dynamics to clinical cardiology". *Ann. N.Y. Acad. Sci.*; **504**:195-212, 1987.
49. Pincus SM, Gladstone IM, Ehrenkrantz RA. "A regularity statistic for medical data analysis". *J. Clin. Monit.*; **7**:335-45, 1991.
50. Yeragani VK, Srinivasan K, Vempati s, Pohl R, Balon R. "Fractal dimension of heart rate time series: an effective measure of autonomic function". *J. Appl. Physiol.*; **75**:2429-38, 1993.
51. Sosnowski M, Petelenz T, Leski J. "Return maps: A non-linear method for evaluation of respiratory sinus arrhythmia". *Comp. Cardiol.*; **21**:129-132, 1994.

52. Sosnowski M, Petelenz T, Slominska-Petelenz T, Gaik E, Leski J. "Repeat return map distinguishes patients in the chronic phase after myocardial infarction with different risk for future cardiac events". *Comp. Cardiol.*; **22**:285-288, 1995.
53. Oida E, Miritani T, Yamori Y. "Tone-entropy analysis on cardiac recovery after dynamic exercise". *J. Appl. Physiol.*; **82**:1794-1801, 1997.
54. Lipsitz LA, Mietus J, Moody GB, Goldberger AL. "Spectral characteristics of heart rate variability before and during postural tilt. Relations to aging and risk of syncope". *Circulation*; **81**:1803-10, 1990.
55. Osborne A, Provenzale A. "Finite correlation dimension for stochastic systems with power-law spectra". *Physica D*; **35**: 357-381, 1989.
56. Kobayashi M, Musha T. "1/f fluctuation of heartbeat period". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **29**: 456-7, 1982.
57. Saul J, Albrecht P, Berger R, Cohen R. "Analysis of long term heart rate variability: methods, 1/f scaling and implications". *Comput. Cardiol.*; **14**: 419-422, 1988.
58. Yamamoto Y, Hughson R. "On the fractal nature of heart rate variability in humans: effects of data length and β -adrenergic blockade". *Am. J. Physiol.*; **266**: R40-R49, 1994.
59. Butler G, Yamamoto Y, Hughson R. "Heart rate variability to monitor autonomic nervous system activity during orthostatic stress". *J. Clin. Pharmacol.*; **34**: 558-562, 1994.
60. Akselrod S, Gordon D, Madwed JB, Snidman NC, Shannon DC, Cohen RJ. "Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis". *Am. J. Physiol.*; **249**:H867-75, 1985.
61. Berger D, Saul JP, Cohen RJ. "Transfer function analysis of autonomic regulation I. Canine atrial rate response". *Am. J. Physiol.*; **256**:H142-52, 1989.
62. Folino AF, Buja G, Miorelli M, Livi U, Nava A. "Heart rate variability in patients with orthotopic heart transplantation: long-term follow-up". *Clin. Cardiol.*; **16**:539-42, 1993.
63. Inoue K, Miyake S, Kumashiro M, Ogata H, Ueta T, Akatsu T. "Power spectral analysis of blood pressure variability in traumatic quadriplegic humans". *Am. J. Physiol.*; **260**:H842-7, 1991.
64. Tulen J, Man in T, Veld A, Van Roon P, Moleman P. "Spectral analysis of hemodynamics during infusions of epinephrine and norepinephrine in men". *J. Appl. Physiol.*; **76**:1914-21, 1994.
65. Akselrod S. "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control". *Science*; **213**:220-222, 1981.
66. Yamamoto Y, Hughson RL, Peterson JC. "Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis". *J. Appl. Physiol.*; **71**:1136-42, 1991.
67. Shannon DC, Carley DW, Benson H. "Aging of modulation of heart rate". *Am. J. Physiol.*; **253**:H874-7, 1987.
68. Sacknoff DM, Gleim GW, Stachenfeld N, Coplan NL. "Effect of athletic training on heart rate variability". *Am. Heart J.*; **127**:1275-8, 1994.
69. Jiang W, Hayano J, Coleman ER, Hanson MW, Frid DJ, O'connor C. "Relation of cardiovascular responses to mental stress and cardiac vagal activity in coronary artery disease". *Am. J. Cardiol.*; **72**:551-554, 1993.
70. Hayano J, Yamada M, Sakakibara Y, Fujijamoi T, Yokoyama K. "Short- and long-term effects of cigarette smoking on heart rate variability". *Am. J. Cardiol.*; **65**:84-88, 1990.
71. Hayano J, Sakakibara Y, Yamada M, Kamiya T, Fujinami T, Yokoyama K, Watanabe Y, Takata K. "Diurnal variations in vagal and sympathetic cardiac control". *Am. J. Physiol.*; **258**:H642-46, 1990.

72. Saul JP, Arai Y, Berger RD, Lilly LS, Colucci WS, Cohen RJ. "Assessment of autonomic regulation in chronic congestive heart failure by heart rate spectral analysis". *Am. J. Cardiol.*; **61**:1292-99, 1988.
73. Malik M, Camm J. "Heart variability and clinical cardiology". *Br. Heart J.*; **71**: 3-6, 1994.
74. Öri Z, Monir G, Weiss J, Sayhouni X, Singer DH. "Heart rate variability, frequency domain analysis". *Cardiol. Clin.*; **10**:499-533, 1992.
75. Välimäki I, Nieminen T, Antila KJ, Southall DP. "Heart-rate variability and SIDS. Examination of Heart-rate patterns using an expert system generator". *Ann. N.Y. Acad. Sci.*; **533**:228-31, 1988.
76. Guyton A, Hall J. "Visión general de la circulación: física médica de la presión, el flujo y la resistencia". Capítulo 14:180-182, en Tratado de Fisiología Médica, novena edición. Editorial Interamericana México 1996.
77. Frohlich E, Grim C, Labarthe D, Maxwell M, Perloff D, Weidman W. "Recommendations for human blood pressure determination by sphygmomanometers". *Circulation*; **77**:501A-514, 1988.
78. Mancia G, Di Rienzo M, Parati G. "Ambulatory blood pressure monitoring: use in hypertension research and clinical practice". *Hypertension*; **21**:510-524, 1993.
79. Malliani A, Pagani M, Lombardi F. "Physiology and clinical implications of variability of cardiovascular parameters with focus on heart rate and blood pressure". *Am. J. Cardiol.*; **73**:3c-9c, 1994.
80. Parati G, Saul P, Di Rienzo M, Mancia G. "Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation. A critical appraisal". *Hypertension*; **25**: 1276-1286, 1995.
81. Malik M, Camm J. "Components of heart rate variability-what they really mean and what we really measure". *Am. J. Cardiol.*; **72**: 821-822, 1993.
82. Parati G, Saul P, Di Rienzo M, Mancia G. "Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation. A critical appraisal". *Hypertension*; **25**: 1276-1286, 1995.
83. Malliani A, Pagani M, Lombardi F. "Physiology and clinical implications of variability of cardiovascular parameters with focus on heart rate and blood pressure". *Am. J. Cardiol.*; **73**: 3c-9c, 1994.
84. Novak V, Novak P, Schondorf R. "Accuracy of beat-to-beat noninvasive measurement of finger arterial pressure using the Finapres: a spectral analysis approach". *J. Clin. Monit.*; **10**: 118-126, 1994.
85. Penaz J. "Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger". Digest 10th International Conference on Medical and Biological Engineering, Desdren; 104, 1973.
86. Wesseling K, De Wit B, Settels J, Klaver W, Arntzenius A. "On the indirect registration blood pressure after Penaz". *Funk. Biol. Med.*; **1**:245-250, 1982.
87. Molhoek P, Wesseling K, Arntzenius A, Settels J, Van Vollenhoven E, Weeda H, De Wit B. "Initial results of non-invasive measurement of finger blood pressure according to Penaz". *Automédica*; **4**: 241-246, 1983.
88. Imholz B, Montfranz G, Settels J, Hoeven G, Karemaker J, Wieling W. "Continuous non-invasive blood pressure monitoring: reliability of Finapres device during the Valsalva manoeuvre". *Cardiovasc. Res.*; **22**: 390-397, 1988.

89. Parati G, Casadei R, Groppelli A, Di Rienzo M, Mancina G. "Comparison of finger and intra-arterial blood pressure monitoring at rest and during laboratory testing". *Hipertensi3n*; **13**: 647-655, 1989.
90. Imholz B, Settels J, Meiracker A, Wesseling K, Wieling W. "Non-invasive continuous finger blood pressure measurement during orthostatic stress compared to intra-arterial pressure". *Cardiovasc. Res.*; **24**: 214-221, 1990.
91. Operation and Maintenance Manual. Ohmeda 2300 Finapres Blood Pressure Monitor. The BOC Group Inc USA, 1990.
92. Cannon WB, Mclver MA, Bliss SW. "Studies on the conditions of activity in endocrine glands. A sympathetic and adrenal mechanism for mobilizing sugar in hypoglycemia". *Am. J. Physiol.*; **69**:46, 1924.
93. Wallace JM, Harlan WR. "Significance of epinephrine in insulin hypoglycemia in man". *Am. J. Med.*; **38**:531-9, 1965.
94. Heller SR, Herbert M, Macdonald IA, Tattersall RB. "Influence of sympathetic nervous system on hypoglycaemic warning symptoms". *Lancet*; August.:359-63, 1987.
95. Heldtke R, Boden G. "Epinephrine secretion, hypoglycemia unawareness, and diabetic autonomic neuropathy". *Ann. Intern. Med.*; **120**: 512-517, 1994.
96. Garber AJ, Cryer PE, Santiago JV, Haymond MW, Pagliara AS, Kipnis DM. "The role of adrenergic mechanisms in the substrate and hormonal response to insulin-induced hypoglycemia in man". *J. Clin. Invest.*; **58**:7, 1976.
97. Young J. "Suppression of sympathetic nervous system during fasting". *Science*; **196**:1473-5, 1977.
98. Himsworth RL. "Hypothalamic control of adrenaline secretion in response to insufficient glucose". *J. Physiol.*; **206**:411-7, 1970.
99. Galbo H, Christensen NJ, Mikines KJ, Sonne B, Hilsted J, Hagen C, Fahrenkrug. "The effect of fasting on the hormonal response to graded exercise". *J. Clin. Endocrinol. Metab.*; **52**:1106, 1981.
100. Young JB, Rosa RM, Lansdberg. "Dissociation of sympathetic nervous system and adrenal medullary responses". *Am. J. Physiol.*; **247** (Endocrinol. Metab.) E35-40, 1984.
101. Campbell LV, Kraegen, Lazarus L. "Defective blood glucose counter-regulation in diabetics is a selective form of autonomic neuropathy". *Br. Med. J.*; **2**:1527-9, 1977.
102. Walter RM, Dudl RJ, Palmer JP, Ensinnck. "The effect of adrenergic blockade on the glucagon responses to starvation and hypoglycemia in man". *J. Clin. Inves.*; **54**:1214-20, 1974.
103. Ginsburg J, Oxfid MA, Paton A. "Effects of insulin after adrenalectomy". *Lancet*; Sept.:491-4, 1956.
104. Russell RCG, Thomson JP, Bloom SR. "The effect of truncal and selective agotomy on the release of pancreatic glucagon, insulin and enteroglucagon". *Br. J. Surg.*; **61**:821-4, 1974.
105. Cryer PE. "Physiology and pathophysiology of the human sympathoadrenal neuroendocrine system". *New. Engl. J. Med.*; **303**:436-44, 1980.
106. Okada M, Buñag R. "Insulin acts centrally to enhance reflex tachycardia in conscious rats". *Am. J. Physiol.*; **266**:R481-R486, 1994.
107. Young JB, Rowe JW, Pallota JA, Sparrow D, Landsberg L. "Enhanced plasma norepinephrine response to upright posture and oral glucose administration in elderly human subjects". *Metabolism*; **29**:532, 1980.
108. Linsell CR, Lightman SL, Mullen PE, Brown MJ. "Circadian rhythms of epinephrine and norepinephrine in man". *J. Clin. Endocrinol. Metab.*; **60**:1210-5, 1985.

109. Iversen J. "Effect of acetyl choline on the secretion of glucagon and insulin from the isolated, perfused canine pancreas". *Diabetes*; **22**:381-7, 1973.
110. Houston CS, Piley RL. "Respiratory and circulatory during acclimatization to high altitude". *Am. J. Physiol.*; **149**:565-88, 1947.
111. Sutton JR, Jones NL. "Exercise at altitude". *Ann. Rev. Physiol.*; **45**:427-37, 1983.
112. Evans DS, Mitchell JH, Wallace AG. "Cardiovascular responses to ischemia, hypoxia, and hypercapnia of the central nervous system". *Am. J. Physiol.*; **204**:881-887, 1963.
113. Appenzeller O, Martignoni E. "The autonomic nervous system and hypoxia: mountain medicine". *J. Autonomic Nervous System*; **57**:1-12, 1996.
114. Nahas GG, Mather GW, Wargo JDM, Adams WL. "Influence of acute hypoxia on sympathectomized and adrenalectomized dogs". *Am. J. Physiol.*; **190**:483-491, 1957.
115. Antezana AM, Kacimi R, Le Trong JL, Marchal M, Abousahl I, Dubray C, Richalet JP. "Adrenergic status of humans during prolonged exposure to the altitude of 6,542 m". *J. Appl. Physiol.*; **76**:1055-9, 1994.
116. Heistad DD, Abboud FM. "Circulatory adjustments to hypoxia". *Circulation*; **61**: 463-70, 1980.
117. Rowell LB, Blackmon JR. "Lack of sympathetic vasoconstriction in hypoxemic humans at rest". *Am. J. Physiol.* (Heart Circ. Physiol. 20); **251**:H562-70, 1986.
118. Johnson TS, Young JB, Landsberg P. "Sympathoadrenal responses to acute and chronic hypoxia in the rat". *J. Clin. Invest.*; **70**:1263-72, 1983.
119. Bubb WJ, Howley ET, Cox RH. "Effects of various levels of hypoxia on plasma catecholamines at rest and during exercise". *Aviat. Space Env. Med.*; **54**:637-640, 1983.
120. Rowell LB, Johnson DG, Chase PB, Comess KA, Seals DR. "Hypoxemia raises muscle sympathetic activity but not norepinephrine in resting humans". *J. Appl. Physiol.*; **66**:1736-43, 1989.
121. Wagner PD. "Central and peripheral aspects of oxygen transport and adaptations with exercise". *Sports Med.*; **11**:133-42, 1991.
122. Lahiri S, Makashi E, Mulligan E, Nishino. "Comparison of aortic and carotid chemoreceptor responses to hypercapnia and hypoxia". *J. Appl. Physiol.*; **51**:55-61, 1981.
123. Voelkel NF, Hegstrand L, Reeves JT, McMurty IF, Molinoff PB. "Effects of hypoxia on density of β -adrenergic receptors". *J. Appl. Physiol.*; **50**:363-6, 1981.
124. Zhuang J, Droma T, Sutton JR, McCullough RE, McCullough RG, Groves BM, Rapmund G, Janes C, Sun S, Moore LG. "Autonomic regulation of heart rate response to exercise in Tibetan and Han residents of Lhasa (3,658 m)". *J. Appl. Physiol.*; **75**:1968-73, 1993.
125. Mazzeo RS, Bender PR, Brooks GA, Butterfield GE, Groves BM, Sutton Jr, Wolfel EE, Reeves JT. "Arterial catecholamine responses during exercise with acute and chronic high-altitude exposure". *Am. J. Physiol.* (Endocrinol. Metab.); **261**:E419-24, 1991.
126. Miller AT, Perdue HL, Teague EL, Ferebee JS. "Influence of oxygen administration on cardiovascular function during exercise and recovery". *J. Physiol.*; **5**:165-168, 1952.
127. Hesse B, Kanstrup IL, Christensen NJ, Hansen TI, Hansen JF, Kristensen JH, Petersen FB. "Reduced norepinephrine response to dynamic exercise in human subjects during O₂ breathing". *J. Appl. Physiol.*; **51**:176-8, 1981.
128. Seals AR, Johnson DG, Fregosi RF. "Hyperoxia lowers sympathetic activity at rest but not during exercise in humans". *Am. J. Physiol.* (Regulatory Integrative Comp. Physiol.); **29**:R873-8, 1991.
129. Tremper K, Barker S. "Pulse oximetry". *Anesthesiology*; **70**:98-108, 1989.

130. Severinghaus J, Naifeh K. "Accuracy of response of six pulse oximeter to profound hypoxia". *Anesthesiology*; **67**:551-8, 1987.
131. Lindqvist A. "Noninvasive methods to study autonomic nervous control of circulation". *Acta Physiol. Scand.*; **138**: 7-107, 1990.
132. Jezek V. "Clinical value of the polygraphic tracing in the study of the sequence of events during cardiac contraction". *Cardiology*; **43**:298, 1963.
133. Weissler A, Harris WS. "Systolic time intervals in heart failure in man". *Circulation*; **2**:149-59, 1968.
134. Carrasco S, Gonzalez R. "Función ventricular izquierda en sujetos activos y sedentarios durante el ejercicio físico". *Arch. Inst. Cardiol. Mex.*; **58**:95-106, 1988.
135. Spodick DH, Doi YL, Bishop RL, Hashimoto T. "Systolic time intervals reconsidered. Reevaluation of the preejection period: absence of relation to heart rate". *Am. J. Cardiol.*; **53**:1667-70, 1984.
136. Talley RC, Meyer JF, Mcnay JL. "Evaluation of the pre-ejection period as an estimate of myocardial contractility in dogs". *Am. J. Cardiol.*; **27**:384-91, 1971.
137. Levi G F, Ratti S, Cardone G, Basagni M. "On the reliability of systolic time intervals". *Cardiology*; **69**: 157-165, 1982.
138. Quarry-Pigott V, Chirife R, Spodick D. "Ejection time by ear densitogram and its derivative. Clinical and physiological applications". *Circulation*; **48**:239 - 246, 1973.
139. Furlan R, Guzzetti S, Crivellaro W, Dassi S, Tinelli M, Baselli G, Cerutti S, Lombardi F, Pagani M, Malliani A. "Continuous 24-hour assessment of the neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects". *Circulation*; **81**:537-547, 1990.
140. Dornhorst A, Howard P, Leahart G. "Respiratory variations in blood pressure". *Circulation*; **6**: 553-558, 1952.
141. Saul JP, Berger RD, Chen MH, Cohen RJ. "Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation II. Respiratory sinus arrhythmia". *Am. J. Physiol.*; **256**:H153-H161, 1989.
142. Toska K, Eriksen M. "Respiration-synchronous fluctuations in stroke volume, heart rate and arterial pressure in humans". *J. Physiol.*; **472**:501-12, 1993.
143. Hernández A, Mora F, Hernández M I, Passariello G, Carrault G. "A methodology for measuring the chronotropic and inotropic effects during autonomic tests". *Comput. Cardiol.*; 457-460, 1995.
144. Kubicek WG, Karnegüil JN, Patterson RP, Witsol DA, Mattson RH. "Development and evaluation of an impedance cardiac output system". *Aerospace Med.*; **37**:1208-12, 1966.
145. Pickett BR, Buell JC. "Validity of cardiac output measurement by computer-averaged impedance cardiography, and comparison with simultaneous thermodilution determinations". *Am. J. Cardiol.*; **69**:1354-1358, 1992.
146. Fuller D. "Evaluation of left ventricular function by impedance cardiography: A review". *Prog. Cardiovasc. Dis.*; **36**:267-273, 1994.
147. Valentinuzzi ME, Morucci JP, Felice C. "Bioelectrical impedance techniques in medicine. Part II: Monitoring of physiological events by impedance". *Critical Rev. Biom Eng.*; **24**: 353-466, 1996.
148. Jensen L, Yakimets J, Teo K. "A review of impedance cardiography". *Heart & Lung*; **24**:183-193, 1995.
149. Balasubramanian V, Mathew OP, Behl A, Tewari SC, Hoon RS. "Electrical impedance cardiogram in derivation of systolic time intervals". *Br. Heart J.*; **40**:268-275, 1978.

150. Di Rienzo M, Parati G, Mancia G, Pedotti A, Castiglioni P. "Investigation baroreflex control of circulation using signal processing techniques". *Eng. Med. Biol.*; sep.: 86-95, 1997.
151. Brown AM. "Receptors under pressure: An update on baroreceptors". *Circ. Res.*; **46**:1-10, 1980.
152. Laitinen T, Hartikainen J, Vanninen E, Niskanen L, Geelen G, Lansimies E. "Age and gender dependency of baroreflex sensitivity in healthy subjects". *J. Appl. Physiol.*; **84**:576-583, 1998.
153. Parati G, Di Rienzo M, Berinieri G, Pomidossi G, Casadei R, Groppelli A, Pedotti A, Zanchetti A, Mancia G. "Evaluation of the baroreceptor-heart rate reflex by 24 hour intra-arterial blood pressure monitoring in humans". *Hypertension*; **12**:214-222, 1988.
154. Colombo R, Mazzuero G, Lanfranchi P, Spinatonda G, Giannuzzi P, Minuco G. "Baroreflex sensitivity in cardiac patients with chronic congestive heart failure: Towards a non invasive assessment method". *Comp. Cardiol.*; **24**: 203-206, 1997.
155. Frederiks J, Swenne C, TenVoorde B, Honzikova N, Levert J, Maan A, Schaliij M, Brusckke A. "Non-baroreflex mediated heart rate variability causes overstimulation of baroreflex sensitivity". *Comp. Cardiol.*; **24**:199-206, 1997.
156. Steptoe A, Vogele C. "Cardiac baroreflex during postural change assessed using non-invasive spontaneous sequence analysis in young men". *Cardiol. Res.*; **24**: 627-632, 1990.
157. Pickering, T, Gribbin, B, Strange Petersen, E, Cunningham, J, Sleight, P. "Effects of autonomic blockade on the baroreflex in man at rest and during exercise". *Circ. Res.*; **30**:177-185, 1972.
158. Ulman LG, Potter EK, McCloskey DI, Morris MJ. "Post-exercise depression of baroreflex slowing of the heart in humans". *Clinical Physiol.*; **17**: 299-309, 1997.
159. Bertinieri G, Di Rienzo M, Cavallazzi A, Ferrari A, Pedotti A, Mancia G. "Evaluation of baroreceptor reflex by blood pressure monitoring in unanesthetized cats". *Am. J. Physiol.*; **254**:H337-H383, 1988.
160. Parlow J, Viale J, Annat G, Hughson R, Quintin L. "Spontaneous cardiac baroreflex in humans, comparison whit durg-induced responses". *Hypertension*; **25**:1058-1068, 1995.
161. Robbe H, Mulder L, Ruddel H, Langewitz W, Veldman J, Mulder G. "Assessment of baroreceptor reflex sensitivity by means of spectral analysis". *Hypertension*; **10**:538-543, 1987.
162. MATLAB. High-performance numeric computation and visualization software. Reference guide, user's guide, signal processing toolbox. The Math Works Inc. USA 1993.

7.3. OBJETIVOS

1. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. "Heart rate variability: standars of measurement, physiological interpretation, and clinical use". *Circulation*; **93**:1043-1045, 1996.
2. Kamath M, Fallen E. "Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function". *Crit. Rev. Biomed. Eng.*; **21**:245-311, 1993.
3. Pomeranz B, Macaulay R, Caudilli M, Kutz I, Adam D, Gordon D, et al. "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis". *Am. J. Physiol.*; **248**:H151-153, 1985.
4. Simpsom D, Wicks R. "Spectral analysis of heart rate indicates reduced baroreceptor-related heart rate variability in elderly persons". *J. Gerontol.*; **43**:M21-M24, 1987.

5. Shannon D, Carley D, Benson H. "Aging of modulation of heart rate". *Am. J. Physiol.*; **253**: H874-H877, 1987.
6. Vybiral T, Bryg R, Maddens M, Boden W. "Effect of transdermal scopolamine on heart rate variability in normal subjects". *Am. J. Cardiol.*; **65**: 604-608, 1990.
7. Hull E, Vanoli A, Stramba-Badiale A, Foreman S. "Heart rate variability before and after myocardial infarction in conscious dogs at high and low risk of sudden death". *J. Am. Coll. Cardiol.*; **16**:978-85, 1990.
8. Finley JP, Nugent ST. "Heart rate variability in infants, children and young adults". *J. Autonomic Nervous System*; **51**:103-108, 1995.
9. Claesen S, Kitney RI. "Estimation of the largest lyapunov exponent of an rr interval and its use as an indicator of decreased autonomic heart rate control". *Comp. Cardiol.*; **21**:133-136, 1994.
10. Cerutti S, Mainardi LT, Porta A, Bianchi AM. "Analysis of the dynamics of RR interval series for the detection of atrial fibrillation episodes". *Comp. Cardiol.*; **24**:77-80, 1997.
11. Bigger J, Fleiss, Steinman, Rolnitzky, Schneider, Stein. "RR variability in healthy, middle-aged persons compared with patients with chronic coronary heart disease or recent acute myocardial infarction". *Circulation*; **91**:1936-1943, 1995.
12. Mansier P, Clairambault J, Charlotte N, Médigue C, Vermeiren C, LePape G, Carré F, Gounaropoulou A, Swynghedauw B. "Linear and non-linear analyses of heart rate variability: a minireview". *Cardiovasc. Res.*; **31**:371-379, 1996.
13. Jaffe RS, Fung DL. "Constructing a heart-rate variability analysis system". *J. Clin. Monit.*; **10**: 45-58, 1994.
14. Mancia G, Parati G, Pomidossi G, Casadei R, Di Rienzo M, Zanchetti A. "Arterial baroreflexes and blood pressure and heart rate variabilities in humans". *Hypertension*; **8**:147-153, 1986.
15. Castiglioni P, Parati G, Omboni S, Di Rienzo M. "Influences of the selection between heart-period and heart-rate on the spectral evaluation of heart rhythm variability during exercise". *Comp. Cardiol.*; **21**:561-564, 1994.
16. Novak V, Novak P, Schondorf R. "Accuracy of beat-to-beat noninvasive measurement of finger arterial pressure using the Finapres: a spectral analysis approach". *J. Clin. Monit.*; **10**: 118-126, 1994.
17. Pomeranz B, Macaulay RJB, Caudill Ma, Kutzi, Adam D, Gordon D, Kilborn KM, Barger, Shannon, Cohen, Benson . "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis". *Am. J. Physiol.*; **248**:H151-3, 1985.
18. Toska K, Eriksen M. "Respiration-synchronous fluctuations in stroke volume, heart rate and arterial pressure in humans". *J. Physiol.*; **472**:501-12, 1993.

7.4. METODOS

1. Madama V. "Pulmonary function testing and cardiopulmonary stress testing". Delmar Pub. USA, 1993.
2. Spielberger C, Gorsuch R, Lushene R, Vagg P, Jacobs G. "State - trait anxiety inventory (form Y)". Consulting Psychologists Press, Inc. USA, 1983.
3. Deurenberg P, Weststrate J, Vanderkooy K. "Body composition changes assessed by bioelectrical impedance measurements". *Am. J. Clin. Nutr.*; **49**:401-3, 1989.

4. Heath G, Gavin J, Hinderliter J, Hagberg J, Bloomfield S, Holloszy. "Effects of exercise and lack of exercise on glucose tolerance and insulin sensitivity". *J. Appl. Physiol.*; **55**:512-7, 1983.
5. Gerich J, Davis J, Lorenzi M, Rizza R, Cryer P. "Hormonal mechanisms of recovery from insulin-induced hypoglycemia in man". *Am. J. Physiol.*; **236**: E380-E385, 1979.
6. Mathias J, Mullen T, Perrott M, Cohen R. "Heart rate variability: principles and measurement". *Acc. Curr. J. Rev.*; Nov/Dec:10-2, 1993.
7. Castillo H. "Artifacts in first and second sounds of the phonocardiogram". *Circulation*; **50**:360-5, 1974.
8. Pickett B, Buell J. "Validity of cardiac output measurement by computer - averaged impedance cardiography, and comparison with simultaneous thermodilution determinations". *Am. J. Cardiol.*; **69**:1354-8, 1992.
9. Kubicek W, Karnegül J, Patterson R, Witsol D, Mattson R. "Development and evaluation of an impedance cardiac output system". *Aerospace Med.*; **37**:1208-12, 1996.
10. DeBoer R, Karemaker J, Strackee J. "Comparing spectra of a series of point events particularly for heart rate variability data". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **31**:384-7, 1984.
11. Operation and maintenance manual. Ohmeda 2300 Finapres blood pressure monitor. The OC Group Inc USA, 1990.
12. Kleiger R, Stein P, Bosner M, Rottman J. "Time domain measurements of heart rate variability". *Cardiol. Clin.*; **10**:487-98, 1992.
13. Berger R, Akselrod S, Gordon D, Cohen R. "An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability". *IEEE Trans. Biom. Eng.*; **33**:900-4, 1986.
14. Jaffe R, Fung D. "Constructing a heart - rate variability analysis system". *J. Clin. Monit.*; **10**:45-58, 1994.
15. Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P, Sandrone G, Malfatto G, Dell'orto S, Piccaluga E, Turiel M, Baselli G, Cerutti S, Malliani A. "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho - vagal interaction in man and conscious dog". *Circ. Res.*; **59**:178-93, 1986.
16. Tulen J, Man In 'T Veld A, Van Roon A, Moleman P, Van Steenis H, Blankestijn P, Boomsma F. "Spectral analysis of hemodynamics during infusions of epinephrine and norepinephrine in men". *J. Appl. Physiol.*; **76**:1914-21, 1994.
17. Laguna P, Thakor N. V, Caminal P, Jané R, Yoon Hyung-Ro, Bayés de Luna A, Martí V, Guindo. "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications". *Med. Biol. Eng. Comput.*; **28**:67-73, 1990.
18. Quarry-Pigott V, Chirife R, Spodick D. "Ejection time by ear densitogram and its derivative, clinical and physiologic applications". *Circulation*; **48**:239-246, 1973.
19. Zoneraich S, Zoneraich O, Rodenrys J. "Computerized system for noninvasive techniques. Its value for systolic time intervals". *Am. J. Cardiol.*; **33**:643-9, 1974.
20. Wang X, Sun H, Adamson D, Van de Water J. "An impedance cardiography system: a new design". *Ann. Biomed. Eng.*; **17**:535-56, 1989.
21. Kubicek W, Karnegül J, Patterson R, Witsol D, Mattson R. "Development and evaluation of an impedance cardiac output system". *Aerospace Med.*; **37**:1208-12, 1966.
22. Raymond B, Mazumdar J, Nadagopal D. "Modelling the shift of the low frequency component of the heart rate variability". *Comp. Cardiol.*; **24**: 407-410, 1997.
23. Pola S, Macerata A, Emdin M, Marchesi C. "Estimation of the power spectral density in nonstationary cardiovascular time series: assessing the role of the time - frequency representations (TFR)". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; **43**: 48-59, 1996.

24. Bigger J, Steinman R, Rolnitzky L, Fleiss J, Albrecht P, Cohen R. "Power law behavior of RR-internal variability in healthy middle aged persons, patients with recent acute myocardial infarction, and patients with heart transplants". *Circulation*; **93**: 2142 – 2151, 1996.
25. Sosnowski M, Petelenz T, Leski J. "Return maps: A non-linear method for evaluation of respiratory sinus arrhythmia". *Comp. Cardiol.*; **21**:129-132, 1994.
26. Oida E, Miritani T, Yamori Y. "Tone - entropy analysis on cardiac recovery after dynamic exercise". *J. Appl. Physiol.*; **82**:1794-1801, 1997.
27. Pincus SM, Gladstone IM, Ehrenkranz RA. "A regularity statistic for medical data analysis". *J. Clin. Monit.*; **7**:335-45, 1991.
28. Robbe H, Mulder L, Ruddel H, Langewitz W, Veldman J, Mulder G. "Assessment of baroreceptor reflex sensitivity by means of spectral analysis". *Hypertension*; **10**:538-43, 1987.
29. Cerutti C, Bares C, Paultre C. "Baroreflex modulation of blood pressure and heart rate variabilities in rats: assessment by spectral analysis". *Am. J. Physiol.*; **266**:H1993-H2000, 1994.
30. Steptoe A, Vogele C. "Cardiac baroreflex during postural change assessed using non-invasive spontaneous sequence analysis in young men". *Cardiol. Res.*; **24**:627-632, 1990.
31. Parlow J, Viale J, Annat G, Hughson R, Quintin L. "Spontaneous cardiac baroreflex in humans, comparison with durg-induced responses". *Hypertension*; **25**:1058 – 1068, 1995.
32. Castilla L, Cravioto J. "Estadística simplificada: para la investigación en ciencias de la salud". Editorial Trillas, México 1991.

7.5. DISCUSION

1. Lawrence GP, Home PD, Murray A. "Repeatability of measurements and sources of variability in test of cardiovascular autonomic function". *Br. Heart J.*; **68**:205-11, 1992.
2. VanHoogenhuyze D, Weinstein N, Martin GJ, Weiss JS, Schhad JW, Sahyouni N, Fintel D, Remme WJ, Singer DH. "Reproducibility and relation to mean heart rate of heart rate variability in normal subjects and in patients with congestive heart failure secondary to coronary artery disease". *Am. J. Cardiol.*; **68**:1668-76, 1991.
3. Kyrozi E, Maounis T, Chiladakis I, Vassilikos V, Manolis A, Cokkinos D. "Short-Term reproducibility of the time and frequency domain parameters of heart rate variability". *Comp. Cardiol.*; **22**:481-484, 1995.
4. Kochiadakis GE, Lees PJ, Kanoupakis EM, Igoumenidis EN, Chlouverakis GI, Vardas PE. "Reproducibility of time domain indexes of heart rate variability in normal subjects and patients with vasovagal syncope". *Comp. Cardiol.*; **24**:24-41-43, 1997.
5. Kleiger RE, Bigger T, Bosner MS, Chung MK, Cook JR, Rolnitzky LM, Steinman R, Fleiss JL. "Stability over time of variables measuring heart rate variability in normal subjects". *Am. J. Cardiol.*; **68**:626-30, 1992.
6. Hohnloser SH, Klingenhoben T, Zabel M, Schröder F, Just H. "Intraindividual reproducibility of heart rate variability". *PACE*; **15**:2211-4, 1992.
7. Freed L, Stein K, Gordon M, Urban M, Kligfield P. "Reproducibility of power spectral measures of heart rate variability obtained from short-term sampling periods". *Am. J. Cardiol.*; **74**:972-973, 1994.

8. Vaitkevicius PV, Esserwein DM, Maynard AK, O'Connor FC, Fleg JL. "Frequency and importance of postprandial blood pressure reduction in elderly nursing-home patients". *Ann. Intern. Med.*; **115**:865-870, 1991.
9. Tse T, Clutter W, Shah S, Miller P, Cryer P. "Neuroendocrine responses to glucose ingestion in man". *J. Clin. Invest.*; **72**:270-277, 1983.
10. Young J, Rowe J, Pallotta J, Sparrow D, Landsberg L. "Enhanced plasma norepinephrine response to upright posture and oral glucose administration in elderly human subjects". *Metabolism*; **29**:532-539, 1980.
11. Minaker K, Rowe J, Young J, Sparrow D, Pallotta J, Landsberg L. "Effect of age on insulin stimulation of sympathetic nervous system activity in man". *Metabolism*; **31**:1181-1184, 1982.
12. Potter J, Heseltine D, Hartley G, Matthews J, MacDonald I, James O. "Effects of meal composition on the postprandial blood pressure, catecholamine and insulin changes in elderly subjects". *Clin. Sci.*; **77**:265-272, 1989.
13. Porte JR. "Control of insulin secretion by catecholamines, stress, and the sympathetic nervous system". *Fed. Proc.*; **32**:1792-1796, 1973.
14. Bagatell CJ, Heymsfield SB. "Effect of meal size on myocardial oxygen requirements: implications on postprandial infarction diet". *Am. J. Clin. Nutr.*; **39**:421-6, 1984.
15. Dagenais GR, Oriol A, McGregor M. "Hemodynamic effects of carbohydrate and protein meals in man: rest and exercise". *J. Appl. Physiol.*; **21**:1157-62, 1986.
16. Moneta GL, Taylor DC, Helton WS, Mulholland MW, Strandness E. Jr. "Duplex ultrasound measurement of postprandial intestinal blood flow: effect of meal composition". *Gastroenterology*; **95**:1294-1301, 1988.
17. Fagan T, Sawyer P, Gourley L, Lee J, Gaffney T. "Postprandial alterations in hemodynamics and blood pressure in normal subjects". *Am. J. Cardiol.*; **58**: 636-641, 1986.
18. Kelbaek H, Munck O, Christensen NJ, Godtfredsen J. "Central haemodynamic changes after a meal". *Br. Heart J.*; **61**:506-509, 1989.
19. Rokowski R, Spodick D. "Prandial effects on cardiac function and responses". *Am. Heart J.*; **118**:1078-1082, 1989.
20. Lipsitz L, Ryan S, Parker A, Freeman R, Wei J, Goldberger A. "Hemodynamic and autonomic nervous system responses to mixed meal ingestion in healthy young and old subjects and dysautonomic patients with postprandial hypotension". *Circulation*; **87**:391-400, 1993.
21. Kooner JS, Raimbach S, Watson L, Bannister R, Peart S, Mathias CJ. "Relationship between splanchnic vasodilation and postprandial hypotension in patients with primary autonomic failure". *J. Hypertension*; **7**:S40-S41, 1989.
22. Jansen RW, Penterman BJ, Van Lier HJ, Hoefnagels WH. "Blood pressure reduction after oral glucose loading and its relation to age, blood pressure and insulin". *Am. J. Cardiol.*; **60**:1087-1091, 1987.
23. Heseltine D, Potter JF, Hartley G, MacDonald IA, James. "Blood pressure, heart rate and neuroendocrine responses to a high carbohydrate and a high fat meal in healthy young subjects". *Clin. Sci.*; **79**:517-522, 1990.
24. Welle, Usah, Robert G. "Increased plasma norepinephrine concentrations and metabolic rates following glucose ingestions in man". *Metabolism*; **29**:806-809, 1980.
25. DeMey C, Enterling D, Brendel E, Meineke I. "Postprandial changes in supine and erect heart rate, systemic blood pressure and plasma noradrenaline and renin activity in normal subjects". *Eur. Clin. Pharmacol.*; **32**:471-476, 1987.

26. Berne, Jan, Frank. "Sympathetic response to oral carbohydrate administration. Evidence from microelectrode nerve recordings". *J. Clin. Invest.*; **84**:1403-1409, 1989.
27. Ryan S, Goldberger A, Ruthazer R, Mietus J, Lipsitz L. "Spectral analysis of heart rate dynamics in elderly persons with postprandial hypotension". *Am. J. Cardiol.*; **69**:201-205, 1992.
28. Desai T, Collins J, Biaggioni I, Shiavi R, Haile V, Robertson D. "Effects of meals on heart rate spectra". *IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*; **12**: O755-O756, 1990.
29. Iversen J. "Effect of acetyl choline on the secretion of glucagon and insulin from the isolated, perfused canine pancreas". *Diabetes*; **22**:381-7, 1973.
30. Okada M, Buñag R. "Insulin acts centrally to enhance reflex tachycardia in conscious rats". *Am. J. Physiol.*; **266**:R481-R486, 1994.
31. Appenzeller, JE Goss. "Glucose and baroreceptor function". *Arch. Neurol.*; **23**:137-146, 1970.
32. Tanabe S, Buñag R. "Aging escalates baroreceptor reflex suppression by the posterior hypothalamus in rats". *Hypertension Dallas*; **17**:80-90, 1991.
33. Brandt JL, Castleman I, Ruskin HD, Greenwald j, Kelly JJ. "The effect of oral protein and glucose feeding on splanchnic blood flow and oxygen utilization in normal and cirrhotic subjects". *J. Clin. Invest.*; **34**:1017-1025, 1955.
34. Diamond M, Hallarman L, Starick-Zych K, Jones T, Connolly M, Tamborlane W, Sherwin R. "Suppression of counterregulatory hormone response to hypoglycemia by insulin per se". *J. Clin. Endoc. and Metab.*; **72**:1388-1390, 1991.
35. Goldfien A, Moore R, Zileli S, Havens L, Boling L, Thorn G. "Plasma epinephrine and norepinephrine levels during insulin-induced hypoglycemia in man". *J. Clin. Endocrinol. Metab.*; **21**:296-304, 1961.
36. Shah SD, Tse T, Clutter W, Cryer P. "The human sympathochromaffin system". *Am. J. Physiol.*; **247**(Endocrinol. Metab. 10):E380-E384, 1984.
37. Heller S, Cryer P. "Reduced neuroendocrine and symptomatic responses to subsequent hypoglycemia after one episode of hypoglycemia in nondiabetic humans". *Diabetes*; **40**:223-26, 1991.
38. Maddock RK, Krall LP. "Insulin reactions. Manifestations and need for a recognition of long-acting insulin reactions". *Arch. Intern. Med.*; **91**:695-703, 1953.
39. Rappaport E, Young J, Landsberg L. "Effects of 2-Deoxy-D-Glucose on the cardiac sympathetic nerves and the adrenal medulla in the rat: Further evidence for a dissociation of sympathetic nervous system and adrenal medullary responses". *Endocrinology*; **110**:650-656, 1982.
40. Hilsted J, Christensen N. J, Larsen S. "Norepinephrine kinetics during insulin-induced hypoglycemia". *Metabolism*; **34**:300-302, 1985.
41. Berlin I, Grimaldi A, Landault C, Zoghbi F, Thervet F, Puech AJ, Legrand J. C. "Lack of hypoglycemic symptoms and decreased β -adrenergic sensitivity in insulin-dependent diabetic patients". *J. Clin. Endocrin. Metab.*; **66**:273-278, 1987.
42. Pereda S, Eckstein J, Abboud F. "Cardiovascular responses to insulin in the absence of hypoglycemia". *Am. J. Physiol.*; **202**:249-252, 1962.
43. Hall J, Brands M, Kivlighn S, Leland MH, Hildebrandt D, Gaillard C. "Chronic hyperinsulinemia and blood pressure. Interaction with catecholamines?". *Hypertension*; **15**:519-527, 1990.
44. Modan M, Halkin H. "Hyperinsulinemia or increased sympathetic drive as links for obesity and hypertension". *Diabetes Care*; **14**:470-487, 1991.

45. Dripps R, Comroe J. "The effect of the inhalation of high and low oxygen concentrations on respiration, pulse rate, ballistocardiogram and arterial oxygen saturation (oximeter) of normal individuals". *Am. J. Physiol.*; **149**:277-291, 1947.
46. Becker H, Polo O, McNamara S, Berthon-Jones M, Sullivan CE. "Effect of different levels of hyperoxia on breathing in healthy subjects". *J. Appl. Physiol.*; **81**:1683-1690, 1996.
47. Seals D, Johnson D, Fregosi R. "Hyperoxia lowers sympathetic activity at rest but not during exercise in humans". *Am. J. Physiol.*; **260**(Regulatory Integrative Comp. Physiol. 29):R873-R878, 1991.
48. Reich T, Tuckman J, Naftchi E, Jacobson J. "Effect of normo- and hyperbaric oxygenation on resting and postexercise calf blood flow". *J. Appl. Physiol.*; **28**:275-278, 1970.
49. Hesse B, Kanstrup IL, Christensen NJ, Ingemann-Hansen T, Hansen JF, Halkjaer-Kristensen J, Petersen FB. "Reduced norepinephrine response to dynamic exercise in human subjects during O₂ breathing". *J. Appl. Physiol.*; **51**:176-178, 1981.
50. Lahiri S, Mokashi A, Mulligan E, Nishino T. "Comparison of aortic and carotid chemoreceptor responses to hypercapnia and hypoxia". *J. Appl. Physiol.*; **51**:55-61, 1981.
51. Holtby SG, Berezanski DJ, Anthonisen NR. "Effect of 100% O₂ on hypoxic eucapnic ventilation". *J. Appl. Physiol.*; **65**:1157-1162, 1988.
52. Somers V, Mark A, Zavala D, Abboud F. "Influence of ventilation and hypocapnia on sympathetic nerve responses to hypoxia in normal humans". *J. Appl. Physiol.*; **67**:2095-2100, 1989.
53. Rowell L, Johnson D, Chase P, Comess K, Seals D. "Hypoxemia raises muscle sympathetic activity but not norepinephrine in resting humans". *J. Appl. Physiol.*; **66**:1736-1743, 1989.
54. Hardy JC, Gray K, Whisler S, Leuenberger U. "Sympathetic and blood pressure responses to voluntary apnea are augmented by hypoxemia". *J. Appl. Physiol.*; **77**:2360-2365, 1994.
55. Morgan B, Crabtree D, Palta M, Skatrud J. "Combined hypoxia and hypercapnia evokes long-lasting sympathetic activation in humans". *J. Appl. Physiol.*; **79**:205-213, 1995.
56. Kato H, Menon A, Slutsky A. "Mechanisms mediating the heart rate response to hypoxemia". *Circulation*; **77**:407-414, 1988.
57. Slutsky A, Rebeck A. "Heart rate response to isocapnic hypoxia in conscious man". *Am. J. Physiol.*; **234**:H129-H132, 1978.
58. Heistad D, Abboud F. "Circulatory adjustments to hypoxia". *Circulation*; **61**:463-470, 1980.
59. Fletcher E, Lesske J, Culman J, Miller C, Unger T. "Sympathetic denervation blocks blood pressure elevation in episodic hypoxia". *Hypertension*; **20**:612-619, 1992.
60. Leuenberger U, Jacob E, Sweer L, Waravdekar N, Zwillich C, Sinoway L. "Surges of muscle sympathetic nerve activity during obstructive apnea are linked to hypoxemia". *J. Appl. Physiol.*; **79**:581-588, 1995.
61. Hedner J, Wilcox I, Laks L, Grunstein R, Sullivan C. "A specific and potent pressor effect of hypoxia in patients with sleep apnea". *Am. Rev. Respir. Dis.*; **146**:1240-1245, 1992.
62. Pisarri TE, Kendrick JE. "Reduced effectiveness of the carotid baroreflex during arterial hypoxia in dogs". *Am. J. Physiol.*; **247**(Heart Circ. Physiol. 16):H623-H630, 1984.
63. Zwiener U, Hoyer D, Bauer R, Lüthke B, Walter B, Schmidt K, Hallmeyer S, Kratzsch B, Eiselt M. "Deterministic-chaotic and periodic properties of heart rate and arterial pressure fluctuations and their mediation in piglets". *Cardiovasc. Res.*; **31**:455-465, 1996.
64. Somers V, Mark A, Abboud F. "Interaction of baroreceptor and chemoreceptor reflex control of sympathetic nerve activity in normal humans". *J. Clin. Invest.*; **87**:1953-1957, 1991.

