

**Análisis No Estacionario de la Variabilidad de la
Frecuencia Cardíaca sobre las Maniobras de Mueller y
Valsalva**

Tesis que presenta

Martín Oswaldo Méndez García

Para la obtención del grado de

Maestro en Ciencias en Ingeniería Biomédica

Noviembre 2003

Asesores:

M. en I. Mercedes Jatziri Gaitán González

Dr. Salvador Carrasco Sosa

Sinodales:

Dr. Salvador Carrasco Sosa

M. en I. Ana Bertha Pimentel Aguilar

M. en I. Miguel Angel Peña Castillo

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA-IZTAPALAPA
DIVISION DE CIENCIAS BASICAS E INGENIERIA
POSGRADO EN INGENIERIA BIOMEDICA
MEXICO, DF.

AL FINAL REALMENTE NADA IMPORTA

DEDICATORIA

A mi madre Ma. Guadalupe García por su gran cariño

A mi padre Raúl Méndez por su gran perseverancia y cariño

A mi hermana Estibaliz Méndez por su apoyo

A mi hermano Alonso Méndez por su convicción

A mi hermana Carolina Méndez por su fortaleza

A mi hermano Brian Méndez por su apoyo

A mi pequeño Rafael Méndez por darme ganas de vivir

Además dedico esta tesis a mis asesores Salvador Carrasco y Jatziri Gaitán por dedicarme parte de su vida y darme algo más valioso que conocimiento, **sabiduría y cariño**.

Todo lo que la mente puede imaginar, el hombre lo puede crear

AGRADECIMIENTOS.

Esta tesis se realizó en el programa de postgrado de Ingeniería Biomédica de la UAM-I con objeto de la obtención del grado de maestro en ciencias, el cual fue financiado por la beca otorgada del CONACYT y un apoyo extra del CONCYTEA.

El trabajo fue desarrollado en el Laboratorio de Investigación en Fenómenos Fisiológicos, Dpto. Ingeniería Eléctrica, DCBI, en el Laboratorio de Fisiología Humana, Dpto. Ciencias de la Salud, DCBS, y en el cubo T-330, UAM-I.

Agradezco de corazón a todas las personas que me brindaron su apoyo y son parte mi presente tesis:

A mis Asesores Dr. Salvador Carrasco y M. en I. Jatziri Gaitán, por forjarme en mi camino por la vida.

A los profesores Dr. Ramón Camarena, M. en I. Oscar Yáñez, Dr. Joaquín Azpiros, Dra. Verónica Medina, Dr. Tomás Aljama, Dr. Alfredo Rodríguez, MC. Jesús García, MC. Verónica Montante, por todo su apoyo, confianza y amistad.

A mis amigos y compañeros del postgrado muy en especial **Alfonso Mejía, Carla Mantaras, Ángel Hernández**, Graciela Hernández, Marcos López, Sergio Solís, Gabriel Gentileti, Oscar Marrufo, Luis Robert, Joaquín Cruz y Víctor Medina por todo su apoyo, confianza, consejos y motivación.

A mis amigos Silvia Casarotto, Víctor Castillo, Alejandra Guillén, Ricardo Romero, Edgar Juárez por todo su apoyo.

A las familias Hernández Godínez, Godínez Moreno y Zárate Hernández, por su apoyo.

A mi familia y amigos, así como a mis enemigos.

INDICE

<u>RESUMEN.....</u>	<u>6</u>
<u>ABREVIATURAS.....</u>	<u>8</u>
<u>INTRODUCCION.....</u>	<u>10</u>
Variabilidad de la frecuencia cardiaca.....	10
Descripción de la maniobra de Valsalva:	11
Resumen de las fases de la maniobra de Valsalva	11
Cambios Cardiovasculares de las fases de la maniobra.....	12
Fase I.....	12
Fase II.....	12
Fase III.....	13
Fase IV.....	13
Descripción de la maniobra de Mueller.....	14
Análisis e índices de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.....	17
Propiedades deseables de las Distribuciones Tiempo-Frecuencia (DTF).....	18
Descripción de las propiedades tiempo-frecuencia.....	19
<u>OBJETIVO.....</u>	<u>24</u>
Objetivo General.....	24
Objetivos Específicos.....	24
<u>METODOS.....</u>	<u>25</u>
Procedimientos generales.....	25
Protocolo.....	26
Maniobra de Mueller.....	26
Maniobra de Valsalva.....	26
Análisis de la VFC.....	27
Análisis de datos.....	29
<u>RESULTADOS.....</u>	<u>30</u>

RESULTADOS DE LOS INDICES ESPECTRALES.	30
RESULTADOS DE LOS INDICES DE MAPAS DE RETORNO.....	34
<u>DISCUSION.....</u>	<u>40</u>
<u>CONCLUSION.....</u>	<u>44</u>
<u>REFERENCIAS.....</u>	<u>46</u>
<u>ANEXO A.....</u>	<u>49</u>
<u>ANEXO B.....</u>	<u>52</u>

RESUMEN

Este trabajo confronta las maniobras de Mueller y Valsalva, antagónicas por naturaleza, la finalidad es establecer el comportamiento de la maniobra de Mueller con respecto a la maniobra de Valsalva debido a que la respuesta fisiológica resultante de la maniobra de Mueller presenta controversia por no tener un patrón característico. Para valorar el balance autonómico por medio del análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC), se midieron las series de tiempo de los intervalos RR de diez registros de ECG para ambas maniobras, cada par fue medido en el mismo sujeto. De los datos obtenidos se calcularon índices espectrales y temporales aplicando una distribución tiempo-frecuencia basada en el algoritmo de Fourier llamada Distribución de Born-Jordan y un análisis derivado de la Teoría del Caos llamado Gráficas de Poincaré o Mapas de Retorno respectivamente. La Distribución de Born-Jordan fue seleccionada dadas sus bondades para el tratamiento de señales transitorias y no estacionarias.

Los resultados indican que durante la maniobra de Mueller tiene lugar un aumento de la frecuencia cardiaca en la primera mitad de la maniobra, después se presenta una bradicardia hacia el final y durante la recuperación, por el contrario la maniobra de Valsalva presentó taquicardia durante toda su duración y una bradicardia sólo observada en la recuperación. Por otro lado, durante la fase IV (después de terminar la maniobra) de Valsalva se observa una participación clara del barorreflejo. En contraste la maniobra de Mueller donde el barorreflejo tuvo lugar durante la maniobra.

El componente de frecuencia alta de los intervalos RR para la maniobra de Mueller resultó mayor, durante y después de la maniobra, que los valores correspondientes para Valsalva, esto sugiere una mayor actividad parasimpática para la maniobra de Mueller.

El patrón característico obtenido de los mapas de retorno de los intervalos RR mostró una gran dispersión en la maniobra de Mueller y una gran concentración en la maniobra de Valsalva. Esto significa una mayor variabilidad de la frecuencia cardiaca en la maniobra de Mueller. Por otro lado, los mapas de retorno evolutivos muestran una alta

actividad parasimpática durante Mueller, y es representada por la longitud mayor del eje transversal en la maniobra. En contraste, el coeficiente de correlación (R) fue mayor en la maniobra de Valsalva.

La distribución de Born-Jordan reveló durante la maniobra de Mueller componentes de frecuencia superiores a 0.5 HZ, la cual es asociada con la respiración, situación no presente durante la maniobra.

ABREVIATURAS

ECG	Registro de Electrocardiografía
SNA	Sistema Nervioso autónomo
DTF	Distribución Tiempo-Frecuencia
P_T	Potencia Total
VFC	Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca.
PMA	Presión Arterial Media
PP	Presión de Pulso
PD	Presión de Atrio Derecho
PVP	Presión de Venas Periféricas
SC	Salida Cardiaca
RPT	Resistencia Periférica Total
FC	Frecuencia Cardiaca
AR	Método Autorregresivo
TCF	Transforma Corta de Fourier
DCW	Distribución de Choi-Williams
DPSWV	Distribución Pseudo Suavizada Wigner-Ville
DWD	Distribución Wigner-Ville
DBJ	Distribución de Born-Jordan
SDA	Selective DTF algorithm
TDF	Transformada Discreta de Fourier
FFT	Transformada Rápida de Fourier
RTF	Representación Tiempo-Frecuencia
FA	Potencia del Componente de Frecuencia Alta
FB	Potencia del Componente de Frecuencia Baja
FA/FB	Índice Simpatovagal
FA_r	Potencia Relativa de FA
FI	Frecuencia central
RR	Intervalos entre cada pico R del ECG
PSPS	Intervalos de presión sistólica
PSIS	Presión Sistólica

PDIAS	Presión Diastólica
PMED	Presión Media
PA	Presión Arterial
FIA	Frecuencia Central para el componente de Alta Frecuencia
FIB	Frecuencia Central para el componente de Baja Frecuencia
FIT	Frecuencia Central para del el rango completo
T	Eje Transverso
L	Eje Longitudinal
R	Coefficiente de Correlación

INTRODUCCION.

Variabilidad de la frecuencia cardiaca.

Muchas señales de origen cardiovascular (electrocardiograma, presión arterial, etc.) son quasi-periodicas. Esto es, se repiten en cada latido cardiaco con un periodo que no es estrictamente constante, además pueden cambiar en su morfología, amplitud, y fase de un latido a otro. Por otro lado, esas oscilaciones se mantienen alrededor de ciertos valores medios durante condiciones estables. Esta variabilidad es el resultado de la acción de mecanismos de control complejos, cuya función principalmente es mantener los parámetros cardiovasculares controlados dentro de ciertos rangos fisiológicos. Dichos mecanismos pueden responder a condiciones cambiantes, según su dinámica temporal. Así, el estudio de los cambios latido a latido puede proveer información importante acerca del estado de tales mecanismos en condiciones fisiológicas normales y patológicas [1].