65. Richalet JP, Kacimi R, Antezana AM. "The control of cardiac chronotropic function in hypobaric hypoxia". *Int. J. Sports Med.*; **13**:S22-S24, 1992.
66. Ponchia A, Noventa D, Bertaglia M, Carretta R, Zaccaria M, Miraglia G, Pascotto P, Buja G. "Cardiovascular neural regulation during and after prolonged high altitude exposure". *Eur. Heart J.*; **15**:1463-1469, 1994.
67. Farinelli CCJ, Kayser B, Binzoni T, Cerretelli P, Girardier L. "Autonomic nervous control of heart rate at altitude (5050 m)". *Eur. J. Appl. Physiol.*; **69**:502-507, 1994.
68. Hughson RL, Yamamoto Y, McCullough RE, Sutton JR, Reeves JT. "Sympathetic and parasympathetic indicators of heart rate control at altitude studied by spectral analysis". *J. Appl. Physiol.*; **77**:2537-2542, 1994.
69. Yamamoto Y, Hoshikawa Y, Miyashita M. "Effects of acute exposure to simulated altitude on heart rate variability during exercise". *J. Appl. Physiol.*; **81**:1223-1229, 1996.
70. Weil J, Byrne-Quinn E, Sodal IE, Filley G, Grover R. "Acquired attenuation of chemoreceptor function". *J. Clin. Invest.*; **50**:186-195, 1971.
71. Miyamoto K, Nishimura M, Akiyama Y, Yamamoto H, Kishi F, Kawakami Y. "Augmented heart rate response to hypoxia in patients with chronic obstructive pulmonary disease". *Am. Rev. Respir. Dis.*; **145**:1384-1388, 1992.
72. Trzebski A, Smietanowski M. "Cardiovascular periodicities in healthy humans in the absence of breathing and under reduced chemical drive of respiration". *J. Autonomous Nervous System*; **57**:144-148, 1996.
73. Spodick DH, Quarry-Pigott V. "Effects of posture on exercise performance". *Circulation*; **48**:74-78, 1973.
74. Sanchez ZS, Spodick DH. "Comparative responses to orthostatic stress in normal and abnormal subjects". *Chest*; **65**:394-396, 1974.
75. Smith JJ, Muzi M, Barney JA, Ceschi J, Hayes J, Ebert TJ. "Impedance-derived cardiac indices in supine and upright exercise". *Ann. Biomed. Eng.*; **17**:507-515, 1989.
76. Mäntysaari M, Antila K, Halkola L, Kero P, Länsimies E. "Individual relationship between heart rate and electromechanic systole in orthostatic test during autonomic blockade". *Act. Card.*; **41**:271-281, 1986.
77. Vanfraechem JHP. "Stroke volume and systolic time interval adjustments during bicycle exercise". *J. Appl. Physiol.*; **46**:588-592, 1979.
78. Miyamoto Y, Higuchi J, Abe Y, Hiura T, Nakazono Y, Mikami T. "Dynamics of cardiac output and systolic time intervals in supine and upright exercise". *J. Appl. Physiol.*; **55**:1674-1681, 1983.
79. Leeuwen PV, Kuemmell HC. "Respiratory modulation of cardiac time intervals". *Br. Heart J.*; **58**:129-35, 1987.
80. Nandi PS, Pigott VM, Spodick DH. "Sequential cardiac responses during the respiratory cycle: Patterns of change in systolic intervals". *Chest*; **63**:380-385, 1973.
81. Pigott V, Spodick DH. "Effects of normal breathing and expiratory apnea on duration of the phases of cardiac systole". *Am. Heart J.*; **82**:786-793, 1971.
82. Cournand A. "Recent observations on the dynamics of the pulmonary circulation". *Bull. N.Y. Acad. Med.*; **23**:27, 1947.
83. Hill DW, Merrifield AJ. "Left ventricular ejection and the heather index measured by non-invasive methods during postural changes in man". *Acta Anaesth. Scand.*; **20**:313-320, 1976.

84. Lindqvist A, Keskinen E, Halkola L, Peltonen T, Välimäki I. "Heart rate variability, cardiac mechanics, and subjectively evaluated stress during simulator flight". *Aviat. Space Environ. Med.*; **54**:685-690, 1983.
85. Ferrigno M, Hickey D, Linér MH, Lundgren CEG. "Simulated breath-hold diving to 20 meters: cardiac performance in humans". *J. Appl. Physiol.*; **62**:2160-2167, 1987.
86. Shaver JA, Kroetz FW, Leonard JJ, Paley HW. "The effect of steady-state increases in systemic arterial pressure on the duration of left ventricular ejection time". *J. Clin. Invest.*; **47**:217-230, 1968.
87. Harris WS, Schoenfeld CD, Weissler AM. "Effects of adrenergic receptor activation and blockade on the systolic preejection period, heart rate, and arterial pressure in man". *J. Clin. Invest.*; **46**:1704-1714, 1967.
88. Vitale DF, Duilio C, Ferro A, Lauria G, Liucci G, Spinelli L, Rengo F. "Ear arterial pulse computation reliability of diastolic perfusion time during stress test". *Comp. Cardiol.*; **24**:441-444, 1997.
89. Tuckman J, Shillingford J. "Effect of different degrees of tilt on cardiac output, heart rate, and blood pressure in normal man". *Br. Heart J.*; **28**:32-39, 1966.
90. Dornhorst AC, Howard P, Leathart L. "Respiratory variations in blood pressure". *Circulation*; **6**:553-558, 1952.
91. Guzzetti S, Cogliati C, Broggi C, Carozzi C, Caldilori D, Lombardi F, Malliani A. "Influences of neural mechanisms on heart period and arterial pressure variabilities in quadriplegic patients". *Am. J. Physiol.*; **266**(Heart Circ. Physiol. 35):H1112-H1120, 1994.
92. Parati G, Philip Saul J, Di Rienzo M, Mancina G. "Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation". *Hypertension*; **25**:1276-1286, 1995.
93. Pinna GD, Maestri R, La Rovere MT, Mortara A. "Diastolic-systolic lag in spontaneous arterial blood pressure oscillations in normal and pathological subjects". *Comp. Cardiol.*; **24**:207-210, 1997.
94. Barnstedt J, Stellmacher A, Dambacher M, Baumert JH, Frey AW. "Variability of arterial blood pressure and heart rate evaluated by fixed rate atrial pacing". *Comp. Cardiol.*; **22**:297-300, 1995.
95. Pagani M, Montano N, Porta A, Malliani A, Abboud F. M, Birkett C, Somers VK. "Relationship between spectral components of cardiovascular variabilities and direct measures of muscle sympathetic nerve activity in humans". *Circulation*; **95**:1441-1448, 1997.
96. Porta A, Baselli G, Mainardi L, Lucini D, Pagani M, Malliani A, Cerutti S. "Beat-to-beat variability of microvascular peripheral resistances assessed with a Non-invasive approach". *Comp. Cardiol.*; **22**:201-204, 1995.
97. Triedman JK, Saul PJ. "Blood pressure modulation by central venous pressure and respiration", *Circulation*; **89**:169-179, 1994.
98. Macor F, Fagard R, Vanhaecke J, Amery A. "Respiratory-related blood pressure variability in patients after heart transplantation". *J. Appl. Physiol.*; **76**:1961-1962, 1994.
99. Dambacher M, Eichinger W, Theisen K, Frey AW. "RT and systolic blood pressure variability after sympathetic stimulation during positive tilt in healthy volunteers". *Comp. Cardiol.*; **21**:573-576, 1994.
100. Radaelli A, Bernardi L, Valle F, Leuzzi S, Salvucci F, Pedrotti L, Marchesi E, Finardi G, Sleight P. "Cardiovascular autonomic modulation in essential hypertension". *Hypertension*; **24**:556-563, 1994.

101. Furlan R, Dell'Orto S, Crivellaro W, Pizzinelli P, Cerutti S, Lombardi F, Pagani M, Malliani A. "Effects of tilt and treadmill exercise on short-term variability in systolic arterial pressure in hypertensive men". *J. Hypertension*; 5:S423-S425, 1987.
102. Toska K, Eriksen M. "Respiration-synchronous fluctuations in stroke volume, heart rate and arterial pressure in humans". *J. Physiol.*; 472:501-512, 1993.
103. Saul JP, Berger RD, Chen MH, Cohen RJ. "Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation II. Respiratory Sinus Arrhythmia". *Am. J. Physiol.*; 256:H153-H161, 1989.
104. Hernández A, Mora F, Hernández M. I, Passariello G, Carrault G. "A methodology for measuring the chronotropic and inotropic effects during autonomic test". *Comp. Cardiol.*; 22:457-460, 1995.
105. Porta A, Baselli G, Turiel M, Crema C, Vecchia L. D, Lucini D, Caiani E, Malliani A, Pagani M, Cerutti S. "Evaluation of respiratory influences on left ventricular function by means of echocardiographic approach". *Comp. Cardiol.*; 24:403-406, 1997.
106. Colombo R, Massari F, Pitzalis M. V, Mastropasqua F, Minuco G, Rizzon P. "Spectral analysis of heart rate variability signal induced by noninvasive modulation of venous return". *Comp. Cardiol.*; 22:103-106, 1995.
107. Saul J, Albrecht P, Berger R, Cohen R. "Analysis of long term heart rate variability: methods, 1/f scaling and implications". *Comp. Cardiol.*; 14: 419-422, 1988.
108. Marsh DJ, Osborn JL, Cowley AW. "1/f fluctuations in arterial pressure and regulation of renal blood flow in dogs". *Am. J. Physiol.*; 258(Renal Fluid Electrolyte Physiol. 27):F1394-F1400, 1990.
109. Lipsitz LA, Mietus J, Moody GB, Goldberger AL. "Spectral characteristics of heart rate variability before and during postural tilt. Relations to aging and risk of syncope". *Circulation*; 81:1803-10, 1990.
110. Bigger J, Steinman R, Rolnitzky L, Fleiss J, Albrecht P, Cohen R. "Power law behavior of RR-internal variability in healthy middle aged persons, patients with recent acute myocardial infarction, and patients with heart transplants". *Circulation*; 93:2142-2151, 1996.
111. Lombardi F, Sandrone G, Mortara A, Torzillo D, La Rovere MT. "Linear and nonlinear dynamics of heart rate variability after acute myocardial infarction with normal and reduced left ventricular ejection fraction". *Am. J. Cardiol.*; 77:1283-1288, 1996.
112. Mainardi LT, Yli-Hankala A, Korhonen I, Signorini MG, Bianchi AM, Takala J, Nieminen K, Cerutti S. "Monitoring the autonomic nervous system in the ICU through cardiovascular variability signals". *IEEE Eng. Med. Biol.*; 16:64-75, 1997.
113. Butler G, Yamamoto Y, Hughson R. "Heart rate variability to monitor autonomic nervous system activity during orthostatic stress". *J. Clin. Pharmacol.*; 34: 558-562, 1994.
114. Oida E, Miritani T, Yamori Y. "Tone-entropy analysis on cardiac recovery after dynamic exercise". *J. Appl. Physiol.*; 82:1794-1801, 1997.
115. Sosnowski M, Czyz Z, Petelenz T, Slominska-Petelenz T, Gaik E, Leski J. "Repeat Return Map Distinguishes Patients in the Chronic Phase after Myocardial Infarction with Different Risk for Future Cardiac Events". *Comp. Cardiol.*; 22:285-288, 1995.
116. Tulppo MP, Mäkikallio TH, Takala TES, Seppänen, Huikuri HV. "Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise". *Am. J. Physiol.*; 271(Heart Circ. Physiol. 40):H244-H252, 1996.
117. Marciano F, Migaux M. L, Acanfora D, Furgi G, Rengo F. "Quantification of poicare maps for the evaluation of heart rate variability". *Comp. Cardiol.*; 21:577-580, 1994.

118. Toichi M, Sugiura T, Murai T, Sengoku A. "A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval". *J. Auton. Nervous System*; **62**:79-84, 1997.
119. Schechtman VL, Harper RK, Harper RM. "Development of heart rate dynamics during sleep-waking states in normal infants". *Pediatr. Res.*; **34**:618-623, 1993.
120. Azuaje F, Dubitzky W, Wu X, Lopes P, Black N, Adamson K, White JA. "A neural network approach to coronary heart disease risk assessment based on short-term measurement of RR intervals". *Comp. Cardiol.*; **24**:53-56, 1997.
121. Pincus SM, Gladstone IM, Ehrenkranz RA. "A regularity statistic for medical data analysis". *J. Clin. Monit.*; **7**:335-45, 1991.
122. Mansier P, Clairambault J, Charlotte N, Médigue C, Vermeiren C, LePape G, Carré F, Gounaropoulou A, Swynghedauw B. "Linear and non-linear analyses of heart rate variability: a minireview". *Cardiovasc. Res.*; **31**:371-379, 1996.
123. Frederiks J, Swenne C, TenVoorde B, Honzikova N, Levert J, Maan A, Schaliij M, Bruschke A. "Non-baroreflex mediated heart rate variability causes overestimation of baroreflex sensitivity". *Comp. Cardiol.*; **24**:199-206, 1997.
124. Steptoe A, Vogeles C, "Cardiac baroreflex during postural change assessed using non-invasive spontaneous sequence analysis in young men". *Cardiol. Res.*; **24**: 627-632, 1990.
125. Pickering, T, Gribbin, B, Strange Petersen, E, Cunningham, J, Sleight, P. "Effects of autonomic blockade on the baroreflex in man at rest and during exercise". *Circ. Res.*; **30**:177-185, 1972.
126. Ulman LG, Potter EK, McCloskey DI, Morris MJ. "Post-exercise depression of baroreflex slowing of the heart in humans". *Clin. Physiol.*; **17**: 299-309, 1997.
127. Hughson RL, Quintin L. "Spontaneous baroreflex by sequence and power spectral methods in humans". *Clin. Physiol.*; **13**:663-76, 1993.
128. Panerai RB, James MA, Potter JF, Fan L, Evans DH. "Baroreceptor sensitivity in human subjects: sequence or spectral analysis?". *Comp. Cardiol.*; **22**:305-308, 1995.

8. APENDICE: TRABAJOS PUBLICADOS

- 8.1. Carrasco Sosa, S., Jiménez Alaníz, J.R., González Camarena, R., Román Ramos, R., Medina Bañuelos, V., Azpiroz Leehan, J. Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. *Rev. Mex. Ing. Biomed.* 15 (2): 15-34, 1995.
- 8.2. Carrasco Sosa, S., González Camarena, R., Román Ramos, R., Medina Bañuelos, V., Azpiroz Leehan, J. Comparación entre parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardiaca obtenidos del intervalo R - R y del cardiograma. *Rev. Mex. Ing. Biomed.* 18(1):15-26, 1997.
- 8.3. Carrasco Sosa, S., González Camarena, R., Ramos Martínez, G., Román Ramos, R., Medina Bañuelos, V., Azpiroz Leehan, J., Martínez Campos, E. Comparación entre los parámetros de la variabilidad de la presión arterial obtenidos de las salidas numérica y analógica del Finapres. *Rev. Mex. Ing. Biomed.* 18 (4):5-20, 1997.
- 8.4. Carrasco, R. González, J. Jiménez, R. Román, V. Medina, J. Azpiroz. Comparison of the heart rate variability parameters obtained from the electrocardiogram and the blood pressure wave. *J. Med. Eng. & Tech.* 22 (5): 195-205, 1998.
- 8.5. Carrasco Sosa, S., González Camarena, R., Román Ramos, R., Medina Bañuelos, V., Azpiroz Leehan, J. Behavior of the heart rate variability parameters of normal subjects during a protocol of five maneuvers. Enviado a arbitraje a la revista: *Archivos del Instituto de Cardiología de México.*

COMPARACIÓN DEL DESEMPEÑO DE TRES TÉCNICAS DE ESTIMACIÓN ESPECTRAL PARA EL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Carrasco Sosa, S.; Jiménez Alaníz, J.R.; González Camarena, R.; Román Ramos, R.; Medina Bañuelos, V.; Azpiroz Leehan, J.

Area de Investigación Médica. Depto. Ciencias de la Salud, C.B.S.
Area de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas.
Depto. de Ingeniería Eléctrica, C.B.I.
Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa.

Resumen: Técnicas lineales de estimación espectral son usadas ampliamente para el estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC). Los cientos de estudios en este campo utilizan indistintamente a la transformada discreta de Fourier, el periodograma y modelos autorregresivos. El espectro de potencia de la VFC es considerada una herramienta no invasiva para monitorizar el control autonómico del corazón, tanto de sujetos normales como de enfermos. Los índices espectrales con significado funcional son los componentes situados en banda de baja frecuencia, en la de alta y la relación de los componentes en la baja/alta, normalizadas en relación a la potencia espectral total. No existe un acuerdo general para la selección del rango de frecuencias que se utilizan para el cálculo de la potencia de los componentes de la banda de baja frecuencia y de la potencia espectral total.

Se propuso como objetivo la comparación de los índices espectrales obtenidos a partir de la transformada discreta de Fourier, el periodograma promediado y un modelo autorregresivo, con dos formas diferentes de normalización, rango estrecho y rango amplio.

Se formó un sistema para llevar a cabo el registro, la adquisición y el procesamiento de la VFC; basado en instrumentación analógica, una PC, una tarjeta de adquisición y programación desarrollada en base al MATLAB.

Se compararon los índices espectrales calculados por tres diferentes técnicas de estimación, en dos rangos de normalización, de 60 archivos obtenidos de 10 sujetos sanos, sometidos a 6 maniobras experimentales: acostado, parado, respiración controlada, ejercicio en bicicleta, recuperación y ejercicio con pesas.

Los resultados indicaron que los índices espectrales obtenidos por las tres técnicas solo fueron estadísticamente diferentes para el ejercicio en bicicleta en el rango amplio y que existen diferencias estadísticamente significativas entre los estimadores espectrales por los rangos de normalización amplio y estrecho, por las tres técnicas y para todas las condiciones. Sólo el periodograma redujo considerablemente los componentes de muy baja frecuencia. La ampliación del rango de frecuencias hasta 1.0 Hz. permitió considerar la influencia respiratoria sobre la VFC, sobre todo en el ejercicio en bicicleta.

Los resultados de este estudio demuestran que es crucial el procedimiento de normalización para poder hacer comparaciones entre diferentes técnicas de estimación y que es preferible la selección del rango estrecho, donde los estimadores espectrales dados por las tres técnicas resultaron semejantes y con mejores coeficientes de correlación para todas las condiciones experimentales empleadas. Se sugiere la ampliación del rango de análisis de la VFC hasta 1.0 Hz. cuando el protocolo incluya el ejercicio en bicicleta.

Introducción

Desde hace una década la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) de seres humanos y animales de experimentación, ha sido y es motivo de estudio intensivo en varias áreas del conocimiento biológico (1) como son: la fisiología, la farmacología y la clínica. Tal interés se debe a su potencialidad de poder ser una herramienta no invasiva confiable, y de

valoración cualitativa-cuantitativa, por un lado de la actividad de las dos divisiones del sistema nervioso autónomo y por otro de la función y el control del sistema cardiovascular, en una escala de tiempo de segundos a minutos (2,3,4,5)

En la cardiología (6) es donde se ha producido la mayor parte de los trabajos sobre la VFC y es donde se le ha encontrado utilidad práctica, así se le considera un buen predictor de mortalidad de enfermos cardiovasculares, una vez que se ajusta a otros factores de riesgo (7).

Es ampliamente aceptada la existencia de dos principales picos o componentes en el espectro de la VFC (4,8,9), unos situados por debajo de 0.15 Hz denominados componentes de la banda de baja frecuencia y otros entre 0.15 a 0.5 Hz, llamados componentes de la banda de alta frecuencia. A los primeros se les ha relacionado con la regulación de la temperatura corporal y con las características intrínsecas del sistema de control de la presión arterial. Se considera que los componentes de esta banda están mediados tanto por la actividad vagal como por la simpática (4,10), ya que aumentan su amplitud en respuesta a maniobras de inclinación, estrés mental, ejercicio físico e hipotensión moderada (11,12). Además desaparecen por bloqueo farmacológico de ambas divisiones del sistema nervioso autónomo (13).

El componente de alta frecuencia, centrado en la frecuencia respiratoria, refleja en la VFC las fluctuaciones asociadas a la respiración (arritmia respiratoria), como resultado del control vagal mediado centralmente (13,14,15). Este componente aumentó en humanos por maniobras como respiración controlada, estimulación fría de la cara y estimulación rotacional, condiciones en las cuales se conoce que hay un aumento en la actividad vagal. Sólo el bloqueo farmacológico parasimpático disminuye la amplitud del componente de la banda de alta frecuencia (13).

El balance simpático-vagal parece ser que refleja con precisión la distribución fraccional de la potencia a lo largo de la frecuencia. Este balance puede ser valorado por la relación entre las potencias de los componentes de baja y alta frecuencia (11).

Se han aplicado varias técnicas lineales para estimar el espectro de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, englobadas en dos tipos, las paramétricas y las no paramétricas. La escuela italiana (11,16,17,18) ha empleado métodos paramétricos autorregresivos para el análisis espectral de las series de tiempo de la frecuencia cardíaca, mientras que la escuela americana (7,19,20) hace uso de técnicas no paramétricas como la transformada discreta de Fourier o el periodograma promediado (21).

La potencia de los componentes de baja y alta frecuencia pueden ser expresados en unidades absolutas o en forma normalizada. No todos los estudios sobre la VFC normalizan (7,22,23) y de aquellos que si lo hacen, unos seleccionan para los componentes de baja frecuencia el rango estrecho de 0.03 a 0.15 Hz (24,25,26) y otros el rango amplio de 0.0 a 0.15 Hz (27,28,29).

Dada la problemática existente, en cuanto a la técnica espectral a utilizar y al rango de frecuencias que se seleccionan, para el cálculo de la potencia de los componentes de la banda de baja frecuencia y la potencia espectral total, se propuso como objetivo del presente trabajo hacer una comparación de los estimadores espectrales (componentes de la banda de baja frecuencia, componentes de la banda de alta frecuencia y su relación), calculados en dos rangos de frecuencia (amplio y estrecho), por tres técnicas espectrales (transformada discreta de Fourier, periodograma promediado y modelo autorregresivo) y en seis condiciones experimentales (acostado, respiración controlada, parado, ejercicio en bicicleta, recuperación y ejercicio con pesas).

Métodos

Sujetos. La muestra estudiada consistió de diez sujetos, 5 hombres y 5 mujeres, con las siguientes características:

-Nativos de la ciudad de México.

-Sanos. El estado de salud se valoró por historia clínica, electrocardiograma de reposo con el empleo del electrocardiógrafo Pagewriter XLE de Hewlett Packard y espirometría con la utilización del espirómetro Stead Wells de Collins, ambos procedimientos obtenidos por técnicas convencionales (30).

-No fumadores.

-Sedentarios; sin actividad física rutinaria o menor a una hora por semana.

-Jóvenes; edad 22.3 ± 2.0 años.

-Porcentaje de grasa corporal dentro de límites normales; 21 ± 2.5 % valorada por el método de bioimpedancia corporal (31) por medio del impedancímetro 101A-RJL.

-Medidas antropométricas similares a la de la población general de acuerdo a la edad y sexo; peso 62.3 ± 5.7 Kg., estatura 165 ± 8 cm.

Los sujetos fueron reclutados por invitación y se les informó de los riesgos y beneficios del estudio, los que aceptaron firmaron por escrito su consentimiento como voluntarios de acuerdo a la declaración de Helsinki, que norma la experimentación en seres humanos.

Las condiciones ambientales imperantes en el laboratorio fueron: presión barométrica de 592.0 ± 2.3 mmHg, temperatura ambiental de 27.2 ± 1.5 ° y humedad relativa de 58.0 ± 6 %. Los estudios se llevaron a cabo en las mañanas entre las 9:00 y 13:00 horas, con los sujetos en ayuno relativo.

Protocolo. A cada uno de los sujetos se les aplicaron las siguientes maniobras:

-Acostado; el sujeto situado en decúbito dorsal y lo más relajado posible.

-Respiración controlada; en la posición de acostado, el sujeto mantuvo constante la frecuencia respiratoria a 12 por minuto (0.2 Hz.), mediante el ritmo marcado por un metrónomo electrónico.

-Parado; con el sujeto lo más quieto posible.

-Ejercicio en bicicleta; se administró una sola carga de trabajo de 80 watts por medio de un ergómetro de bicicleta Monark 818.

-Recuperación; etapa inmediata a la terminación del ejercicio en bicicleta, con el sujeto sentado sobre el ergómetro.

-Ejercicio con pesas; el sujeto sostuvo con sus miembros inferiores un peso equivalente al 25% del máximo que pudo levantar.

Las maniobras se administraron al sujeto en forma consecutiva, siempre en el mismo orden. Cada una tuvo una duración de 4.3 minutos. El cambio de una maniobra a otra tomó 1 minuto. En cada etapa se registraron y adquirieron las señales cardiorrespiratorias. El procesamiento se hizo fuera de línea al término de cada estudio.

Registro de las señales. La señal de electrocardiograma se obtuvo a partir de electrodos flotantes colocados en el tórax en posición CM5 y con el empleo del monitor 78330A Hewlett Packard. La señal de salida del anterior instrumento se pasó a través de un filtro analógico pasabanda con un factor de amortiguamiento de -40 db/década, para evitar las oscilaciones de la línea de base que puedan afectar el cómputo posterior de la frecuencia. La amplitud respiratoria se determinó con el neumógrafo TR-701T Nihon Kohden, colocado en la parte inferior del tórax y con los módulos de acoplamiento AR-650H y el amplificador AA601H ambos Nihon Kohden. La señal de salida del monitor se introdujo al computador de frecuencias 8812A Hewlett Packard, el cual

da un voltaje de salida proporcional al periodo R-R y por lo tanto a la frecuencia cardiaca. Pomeranz y Cols. (10), Simpson y Cols (32) utilizaron la señal analógica de la frecuencia cardiaca como señal primaria para el análisis de la variabilidad de la VFC.

Las señales fisiológicas antes mencionadas se registraron en línea, para su inspección visual, en un polígrafo térmico de cuatro canales 7754A Hewlett Packard, para permitir la toma de decisiones rápidas sobre la calidad de las señales. El computador de frecuencias genera, en forma muy precisa y exacta, tres niveles de DC correspondientes a frecuencias conocidas, lo que permitió su calibración. No se hicieron intentos para calibrar la señal de amplitud respiratoria, dado que el interés está centrado solo sobre su frecuencia. En la figura 1 se ilustra el arreglo de la instrumentación que se utilizó, así como de dos registros típicos de las señales de frecuencia cardiaca y amplitud respiratoria en el tiempo.

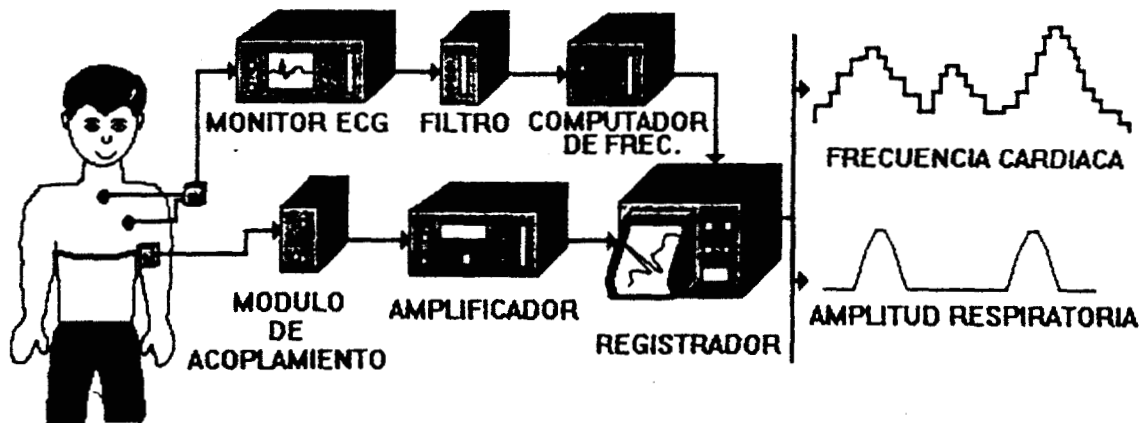


FIG. 1. Arreglo de la instrumentación para el registro de la frecuencia cardiaca y amplitud respiratoria.

Adquisición de las señales. Previa a la adquisición, las dos señales fisiológicas se hicieron pasar a través de filtros analógicos pasa-bajas tipo Butterworth con una frecuencia de corte de 2.0 Hz y una ganancia de -40 dB/década. Este filtrado se realizó con el objeto de evitar la superposición de frecuencias no deseadas en el espectro de la señal. Para la adquisición de las señales se utilizó un convertidor analógico-digital de 12 bits de resolución PCLab-812, y una computadora personal Pentium (fig. 2). Se implementó un programa de adquisición en lenguaje "C" que reunió las siguientes características:

- Requiere del usuario el número de datos, la frecuencia de muestreo y el número de canales;
- Verifica que los valores se encuentren dentro del rango de diseño del convertidor;
- Inicializa la frecuencia de muestreo, el contador de datos, calcula el número total de éstos y pone el índice de canal en cero;
- La adquisición se basó en una rutina de interrupciones que almacena en memoria cada dato adquirido y actualiza el número de canal;
- Utiliza un programa para acceder al área de memoria alta para simular una memoria expandida;
- Los datos se almacenaron en disco como enteros (para reducir el espacio de almacenamiento).

Para cada etapa del protocolo las señales fueron adquiridas a una frecuencia de muestreo de 2 Hz por canal durante 4.3 minutos para completar 512 puntos.

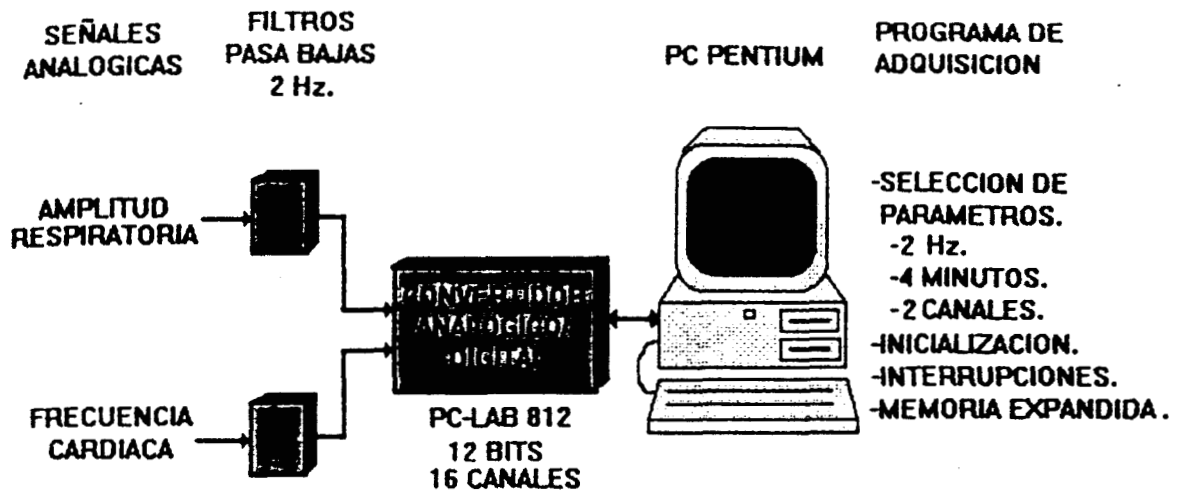


FIG. 2. Componentes y características del sistema de adquisición.

Procesamiento de las señales adquiridas. Se consideró para el procesamiento los lineamientos generales propuestos por Jaffe y Cols. (33), con la suposición de que la señal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca es estacionaria y ergódica, para tal fin se utilizó un programa en MATLAB, modificado a partir de uno previamente reportado (34) que realizó las siguientes funciones en forma consecutiva:

-Lectura de archivos de frecuencia cardíaca y amplitud respiratoria. Mediante las funciones FOPEN, FSCANF Y FCLOSE, se abre, lee y cierra, el archivo de datos, respectivamente. Para la operación anterior se proporcionó la opción punto flotante y la función regresó el número de datos leídos.

-Calibración de archivos de frecuencia cardíaca. Ajustó una función de regresión lineal entre valores conocidos de frecuencia cardíaca y sus respectivos archivos de datos (proporcionados por el computador de frecuencias), para la conversión de puntos de adquisición a latidos/minuto.

-Supresión de nivel y tendencia lineal de los datos de frecuencia cardíaca y amplitud respiratoria. Aplicó la función DETREND para hacer que las variaciones se sitúen por arriba y por debajo de cero.

-Análisis en la frecuencia. Se implementaron tres métodos para obtener la potencia espectral de los datos de frecuencia cardíaca y amplitud respiratoria (fig. 3):

-Transformada discreta de Fourier (TDF). Esta técnica es la herramienta primaria en el campo del procesamiento digital de señales. En su forma más simple e intuitiva, la TDF esta dada por la expresión algebraica (35):

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-jkn2\pi/N}$$

Cuando la transformación de la secuencia de N muestras es descompuesta en un número de transformadas de secuencias más cortas, se minimiza el tiempo de ejecución de la TDF, procedimiento conocido como la transformada rápida de Fourier. Esta es computada por el MATLAB por la función FFT para la secuencia de datos x, situados equidistantemente y su versión transformada X, a partir de la relación:

$$X(k) = \sum_{j=1}^N x(j) \omega_N^{(j-1)(k-1)}$$

donde:

$$\omega_N = e^{-2\pi i/N}$$

La función FFT tiene como argumentos los datos en el tiempo equidistantemente espaciados y su longitud. La función regresó la magnitud y la fase de la secuencia transformada. La potencia se calculó como el cuadrado de la magnitud. Previa a la transformación se aplicó una ventana de Blackman para evitar el fenómeno de Gibbs o fuga espectral que se produce al truncar los datos.

-Periodograma promediado. Esta técnica propuesta por Welch (36) esta basada en el computo múltiple y promediación de la transformada rápida de Fourier de segmentos de datos superpuestos. En forma breve, para cada segmento de longitud L se selecciona una ventana $W(j)$, $j=0, \dots, L-1$, y se forma la secuencia $X_1(j)W(j), \dots, X_k(j)W(j)$. Se tomó la TDF $A_1(n), \dots, A_k(n)$ de estas secuencias:

$$A_k(n) = 1/L \sum_{j=0}^{L-1} X_k(j)W(j) e^{-2Kijn/L}$$

Luego se obtienen los K periodogramas por:

$$I_k(f_n) = L/U |A_k(n)|^2 \quad k=1,2,\dots,K.$$

donde:

$$f_n = n/L \quad n=0,\dots,L/2.$$

y

$$U = 1/L \sum_{j=0}^{L-1} W^2(j)$$

La estimación espectral se realiza a partir del promedio de estos periodogramas:

$$P(f_n) = 1/K \sum_{k=1}^K I_k(f_n)$$

Para su cómputo se utilizó la función PSD, cuyos argumentos son la ventana, el número de segmentos a promediar (nfft) y el traslape (overlap) entre las ventanas. Se seleccionaron, una ventana HANNING de 96 datos, nfft de 128 y un overlap de 51. La segmentación aplicada se hizo en base al compromiso que existe entre la resolución en frecuencia y la consistencia de la estimación (37).

-Modelo autorregresivo (AR). El enfoque autorregresivo es seguramente un método moderno para obtener el análisis espectral, derivado de una clase de modelos predictivos, los ARMA. En el modelo AR cada muestra $y(t)$ de la serie de tiempo es descrita como una combinación lineal de muestras previas más un término de error el cual es independiente de las muestras pasadas.

La VFC es una señal intrínsecamente pseudoaleatoria y puede ser considerada como un proceso estocástico discreto, que es la salida ($y(t)$) de un sistema lineal invariante en el tiempo, manejado por ruido blanco ($e(t)$), que constituye el componente aleatorio del modelo, el cual es totalmente caracterizado por una media igual a cero y una varianza S^2 :

$$e(t) \rightarrow H(z) \rightarrow Y(t)$$

donde $H(z)$ es la función de transferencia en el dominio z .

La modelización AR con una estructura simple entrada/salida, como la mostrada anteriormente, está dada por la ecuación de diferencias de predicción lineal, de acuerdo con Baselli y Cols (38):

$$y(t) = - \sum_{k=1}^p a_k y(t-k) + e(t)$$

donde:

$y(t)$ son las muestras en el tiempo de la señal modelada.

$e(t)$ son los residuos, el error de la secuencia, o ruido blanco de entrada.

p es el orden del modelo.

a_k son los coeficientes o parámetros del modelo autorregresivo

La relación entre la función de transferencia con los coeficientes de identificación del modelo esta dada por:

$$H(z) = y(z)/e(z) = 1 / (1 - \sum_{k=1}^p a_k z^{-k})$$

Se empleó la función AR para el cálculo de los coeficientes del modelo, la cual tiene como argumentos el orden del modelo y el tipo de método. Se seleccionó el método de Burg por las ventajas que tiene este sobre otros similares (39). El orden del modelo se calculó para cada archivo por un procedimiento que selecciona aquel que minimiza la figura de mérito, el criterio de información de Akaike. En la mayor parte de los archivos el orden se situó entre 10 y 20.

El algoritmo para estimar Potencia de la Densidad Espectral ($P_y(f)$) a partir del modelo auto regresivo fue:

$$P_y(f) = S^2 \Delta t / |1 - \sum_{k=1}^p a_k e^{-j2\pi f k}|^2$$

donde Δt es el periodo de muestreo y S^2 es la varianza del ruido blanco,

por medio de la función TH2FF en formato theta. El espectro resultante satisfizo el criterio de máxima entropía (39).

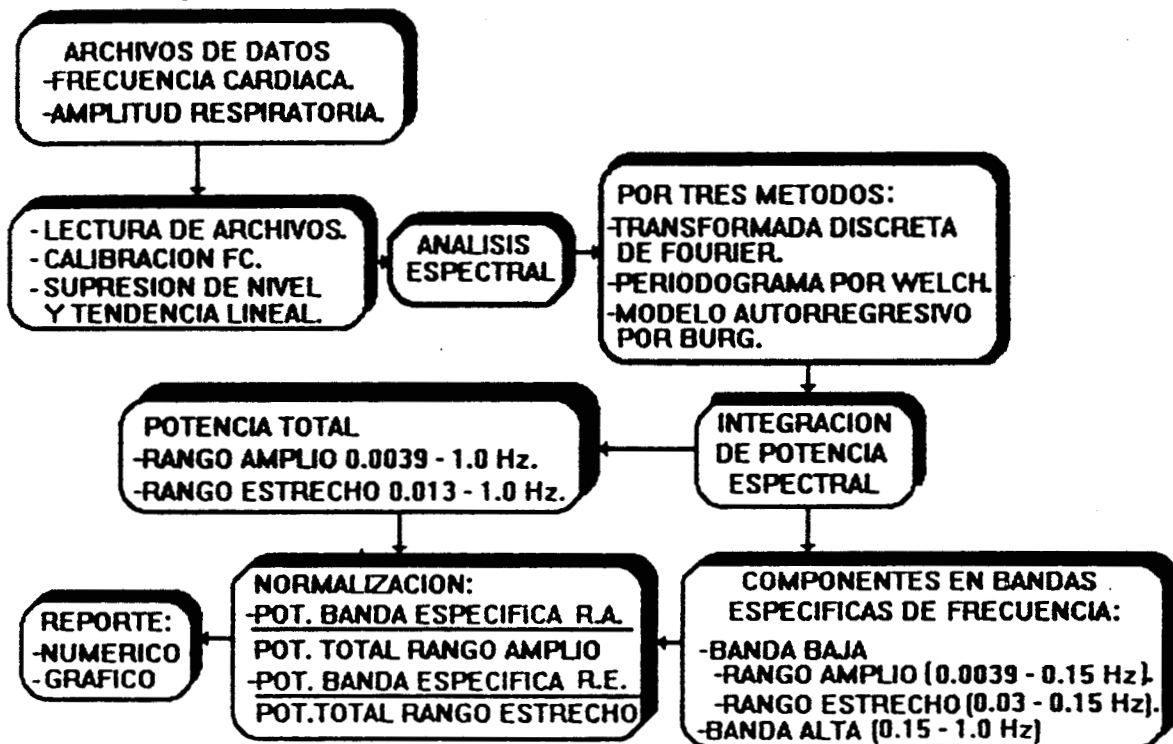


FIG. 3. Esquema a bloques del algoritmo de procesamiento.

-Cálculo de los estimadores. Para los tres métodos de estimación antes descritos se computó:

-La integral de la potencia espectral total. Se usó la función TRAPZ para integrar la potencia espectral de los componentes en dos rangos de frecuencias: rango amplio de 0.0039 a 1.0 Hz y rango estrecho de 0.0313 a 0.1 Hz.

-La integral en bandas específicas de frecuencia. Se usó la misma función anterior para integrar los valores de potencia espectral en los siguientes rangos de frecuencia ampliamente utilizados; componente de la banda baja amplia de 0.0039 a 0.1484 Hz., componentes en la banda baja estrecha de 0.0313 a 0.1484 Hz y componentes de la banda alta de 0.15 a 1.0 Hz.

-La potencia normalizada por banda; como la relación entre la potencia de los componentes de la banda específica/potencia total, en los dos rangos antes mencionados.

-La relación entre la potencia de los componentes de la banda baja sobre la alta, en los rangos amplio y estrecho.

Reporte. Para cada uno de los métodos de estimación espectral y para cada condición, el algoritmo reportó en forma numérica y por barras: la potencia normalizada de las bandas de baja, alta y su relación, en los rangos amplio y estrecho, así como las gráficas de los espectros.

Análisis estadístico. Se obtuvieron los promedios y las desviaciones estándares de tres estimadores espectrales: banda de baja frecuencia, de alta frecuencia y la relación baja/alta. Para cada forma de normalizar, en cada una de las condiciones experimentales del protocolo y para cada técnica de estimación espectral. Se aplicó análisis de varianza de doble vía (por método y rango) para cada condición. Se realizaron comparaciones múltiples entre las medias por el procedimiento de Tukey y técnicas de correlación lineal entre los métodos de estimación. Se consideró la existencia de diferencias estadísticamente significativas para $p < 0.05$.

Resultados

En la tabla 1, se muestran los promedios y las desviaciones estándares para los estimadores: componentes de la banda baja, alta y su relación, en el rango amplio; componentes de la banda baja, alta y su relación, en el rango estrecho, para cada uno de las técnicas empleadas, y para cada condición del estudio. Por inspección de los datos se puede observar que en general:

- En el rango amplio, los promedios de los componentes de la banda baja por Fourier y Burg son muy semejantes y por Welch son ligeramente menores para todas las condiciones; excepto en parado y ejercicio en bicicleta, en las cuales los promedios de Burg son ligeramente menores a los Fourier. Los promedios de los componentes de la banda alta tienen un comportamiento inverso al anterior, son semejantes por Fourier y Burg, pero por Welch son ligeramente mayores, en todas las condiciones, excepto en la de parado y ejercicio en bicicleta, donde los promedios por Burg tienden a ser ligeramente mayores a los de Fourier. Los promedios para la relación baja / alta son parecidos por Fourier y Burg y son menores por Welch, para todas las condiciones, excepto en ejercicio en bicicleta y con pesas donde los promedios dados por Burg son ligeramente menores que los de Fourier.

- En el rango estrecho, los promedios de los componentes de la banda baja por las tres técnicas son muy semejantes en todas las condiciones, excepto en ejercicio en bicicleta donde el promedio por Welch es ligeramente menor. Los promedios de los componentes de la banda alta son semejantes para todas las condiciones, excepto en el ejercicio en bicicleta, donde el promedio dado por Welch es ligeramente inferior a los otros dos. Los promedios de la relación siguen el comportamiento antes descrito para los otros dos estimadores, son semejantes para todas las

condiciones, excepto para ejercicio en bicicleta, donde la relación dada por Welch es ligeramente menor.

ESTIMADOR	TECNICA	A	RC	P	EB	R	EP
BAJA	FOURIER	58.3±15.0	21.2±10.2	85.1±2.7	87.9±3.5	86.8±5.9	80.8±10.6
	BURG	57.3±14.7	19.3±11.3	82.9±4.5	84.9±5.3	85.1±7.8	78.2±11.8
	WELCH	53.4±14.9	14.4±9.1	79.8±7.9	72.8±9.4	81.3±10.1	71.8±17.1
BAJA I	FOURIER	48.1±15.2	10.4±4.9	76.8±10.2	62.9±11.4	80.1±10.7	66.8±21.8
	BURG	48.3±15.6	10.6±6.6	75.7±10.0	61.7±12.9	77.8±11.3	67.7±17.5
	WELCH	47.6±15.3	9.9±5.7	75.2±10.8	55.5±15.3	75.5±13.0	65.4±19.5
ALTA	FOURIER	41.7±15.1	78.8±10.2	15.0±2.7	12.1±3.5	13.2±5.9	19.2±10.6
	BURG	42.7±14.7	80.7±11.3	17.1±4.5	15.1±5.3	14.9±7.8	21.8±11.8
	WELCH	46.6±14.9	85.6±9.1	20.2±7.9	27.2±9.4	18.7±10.1	28.2±17.1
ALTA I	FOURIER	51.9±15.2	89.6±4.9	23.2±10.2	37.1±11.4	19.9±10.1	33.2±21.8
	BURG	51.7±15.6	89.4±6.6	24.3±10.0	38.3±12.9	22.3±11.3	32.3±17.5
	WELCH	52.4±15.3	90.1±5.7	25.2±11.2	44.5±15.3	24.5±13.0	34.7±19.5
RELACION	FOURIER	1.79±1.26	0.29±0.17	5.89±1.25	7.92±2.61	7.94±3.60	6.54±5.25
	BURG	1.71±1.23	0.26±0.20	5.23±1.65	6.37±2.44	7.14±3.31	5.25±3.95
	WELCH	1.43±1.01	0.18±0.15	4.64±2.11	3.05±1.61	5.72±2.99	3.97±3.15
RELACION I	FOURIER	1.10±0.67	0.12±0.06	3.94±1.71	1.92±0.84	5.40±2.97	3.41±2.93
	BURG	1.15±0.82	0.12±0.09	3.78±1.90	1.98±1.27	4.61±2.56	3.18±2.53
	WELCH	1.09±0.73	0.12±0.08	3.68±1.96	1.60±1.19	4.22±2.46	2.95±2.40

N = 10

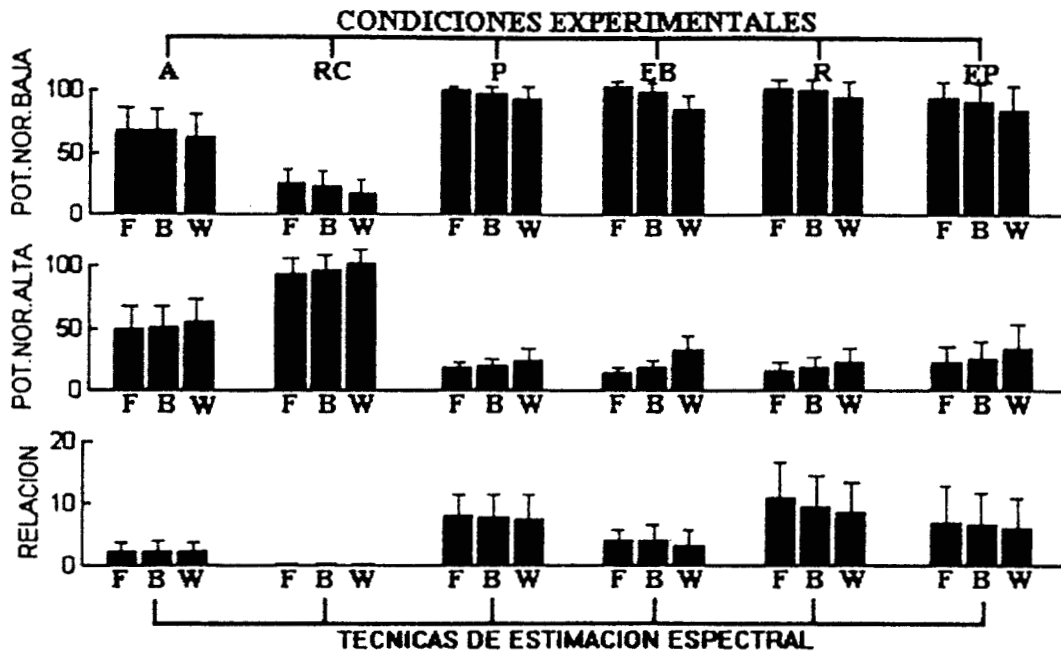
Donde: A=Acostado, R.C.=Respiración controlada, P=Parado,
E.B.=Ejercicio-bicicleta, R=Recuperación, E.P.=Ejercicio-pesas

TABLA 1. Promedios y desviaciones estándares de los estimadores por las tres técnicas, en los dos rangos de normalización y para las condiciones experimentales del protocolo.

Los resultados de los promedios de los estimadores espectrales pueden ser visualizados de una mejor manera en la figura 4, donde se exhibe una representación por barras de los promedios con sus desviaciones, en el rango amplio, para cada uno de las técnicas empleadas y para las seis condiciones del estudio. Sólo para la condición de ejercicio en bicicleta los promedios de los componentes de la banda baja y alta presentan diferencias. En la anterior condición, el promedio de los componentes de la banda baja por Welch es ligeramente menor a los otros dos. En la banda alta el promedio por Welch es ligeramente mayor.

La representación por barras de los los promedios y sus desviaciones de los estimadores por las tres técnicas y para las seis condiciones, en el rango estrecho de normalización, se muestran en la figura 5. Los promedios de los componentes de la banda baja son muy semejantes en todas las condiciones, excepto en el ejercicio en bicicleta donde el promedio por Welch es ligeramente menor. En los componentes de la banda alta sucede el mismo fenómeno, el promedio por Welch

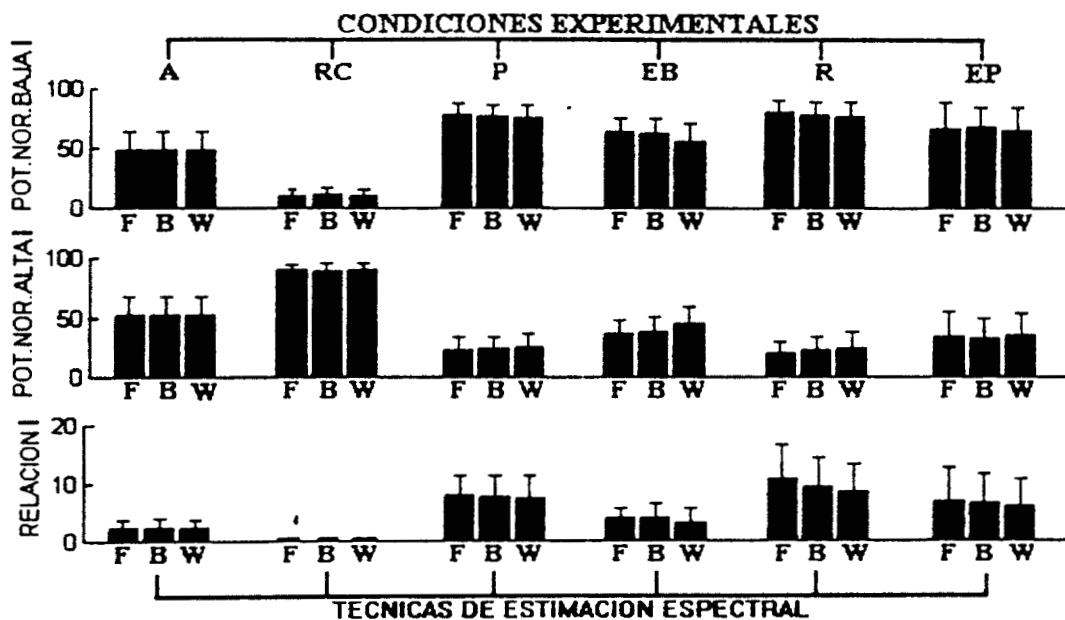
tiende a ser ligeramente mayor que las otras dos técnicas. Los promedios de la relación no muestran diferencias apreciables para las seis condiciones.



CONDICIONES EXPERIMENTALES : A-ACOSTADO, RC-RESPIRACION CONTROLADA, P-PARADO, EB-EJERCICIO BICICLETA, R-REPOSO, EP-EJERCICIO PESAS.

TECNICAS: F-FOURIER, B-BURG, W-WELCH.

FIG. 4 Representación por barras de los promedios y las desviaciones de los estimadores en el rango amplio, por las tres técnicas y para las condiciones experimentales del protocolo.



CONDICIONES EXPERIMENTALES : A-ACOSTADO, RC-RESPIRACION CONTROLADA, P-PARADO, EB-EJERCICIO BICICLETA, R-REPOSO, EP-EJERCICIO PESAS.

TECNICAS: F-FOURIER, B-BURG, W-WELCH.

FIG. 5 Representación por barras de los promedios y las desviaciones de los estimadores en el rango estrecho, por las tres técnicas y para las condiciones experimentales del protocolo.

La comparación por análisis de varianza entre las técnicas, evaluadas en el rango estrecho, situación que se muestra en la tabla 2 donde se reporta el estadístico F, con su respectiva probabilidad, no mostró diferencias estadísticamente significativas para los tres estimadores, en las seis condiciones. La comparación estadística de los estimadores proporcionados por las tres técnicas, en el rango amplio, sólo mostró diferencias estadísticamente significativas para la condición ejercicio en bicicleta (tabla 2). La comparación entre las tres medias por el procedimiento de Tukey en ejercicio en bicicleta, mostró que el promedio de los componentes de la banda baja por Welch fue estadísticamente menor, el promedio de la banda alta por esta misma técnica fue estadísticamente mayor; y su relación resultó estadísticamente menor, en comparación a los otros dos técnicas.

RANGO	ESTIMADORES	A	RC	P	EB	R	EP
AMPLIO	Baja	0.30	1.18	2.32	14.90	1.24	1.20
		0.745	0.322	0.117	0.001	0.305	0.316
	Alta	0.30	1.18	2.32	14.90	1.24	1.20
		0.743	0.322	0.117	0.001	0.305	0.316
	Relación	0.27	0.98	1.33	12.16	1.15	0.93
		0.769	0.387	0.282	0.001	0.331	0.407
ESTRECHO	Baja	0.01	0.04	0.06	0.89	0.39	0.04
		0.994	0.958	0.938	0.423	0.684	0.965
	Alta	0.01	0.04	0.09	0.89	0.39	0.04
		0.994	0.958	0.911	0.422	0.684	0.965
	Relación	0.02	0.04	0.05	0.33	0.47	0.07
		0.981	0.964	0.953	0.718	0.631	0.928

donde: A=Acostado, R.C.= Respiración controlada, P=Parado,
E.B.=Ejercicio-bicicleta, R=Recuperación, E.P.=Ejercicio-pesas.

Diferencias estadísticamente significativas para $p < 0.05$.

TABLA 2. Estadísticos F y sus probabilidades, resultados del análisis de varianza por técnica y rango, para las condiciones experimentales del protocolo.

En la tabla 3, se presentan los promedios y desviaciones estándares de los estimadores espectrales resultantes de la reunión de los tres métodos de análisis para los dos rangos de normalización y para cada una de las seis condiciones. La comparación de los promedios entre los componente de las dos bandas por inspección muestra que estos son diferentes.

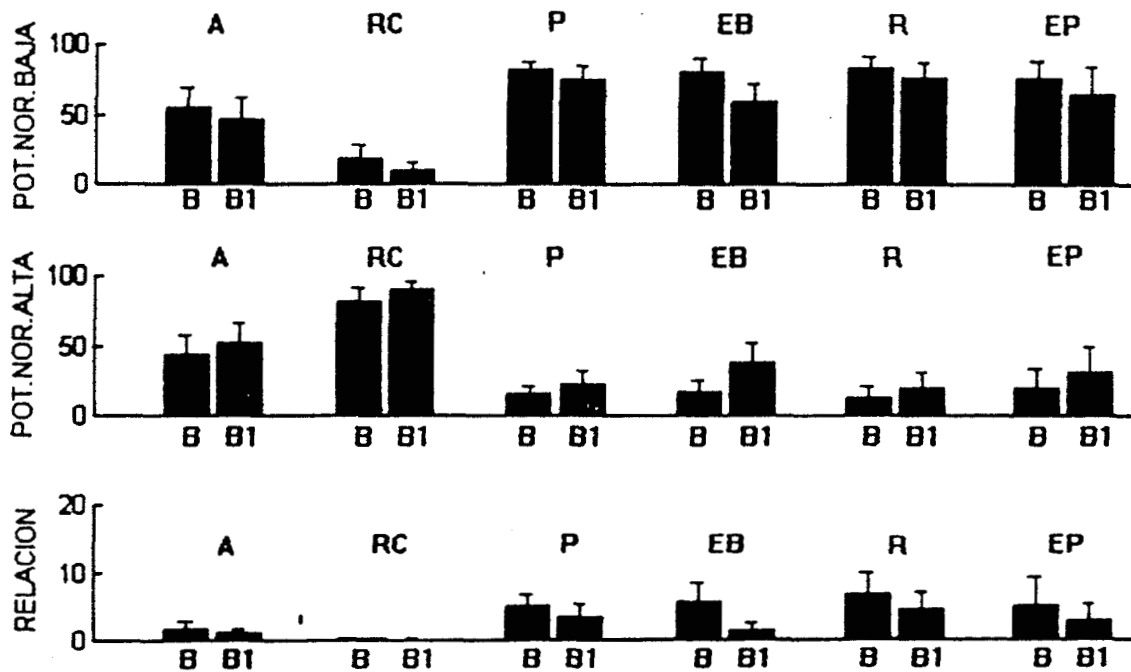
ESTIMADOR	RANGO	A	RC	P	EB	R	EP
BAJA	B	56.3 ± 14.5	18.3 ± 10.3	82.6 ± 5.7	81.9 ± 9.1	84.4 ± 8.2	76.9 ± 13.5
	B1	48.0 ± 14.8	10.3 ± 5.6	75.9 ± 10.0	60.0 ± 13.2	77.8 ± 11.4	66.6 ± 19.0
ALTA	B	43.6 ± 14.5	81.7 ± 10.3	17.4 ± 5.7	18.1 ± 9.1	15.6 ± 8.2	23.1 ± 13.5
	B1	52.0 ± 14.8	89.7 ± 5.6	24.2 ± 10.1	40.0 ± 13.2	22.2 ± 11.4	33.4 ± 19.0
RELACION	B	1.64 ± 1.14	0.25 ± 0.17	5.25 ± 1.73	5.78 ± 3.01	6.94 ± 3.32	5.26 ± 4.20
	B1	1.11 ± 0.72	0.12 ± 0.07	3.80 ± 1.80	1.83 ± 1.09	4.73 ± 2.63	3.18 ± 2.55

N=30

DONDE: B=Rango amplio, B1= Rango estrecho, A=Acostado, R.C.=Respiración controlada, P=Parado, E.B.=Ejercicio-bicicleta, R=Recuperación, E.P.=Ejercicio-pesas.

TABLA 3. Promedios y desviaciones estándares de los estimadores espectrales, agrupados por técnica de estimación, para los rangos de normalización y para las condiciones experimentales del protocolo.

En general, los promedios tanto de los componentes de la banda baja como los de la relación, en el rango estrecho, fueron menores que los del rango amplio; situación que se invirtió para los de la banda alta. El grado de diferencia de los promedios de los estimadores en los dos rangos y para cada condición del protocolo, puede ser más fácilmente discernible en la gráfica de barras que se presenta en la figura 6.



Donde: A=Acostado, R.C.=Recuperación controlada, E.B.=Ejercicio-bicicleta R=Recuperación, E.P.=Ejercicio-pesas. B=Rango amplio, B1= Rango estrecho.

FIG. 6 Representación por barras de los promedios y las desviaciones de los estimadores agrupados por rangos de normalización y para las condiciones experimentales del protocolo.

La comparación por análisis de varianza de los estimadores espectrales entre los rangos amplio y estrecho, mostró diferencias estadísticamente significativas para los tres estimadores en las seis condiciones, como puede observarse en la tabla 4, donde se presentan los valores del estadístico F resultantes con su respectiva probabilidad.

ESTIMADORES	A	RC	P	EB	R	EP
BAJA	4.57	13.85	9.74	65.30	6.44	5.62
	0.037	0.001	0.003	0.001	0.014	0.021
ALTA	4.58	13.85	9.93	65.29	6.44	5.62
	0.037	0.001	0.003	0.001	0.014	0.021
RELACION	4.37	13.11	9.91	73.74	8.08	5.25
	0.041	0.001	0.003	0.001	0.006	0.026

donde: A=Acostado. R.C.=Respiración controlada, P=Parado.

E.B.=Ejercicio-bicicleta, R=Recuperación, E.P.=Ejercicio-pesas.

Diferencias estadísticamente significativas para $P < 0.05$.

TABLA 4. Estadísticos F y sus probabilidades, resultados del análisis de varianza por rango de normalización, para las condiciones experimentales del protocolo.

La correlación entre los datos individuales de los estimadores espectrales proporcionados por las tres técnicas de análisis, para cada uno de los rangos de normalización, reunidos para todas las condiciones, fue en general muy buena, como puede visualizarse en la tabla 5, donde se presentan los coeficientes de correlación resultantes. En el rango amplio, la correlación entre Welch y Fourier fue la de más bajo valor para los tres estimadores. En el rango estrecho la correlación Welch y Burg resultó mejor, en relación con la del rango amplio, para los tres estimadores. La correlación entre Welch y Fourier mejoró ostensiblemente en el rango estrecho

ESTIMADOR		RANGO AMPLIO					
		BAJA TECNICA		ALTA TECNICA		REL. TECNICA	
		F	B	F	B	F	B
TECNICA	B	0.985	-	0.985	-	0.935	-
	W	0.952	0.975	0.952	0.975	0.815	0.92
ESTIMADOR		RANGO ESTRECHO					
		BAJA I TECNICA		ALTA I TECNICA		REL I TECNICA	
		F	B	F	B	F	B
TECNICA	B	0.980	-	0.980	-	0.944	-
	W	0.974	0.993	0.974	0.993	0.924	0.99

B = Modelo autorregresivo, W = Periodograma promediado y F = Transformada rápida de Fourier.

TABLA 5. Coeficientes de correlación entre las tres técnicas de estimación para los dos rangos de normalización.

Discusión

Los principales hallazgos del presente trabajo fueron:

1. La comparación de las potencias de los tres estimadores espectrales, computados por las tres técnicas, tanto en el rango amplio como en el estrecho, no mostraron diferencias estadísticamente significativas para cinco de las seis condiciones. Durante el ejercicio en bicicleta, los valores de los estimadores por las tres técnicas no mostraron diferencias estadísticamente significativas en el rango estrecho, mientras que en el rango amplio fueron semejantes solo los resultados por Fourier y Burg, ya que los dados por Welch fueron estadísticamente diferentes a las dos técnicas anteriores. De hecho, el periodograma en forma sistemática proporcionó valores menores de los componentes de la banda de baja frecuencia, en relación a las otras dos técnicas, por la minimización que hace de los componentes de muy baja frecuencia, fenómeno notorio en la condición de ejercicio en bicicleta, donde tales componentes fueron muy prominentes.
2. La comparación por rangos de normalización de la potencia de los tres estimadores fue estadísticamente diferente en las seis condiciones, independientemente de la técnica de estimación.
3. Las correlaciones entre las técnicas resultaron muy altas. Los coeficientes de correlación fueron ligeramente mayores para el rango estrecho en relación con el amplio. La correlación entre Welch-Fourier fue la que más aumentó en el rango estrecho.
4. La ampliación del límite superior del rango de normalización a 1.0 Hz permitió tomar en cuenta la influencia que ejerce la respiración sobre la VFC durante el ejercicio en bicicleta.

Las diversas técnicas lineales de estimación espectral tienen ventajas y desventajas (38,39), así:

- A pesar que la FFT es un procedimiento razonable, computacionalmente eficiente y fácil de implementar para estimar la potencia de la densidad espectral (PDE), tiene limitaciones inherentes: su pobre resolución en frecuencia y la fuga espectral (que oscurece y distorsiona el espectro, particularmente cuando se trata del análisis de segmentos cortos de datos).

- El Periodograma, al utilizar la promediación se vuelve un estimador de la potencia de la densidad espectral muy consistente, dado que la varianza de la potencia es reducida por un factor proporcional al número de segmentos de datos usados.(28) Esta característica lo convierte en un procedimiento más adecuado que la transformada discreta de Fourier, cuya varianza es igual a su valor medio.

- El modelo autorregresivo realiza un mayor suavizado espectral, por tanto la representación visual de sus espectros es más atractiva que los dados por las dos técnicas anteriores, además según Kay (39), el espectro tiene mejor resolución y consistencia estadística de los componentes en frecuencia menores de 0.02 Hz, ritmos presentes en la señal de la VFC y con significado fisiológico (11). A diferencia de las dos técnicas anteriores, que requieren a priori la selección del número y el rango en frecuencia de las bandas de interés, los autorregresivos automáticamente pueden calcular el número, la frecuencia, y la potencia de los componentes espectrales. Así mismo, todas estas técnicas asumen condiciones estacionarias que en forma estricta son muy difíciles de lograr en los sistemas biológicos. En este sentido los autorregresivos hacen una estimación espectral más eficiente dado que utilizan segmentos cortos de datos, en los cuales es más probable encontrar estados estacionarios.

El procedimiento de normalización ha sido crucial en la interpretación de los datos.(9), dado que si existen, como es el caso de la VFC, grandes variaciones en la potencia de los componentes entre los individuos, el uso de las unidades normalizadas facilita la comparación entre diferentes sujetos o entre diferentes condiciones.

En base a los conocimientos anteriores y a pesar de ellos, no existe un acuerdo general entre los autores acerca de que técnica es la más recomendable para realizar el análisis espectral de la VFC y cual es el rango de frecuencia óptimo para normalizar. Así, a partir de la revisión bibliográfica de estudios sobre la VFC realizada por Brown y Cols. (21), se encontró que de los diez trabajos más citados en la literatura, ocho utilizan la Transformada Discreta de Fourier y dos técnicas autorregresivas, ocho no normalizan y dos normalizan, uno en el rango estrecho (11) y otro en el rango amplio (40). De otros trabajos que utilizan el periodograma promediado, Baselli y Cols. (17) y Binkley y Cols. (28) normalizan en el rango amplio y Patwardhan y Cols. (26) lo hacen en el rango estrecho.

Existen escasas publicaciones que han comparado el desempeño de las técnicas de estimación espectral entre sí. De hecho sólo Rong y Cols. (41) lo hicieron de manera formal. Este autor realizó la comparación de los índices espectrales, expresados en valores absolutos, calculados por el periodograma promediado y un modelo autorregresivo, en dos condiciones acostado y parado y concluye que las técnicas producen resultados estadísticamente idénticos. Este hallazgo concuerda con los publicados por Colombo y Cols. (42), Baselli y Cols. (43) y Parthwandh y Cols. (26), quienes sólo mencionan de manera marginal el resultado de la comparación de los índices espectrales por periodograma y un modelo autorregresivo.

Los resultados del presente estudio corroboran los hallazgos de los anteriores trabajos y los extienden en el sentido de que se utilizaron más condiciones experimentales, en las cuales se sabe que se producen modificaciones en la distribución de los componentes espectrales, para probarlos. Además se realizó la comparación de los estimadores espectrales en los dos rangos de normalización más utilizados. A pesar de la gran semejanza entre los espectros dados por las tres técnicas para un mismo archivo, los valores numéricos de los estimadores espectrales, expresados en unidades absolutas, calculados por las tres técnicas fueron muy diferentes para un mismo archivo de datos, como puede observarse en el ejemplo representativo de la figura 7, donde es notoria la diferencia entre las escalas de la potencia espectral. Esta situación hace imposible la comparación estadística intertécnica si los valores de la potencia no son normalizados.

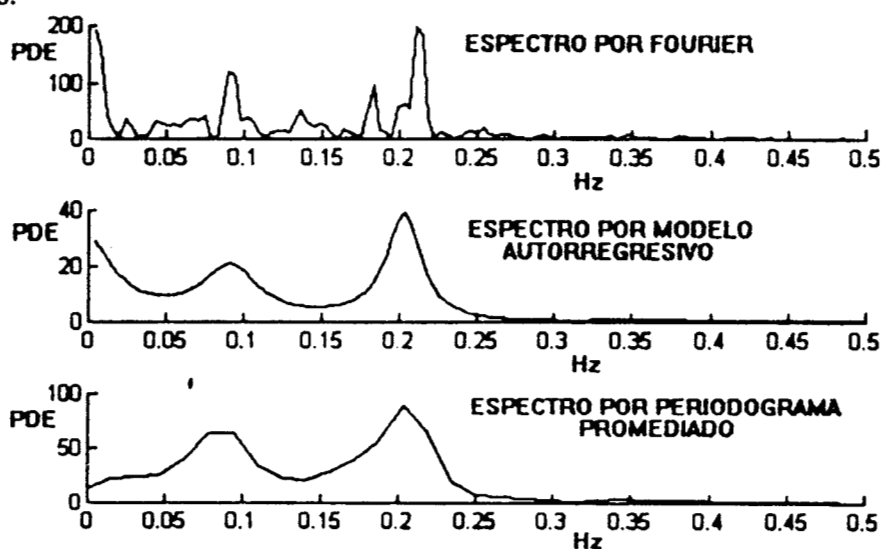


FIG. 7 Las tres técnicas de estimación espectral proporcionaron valores absolutos de la potencia de la densidad espectral diferentes para un mismo archivo de datos, como puede ser notado por las diferentes escalas de los espectros.

En el presente estudio únicamente el ejercicio en bicicleta fue la condición problema. Cuando se utilizó el rango amplio las técnicas dieron resultados estadísticamente diferentes, particularmente el periodograma promediado. Con esta técnica los componentes de la banda de baja frecuencia resultaron menores, por la promediación entre segmentos que realiza, fenómeno que se ejemplifica en la figura 8.

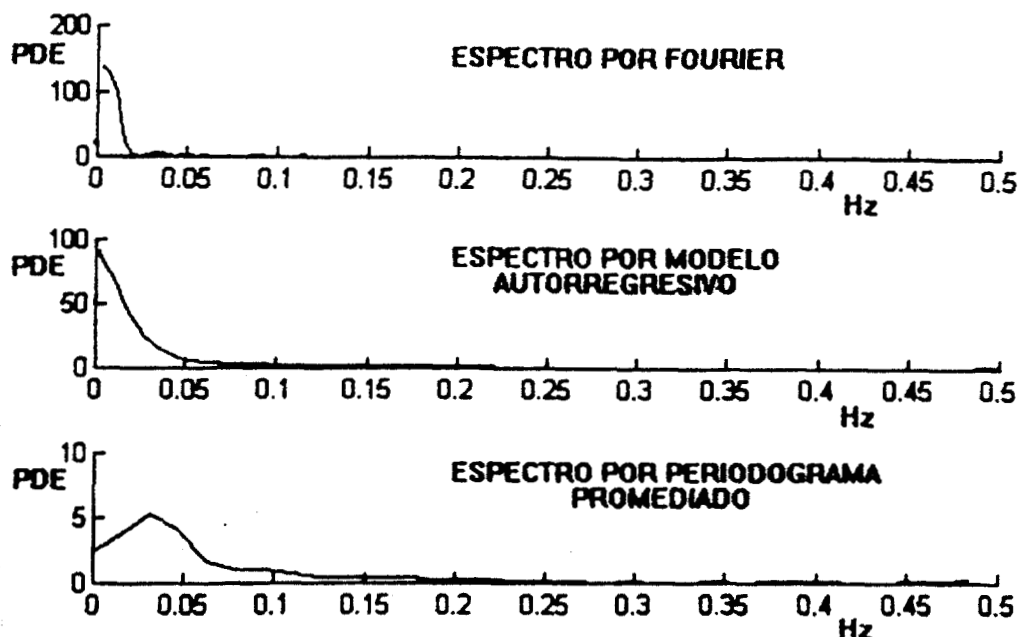


FIG. 8 En la condición de ejercicio en bicicleta el periodograma promediado minimizo los componentes espectrales muy cercanos a 0 Hz., en relación a las otras dos técnicas de estimación.

La anterior diferencia desapareció cuando se normalizo en el rango estrecho. Por tanto, los componentes de muy baja frecuencia, que son los que se omiten en la integración por rango estrecho, afectan significativamente el desempeño de las técnicas lineales de estimación espectral. Para explicar este fenómeno se pueden aducir varias razones; durante el ejercicio en bicicleta la VFC disminuye apreciablemente y los componentes de muy baja frecuencia aumentan. Pagani y Cols. (11) consideran que estos son ruidos de DC; Furlan y Cols. (44) sostienen que la relación entre los componentes de la banda de muy baja frecuencia y el resto de la potencia de la señal puede variar considerablemente: por ejemplo, la relación puede variar de una situación en condiciones de reposo del 50% de ruido, hasta el 85% en condiciones dinámicas. Yamamoto y Cols. (45) sugieren que los componentes de muy baja frecuencia tienen un comportamiento no lineal, de naturaleza fractal y en condiciones como el ejercicio su contribución, en relación a la potencia espectral, es muy importante (70%). Desde este punto de vista las técnicas lineales de estimación espectral estarían incapacitadas para realizar una valoración eficiente de estos componentes. De lo expuesto anteriormente, es preferible seleccionar el rango estrecho (0.03 a 0.15 Hz.) para el cálculo de los componentes de baja frecuencia y utilizar el periodograma promediado por la reducción que realiza del ruido y de componentes no lineales.

La relación baja/alta, al ser significativamente menor en el rango estrecho, para todas las condiciones, afecta la interpretación fisiológica en cuanto al balance-simpático vagal que

caracteriza cada condición experimental. La selección del rango estrecho implicaría, para todas las condiciones empleadas, una menor actividad simpática y una mayor actividad parasimpática, en relación al balance calculado por el rango amplio.

En forma general, los autores seleccionan 0.5 Hz como límite superior para la integral de la potencia espectral, que resulta suficiente para la mayor parte de sus condiciones experimentales, donde es poco probable que la frecuencia respiratoria sea mayor de treinta respiraciones por minuto y por lo tanto su influencia sobre la VFC se sitúa dentro de dicho rango. Esta premisa no se cumple durante el ejercicio en bicicleta, ya que la frecuencia respiratoria es mayor generalmente a treinta respiraciones por minuto. Para nuestros sujetos su influencia se noto entre el rango de 0.5 y 1.0 Hz; situación que se ejemplifica en la figura 9 donde se muestran los espectros de la amplitud respiratoria, la VFC y su respectiva función de coherencia. Los componentes de la banda alta son significativos hasta 1.0 Hz. Para el resto de las condiciones, la comparación de las potencias entre los rangos de 0.5 y 0.1 Hz no fueron estadísticamente diferentes.

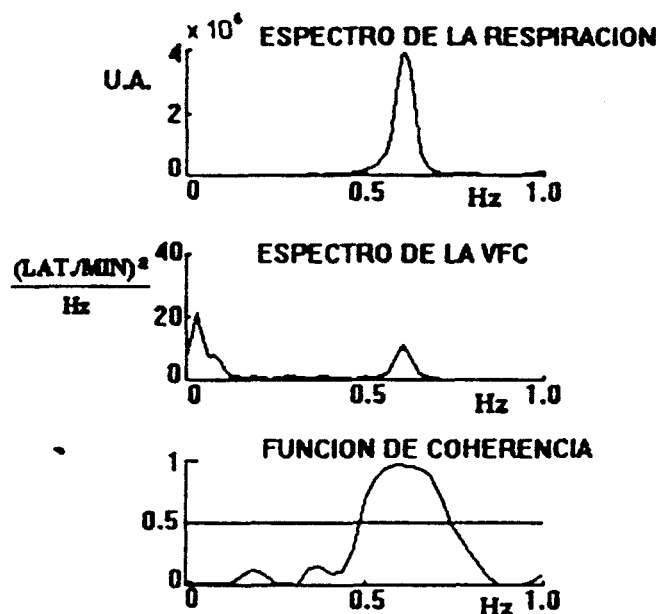


FIG. 9 Durante el ejercicio en bicicleta los componentes espectrales respiratorios se situaron en la banda de frecuencia de 0.5 a 1.0 Hz. y ejercieron su influencia sobre el espectro de la VFC en la misma banda, hecho corroborado por los valores cercanos a 1.0 de la función de coherencia.

En conclusión, los hallazgos del presente trabajo resaltan la importancia de efectuar el procedimiento de normalización de los estimadores espectrales, para poder posibilitar la comparación estadística entre las diferentes técnicas de estimación espectral. Se sugiere el empleo del rango estrecho, para el cálculo de los componentes de bajas frecuencias, dado que solo en esta situación las tres técnicas de estimación proporcionaron resultados semejantes con óptimos coeficientes de correlación entre ellas, para todas las condiciones experimentales empleadas. El periodograma resultó la técnica menos afectada por los componentes de muy baja frecuencia, prominentes en la condición de ejercicio en bicicleta. Además, si se incluye dentro del protocolo la condición de ejercicio en bicicleta, el límite superior del rango de normalización debe extenderse a 1.0 Hz para tomar en cuenta la influencia que ejerce la respiración sobre la VFC.

ANEXO DOCUMENTALES - BIBLIOTECA

Bibliografía

1. VAN RAVENSWAALJ-ARTS, C.M.A., KOLLEE, L.A.A., HOPMAN, J.C.W., STOELINGA, G.B.A. and VAN GEIJ, H.P. "Heart rate variability". *Ann Int. Med.* 1993, 118:436-47.
2. HYNDMAN, B. W., R. J. KITNEY, and B. M. SAYERS. "Spontaneous rhythms in physiologic control systems". *Nature Lond.* 1971, 233: 339-341.
3. SAYERS, B. M. "Analysis of heart rate variability". *Ergonomics.* 1973, 16: 17-32.
4. AKSELROD S.; GORDON D.; MADWED B. J.; SNIDMAN C.N.; SHANNON C.D. and COHEN J.R. "Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis". *Am J. Physiol.* 1985, 249(Heart Circ. Physiol 18): H867-H875.
5. MALLIANI A, PAGANI M, LOMBARDI F, CERUTTI S. "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain". *Circulation* 1991; 84:482-92.
6. ORI Z., MD, MONIR G., MD, WEISS J., MS, SAYHUONI X., MS, and SINGER D.H., MD. "Heart rate variability. Frequency domain analysis". *Cardiology Clinics.* 1992, 10(3):499-533.
7. BIGGER, J.T., Jr, MD; FLEISS, PhD; ROLNITZKY, L.M.; STEIMAN, R. "The ability of several Short-term Measures of RR variability to predict mortality after myocardial infarction". *Circulation.* 1993, 88:927-934.
8. MALIK M., PhD, MD, and CAMM J., MD. "Components of heart rate variability-what they really mean and what we really measure". *Am. J. Cardiol.* 1993, 72: 821-822.
9. MALLIANI A., LOMBARDI F. and PAGANI M. "Power spectrum analysis of heart rate variability: a tool to explore neural regulatory mechanisms". *British Heart Journal.* 1994, 71:1-2.
10. POMERANZ B, MACAULAY RJB, CAUDILL MA, KUTZ I, ADAM D, GORDON D, KILBORN KM, BARGER CB, SHANNON DC, COHEN RJ AND BENSON H. "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis". *Am. J. Physiol.* 1985; 248:H151-3.
11. PAGANI M, LOMBARDI F, GUZZETTI S, RIMOLDI O, FURLAN R, PIZZINELLI P, SANDRONE G, MALFATTO G, DELL'ORTO S, PICCALUGA E, TURIEL M, BASELLI G, CERUTTI S AND MALLIANI A. "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of symptho-vagal interaction in man and conscious dog". *Circ. Res.* 1986; 59:178-93.
12. MALLIANI A., PAGANI M., and LOMBARDI F. "Physiology and clinical implications of variability of cardiovascular parameters with focus on heart rate and blood pressure". *Am. J. Cardiol.* 1994, 73:3C-9C.
13. AKSELROD S, GORDON D, UBEL FA, SHANNON DC, BARGER AC, COHEN RJ. "Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control". *Science* 1981; 213: 220-2.
14. ANGELONE, A., and N. A. COULTER, Jr. "Respiratory and sinus arrhythmia: a frequency dependent phenomena". *J. Appl. Physiol.* 1964, 19: 479-482.
15. DAVIES, C. T. M., and J. M. M. NIELSON. "Sinus arrhythmia in man at rest". *J. Appl. Physiol.* 1967, 22: 947-955.
16. BASELLI G, CERUTTI S, CIVARDI S, LIBERATI D, LOMBARDI F, MALLIANI A, PAGANI M. "Spectral and cross-spectral analysis of heart rate and arterial blood pressure variability signals". *Comput Biomed Res* 1986; 19: 520- 34.

17. BASELLI, G., S. CERUTTI, S. CIVARDI, A. MALLIANI, and M. PAGANI. "Cardiovascular variability signals: towards the identification of a closed-loop model of the neural control mechanisms". *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1988, 35: 1033-1046.
18. BERNARDI L., MD; RICORDI L., MD; LAZZARI P., MD.; SOLDA P., MD; CALCIATI A., MD; FERRARI M., MD; VANDEA I., MD; FINARDI G., MD; and FRATINO P., MD. "Impaired circadian modulation of sympathovagal activity in Diabetes". *Circulation.* 1992, 86:1443-1452.
19. BERGER R, AKSELROD S, GORDON D AND COHEN RJ. "An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability". *IEEE Trans. Biom. Eng.* 1986; 33:900-4.
20. SAUL, J. P., R. D. BERGER, P. ALBRACHT, S. P. STEIN, M. H. CHEN, and R.J. COHEN. "Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation". *Am. J. Physiol.* 1991, 261 (Heart Circ. Physiol. 30): H1231-H1245.
21. BROWN TE, BEIGHTOL LA, KOH J AND ECKBERG DL. "Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored". *J. Appl. Physiol.* 1993; 75:2310-7.
22. DeBOER RW, KAREMAKER JM AND STRACKEE J. "Relationships between short-term blood-pressure fluctuations and heart-rate variability in resting subjects I: a spectral analysis approach". *Med. and Biol. Eng. And Comp.* 1985, 23:352-8.
23. SAUL JP AND COHEN RJ. "Respiratory sinus arrhythmia". Chapter 30 from *Vagal Control of Heart: Experimental Basis and Clinical Implications*. Ed. MN Levy, PJ Schwartz, Futura Publishing Co. Armonk, NY 1994; 511-36.
24. GALLETY D.C., CORFIATIS T., WESTENBERG and ROBINSON B.J. "Heart rate periodicities during induction of propofol-nitrous oxide-isoflurane anaesthesia". *British Journal of Anaesthesia.* 1992, 68:360-364.
25. TULEN JHM, MAN IN 'T VELD AJ, VAN ROON AM, MOLEMAN P, VAN STEENIS HG, BLANKESTIJN PJ AND BOOMSMA F. "Spectral analysis of hemodynamics during infusions of epinephrine and norepinephrine in men". *J. Appl. Physiol.* 1994; 76:1914-21.
26. PATWARDHAN R., EVANS J.M., BRUCE N.E., ECKBERG D.L., and KNAPP C.F. "Voluntary control of breathing does not alter vagal modulation of heart rate". *J. Appl. physiol.* 1995, 78(6):2087-2094.
27. BASELLIG, BOLIS D, CERUTTI S, FRESCHI C. "Autoregressive modelig and power spectral estimate of R-R interval time series of arrhythmic patients". *Comput Biomed Res* 1985; 510-30.
28. BINKLEY F., MD; FACC, NUNZIATA E., MSBME; HAAS J., MD; NELSON D., MD; CODY J., MD; FACC. "Parasympathetic withdrawal is an integral component of autonomic imbalance in congestive heart failure: demonstration in human subjects and verification in a paced canine model of ventricular failure". *J. Am. Coll. Cardiol.* 1991, 18:464-472.
29. RYAN M.S., MD, GOLDBERGER L.A., MD, RUTHAZER R., MPH, MIETUS J., BS, and LIPSITZ A.L., MD. "Spectral analysis of heart rate dynamics in elderly persons with postprandial hypotension". *Am. J. Cardiol.* 1992, 69:201-205.
30. MADAMA, VC. "Pulmonary function testing and cardiopulmonary stress testing". 1993, Delmar Pub. USA.
31. DEURENBERG P, WESTSRATE JA AND VANDERKOOY K. "Body composition changes assessed by bioelectrical impedance measurements". *Am. J Clin. Nutr* 1989; 49:401-3.

COMPARACIÓN ENTRE PARÁMETROS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA OBTENIDOS DEL INTERVALO R-R Y DEL CARDIOTACOGRAMA

CARRASCO SOSA, S.
GONZÁLEZ CAMARENA, R.
ROMÁN RAMOS, R.
MEDINA BAÑUELOS, V.
AZPIROZ LEEHAN, J.

Área de Investigación Médica, Depto. Ciencias de la Salud, C.B.S.
Área de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas.
Depto. de Ingeniería Eléctrica, C.B.I.
Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa.

RESUMEN:

Se compararon estimadores de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, calculados a partir de los datos obtenidos por dos procedimientos diferentes, uno a partir de los intervalos RR del ECG y el otro de la señal analógica proporcionada por un instrumento computador de frecuencias (Cardiotacograma). Se analizaron 50 registros de 5 minutos de duración por cada uno de los métodos, obtenidos de 10 sujetos sanos, sometidos a cinco maniobras experimentales: acostado, respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación. De los cuatro estimadores en el tiempo utilizados (media, desviación estándar, rango y RMSSD), solo la media y la RMSSD mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos, en las cinco maniobras. La comparación en tres de los cuatro estimadores espectrales (la potencia en las bandas de baja, alta frecuencia y su relación) por los dos métodos, no resultó estadísticamente diferente en ninguna de las maniobras. La potencia espectral total entre los dos métodos fue estadísticamente diferente sólo para la maniobra de respiración controlada. El coeficiente de correlación entre los métodos y para los dos tipos de análisis fue muy alto (rango de 0.971-0.999) para todas las maniobras empleadas. El promedio de las diferencias entre los métodos, con su respectivo límite de acuerdo resultó en general muy estrecho y por tanto es confiable su intercambiabilidad. Las diferencias encontradas entre los dos métodos son debidas a la subestimación sistemática de la frecuencia cardíaca instantánea realizada por el cardiotacógrafo. En conclusión, el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, puede ser realizado, dada su confiable intercambiabilidad, ya sea a partir del intervalo RR o del cardiotacograma, previa validación del instrumento, con la ventaja de este último de una mayor economía computacional.

PALABRAS CLAVE:

Análisis espectral, análisis en el tiempo, variabilidad de la frecuencia cardíaca, Cardiotacograma, ECG.

ABSTRACT:

The purpose of the present study was to compare time and frequency parameters of heart rate variability derived by two techniques: one by computerized measurement of the RR interval in the ECG, and the other by an analogic output from a commercial heart rate meter. ECGs and Cardiotachograms of 5 minutes duration were acquired from 10 healthy subjects who performed 5 experimental maneuvers: supine, controlled breathing, standing, exercise and recovering. Since ECGs were processed by the two methods, a total of 50 time series of heart rate were obtained. Time domain properties and Burg's spectral estimations of the time series were computed. From the four time parameters compared (mean, standard deviation, range and RMSSD), only the mean and RMSSD showed statistical differences between methods, in the five maneuvers. The comparison of three spectral parameters (low and high band spectral power and its ratio), by the two methods, did not exhibit statistical differences in any maneuver, but total power was significantly different during controlled breathing. The correlation coefficients between methods, for both time and frequency parameters, were high (0.971-0.999), so as the average residuals and respective limits of agreement were so small that interchangeability was reliable. The differences found between methods were explained by systematic underestimation of the instantaneous heart rate counted with the cardiotachometer. In conclusion, Since RR intervals and calibrated cardiotachography are truthfully interchangeable for measuring heart rate, analysis of heart rate variability, in time and frequency domains, may be done by both methods; besides cardiotachography has the advantage of reduced computational cost.

KEYWORDS:

Heart rate variability, Cardiotachogram, Power spectrum analysis, Time domain analysis, ECG.

INTRODUCCIÓN.

El análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) se ha convertido en pocos años en la metodología predilecta para la exploración funcional del sistema nervioso autónomo, desplazando con éxito sobre todo a las directas y/o invasivas (1). El análisis

de la VFC, aparte de ser una herramienta no invasiva, posee una triple utilidad, ya que indica en forma simultánea: el grado de activación simpático-parasimpático, parte del estado funcional del corazón y los reflejos autonómicos inducidos para compensar cambios hemodinámicos (2,3), todo ello a partir del análisis de unas cuantas decenas de latidos. Las an-

teriores ventajas, junto con la relativa alta disponibilidad de recursos de cómputo en los laboratorios, explican su empleo explosivo en el último lustro, tanto en la clínica, donde día a día se agregan nuevos patrones de la VFC de más enfermedades, como en la fisiología y en la ingeniería biomédica (4,5,6). Es muy relevante el hecho de que la VFC se ha convertido en un importante factor pronóstico de la mortalidad que sigue al infarto miocárdico (7).

Existen numerosos enfoques técnicos para estudiar la VFC. De todo el universo de estudios sobre este tema, algunos emplean el análisis espectral lineal, otros la dinámica no lineal o caótica; los clínicos la tratan generalmente en el largo plazo (horas), los fisiológicos y farmacológicos en el corto (minutos); unos utilizan sólo el análisis en el tiempo, otros se concentran en el análisis en la frecuencia o investigan y aplican, como es el caso de los ingenieros biomédicos, técnicas novedosas. Por tanto, de acuerdo con Coumel y cols. (8) es difícil favorecer un tipo particular de metodología, ya que siempre cada una de ellas tendrá ventajas teóricas y técnicas y/o limitaciones sobre otras. Sería deseable por tanto, para disminuir el grado de confusión, que la metodología utilizada en el análisis de la VFC fuera cada vez más semejante entre los trabajos publicados en este campo.

La gran mayoría de los estudios publicados realizaron el análisis de la VFC a partir del procesamiento de los intervalos RR (9), el cual consiste en el registro y adquisición del electrocardiograma, la aplicación de un algoritmo para la detección de las ondas R, la formación de las series de intervalos R-R, previa interpolación y remuestreo para producir la equidistancia entre los datos. En una proporción pequeña de estudios se emplearon cardiotacógrafos, ya sea comerciales (10,11) o hechos por los autores (12), para computar la frecuencia cardíaca instantánea. La salida analógica de tales instrumentos fue adquirida, vía un convertidor analógico-digital, para ser procesada directamente en el tiempo y en la frecuencia. En un estudio previo de los autores del presente trabajo (13), se empleó el anterior procedimiento para probar un algoritmo que computa los parámetros para los análisis en el tiempo y en la frecuencia de la VFC. En la revisión bibliográfica no se encontraron reportes que hayan hecho la comparación de los estimadores (en el tiempo y espectral) de la VFC, por las dos técnicas (intervalos RR y cardiotacograma).

Para el análisis en el tiempo de la VFC han sido propuestos varios estimadores; de éstos sobresalen por su consistencia, reproducibilidad y significado fisiológico (14), la media, la desviación estándar, el rango y la raíz cuadrada de las diferencias entre latidos sucesivos (RMSSD). Las técnicas para el análisis espectral más usuales son las basadas en la transformada discreta de Fourier y en los modelos autoregresivos (15), ambas con desempeños muy similares. La importancia del análisis espectral de la VFC, como medio para valorar el grado de actividad del sistema nervioso autónomo, reside en la diferente frecuencia

con la que actúan sus dos divisiones sobre el nodo sinusal, bajas tanto para la simpática como para la parasimpática y altas únicamente para la última (16, 17). Para evidenciar el anterior fenómeno se integra la potencia de la densidad espectral en dos bandas de frecuencia, la baja de 0.04 a 0.15 Hz y alta de 0.15 a 0.5 Hz (17). Con fines de normalización la potencia en cada banda se divide entre la potencia espectral total y se calcula la relación entre las bandas de baja/alta. La relación Baja/Alta evalúa el balance simpático vagal (18), interpretación que se halla firmemente establecida por estudios de estimulación eléctrica autonómica directa y bloqueos farmacológico, experimental y patológico (19, 34).