Se han desarrollado algunas maniobras que tienen la característica de ser controladas a voluntad, como son la maniobra de Mueller y la maniobra de Valsalva. Estas maniobras son antagónicas por naturaleza. Consisten en una inspiración y espiración forzada con la vía aérea cerrada respectivamente. Estas maniobras se presentan en la vida diaria en acciones como la tos, y en algunas patologías tales como la apnea del sueño. Generalmente son utilizadas en investigación fisiológica humana y en pruebas clínicas, para valorar la reinervación de las ramas simpática y parasimpática después de un transplante de corazón, sensibilidad de los barorreceptores, estrés fisiológico en pruebas cardíacas, entre otras.

Estas maniobras han sido muy utilizadas para la valoración del mecanismo de control cardiovascular del sistema nervioso autónomo (SNA). Las inervaciones simpática y parasimpática son las ramas de que consta el sistema nervioso autónomo para ejercer el control cardiovascular. Mientras que, la inervación parasimpática es la encargada de producir una disminución en la frecuencia cardiaca, la inervación simpática produce el efecto opuesto sobre la frecuencia cardiaca y además modula el tono vascular sobre la mayoría de los vasos.

Actualmente los cambios fisiológicos provocados por la maniobra de Valsalva están claramente descritos, en cambio en la maniobra de Mueller los cambios en la frecuencia cardiaca son controversiales y sus respuestas autonómicas aún no son completamente conocidas [2].

Descripción de la maniobra de Valsalva

Esta maniobra es muy usada tanto en investigación fisiológica humana como en evaluación clínica debido a que es segura y requiere de poco equipamiento. Además, sus resultados son cuantitativamente reproducibles. La figura 1 esquematiza las cuatro fases características de la maniobra de Valsalva, el recuadro muestra la etapa de esfuerzo espiratorio de la maniobra.

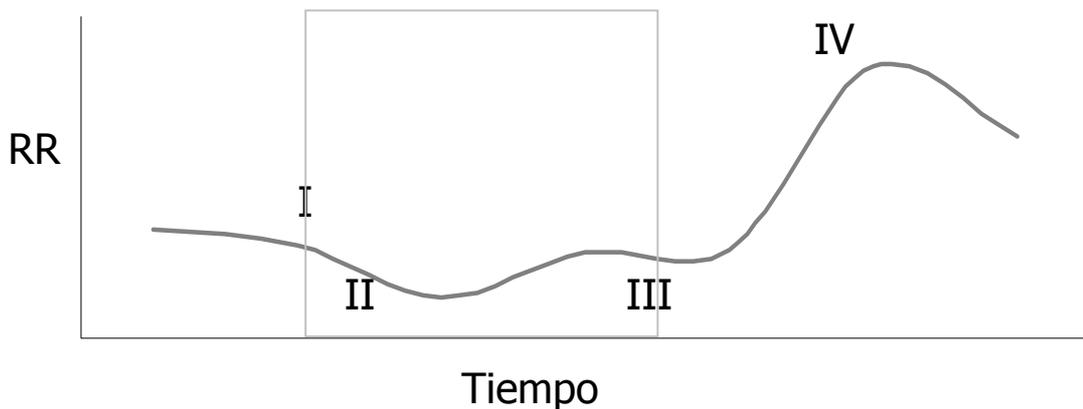


Fig. 1. Fases características de la maniobra de Valsalva, el recuadro muestra la etapa de esfuerzo espiratorio de la maniobra.

Resumen de las fases de la maniobra de Valsalva.

A continuación se resume la evolución de los intervalos RR y presión arterial (PA) que se asocian en cada una de las fases establecidas para la maniobra de Valsalva.

- I) Un aumento de la presión arterial y reducción de la frecuencia cardiaca después del inicio del esfuerzo.
- II) Una caída seguida por una recuperación parcial de la presión arterial, un aceleramiento de la frecuencia durante el periodo de esfuerzo.

- III) Una reducción repentina de la presión arterial y elevación de la frecuencia cardiaca inmediatamente después de la liberación del esfuerzo.
- IV) Una elevación final de la presión arterial sobre los niveles de control y reducción de la frecuencia cardiaca [3,4].

Cambios Cardiovasculares de las fases de la maniobra.

Fase I.

Es probable que algunos mecanismos contribuyan a la elevación abrupta de la presión arterial durante los primeros segundos de la maniobra de Valsalva. El incremento de las presiones intratorácica e intradominal comprimen la aorta y probablemente propulsen la sangre incompresible a las arterias periféricas. Además, el volumen de eyección del ventrículo izquierdo se incrementa. El incremento del volumen de eyección no parece resultar un factor importante en la propulsión de la sangre hacia fuera de la cámara vascular pulmonar, porque el incremento de las dimensiones ventriculares durante la *fase I* es pequeño e inconstante. Una explicación alternativa es que la función ventricular se mejora en forma transitoria por la reducción de la poscarga. La elevación de la presión arterial durante la *fase I* no parece estar mediada simpáticamente, ya que ocurre tanto en pacientes con alta sección transversal del cordón cervical espinal como en sujetos normales después de la administración del bloqueador adrenérgico- α . La elevación de la presión arterial es asociada con la inhibición del sobreflujo simpático eferente y la disminución de la frecuencia cardiaca (mediado por el incremento eferente de la actividad parasimpática) [3].

Fase II.

El esfuerzo continuo impide el retorno de la sangre venosa al corazón y permite un desplazamiento de grandes cantidades de sangre del tórax y abdomen a los miembros. El tiempo de circulación vena-a-arteria aumenta. Las dimensiones del atrio y el ventrículo izquierdos, el volumen de eyección del ventrículo izquierdo, el área aórtica cross-seccional, y la presión arterial disminuyen. La salida cardiaca cae a pesar de la taquicardia (causada por el retiro de la actividad parasimpática). El sobreflujo del nervio simpático eferente a la musculatura de los miembros, la concentración de epinefrina del

plasma y la resistencia total se incrementan. Con cuatro segundos después del aumento de la actividad eferente simpática, la disminución de la presión arterial se detiene, y la presión comienza a regresar sobre los niveles de control, aunque el volumen de eyección ventricular izquierdo continua cayendo. La presión arterial disminuye más si la taquicardia es prevenida por un bloqueo cardiaco autonómico con propanol y atropina o si la vasoconstricción es prevenida por clorida tetraetilamonium o fentolamina y guanatedina [3].

Fase III.

Inmediatamente después de que la presión espiratoria se libera, la presión arterial disminuye transitoriamente. Esta reducción es resultado de los factores mecánicos, incluyendo posiblemente el repentino aumento de la poscarga ventricular izquierda y la repentina expansión de los vasos intratorácicos. Hay una explosión adicional en la actividad eferente simpática durante esta fase, y además de una menor elevación de la frecuencia cardiaca [3].

Fase IV.

Durante esta fase, la afluencia venosa hacia el corazón, el volumen de eyección del ventrículo izquierdo, y el gasto cardiaco regresan a sus valores normales. La presión arterial aumenta sobre los niveles de control, porque el volumen de eyección ventricular izquierdo normal es expulsado sobre una arteria constreñida. El incremento de la presión puede ser prevenido o reducido sustancialmente, en forma aguda mediante un bloqueador adrenérgico y crónicamente por cirugía simpatotónica. La elevación de la presión arterial permite la reducción prolongada de la actividad simpática eferente y la bradicardia (mediada por el incremento de la actividad parasimpática) [3].

Han sido desarrollados diversos trabajos donde la maniobra de Valsalva es utilizada como estímulo para valorar el comportamiento fisiológico cardiovascular del cuerpo humano, entre los de mayor relevancia para esta investigación cabe mencionar los siguientes.

En 1976 Corner et. al. [5] estudian mediante técnicas invasivas los cambios provocados por diversos niveles de presión espiratoria aplicando diferentes duraciones de la maniobra de Valsalva. Las mediciones de sus variables incluyen la presión arterial media (PMA) y presión de pulso (PP); presión del atrio derecho (PAD) y venas periféricas (PVP); salida cardiaca (SC); resistencia periférica total (RPT) y frecuencia cardiaca (FC). Sus estudios muestran que los cambios graduados de presión provocados durante la maniobra de Valsalva, causan incrementos reflejos en la frecuencia cardiaca y en la resistencia periférica total variando en magnitud respecto al tamaño de estímulo. En 1980 Eckberg et. al. [3] y en 1984, Porth et. al. [6] realizan una revisión de la maniobra de Valsalva en su función cardiovascular, estableciendo una descripción característica de las respuestas hemodinámicas y cardiovasculares que acompañan a la maniobra de Valsalva. En 1988 Imholz et. al. [7] realizan estudios, sobre una base de latido a latido durante cambios grandes de presión arterial e instantáneos inducidos por la maniobra de Valsalva, para saber si realmente el equipo para medición de la PA en forma no invasiva llamado Finapres reproduce fielmente la medición de presión arterial. Concluyen que la técnica de medición de la presión arterial por medio del Finapres es muy confiable. En un trabajo de 1996 reportado por Smith et. al. [8], desarrollan un estudio sobre el comportamiento de las respuestas autonómicas durante la maniobra de Valsalva. Además de documentar una gran complejidad de las relaciones entre las entradas de los barorreceptores y las salidas autonómicas neuro-cardiovasculares, determinan que los cambios transitorios de las entradas barorreceptoras carótidas y aórticas ocurren en direcciones opuestas y que reducen el músculo simpático e incrementan el disparo neuronal del motor cardiaco vagal. Estos cambios paralelos de las entradas de barosensores, provocan cambios recíprocos de los cambios simpáticos y los cambios directos del disparo vagal. Además los transitorios de la presión arterial, duran sólo unos segundos reajustando las relaciones entre presión arterial y flujo neural simpático y vagal.