El objetivo del presente trabajo fue valorar el grado de semejanza, entre las variabilidades de la frecuencia cardíaca, medidas a partir de los intervalos RR y del tacograma, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, en diez sujetos sometidos a cinco maniobras experimentales: acostado, respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación. Para ello se realizó la comparación estadística entre cuatro estimadores de la VFC en el dominio del tiempo y cuatro espectrales, en 50 archivos de datos correspondientes a cada tipo de método, con la finalidad de asegurar la intercambiabilidad entre las dos técnicas.

MATERIAL Y MÉTODOS.

• **SUJETOS.** La muestra estudiada consistió de diez sujetos, 6 hombres y 4 mujeres, con las siguientes características:

- Nativos de la ciudad de México.
- Sanos. El estado de salud se valoró por historia clínica, electrocardiograma de reposo con el empleo del electrocardiógrafo Page-writer XLE de Hewlett Packard y espirometría con la utilización del espirómetro Stead Wells de Collins, ambos procedimientos obtenidos por técnicas convencionales (20).
- No fumadores.
- Sedentarios; sin actividad física rutinaria o menor a una hora por semana.
- Jóvenes; edad 23.7 ± 2.2 años.
- Porcentaje de grasa corporal dentro de límites normales; 22.3 ± 3.8 % valorada por el método de bioimpedancia corporal (21) por medio del impedancímetro 101A-RJL.
- Medidas antropométricas similares a la de la población general mexicana de acuerdo a la edad y sexo: peso 61.7 ± 5.8 Kg., estatura 164.8 ± 8.8 cm.

Los sujetos fueron reclutados por invitación y se les informó de los riesgos y beneficios del estudio, los que aceptaron firmaron por escrito su consentimiento como voluntarios de acuerdo a la declaración de Helsinki, que norma la experimentación en seres humanos.

Las condiciones ambientales imperantes en el laboratorio fueron: presión barométrica de 2.3 ± 1.5

mmHg, temperatura ambiental de $22.6 \pm 1.4 \infty$ y humedad relativa de $45.6 \pm 6 \%$. Los estudios se llevaron a cabo en las mañanas entre las 9:00 y 12:30 horas, con los sujetos en ayuno relativo.

• **PROTOCOLO.** A los sujetos se les aplicaron las siguientes maniobras, mismas que con ligeras modificaciones ya han sido utilizadas en un trabajo previo (13):

- Acostado; el sujeto situado en decúbito dorsal y lo más relajado posible.
- Respiración controlada; en la posición de acostado, el sujeto mantuvo constante la frecuencia respiratoria a 12 por minuto (0.2 Hz.), mediante el ritmo marcado por un metrónomo electrónico.
- Parado; con el sujeto lo más quieto posible.
- Ejercicio en bicicleta; se administró una sola carga de trabajo de 80 watts por medio de un ergómetro de bicicleta Monark 818.
- Recuperación; etapa inmediata a la terminación del ejercicio en bicicleta, con el sujeto sentado y quieto sobre el ergómetro.

Las maniobras se administraron al sujeto en forma consecutiva, siempre en el mismo orden. Cada una tuvo una duración de 5 minutos. El cambio de una maniobra a otra tomó alrededor de 1 minuto. Durante cada maniobra se registraron y adquirieron las señales del electrocardiograma y del cardiotaquograma. El procesamiento se hizo fuera de línea al término de cada estudio, para un total de 100 archivos (10 sujetos por 5 maniobras por 2 métodos).

En la figura 1 se ilustra el arreglo de la instrumentación que se utilizó para el registro del ECG, del tacograma y su adquisición.

• **REGISTRO DEL ECG.** Se obtuvo a partir de electrodos flotantes colocados en el tórax en posición CM5 y con el empleo del monitor 78330A Hewlett Packard. La señal de salida del anterior instrumento se pasó a través de un filtro analógico pasabanda (1.0 a 250 Hz) con un factor de amortiguamiento de -40 db/década, para evitar las oscilaciones de la línea de base que puedan afectar la detección posterior de las ondas R. El ECG se registró en línea, para su inspección visual, en un polígrafo térmico de cuatro canales 7754A Hewlett Packard. Esto permite tomar decisiones rápidas sobre la calidad de la señal y constatar la presencia de artefactos o extrasístoles.

• **REGISTRO DEL TACOGRAMA.** Se empleó el contador de frecuencia cardíaca AT-601G Nihon Kohden, el cual fue alimentado con la señal de electrocardiograma proveniente del monitor ya mencionado. El instrumento computa la frecuencia cardíaca instantánea, la despliega en forma digital y genera su respectiva señal analógica como niveles de D.C. Después de un retraso muy pequeño al final de un intervalo RR medido, el aparato produce un nivel de D.C. constante, equivalente a un valor dado de la frecuencia cardíaca instantánea, que dura hasta que se calcula un nuevo intervalo RR y así sucesivamente. Consta de un circuito acondicionador (filtro pasabanda) de la señal del ECG que amortigua las ondas excepto la R, una etapa de detección de las ondas R, (formado por un detector de picos positivos y negativos), un comparador que genera pulsos por cada R, un microprocesador que calcula el intervalo entre los pulsos y lo sostiene hasta que mide uno nuevo y un convertidor digital analógico (figura 2). El instrumento se calibró con un voltaje conocido (1 volt) que equivale a 100 lat/min. La exactitud en la medición de la frecuencia cardíaca fue menor a un latido por minuto.

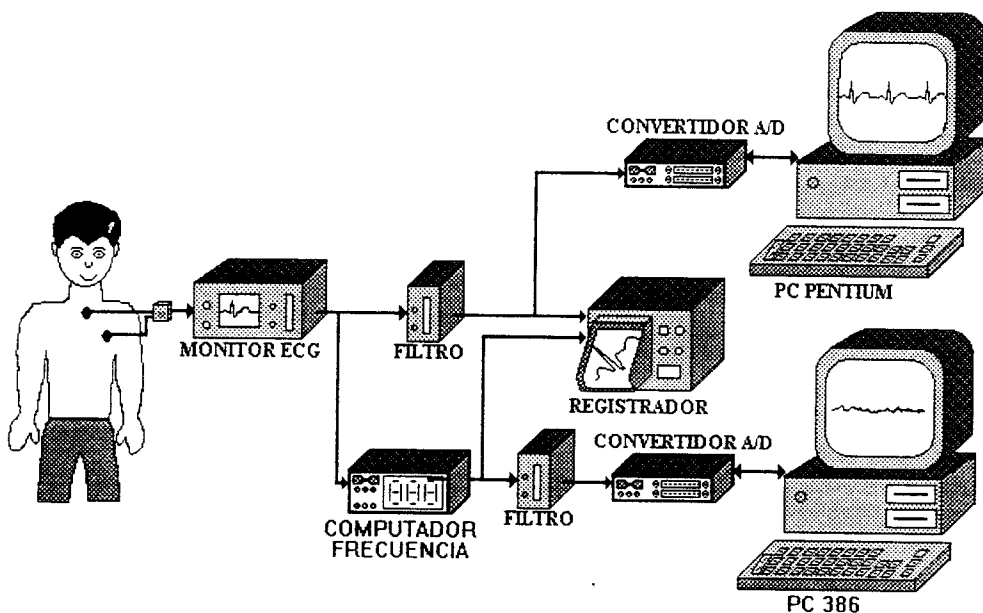


Figura 1 Arreglo de la instrumentación para el registro y adquisición del ECG y del tacograma.

• **ADQUISICIÓN DEL ECG.** Se utilizó un convertidor analógico-digital de 12 bits de resolución PCLab-812, y una computadora personal Pentium. El programa de adquisición ya fue descrito en un trabajo previo (13). Para cada maniobra del protocolo, el ECG fué adquirido a una frecuencia de muestreo de 500 Hz durante 5 minutos, frecuencia con la que se obtiene una resolución en la medición de los intervalos RR de 2 milisegundos, suficiente para no cometer errores aún con señales de baja variabilidad (22).

• **ADQUISICIÓN DEL TACOGRAMA.** Se utilizó una PC 386, un convertidor PCLab-812, un filtro analógico pasabajas (frecuencia de corte de 3Hz y -40 dB/década) y un programa de adquisición similar al anteriormente descrito. El tacograma fué adquirido a una frecuencia de muestreo de 4 Hz, durante 5 minutos para cada maniobra del protocolo y en forma síncrona con la adquisición del ECG.

Preprocesamiento del ECG y del tacograma. Se usó un programa implementado en ambiente MATLAB*, modificado a partir de uno previamente reportado (13) que realizó las siguientes funciones en forma consecutiva. (figura 3).

- Lectura del archivo del ECG.
- Detección de los valores máximos de las ondas R.
- Formación de la serie de intervalos RR.
- Ajuste por interpolación spline cúbica de la serie de intervalos RR.

- Remuestreo a 4 Hz de la serie RR en el tiempo y transformación de la misma a una serie de frecuencia cardíaca instantánea.
- Lectura de los archivos del tacograma.

Las dos series de frecuencia cardíaca (por RR y por tacograma) fueron procesadas para los análisis en el tiempo y espectral. Para el análisis en el tiempo se emplearon los algoritmos reportados por Kleiger y Cols. (14). En cada archivo de datos se calculó la media, la desviación estándar, el rango y la raíz cuadrada de la media de la suma de los cuadrados de las diferencias entre latidos adyacentes (RMSSD).

Para el análisis espectral se consideraron los lineamientos generales propuestos por Jaffe y Cols. (9), con la suposición de que la señal de la VFC es ergódica y estacionaria durante las maniobras. La estimación de la potencia de la densidad espectral se realizó, previa supresión del nivel y tendencia lineal de los datos, mediante un modelo autorregresivo. Se seleccionó el método de Burg por las ventajas que tiene sobre otros similares (23). El orden del modelo se estimó para cada archivo, por un procedimiento que selecciona aquel que minimiza la figura de mérito, según el criterio de información de Akaike. En la mayor parte de los archivos el orden se situó entre 10 y 20. Para el cálculo de los estimadores espectrales se computó:

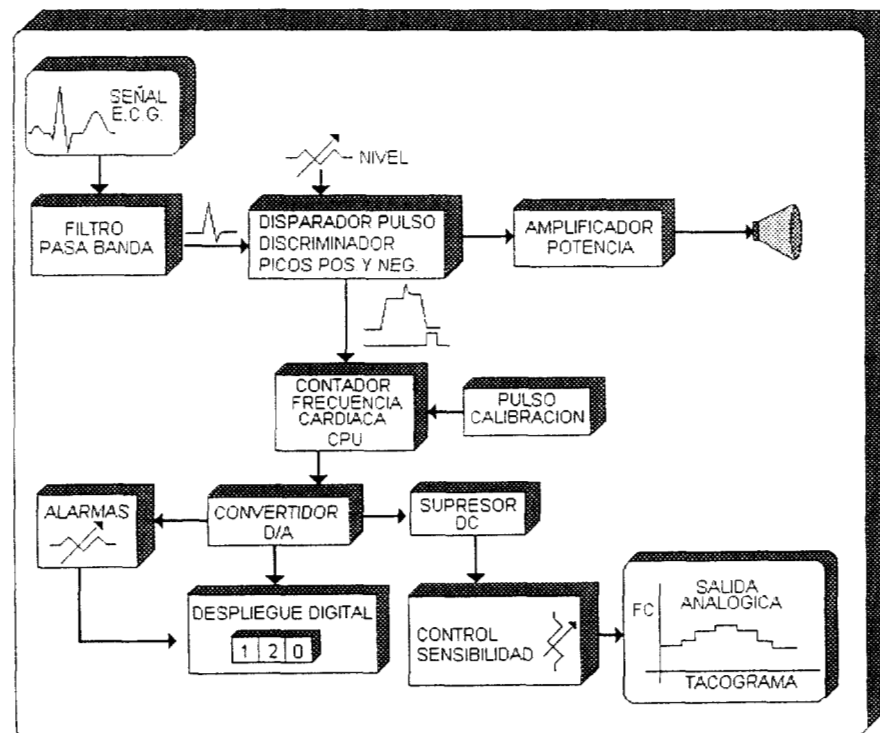


Figura 2. Diagrama a bloques de los componentes del computador de la frecuencia cardíaca (cardio-tacografo).

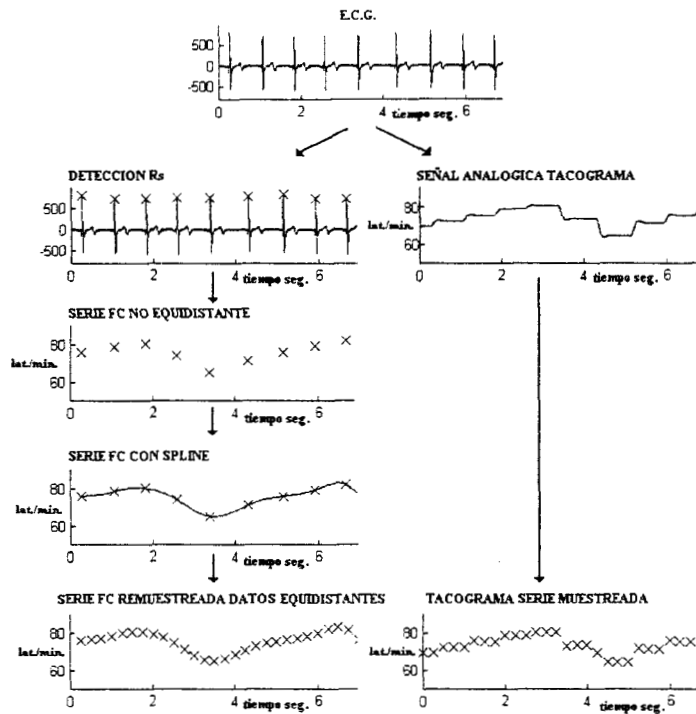


Figura 3. Preprocesamiento de las series de la frecuencia cardíaca en el tiempo por RR y por tacograma. Resulta evidente la menor cantidad de operaciones empleadas por el software para el caso del cardiograma.

- La integral de la potencia espectral total, en el rango de 0.0039 a 1.0 Hz.
- La integral de la potencia en bandas específicas de frecuencia. La potencia en la banda de baja frecuencia de 0.0039 a 0.15 Hz. y la potencia en la banda de alta frecuencia, de 0.15 a 1.0 Hz.
- La potencia normalizada por banda; definida como la relación entre la potencia de la banda específica sobre la potencia espectral total.
- La relación entre la potencia de la banda de baja frecuencia sobre la alta.

• ANÁLISIS ESTADÍSTICO. Se calcularon los promedios y las desviaciones estándares para los ocho estimadores (4 en el tiempo y 4 espectrales) pertenecientes a cada método de medición de la frecuencia cardíaca (RR y tacograma) y para las cinco maniobras experimentales (acostado, respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación). La valoración del grado de semejanza de los valores de la frecuencia cardíaca, entre los dos métodos, fué realizada por técnicas de regresión lineal, correlación lineal, promedio de las diferencias con su límite de acuerdo o concordancia, porcentaje de las diferencias positivas y tres pruebas de t: comparación de la pendiente e intercepto de la regresión entre los dos métodos con la línea de identidad y pareada entre los datos de cada método. Se consideró la existencia de diferencias estadísticamente significativas para $p < 0.05$ (figura 4).

RESULTADOS

En la tabla 1 se reportan los promedios y las desviaciones estándares para los cuatro estimadores en el tiempo utilizados (media, desviación estándar, rango y RMSSD), para los dos métodos de obtención de la

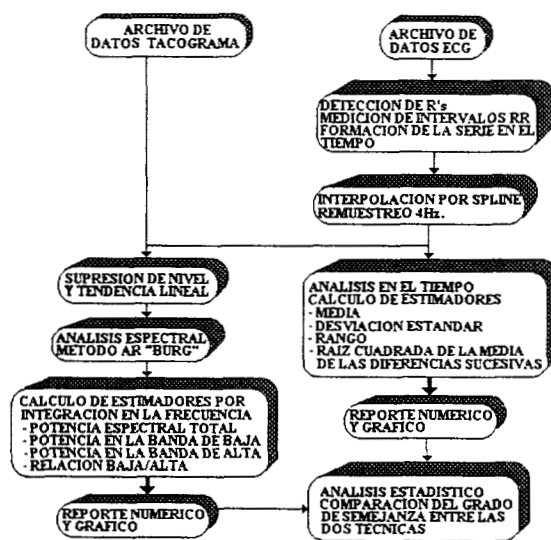


Figura 4. Esquema a bloques del algoritmo utilizado para el pre y procesamiento de los archivos de RR y tacograma.

frecuencia cardíaca (RR y tacograma), en las cinco maniobras experimentales (acostado, respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación). Se incluyen los estadísticos de la comparación entre ambos métodos: el coeficiente de correlación, el promedio de las diferencias con su límite de acuerdo, el porcentaje de los valores de las diferencias que son positivas y los resultados de las tres pruebas de t (intercepto, pendiente y pareada).

Los promedios de las medias de la VFC fueron estadísticamente diferentes entre los dos métodos, en todas las maniobras, con promedios de las diferencias entre 2 a 3 lat/min, siendo de mayor valor los promedios correspondientes al método de los intervalos R-R ($p < 0.02$), pero con altos coeficientes de correlación (0.999 en todas las maniobras).

Los promedios de los estimadores desviación estándar y rango fueron de valores muy semejantes, entre los dos métodos, durante todas las maniobras; los respectivos coeficientes de correlación fueron muy altos (0.994 a 0.999). El promedio de las diferencias muy pequeño (0.01 a 0.11 lat/min para la desviación estándar y de 0.09 a 0.12 lat/min para el rango) y con porcentajes de positivos en valores medios. Las pruebas de t no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los métodos, en ninguna de las maniobras experimentales ($p < 0.02$).

Los promedios de la RMSSD por el intervalo RR fueron significativamente mayores en aproximadamente 40% para todas las maniobras, con coeficientes de correlación muy altos (0.971 a 0.990). El promedio de las diferencias se situó entre 0.4 a 2.2 lat./min., el porcentaje de los positivos en 0% y hubo diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos por la prueba de t pareada.

En la tabla 2 se muestran los resultados de los estadísticos promedio y desviación estándar para los dos métodos de medición de la frecuencia cardíaca, así como el coeficiente de correlación, el promedio de las diferencias con su rango de acuerdo, el porcentaje de diferencias positivas y las tres pruebas de t, para los cuatro estimadores obtenidos por el análisis espectral: la potencia espectral total, la potencia normalizada en la banda de baja frecuencia, la potencia normalizada en la banda de alta frecuencia y su relación, en las cinco maniobras experimentales del protocolo utilizado.

El promedio de la potencia espectral total fue estadísticamente mayor (por la prueba de t pareada) por el método de los intervalos RR en la maniobra de respiración controlada ($p < 0.02$). Las pendientes de la regresión entre los métodos fueron estadísticamente diferentes ($p < 0.02$) en las maniobras de acostado, respiración controlada y parado. Los coeficientes de correlación resultaron altos (0.987 a 0.999), con promedios de las diferencias en el rango de 3 a 779 y porcentajes de las diferencias positivas de 0 a 60%.

Los promedios de la potencia en las bandas de baja y alta frecuencia y su relación, obtenidos por los dos diferentes métodos, resultaron de valor muy pa-

recido, el promedio de las diferencias de valor pequeño, de 0.4 a 1.8 para ambas potencias y de 0.06 a 1.0 para su relación. Los coeficientes de correlación se situaron entre 0.978 a 0.999, el porcentaje de diferencias positivas fue variable (10 a 90%) y no hubo diferencias estadísticamente significativas por las tres pruebas de t ($p > 0.05$), para ninguno de los estimadores mencionados, en todas las maniobras empleadas.

DISCUSIÓN

Los principales hallazgos del presente trabajo fueron:

1. Los estimadores de la VFC del dominio del tiempo son altamente correlacionables entre los dos métodos, dado los coeficientes de correlación observados. La desviación estándar y el rango son intercambiables, por los estrechos límites de acuerdo y la no existencia de diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las maniobras. No así la media y la RMSSD para las cuales hubo diferencias estadísticamente significativas en todas las maniobras. En la figura 5 se muestra, a manera de ejemplo, la VFC en función del tiempo, de uno de los sujetos, por los dos métodos y para cada una de las maniobras. Es notoria la semejanza entre las señales por ambas técnicas.
2. De los estimadores en el dominio de la frecuencia empleados, sólo la potencia espectral total fue estadísticamente diferente en la maniobra de respiración controlada. Las potencias de las bandas de baja, alta y su relación, son intercambiables entre los métodos, ya que fueron altamente correlacionables, cursaron con promedios de las diferencias y límites de acuerdo muy pequeños y no mostraron diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las maniobras. La forma de los espectros por ambas técnicas fueron muy semejantes para cada una de las maniobras, hecho que puede observarse en la figura 6, que ilustra a manera de ejemplo, los espectros de la VFC obtenidos en un mismo sujeto, por las dos métodos, en las cinco condiciones experimentales.

La diferencia estadística entre las medias de la VFC por los dos métodos es debida a la existencia de un error sistemático de subestimación del cardiotacógrafo, como lo demuestran la constancia del promedio de las diferencias, el sesgo en el porcentaje de positivos y lo significativo de la prueba de t para las pendientes. Cuando se corrige el error sistemático, por modificación del factor de calibración para el cardiotacógrafo, desaparece la diferencia entre las medias como se hace notar en la tabla tres, donde se reportan a manera de ejemplo, las medias de la VFC en todas las maniobras de un sujeto antes y después de la corrección, además los valores de la frecuencia cardíaca instantánea por ambos métodos se superponen, situación que se ilustra en la figura 7 para un

MANIOBRA	ESTADÍSTICO	ESTIMADORES EN EL TIEMPO.			
		MEDIA (lat./min)	D.E. (lat./min)	RANGO (lat./min)	RMSSD (lat./min)
acostado	promedio ± d.e. ecg	74.4 ± 11.4	4.2 ± 1.9	24.2 ± 9.6	3.2 ± 2.3
	taco	72.4 ± 11.2	4.1 ± 1.9	24.7 ± 9.9	1.7 ± 1.0
	coef. correlación	0.999	0.999	0.998	0.990
	prom. diferencias	2.0 ± 0.3	0.05 ± 0.08	-0.5 ± 0.7	1.5 ± 1.2
	% de positivos	0	50	70	0
	t pendiente	sig.	ns.	ns.	sig.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	sig.	ns.	ns.	sig.
respiración controlada	promedio ± d.e. ecg	82.7 ± 12.6	6.0 ± 2.0	31.3 ± 7.1	4.8 ± 2.3
	taco	80.5 ± 12.4	5.9 ± 1.7	31.3 ± 7.6	2.7 ± 1.1
	coef. correlación	0.999	0.999	0.994	0.974
	prom. diferencias	2.2 ± 0.3	0.11 ± 0.07	-0.09 ± 0.9	2.2 ± 1.3
	% de positivos	0	20	50	0
	t pendiente	sig.	ns.	ns.	ns.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	sig.	ns.	ns.	sig.
parado	promedio ± d.e. ecg	85.4 ± 15.9	5.3 ± 2.4	30.8 ± 14.4	2.7 ± 1.6
	taco	83.0 ± 15.5	5.4 ± 2.5	31.0 ± 14.9	1.6 ± 0.9
	coef. correlación	0.999	0.997	0.998	0.983
	prom. diferencias	2.4 ± 0.5	-0.01 ± 0.2	-0.12 ± 1.0	1.13 ± 0.7
	% de positivos	0	50	50	0
	t pendiente	sig.	ns.	ns.	sig.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	sig.	ns.	ns.	sig.
ejercicio	promedio ± d.e. ecg	132.6 ± 13.0	4.1 ± 2.0	21.1 ± 7.1	1.3 ± 0.7
	taco	130.0 ± 12.2	4.1 ± 2.0	21.2 ± 7.5	0.9 ± 0.5
	coef. correlación	0.999	0.999	0.998	0.985
	prom. diferencias	3.1 ± 0.4	0.04 ± 0.07	-0.1 ± 0.6	0.4 ± 0.3
	% de positivos	0	50	60	100
	t pendiente	sig.	ns.	ns.	sig.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	sig.	ns.	ns.	sig.
recuperación	promedio ± d.e. ecg	94.7 ± 15.8	5.3 ± 2.3	31.8 ± 18.2	2.4 ± 1.0
	taco	92.2 ± 15.3	5.3 ± 2.5	32.3 ± 19.3	1.5 ± 0.7
	coef. correlación	0.999	0.998	0.999	0.971
	prom. diferencias	2.5 ± 0.5	-0.01 ± 0.2	-0.4 ± 1.3	0.91 ± 0.4
	% de positivos	0	30	60	0
	t pendiente	sig.	ns.	ns.	sig.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	sig.	ns.	ns.	sig.

Tabla 1. Resultados por Análisis en el Tiempo

RR= frecuencia cardíaca obtenida a partir del ECG.
TACO= frecuencia cardíaca medida a partir del tacograma.

MANIOBRA	ESTADÍSTICO	ESTIMADORES EN EL TIEMPO.			
		POT. ESPEC. TOTAL. (lat. mini)2 Hz	COMP. BAJA (%)	COMP. ALTA. (%)	REL. B.A.
acostado	promedio± d.e. ecg	5169± 5047	62.6± 18.9	37.4± 18.9	2.3± 1.4
	taco	5004± 4825	61.8± 18.7	38.2± 18.7	2.2± 1.3
	coef. correlación	0.999	0.999	0.999	0.997
	prom. diferencias	165±287	0.7±0.8	-0.7±0.8	0.1±0.1
	% de positivos	30	20	80	50
	t pendiente	sig.	ns.	ns.	ns.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	ns.	ns.	ns.	ns.
respiracion controlada	promedio± d.e. ecg	9581±6228	31.7± 14.1	68.3±14.1	0.5± 0.4
	taco	8803± 5778	29.9± 13.3	70.1±13.3	0.5± 0.4
	coef. correlación	0.998	0.996	0.996	0.995
	prom. diferencias	779±560	1.8±1.4	-1.8±1.4	-0.06±0.07
	% de positivos	0	10	90	50
	t pendiente	sig.	ns.	ns.	ns.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	sig.	ns.	ns.	ns.
parado	promedio± d.e. ecg	8465± 8290	81.5±11.4	18.5±11.4	6.3± 4.0
	taco	8233± 7789	81.0± 11.9	19.0± 11.9	6.1± 3.8
	coef. correlación	0.999	0.997	0.997	0.989
	prom. diferencias	231±549	0.6±1.0	-0.6±1.0	0.2±0.6
	% de positivos	50	30	70	30
	t pendiente	sig.	ns.	ns.	ns.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	ns.	ns.	ns.	ns.
ejercicio	promedio± d.e. ecg	1909±1303	86.3± 10.9	13.7± 10.9	13.8± 12.6
	taco	1906± 1216	87.2± 10.2	12.8± 10.2	12.8± 9.9
	coef. correlación	0.997	0.978	0.978	0.973
	prom. diferencias	3.1±99	-0.9±2.3	-1.2±2.3	1.0±3.7
	% de positivos	40	50	50	50
	t pendiente	ns.	ns.	ns.	ns.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	ns.	ns.	ns.	ns.
recuperación	promedio± d.e. ecg	6608± 3865	85.8±5.3	14.2± 5.3	6.8± 2.6
	taco	5488± 3671	85.4± 5.3	14.6± 5.3	6.6± 2.4
	coef. correlación	0.999	0.988	0.988	0.988
	prom. diferencias	120±273	0.4±0.8	-0.4±0.8	0.3±0.4
	% de positivos	60	30	70	30
	t pendiente	ns.	ns.	ns.	ns.
	t intercepto	ns.	ns.	ns.	ns.
	t pareada	ns.	ns.	ns.	ns.

ECC= estimación espectral a partir de los intervalos RR del ECC.

TACO= estimación espectral a partir de la frecuencia cardíaca instantánea del tacograma.

Tabla 2. Resultados por Análisis Espectral (n=10)

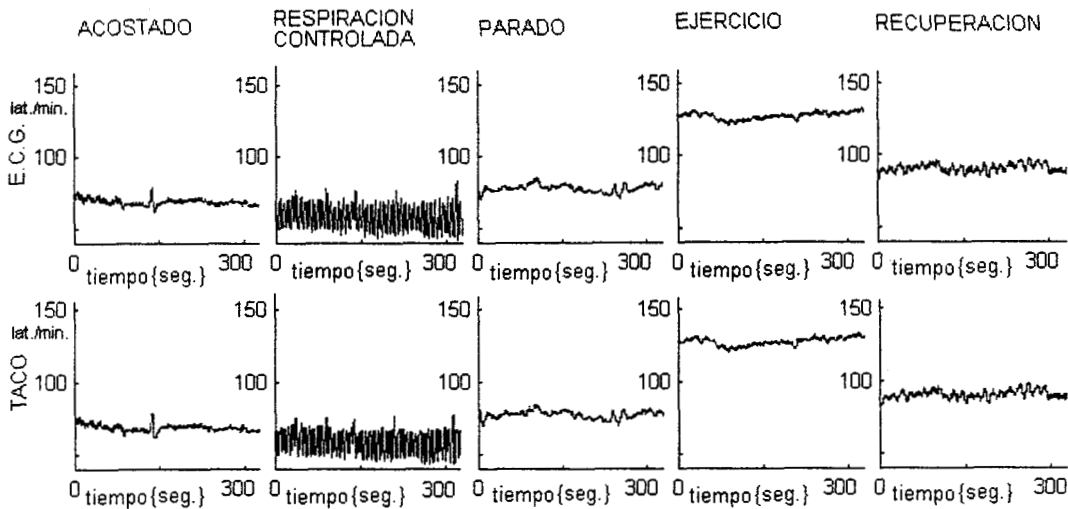


Figura 5. La VFC en función del tiempo, para un sujeto, por los dos métodos, RR y cardiogramma, para cada maniobra.

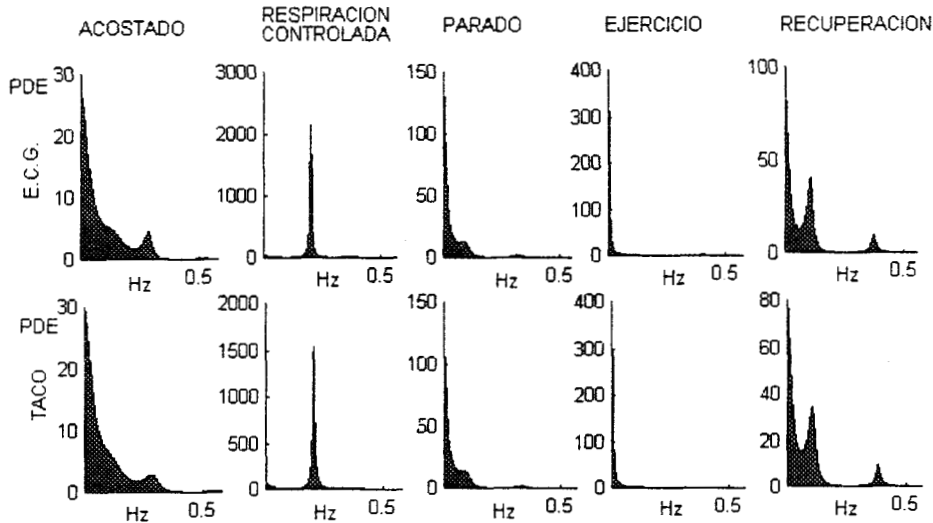


Figura 6. Espectros de la VFC, de un mismo sujeto por los dos métodos y para las cinco maniobras. Es notoria la gran semejanza entre los espectros por los dos métodos en cada maniobra.

segmento de 8 seg. de datos correspondientes a los dos métodos.

La estadísticamente menor RMSSD, es consecuencia de 2 factores. Uno de ellos es que el cardiogramma sostiene en valor constante la frecuencia cardíaca instantánea del intervalo RR precedente, hasta que calcula el intervalo RR actual. Cuando se muestrean estos niveles de DC, producen una menor diferencia entre latidos adyacentes, en relación al método por RR, en el cual antes del remuestreo se hace la interpolación. Otro, al mayor número de datos que proporciona el método del cardiogramma para el análisis en el tiempo. En el método de los intervalos R-R, una vez medidos pasan directamente al análisis en el tiempo, su número es variable dependiendo de la maniobra y el sujeto, rango de 300 a 700 latidos. En contraste el muestreo del cardio-

		MANIOBRA				
		A	RC	P	E	R
sin corrección	media ecg (lat./min)	59.0	75.4	90.8	156.0	76.6
	taco	57.4	73.3	88.2	152.1	74.3
	diferencia. (lat./min)	1.6	2.1	2.6	3.9	2.3
con corrección	media taco (lat./min)	59.0	75.4	90.8	156.5	76.4
	diferencia. (lat./min)	0	0	0	-0.5	-0.2

DÓNDE:
 A=acostado.
 RC=respiración controlada.
 P=parado.
 E=ejercicio.
 R=recuperación.

Tabla 3. Medias de la VFC para uno de los sujetos antes y después de la corrección.

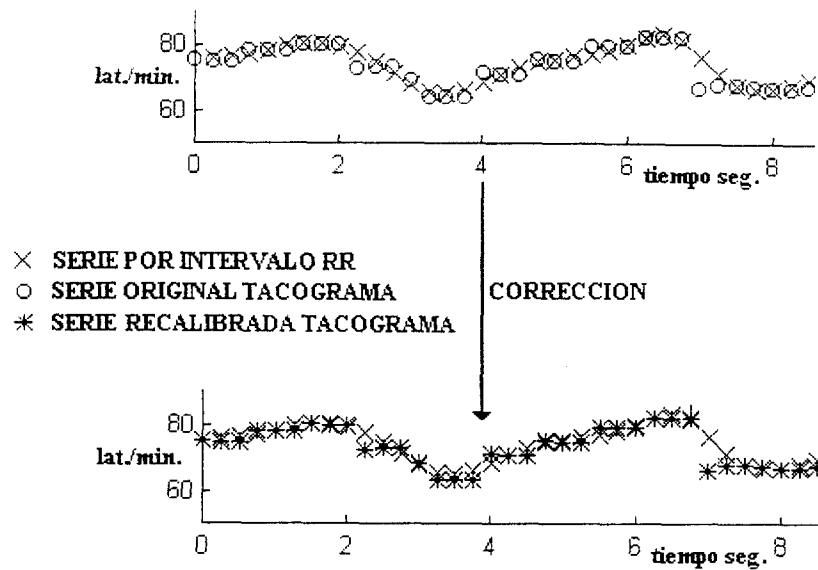


Figura 7. Minimización de las diferencias entre los valores instantáneos de la frecuencia cardíaca por los dos métodos cuando se corrige el factor de calibración del cardiograma.

tacograma siempre produce 1200 datos (4 Hz por 5 minutos), que son los que se analizan en el tiempo.

La estadísticamente menor potencia espectral total proporcionada por el método del cardiograma es producto de la subestimación que hace de la frecuencia cardíaca instantánea el cardiograma, como se evidencia en la Tabla 4, donde se reportan los valores de la potencia espectral total de un sujeto, para todas las maniobras antes y después de la corrección. En la figura 8, puede observarse tal efecto.

De los trabajos publicados que hacen uso del cardiograma (10,11,12,24,25,26,27,28,29,30,31), algunos de ellos han sido cruciales para el desarrollo del campo de estudio de la VFC. Así, el realizado por Pomeranz y Cols (11) es considerado un clásico, ya que se constituye en la primera demostración fehaciente de la relación entre los componentes espectrales de la VFC y la actividad del Sistema Nervioso Autónomo. Los trabajos de Simpson y Cols (26) y Shanon y Cols (27) sobresalen porque describen y explican los efectos del envejecimiento sobre la VFC. Asimismo es importante recalcar el ahorro de algoritmos cuando se emplean los datos adquiridos del cardiograma para los análisis en el tiempo y espectral, como quedó evidenciado en la figura 3. De los resultados obtenidos la única variable derivada del cardiograma no intercambiable es la RRMSSD, razón por la cuál no se recomienda su cálculo cuando los análisis se deriven de tal instrumento. Por tanto es notorio, dada la importancia de los dos métodos, el que no se haya realizado un estudio en el que se comparen el grado de semejanza de la VFC obtenidos por el cardiograma y por la técnica más usual del intervalo RR.

El cardiograma ha sido y es una técnica muy valiosa para los fisiólogos y clínicos, ya que permite el monitoreo de la evolución de la frecuencia cardíaca en

el tiempo. En el campo de la obstetricia su empleo ha sido de gran utilidad ya que hace posible el monitoreo de la frecuencia cardíaca instantánea fetal, variable que indica en forma global el estado de salud del producto (32, 33,34). En el campo de la fisiología su uso ha sido sobresaliente, sobre todo para la investigación de la arritmia respiratoria (35,36,37,38). En la experiencia de los autores del presente trabajo el cardiograma resulta indispensable, al posibilitar la visualización en tiempo real de la VFC, la intensidad del ejercicio y la detección temprana de alteraciones cardiovasculares en los sujetos bajo estudio (por ejemplo bradicardia extrema post-ejercicio). Desde el cardiograma considerado de alta resolución (39) hasta los actuales, ya con microprocesador en general, tienen un buen desempeño en la detección de la frecuencia cardíaca instantánea. No obstante el uso seguro del cardiograma, como técnica alterna al

			MANIOBRA				
			A	RC	P	E	R
sin corrección	pot. espec. (Total)	ecg	13801	5454	6176	2327	10694
		taco	13292	5122	6098	2153	10318
		diferencia	509	332	78	164	376
con corrección	pot. espec. (Total)	taco	13876	5423	6190	2310	10726
		diferencia	-75	31	-14	17	-32

DÓNDE:
 A=acostado.
 RC=respiración controlada.
 P=parado.
 E=ejercicio.
 R=recuperación.

Tabla 4. Potencia espectral total por los dos métodos en un sujeto y las diferencias resultantes después de la recalibración.

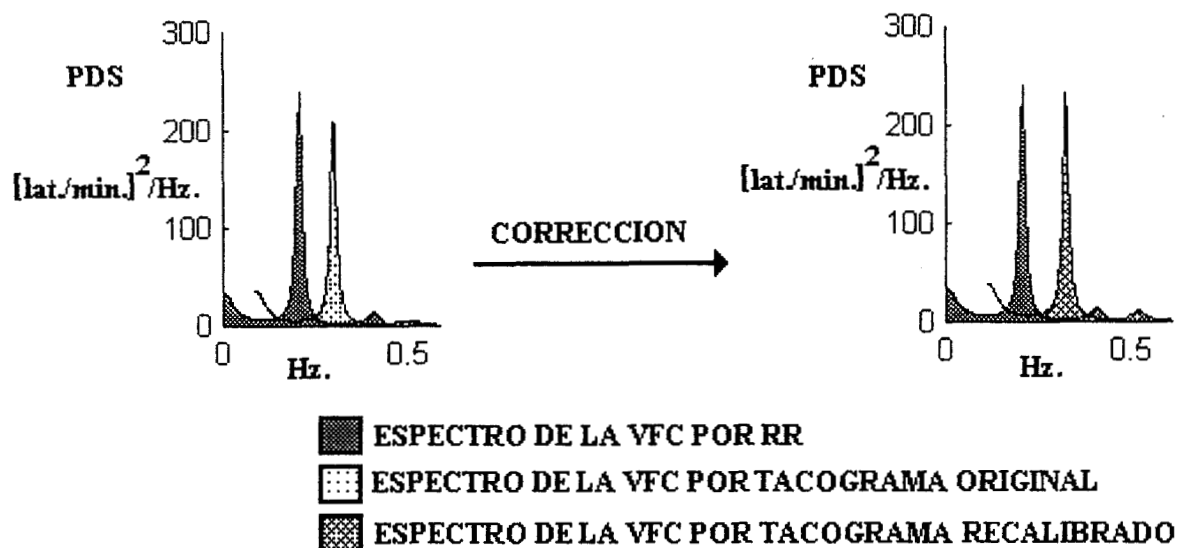


Figura 8. Aumento de la potencia de la densidad espectral en el espectro obtenido en el cardiograma cuando se corrige el error sistemático.

preprocesamiento del ECG, para los análisis en el tiempo y espectral de la VFC, deberá ir precedido por una valoración cuidadosa de parte del investigador de la exacta medición de la frecuencia cardíaca instantánea que haga el instrumento específico de que disponga.

Se seleccionó el método autoregresivo por el mayor suavizado espectral, la mejor resolución y la mayor eficiencia en segmentos cortos de datos (30). El desempeño de los métodos fue probado en sujetos sometidos a un conjunto de cinco maniobras experimentales, que modifican en forma significativa la actividad del sistema nervioso autónomo sobre el corazón y por lo tanto el comportamiento de los estimadores temporales y espectrales (3,13), circunstancia que aumenta la consistencia de los resultados obtenidos.

Según Bland y Altman (40) la comparación entre dos técnicas diferentes de medición de una misma variable, debe establecerse no sólo a partir de las pruebas de significancia y del coeficiente de correlación entre ellas, sino en conjunto con el promedio de las diferencias y su límite, sugerencia que se tomó en cuenta en el presente trabajo, para evaluar el grado de acuerdo entre las VFC's proporcionadas por ambos métodos.

En conclusión, los hallazgos del presente trabajo demuestran que los datos de la frecuencia cardíaca latido a latido computados por el cardiografía, son intercambiables para los análisis en el tiempo y espectral, con los obtenidos a través del procesamiento del intervalo RR, en todas las maniobras utilizadas.

REFERENCIAS

1. Lindqvist, A. "Noninvasive methods to study autonomic nervous control of circulation". Acta Physiol. Scand. 1990; 138 Suppl 588: 7-107.

2. Akselrod, S. "Spectral analysis of fluctuations in cardio-vascular parameters: a quantitative tool for the investigation of autonomic control". TIPS 1988; 9:6-9.

3. Malliani, A., Lombardi, F., Pagani, M. "Power spectrum analysis of heart rate variability: a tool to explore neural regulatory mechanisms". Br. Heart J. 1994; 71:1-2.

4. Van Ravenswaaij-Arts, C.M.A., Kollee, L.A.A.; Hopman, J.C.W., Stoeltinga, G.B.A., Van Geij.H.P. "Heart rate variability". Ann. Int. Med. 1993; 118:436-447.

5. Malliani, A., Pagani, M., Lombardi, F. "Physiology and clinical implications of variability of cardiovascular parameters with focus on heart rate and blood pressure". Am. J. Cardiol. 1994; 73: 3c-9c

6. Baselli, G., Cerutti, S., Civardi, S., Lombardi, F., Malliani, A., Merri, M., Pagani, M.; Rizzo, G. "Heart rate variability signal processing: a quantitative approach as an aid to diagnosis in cardiovascular pathologies". Int. J. Bio-Medical Comp. 1987; 20:51-70.

7. Bigger, J.T., Fleiss, R., Rolnitzky, L.M., Steinman, R. "The ability of several short-term measures of RR variability to predict mortality after myocardial infarction". Circulation 1993; 88:927-934.

8. Coumel, P., Maison-Blanche, P., Catuli, D. "Heart rate and heart rate variability in normal young adults". J. Cardiovas. Electrophysiol. 1994; 5: 899-911.

9. Jaffe, R.S., Fung, D.L. "Constructing a heart-rate variability analysis system". J. Clin. Monit. 1994; 10:45-58.

10. O'Brien, I. A., O'Hare, P., Corral, R. J. M. "Heart rate variability in healthy subjects: effect of age and the derivation of normal ranges for tests of autonomic function". Am. J. Cardiol. 1985; 16: 379-384.

11. Pomeranz, B., Macaulay, R. J. B., Caudill, M. A., Kutz, I., Adam, D., Ordon, D., Kilborn, K. M., Barger, A. C., Shannon, D. C., Cohen, R. J., Benson, H. "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis". Am J. Physiol. 1985; 248 (Heart Circ. Physiol. 17): H151-H153.

12. Haddad, G., Epstein, R., Epstein, M., Leistner, H., Mellins R. "The R-R interval and R-R variability in normal infants during sleep". Pediatr. Res. 1980; 14:809-811.