Descripción de la maniobra de Mueller

Existe controversia en el comportamiento fisiológico cardiovascular durante la maniobra de Mueller, en la figura 2 se presenta los resultados reportados por Morgan et. al. [9] de

la PA durante la maniobra de Mueller, el recuadro muestra la etapa de inspiración forzada.

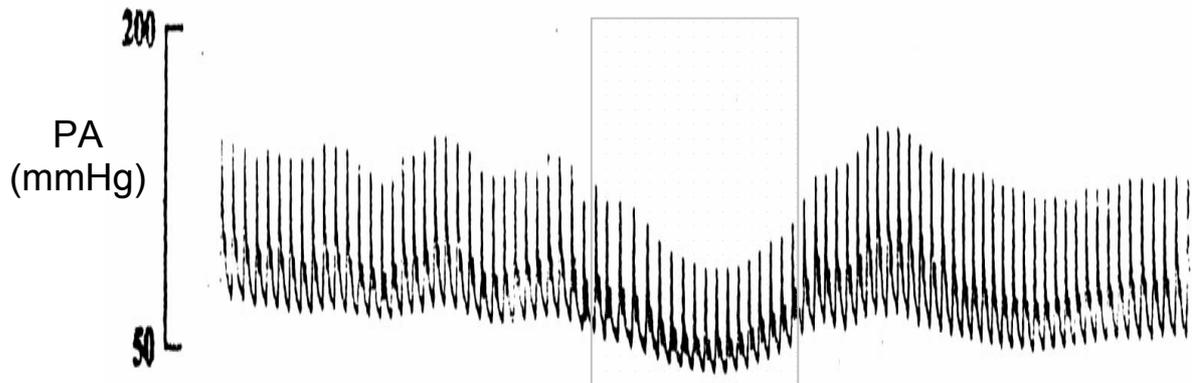


Fig. 2 Comportamiento de los intervalos de la presión arterial durante la maniobra de Mueller reportado por Morgan et. al, el recuadro muestra la etapa de inspiración forzada.

La maniobra de Mueller provoca una respuesta multifásica de la presión arterial, la cual disminuye dramáticamente durante los primeros 15 s de la maniobra, y comienza a recobrase al final con un marcado incremento sobre la liberación de la presión intratorácica. Los intervalos RR descienden durante toda la maniobra y al final presentan una recuperación hasta llegar a los niveles de control [2,9].

La respuesta en el sistema cardiovascular producto del estímulo generado por la maniobra de Mueller es tema de controversias, a diferencia, de la respuesta cardiovascular generada por la maniobra de Valsalva. A continuación, se mencionan algunos de los trabajos más importantes de la maniobra de Mueller para el desarrollo de esta investigación.

En 1979 Buda et. al. [10] con el propósito de entender la contribución de la presión intratorácica sobre la disfunción del ventrículo izquierdo, estudian los efectos de las maniobras de Valsalva y Mueller sobre la función ventricular. Reportan que durante la maniobra de Mueller la fracción de eyección decremента a pesar de un aumento en el volumen ventricular izquierdo y una disminución en la presión arterial. Lo anterior sugiere que la presión intratorácica negativa afecta la función ventricular izquierda por un incremento de las presiones transmurales del ventrículo izquierdo, y del mismo modo

en la poscarga. En 1981 Bromberger-Barnea et. al. [11] concluyen que un incremento de la presión pleural negativa, como el que ocurre durante la maniobra de Mueller, aumenta el volumen del corazón derecho debido al aumento en el retorno venoso y a un incremento en la capacidad de los vasos pulmonares consecuencia de la inflación; a su vez esto contribuye a una disminución en la complianza ventricular izquierda generando un decremento en el volumen de eyección del ventrículo izquierdo. En 1983 Magner et. al. [12] estudian la cuantificación del incremento de la presión en el atrio izquierdo y presión transmural durante inspiración forzada (Maniobra de Mueller) para determinar la magnitud potencial de los efectos hemodinámicos de la presión negativa pleural en sus sujetos. En este estudio encuentran un decremento en la presión pleural con la maniobra Mueller y con la inspiración, mismo que asocian con un decremento en las presiones del atrio izquierdo. En 1993 Morgan et. al. [9] estudian las respuestas neurocirculatorias para la maniobra de Mueller y la respiración sostenida en humanos concientes con la finalidad de investigar los mecanismos responsables de las fluctuaciones en la presión arterial y la actividad del nervio simpático que ocurren durante la apnea obstructiva del sueño. Encuentran que las apneas obstructivas acompañadas por presiones intratorácicas obstructivas sostenidas (Maniobra de Mueller) evocan una respuesta de presión arterial multifásica que consiste en un decremento durante la maniobra y un sobretiro después de ella. Dicha respuesta estuvo acompañada por inhibición simpática al inicio de la maniobra de Mueller y activación simpática al final. Además se presentó una condición de taquicardia durante y hacia el final de la maniobra. En 1993 Somers et. al. [2] comparan las respuestas de la maniobra de Mueller y los efectos de una apnea espiratoria de la misma duración. Entre sus resultados más importantes comentan que las oscilaciones en la presión arterial y la actividad del nervio simpático en el sistema cardiovascular durante la maniobra de Mueller pueden ser similares a los que se presenta en los pacientes con apnea de sueño. La presión arterial disminuye dramáticamente durante los primeros 15 s de la maniobra de Mueller, para recobrase al final, e incrementar marcadamente en la liberación de la presión torácica. Encuentran además una profunda inhibición de la actividad del nervio simpático en los primeros 10 s de la maniobra de Mueller, y que al liberarse el esfuerzo, la PA se incrementó por arriba de los valores de control para los próximos 10 s con supresión de la actividad del nervio simpático al liberar. Katragada et. al. [13] en 1997 estudian las respuestas hemodinámicas para la Maniobra de Mueller y

la apnea sostenida. Determinan que la respuesta presora para apnea obstructiva y no obstructiva voluntaria es mediada por el nervio simpático, y que las respuestas mecánicas tienen poco o ningún efecto, independiente de la respuesta presora aguda.

Análisis e índices de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.

Se han realizado numerosos estudios de forma invasiva para valorar la actividad de la inervación simpática sobre el corazón [2, 5, 8 ,9 ,13]. Sin embargo, el análisis espectral proporciona un camino alternativo no invasivo para el análisis de las señales de variabilidad cardiovascular. Básicamente, este tipo de análisis puede ser llevado a cabo en forma no paramétrica, basándose en la Transformada de Fourier (FFT) y en forma paramétrica, utilizando un modelo estocástico. En particular, la potencia del análisis espectral de las series discretas, consiste del valor latido-latido de los intervalos RR y/o de los valores de presión arterial de sangre sistólica o diastólica, los cuales se presentan como componentes periódicos de la variabilidad de la frecuencia cardiaca que tienden a agruparse en algunas bandas de frecuencia. En humanos el intervalo de frecuencias considerado entre 0.15 y 0.5 Hz (frecuencia alta) es generalmente mediado por la rama parasimpática del sistema nervioso autónomo, lo cual sugiere ser un indicador de la modulación de esta rama. También existe un componente denominado frecuencias bajas, el cual se localiza entre 0.04 y 0.15 Hz; en este se refleja tanto la modulación simpática como la parasimpática del SNA. Sin embargo, aún no ha sido posible describir en que proporción participan ambas ramas [1,14]. Otro indicador que se ha sugerido para proveer información del balance simpátovagal es la frecuencia central, la cual localiza la frecuencia del centro de masa de cada componente en la distribución energética obtenida [15].

Otro método para el estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca considera el latido del corazón como reflejo de operaciones de los sistemas dinámicos no lineales como son las gráficas de Poincaré (mapas de retorno), que son una aproximación gráfica que muestra los valores de un periodo dado en la ordenada contra el retardo o adelanto de un periodo consecutivo de la misma señal en la abscisa, la forma total de la distribución entonces es usada para caracterizar el dinamismo del sistema. Las gráficas

de Poincaré es una herramienta de análisis de muchos métodos derivados de la Teoría del Caos [14, 16].

Existen varios índices para valorar el SNA a partir de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. Para este estudio se consideraron los índices espectrales como la potencia total (P_T), el índice simpátovagal (FB/FA), la potencia del componente de frecuencia alta (FA), la potencia del componente de frecuencia baja (FB), la potencia relativa de frecuencia alta (FA_r), los intervalos RR, la frecuencia central para el componente de FB (FIB), la frecuencia central para el componente de FA (FIA) y la frecuencia central para el rango total (FIT); los índices obtenidos de las gráficas de Poincaré como el eje transversal (T), el eje longitudinal (L) y el coeficiente de correlación (R) [1, 4, 14, 16].

Para obtener un análisis espectral correcto, la señal debe mostrar algunas características de estacionariedad y ergodicidad. Sin embargo, algunas maniobras fisiológicas, como las maniobras de Mueller y Valsalva producen cambios transitorios y no estacionariedad en el comportamiento de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. Para tratar este tipo de señales se han utilizado distribuciones tiempo-frecuencia no paramétricas, de las cuales es propuesta una en esta tesis debido a que cumple con una mayor cantidad de propiedades requeridas para la señal en cuestión, la cual viola las características de estacionariedad y ergodicidad. Métodos alternativos no paramétricos tiempo-frecuencia como la distribución de Wigner-Ville, Choi-Williams [4,17] o el Escalograma [18], además de modelos paramétricos variantes en el tiempo como los Autorregresivos [1] pueden ser utilizados.

Propiedades deseables de las Distribuciones Tiempo-Frecuencia (DTF).

Una de las formas de seleccionar la Distribución Tiempo-Frecuencia (DTF) más idónea para una aplicación en particular, es elegir aquella que cumpla la mayoría de las propiedades deseables para la aplicación en particular. La Tabla 1 presenta una lista de las propiedades de las distribuciones energéticas [19].

Tabla I. Propiedades matemáticas de las Distribuciones Tiempo-Frecuencia de la clase de Cohen.

Propiedad 1. Corrimiento en frecuencia	$T_y(t, f) = T_x(t, f - f_0) \dots \text{para..} y(t) = x(t)e^{j2\pi f_0 t}$
Propiedad 2. Corrimiento en tiempo	$T_y(t, f) = T_x(t - t_0, f) \dots \text{para..} y(t) = x(t - t_0)$
Propiedad 3. Escalamiento	$T_y(t, f) = T_x(at, f/a) \dots \text{para..} y(t) = \sqrt{ a }x(at)$
Propiedad 4. Valor Real	$T_x^*(t, f) = T_x(t, f) \quad \forall x(t)$
Propiedad 5. Positividad	$T_x(t, f) \geq 0 \quad \forall x(t)$
Propiedad 6. Marginal en tiempo	$\int T_x(t, f) df = x(t) ^2$
Propiedad 7. Marginal en frecuencia	$\int T_x(t, f) dt = X(f) ^2$
Propiedad 8. Distribución de Energía	$\iint T_x(t, f) dt df = \int X(f) ^2 df = E_x$
Propiedad 9. Preservación Momentos Temporales	$\iint t^n T_x(t, f) dt df = \int t^n x(t) ^2 dt$
Propiedad 10. Preservación Momentos Frecuenciales	$\iint f^n T_x(t, f) dt df = \int f^n X(f) ^2 df$
Propiedad 11. Soporte Finito en Tiempo	$T_x(t, f) = 0 \dots \text{para..} t \notin (t_1, t_2)$ $si..x(t) = 0 \dots \text{para..} t \notin (t_1, t_2)$
Propiedad 12. Soporte Finito en Frecuencia	$T_x(t, f) = 0 \dots \text{para..} f \notin (f_1, f_2)$ $si..X(f) = 0 \dots \text{para..} f \notin (f_1, f_2)$
Propiedad 13. Frecuencia Instantánea	$\frac{\int f T_x(t, f) df}{\int T_x(t, f) df} = \frac{1}{2\pi} \frac{d}{dt} \arg\{x(t)\}$
Propiedad 14. Retardo de Grupo	$\frac{\int t T_x(t, f) dt}{\int T_x(t, f) dt} = \frac{1}{2\pi} \frac{d}{df} \arg\{X(f)\}$
Propiedad 15. Transformada de Fourier	$T_y(t, f) = T_x(-f, t) \dots \text{para..} y(t) = X(t)$
Propiedad 16. Localización Frecuencial	$T_x(t, f) = \delta(f - f_0) \dots \text{para..} X(f) = \delta(f - f_0)$
Propiedad 17. Localización Temporal	$T_x(t, f) = \delta(t - t_0) \dots \text{para..} x(t) = \delta(t - t_0)$

Descripción de las propiedades tiempo-frecuencia.

Las Propiedad 1, 2 y 3. Corrimiento en frecuencia, corrimiento en tiempo y escalamiento.

Si la señal es recorrida un tiempo t_0 , modulada f_0 o escalada, su distribución energética en el plano tiempo-frecuencia será afectada en forma equivalente. Estas propiedades

son deseables, de tal forma que si, por alguna causa la maniobra ocurre un tiempo después o antes, la distribución no será afectada.

Propiedad 4 y 5. Valor Real, Positividad.

Estas propiedades son importantes para la interpretación física de la señal. Algunas de las DTF de la clase de Cohen entregan densidades espectrales negativas, de las cuales no existe interpretación física.

Propiedad 6 - 10 Marginal en tiempo, Marginal en frecuencia, Distribución de Energía, Preservación Momentos Temporales, Preservación Momentos Frecuenciales.

Estas propiedades idealmente proveen una medida de la energía local de la señal. Con estas propiedades se asegura que la densidad tanto temporal como espectral es la correcta.

Propiedad de 11 - 15. Soporte Finito en Tiempo, Soporte Finito en Frecuencia, Frecuencia Instantánea, Retardo de Grupo, Transformada de Fourier.

Estas propiedades son importantes dentro del procesamiento de señales, la DTF debe tener el mismo ancho de banda, duración, energía, comienzo, fin, así como el mismo soporte no cero que la señal.

Propiedad de 16 y 17. Localización Frecuencial, Localización Temporal.

En la obtención de alta resolución son deseables. Esto es, si la señal está perfectamente centrada en tiempo o frecuencia entonces su DTF deberá estar perfectamente centrada en el mismo tiempo o frecuencia.

Distribución Tiempo Frecuencia		D	D	D	S	
		B	C	P	P	D
		J	W	W	D	W
Propiedad						
1	Corrimiento en frecuencia	✓	✓	✓	✓	✓
2	Corrimiento en tiempo	✓	✓	✓	✓	✓
3	Escalamiento	✓	✓			✓
4	Valor Real	✓	✓	✓	✓	✓
5	Positividad					
6	Marginal en tiempo	✓	✓	✓		✓
7	Marginal en frecuencia	✓	✓	✓		✓
8	Distribución de Energía	✓	✓	✓	✓	✓
9	Preservación Momentos Temporales	✓	✓	✓		✓
10	Preservación Momentos Frecuenciales	✓	✓			✓
11	Soporte Finito en Tiempo	✓		✓		✓
12	Soporte Finito en Frecuencia	✓				✓
13	Frecuencia Instantánea	✓	✓	✓		✓
14	Retardo de Grupo	✓	✓			✓
15	Transformada de Fourier	✓	✓			✓
16	Localización Frecuencial	✓	✓			✓
17	Localización Temporal	✓	✓			✓

TABLA II. Cuadro comparativo de las propiedades entre las distribuciones más usadas, DBJ = Distribución de Born-Jordan, DCW = Distribución de Choi-Williams, DPW = Distribución Pseudo Wigner, SPWD = Distribución Pseudo Wigner suavizada, DW = Distribución de Wigner-Ville.

En la tabla II se observa que la distribución de Born-Jordan es la más adecuada junto con la de Wigner-Ville. Sin embargo, la cantidad de términos cruzados en la distribución de Wigner-Ville es muy elevada en comparación con la de Born-Jordan. [19]

En los últimos años la introducción de diferentes herramientas matemáticas y computacionales dentro de la investigación fisiológica humana en especial para el

estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca ha sido importante. Se ha logrado obtener numeroso conocimiento en forma no invasiva del funcionamiento del sistema cardiovascular con el uso de este tipo de técnicas. Sin embargo, siendo tan extenso su campo de aplicación y los diferentes métodos para el procesamiento de señales, solamente se mencionan algunos de los trabajos más importantes para esta investigación.

Bianchi et. al. en el año de 1993 [1] introducen un algoritmo Autorregresivo (AR) variante en el tiempo y lo aplican a la señal de variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) en un estudio de episodios de isquemia. Concluyen que tal algoritmo les permitió estimar las características espectrales de la VFC aún en fenómenos transitorios. En el mismo año Novak P. & Novak V. [20] valoran la aplicabilidad de la distribución de Wigner-Ville para el análisis de la presión sanguínea, señales respiratorias y fluctuaciones latido-a-latido, atribuidos a los cambios de la actividad del sistema nervioso autónomo. Concluyen que la principal ventaja de las distribuciones tiempo-frecuencia sobre el análisis espectral global es la representación dinámica de la estructura de la señal, además de ser una poderosa herramienta en la caracterización de naturaleza no estacionaria de esas señales. En 1994 Keselbrener et. al. [21] desarrollan un algoritmo simple y eficiente llamado SDA (selective DTF algorithm) para la investigación de las señales cardiovasculares no estacionarias, el cual les permitió analizar y establecer la evolución temporal de los componentes espectrales de la señal, no sólo durante estados estables sino también para cambios transitorios. Se basa en la Transformada Discreta de Fourier con un ventaneo sobre un área de interés, la duración temporal de la ventana en cada área es el mínimo tiempo requerido para contener la frecuencia más baja. En 1997 [22] prueban el algoritmo SDA que diseñaron para cuantificar y analizar señales no estacionarias. Concluyeron la buena aplicabilidad del SDA para evaluar la evolución temporal del control autonómico durante el síncope. Pola et. al. [23], Ramos et. al. [4] y Chan & Lin [24] realizaron una comparación entre métodos de estimación espectral clásicos. Por su parte en el año de 1996 Pola et. al. realizan la comparación entre métodos de estimación de la potencia espectral basados en la transformada de Fourier, los autorregresivos (modo bloque y secuencial) y las representaciones tiempo-frecuencia basados en estimaciones de la potencia espectral. En sus resultados documentaron la superioridad de los métodos tiempo-frecuencia

cuando se requiere una resolución temporal alta. Por otro lado Ramos et. al. en el 2000 presentan un análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante la maniobra de Valsalva, para este análisis aplican las distribuciones tiempo-frecuencia más comúnmente usadas en la variabilidad de la frecuencia cardiaca. Concluyen que la distribución tiempo-frecuencia de Choi-Williams o Exponencial muestra mejores resultados que la Transformada Corta de Fourier y Wigner-Ville. Así mismo Chan & Lin en el 2001 investigan la influencia del componente transitorio en algunos métodos tiempo-frecuencia relacionados para la estimación de las características de la VFC, los métodos tiempo-frecuencia incluyeron Transformada de tiempo Corto de Fourier, la Distribución de Choi-Williams, la Distribución Pseudo de Wigner-Ville Suavizada (DPSWV) y el Escalograma por Wavelets Discretos. Sus resultados demostraron que la DPSWV con Compensación de Filtrado y el Escalograma por Wavelets Discretos tienen menor interferencia espectral de los componentes transitorios. Berntson et. al. en el año de 1997 [14] realizan una revisión donde examina los orígenes y mecanismos psicológicos de la VFC, los métodos cuantitativos para medirla y consideraciones importantes para su interpretación. Por último Kettunen et. al. [15] en el año 2001 examinan la cuantificación de la VFC central. Concluyeron que la Distribución de Pseudo Wigner-Ville Suavizada proporciona una buena información de las características de la variabilidad de la frecuencia cardiaca centrales aún para estados transitorios de la señal.