13. Carrasco Sosa, S., Jimenez Alaniz, J.R., Gonzalez Camarena, R., Ramos Martinez, G. "Algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca durante un protocolo de cinco etapas". *Rev. Mex. Ing. Biomed.* 1994; 15(2):87-98.
14. Kleiger, R., Stein, P., Bosner, M., Rottman, J. "Time domain measurements of heart rate variability". *Cardiol. Clin.* 1992; 10: 487-498.
15. Ori, Z., Monir, G., Weiss, J., Sayhuoni, X., Singer, D.H. "Heart rate variability: Frequency domain analysis". *Cardiol. Clin.* 1992; 10(3):499-533.
16. Rosenblueth, A., Simeone, F. A. "The interrelations of vagal and accelerator effects on the cardiac rate". *Am. J. Physiol.* 1934; 110:42-55.
17. Malik, M., Camm, J. "Components of heart rate variability-what they really mean and what we really measure". *Am. J. Cardiol.* 1993; 72: 821-822.
18. Pagani, M., Lombardi, F., Guzzetti, S., Rimoldi, O., Furlan, R., Pizzinelli, P., Sandrone, G., Malfatto, C., Dell'orto, S., Piccaluga, E., Turiel, M., Baselli, G., Cerutti, S., Malliani, A. "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog". *Circ. Res.* 1986; 59:178-193.
19. Bernardi, L., Keller, F., Sanders, M., Reddy, P. S., Griffith, B., Meno, F., Pinsky, M. R. "Respiratory sinus arrhythmia in the denervated human heart". *J. Appl. Physiol.* 1989; 67:1447-1455.
20. Madama, V.C. "Pulmonary function testing and cardiopulmonary stress testing". Delmar Pub. 1993, USA.
21. Deurenberg, P., Weststrate, J.A., Vanderkooy, K. "Body composition changes assessed by bioelectrical impedance measurements". *Am. J. Clin. Nutr.* 1989; 49:401-403.
- 22.- Aoboud, S., Barnea, O. "Errors due to sampling frequency of the electrocardiogram in spectral analysis of heart rate signals with low variability". *Comp. in Cardiol IEEE Comp. Soc. Press.* 1995: 461-463.
- 23.- Kay, S.M., Marple, S.L. "Spectrum analysis -A modern perspective". *Proc. IEEE.* 1981; 69:1380-1419.
24. Nugent, S., Finley, J. "Spectral analysis of periodic and normal breathing in infants". *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1983; 30:672-675.
25. Goldberger, A. L., Goldwater, D., Bhargava, V. "Atropine unmasks bed-rest effect: a spectral analysis of cardiac interbeat intervals". *J. Appl. Physiol.* 1986; 61(5):1843-1848.
26. Simpsons, D. M., Wicks, R. "Spectral analysis of heart rate indicates reduced baroreceptor-related heart rate variability in elderly persons". *J. Gerontol.* 1987; 43: M21-M24.
27. Shannon, D. C., Carley, D. W., Benson, H. "Aging of modulation of heart rate". *Am. J. Physiol.* 1987; 253 (Heart Circ. Physiol. 22): H874-H877.
28. Vybiral, T., Bryg, R. J., Maddens, M. E., Boden, W.E. "Effect of passive tilt on sympathetic and para-sympathetic components of heart rate variability in normal subjects". *Am. J. Cardiol.* 1989; 63: 1117-1120.
29. Vybiral, T., Bryg, R. J., Maddens, M. E., Bhasin, S. S., Cronin, S., Boden, W.E., Lehmann, M. H. "Effects of transdermal scopolamine on heart rate variability in normal subjects". *Am. J. Cardiol.* 1990; 65: 604-608.
- 30-Carrasco Sosa, S., Jiménez Alaniz, J.R., Gonzalez Camarena, R., Roman Ramos, R., Medina Bañuelos, V., Azpiroz Leehan, J. "Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca". *Rev. Mex. Ing. Biomed.* 1995; 16(2): 15-34.
31. Haggemiller, C., Baumert J. H., Adt, M., Frey A. W. "Influence of active and passive ventilation on heart rate variability in healthy subjects". *Comput. Cardiol. IEEE Comp. Soc. Press.* 1994; 94: 753-756.
32. Klapholz, H. "Techniques of fetal heart rate monitoring". *Sem. Perinatol.* 1978; 2:119-129.
33. Boehm, F. H., Fields, L.M., Hutchison, J. M., Bowen, A. W., Vaughn, W. K. "The indirectly obtained fetal heart rate: Comparison of first-and second-generation electronic fetal monitors". *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1986; 155: 10-14.
34. Mantel, R., Van Geijn, H. P. Ververs, I. A., Copray, F. J. "Automated analysis of near-term antepartum fetal heart rate in relation to fetal behavioral states: The sonicaid system 8000" *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1991; 165: 57-65.
35. Hellman, J. B., Stacy, R. W. "Variation of respiratory sinus arrhythmia with age". *J. Appl. Physiol.* 1976; 41(5): 734-738.
36. Hirsch, J. A., Bishop, B. "Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate". *Am. J. Physiol.* 1981; 241 (Heart Circ. Physiol. 10): H620-H629.
37. Eckberg, D. L. "Human sinus arrhythmia as an index of vagal cardiac outflow". *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.* 1983; 54 (4): 961-966.
38. Kollai, M., Mizsei, G. "Respiratory sinus arrhythmia is a limited measure of cardiac parasympathetic control in man". *J. Physiol.* 1990; 424: 329-342.
39. Law, H. F., Epstein, R. A., Epstein, M. A. "High-resolution determination of the R-R interval" *Am. J. Physiol.* 1979; 236 (Heart 5): H894-H898.
- 40.-Bland, J., Altman, D. "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement". *Lancet* 1986; 1: 307-310.



COMPARACIÓN ENTRE LOS PARÁMETROS DE LA VARIABILIDAD DE LA PRESIÓN ARTERIAL OBTENIDOS DE LAS SALIDAS NUMÉRICA Y ANALÓGICA DEL FINAPRES

CARRASCO SOSA, S.¹
GONZÁLEZ CAMARENA, R.¹
RAMOS MARTÍNEZ, G.¹
ROMÁN RAMOS, R.¹
MEDINA BAÑUELOS, V.²
AZPIROZ LEEHAN, J.²
MARTÍNEZ CAMPOS, E.¹

¹Area de Investigación Médica. Departamento de Ciencias de la Salud, C.B.S.

²Area de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas. Depto. de Ingeniería Eléctrica, C.B.I. Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa.

RESUMEN:

El FINAPRES® ha sustituido con éxito la medición invasiva de la presión arterial, de ahí la gran relevancia que ha adquirido tanto en la investigación de Fisiología Cardiovascular, como en la Clínica. En el estudio de la variabilidad de la presión arterial, los investigadores únicamente han usado la salida analógica del FINAPRES en conjunto con programas de adquisición y algoritmos para la detección de las presiones sistólica y diastólica; aunque el instrumento tiene la capacidad de comunicación vía puerto serie. Con la finalidad de validar la intercambiabilidad entre las dos salidas (numérica y analógica), se compararon los parámetros de la variabilidad de la presión arterial sistólica y diastólica, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia. Se analizaron tanto en forma temporal como espectral 50 registros de 5 minutos de duración, obtenidos de 10 sujetos sanos para las presiones sistólica y diastólica, por cada uno de los métodos, en cinco maniobras experimentales: acostado, respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación. De los cuatro parámetros en el tiempo utilizados, sólo las medias de las presiones sistólica y diastólica mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos, por la prueba de *t* pareada y en todas las maniobras. Con promedios de las diferencias entre los dos procedimientos de 0.6 a 1.4 mmHg y con muy altos coeficientes de correlación (0.999). La potencia espectral total, los componentes de baja y alta frecuencia y su relación, para las dos presiones y por los dos métodos, no resultaron estadísticamente diferentes por las tres pruebas de *t* empleadas. Para todas las maniobras, los grados de correlación entre los métodos y para las dos presiones fueron muy altos (0.934 a 0.999), con promedios de las diferencias y límites de acuerdo de valores muy pequeños.

La diferencia entre las medias se explica, por la existencia de un error sistemático, originado en la señal de calibración proporcionada por el FINAPRES. El resto de los resultados muestran en forma concluyente que los valores de las presiones sistólica y diastólica, latido a latido, obtenidos de las dos salidas del FINAPRES son completamente intercambiables en todas las maniobras experimentales utilizadas. Con las ventajas de cierta economía computacional y posibilidad de monitoreo en tiempo real de las presiones, cuando es utilizada la comunicación puerto serie.

PALABRAS CLAVE:

Análisis espectral, análisis en el tiempo, presión arterial no invasiva, variabilidad de la presión arterial.

ABSTRACT:

Since the FINAPRES has successfully substituted the noninvasive measurement of the arterial pressure, it has acquired a great relevance in the basic and clinical research area of cardiovascular physiology. However, investigators on blood pressure variability have only used the FINAPRES analog output in combination with acquisition programs and algorithms for the detection of the systolic and diastolic pressures, despite the instrument can also be communicated with a PC through a serial port. In order to validate the interchangeability of procedures using either the analogic or the numerical FINAPRES output, the derived parameters of blood pressure variability were compared during different laboratory conditions. Ten healthy subjects were studied during five experimental conditions performed in the next order: supine, controlled breathing, orthostatic, exercise and recovery. For each condition, simultaneous acquisition of the analogic and numerical FINAPRES outputs were done during five minutes of steady state conditions. Finally, a total of one hundred (50 analogic and 50 numerical) blood pressure records were analyzed to determine temporal and spectral measures for both blood pressures, systolic and diastolic. From the four temporal parameters used (mean, SD, range, RMSSD), only the means of systolic and diastolic pressures showed significant differences ($P < 0.05$) between the two outputs, in all the experimental conditions; nevertheless the average differences were small (0.6 to 1.4 mmHg) and the correlation coefficients were very high (0.999). The computed spectral parameters (total spectral power, low frequency power, high frequency power, and low over high frequency ratio) were statistically non-significant ($P > 0.05$) in any output, and for both pressures, systolic and diastolic. The correlation coefficients between analogic and digital outputs were high (0.934 to 0.999) for all the experimental conditions, with small average of differences and small limits of agreement. The differences between the analogic and numerical means, for systolic and diastolic pressures, can be explained by the existence of a minimal systematic error originated in the calibration sign provided by the FINAPRES. Based on the comparison of the other temporal and spectral parameters, it can be concluded that the analysis of blood pressure variability obtained from the two outputs of the FINAPRES are thoroughly interchangeable in all the experimental conditions evaluated. It must be taken into account, however, that the communication through the serial port has the advantage of certain computational economy and the possibility of blood pressure monitoring in real time.

KEYWORDS:

Blood pressure variability, Finapres, Power spectrum analysis, Time domain analysis.

INTRODUCCIÓN

La presión arterial sistémica es una variable que resulta del acoplamiento entre los mecanismos funcionales del ventrículo izquierdo (gasto cardíaco) y de los arteriales (resistencia vascular periférica, elasticidad), sujeta además a múltiples sistemas de control (1). Es una de las variables cardiovasculares más estudiadas, dada la enorme literatura que existe al respecto, explorada tanto en animales como en los seres humanos y en éstos, tanto en condiciones normales como en la clínica. El nivel de la presión arterial es un índice del estado actual de la función cardiovascular y pronóstico del riesgo de morbi-mortalidad. Así a menor presión arterial, mejor será el pronóstico de salud cardiovascular y a mayor presión le corresponde un riesgo aumentado de morbimortalidad (2). Por otra parte, vale la pena mencionar que la hipertensión arterial es una de las enfermedades con mayores índices de prevalencia (3).

Para el registro de la presión arterial en animales, el método de elección es el invasivo. En seres humanos, el método recomendado en la mayoría de las circunstancias clínicas es el auscultatorio, aunque el invasivo continúa siendo el preferido en áreas clínicas como la hemodinamia, donde se emplea en forma rutinaria el cateterismo cardíaco (2). Para el estudio de la variabilidad de la presión arterial (VPA) en humanos primero se emplearon los métodos invasivos, los cuales paulatinamente han sido sustituidos por los no invasivos, en la medida en que se han desarrollado sistemas de este tipo capaces de evaluar la presión arterial en un formato latido a latido (4).

El FINAPRES es un instrumento que mide la presión arterial latido a latido con el empleo del principio propuesto por Penaz (5). Esta técnica hace posible el registro de la presión arterial en forma continua y no invasiva. El aparato fue desarrollado por Wesseling y cols. (6) y ha sido validado por comparación con datos de presión arterial directa en varios trabajos (7,8,9), cuyos resultados han demostrado la no existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos y por tanto la aceptable confiabilidad del FINAPRES, con su valor agregado de no invasividad. Por esta razón ha sustituido con éxito al registro directo (invasivo) de la presión arterial, tanto en estudios clínicos, como de fisiología cardiovascular (10). El FINAPRES despliega la forma de onda del pulso de presión arterial, la tendencia, los valores digitales de la frecuencia cardíaca y de las presiones sistólica y diastólica, en un formato latido a latido o promediado. Además, tiene tanto una salida analógica calibrada de la onda de presión arterial, que es la utilizada en todos los estudios reportados, así como la posibilidad de comunicación vía puerto serie con una computadora para el envío de los valores numéricos de la presión arterial.

La información disponible inequívocamente indica que los análisis de la VPA y de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), tanto por el enfoque espectral como por el temporal, provee información interesante y representa una útil herramienta para el

estudio de los mecanismos involucrados en el control cardiovascular, tanto en condiciones normales como en enfermedad (11). La utilidad potencial de estas técnicas está relacionada con la posibilidad de que ellas ofrecen información acerca de la regulación cardiovascular que puede ser obtenida en condiciones de vida real, es decir, en condiciones libres de artificios de laboratorio. Sin embargo la interpretación de los espectros de la VPA y VFC es controvertida, particularmente cuando se consideran señales registradas fuera del medio ambiente estandarizado del laboratorio, y es evidente que componentes específicos espectrales pueden ser relacionados a diferentes mecanismos en diferentes condiciones (12).

En el campo de estudio de la función cardiovascular el FINAPRES es el instrumento de elección cuando se pretende analizar la VPA (4). Es común que en este tipo de investigaciones se combinen el procesamiento del ECC con el procesamiento de la señal analógica de la presión arterial. Esta operación requiere el desarrollo de algoritmos por parte de los usuarios, para la digitalización de la señal analógica y la detección de las presiones sistólica y diastólica, en una base latido a latido, para construir de esta forma las series de datos utilizadas para los análisis temporal y espectral. La realización del presente proyecto se encaminó hacia la validación de la salida numérica del FINAPRES, por la economía computacional y la posibilidad de monitoreo en tiempo real de las presiones que se logra con ella. En la literatura que se revisó no se encontraron trabajos de investigación que hayan comparado las dos salidas, y por lo tanto hayan mostrado su adecuada intercambiabilidad según las conveniencias y recursos del usuario. Así, el objetivo del presente trabajo fue valorar el grado de semejanza entre los parámetros temporales y espectrales de las variabilidades de las presiones sistólica y diastólica, obtenidas de las dos diferentes salidas del FINAPRES, en cinco maniobras experimentales, acostado, respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación. Para ello se realizó la comparación estadística para cada presión entre cuatro parámetros del dominio del tiempo y cuatro espectrales, en cincuenta archivos de datos correspondientes a cada tipo de salida.

MATERIAL Y MÉTODOS

Sujetos.

Se estudió una muestra de diez sujetos jóvenes, 5 femeninos y 5 masculinos. Con las siguientes características:

- Nativos de la Ciudad de México.
- Sanos. El estado de salud se valoró por historia clínica, electrocardiograma de reposo con el empleo del electrocardiógrafo Page-writer XLE de Hewlett Packard y espirometría con la utilización del espirómetro Stead Wells de Collins, ambos procedimientos obtenidos por técnicas convencionales (13).
- No fumadores.

- Sedentarios. Sin actividad física rutinaria o menor a una hora por semana.
- Jóvenes. Edad 22.8 ± 1.8 años.
- Porcentaje de grasa corporal dentro de límites normales: 22.3 ± 3.8 % valorada por el método de bioimpedancia corporal (14) por medio del impedancímetro 101A-RJL.
- Medidas antropométricas similares a la de la población general mexicana de acuerdo a la edad y sexo; peso 62.7 ± 13.6 Kg., estatura 165.0 ± 11.0 cm.

- Recuperación; etapa inmediata a la terminación del ejercicio en bicicleta, con el sujeto sentado y quieto sobre el ergómetro.

Los sujetos fueron reclutados por invitación y se les informó de los riesgos y beneficios del estudio, los que aceptaron firmaron por escrito su consentimiento como voluntarios de acuerdo a la declaración de Heisinki, que norma la experimentación en seres humanos.

Las condiciones ambientales imperantes en el laboratorio fueron: presión barométrica de 593.5 ± 1.6 mmHg, temperatura ambiental de 25.6 ± 1.2 y humedad relativa de $55.4 \pm 8\%$. Los estudios se llevaron a cabo en las mañanas entre las 9:00 y 12:30 horas, con los sujetos en ayuno relativo.

Protocolo.

A los sujetos se les aplicaron las siguientes maniobras, mismas que con ligeras modificaciones ya han sido utilizadas en un trabajo previo (15):

- Acostado; el sujeto situado en decúbito dorsal y lo más relajado posible.
- Respiración controlada; en la posición de acostado, el sujeto mantuvo constante la frecuencia respiratoria a 12 por minuto (0.2 Hz), mediante el ritmo marcado por un metrónomo electrónico.
- Parado; con el sujeto lo más quieto posible.
- Ejercicio en bicicleta; se administró una sola carga de trabajo de 80 wats por medio de un ergómetro de bicicleta, Monark 818.

Las maniobras se administraron al sujeto en forma consecutiva, siempre en el mismo orden. Cada una tuvo una duración de 5 minutos. El cambio de una maniobra a otra tomó alrededor de 2 minutos, tiempo suficiente para que la presión arterial logre el estado estable. Durante cada maniobra se registró la presión arterial y se adquirieron y capturaron los dos tipos de salida del FINAPRES. El procesamiento se hizo fuera de línea al término de cada estudio, para un total de 100 archivos (10 sujetos por cinco maniobras por dos métodos diferentes).

Funcionamiento del FINAPRES.

Este instrumento realiza una medición continua de la presión arterial en el dedo, despliega la forma de onda del pulso de presión, la tendencia, los valores digitales de la frecuencia cardíaca y de las presiones sistólica y diastólica, en un formato latido a latido o promediado. El principio en el que se basa la medición es el siguiente (6): mediante la utilización de un fotopleletismógrafo se determina el volumen de sangre del dedo, que se compara con un valor de referencia (determinado cuando las paredes arteriales tienen una presión transmural igual a cero). Las diferencias en el volumen del dedo manejan una servoválvula que permite en una forma muy rápida el aumento o disminución en la presión del brazalete, para mantenerla en un valor igual al de referencia. La presión del brazalete se mide con un transductor de presión y la señal resultante es la onda de presión arterial, la cual es digitalizada y manejada, para los cálculos de la frecuencia cardíaca y las presiones por un microprocesador (fig. 1).

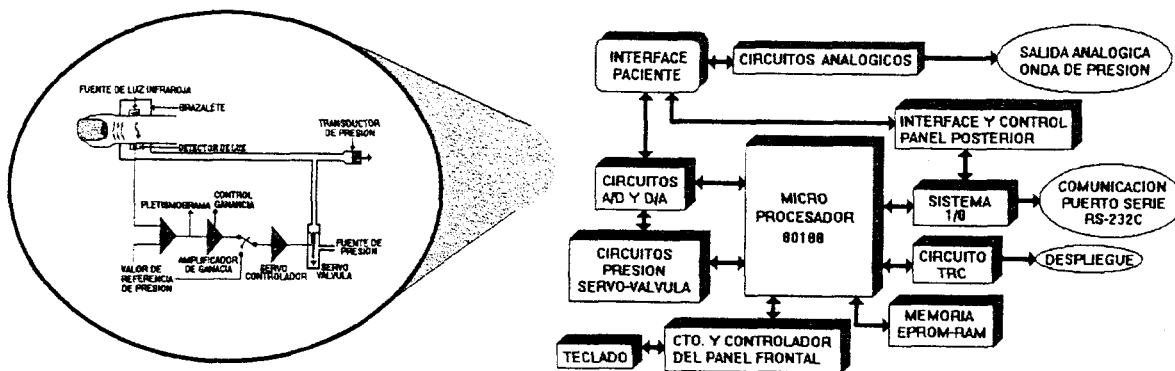


Figura 1. Principio de funcionamiento y principales componentes del FINAPRES.

El FINAPRES consta de las siguientes partes (16):

- Controlador del Panel Frontal, interfase entre el teclado y el CPU.
- Tarjeta de interfase con el paciente, alimenta el LED infrarrojo y detecta las variaciones en la amplitud del pulso.
- Sistema entrada-salida, soporta la interfase RS-232C.
- Circuito de la válvula de presiones, incluye la servoválvula y el transductor de presión.
- Circuito de interfase y control con el panel posterior, conecta el cable de interfase del paciente con la tarjeta analógica, realiza una conexión neumática con el cable del paciente y conecta con la RS-232C. Además contiene los controles para brillantez y el volumen de la alarma.
- CPU, además del microprocesador (80188, 8-bits, bus externo de 8-bits y arquitectura de 16-bits), contiene EPROM y RAM.
- Circuito controlador del tubo de rayos catódicos, proporciona un conjunto de señales de referencia, dirección, control, sincronía, etc.
- Conversión A/D y D/A, mide señales analógicas como las generadas por la servo electrónica, termómetro, voltajes de alimentación y referencia.
- Circuitos analógicos, contienen controles de ganancia, osciladores, amplificadores y buffers.

Medición de la presión arterial.

Se seleccionó el tamaño adecuado del brazalete de acuerdo a las indicaciones del fabricante (16), se colocó en la segunda falange del dedo medio y con la mano situada a nivel del corazón.

Comunicación FINAPRES-Computadora.

Se realizó mediante dos procedimientos:

1. Captura de los datos numéricos, a partir de la comunicación vía puerto serie entre el instrumento y una PC386, con un protocolo de comunicación que se desarrolló de acuerdo a las especificaciones del fabricante (16): inicio 1-bit, datos 7-bits, paridad 1-bit impar, paro 1-bit, velocidad 1200 bps, formato 7-bits ASCII y dúplex lleno. Además se agregó un programa que almacenó y graficó (en función del tiempo) en el monitor, en tiempo real, los valores numéricos de las presiones sistólica y diastólica, en un formato latido a latido, durante los cinco minutos de duración de cada maniobra.
2. Adquisición de la señal analógica con la utilización de un convertidor analógico-digital PCLab-812, en conjunto con un programa de adquisición en lenguaje C ya reportado (15) y una PC Pentium. En breve la adquisición presenta las siguientes características:

- Requiere que el usuario introduzca el número de datos, la frecuencia de muestreo y el número de canales;
- Verifica que los valores se encuentren dentro del rango de diseño del convertidor;
- Inicializa la frecuencia de muestreo, el contador de datos, calcula el número total de éstos y pone el índice de canal en cero;
- Se basa en una rutina de interrupciones que almacena en memoria cada dato adquirido y actualiza el número de canal;
- Utiliza un programa para acceder al área de memoria alta para simular una memoria expandida;
- Los datos se almacenaron en disco como enteros (para reducir el espacio de almacenamiento).

Para cada etapa del protocolo las señales fueron adquiridas a una frecuencia de muestreo de 500 Hz durante 5 minutos.

En la figura 2 se muestra el arreglo de los instrumentos utilizados para el registro de adquisición de la presión arterial.

Procesamiento.

Se utilizó un programa implementado en ambiente MATLAB que hizo las siguientes funciones:

- Lectura de los archivos de datos numéricos y de los provenientes de la señal analógica.
- Detección de las presiones sistólica y diastólica mediante un algoritmo que realiza una promediación consecutiva, para disminuir el ruido de la señal. Selecciona el primer valor máximo (sistólica) y mínimo (diastólica) para obtener un patrón. Calcula la mejor correlación entre el patrón y cada máximo en los períodos subsiguientes, para seleccionar los valores sistólicos. Hace una búsqueda de mínimos entre sistólicos adyacentes y selecciona el mínimo más cercano al segundo sistólico como diastólico. La evaluación del anterior algoritmo se realizó por inspección visual, mediante la observación de la correcta detección de los puntos máximos (sistólicos) y mínimos (diastólicos), en varios miles de ondas de presión arterial. No se encontraron errores apreciables.
- Calibración de los datos anteriores por la multiplicación por un factor de conversión, obtenido a partir de la adquisición del pulso de calibración dado por el FINAPRES, en el cual 1 volt es igual a 100 mmHg.
- Formación de las series de presión sistólica y diastólica, ajuste por interpolación cúbica y remuestreo de las mismas a 4 Hz de los dos tipos de salidas del FINAPRES. Este procedimiento se realizó para tener datos equidistantes, requisito para la aplicación del análisis espectral.

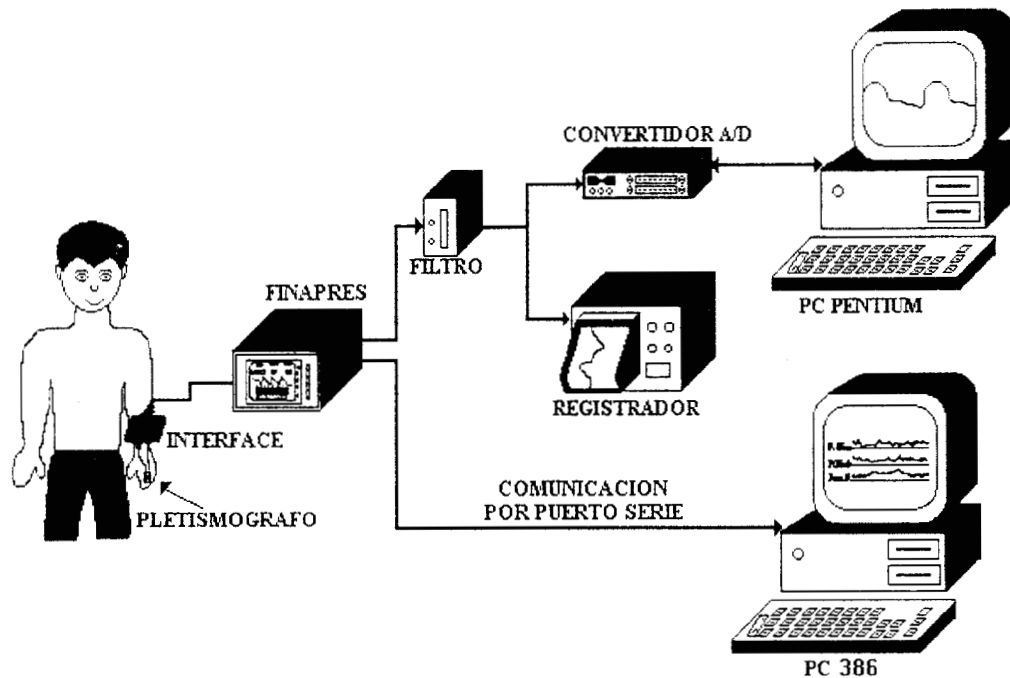


Figura 2. Arreglo de la instrumentación empleada para el registro y adquisición de la presión arterial.

- Análisis en el tiempo de ambos tipos de series. Se estimaron parámetros tales como la media, la desviación estándar, el rango (valor máximo menos el valor mínimo) y la raíz cuadrada de la media de las diferencias entre latidos sucesivos (RMSSD).
- Análisis en la frecuencia. La estimación de la potencia de la densidad espectral se realizó, previa supresión del nivel y tendencia lineal de los datos, mediante el modelo autorregresivo de Burg. El orden del modelo se estimó para cada archivo por un procedimiento que selecciona aquel que minimiza el criterio de información de Akaike. En la mayor parte de los archivos, este se situó entre 15 y 20. Se calculó la integral de la potencia espectral en las siguientes bandas de frecuencia: baja de 0.004 a 0.15 Hz; alta de 0.15 a 1.0 Hz, normalizadas con la potencia espectral total (de 0.004 a 1.0Hz). Además se obtuvo la relación entre las potencias de la banda de baja frecuencia sobre la de alta (B/A).

Análisis estadístico.

Se calcularon los promedios y desviaciones estándares para los ocho parámetros (cuatro en el tiempo y cuatro espectrales), de las presiones sistólica y diastólica, pertenecientes a cada tipo de salida (numérica y analógica) del instrumento y para las cinco maniobras experimentales. La evaluación del grado de semejanza de los valores para las presiones sistólica y diastólica, entre los dos métodos, se rea-

lizó por técnicas de regresión lineal, correlación lineal, promedio y desviación (límite de concordancia) de las diferencias y tres pruebas de t pareada (comparación de pendientes, interceptos de las líneas de regresión y global). Se consideró la existencia de diferencias estadísticamente significativas para $p < 0.05$.

En la figura 3 se ilustra mediante un esquema a bloques de las principales funciones realizadas por el algoritmo de procesamiento desarrollado.

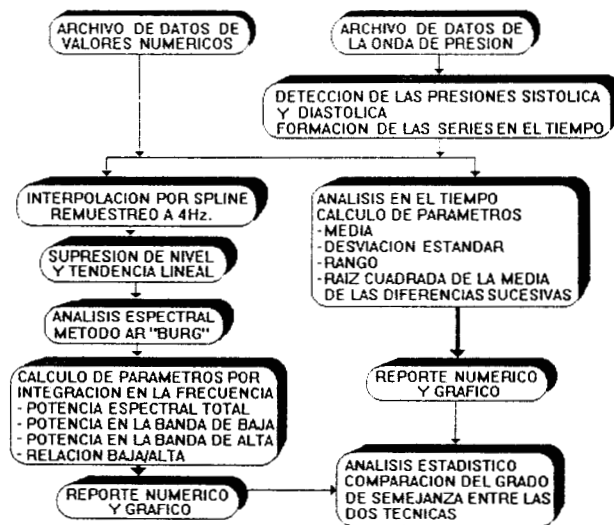


Figura 3. Esquema a bloques del algoritmo utilizado para el procesamiento de los dos tipos de archivos de la presión arterial.

MANIOBRA	ESTADÍSTICO	PARAMETROS EN EL TIEMPO			
		MEDIA (mmHg)	D.E. (mmHg)	RANGO (mmHg)	RMSSD (mmHg)
ACOSTADO	PROMEDIO ± D.E. NUM.	119.6 ± 10.7	5.1 ± 1.5	26.0 ± 8.0	2.2 ± 0.5
	ANA.	118.2 ± 10.8	5.1 ± 1.5	26.1 ± 7.8	2.2 ± 0.4
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.992	0.996	0.967
	PROM. DIFERENCIAS	1.4 ± 0.5	0.05 ± 0.2	-0.2 ± 0.7	0.04 ± 0.1
	% DE POSITIVOS	0	60	40	60
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	NS.
RESPIRACIÓN CONTROLADA	PROMEDIO ± D.E. NUM.	117.4 ± 12.4	6.0 ± 1.7	31.4 ± 8.4	3.8 ± 1.2
	ANA.	116.3 ± 12.5	5.9 ± 1.7	31.1 ± 8.4	3.8 ± 1.4
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.993	0.997	0.951
	PROM. DIFERENCIAS	1.1 ± 0.2	0.1 ± 0.2	0.3 ± 0.7	-0.01 ± 0.4
	% DE POSITIVOS	0	70	40	70
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	NS.
PARADO	PROMEDIO ± D.E. NUM.	107.0 ± 16.0	5.4 ± 0.9	31.8 ± 9.0	2.7 ± 0.7
	ANA.	105.8 ± 16.0	5.4 ± 0.9	32.2 ± 8.8	2.7 ± 0.6
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.999	0.997	0.999
	PROM. DIFERENCIAS	1.2 ± 0.1	0 ± 0.1	-0.4 ± 0.7	0 ± 0.01
	% DE POSITIVOS	0	90	70	100
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	S.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	S.
EJERCICIO	PROMEDIO ± D.E. NUM.	175.0 ± 15.0	9.6 ± 2.7	53.0 ± 11.3	4.8 ± 1.0
	ANA.	174.3 ± 15.2	9.6 ± 2.8	53.2 ± 11.3	4.9 ± 1.0
	COEF. CORRELACIÓN	0.997	0.999	0.999	0.999
	PROM. DIFERENCIAS	0.7 ± 1.2	-0.02 ± 0.1	-0.2 ± 0.5	-0.1 ± 0.2
	% DE POSITIVOS	10	90	80	90
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	S.
RECUPERACIÓN	PROMEDIO ± D.E. NUM.	120.1 ± 9.2	6.0 ± 1.4	32.3 ± 7.8	3.0 ± 0.6
	ANA.	118.8 ± 9.2	6.0 ± 1.4	32.4 ± 8.0	3.0 ± 0.6
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.999	0.999	0.999
	PROM. DIFERENCIAS	1.3 ± 0.1	-0.02 ± 0.04	-0.1 ± 0.4	-0.01 ± 0.03
	% DE POSITIVOS	0	100	60	90
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	S.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	NS.

NUM = Valores salida numérica.

ANA = Valores salida analógica.

NS = Diferencias estadísticamente no significativas, $p > 0.05$ S = Diferencias estadísticamente significativas, $p < 0.05$ Tabla 1. Resultados por análisis en el tiempo para las presiones sistólicas ($n = 10$).

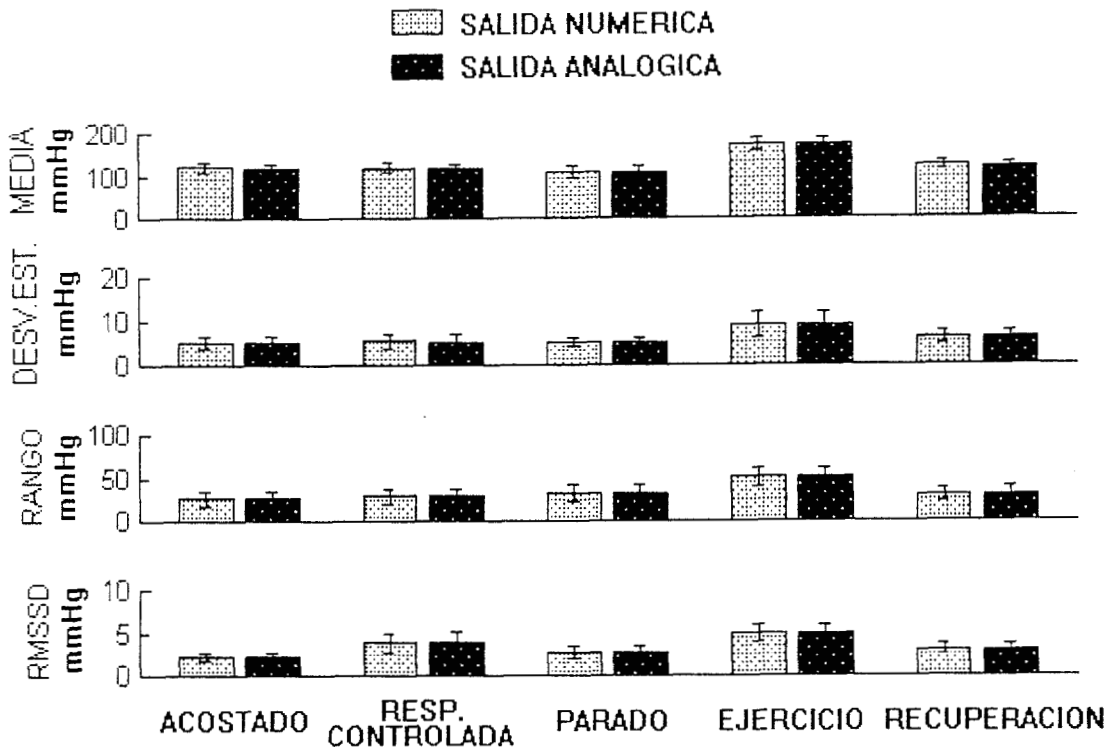


Figura 4. Promedios por barras de los parámetros temporales de la presión sistólica por los dos métodos durante las cinco maniobras experimentales.

RESULTADOS

En la tabla 1 se reportan los promedios con sus desviaciones estándares de los parámetros en el tiempo para la presión sistólica, durante las cinco maniobras y por los dos diferentes métodos de obtención. El comportamiento de los estimadores fue el siguiente:

- Media. Los promedios de la salida numérica fueron mayores, con relación a los de la analógica, en todas las maniobras, de 0.7 a 1.4 mmHg., con límites de concordancia de ± 0.08 a ± 1.2 mmHg, con 0% de positivos, coeficientes de correlación de 0.997 a 0.999 y con t pareada estadísticamente significativa.
- Desviación estándar. Los promedios para este parámetro por ambas salidas fueron muy semejantes para todas las maniobras, con diferencias promedios entre 0.02 a 0.09 mmHg, con límites de concordancia entre ± 0.04 a ± 0.2 mmHg, con porcentaje de positivos de 60 a 100% y con diferencias estadísticamente no significativas por las tres pruebas de t.
- Rango. Sus promedios por las dos salidas fueron de valor muy semejante, con una diferencia promedio de 0.09 a 0.4 mmHg, con límites de concordancia entre ± 0.4 a ± 0.7 mmHg. Los coeficientes de correlación se situaron entre 0.996 a 0.999 y no hubo diferencias

estadísticamente significativas por las tres pruebas de t.

- RMSSD. Los promedios para este parámetro fueron muy semejantes en todas las maniobras, promedio de las diferencias entre 0.008 a 0.1 mmHg, con límites de concordancia entre ± 0.03 a ± 0.4 , coeficientes de correlación de 0.951 a 0.999, porcentaje de positivos entre 60 a 100 y la no se detectaron diferencias estadísticamente significativas por las tres pruebas de t.

En la fig. 4 se puede observar con mayor facilidad la gran semejanza existente entre los promedios de los parámetros en el dominio del tiempo, para la presión sistólica, por los dos métodos y para las cinco maniobras del estudio.

En la tabla 2 se reportan los valores de los parámetros en el tiempo para la presión diastólica, durante las cinco maniobras y por los dos diferentes métodos de obtención. A continuación se relata el comportamiento de los mismos.

- Media. Los promedios de la salida numérica fueron mayores a los de la analógica, en todas las maniobras, de 0.6 a 1.3 mmHg, con límites de concordancia de ± 0.07 a ± 0.4 mmHg, con 0% de positivos, coeficientes de correlación de 0.999 y con pruebas de t pareadas estadísticamente significativas en todas las maniobras.

MANIOBRA	ESTADÍSTICO	PARAMETROS EN EL TIEMPO			
		MEDIA (mmHg)	D.E. (mmHg)	RANGO (mmHg)	RMSSD (mmHg)
ACOSTADO	PROMEDIO ± D.E. NUM.	66.8 ± 7.2	3.3 ± 0.9	17.7 ± 4.4	1.9 ± 0.9
	ANA.	65.5 ± 7.3	3.2 ± 0.8	17.8 ± 4.5	1.9 ± 0.8
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.992	0.993	0.998
	PROM. DIFERENCIAS	1.3 ± 0.3	0.1 ± 0.1	-0.1 ± 0.5	0.01 ± 0.1
	% DE POSITIVOS	0	70	70	50
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	S.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	NS.
RESPIRACIÓN CONTROLADA	PROMEDIO ± D.E. NUM.	66.9 ± 9.3	3.3 ± 0.8	18.1 ± 4.4	2.8 ± 1.0
	ANA.	65.7 ± 9.4	3.3 ± 0.8	18.1 ± 4.5	2.8 ± 1.0
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.999	0.993	0.999
	PROM. DIFERENCIAS	1.2 ± 0.1	0.001 ± 0.02	-0.01 ± 0.5	-0.01 ± 0.03
	% DE POSITIVOS	0	50	60	70
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	S.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	NS.
PARADO	PROMEDIO ± D.E. NUM.	66.2 ± 10.4	3.0 ± 0.5	18.1 ± 3.7	1.5 ± 0.2
	ANA.	65.0 ± 10.2	3.0 ± 0.5	18.2 ± 3.7	1.5 ± 0.2
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.996	0.987	0.933
	PROM. DIFERENCIAS	1.2 ± 0.2	0 ± 0.04	-0.1 ± 0.6	-0.02 ± 0.1
	% DE POSITIVOS	0	90	60	90
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	NS.
EJERCICIO	PROMEDIO ± D.E. NUM.	90.3 ± 9.4	4.9 ± 1.6	27.5 ± 6.2	3.5 ± 0.9
	ANA.	89.7 ± 9.4	5.0 ± 1.6	27.9 ± 6.3	3.6 ± 0.9
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.999	0.994	0.997
	PROM. DIFERENCIAS	0.6 ± 0.4	-0.05 ± 0.1	-0.4 ± 0.7	-0.1 ± 0.1
	% DE POSITIVOS	10	100	70	100
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	NS.
RECUPERACIÓN	PROMEDIO ± D.E. NUM.	70.4 ± 8.6	3.2 ± 0.6	17.8 ± 2.9	1.4 ± 0.4
	ANA.	69.3 ± 8.6	3.2 ± 0.6	18.0 ± 3.0	1.5 ± 0.4
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.997	0.929	0.996
	PROM. DIFERENCIAS	1.1 ± 0.2	-0.01 ± 0.1	-0.2 ± 1.1	-0.1 ± 0.03
	% DE POSITIVOS	0	50	50	100
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	S.	NS.	NS.	NS.

NUM = Valores salida numérica.
ANA = Valores salida analógica.
NS = Diferencias estadísticamente no significativas, $p > 0.05$
S = Diferencias estadísticamente significativas, $p < 0.05$

Tabla 2. Resultados por análisis en el tiempo para las presiones diastólicas ($n = 10$).

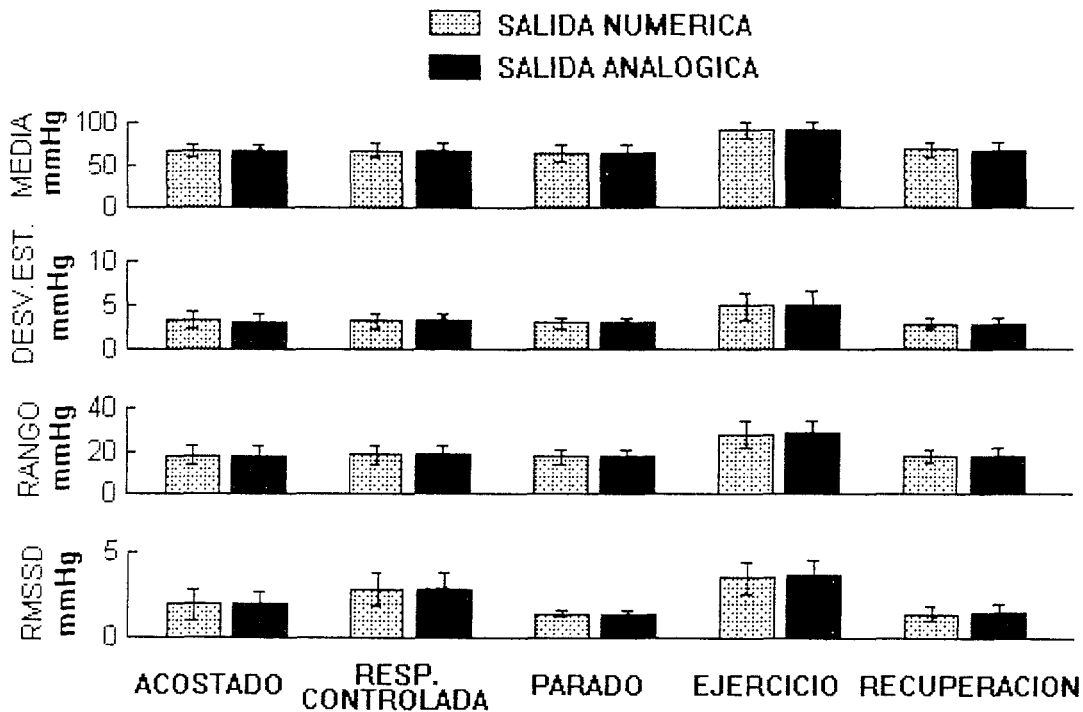


Figura 5. Promedios por barras de los parámetros temporales de la presión diastólica por los métodos durante las cinco maniobras experimentales.

- Desviación estándar. Los promedios para este parámetro por ambas salidas fueron muy semejantes para todas las maniobras, con diferencias promedio entre 0.001 a 0.07 mmHg, límites de concordancia entre ± 0.02 a ± 0.12 mmHg, con porcentaje de positivos de 50 a 100% y no se observaron diferencias estadísticamente significativas por las tres pruebas de t en todas las maniobras.
- Rango. Los promedios por las dos salidas fueron de valor muy semejante en todas las maniobras, con una diferencia promedio de 0.01 a 0.4 mmHg, con límites de concordancia entre ± 0.5 a ± 1.1 mmHg. Los coeficientes de correlación estuvieron entre 0.929 a 0.994 y no hubo diferencias estadísticamente significativas por las tres pruebas de t en todas las maniobras.
- RMSSD. Los promedios para este parámetro fueron muy semejantes en todas las maniobras; así, el promedio de las diferencias se situó entre 0.006 a 0.07 mmHg, el rango de concordancia entre ± 0.03 a ± 0.09 mmHg, los coeficientes de correlación de 0.933 a 0.999, el porcentaje de positivos entre 50 a 100% y tampoco hubo existencia de diferencias estadísticamente significativas por las tres pruebas de t en todas las maniobras.

por las dos salidas del FINAPRES y para las cinco maniobras experimentales. Se puede notar la gran semejanza entre los mismos en todas las maniobras.

En la tabla 3 se reportan los valores de los parámetros espectrales para la presión sistólica durante las cinco maniobras y por los dos diferentes métodos de obtención. El comportamiento de este tipo de estimadores fue el siguiente:

- Potencia espectral total. Los promedios por ambos métodos fueron muy semejantes, sin la existencia de diferencias estadísticamente significativas por las pruebas de t, en todas las maniobras, de tal forma que los promedios de las diferencias con sus respectivos límites de acuerdo fueron de -64 ± 268 a 167 ± 398 (mmHg)²/Hz, con coeficientes de correlación entre 0.996 a 0.999, porcentaje de positivos de 50 a 60%.
- Componentes de baja frecuencia. Los promedios por ambos métodos fueron muy semejantes, sin la existencia de diferencias estadísticamente significativas por las pruebas de t en todas las maniobras, así, los promedios de las diferencias, con sus respectivos límites de acuerdo, fueron de $-0.08(1.8$ a $0.6(0.9\%$, con coeficientes de correlación entre 0.994 a 0.999, porcentaje de positivos de 20 a 60%.
- Componentes de alta frecuencia. Los promedios por ambos métodos fueron muy semejantes, sin existencia de diferencias estadística-

En la figura 5 se ilustran los promedios por barras de los parámetros temporales de la presión diastólica.

MANIOBRA	ESTADÍSTICO	POT. ESPEC. TOTAL (mmHg) ² /Hz	PARAMETROS ESPECTRALES		REL. B:A
			COMP. BAJA (%)	COMP. ALTA (%)	
ACOSTADO	PROMEDIO ± D.E. NUM	5169 ± 2630	83.4 ± 13.0	16.6 ± 13.0	9.1 ± 6.9
	ANA	5187 ± 2660	82.8 ± 13.2	17.2 ± 13.2	8.7 ± 6.7
	COEF. CORRELACIÓN	0.998	0.996	0.998	0.996
	PROM. DIFERENCIAS	-18 ± 184	0.6 ± 0.9	-0.6 ± 0.9	0.4 ± 0.6
	% DE POSITIVOS	50	30	80	30
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.
RESPIRACION CONTROLADA	PROMEDIO ± D.E. NUM	7612 ± 3555	54.6 ± 16.0	45.4 ± 16.0	1.5 ± 1.0
	ANA	7445 ± 3315	55.4 ± 16.6	44.6 ± 16.6	1.6 ± 1.0
	COEF. CORRELACIÓN	0.996	0.994	0.994	0.986
	PROM. DIFERENCIAS	167 ± 398	-0.1 ± 1.8	0.8 ± 1.8	-0.1 ± 0.2
	% DE POSITIVOS	40	60	40	70
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.
PARADO	PROMEDIO ± D.E. NUM	7232 ± 2593	77.2 ± 14.6	22.8 ± 14.6	5.9 ± 5.4
	ANA	7234 ± 2702	77.0 ± 14.3	22.8 ± 14.1	5.6 ± 5.0
	COEF. CORRELACIÓN	0.998	0.999	0.999	0.999
	PROM. DIFERENCIAS	-2 ± 200	0.2 ± 0.7	0 ± 0.5	0.3 ± 0.5
	% DE POSITIVOS	60	40	70	40
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.
JERCICIO	PROMEDIO ± D.E. NUM	12134 ± 4145	70.1 ± 17.2	29.9 ± 17.2	3.5 ± 2.5
	ANA	12186 ± 4143	69.9 ± 17.2	30.1 ± 17.2	3.5 ± 2.5
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.999	0.999	0.999
	PROM. DIFERENCIAS	-52 ± 128	0.2 ± 0.2	-0.2 ± 0.2	0.04 ± 0.04
	% DE POSITIVOS	60	20	80	20
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.
RECUPERACION	PROMEDIO ± D.E. NUM	8810 ± 4023	75.3 ± 14.8	24.7 ± 14.7	4.5 ± 3.2
	ANA	8874 ± 4208	75.3 ± 14.5	24.7 ± 14.5	4.3 ± 2.9
	COEF. CORRELACIÓN	0.999	0.999	0.999	0.997
	PROM. DIFERENCIAS	-64 ± 268	-0.04 ± 0.7	0.04 ± 0.7	0.2 ± 0.4
	% DE POSITIVOS	50	60	40	60
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.

NUM = Valores salida numérica.

ANA = Valores salida analógica.

NS = Diferencias estadísticamente no significativas, p > 0.05

S = Diferencias estadísticamente significativas, p < 0.05

Tabla 3. Resultados por análisis espectral para las presiones sistólicas (n = 10).

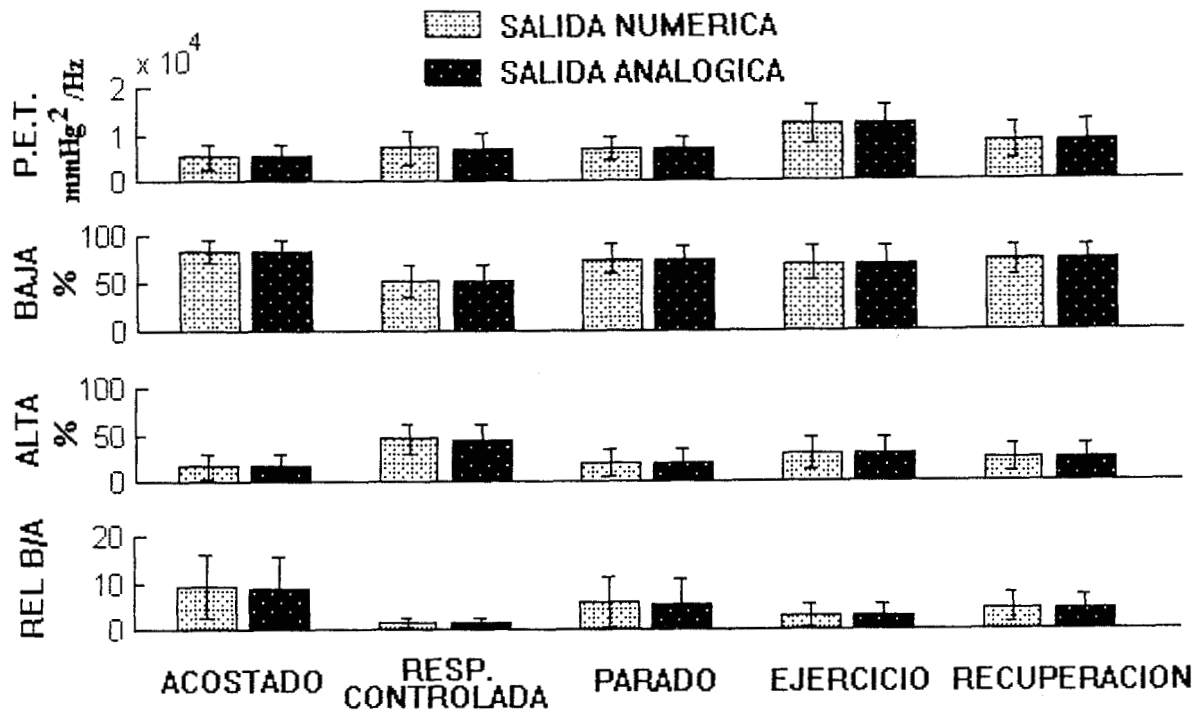


Figura 6. Promedios por barras de los parámetros espectrales de la presión sistólica por los dos métodos durante las cinco maniobras experimentales.

mente significativas por las pruebas de t, en todas las maniobras, así, los promedios de las diferencias, con sus respectivos límites de acuerdo, fueron de -0.6 ± 0.9 a $0.8 \pm 1.8\%$, con coeficientes de correlación entre 0.994 a 0.999, porcentaje de positivos de 40 a 80%.

- Relación baja/alta. Los promedios por ambos métodos fueron muy semejantes, sin la existencia de diferencias estadísticamente significativas por las pruebas de t en todas las maniobras, así, los promedios de las diferencias, con sus respectivos límites de acuerdo, fueron de -0.7 ± 0.17 a $0.4 \pm 0.6\%$, con coeficientes de correlación entre 0.986 a 0.999 y porcentaje de positivos de 20 a 70%.

En la figura 6 se muestran los promedios por barras de los parámetros espectrales de la presión sistólica por los dos métodos, sobresale la gran similitud entre los mismos para todas las maniobras del protocolo.

En la tabla 4 se reportan los valores de los parámetros espectrales para la presión diastólica durante las cinco maniobras y por los dos diferentes métodos de obtención. El comportamiento de este tipo de estimadores fue el siguiente:

- Potencia espectral total. Los promedios por ambos métodos fueron muy semejantes, sin la existencia de diferencias estadísticamente significativas por las pruebas de t en todas las maniobras, de tal forma que los promedios de

las diferencias fueron de -61 ± 116 a 117 ± 502 $(\text{mmHg})^2/\text{Hz}$, con coeficientes de correlación entre 0.979 a 0.999, porcentaje de positivos de 60 a 70%.

- Componentes de baja frecuencia. Los promedios por ambos métodos fueron muy semejantes, sin la existencia de diferencias estadísticamente significativas por las pruebas de t en todas las maniobras, así, los promedios de las diferencias, con sus respectivos límites de acuerdo, fueron de -0.3 ± 3.0 a $0.5 \pm 0.9\%$, con coeficientes de correlación entre 0.934 a 0.996, porcentaje de positivos de 20 a 50%.
- Componentes de alta frecuencia. Los promedios por ambos métodos fueron muy semejantes, sin la existencia de diferencias estadísticamente significativas por las pruebas de t en todas las maniobras, así, los promedios de las diferencias, con sus respectivos límites de acuerdo, fueron de -0.8 ± 1.0 a $0.3 \pm 1.3\%$, con coeficientes de correlación entre 0.994 a 0.996, porcentaje de positivos de 40 a 80%.
- Relación baja/alta. Los promedios por ambos métodos fueron muy semejantes, sin la existencia de diferencias estadísticamente significativas por las pruebas de t en todas las maniobras, así, los promedios de las diferencias, con sus respectivos límites de acuerdo, fueron de -0.01 ± 0.08 a $0.6 \pm 0.6\%$, con coeficientes

MANIOBRA	ESTADÍSTICO	PARAMETROS ESPECTRALES			
		POT. ESPEC. TOTAL (mmHg ² /Hz)	COMP. BAJA (%)	COMP. ALTA (%)	REL. B/A
ACOSTADO	PROMEDIO ± D.E. NUM	2190 ± 1046	84.1 ± 11.0	15.9 ± 11.0	8.7 ± 6.4
	ANA	2073 ± 981	83.6 ± 11.0	16.4 ± 11.0	8.2 ± 5.7
	COEF. CORRELACION	0.979	0.986	0.996	0.998
	PROM. DIFERENCIAS	117 ± 502	0.5 ± 0.9	-0.5 ± 0.9	0.5 ± 0.7
	% DE POSITIVOS	60	20	80	30
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.
RESPIRACION CONTROLADA	PROMEDIO ± D.E. NUM	2776 ± 1468	45.8 ± 8.4	54.3 ± 8.4	0.9 ± 0.3
	ANA	2805 ± 1488	46.1 ± 8.0	54.9 ± 8.2	0.9 ± 0.3
	COEF. CORRELACION	0.999	0.954	0.994	0.990
	PROM. DIFERENCIAS	-29.0 ± 82	-0.3 ± 3.0	-0.6 ± 0.9	0.02 ± 0.4
	% DE POSITIVOS	70	40	70	50
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.
PARADO	PROMEDIO ± D.E. NUM	2524 ± 872	84.5 ± 13.2	15.8 ± 13.0	8.6 ± 5.0
	ANA	2553 ± 928	84.2 ± 13.1	15.5 ± 13.2	8.1 ± 4.4
	COEF. CORRELACION	0.994	0.995	0.995	0.995
	PROM. DIFERENCIAS	-29 ± 115	0.3 ± 1.3	0.3 ± 1.3	0.5 ± 0.8
	% DE POSITIVOS	70	20	40	20
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.
EJERCICIO	PROMEDIO ± D.E. NUM	4089 ± 1548	61.8 ± 11.8	38.3 ± 11.8	1.9 ± 1.2
	ANA	4150 ± 1551	62.0 ± 11.1	38.0 ± 11.1	1.9 ± 1.2
	COEF. CORRELACION	0.997	0.994	0.994	0.998
	PROM. DIFERENCIAS	-61 ± 116	-0.2 ± 1.5	0.3 ± 1.5	0.01 ± 0.08
	% DE POSITIVOS	70	50	60	50
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.
RECLERACION	PROMEDIO ± D.E. NUM	2746 ± 1283	86.3 ± 9.3	13.0 ± 9.5	10.1 ± 6.5
	ANA	2793 ± 1239	86.2 ± 9.6	13.8 ± 9.6	9.5 ± 6.2
	COEF. CORRELACION	0.998	0.970	0.995	0.997
	PROM. DIFERENCIAS	-47 ± 91	0.1 ± 2.3	-0.8 ± 1.0	0.6 ± 0.6
	% DE POSITIVOS	60	30	80	20
	T PENDIENTE	NS.	NS.	NS.	NS.
	T INTERCEPTO	NS.	NS.	NS.	NS.
	T PAREADA	NS.	NS.	NS.	NS.

NUM = Valores salida numérica.

ANA = Valores salida analógica.

NS = Diferencias estadísticamente no significativas, p > 0.05

S = Diferencias estadísticamente significativas, p < 0.05

Tabla 4. Resultados por análisis espectral para las presiones diastólicas (n = 10).

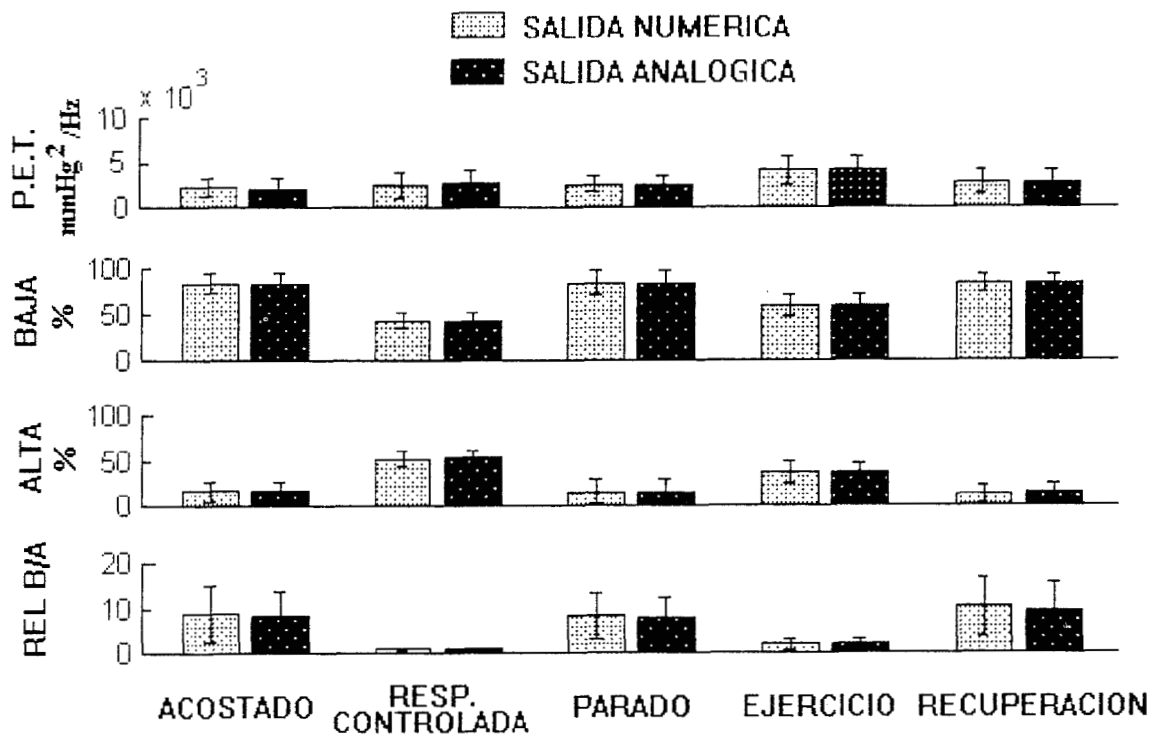


Figura 7. Promedios por barras de los parámetros espectrales de la presión diastólica por los dos métodos durante las cinco maniobras experimentales.

de correlación entre 0.990 a 0.998, porcentaje de positivos de 20 a 50%.

En la figura 7 se muestran los promedios por barras de los parámetros espectrales de la presión diastólica y puede notarse la gran semejanza entre los mismos para todas las maniobras.

DISCUSIÓN

Los principales hallazgos del presente trabajo fueron:

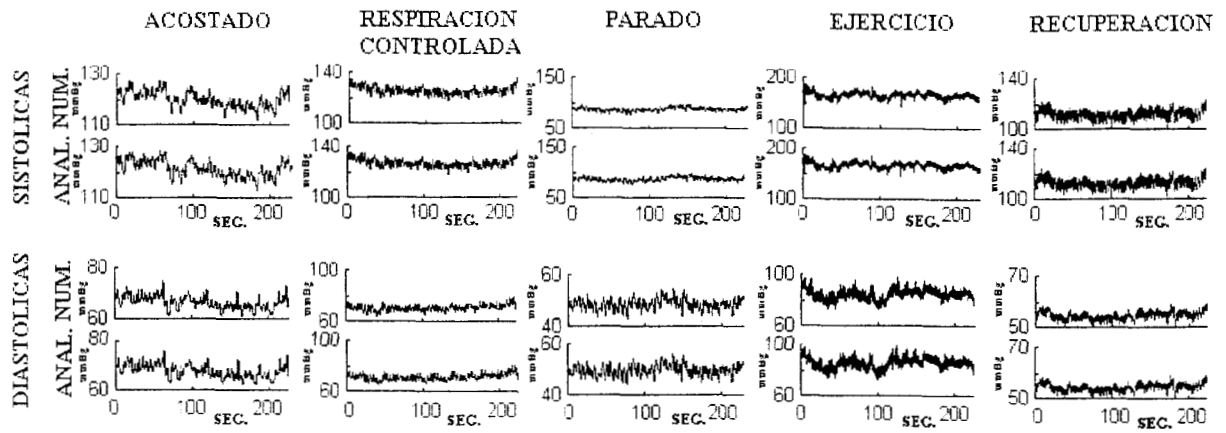
1. En el análisis en el tiempo, la media de la presión sistólica por el método numérico con relación a la del método analógico, fue significativamente mayor en aproximadamente 1.1 mmHg en las cinco maniobras. Resultado que refleja la existencia de un error sistemático, evidenciado además por el sesgo en la distribución de las diferencias: es decir, en el 0% de positivos. El resto de los estimadores en el tiempo, la desviación estándar, el rango y la RMSSD, por los dos métodos, no fueron estadísticamente diferentes para ninguna de las maniobras, por tanto la dispersión de los valores de la presión sistólica obtenidos por la salida numérica es igual a la calculada a partir de la salida analógica. Los resultados para la presión diastólica tuvieron un comportamiento exactamente igual al descrito para la presión sistólica: esto es, la media de la presión diastólica por el método numérico fue significa-

tivamente mayor en 1.1 mmHg con relación al analógico. Los parámetros de dispersión por ambos métodos no fueron estadísticamente diferentes para ninguna de las maniobras. Los coeficientes de correlación para las dos presiones fueron muy altos en todas las maniobras.

En la figura 8 se muestra a manera de ejemplo el comportamiento típico en el tiempo (recortada la serie a sólo los primeros 200 segundos), para uno de los sujetos del estudio, de las presiones sistólica y diastólica por las dos salidas y para las cinco maniobras experimentales. Es notoria la gran semejanza que existe entre las series en el tiempo de las dos presiones, por las dos salidas y para todas las maniobras.

2. Los promedios de los cuatro parámetros espectrales, potencia espectral total, componente de baja frecuencia, componente de alta frecuencia y la relación B/A, tanto para la presión sistólica como la diastólica fueron muy semejantes, estadísticamente no diferentes por las tres pruebas de t, con coeficientes de correlación muy altos, promedio de las diferencias y límites de concordancia de valor muy pequeño, en todas las condiciones experimentales.

En la figura 9 y a manera de ejemplo, se muestran los espectros de las variabilidades de las presiones sistólica y diastólica, obtenidas de las dos salidas del



18 *Figura 8. Series en el tiempo de las presiones sistólica y diastólica, para uno de los sujetos, por las salidas analógica y numérica y para cada maniobra del protocolo.*

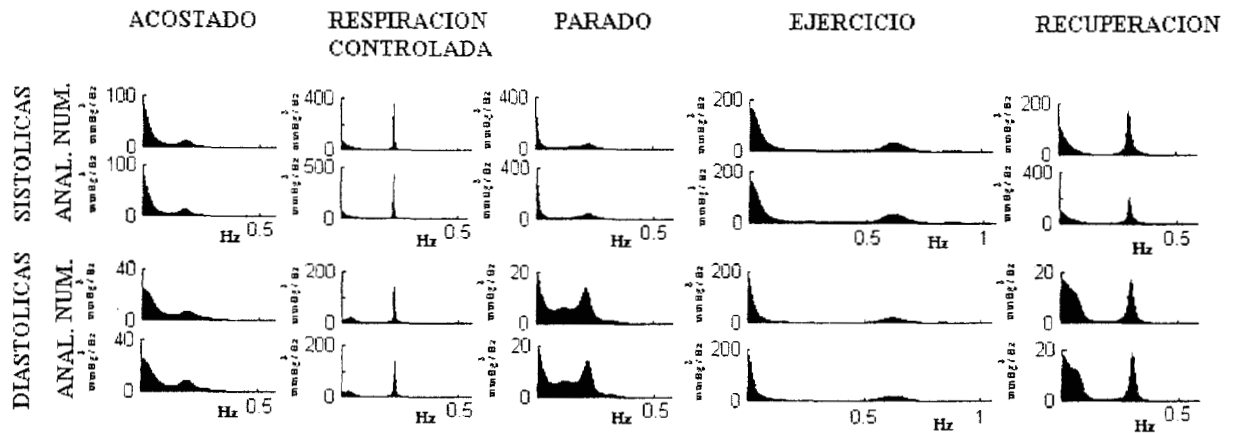


Figura 9. Comportamiento típico de los espectros de las variabilidades de las presiones sistólica y diastólica obtenidos de uno de los sujetos del estudio, por las dos salidas del FINAPRES y para cada una de las maniobras del protocolo.

FINAPRES y para las cinco maniobras. Se puede observar la gran semejanza de los espectros entre las dos salidas y en todas las maniobras.

Cuando dos series de mediciones pareadas son comparadas, los resultados deben ser analizados de acuerdo a las recomendaciones de Bland y Altman (17) en tres pasos. Primero se investiga la correlación entre las mediciones, para valorar el grado de acuerdo entre las mismas. Segundo, se grafican las diferencias entre cada par de mediciones contra la media, para asegurar la aleatoriedad y tercero, la falta de acuerdo entre las dos mediciones se estima por el promedio de las diferencias y su respectiva desviación estándar o límite de concordancia, en conjunto con pruebas de t pareada. Sugerencias que se tomaron en cuenta en el presente trabajo, para evaluar el grado de acuerdo e intercambiabilidad de los parámetros de la VPA proporcionados por ambos

métodos. Por tanto, los altamente significativos coeficientes de correlación de los parámetros, en todas las maniobras, reflejan el buen acuerdo entre los métodos. El porcentaje de positivos, de los parámetros con excepción de la media no mostró sesgos significativos. El promedio de las diferencias fue en general de valores muy pequeños para todos los parámetros. Así, en el caso de las medias fue prácticamente insignificante en términos de valor absoluto. Para las sistólicas varió de 0.4 a 1.1%, mientras que para las diastólicas fueron un poco más elevadas (de 0.7 a 2.0%). Con excepción de las medias, el resto de los parámetros no mostraron diferencias estadísticamente significativas, por las pruebas de t en todas las maniobras. En suma, el acuerdo entre los métodos fue alto y por lo tanto, son intercambiables.

Una explicación del origen del error sistemático de subestimación de los valores de las presiones

sistólica y diastólica calculadas a partir de la señal analógica es el factor de calibración, obtenido de un pulso cuadrado equivalente a 100 mmHg que brinda el FINAPRES; por lo tanto, un pequeñísimo cambio en este factor sería suficiente para desaparecer las diferencias entre las medias por los dos métodos. En la figura 10 se muestran las regresiones entre las medias de cada archivo, en todas las maniobras, de las presiones sistólicas y diastólicas por ambos métodos, respectivamente. Es notorio el error sistemático (la diferencia es constante en todo el rango de presiones empleado), de valor muy pequeño entre las líneas de regresión y las líneas de identidad.

Si la comparación estadística de los parámetros temporales de la presión arterial, entre las dos salidas del FINAPRES, mostró que éstas últimas son intercambiables, surgen las siguientes preguntas: ¿Por qué se realizó la comparación entre los parámetros espectrales?, ¿No serían predecibles los resultados de su comparación y por lo tanto proporcionarían información redundante?. En primer lugar, se propuso la validación de las dos salidas del FINAPRES para su aplicación segura en el campo de estudio de la VPA. En segundo lugar, se siguieron las recomendaciones sugeridas por Kaplan (18) en su excelente revisión conceptualmente muy esclarecedora que establece, por un lado que el análisis temporal no brinda información exhaustiva de la variabilidad, dado que él no toma en cuenta el orden de las mediciones y por otro, muestra como cuatro diferentes secuencias de datos de valor variable, con idénticas medias, modas, medianas, desviaciones estándares y rangos, tienen una apariencia visual diferente y para algunas de ellas distintos espectros. Por tanto, no siempre la semejanza en los parámetros temporales de una serie de mediciones asegura inequívocamente la similitud entre sus espectros. En consecuencia y ante la duda, se realizó el análisis espectral y su comparación estadística.

El empleo del FINAPRES en el estudio de la VPA implica el desarrollo de algoritmos, por parte de los usuarios, para la digitalización de la señal analógica y la detección de las presiones sistólica y diastólica, en una base latido a latido, el cual constituye el paso previo para poder construir las series de datos utilizadas por el análisis espectral (4). El presente trabajo muestra la economía computacional que se logra al sustituir el anterior procesamiento por la forma más sencilla de captura, vía puerto serie de la información numérica de las presiones proporcionadas por el FINAPRES. Asimismo, este último procedimiento junto con el programa de graficado, permite al investigador monitorizar en tiempo real y latido a latido, las presiones sistólica y diastólica en función del tiempo, capacidad que permite observar por un lado, los efectos inmediatos de las maniobras experimentales sobre las presiones y por otro la presencia de artefactos. Situación muy difícil de lograr a partir del procesamiento de la señal analógica que se realiza fuera de línea. Los fabricantes del FINAPRES no brindan ninguna información acerca del algoritmo que utilizan para procesar la onda de presión arterial. Aunque por los resultados del presente trabajo posiblemente lo hacen mediante la detección de los valores máximos (sistólico) y mínimo (diastólico) de los pulsos de presión. El desempeño de ambos métodos fue probado en sujetos sometidos a un conjunto de cinco maniobras experimentales, que modifican la actividad del sistema nervioso autónomo sobre el sistema cardiovascular y por lo tanto el comportamiento de los estimadores temporales y espectrales (19), circunstancia que aumenta la consistencia de los resultados obtenidos, ya que la variabilidad de las presiones sistólica y diastólica fue probada en un amplio rango de valores (mostrados en la figura 10, de 90 a 210 mmHg para la presión sistólica y de 50 a 110 para la presión diastólica), en el que se validó la intercambiabilidad de las dos salidas.

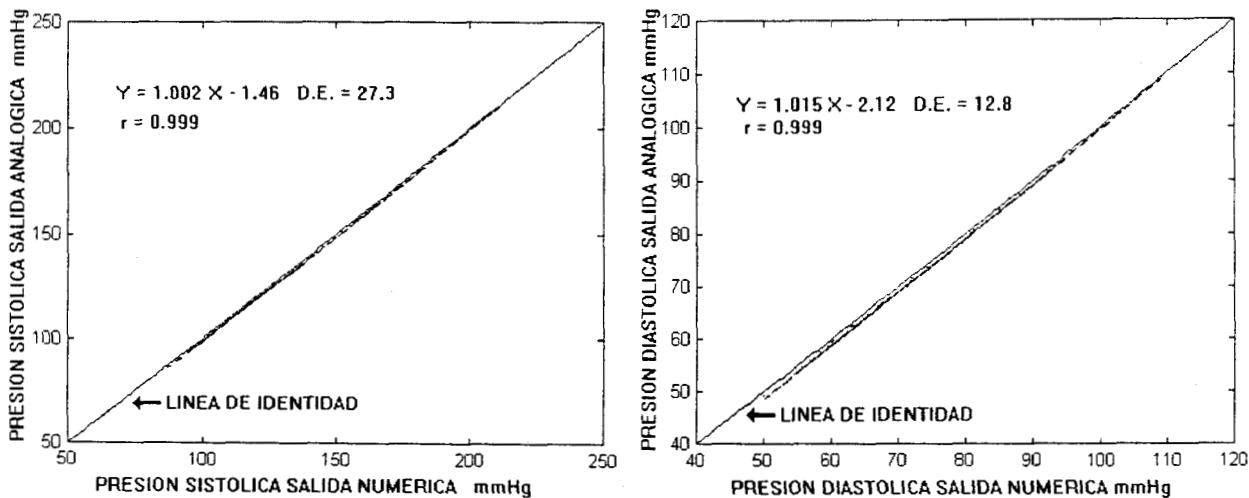


Figura 10. Regresiones de los valores de las presiones sistólica y diastólica entre los dos métodos y para todas las maniobras.

La variabilidad de la presión arterial incluye fluctuaciones rítmicas y no rítmicas que con el uso del análisis espectral aparecen como picos definidos en bandas específicas de la frecuencia. Existe acuerdo en que los espectros de la VPA y la VFC en el rango de 0.025 a 0.5 Hz son en parte modulados por influencias del sistema nervioso autónomo. Sin embargo existe controversia acerca de las causas que determinan las fluctuaciones de la VPA por arriba de 0.15 Hz (12). Algunos autores consideran que está dada por efectos mecánicos de la respiración, mientras otros piensan que puede ser mediada por influencias autonómicas. Asimismo, parece ser que los componentes en la banda de baja frecuencia de la VPA son predominantemente debidas a fluctuaciones en el tono vasomotor por el sistema renina-angiotensina, en la resistencia vascular periférica mediadas por influencias simpáticas y a influencias locales y termoregulatorias. En general, por los resultados del presente trabajo, las maniobras que determinaron los mayores efectos sobre los parámetros temporales y espectrales de las variabilidades de las presiones sistólica y diastólica fueron la respiración controlada y el ejercicio (figuras 4 a la 7), hechos que requieren un mayor estudio.

En contraste con el campo de estudio de la VFC, en el que recientemente se han realizado esfuerzos para estandarizar nomenclatura, definiciones y métodos (20), en el área de investigación de la VPA no existen tales. Pero seguramente serán considerados como estándares, el FINAPRES para el registro de la presión arterial, (con el empleo de cualquiera de sus dos salidas), los parámetros aquí empleados y la utilización de los modelos autorregresivos para la estimación de la potencia de la densidad espectral.

En conclusión, dado el alto grado de acuerdo entre los parámetros de la VPA obtenidos de las dos salidas del FINAPRES, analizados tanto en el tiempo como en la frecuencia y durante las cinco maniobras, los usuarios pueden utilizar (con relación a sus preferencias y recursos) indistintamente cualquiera de las dos salidas del FINAPRES en la investigación de la VPA.

REFERENCIAS

- Guyton A., Hall J. "Visión general de la circulación: física médica de la presión, el flujo y la resistencia". Capítulo 14:180-182, en Tratado de Fisiología Médica novena edición. Editorial Interamericana México 1996.
- Frohlich E., Grim C., Labarthe D., Maxwell M., Perloff D., Weidman W. "Recommendations for human blood pressure determination by sphygmomanometers". *Circulation* 1988; 77:501A-514A.
- Mancia G., Di Rienzo M., Parati G. "Ambulatory blood pressure monitoring: use in hypertension research and clinical practice". *Hypertension* 1993; 21:510-524.
- Novak V., Novak P., Schondorf R. "Accuracy of beat-to-beat noninvasive measurement of finger arterial pressure using the FINAPRES: a spectral analysis approach. *J Clin Monit* 1994; 10: 118-126.
- Penaz J. "Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger". *Digest 10th International Conference on Medical and Biological Engineering, Desden* 1973; 104.
- Wesseling K., De Wit B., Settels J., Klaver W., Arntzenius A. "On the indirect registration blood pressure after Penaz". *Funk Biol Med* 1982; 1:245-250.
- Molhoek P., Wesseling K., Arntzenius A., Settels J., Van Vollenhoven E., Weeda H., De Wit B. "Initial results of non-invasive measurement of finger blood pressure according to Penaz". *Automédica* 1983; 4: 241-246.
- Imholz B., Montfranz G., Settels J., Hoeven G., Karemaker J., Wieling W. "Continuous non-invasive blood pressure monitoring: realibility of Finapres device during the Valsalva manoeuvre". *Cardiovasc Res* 1988; 22: 390-397.
- Parati G., Casadei R., Groppelli A., Di Rienzo M., Mancia G. "Comparison of finger and intra-arterial blood pressure monitoring at rest and during laboratory testing". *Hipertensión* 1989; 13: 647-655.
- Imholz B., Settels J., Meiracker A., Wesseling K., Wieling W. "Non-invasive continuous finger blood pressure measurement during orthostatic stress compared to intra-arterial pressure". *Cardiovasc Res* 1990; 24: 214-221.
- Malliani A., Pagani M., Lombardi F. "Physiology and clinical implications of variability of cardiovascular parameters with focus on heart rate and blood pressure". *Am J Cardiol* 1994; 73: 3c-9c.
- Parati G., Saul P., Di Rienzo M., Mancia G. "Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation. A critical appraisal". *Hypertension* 1995; 25: 1276-1286.
- Madama V.C. "Pulmonary function testing and cardiopulmonary stress testing". Delmar Pub 1993; USA.
- Deurenberg P., Weststrate J.A., Vanderkooy K. "Body composition changes assessed by bioelectrical impedance measurements". *Am J Clin Nutr* 1989; 49: 401-403.
- Carrasco S., Jimenez J., Gonzalez R., Ramos G. "Algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca durante un protocolo de cinco etapas". *Rev Mex Ing Biomed* 1994; 15: 87-98.
- Operation and Maintenance Manual. Ohmeda 2300 Finapres Blood Pressure Monitor. The BOC Group Inc USA, 1990.
- Bland J., Altman D. "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement". *Lancet* 1985; 1: 307-310.
- Kaplan D. "The analysis of variability". *J Cardiovasc Electrophysiol* 1994; 5: 16-19.
- Malliani A., Lombardi F., Pagani M. "Power spectrum analysis of heart rate variability: a tool to explore neural regulatory mechanisms". *British Heart J* 1994; 71:1-2.
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. "Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and

Comparison of the heart rate variability parameters obtained from the electrocardiogram and the blood pressure wave

S. Carrasco^{†*}, R. González[†], J. Jiménez[‡],
R. Román[†], V. Medina[‡] and J. Azpiroz[‡]

[†]Departamento de Ciencias de la Salud; [‡]Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, Av. Michoacán y Purísima. Col. Vicentina, Iztapalapa, 09340 México City, México

Four temporal and four spectral parameters of heart rate variability were compared after they were computed with two different time series generation methods: the RR intervals and the numerical values of heart rate provided by the Finapres. Recordings were obtained from 10 healthy subjects throughout five experimental conditions: supine, standing, controlled breathing, exercise and recovery. The mean and the RMS value of successive differences showed significant differences between the two methods. The spectral parameters were statistically different only during standing and exercise. The larger high frequency component and the lower HF/LF ratio by the Finapres method, observed during exercise, can be explained by the higher breathing influence on the peak-to-peak pressure intervals, in relation to RR intervals. Therefore, the high frequency component within mechanic intervals could possibly reflect the non-neural respiratory influence. In conclusion, values of heart rate provided by the Finapres are not completely interchangeable with those obtained from the ECG during the studied conditions.

Abbreviations

ANS—autonomic nervous system; CB—controlled breathing; E—exercise; HRV—heart rate variability; L—supine position; LF/HF—low to high frequency ratio; PP—interval between two consecutive arterial pressure waves; R—recovery; RMSSD—root mean square value for successive differences; RR—interval between two consecutive R waves; S—standing position.

Introduction

The autonomic nervous system (ANS) has been explored by a variety of methodologies: invasive, non-invasive, direct or indirect [1]. Of these techniques, the heart rate variability (HRV) analysis is currently preferred, as it is a non-invasive tool that simultaneously reflects the status of the heart and the ANS reflexes induced to compensate haemodynamic changes. Recent advances in computer performance and the

development of analysis tools help explain the popularity of this type of analysis during the last 5 years [2,3].

Two approaches have been used to study the HRV, according to the underlying mathematical analysis: linear, including temporal and spectral parameter extraction [4] or analytic techniques to detect non-linear dynamics behaviour as phase-space plots and fractal dimension [5]. This variety can be confusing and, according to Coumel *et al.* [6], it is difficult to favour one particular methodology over the other because they all present theoretical or technical advantages and limitations. As an exception to the heterogeneity in the applied techniques is the fact that most of the authors working in this field estimate the HRV through the processing of the R-R intervals [4], however, some authors have reported the HRV using the intervals obtained from the blood pressure wave [7–9].

For the temporal analysis of the HRV, several parameters have been proposed. Those presenting high consistency, reproducibility and physiological meaning have been considered [10], which are: the mean, the standard deviation, the range and the root mean square value for successive differences (RMSSD). For the spectral analysis of the HRV, the most favoured techniques are based on either the discrete Fourier transform or autoregressive modelling [11], which give similar results. Another widely accepted practice is to integrate the spectral content of the HRV time series into two bands: the low frequency band from 0.04 to 0.15 Hz and the high frequency band from 0.15 to 0.4 Hz [4]. In order to carry out the normalization, each component is divided by the total power. The low/high ratio (LF/HF) is also computed. The low frequency component evaluates the sympathetic as well as the parasympathetic activity while the high frequency component is related only to the parasympathetic activity [12]. The LF/HF ratio gives information about the sympathetic-vagal balance [13].

The evaluation of the HRV has valuable results in clinical disciplines [2,4] as neurology, diabetology, obstetrics, occupational medicine, and cardiology, where it has found its broader application. For example, the autonomic activity has been investigated in congestive heart failure, cardiomyopathy, cardiac transplantation, arterial hypertension, myocardial infarction, ventricular arrhythmia, and sudden cardiac death [3]. Furthermore, HRV is a powerful mortality risk predictor after myocardial infarction [14].

*Author for correspondence.

The Finapres monitor is an instrument that measures the beat-to-beat blood pressure by a technique based on the volume-clamp method proposed by Penaz [15] using the unloaded wall principle. This technique allows a continuous, non-invasive recording of arterial pressure. The system was developed by Wesseling *et al.* [16] and has been validated in several reports [17–19] by comparing its measurements with direct recordings of arterial pressure. These results have shown that the differences between the two methods are not statistically significant which confirms the reliability of the Finapres.

The aim of this paper was to state the degree of the similarity between the time series obtained from the RR and from the PP intervals (pulse-to-pulse of the arterial pressure signals, as provided by the Finapres), both in the time and frequency domains, during five different experimental conditions: supine and standing positions, controlled breathing, exercise and recovery. This validation was carried out testing the interchangeability of the methods by comparison of four temporal and four spectral parameters obtained from the corresponding HRV series.

Method

The group under study consisted of 10 subjects, six male and four female, having the following characteristics:

- Born in Mexico City.
- Healthy. Their clinical background established the health status. An ECG was obtained in the resting state with a Pagewriter XLE electrocardiograph (Hewlett-Packard Co, Oregon, USA) and a spirometry was practiced using a Stead Wells system (Warren E Collins, Inc, Massachusetts, USA). Both studies were obtained following standard procedures [20].
- Non-smoking habits.
- Sedentary, without any regular physical training or less than 1 h per week.
- Age of 22.5 ± 1.6 years.
- Percentage of body fat inside normal limits: $19.7 \pm 3.2\%$. This parameter was obtained through the corporal impedance method [21] with a 101 A bioelectrical impedance analyser (RJL Systems, Inc, Michigan, USA).
- Normal anthropometric measures, as established in the general Mexican population, matched by age and sex. The weight was 59.2 ± 10.7 Kg and the height 165.4 ± 9.9 cm.

The subjects were recruited by public invitation and they were informed of the risks and benefits of the study. Those who consented signed their approval of participation in accordance to the Helsinki declaration that regulates human experimentation.

Data were recorded under the following environmental conditions: barometric pressure 590.5 ± 1.9 mmHg, temperature $24.4 \pm 1.8^\circ\text{C}$ and relative humidity of

$65.8 \pm 9\%$. All studies were performed between 9:00 and 12:30 hrs with the subjects in relative fast.

The subjects went through a protocol consisting of five experimental procedures, which have already been used (with slight modifications), in a previous work [22]:

- Supine position (L). The subject was laying, breathing spontaneously and as relaxed as possible.
- Controlled breathing (CB). Keeping the supine position, the subject maintained a constant breathing frequency of 12 cycles/min (0.2 Hz), following the rhythm marked by an electronic metronome.
- Standing position (S), with the subject also breathing spontaneously and as still as possible.
- Exercise (E) on a bicycle ergometer (Monark 818E, Varberg, Sweden) with the application of an 80 W load.
- Recovery stage (R). Immediately after exercising, the subject remained seated and quiet on the ergometer.

These procedures were performed consecutively, always in the same order, and extending for 5 min each, with a transition time between them of approximately 2 min. This transition time sufficed for achieving a stable heart rate state. During each stage the electrocardiogram and the Finapres signals were recorded. Data processing was carried out off-line at the end of the study. Figure 1 shows the setup for the instrumentation used.

The ECG signal was obtained with floating electrodes placed in the thorax in a CM5 lead, through a 78330A ECG monitor (Hewlett Packard Co, Oregon, USA). The output signal was band-pass filtered (1.0–250 Hz, damping factor of -40 dB/dec), in order to avoid baseline wandering that could affect the R detection algorithm. The ECG was observed on line and recorded on paper through a 7754A thermal polygraph (Hewlett Packard Co, Oregon, USA), to allow fast tracking of artifacts and extrasystoles and to guarantee the quality of the signal. A 12 bit PCL812 A/D converter card (Advantech Co, CA, USA) connected to a Pentium PC computer was used for ECG acquisition, and was digitized at a 500 Hz sampling rate to assure a 2 ms resolution in the measurement of the RR intervals, which is enough even for low variability signals [23].

The Finapres monitor (Ohmeda 2300 BP Monitoring Systems, Colorado, USA) gives a continuous measurement of the arterial pressure at the middle finger, displays the pulse pressure waveform, the data trend, and the numerical values of the heart rate, systolic, diastolic and mean pressures in a beat-to-beat format. Briefly, the measurement principle (arterial wall unloading) in this system is as follows [15]: Using a photoplethysmograph, the finger blood volume is estimated and compared with a reference value, determined when the arterial walls have a transmural pressure equal to zero. The differences in the finger volume are used to drive a servo valve that allows a fast decrement or increment of the cuff pressure in order to keep it at a reference value. The cuff pressure is measured with a transducer and the resulting signal is

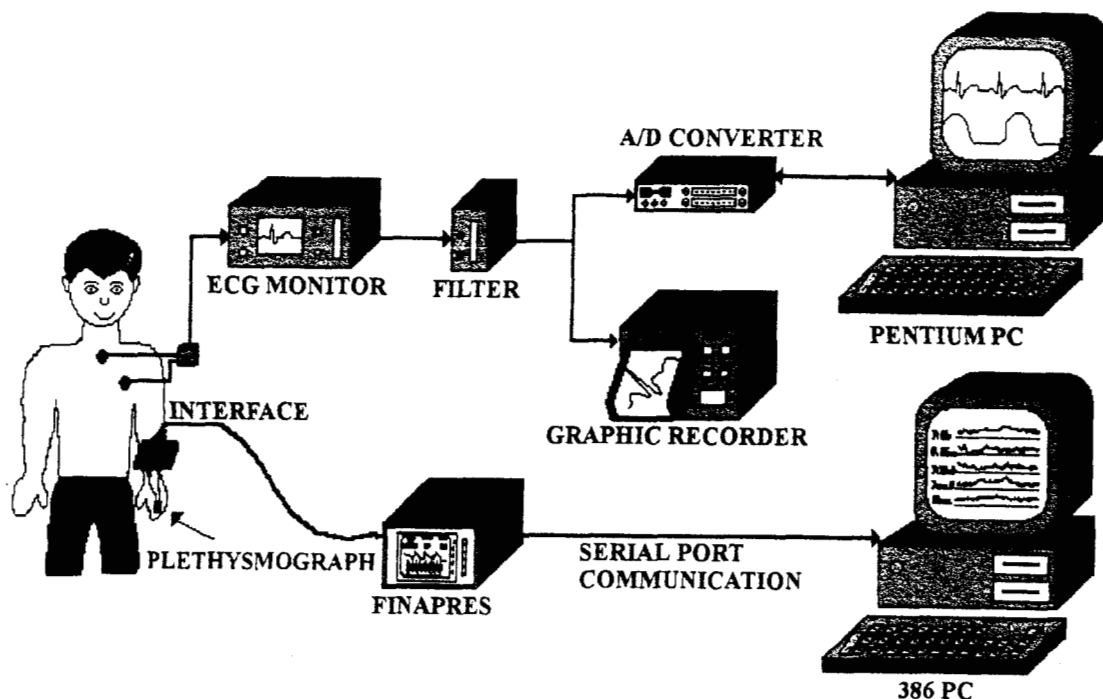


Figure 1. Instrumentation employed for the acquisition and recording of the ECG and the non-invasive blood pressure signal.

the arterial pressure waveform, which is then digitized and processed to estimate the heart rate and pressure values. The adequate cuff size was selected following the manufacturer instructions, and placed in the second phalanx of the middle finger with the hand placed at the heart level. The digital values of the heart rate provided by the Finapres were sent to the computer through a serial port (RS-232C standard interface), with a communication protocol defined following the manufacturer specifications. Additionally, a software program was developed to store and display the data sent by the Finapres in a beat-to-beat modality.

The general guidelines proposed by the Task Force [4] were considered for the ECG processing, assuming that the HRV signal is stationary and ergodic during the procedures. A modified version of a previously described software [24] implemented in Matlab (The Math Works, Inc, Massachusetts, USA) was used for:

- Detection of the R wave fiducial point by a well-tested algorithm based on template matching.
- Determination of the time series corresponding to the RR intervals.
- Resampling of the RR series at 4 Hz frequency through cubic spline interpolation, and computation of the instantaneous heart rate series.
- Finapres heart rate processing, following the interpolation and resampling procedures described above. It was assumed that the heart rate was determined from the interval measured between consecutive maxima of the pressure wave, as indicated in figure 2.

- Time analysis. Heart rate series obtained from both the ECG (RR series) and the pressure (PP series) were computed using the algorithms reported by Kleiger *et al.* [10]. For each record, four parameters were calculated: mean, standard deviation, range (max-min difference) and RMSSD.
- Spectral analysis. A maximum entropy autoregressive model of the detrended HRV series was used to estimate the power spectral density [4]. The model order was estimated for each record according to the Akaike information criterion. In most of the files the estimated order was between 15 and 20. To obtain the spectral characteristics of HRV [4], the following parameters were computed: (a) Total power in the 0.04–1 Hz band; (b) Integral of the spectral power in two specific frequency bands: the low frequency component (LF) in the 0.04–0.15 Hz band and the high frequency component (HF) for the 0.15–1 Hz band; (c) Normalized power for each band, computed as the ratio between the specific band power divided by the total power; and (d) LF/HF ratio.

Statistical analysis. The means and standard deviations for the eight parameters (four temporal and four spectral) were calculated for each method (ECG and pressure) and for the five experimental procedures (L, CB, S, E, R). The comparison between the ECG and pressure parameters was determined by linear regression, linear correlation, mean and standard deviation of the differences, the limits of agreement (computed as mean difference ± 2.26 standard deviation of the

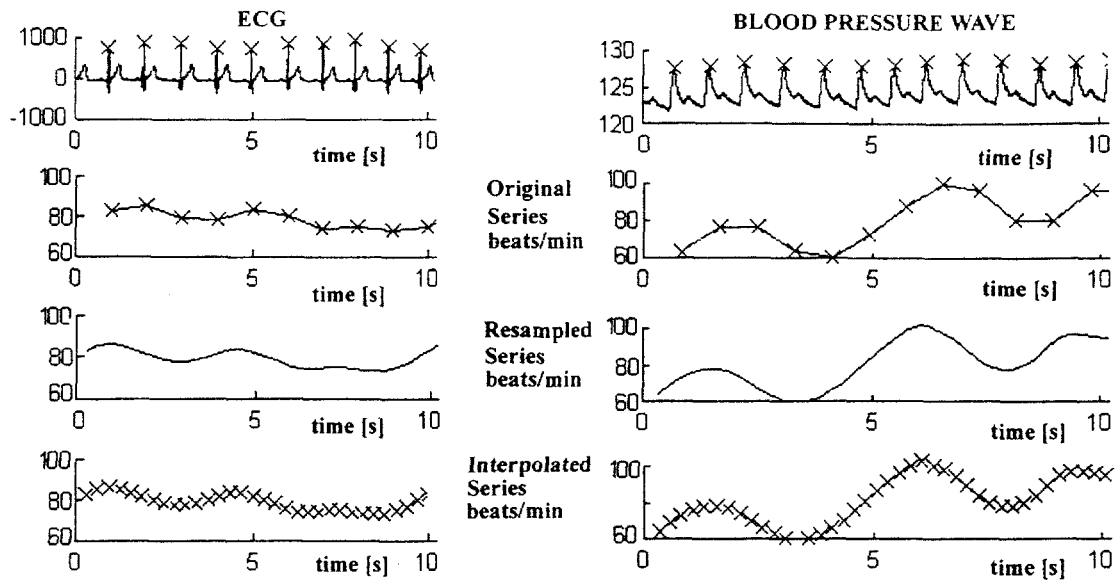


Figure 2. Initial processing stages applied to ECG and Finapres signals.