OBJETIVO.

Objetivo General.

Con la finalidad de analizar el comportamiento fisiológico de la maniobra de Mueller a partir de la maniobra de Valsalva se estudian la conducta algunos índices de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.

Objetivos Específicos.

- a) Evaluar el comportamiento de la Distribución Tiempo-Frecuencia de Born-Jordan (DBJ) a partir de los resultados obtenidos de la Maniobra de Valsalva.
- b) Comparar los índices simpatovagales de las maniobras de Mueller y Valsalva obtenidos a partir de una Distribución Tiempo-Frecuencia (DTF) de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.
- c) Comparar y evaluar el comportamiento de la frecuencia central durante ambas maniobras para los componentes de Frecuencia Baja, Frecuencia Alta y Frecuencia Total de los intervalos RR.
- d) Comparar y establecer el comportamiento de los mapas de retorno para ambas maniobras, Mueller y Valsalva.

METODOS.

Para el estudio se obtuvieron diez pares de registros de ECG de 2 mujeres y 6 hombres, con edades de 22.5 ± 2.5 años. Todos los sujetos fueron normotensivos y sin enfermedades cardiovasculares, pulmonares o neurológicas, como lo demostró la evaluación por historia clínica y física. Todos ellos proporcionaron su consentimiento informado para participar en el estudio.

Procedimientos generales.

Los estudios fueron realizados con los sujetos en posición sentada y con los electrodos conectados en derivación CM5 para la adquisición del electrocardiograma (ECG) utilizando el Biopac (MP-150), cada registro tuvo una duración de cinco minutos a una frecuencia de muestreo de 500 Hz. La presión de vías aéreas requerida para cada maniobra fue generada por los sujetos a través de un tubo de baja resistencia con la capacidad de cerrarse por medio de una válvula. La presión en la boca fue medida usando un calibrador diferencial de presión (Varical) localizado entre la pieza bucal y la válvula; el medidor de presión se conectó al amplificador Biopac para registrar la presión. Para ayudar a los sujetos a mantener los niveles requeridos de presión durante cada maniobra, se les mostró la presión generada en la boca a través en un visualizador como se observa en figura 3.

La medición de la PA fue adquirida únicamente en uno de los sujetos simultáneamente con su registro de ECG. La presión arterial se midió en forma continua y no invasiva en el tercer dedo de la mano no dominante usando el método del pletismógrafo (Finapres, Ohmeda 2300 NIBP monitor, Englewood, CO) con una frecuencia de muestreo de 500 Hz. Este aparato ha demostrado proporcionar estimaciones excelentes de los cambios de presión intra-arterial durante pruebas de laboratorio, incluyendo ejercicio. Durante los periodos de colección de los datos, los mecanismos de servo-interrupción del Finapres fueron apagados para permitir la adquisición continua de los datos. El brazo con el dedo instrumentado se sostuvo extendido al nivel del corazón por medio de un cabestrillo,

mientras que el antebrazo permaneció libre. Esto fue hecho para evitar los efectos de la presión hidrostática sobre las lecturas de la PA [7].

Protocolo.

Maniobra de Mueller. Después de establecer la línea de base con respiración espontánea con una duración de 2 minutos, el sujeto generó -40 mmHg de presión contra el tubo cerrado y mantuvo el nivel constante de presión negativa durante 20 s. Además se grabó un intervalo de 160 s de recuperación con respiración espontánea.

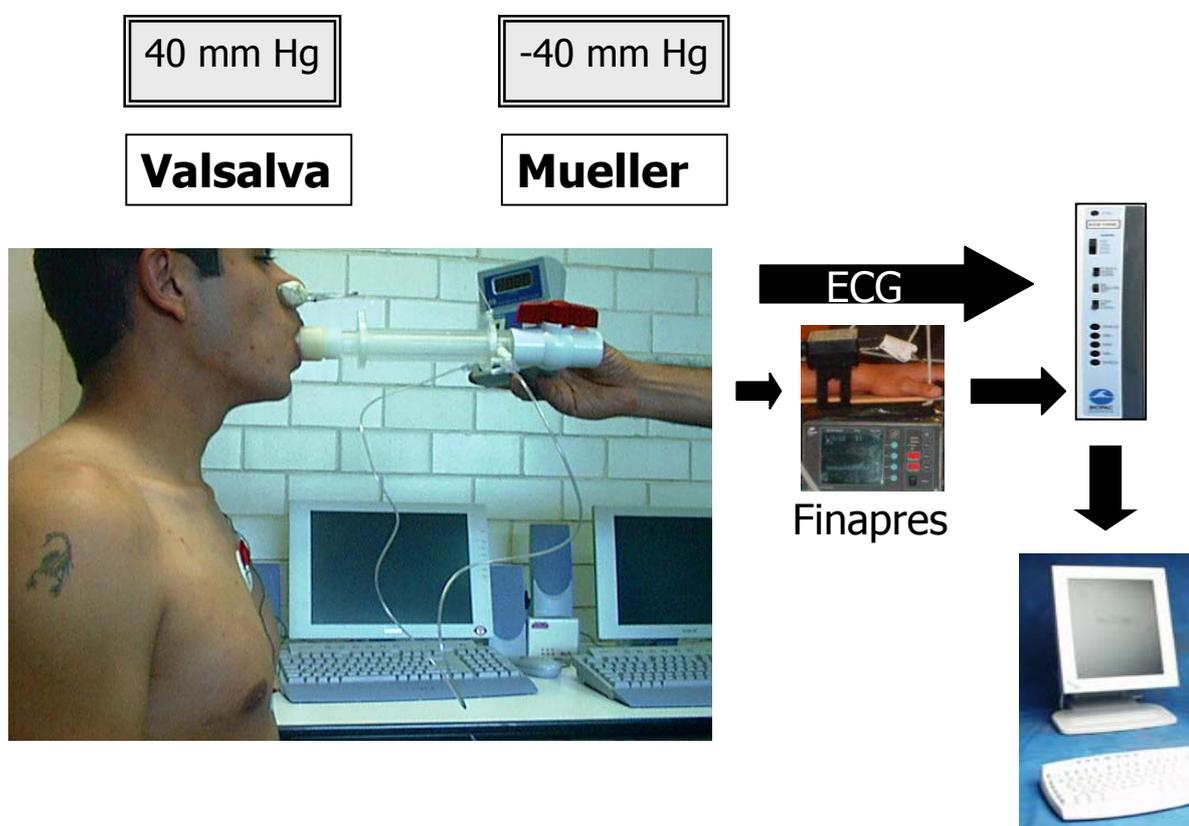


Fig 3. Protocolo para el desarrollo del experimento, electrodos en derivación CM5, visualizador para ayudar a mantener una presión constante y el tubo cerrado donde se genera la presión. Las señales de ECG y presión arterial se adquirieron por medio del BIOPAC 150 y las señales fueron procesadas posteriormente.

Maniobra de Valsalva. Después de establecer la línea de base con respiración espontánea con una duración de 2 minutos, el sujeto generó +40mm Hg de presión contra el tubo cerrado y mantuvo el nivel constante de presión positiva durante 20 s. A

continuación se grabó un intervalo de 160 s de recuperación con respiración espontánea.

Todos los sujetos realizaron algunas prácticas de los procedimientos antes de obtener los registros.

Análisis de la VFC.

De los registros de ECG, se midieron los intervalos RR con el software de adquisición (ACQ100) del sistema BIOPAC usando el algoritmo de detección de picos incluido en el mismo software. Las series de tiempo fueron analizadas para buscar y en su caso, eliminar malas detecciones u otros artefactos. Las series de intervalos RR fueron remuestreadas a 4 Hz por interpolación de splines cúbicos con el objeto de tener los datos equi-espaciados y evitar el traslape generado por implementación discreta del algoritmo, se eliminó la tendencia con un algoritmo llamado Smoothness priors [25], eliminando la no estacionariedad producida por las señales de baja frecuencia. La distribución de Born-Jordan se utilizó para obtener la potencia de la señal en los diferentes tiempos y frecuencias. Se emplearon los mapas de retorno para calcular los índices de retorno de los intervalos RR.

Se calculó la evolución en el tiempo a partir de la DBJ de los siguientes índices espectrales de variabilidad de la frecuencia cardiaca: potencia total, de 0.04 a 0.6 Hz (P_T); componente de frecuencia baja, de 0.04 a 0.15 Hz (FB); componente de frecuencia alta, de 0.15 a 0.6 Hz (FA); y la razón de los componentes de baja y alta (FB/FA); la frecuencia central para el componente de FB (FIB); la frecuencia central para el componente de FA (FIA) y la frecuencia central para el rango total (FIT). Todos los componentes fueron calculados en unidades absolutas, el componente de frecuencia alta también fue expresado en unidades normalizadas con la potencia total ($FA_r = FA/P_T$). Los índices espectrales de variabilidad y la media de los intervalos de RR se midieron en ocho intervalos de interés: 1) control, promedio de los primeros 50 s del registro, 2) pre-maniobra, 3) inicio, 4) mitad, 5) final, 6) postmaniobra, 7) recuperación temprana (máximo valor de los intervalos R-R después de la maniobra) y 8)

recuperación tardía, promedio de los últimos 50 s del registro. Las etapas de la 2 a la 6 fueron los promedios de 3 s en cada una de ellas: justo antes de empezar la maniobra (premaniobra), inicio, mitad de la maniobra, fin de la maniobra y justo al término de la misma (postmaniobra), respectivamente como se muestra en la figura 4.