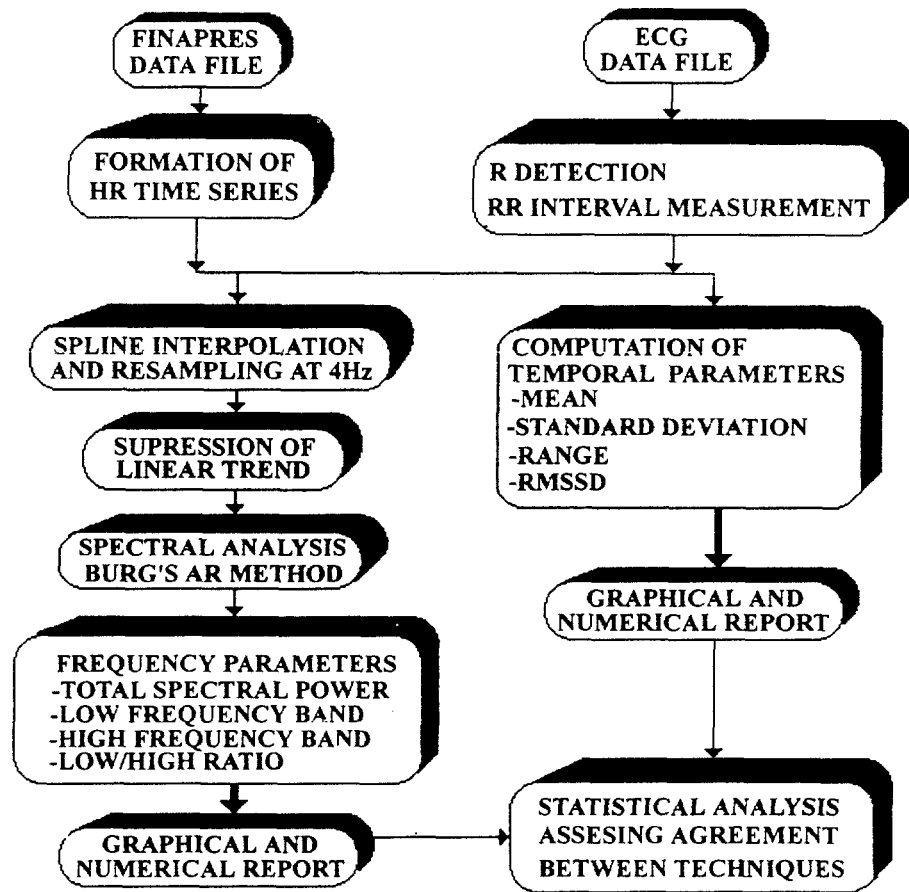


Figure 3. Block diagram of the mathematical analysis used to process ECG and Finapres signals.

differences), percentage of the positive differences, and three different *t*-tests (for the slope and the intercept of the regression and the paired *t*-test). A statistically significant difference was considered for $P < 0.05$. Figure 3 shows the flowchart of the entire mathematical analysis.

Results

The mean and standard deviation for the temporal parameters and the statistical estimators used to compare both methods are shown in table 1.

The averages of the mean heart rate determined from the RR series were 1.8–3.9 bpm higher than those calculated from the arterial pressure, in all the experimental procedures. These differences were statistically significant for the *t*-tests (paired and slope of the regression). The maximum difference was obtained during exercise and the percentage of positive values was equal to 0. The limits of agreement ranged between –2.5 to –1.7 bpm in all the manoeuvres with the exception of exercise in which the variation was larger (–5 to –3 bpm). The correlation coefficient between

the means obtained for both methods was 0.999 for all the manoeuvres.

The average values for the standard deviation and range parameters were very similar for both methods, during the L, CB, S and R procedures. The corresponding correlation coefficients ranged between 0.974–0.998. The means for the differences were small, the limits of agreement low and similar, with positive percentages in intermediate values. The *t*-tests did not show statistically significant differences between the RR and PP methods in these procedures. During exercise, the standard deviation and the range proved to be different in the paired *t*-test, the limits of agreement were wider, with correlation coefficients of 0.941 and 0.521, respectively.

For both methods, the means for the RMSSD were similar in L, CB and R procedures. Correlation coefficients were high (0.922–0.995), the means of the differences were low, the limits of agreement were narrow (–1 to 1 bpm) while the percentage of positive differences had intermediate values and there were no statistically significant differences in the three *t*-tests. In the S and E conditions, however, the differences among

Table 1. Time domain analysis results (n=10)

Statistic	Temporal parameters			
	Mean beats/min	SD beats/min	Range beats/min	RMSSD beats/min
<i>Supine</i>				
Mean \pm SD RR	69.6 \pm 3.3	4.3 \pm 0.8	23.6 \pm 5.2	3.9 \pm 1.0
Mean \pm SD PP	67.7 \pm 3.2	4.3 \pm 0.8	23.7 \pm 5.0	4.0 \pm 0.9
Correlation coefficient	0.99*†	0.997	0.994	0.992
Mean of difference \pm SD	–1.8 \pm 0.07	0.0 \pm 0.04	0.12 \pm 0.5	0.07 \pm 0.1
<i>Controlled breathing</i>				
Mean \pm SD RR	77.3 \pm 5.2	7.4 \pm 2.0	34.8 \pm 7.8	7.8 \pm 2.7
Mean \pm SD PP	75.3 \pm 5.1	7.5 \pm 1.9	34.8 \pm 6.5	7.8 \pm 2.6
Correlation coefficient	0.999*†	0.997	0.974	0.995
Mean of difference \pm SD	–2.0 \pm 0.15	0.03 \pm 0.1	–0.01 \pm 2.0	0.02 \pm 0.2
<i>Standing</i>				
Mean \pm SD RR	80.8 \pm 6.9	5.3 \pm 1.4	28.5 \pm 5.5	2.6 \pm 0.7
Mean \pm SD PP	78.7 \pm 6.7	5.3 \pm 1.3	28.0 \pm 5.5	2.8 \pm 0.6
Correlation coefficient	0.999*†	0.998	0.992	0.985*†‡
Mean of difference \pm SD	–2.10 \pm 0.17	–0.04 \pm 0.1	–0.47 \pm 0.7	0.14 \pm 0.1
<i>Exercise</i>				
Mean \pm SD RR	148.4 \pm 15.8	3.2 \pm 1.2	16.2 \pm 3.9	1.6 \pm 0.9
Mean \pm SD PP	144.5 \pm 15.4	3.8 \pm 1.1	19.5 \pm 3.6	3.9 \pm 0.9
Correlation coefficient	0.999*†	0.941†‡	0.521‡	0.297†‡
Mean of difference \pm SD	–3.9 \pm 0.4	0.6 \pm 0.4	3.3 \pm 3.7	2.3 \pm 1.0
<i>Recovery</i>				
Mean \pm SD RR	99.5 \pm 6.9	5.2 \pm 1.2	32.3 \pm 9.9	3.2 \pm 1.3
Mean \pm SD PP	96.9 \pm 6.8	5.2 \pm 1.3	32.4 \pm 10.9	3.2 \pm 1.3
Correlation coefficient	0.999*†	0.995	0.982	0.922
Mean of difference \pm SD	–2.6 \pm 0.2	–0.01 \pm 0.1	0.1 \pm 2.0	0.0 \pm 0.5

Note: RR=heart rate from the ECG; PP=heart rate from the blood pressure; *Significant contrast $p < 0.05$ by slope *t*; †Significant contrast $p < 0.05$ by intercept; ‡Significant contrast $p < 0.05$ by paired *t*. Significant contrast $p < 0.05$ by *contrast; †intercept; ‡paired *t*.

means were significant, with greater values for RMSSD obtained from the PP. A high mean of differences, with wide limits of agreement (0.04–4.6 bpm) and the existence of statistically significant differences by paired *t*-test accompanied the exercise condition.

Using the same statistical estimators, table 2 shows the results for the four parameters that were obtained by spectral estimation. For L, CB and R procedures, the averages for the total spectral power for both methods were similar and had high correlation coefficients (0.993–0.997). The means of the differences and limits were low and similar, and the percentages of the positive differences were around 60%, with no statistically significant differences by the *t*-tests. In the S and E cases, the means of differences and their limits were large for both methods, with correlation coefficients of 0.960 and 0.690 respectively, 100% of positives and statistical differences by the paired *t*-test.

The averages of the normalized components in the low and high frequency bands and their ratio obtained for both methods turned out to be similar and with low

values for the means of the differences for the L, CB and R conditions. The correlation coefficients were between 0.958 and 0.998; the percentage of positive residuals varied from 30 to 70% and there were no statistically significant differences in the *t*-tests for any of these three spectral parameters.

The differences between the averages for the low and high frequency components and the LF/HF ratio in both methods were important during the S procedure and were very high during exercise. In both conditions the averages of the low frequency band and the LF/HF ratio were higher in the RR method than those obtained for the PP method. As expected, the inverse case occurred for the high frequency component, where the PP averages were higher than RR. In the S procedure, correlation coefficients were high (0.935), with a 10% positive percentage for the low frequency component and the LF/HF ratio, while the value for the high frequency component was 90%. The paired *t*-test showed significant differences for the three parameters for both methods. In the E procedure, the

Table 2. Frequency domain analysis results (n=10)

Statistic	Spectral parameters			
	Total spectral power (beat/min) ² /Hz	Low component %	High component %	LF/HF ratio
<i>Supine</i>				
Mean ± SD RR	4214 ± 1893	36.0 ± 15	64.0 ± 15	0.68 ± 0.57
Mean ± SD PP	4287 ± 1873	36.1 ± 15	63.9 ± 15	0.68 ± 0.57
Correlation coefficient	0.993	0.996	0.996	0.998
Mean of difference ± SD	72 ± 223	-0.1 ± 1.4	-0.1 ± 1.4	0.0 ± 0.03
<i>Controlled breathing</i>				
Mean ± SD RR	11793 ± 5825	10.9 ± 6.1	89.2 ± 6.1	0.13 ± 0.08
Mean ± SD PP	11905 ± 5867	10.6 ± 6.1	89.5 ± 5.8	0.12 ± 0.07
Correlation coefficient	0.997	0.994	0.986	0.985
Mean of difference ± SD	112 ± 440	-0.3 ± 1.2	0.3 ± 1.1	-0.01 ± 0.01
<i>Standing</i>				
Mean ± SD RR	3148 ± 1495	77.4 ± 8.5	22.5 ± 8.6	4.0 ± 2.14
Mean ± SD PP	3541 ± 1526	70.5 ± 9.8	29.5 ± 9.8	2.80 ± 1.28
Correlation coefficient	0.960 [‡]	0.935 [‡]	0.935 [‡]	0.934 ^{*‡}
Mean of difference ± SD	393 ± 426	-6.9 ± 3.5	7.0 ± 3.5	-1.2 ± 1.04
<i>Exercise</i>				
Mean ± SD RR	729 ± 309	73.2 ± 8.8	26.7 ± 8.8	3.24 ± 1.74
Mean ± SD PP	1419 ± 290	39.4 ± 15.5	60.5 ± 15.2	0.74 ± 0.42
Correlation coefficient	0.690 ^{*‡}	0.328 [‡]	0.328 [‡]	0.254 ^{*‡}
Mean of difference ± SD	690 ± 236	-33.8 ± 14	33.8 ± 14	-2.5 ± 1.68
<i>Recovery</i>				
Mean ± SD RR	5615 ± 3026	73.1 ± 14.8	26.9 ± 14.7	3.50 ± 2.03
Mean ± SD PP	5765 ± 3265	71.3 ± 15.7	28.7 ± 15.7	3.20 ± 1.79
Correlation coefficient	0.995	0.973	0.973	0.958
Mean of difference ± SD	150 ± 399	-1.8 ± 3.7	1.8 ± 3.7	-0.30 ± 0.59

Note: RR=spectral estimation from the ECG intervals; PP=spectral estimation from the blood pressure intervals; *Significant contrast $p < 0.05$ by slope *t*; Significant contrast $p < 0.05$ by intercept; [‡]Significant contrast $p \geq 0.05$ by paired *t*.

correlation coefficient for the three spectral parameters ranged between 0.254 and 0.328, with an important enlargement of their respective mean and standard deviation of the differences. Furthermore, the differences were distributed as zero positive for the low component and the LF/HF ratio whereas 100% positive for the high component. The paired *t*-test showed statistically significant differences between both methods.

Discussion

The main findings of this work were:

- (1) In the time domain analysis, the mean of the heart rate obtained by the Finapres was significantly lower in all conditions. This reveals a systematic error, which is underlined by the bias in the distribution of the differences. The dispersion parameters of the heart rate measured by Finapres were statistically greater for exercise condition and similar in L, CB and R conditions. As an example, figure 4 presents the data for one subject, where the HRV as a function of time is shown for both methods and for all the conditions. The similarity of the signals between methods is remarkable, with the exception of the data for exercise where the variability obtained by the Finapres is higher.
- (2) In the frequency domain, all the parameters were statistically different for the S and E conditions. During exercise the high frequency component and the LF/HF ratio obtained from the Finapres were higher and lower, respectively, than those calculated from ECG. Also, contrasting with the other tested procedures, during

exercise the correlation coefficients of the spectral parameters between methods were low. The spectral waveforms were very similar for L, CB and R procedures. Differences were noticeable while standing and during exercise. This can be seen in figure 5, where the spectra for one subject are shown, for both methods and the five experimental conditions. Higher amplitude is evident for the high frequency component, in the band of 0.5–1 Hz, of the Finapres method during exercise.

- (3) Given the correlation, the limits of agreement and the statistical difference by the *t*-tests that have been observed in the two types of analysis, the heart rate and heart rate variability measured from the pressure wave were not completely interchangeable with those obtained from the RR interval.

According to Bland and Altman [25], the comparison between two distinct measurement techniques for the same variable has to be established in accordance with the mean of the differences and its limits of agreement. The present work incorporated these suggestions, where the ECG method is assumed to provide the correct measurement. Assessing the agreement between methods is a calibration problem and under this circumstance the use of the correlation is possible [25]. The performance of both methods was evaluated during five manoeuvres that modify the influence of the autonomic nervous system on the heart, and consequently, the behaviour of the temporal and spectral parameters. This fact emphasizes the consistency of these results, as the HRV was estimated for a wide range of values.

In the field of HRV, the Finapres monitor is the instrument of choice when the variability of the blood

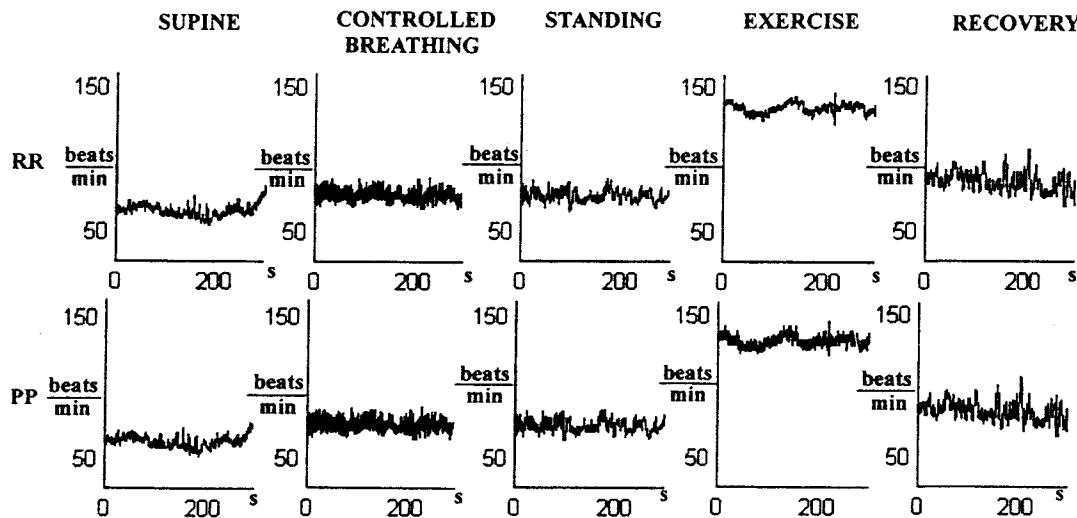


Figure 4. The HRV displayed as a function of time for one subject, for each manoeuvre and both methods, ECG (RR) and Finapres (PP).

pressure is under study [26–28]. Commonly, the analogue signal provided by the Finapres is processed using algorithms for the digitization and the detection of the systolic, diastolic and mean pressures. The motivation of the present work was based on the idea of substituting the heart rate detected from RR intervals with the one provided by the Finapres monitor through its serial communication port, a more efficient procedure. There are works, as that of Mancina *et al.* [7] and Rimoldi *et al.* [9], which have obtained the HRV from computed processing of invasive blood pressure recordings. To the best of the authors' knowledge, no research

comparing HRV from ECG with that obtained from the Finapres has been reported, therefore the assessment of the interchangeability between methods as it was done in the present work is relevant.

Finapres manufacturers do not provide information on the algorithm employed to process the blood pressure signal. It is conceivable that heart rate is calculated as the inverse of the period between systolic pressure points. An explanation of the systematic error underestimating the heart rate could be tied to the misdetection of maxima of the arterial pulse wave.

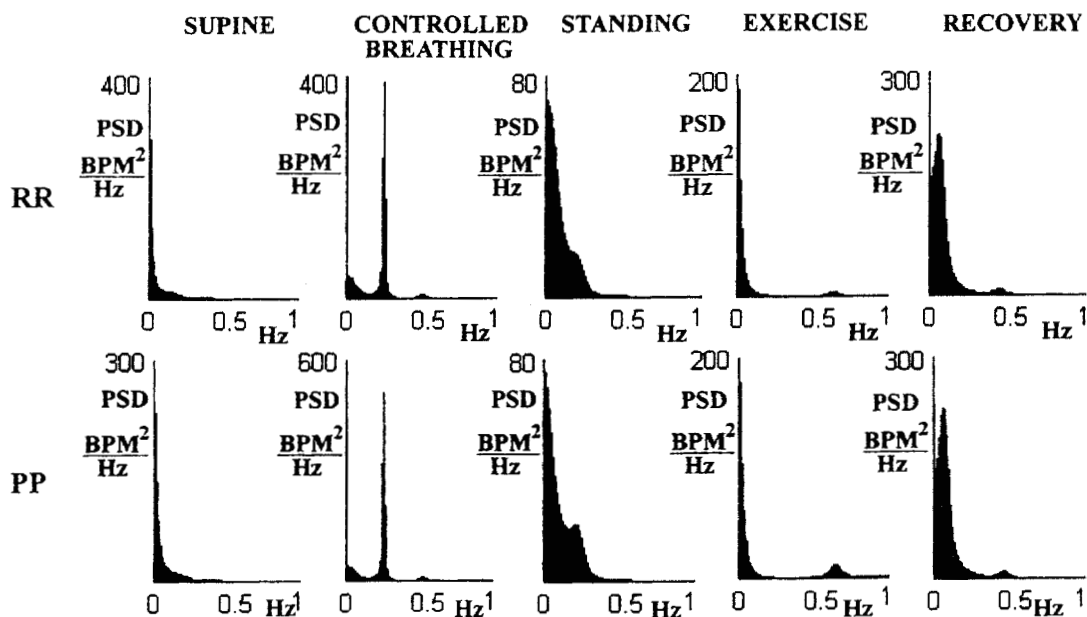


Figure 5. HRV spectra for one subject, for each manoeuvre and both methods, ECG (RR) and Finapres (PP). During exercise the high frequency component was greater for the PP than for the RR method.

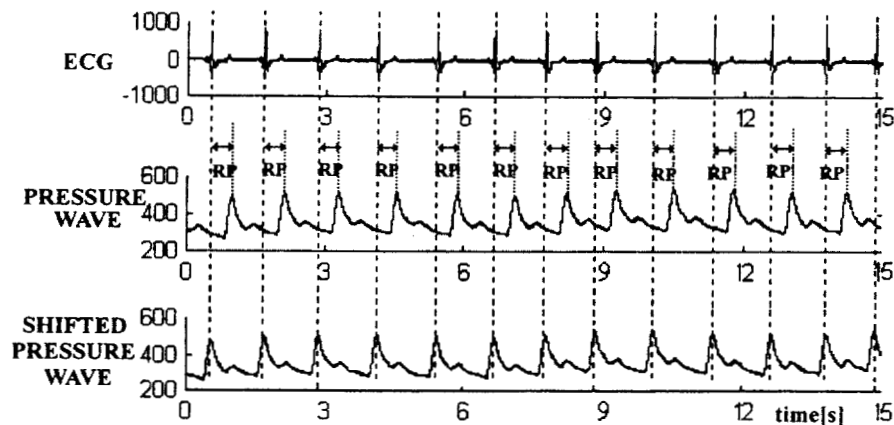


Figure 6. Time domain signals for ECG and blood pressure of one subject during controlled breathing. The RR, PP, and RP intervals varied at the same proportion, as indicated by the coincidence of the P and R peaks when the pressure wave was left shifted.

However, this condition does not explain all the findings of the present work.

It is significant that the heart rate calculated from the PP intervals, in comparison to that obtained from RR intervals shows the largest differences only in the S and E procedures. From a functional point of view, the RR interval variation is due to the direct influence of the autonomic nervous system on the SA node. This is not the case with PP intervals where the signal is obtained indirectly from several transforming steps that might be affected by other factors. Briefly, the neural information is converted by the SA node into action potentials, which are transmitted for the activation of the myocardial contraction event that produces the blood pressure wave propagation through the arteries to the periphery [29]. An explanation for the findings of the present study could be that there are differences in the behaviour of the RP intervals (time from the R wave peak to the pressure wave peak) when distinct experimental procedures are employed. Thus, in L, CB and RR conditions, the functional delay between an R wave and the related peak of the blood pressure wave is slightly amplified. Consequently, the PP interval is scarcely longer than its corresponding RR (the mean heart rate provided by the Finapres monitor was lower than that calculated from RR intervals). Furthermore, the transition between the electrical and the mechanical phenomena seems to be linear, since the RR and PP variabilities are highly correlated. The temporal relationship between the blood pressure wave and the ECG for the CB procedure is illustrated in figure 6, where

the pressure wave was shifted to the left in order to underline the coincidence for the following R and P peaks. However, in standing position and notably during exercise, the RP interval is even more delayed, as it is proven by the larger difference in the means and dispersion parameters of the heart rate for both methods. In these conditions, the PP intervals (and consequently RP intervals) are modified in their time and spectral distribution, as indicated by the larger high frequency component (over 0.5 Hz). Such results could be explained by a more important modulating influence that respiration exerts on PP than on RR intervals. A similar plot to the one on figure 6 is shown for the exercise manoeuvre in figure 7. After the alignment of the first two maxima, a delay is observed on the following beats. Furthermore, the influence of respiration on the HRV is evident (in the band of 0.5–1 Hz) when the spectrum is calculated from the PP intervals, while it is not present in the RR spectrum.

Castiglioni *et al.* [8] computed heart rate during exercise from each blood pressure tracing recorded by the Finapres, as the reciprocal of the time interval between consecutive systolic peaks. However, they did not report the modulation effect of respiration on HRV spectrum. They limited the integration band for spectral analysis up to 0.5 Hz. As it was previously mentioned, 0.5–1 Hz is the frequency band where such modulation can be clearly observed.

Investigations on HRV during exercise that have used spectral analysis have reported controversial results in

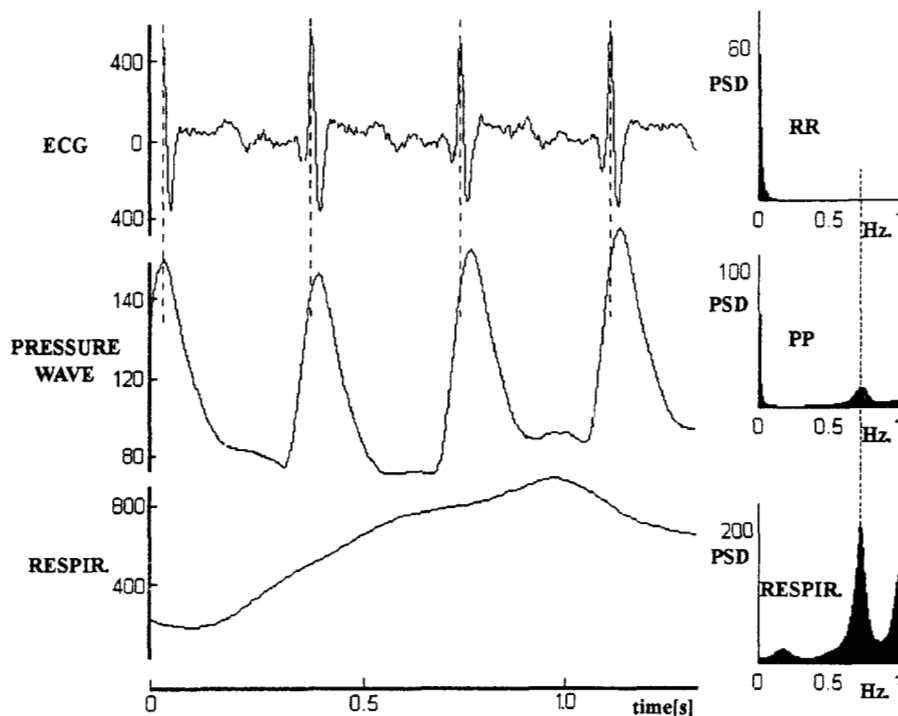


Figure 7. Time domain signals and their respective spectra for ECG, blood pressure and respiration of the subject in figure 6, during exercise. The leftward shift of the blood pressure signal showed non-coincidence between maxima for the following R and P waves. HRV spectra suggest that breathing influence can be mainly affecting PP and not RR intervals, at frequencies over 0.5 Hz.

the response of the LF/HF ratio, which has been found decreased as a consequence of significant persistence of the high frequency component [30]. Recently, Casadei *et al.* [31], based on autonomic blockade, proved that an important fraction of the high frequency component, which is related to the respiratory sinus arrhythmia, is due to non-neural mechanisms. Therefore, this component overestimates the cardiac vagal activity during exercise. According to the previous interpretation and the findings of the present work (specially the lower LF/HF ratio found), the high frequency component in the PP interval could possibly reflect the non-neural respiratory influence and, being the case, it can be used as a specific index of that influence.

In conclusion, the findings in the present work demonstrate that the heart rate beat-to-beat data obtained by the Finapres monitor are not always interchangeable with those obtained by ECG processing, for any of the procedures that were employed. The data on HRV provided by the Finapres can be accurately employed for spectral analysis for the L, CB and R procedures, but extreme care must be taken when standing position or exercise are considered. Since during exercise the respiration exerts a higher modulation on the PP interval than that observed in the RR interval, the high frequency component of the PP interval could be used as a specific index of non-neural mechanisms of the respiratory sinus arrhythmia. The study of the RP interval could generate new research opportunities in the analysis of the interactions between the autonomic nervous system and the electromechanical cardiovascular phenomena.

References

- LINDQVIST, A. 1990, Noninvasive methods to study autonomic nervous control of circulation. *Acta Physiologica Scandinavica*, **138** (Suppl 588), 7–107.
- VAN RAVENSWAAIJ, C. M., KOLLEE, L. A., HOPMAN, J. C., STOELINGA, G. B. and VAN GEIJN, H. P. 1993, Heart rate variability. *Annals of Internal Medicine*, **118**, 436–447.
- MALLIANI, A., PAGANI, M. and LOMBARDI, F. 1994, Physiology and clinical implications of variability of cardiovascular parameters with focus on heart rate and blood pressure. *The American Journal of Cardiology*, **73**, 3c–9c.
- TASK FORCE, EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY, AND NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY 1996, Heart rate variability. Standards of measurements, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, **17**, 354–381.
- DENTON, T., DIAMOND, G., HELFANT, R., KHAN, S. and KARAGUEZIAN, H. 1990, Fascinating rhythm: A primer on chaos theory and its application to cardiology. *American Heart Journal*, **120**, 1419–1440.
- COUMEL, P., MAISON-BLANCHE, P. and CATULLI, D. 1994, Heart rate and heart rate variability in normal young adults. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, **5**, 899–911.
- MANCIA, G., PARATI, G., POMIDOSSI, G., CASADEI, R., DI RIENZO, M. and ZANCHETTI, A. 1986, Arterial baroreflexes and blood pressure and heart rate variabilities in humans. *Hypertension*, **8**, 147–153.
- CASTIGLIONI, P., PARATI, G., OMBONI, S. and DI RIENZO, M. 1994, Influences of selection between heart-period and heart-rate on the spectral evaluation of heart rhythm variability during exercise. *Computers in Cardiology IEEE Computer Society Press, Conference proceedings*, 561–564.
- RIMOLDI, O., PAGANI, M., PAGANI, M. R., BASELLI, G. and MALLIANI, A. 1990, Sympathetic activation during treadmill exercise in the conscious dog: assessment with spectral analysis of heart period and systolic pressure variabilities. *Journal of Autonomic Nervous System*, **30**, S129–S132.
- KLEIGER, R., STEIN, P., BOSNER, M. and ROTTMAN, J. 1992, Time domain measurements of heart rate variability. *Cardiology Clinics*, **10**, 487–498.
- ORI, Z., MONIR, G., WEISS, J., SAYHUONI, X. and SINGER, D. H. 1992, Heart rate variability. Frequency domain analysis. *Cardiology Clinics*, **10**, 499–533.
- MALIK, M. and CAMM, J. 1993, Components of heart rate variability—what they really mean and what we really measure. *The American Journal of Cardiology*, **72**, 821–822.
- PAGANI, M., LOMBARDI, F., GUZZETTI, S., RIMOLDI, O., FURLAN, R., PIZZINELLI, P. S., MALFATTO, G., DELL'ORTO, S., PICCALUGA, E., TUREL, M., BASELLI, G., CERUTTI, S. and MALLIANI, A. 1986, Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation Research*, **59**, 178–193.
- BIGGER, J. T., FLEISS, J., ROLNITZKY, L. M. and STEINMAN, R. 1993, The ability of several short-term measures of RR variability to predict mortality after myocardial infarction. *Circulation*, **88**, 927–934.
- PENAZ, J. 1973, Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. *Digest 10th International Conference on Medical & Biological Engineering*, Dresden, p. 104.
- WESSELING, K. H., DE WIT, B., SETTELS, J., KLAWER, W. and ARNTZENIUS, A. 1982, On the indirect registration blood pressure after Penaz. *Funktionelle Biologie und Medizin*, **1**, 245–250.
- MOLHOEK, P. G., WESSELING, K. H., ARNTZENIUS, A. C., SETTELS, J. J., VAN VOLLENHOVEN, E., WEEDA, H. W. and DE WIT, B. 1983, Initial results of non-invasive measurement of finger blood pressure according to Penaz. *Automedica*, **4**, 241–246.
- IMHOLZ, B., MONTFRANZ, G., SETTELS, J., HOEVEN, G., KAREMAKER, J. and WIELING, W. 1988, Continuous non-invasive blood pressure monitoring: reliability of Finapres device during the Valsalva manoeuvre. *Cardiovascular Research*, **22**, 390–397.
- PARATI, G., CASADEI, R., GROPPPELLI, A., DI RIENZO, M. and MANCIA, G. 1989, Comparison of finger and intra-arterial blood pressure monitoring at rest and during laboratory testing. *Hypertension*, **13**, 647–655.
- RUPPEL, G. 1991, Exercise testing. In *Manual of Pulmonary Function Testing* (MO, USA: Mosby Year Book Inc), pp. 129–156.
- DEURENBERG, P., WESTSRATE, J. and VANDERKOOY, K. 1989, Body composition changes assessed by bioelectrical impedance measurements. *The American Journal of Clinical Nutrition*, **49**, 401–403.
- CARRASCO, S. S., JIMENEZ, A. J., GONZALEZ, C. R. and RAMOS, M. R. 1994, Algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante un protocolo de cinco etapas. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, **15**, 87–98.
- ABBOUD, S. and BARNEA, O. 1995, Errors due to sampling frequency of the electrocardiogram in spectral analysis of heart rate signals with low variability. *Computers in Cardiology IEEE Computer Society Press, Conference proceedings*, 461–463.
- CARRASCO, S. S., JIMENEZ, A. J., GONZALEZ, C. R., ROMAN, R. R., MEDINA, B. V. and AZPIROZ, L. J. 1995, Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, **16**, 15–34.
- BLAND, J. and ALTMAN, D. 1986, Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, **1**, 307–310.

26. MACOR, F., FAGARD, R., VANHAECKE, J. and AMERY, A. 1994, Respiratory-related blood pressure variability in patients after heart transplantation. *Journal of Applied Physiology*, **76**, 1961–1962.
27. BLADER, A. P. and HUGHSON, R. L. 1996, Cardiorespiratory interactions during fixed-pace resistive breathing. *Journal of Applied Physiology*, **80**, 1618–1626.
28. AKSELROD, S., OZ, O., GREENBERG, M. and KESELBRENER, L. 1996, Autonomic response to change of posture among normal and mild-hypertensive adults: Investigation by time-dependent spectral analysis. *Journal of the Autonomic Nervous System*, **64**, 33–43.
29. LAKATTA, G. E. 1993, Cardiovascular regulatory mechanisms in advanced age. *Physiological Reviews*, **73**, 413–467.
30. PERINI, R., ORIZIO, C., BASELLI, G., CERUTTI, S. and VEICSTEINAS, A. 1990, The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability. *European Journal of Applied Physiology*, **61**, 143–148.
31. CASADEI, B., MOON, J., JOHNSTON, J., CALAZZA, A. and SLEIGHT, P. 1996, Is respiratory sinus arrhythmia a good index of cardiac vagal tone in exercise? *Journal of Applied Physiology*, **81**, 556–564.

BEHAVIOR OF THE HEART RATE VARIABILITY PARAMETERS OF NORMAL SUBJECTS DURING A PROTOCOL OF FIVE MANEUVERS.

*Salvador Carrasco Sosa**, *Ramón González Camarena**, *Rubén Román Ramos**, *Verónica Medina Bañuelos***, *Joaquín Azpiroz Leehan***.

*Laboratorio de Fisiología Humana. Area de Investigación Médica. Depto. Ciencias de la Salud, C.B.S.

**Area de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas. Depto. de Ingeniería Eléctrica, C.B.I.

Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa.

Autor responsable: Salvador Carrasco Sosa

Depto. Ciencias de la Salud

Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa.

Av. Michoacán y Purísima, col. Vicentina, Iztapalapa.

Apdo. Postal 55-535

09340 México, D.F.

Teléfono: 7244734

Fax: 7244727

RESUMEN

Durante la realización de cinco maniobras experimentales: se determinó el comportamiento de parámetros temporales y espectrales de la variabilidad de la frecuencia cardiaca para caracterizar los niveles de actividad simpático-vagal, se comparó la capacidad discriminativa de dos formas de obtención de los parámetros espectrales y se evaluó la influencia respiratoria.

Se analizaron, tanto en forma temporal como espectral, 100 archivos de frecuencia cardiaca instantánea y amplitud respiratoria, de cinco minutos de duración cada uno, obtenidos de 20 sujetos sanos, sometidos a un protocolo de 5 maniobras: acostado, respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación.

Se encontró un comportamiento característico y discriminativo entre las maniobras para los parámetros rango, coeficiente de variación, potencia espectral total (banda amplia) y los componentes de baja parcial e intermedia. Se observó un comportamiento semejante para los componentes espectrales en sus dos formas de integración-normalización, resultado que hace independiente la interpretación funcional del procedimiento seleccionado. La partición del componente de baja en dos componentes hizo que estos tuvieran una mayor capacidad discriminativa. La respiración ejerció una influencia importante durante la respiración controlada y moderada en el resto de las maniobras.

En conclusión las maniobras determinaron un comportamiento típico en algunos de los parámetros temporales y espectrales de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, los cuales indicaron en forma adecuada niveles distintivos en la actividad simpático-vagal para cada una de ellas.

Palabras Clave: Variabilidad de la frecuencia cardiaca, análisis temporal, análisis espectral, control autonómico del corazón.

SUMMARY

Throughout the realization of five experimental maneuvers, the behavior of temporal and spectral parameters of the heart rate variability was determined to characterize the levels of sympathetic-vagal activity, the discriminating capacity of two spectral parameter estimation schemes was compared, and the respiratory influence was evaluated.

One hundred, five minute long records of instantaneous heart rate and respiratory amplitude were analyzed, both in temporal and spectral perspectives. The records were obtained from 20 healthy subjects, under a five-stage protocol: supine, controlled breathing, standing, exercise, and recovery.

A discriminating and characteristic behavior was found among the maneuvers, specifically for the range, variability coefficient, wide band total spectral power, and low and intermediate frequency partial components. The two integration-normalization procedures used in the estimation of the spectral components showed similarities, producing a functional interpretation independent of the selected procedure. The division of the low frequency component in two separate bands, allowed an improved discriminating capacity. The respiration had an important influence in the controlled breathing maneuver while being lower in the rest of the stages.

In conclusion, the maneuvers determined a typical behavior of some of the temporal and spectral parameters of the heart rate variability, showing adequate distinctive levels in the sympathetic - vagal activity for each maneuver.

Key Words: Heart rate variability, temporal analysis, spectral analysis, autonomic heart control.

INTRODUCTION

The heart rate variability (HRV) represents one of the most significant noninvasive and quantitative indicators of the autonomous nervous system activity. It is specially a valuable method for the assessment of the beat to beat cardiac neuro-regulatory response. Its use has been promoted by an increased technological development and the easiness of its determination. However, the meaning of the different measures of the HRV is more complex that what it seems to be. Wrong conclusions, excessive or not based inferences are often made. The acknowledgment of such conflicts led the European Society of Cardiology and the North-American of Pacing and Electrophysiology Society to create a task force aimed at standardizing the nomenclature, developing definitions, specifying standard measuring methods, and defining the physiologic and pathophysiologic correlates. All their recommendations have been recently published.¹

The assessment of the HRV has been valuable in clinic disciplines^{1,2} such as neurology, diabetology, obstetrics, and occupational medicine, but it is in cardiology where it has found its greater application.^{1,3} For example, the autonomic activity has been studied in congestive heart failure, cardiomyopathy, cardiac transplantation, arterial hypertension, myocardial infarction, ventricular arrhythmia, and sudden cardiac death. Furthermore, the HRV is a powerful predictor of mortality risk after myocardial infarction.³

The sympathetic-vagal efferent influence over the sinoatrial node is modulated by central (vasomotor and respiratory centers) and peripheral (arterial pressure variations and respiratory movements) oscillators. They integrate multiple influences, for example from the baroreceptors, and generate rhythmic fluctuations in the efferent discharge, as observed in the short and long term variations of the R-R interval or in its inverse, the instantaneous heart rate.^{1,4}

The study of the short term HRV from a linear systems perspective includes both temporal and spectral methodologies.^{1,5} In the first case, simple statistics such as the mean and dispersion parameters are used, the latter being considered indicators of the parasympathetic activity.⁵ In the second case, parametric and non-parametric algorithms are used to describe the HRV in the frequency domain. Spectral analysis provides measures that are easier to interpret with respect to the temporal analysis in regard to physiological regulation.

Commonly accepted knowledge states that the vagal activity is the main contributor to the high-frequency power in the spectral representation of the HRV,^{1,4,6} while the low frequency power reflects both sympathetic and vagal influences. The low band to high band power ratio is a sensitive index of the sympatho-vagal balance.⁷

An important aspect being considered in the present paper is the fact that various authors employ different integration ranges in calculating the low-, high-frequency, and total spectral power. The recommended band for the identification of the low-frequency component extends from 0.03 to 0.15 Hz.¹ Some authors^{8,9,10,11} further divide this band in two components, the partial-low component, from 0.03 to 0.08 Hz, and the intermediate component, from 0.08 to 0.15 Hz, associated with the baroreceptor activity. The high-frequency component is generally located in the band from 0.15 to 0.4 Hz,¹ although some reports^{12,13} expand the upper limit to 1.0 Hz. Similarly, the lower limit of the low-frequency component has been shifted down to 0.004 Hz to include the very low-frequency component.¹² This component has been linked to the thermoregulatory mechanisms and the renin-angiotensin system in a nonlinear way. Power normalization by the total spectral power is crucial for data interpretation, and thus is a widely adopted procedure.^{6,7}

To produce changes in the autonomous nervous system activity and to characterize the cardiovascular response, various maneuvers have been used, such as: (a) supine, in which similar values of low- and high-frequency powers indicate sympathetic and parasympathetic balance,^{7,14} (b) standing, with predominant sympathetic and inhibited vagal activities produced by the baroreflex;^{6,15} this behavior is indicated by the increase of the low-frequency power, mostly in the intermediate component, and the reduction in the high-frequency power,¹¹ (c) controlled breathing, with the predominance of the parasympathetic component elicited by the respiration,^{6,7,16} (d) physical exercise, with controversial results,^{12,17,18,19,20} and (e) post-exercise recovery, associated with a sustained incremented low/high ratio, which indicates persistence of the sympathetic activation.¹⁷ The effects of the previous maneuvers on the HRV have been published separately,^{7,11,12,15,18} and with exception of the work by Kamath et al.¹⁸ the levels of autonomic activity among the maneuvers have not been compared.

In spite of the known fact that breathing exerts a profound influence on the heart rate (respiratory arrhythmia), its study has been restricted to maneuvers with controlled respiratory volume or frequency.^{6,16} The respiratory effects over the HRV have not been explored in a systematical and extensive way for maneuvers in which subjects breathe spontaneously.

The principal aims of the present study were to determine the behavior of the HRV temporal and spectral parameters under a set of five maneuvers (supine, controlled breathing, standing, exercise, and recovery), to compare the discriminating capacity and physiologic adequacy of two sets of spectral parameters, and to evaluate the effect of breathing over the HRV in all the maneuvers.

MATERIAL AND METHODS

The sample under study consisted of 20 subjects, 10 male and 10 female, with the following characteristics:

- born in Mexico City
- healthy, as valued by clinical history, rest electrocardiogram (Pagewriter XLE Hewlett Packard Co.) and spirometry (Stead Wells Collins), following conventional techniques²¹
- non-smoking habits
- sedentary, without or less than one hour per week of routine physical activity
- young, age 24.0 ± 2.2 years
- body fat percentage inside normal limits, 24.2 ± 4.2 %, valued by corporal bio-impedance²² (101A Bio-electrical Impedance Analyzer RJI Systems, Inc.)
- normal anthropometric measures, similar to that of the general population according to the age and sex
- weight, 63.7 ± 7.3 Kg
- height 166.8 ± 8.0 cm.

The subjects were recruited by public invitation and they were informed of the risks and benefits of the study. Those who consented as voluntary subjects signed in writing their approval for participation in accordance with the Helsinki declaration that regulates human experimentation.

Data was recorded under the following environmental conditions: barometric pressure of 594.1 ± 1.8 mmHg, temperature of 25.6 ± 1.3 C and relative humidity of 56.0 ± 7 %. All studies were carried out in the morning between 9:00 and 13:00 hours, with the subjects under relative fast.

Heart rate recording. The electrical activity of the heart was detected through three floating electrodes, fastened with adhesive disks on the anterior chest wall, by means of the bipolar

derivation CM5 (the negative electrode on the sternal manubrium, the positive electrode in V₅ and the reference one on the xiphoid), using a 78330A ECG monitor (Hewlett Packard Co.). The output signal of the monitor was fed through a band-pass filter (1-50 Hz with a damping factor of -40 dB/decade) and from there through the microprocessor-based frequency computer (AT-601G Nihon Kohden), which gives an output voltage proportional to the R-R interval and therefore to the heart rate. The filter removed the baseline oscillations that can affect the subsequent calculation of the frequency. The use of the monitor allowed for the detection of arrhythmia, mainly ectopic beats, that produce artifacts that substantially alter the correct HRV quantification.⁸ The frequency computer was calibrated from internally generated DC levels corresponding to known frequencies.

Respiratory amplitude recording. The respirogram was detected by means of a stretching pneumograph (TR-701T Nihon Kohden) placed on the lower section of the chest, together with the AR-650H coupling module and the AA601H amplifier, both from Nihon Kohden. No attempts were made to calibrate the respiratory amplitude signal, since our interest was centered only on its frequency. Besides, our current instrumentation is limited in this respect.

All the signals were also registered online over a thermal polygraph (7754A Hewlett Packard Co.) for visual inspection. This allowed for rapid decision making on the quality of the signals.

Signal acquisition. Both physiological signals were carried through Butterworth low-pass anti-aliasing filters with cutoff at 2 Hz and a damping factor of -40 dB/decade, to avoid frequency superposition artifacts.⁶ Digitalization was carried out using a 12-bit A/D converter (PC-LAB 812) on a Pentium-based host computer. The signals were sampled at 2 Hz per channel, for five minutes. Figure 1 illustrates the instrumentation setup for the recording and acquisition of the cardiopulmonary signals.

Data processing. A modified version of a previously published²³ MATLAB program (fig. 2) was used to carry out the following functions:

- Input of heart rate and respiratory amplitude records.
- Linear regression based calibration of heart rate records for conversion to beats per minute measures.
- Suppression of offset and linear trends, so that variations are located around zero.
- Time domain analysis. The algorithms reported by Kleiger et al.⁵ were considered. The mean, standard deviation, range (difference between the minimum and maximum heart rate values), variation coefficient, root mean square for differences from the mean (RMSM) and the root mean square for successive differences (RMSSD) were computed for each data set. With exception of the mean, the remaining parameters measure the data dispersion. More specifically, the RMSM is an index of the global data variability, while the RMSSD is an index of the beat to beat variability. The variation coefficient refers to the relative variability. The previous analysis was only applied to the HRV data.
- Frequency domain analysis. The guidelines proposed by the Task Force¹ were considered, with the assumption that the HRV signal is ergodic and stationary. The cardiogram as a primary signal for the spectral analysis has already been used by some authors.^{15,24} The auto-regressive method of Burg was employed for model-based spectral estimation, with model orders between 15 and 20, according to the Akaike Information Criterion. The advantage of the auto-regressive models over other alternatives is that the visual representation of the spectra is more attractive due to its smooth appearance. Furthermore, according to Kay and Marple,²⁵ the method is optimum for short data segments, providing increased resolution, and avoiding lateral lobe artifacts.

- Calculation of spectral parameters. The integrated total spectral power was computed in two frequency bands, the standard (St) from 0.03 to 0.5 Hz and the wide (W) from 0.004 to 1 Hz. Also, the integral of the spectral power in specific frequency bands (components) was obtained: very low frequency band (0.004 to 0.03 Hz), partial-low band (0.03 to 0.08 Hz), intermediate band (0.08 to 0.15 Hz), two low frequency ranges (0.03 to 0.15 Hz and 0.004 to 0.15 Hz), two high frequency ranges (0.15 to 0.5 Hz and 0.15 to 1 Hz), and the very high frequency band (0.5 to 1 Hz) proposed in the present work. The normalized powers were obtained as the ratios between the power of the specific band to the total power in the two ranges, identified by the letters St or W according to the total spectral power used. Specific cases were the very low and very high frequency components, which were normalized only with respect to the total power W. Furthermore, the low/high ratio was computed for both integration ranges.

- Calculation of the coherence function between the HRV and the respiratory amplitude spectra, to determine their degree of similarity (in a scale of 0 to 1, similar to the correlation coefficient statistic). This function is of invaluable help to establish the possible cause-effect relationships between two variables.⁶ Coherence values greater than 0.5 were considered as significant.

Protocol. The maneuvers were selected due to their execution facility and because they can achieve a stable heart rate state. These maneuvers were:

- Supine position; the subject located in dorsal decubitus and as relaxed as possible.
- Controlled breathing; in the supine position, the subject maintained a constant breathing frequency of 12 cycles/min (0.2 Hz), aided by an electronic metronome indicating the pace.
- Standing position; with the subject as still as possible.
- Exercise; a single workload of 80 W was applied by means of a bicycle ergometer (Monark 818E).

- Recovery; immediate stage to the completion of the exercise, the subject remained seated and quiet on the ergometer.

The maneuvers were administered to the subject in consecutive form, always in the same order. Each one had a duration of five minutes, with a two minute interval while changing between them. This time was sufficient to obtain a stable heart rate state. The cardiopulmonary signals were recorded and digitized for each stage. Finally, the processing was performed offline at the termination of each study.

Statistical analysis. The averages and the standard deviations of the six temporal parameters and the 14 spectral parameters on the 20 subjects were computed for each of the maneuvers in the protocol. To define the statistical behavior of each parameter during the five stages, a one-way analysis of variance was applied. Mean comparisons (contrasts between the maneuvers) were accomplished by the Tukey procedure. Mean comparisons among the spectral parameters in the standard and wide ranges were performed by the paired t-test. Statistically significant differences were accepted for values of $p < 0.05$.

RESULTS.

The average and standard deviation of the temporal parameters for each one of the performed maneuvers are shown in table I. The mean values of the temporal parameters and the corresponding signals had a similar behavior among the subjects, characterized for each maneuver by:

- Supine. The mean heart rate was 66 bpm approximately, with irregular low- and high-frequency oscillations around 5 to 24 bpm.

- Controlled breathing. Regular heart rate oscillations were observed with amplitudes up to 34 bpm. All the dispersion parameters increased significantly. Mean heart rate was augmented slightly with respect to the previous stage (76 bpm).
- Standing. A small increment in the mean heart rate (81 bpm) was observed. The oscillations were irregular, with a predominance of the low-frequencies in a smaller range than those of the previous stage. The dispersion parameters were similar to those of the supine position.
- Exercise. Mean heart rate increased significantly (142 bpm). The oscillations almost disappeared and the dispersion parameters decreased significantly.
- Recovery. Mean heart rate value between rest and exercise ranges (92 bpm). Comparing with the exercise condition, low-frequency low-amplitude oscillations were observed and an increase in the dispersion parameters.

A typical example of the HRV behavior in the five stages is shown in figure 3A, while table II presents the comparison in the mean of the temporal parameters for the different maneuvers.

The mean resulted with significant differences among most of the maneuvers, except between controlled breathing and standing. As a rule, the dispersion parameters had a similar discriminative behavior, as can be observed in table II, with some nuances. The range and the variation coefficient were able to discriminate the maneuvers only in consecutive form; with relation to the supine stage, they increased in the controlled breathing stage, were reduced when the subjects were standing, being this attenuation larger during the exercise, to raise their value in the recovery stage. Always that controlled breathing was involved all the dispersion parameters discriminated the contrasts among the maneuvers. The discriminative behavior of the RMSM and the RMSSD was similar, except during the supine–exercise contrast.

The visual analysis of the spectra (figure 3B presents a representative example of the HRV spectra for one of the subjects for each maneuver), revealed in the supine condition two to three significant components with predominance of the one located below 0.15 Hz and with powers smaller than 250 [bpm]²/Hz. For the controlled breathing stage prevailed a single component, of large power, greater than 12000 [bpm]²/Hz, located in the frequency of 0.2 Hz. In standing, two or three components were located below 0.2 Hz with powers smaller than 800 [bpm]²/Hz. During exercise, only an important component persisted, located in frequencies below 0.05 Hz with an amplitude about 20 [bpm]²/Hz. In the recovery stage, two or three components were observed below 0.4 Hz with powers around 400 [bpm]²/Hz.

Table III shows the average and the standard deviation of the spectral parameters in the two integration-normalization bands for each one of the maneuvers of the study. The contrasts of the mean spectral parameters among the maneuvers are reported in table IV.

The average of the total spectral power integrated in the two ranges, standard of 0.03 to 0.5 Hz (TSPSt) and wide of 0.004 to 1 Hz (TSPW), had a similar behavior in each one of the maneuvers; it resulted maximum in the controlled breathing and minimal during the exercise. Only the TSPW showed statistically significant differences between the consecutive maneuvers (supine - controlled breathing, controlled breathing - standing, standing - exercise and exercise -recovery) and, although its average attained greater values in relation to those of the TSPSt in all the conditions, statistically significant differences were only observed during the exercise.

The behavior of the power on the specific bands, normalized with respect to TSPSt and TSPW, was as follows:

- Very low frequency component. In comparison to the supine condition (18.5%), its average was reduced (11.0%), although not significantly, during the controlled breathing maneuver; the

power increased significantly (23.9%) in standing and exercise (55.4%), and decreased (28.4%) during the recovery.

- Partial-low frequency component. The averages of the St-normalized band were statistically different in all the maneuvers, in relation to the supine condition (20.9%), decreasing for controlled breathing (9.5%), augmenting during the standing condition (40.5%) and exercise (59.2%), and declining again in the recovery stage (34.0%). The averages of the W-normalized band had a similar behavior, but they did not discriminate significantly the supine–exercise contrast. These averages resulted significantly smaller in relation to the averages from the St-normalized band in most of the maneuvers of the protocol.

-Intermediate frequency component. The St-normalized component showed statistically significant differences among all the maneuvers. Their averages were 31.5% in the supine condition, reduced in the controlled breathing condition (5.4%), increased in the standing condition (39.9%), diminished during the exercise (23.2%), and raised in the recovery (49.3%). The behavior of the W-normalized component was similar, but could only discriminate significantly between consecutive maneuvers. The averages of this normalized power were significantly smaller, in relation to those of the St-normalized power for the supine, exercise, and recovery maneuvers.

- Low frequency component. The average of the St-normalized component was 52.5% in the supine position, attenuated significantly during the controlled breathing (15.2%), increased significantly in the standing condition (81.1%), slightly in the exercise condition (83.8%), to preserve approximately the same value in the recovery stage (83.1%). The averages of the W low component had a similar pattern to those of the standard during the protocol, although they were only statistically different in the controlled breathing.

- High frequency component. The average of the St high component was 46.8% in supine, increased significantly in the controlled breathing (85.2 %), diminished significantly in the standing condition (19.6%), slightly during the exercise (15.2%), and then raised during recovery (17.0 %). The averages of the W high component had a similar behavior to the one described for the St high, and they were significantly smaller during controlled breathing and recovery.

- Very high frequency component. This component was present in all the maneuvers though with small average values, being minimum in the standing condition (1.6 %) and maximum during exercise (7.6%). The averages resulted statistically different in most of the comparisons between the maneuvers, with exception of supine - controlled breathing and standing - recovery.

- Low/high Ratio. The average of the St ratio was 1.1 in supine, reduced for the controlled breathing (0.2), increased significantly in standing condition (4.3), to persist with similar average during the exercise (5.6) and in the recovery (4.9). W ratio had a similar behavior to that previously described. None of the ratios showed statistically significant differences between consecutive maneuvers and their averages were only statistically different for controlled breathing.

The spectral analysis of the respiratory signal showed that, in spite of possessing components in the band of 0.5 to 1 Hz in all the conditions of the protocol, the prominent ones are distinctive for each maneuver, as seen in figure 3C. Thus, in the supine condition there exist two or three similar respiratory components in the range of 0.15 to 0.35 Hz. These were reduced to a single component, located to 0.2 Hz in the controlled breathing stage. An identical situation was observed on the HRV spectrum under the same condition. In the standing stage, one to two important components appeared in the range of 0.15 to 0.4 Hz, that were shifted towards the high

frequencies during the exercise (range of 0.45 to 0.9 Hz). In recovery, the frequency range increased (0.15 to 0.7 Hz) as well as the number of components.

The coherence function between the HRV and respiratory amplitude spectra was significant (coherence greater than 0.5) in narrower bands for each maneuver. In this way, significant coherence occurred from 0.15 to 0.25 Hz for standing and supine, at 0.2 Hz for controlled breathing, from 0.5 to 0.8 Hz during exercise, and from 0.2 to 0.4 Hz for the recovery stage.

DISCUSSION

The principal findings of the present study were:

1. In relation with the time parameters, the HRV mean was not capable of discriminating between controlled breathing and standing conditions. The range and the variation coefficient differentiated only among consecutive maneuvers. The RMSM and RMSSD were the least discriminating parameters.

2. About the spectral parameters:

The total spectral power W and the partial-low and intermediate components in both integration-normalization bands were at least discriminating among consecutive maneuvers, and thus they show a distinctive behavior. The standard total spectral power, the low and high components and their relation (with both integration approaches) did not show enough discriminating power. The same can be said of the very low and the very high frequency components, which archived more than 50% and 7.6% of the spectral power during exercise, respectively. It should also be noted that the very high frequency component was observed throughout the maneuvers. In general, the behavior of the two component types (standard and wide band) showed the same tendency of change among the maneuvers, with a single statistical difference for the total spectral power, the

low frequency component, and the LF/HF ratio, while two or more statistical differences were observed for the remaining parameters.

3. Given the significant coherence values found, breathing exerts an important influence over the HRV under the controlled breathing maneuver, and moderate influence for all the others. The respiratory influence in the very high frequency band during the exercise stage is notorious.

There are few papers that have characterized the temporal parameters of the short term HRV throughout the maneuvers presented here. Lawrence et al.²⁶ studied the HRV, using the range and standard deviation parameters for supine, standing, and controlled breathing protocols among others. These authors did not contrasted the parameters among the maneuvers and found great variability among the subjects for the supine and standing conditions, while small for the control breathing stage. These results have been reproduced in our study. From the previously described results obtained from the time-domain analysis, an HRV response pattern was found, as evaluated based on the dispersion, range, and variation coefficient for the five imposed conditions. This behavior adequately reflected the maneuver-induced changes in the autonomous nervous system activity. The level of the sympathetic-vagal stimulation, indicated by the HRV mean, was of similar value only in the standing and controlled breathing maneuvers. The autonomic modulation of the HRV, estimated by the dispersion parameters, diminished its value in response to the sympathetic activity increase, while raised due to the augment in parasympathetic activity. Therefore, the vagal activity raised at the controlled breathing stage, while the sympathetic grew under the standing, exercise and recovery conditions. The tendencies on the averages of the described parameters, for each of the protocol conditions, can be seen in the bar chart of figure 4. Although not every paper in the HRV field of study perform time-domain analysis, we considered its realization as significant, given that through the use of simple statistics it allows, in a coarse

manner, the quantification of the sympathetic-parasympathetic tone (mean value) and its modulation (dispersion parameters). Most of the recommended temporal parameters of the HRV have been used in this work, and its utility as indexes of the nervous system activity^{1,5} has been confirmed. The findings of Hayano et al.²⁷ which state that the RMSSD parameter is the most sensitive for the assessment of vagal activity changes was not corroborated.

As in the case of the time domain analysis, there are few papers where the discriminating capacity of the spectral parameters has been evaluated and thus, that have specified the differences on the sympathetic-vagal activation levels evoked by the five maneuvers of our proposed protocol. In three separate studies, Kamath et al.¹⁸ observed the effect of postural change, control breathing, exercise, and recovery over the HRV spectrum, but they only analyzed the behavior of the 0.1 Hz component (intermediate frequency band). The influential paper of Pagani et al.⁷ studied three of the five maneuvers presented here. Nonetheless, the spectral parameters were not contrasted among the maneuvers, so the different provoked autonomic activities were not compared.

The total integrated spectral power in the wide band discriminated between consecutive maneuvers; the same was not true for the standard total power. It is known that the total power gets attenuated with the increment of the sympathetic activity and enlarges with the raise of the vagal activity.²⁸ Consequently, it indicated the vagal predominance during controlled breathing and the sympathetic predominance for the standing, recovery, and, mainly, exercise conditions (FIG. 5A). It follows that the spectral power behavior throughout the maneuvers is in accordance with previous reports.

In the maneuvers characterized by a moderated sympathetic modulation over the HRV (supine, standing, and recovery), the very low frequency component was not prominent, having a similar value among them. In opposition, during the exercise stage, its contribution to the total spectral

power was very important (FIG.5B), as noted by Baselli et al.¹⁹ and Perini et al.¹³ who recommend its determination. The behavior of this component may indicate a similar influence to the one exerted by the sympathetic, as suggested by Casadei et al.²⁹ However, the Task Force¹ does not consider the quantification of this component and even discourages its use with the argument of its nonlinear behavior or its similarity to artifacts.

The partial-low and intermediate frequency components, specially those considered in the standard bands, turned out to be the spectral parameters with the highest discriminating power among the maneuvers. The behavior of the partial-low component correctly indicated the changes in the HRV sympathetic modulation for all the maneuvers, notably during the exercise (FIG.5C). Comparing supine and standing conditions, Jaffe et al.³⁰ found the best results while constraining the sympathetic frequency band from 0.05 to 0.1 Hz. In relation with the intermediate component, the results obtained were similar to those reported for the supine and standing conditions.^{6,11} Throughout the exercise, where the sensibility of the baroreceptors is moderately diminish, the intermediate component also decrease, a similar result to the one reported by Kamath et al.¹⁸ Given the findings in the present work, the minimum and maximum intervention of the baroreceptors under controlled breathing and recovery, respectively, becomes evident (FIG.5D).

The low frequency component did not show enough discriminating power, mainly in the standard band, due to the different behavior of their elements, partial-low and intermediate components, as observed during the exercise and recovery stages (FIG.5E). This situation could explain the controversial results reported during exercise: Bernardi et al.³¹ observed an increase of the low frequency component, under moderate exercise levels, while other authors^{13,17,19} have noted a reduction in the power of this component. It is therefore suggested to partition the low frequency component into its partial-low and intermediate bands, given that in this manner they provide a

better discriminating capacity, in accordance to early research,³² and in opposition to what was established by Malliani et al.²⁸ who consider it an obsolete procedure.

The high frequency component, with a similar behavior among the maneuvers for both integration-normalization bands, only discriminated those stages with maximal, moderated and minimal parasympathetic modulation, as the controlled breathing, supine, and exercise stages, respectively (FIG.5F), in accordance with published results.^{7,12,28} A similar and minimal value of parasympathetic modulation of the HRV has been found in the present work for the standing, exercise and recovery conditions (FIG.5F).

The very high frequency component was only of significant magnitude during exercise. Given its high coherence with the respiratory spectral component, there is no doubt that it is determined by the respiratory modulation, mediated by non-neural mechanisms without vagal participation, as was recently proposed by Casadei et al.³³ Moreover, due to the fact that this component was observed throughout all the maneuvers (FIG.5G), it is probable that the very high frequency respiratory components constantly exert their influence through non-neural mechanisms, although minimally, over the HRV. The existence of such component is in favor of the extension of the integration band for the high frequency component from 0.5 to 1.0 Hz, mainly for those studies that involve exercise stages.

The LF/HF (low to high frequency) ratio, which reflects the sympatho-vagal balance, was not able to perform and accurate discrimination among the maneuvers. The reported results related to this ratio during exercise are controversial, as they do not agree with the expected autonomic participation, following the classical description of Robinson et al.³⁴ In spite of the fact that the ratio tended to raise during exercise, its average value was not statistically different from the one found for the standing and recovery stages characterized by the moderated autonomic activities

(FIG.5H). These results are attributed to the low discriminating capacity of both the low and high frequency components, and not to the integration ranges because both types of relations were not statistically different. Therefore, the LF/HF ratio, despite its common use, cannot be considered a robust spectral parameter.

One of the problems of the spectral analysis of the HRV with which a researcher is faced is the selection of the integration bands that should be used to reveal the autonomic activity. Although the Task Force¹ recommends for computing the total spectral power the band from 0.03 to 0.4 Hz, broken in two components (low frequency, from 0.03 to 0.15 Hz and high frequency, from 0.15 to 0.4 Hz), several authors have extended the range down to 0.003 Hz in order to obtain the very-low component.^{12,13} Some others extend the range towards the high spectra up to 1.0 Hz.^{17,35} Is it possible that the use of diverse components and spectral powers for normalization lead to different results and functional interpretations? To answer this question, a comparison between two different integration-normalization bands, standard and wide, was conducted. The wide band integrated both the very low and very high components. Our results reveal the existence and the importance of the very low and very high components, mainly during exercise conditions. With the exception of the partial-low and intermediate bands, the remaining parameters for both kinds of calculation didn't show a consistent discriminatory behavior for all the testing stages. In particular, their incapacity in differentiating the autonomic activity between standing and recovery conditions is outstanding. Because of the great similarity among the behavior of the components, with few statistical differences for both bands, the physiologic interpretation of the results is independent of the selected integration band. Therefore, while there is no general agreement over the functional meaning and the spectral analysis methodology to be used (without subtracting importance to the meritorious effort of the Task Force¹) and with the objective of not

obviating otherwise valuable information, the authors of the present work suggest the computation of both the standard, recommended components, and those from the wide band. Nonetheless, one of the advantages that we have found for the normalization procedure, besides making evident the changes in the fractional distribution of the spectral energy, is that it maintains the proportions among the components of specific bands, independently of the integration range used for the total spectral power. In this way, the standard LF/HF ratio of the results in the wide band can be obtained as the ratio between the sum of the partial-low and intermediate component powers and the difference of the high and very high component powers.

The results of this study support the suggestions from Brown et al.³⁶ in the sense of the need for performing simultaneous analysis of the cardiac and respiratory frequencies. Only in this way it is possible to determine the respiratory effects on the HRV through the use of the coherence function. The respiratory effect was prominent during the controlled breathing maneuver. It was also verified in the remaining stages, resulting significant mainly during exercise (as observed in the very high frequency band), a situation that could clarify some of the inconsistent results describing the LF/HF ratio.

Most of the methodology used in the present work complies with the Task Force¹ recommendations: the ECG recording equipment, the sampling rate, the recording time, the time-domain parameters, and the auto-regressive spectral estimation. The only difference was the employment of the cardiometer to compute the instantaneous heart rate as it has been done by others authors.^{15,24,37,38}

CONCLUSIONS

The contribution of the present study to the knowledge of the cardiovascular neural regulation is the indication that a series of established maneuvers determine a typical behavior in some of the temporal and spectral HRV parameters, specifically, a statistically different and characteristic response pattern of the temporal parameters of dispersion and the partial-low and intermediate spectral components. This in turn indicated distinctive levels of sympatho-vagal activity acting upon the HRV, even when comparing standing and recovery conditions, which present a minimal difference in the sympatho-vagal balance. The temporal analysis of the heart rate variability was complementary to the spectral one. A similar behavior was observed for both the standard and wide integration bands throughout the five experimental maneuvers, with similar discriminating ability for both types of parameters, a result that makes the functional interpretation independent from the selected integration-normalization band. The use of the wide band is recommended, as it considers the very high and very low components and implicitly contains the information from the standard band. Moreover, the decomposition of the low frequency component into its partial-low and intermediate elements is suggested, given that separately they have a better discriminating capacity and more adequately reflect the changes in autonomic activity. Respiration exerted a significant influence throughout all the maneuvers.

REFERENCES

1. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Circulation 1996; 93:1043-1045.
2. Van Ravenswaaij-Arts C, Kollée L, Hopman J, Stoeltinga G, Geijn H: Heart rate variability. Ann Inter Med 1993; 118:436-447.

3. Malik M, Camm J: Heart rate variability and clinical cardiology. Br Heart J 1994; 71: 3-6.
4. Malik M, Camm J: Components of heart rate variability-what they really mean and what we really measure. Am J Cardiol 1993; 72:821-822.
5. Kleiger R, Stein P, Bosner M, Rottman J: Time domain measurements of heart rate variability. Cardiol Clin 1992; 10:487-498.
6. Kamath M, Fallen E: Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function. Crit Rev Biomed Eng 1993; 21:245-311.
7. Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P, et al: Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. Circ Res 1986; 59:178-193.
8. Mathias J, Mullen T, Perrott M, Cohen R: Heart rate variability: principles and measurement. Acc Curr J Rev 1993; Nov/Dec:10-12.
9. Tulen J, Man In 'T Veld A, Van Roon A, Moleman P, Van Steenis H, Blankestijn P, et al: Spectral analysis of hemodynamics during infusions of epinephrine and norepinephrine in men. J Appl Physiol 1994; 76:1914-1921.
10. Ori Z, Monir G, Weiss J, Sayhouni X, Singer D: Heart rate variability: Frequency domain analysis. Cardiol Clin 1992; 10: 499-533.
11. Yeragani V, Pohl R, Berger R, Balon R, Srinivasan K: Relationship between age and heart rate variability in supine and standing postures: a study of spectral analysis of heart rate. Pediatr Cardiol 1994; 15:14-20.
12. Yamamoto Y, Hughson R, Peterson J: Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. J Appl Physiol 1991; 71:1136-1142.

13. Perini R, Orizio C, Baselli G, Cerutti S, Veicsteinas A: The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability. J Appl Physiol 1990; 61:143-148.
14. Lipsitz L, Mietus J, Moody G, Goldberger A: Spectral characteristics of heart rate variability before and during postural tilt. Relations to aging and risk of syncope. Circulation 1990; 1803-1810.
15. Pomeranz B, Macaulay R, Caudilli M, Kutz I, Adam D, Gordon D, et al: Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. Am J Physiol 1985; 248 (Heart Circ Physiol. 17):H151-153.
16. Saul J, Cohen R: From Vagal Control of Heart: Experimental Basis and Clinical Implications. En Levy M, Schwartz P. "Respiratory sinus arrhythmia". Futura Publishing Company. Armonk NY 1994; 511-536.
17. Arai Y, Saul P, Albrecht P, Hartley L, Lilly L, Cohen R, et al: Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. Am J Physiol 1989; 256 (Heart Circ Physiol.25):H132-H141.
18. Kamath M, Ghista D, Fallen E, Fitchett D, Miller D, McKelvie R: Heart rate variability power spectrogram as a potential noninvasive signature of cardiac regulatory system response, mechanisms, and disorders. Heart Vessels 1987; 3: 33-41.
19. Baselli G, Cerutti S, Interdonato T, Orizio C, Perini R, Veicsteinas A: HRV during exercise in sedentary subjects and athletes. Comp Cardiol 1988; 15: 319-322.
20. Rimoldi O, Furlan R, Pagani M, Piazza S, Guazzi M, Pagani M, et al: Analysis of neural mechanisms accompanying different intensities of dynamic exercise. Chest 1992; 101:226S-230S.

21. Ruppel, G: Exercise testing. In "Manual of pulmonary function testing". Fifth edition. St Louis Missouri. Mosby Year Book Inc.1991; 122-156.
22. Deurenberg P, Weststrate J, VanderKooy K: Body composition changes assessed by bioelectrical impedance measurements. Am J Clin Nutr 1989; 49:401-403.
23. Carrasco S, Jiménez A, González C, Ramos M: Algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante un protocolo de cinco etapas. Rev Mex Ing Biomed 1994; 15:87-98.
24. Simpsom D, Wicks R: Spectral analysis of heart rate indicates reduced baroreceptor-related heart rate variability in elderly persons. J Gerontol 1987; 43 M21-M24.
25. Kay S, Marple S: Spectrum analysis -A modern perspective. Proc IEEE 1981; 69:1380-1419.
26. Lawrence G, Home P, Murray A: Repeatability of measurements and sources of variability in test of cardiovascular autonomic function. Br Heart J 1992; 68:205-211.
27. Hayano J, Sakakibara Y, Yamada A, Yamada M, Ukai S, Fujinami T, et al: Accuracy of assessment of cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subjects. Am J Cardiol 1991; 67:199-204.
28. Malliani A, Lombardi F, Pagani M: Power spectrum analysis of heart rate variability: a tool to explore neural regulatory mechanisms. Br Heart J 1994; 71:1-2.
29. Casadei B, Cochrane S, Johnston J, Conway J, Sleight P: Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. Acta Physiol Scand 1995; 153:125-131.
30. Jaffe R, Fung D, Behrman K: Optimal frequency ranges for extracting information on autonomic activity from the heart rate spectrogram. J Auton Nerv Syst 1993; 46:37-46.

31. Bernardi L, Salvucci F, Suardi R, Solda P, Calciati A, Perlini S, et al: Evidence for an intrinsic mechanism regulating heart rate variability in the transplanted and the intact heart during submaximal dynamic exercise. Cardiovasc Res 1990; 24:969-981.
32. Akselrod S, Gordon D, Ubel A, Shannon D, Barger C, Cohen R: Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. Science 1981; 213:220-222.
33. Casadei B, Moon J, Johnston J, Caiazza A, Sleight P: Is respiratory sinus arrhythmia a good index of cardiac vagal tone in exercise. J Appl Physiol 1996; 81:556-564.
34. Robinson B, Epstein G, Beiser G, Braunwald E: Control of heart rate by the autonomic nervous system: Studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. Circ Res 1966; 19:400-411.
35. Shin K, Minamitani H, Onishi S, Yamazaki H, Lee M: The power spectral analysis of heart rate variability in athletes during dynamic exercise-Part I. Clin Cardiol 1995; 18:583-586.
36. Brown T, Beightol L, Koh J, Eckberg D: Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. J Appl Physiol 1993; 75:2310-2317.
37. Shannon D, Carley D, Benson H: Aging of modulation of heart rate. Am J Physiol 1987; 253 (Heart Circ Physiol.22):H874-H877.
38. Vybiral T, Bryg R, Maddens M, Boden W: Effect of transdermal scopolamine on heart rate variability in normal subjects. Am J Cardiol 1990; 65: 604-608.

PIES DE FIGURAS

FIG.1: Instrumental setting for the recording and acquisition of the heart rate and the respiratory amplitude.

FIG.2: Algorithm for the processing of heart rate and respiratory amplitude files.

FIG.3: Representative examples of: (A) the instantaneous heart rate, (B) the HRV spectra, (C) the respiratory amplitude spectra, with (D) the respective coherence functions, obtained from one of the subjects during the accomplishment of the maneuvers.

FIG.4: Average behavior for each one of the temporal parameters during the five maneuvers. VC=Variation Coefficient, SD=Standard Deviation, RMSM=Root Mean Square for difference from the Mean, RMSSD=Root Mean Square Successive Differences, SP=Supine Position, CB=Controlled Breathing, S=Standing, E=Exercise, R=Recovery.

FIG.5: Average behavior of the spectral parameters: (A) total spectral power, (B) very low frequency, (C) partial-low frequency, (D) intermediate frequency, (E) low frequency, (F) high frequency, (G) very high frequency, (H) LF/HF ratio in both integration-normalization bands, standard (St) and wide (W) for each maneuver of the protocol. SP=Supine Position, CB=Controlled Breathing, S=Standing, E=Exercise, R=Recovery.

Table I. Averages and standard deviations of the parameters obtained by temporal analysis for one of the maneuvers of the protocol, n=20.

PARAMETERS	EXPERIMENTAL MANEUVERS				
	SP	CB	S	E	R
MEAN (bpm)	65.8±6.9	75.8±8.3	80.9±8.3	142.0±12.2	92.1±8.1
SD (bpm)	4.1±1.2	6.8±1.9	5.2±1.9	3.4±0.9	4.6±1.4
RANGE (bpm)	23.8±5.5	33.9±6.8	28.0±8.6	17.1±4.7	24.2±6.3
VC	5.8±2.2	9.2±3.1	5.7±1.8	2.5±0.8	4.9±1.3
RMSM (bpm)	4.1±1.2	6.8±1.8	4.6±1.5	3.5±1.0	4.6±1.4
RMSSD (bpm)	2.2±0.9	3.7±1.6	1.6±0.6	1.2±0.4	1.6±0.5

SP=Supine position, CB=Controlled breathing, S=Standing, E=Exercise, R=Recovery, SD=Standard Deviation, VC=Variation Coefficient, RMSM=Root Mean Square for Differences from the Mean, RMSSD=Root Mean Square Successive Differences.

Table II. Statistic significance of the contrasts among the maneuvers, by multiple comparison of the temporal parameters average.

PARAMETER	CONTRASTS AMONG MANEUVERS.									
	SP-CB	SP-S	CA-E	SP-R	CB-S	CB-E	CB-R	S-E	S-R	E-R
MEAN	S	S	S	S	NS	S	S	S	S	S
SD	S	NS	NS	NS	S	S	S	S	NS	NS
RANGE	S	NS	S	NS	S	S	S	S	NS	S
VC	S	NS	S	NS	S	S	S	S	NS	S
RMSM	S	NS	NS	NS	S	S	S	NS	NS	NS
RMSSD	S	NS	S	NS	S	S	S	NS	NS	NS

SP=Supine Position, CB=Controlled Breathing, S=Standing, E=Exercise, R=Recovery, SD=Standard Deviation, VC=Variation Coefficient, RMSM=Root Mean Square for Differences from the Mean, RMSSD=Root Mean Square Successive Differences. S=Difference Significant $p < 0.05$, NS=Difference Non Significant $p > 0.05$.

Table III. Averages and standard deviations of the spectral parameters in two different integration-normalization bands and for each one the protocol maneuvers, n=20.

PARAMETERS	EXPERIMENTAL MANEUVERS				
	SP	CB	S	E	R
TSP. St (bpm) ² /Hz.	2698±1590	8862±5972	3745±2685	434±246	3125±2787
TSP. W (bpm) ² /Hz.	3355±1756	10137±5772	4817±2789	1156±456*	4183±2962
VERY LOW (%)	18.5±7.6	11.0±6.3	23.9±12.2	55.4±12.4	28.4±8.0
PARTIAL-LOW St (%)	20.9±7.0	9.5±4.0	40.5±9.7	59.2±9.0	34.0±8.6
PARTIAL-LOW W (%)	16.2±3.5*	7.3±2.9	28.4±7.6*	20.5±4.5*	22.9±4.9*
INTERMEDIATE St (%)	31.5±7.8	5.4±1.6	39.9±9.9	23.2±5.4	49.3±9.7
INTERMEDIATE W (%)	21.1±7.5*	5.3±2.1	32.3±11.7	8.1±2.3*	34.3±8.6*
LOW St (%)	52.5±1.5	15.2±5.4	81.1±8.7	83.8±6.5	83.1±5.1
LOW W (%)	55.6±10.2	23.1±8.4*	83.6±4.4	84.5±5.1	85.3±3.7
HIGH St (%)	46.8±11.4	85.2±5.3	19.6±7.6	15.2±6.4	17.0±5.3
HIGH W (%)	43.5±11.3	77.0±8.2*	15.7±4.9	12.8±4.9	13.7±2.7*
VERY HIGH (%)	4.3±1.8	3.8±1.7	1.6±0.6	7.6±5.0	1.4±0.6
L/H RATIO St	1.1±0.5	0.2±0.1	4.2±2.5	5.6±2.7	4.9±1.7
L/H RATIO W	1.3±0.5	0.3±0.1*	5.4±1.9	6.5±2.6	6.2±1.7

SP=Supine Position, CB=Controlled Breathing, S=Standing, E=Exercise, R=Recovery.

TSP=Total Spectral Power.

St=Normalized component by the standard power band (0.03 to 0.5 Hz).

W=Normalized component by the wide power band (0.004 to 1.0 Hz).

* Difference statistically significant (p<0.05) between components of the standard and wide bands.

Table IV. Statistic significance by the Tukey procedure of the various contrasts of the spectral parameters averages, among experimental maneuvers.

PARAMETERS	CONTRASTS AMONG MANEUVERS									
	SP-CB	SP-S	CB-E	SP-R	CB-S	CB-E	CB-R	S-E	S-R	E-R
TOTAL POWER St	S	NS	NS	NS	S	S	S	S	NS	NS
TOTAL POWER W	S	NS	NS	NS	S	S	S	S	NS	S
VERY LOW	NS	NS	S	S	S	S	S	S	NS	S
PARTIAL-LOW St	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
PARTIAL-LOW W	S	S	NS	S	S	S	S	S	S	S
INTERMEDIATE St	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
INTERMEDIATE W	S	S	S	S	S	NS	S	S	NS	S
LOW St	S	S	S	S	S	S	S	NS	NS	NS
LOW W	S	S	S	S	S	S	S	NS	NS	NS
HIGH St	S	S	S	S	S	S	S	NS	NS	NS
HIGH W	S	S	S	S	S	S	S	NS	NS	NS
VERY HIGH	NS	S	S	S	S	S	S	S	NS	S
L/H RATIO St	NS	S	S	S	S	S	S	NS	NS	NS
L/H RATIO W	NS	S	S	S	S	S	S	NS	NS	NS

SP=Supine Position, CB=Controlled Breathing, S=Standing, E=Exercise, R=Recovery.

St=Normalized component by the standard power band (0.03 to 0.5 Hz).

W=Normalized component by the wide power band (0.004 to 1.0 Hz).

S= Difference Statistically Significant $p < 0.05$, NS= Difference Statistically Non Significant $p > 0.05$.

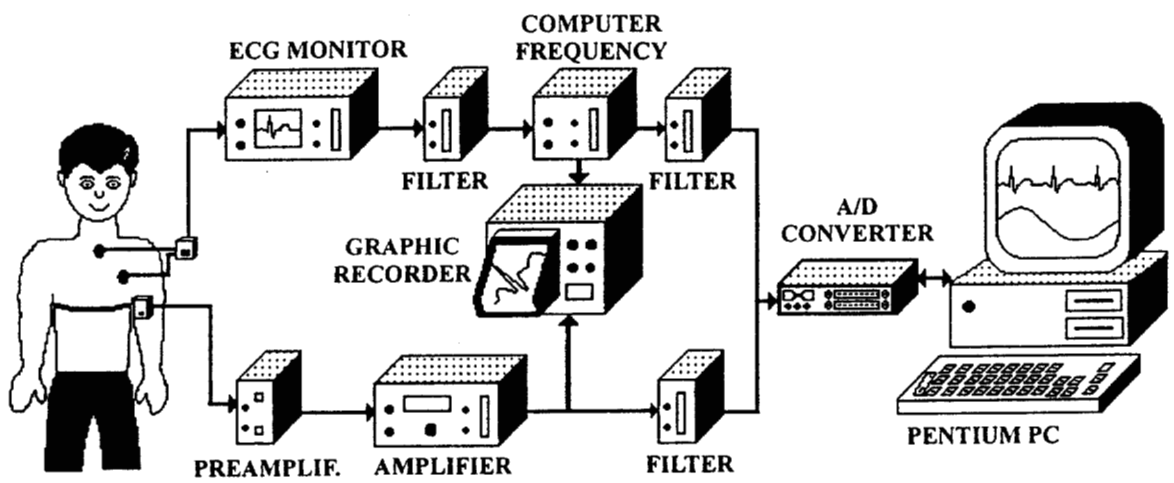
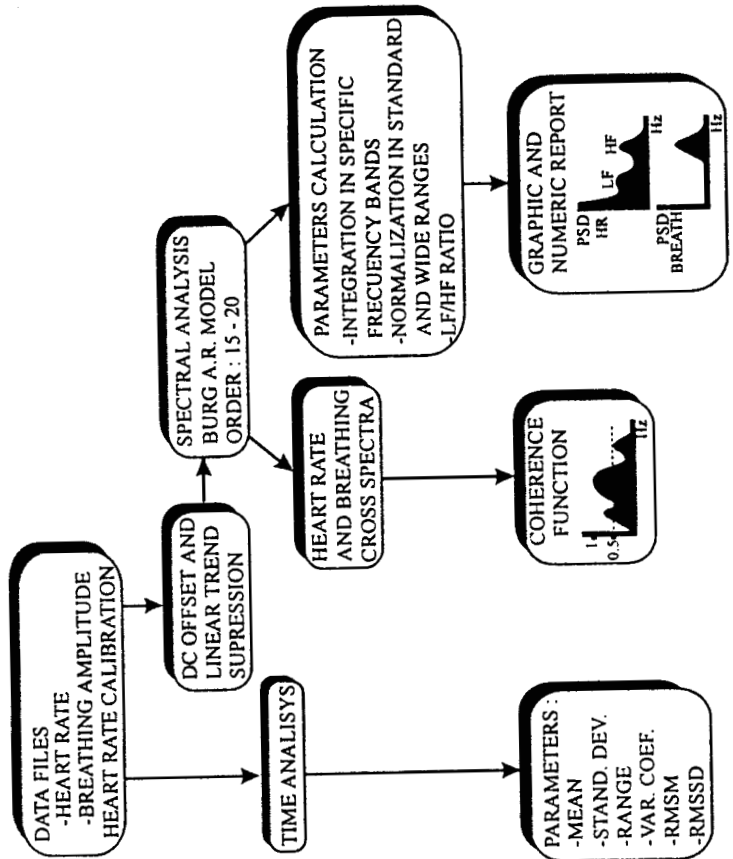


FIG. 1



F162

SUPINE CONTROLLED STANDING EXERCISE RECOVERY

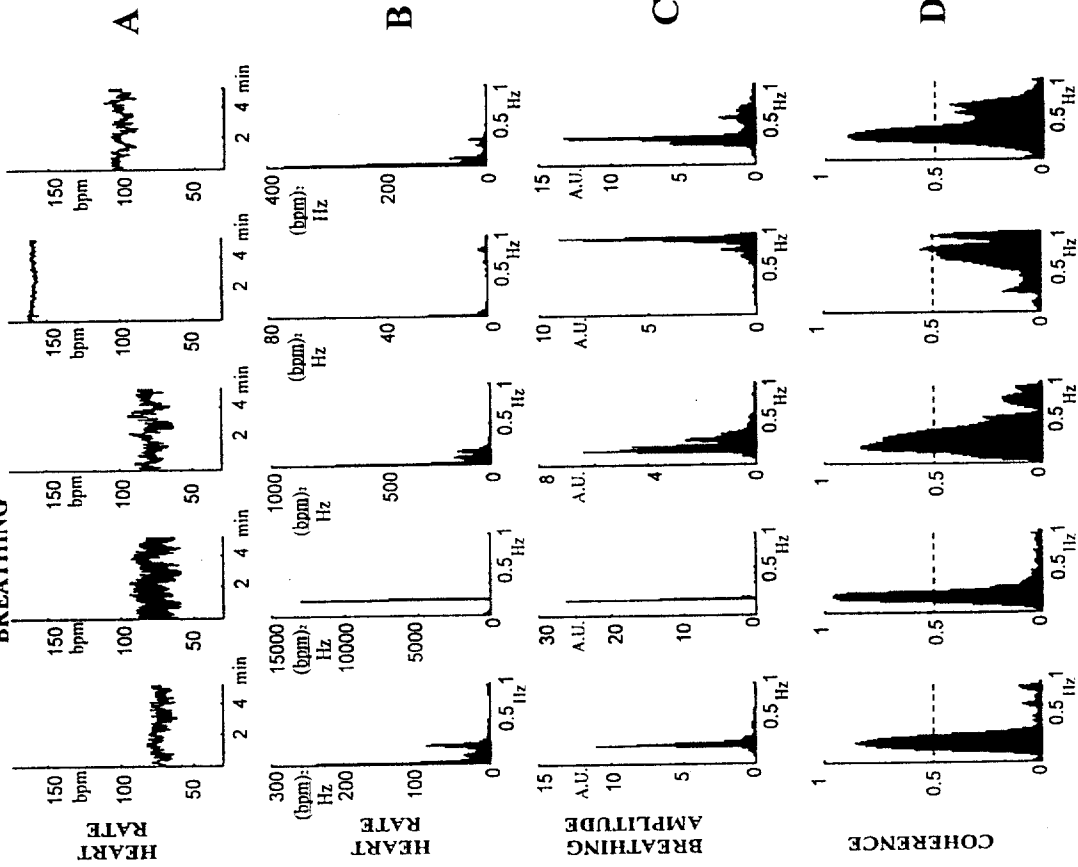
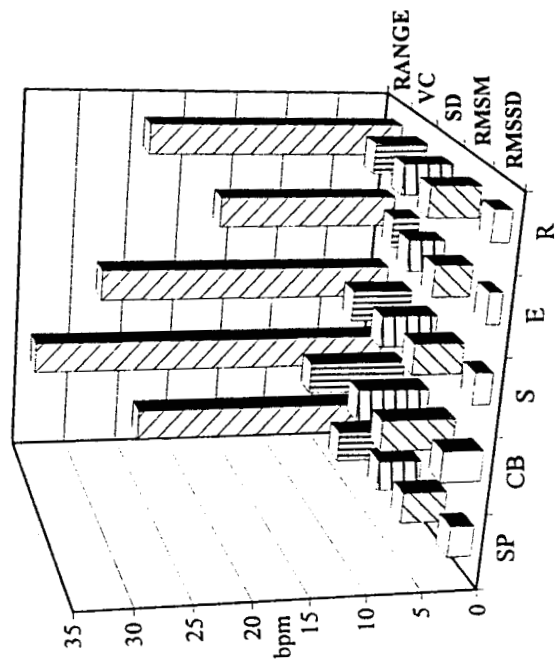
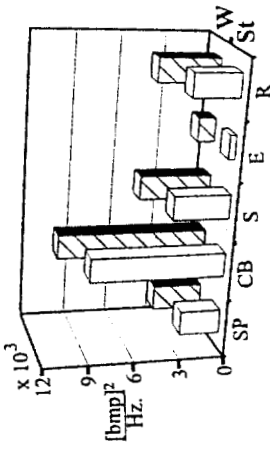


Fig. 3

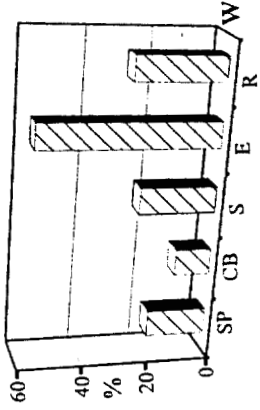


7164

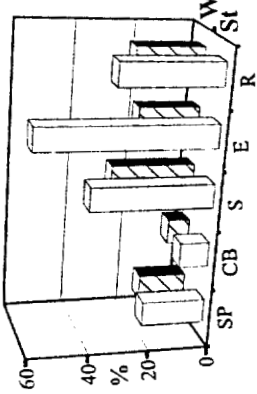
A: TOTAL SPECTRAL POWER



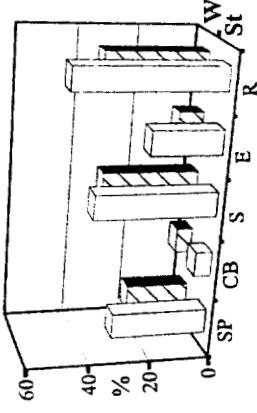
B: VERY LOW FREQUENCY



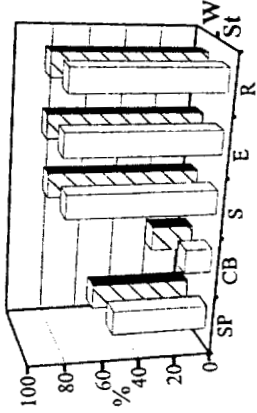
C: PARTIAL-LOW FREQUENCY



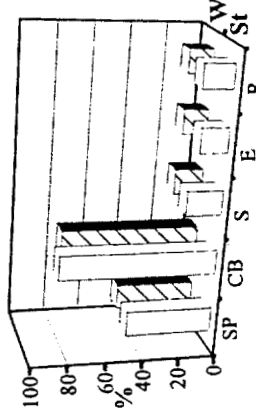
D: INTERMEDIATE FREQUENCY



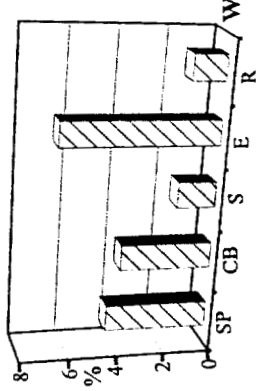
E: LOW FREQUENCY



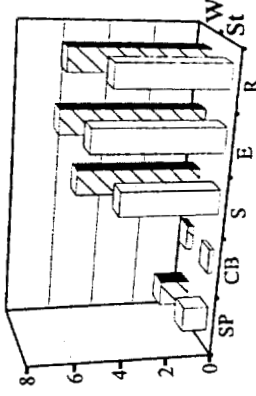
F: HIGH FREQUENCY



G: VERY HIGH FREQUENCY



H: LF/HF RATIO



F16.5