Los índices de la variabilidad de la frecuencia cardiaca de retorno se calcularon a partir de los mapas de retorno evolutivos con una ventana de 10 latidos, la figura 5 muestra el protocolo utilizado. Los mapas de retorno evolutivos fueron aplicados a las series RR para obtener los siguientes índices: eje transversal (T), eje longitudinal (L) y coeficiente de correlación (R). Los cuales fueron divididos en 4 intervalos de interés: 1) control, que fue el promedio de los primeros 50 s, 2) maniobra, el promedio de la duración de la misma, 3) postmaniobra, con un promedio de 20 s inmediatamente después de terminada y 4) recuperación, el promedio de los últimos 50 segundos.

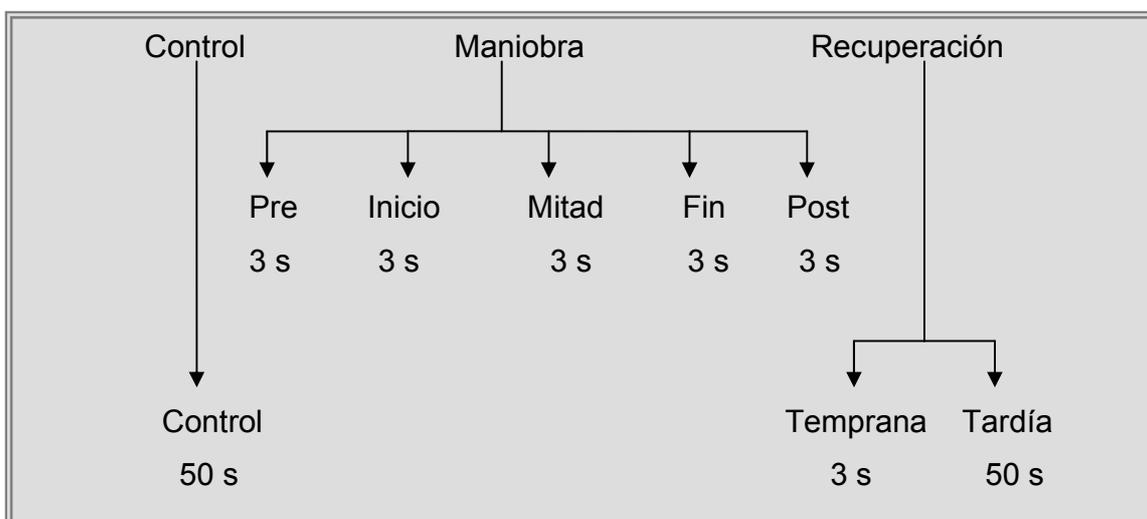


Fig 4. Protocolo utilizado para realizar el análisis estadístico de los índices de la variabilidad de la frecuencia cardiaca para los índices obtenidos a partir del análisis espectral.

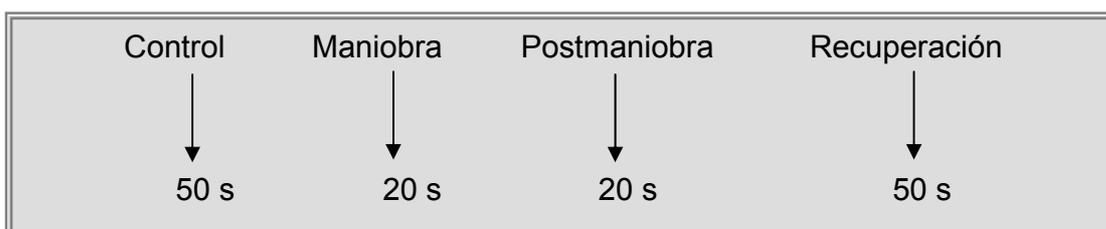


Fig 5. Protocolo utilizado para realizar el análisis estadístico de los índices de la variabilidad de la frecuencia cardiaca para los índices obtenidos a partir del análisis de mapas de retorno.

Además, se obtuvieron los mapas de retorno no evolutivos de los intervalos RR con el protocolo ya descrito, exceptuando la duración de la postmaniobra que fue de 10 s.

Análisis de datos.

Para el análisis estadístico se empleó el software NCSS y EXEL de Microsoft, todos los índices se expresan como media \pm desviación estándar. Debido a que la distribución de los parámetros no fue normal, se utilizó una transformación logarítmica para la normalización de los datos y estos valores transformados fueron utilizados en el análisis estadístico posterior. Para cada maniobra se empleó ANOVA de una vía de mediciones repetidas para comparar los índices entre las etapas y el control. La prueba post hoc de Bonferroni fue utilizada para ver los principales efectos de interacción que eran significativos. La prueba t pareada se usó para comparar la respuesta de Mueller y Valsalva en cada etapa. Los valores de $P < 0.05$ fueron considerados estadísticamente significativos.

RESULTADOS.

En este capítulo se presentan los resultados de los índices espectrales calculados con la DBJ y de los índices de retorno obtenidos de mapas de retorno sobre las maniobras de Mueller y Valsalva. En general, los intervalos RR durante la maniobra de Mueller tuvieron un aumento desde el inicio de la maniobra hasta la etapa de recuperación temprana donde alcanzó su punto máximo de bradicardia. Además se presentó una gran variabilidad que toma comienzo en el inicio de la maniobra y finaliza al alcanzar su línea de base. Por otro lado, la maniobra de Valsalva presentó una condición de taquicardia durante toda la maniobra y un sobretiro un poco después de liberada la presión espiratoria. Contrario a la maniobra de Mueller, Valsalva presentó una variabilidad pequeña y un tiempo mayor para llegar a su línea de base después del punto de bradicardia máxima.

RESULTADOS DE LOS INDICES ESPECTRALES.

En la figuras 6 y 7 (Tabla III anexo B) se presentan las medias \pm desviaciones estándar de los índices calculados para ambas maniobras. Comparando todas las etapas de cada índice de la maniobra de Mueller con respecto a su control, los intervalos R-R tuvieron una disminución durante la etapa inicial ($P < 0.05$) y una recuperación desde la mitad hasta la parte final, así mismo después de la liberación del esfuerzo inspiratorio, se observó un gran incremento ($P < 0.05$) de los intervalos RR. La potencia total (P_T) tuvo una pequeña variación durante la maniobra, suscitándose un gran sobretiro ($P < 0.05$) en la postmaniobra. La misma situación se observó para el componente de frecuencia baja. Para el componente de frecuencia alta, las etapas 6 y 7 correspondientes a la recuperación, tuvieron diferencias significativas con respecto al control. La relación FB/FA, FIB, FIA, FIT y el componente de frecuencias altas relativas mostraron cambios suaves no significativos durante todas las etapas.

Realizando la comparación de todas las etapas de cada índice con respecto a su control para la maniobra de Valsalva, la respuesta de los intervalos R-R mostró un decremento significativo desde las etapas 2 a la 6 ($P < 0.5$) y en la etapa 7 (recuperación

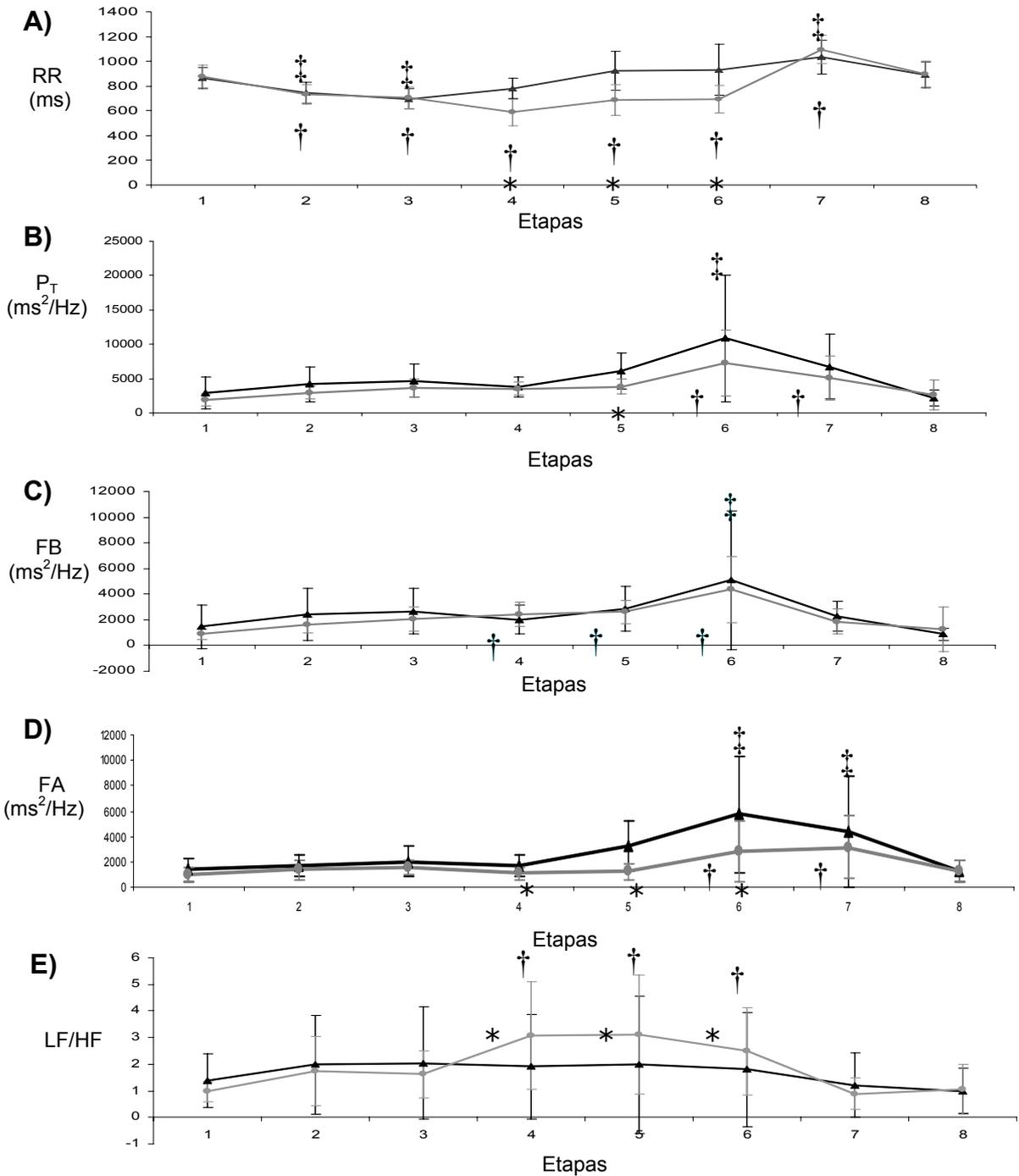


Fig 6. Media +/- DE de los índices calculados aplicando la distribución de Born-Jordan sobre las maniobras de Mueller y Valsalva. A) intervalos RR, B) P_T (potencia total), C) FB (frecuencia baja), D) FA (frecuencia alta), E) relación FB/FA. El rectángulo gris marca la duración de las maniobras de Mueller y Valsalva. La línea clara representa la evolución de la maniobra de Valsalva, la línea oscura, maniobra de Mueller. ‡ Diferencias estadísticas entre las etapas y control (P<0.5) para Mueller. † Diferencias estadísticas entre las etapas y control (P<0.5) para Valsalva. * Diferencias estadísticas entre maniobras (P<0.5) en cada etapa.

tardía) se observó una repentina bradicardia (P<0.05). La P_T presentó un bajo incremento durante la maniobra y un aumento significativo después de la liberación del

esfuerzo espiratorio. El componente de frecuencia alta tuvo pequeños cambios durante la maniobra y un incremento después de ésta ($P < 0.5$). Para la relación FB/FA, se observaron valores altos en las etapas 4, 5 y 6 ($P < 0.05$) los cuales disminuyeron a valores de control durante la recuperación temprana.

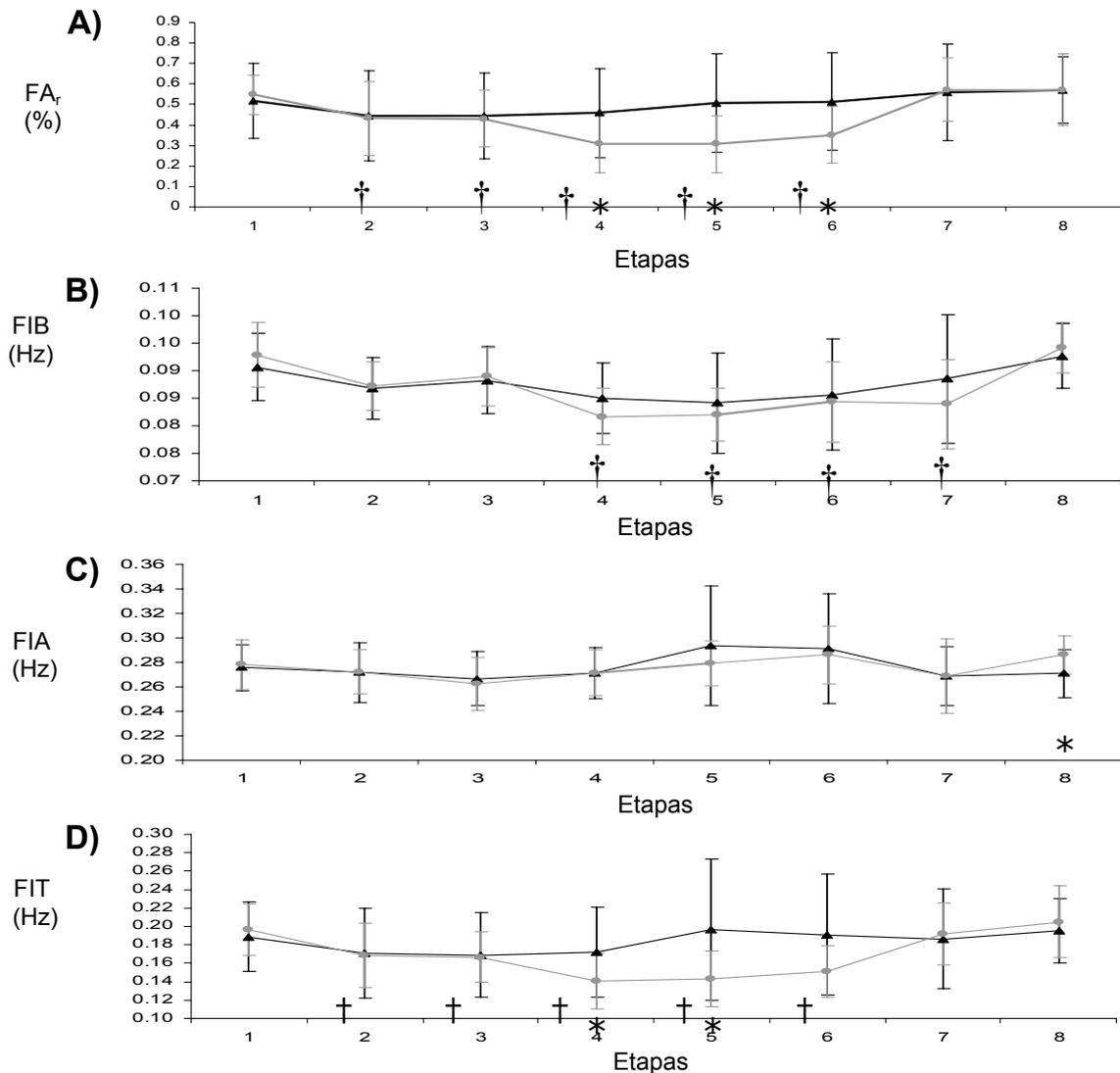


Fig 7. Media +/- DE de los índices calculados con análisis Born-Jordan sobre las maniobras de Mueller y Valsalva. A) FA_r (espectro de potencia de las altas frecuencias sobre la potencia total), B) FIB (frecuencia central en frecuencia baja), C) FIA (frecuencia central en frecuencia alta), D) FIT (frecuencia central en rango total de frecuencia) obtenidos de la distribución de Born-Jordan. Los rectángulos sombreados marcan la duración de las maniobras de Mueller o Valsalva. La línea clara representa la evolución de la maniobra de Valsalva, la línea oscura, maniobra de Mueller. † Diferencias estadísticas entre las etapas y control ($P < 0.5$) Mueller. ‡ Diferencias estadísticas entre las etapas y control ($P < 0.5$) Valsalva. * Diferencias estadísticas entre maniobras ($P < 0.5$).

El mismo comportamiento, pero en dirección opuesta se obtuvo para el componente de altas relativas. Durante la maniobra, el componente de frecuencia baja tuvo un cambio

suave pero significativo de los valores del control. FIB mostró una disminución significativa de la etapa 4 a la 7 ($P < 0.05$). Mientras que para la FIA no hubo diferencias significativas. Sin embargo la FIT mostró diferencias significativas con una disminución de la etapa 2 a la 6. Todos los índices para ambas maniobras regresaron a valores similares a los de control para la recuperación tardía.

En las figuras 6 y 7 (tabla III anexo B) se aprecia claramente que no existen diferencias significativas entre la etapa de control y recuperación tardía. También es importante notar que el número de diferencias significativas para la maniobra de Valsalva es mayor que para la maniobra de Mueller.

La figura 8 presenta un ejemplo típico de la evolución temporal de los índices calculados con la DBJ para ambas maniobras en el mismo sujeto. Durante la maniobra de Mueller, los intervalos RR incrementan progresivamente, presentando oscilaciones rápidas y después de la liberación del esfuerzo se presentó un incremento de la variabilidad. Para Valsalva se observó una taquicardia durante la maniobra, mientras que durante la recuperación temprana se presentó una bradicardia repentina. Instantes después de ambas maniobras la potencia total y el componente de frecuencia alta presentaron un importante incremento, siendo de mayor amplitud y duración para Mueller. La potencia total solamente presentó diferencias significativas ($P < 0.05$) en la etapa final entre maniobras. Para Mueller la relación FB/FA y el componente de frecuencia alta relativo no tuvieron cambios durante el registro, pero durante la maniobra y justo antes del máximo del intervalo RR, Valsalva presentó altos valores para la relación FB/FA y un importante decremento del componente de altas relativas. Entre ambas maniobras se presentaron diferencias significativas durante las etapas media, fin y postmaniobra para los índices FB/FA, componente de altas, componente de altas relativas, e intervalos RR. Durante ambas maniobras la FIB mostró una disminución no significativa. Aunque FIA fue mayor durante Mueller, no se encontraron diferencias significativas entre maniobras. FIT en Mueller presentó un incremento contrariamente a Valsalva, donde ocurrió un decremento, existiendo diferencias significativas únicamente durante las etapas media y fin entre ambas.

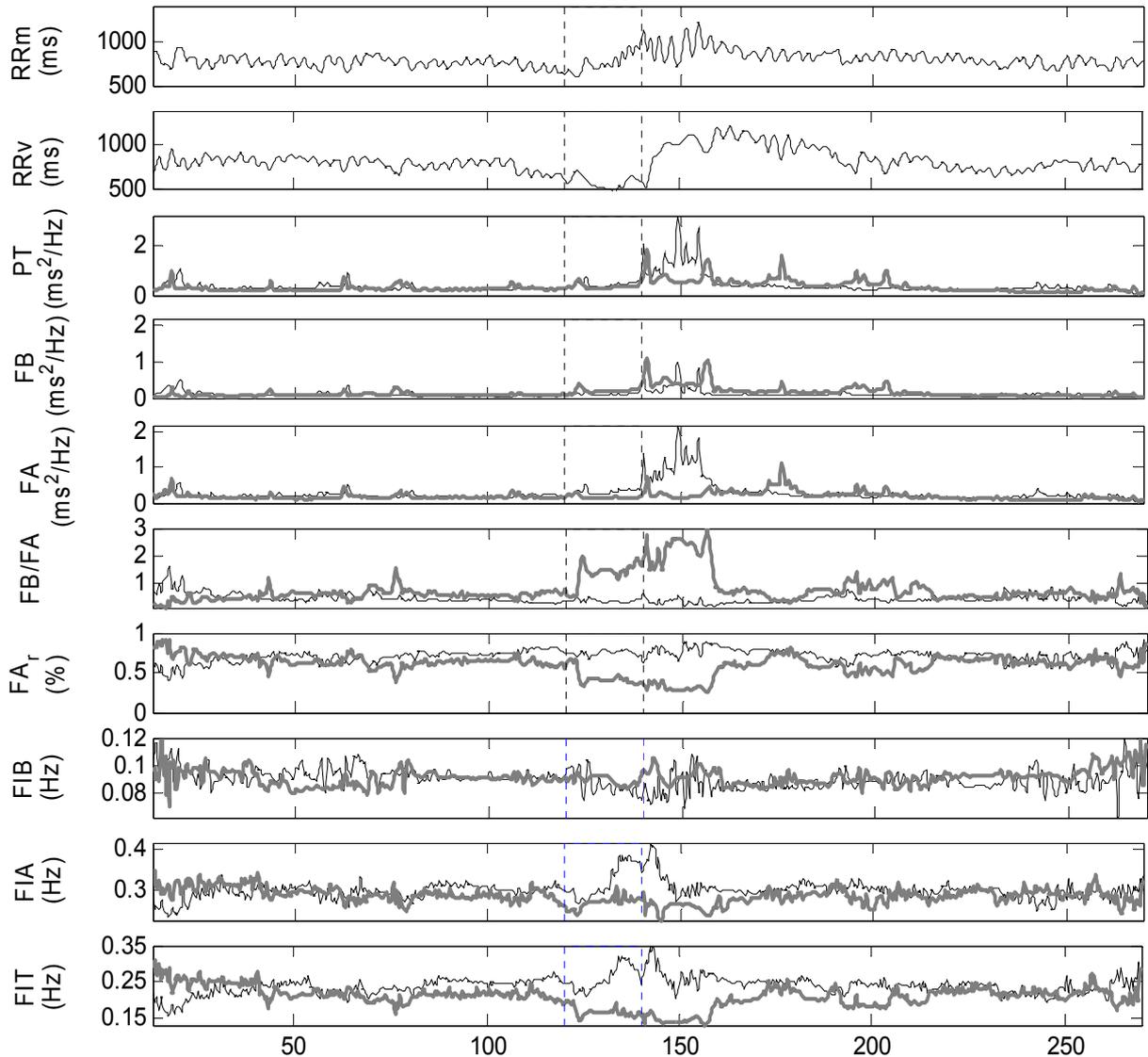


Fig.8. Ejemplo de un sujeto típico aplicando análisis Born-Jordan sobre las maniobras de Mueller y Valsalva. De arriba a bajo las series RR contra tiempo de las maniobras de Mueller y Valsalva, evolución de P_T (potencia total), FB (frecuencia Baja), FA (frecuencia alta), relación FB/FA, FA_r (espectro de potencia de las altas frecuencias sobre la potencia total), FIB (frecuencia central en frecuencia baja), FIA (frecuencia central en frecuencia alta), FIT (frecuencia central en rango total de frecuencia) obtenidos de la distribución de Born-Jordan. Las líneas verticales punteadas marcan la duración de las maniobras de Mueller o Valsalva. Los valores de P_T , FB, FA están divididos entre 10000. La línea ancha representa la evolución de la maniobra de Valsalva, la línea delgada, maniobra de Mueller.

RESULTADOS DE LOS INDICES DE MAPAS DE RETORNO

La figura 9 (tabla IV anexo B) presenta las medias \pm desviaciones estándar de los índices calculados a partir de los mapas de retorno evolutivos para ambas maniobras. Comparando los índices con respecto al control durante la maniobra de Mueller, la respuesta del eje transversal (T) aumentó en la etapa final de la maniobra con un incremento mayor en la postmaniobra ($P < 0.5$). El eje longitudinal (L) tuvo un gran

aumento durante la maniobra, sosteniéndose hasta después de la postmaniobra sin ser significativamente diferente. Mientras que R incrementó durante la maniobra y disminuyó a valores menores al de control durante la postmaniobra.

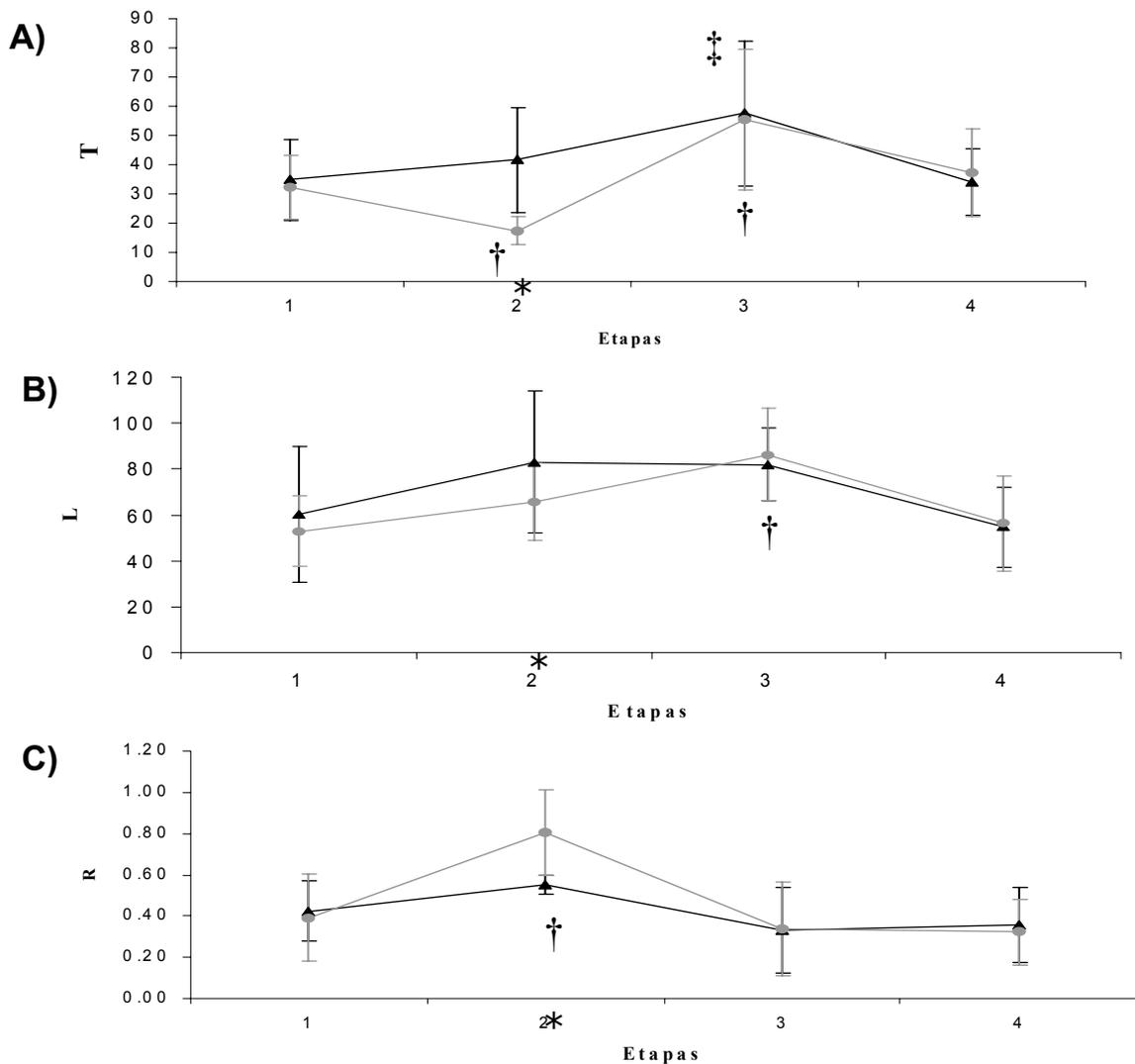


Fig 9. Media +/- DE de los índices calculados con de mapas de retorno evolutivos de las maniobras de Mueller y Valsalva. A) T (eje transversal), B) L (eje longitudinal), C) R (coeficiente de correlación). Los rectángulos sombreados marcan la duración de las maniobras de Mueller o Valsalva. La línea clara representa la evolución de la maniobra de Valsalva, la línea oscura, maniobra de Mueller. ‡ Diferencias estadísticas entre las etapas y control ($P < 0.5$) Mueller. † Diferencias estadísticas entre las etapas y control ($P < 0.5$) Valsalva. * Diferencias estadísticas entre maniobras ($P < 0.5$). L y T están dados en segundos.

En la comparación cada índice en la maniobra de Valsalva con respecto a su control, la respuesta del eje transversal mostró una disminución durante la maniobra ($P < 0.5$); este cambio se sostuvo hasta la postmaniobra donde aumentó de manera importante

($P < 0.5$). El eje longitudinal presentó un bajo incremento durante la maniobra y un aumento significativo después de la liberación del esfuerzo inspiratorio ($P < 0.5$). R mostró un gran aumento durante la maniobra ($P < 0.5$) y una recuperación en la postmaniobra.

La figura 10 presenta un ejemplo típico de los índices obtenidos a partir de los mapas de retorno evolutivos de ambas maniobras en el mismo sujeto.

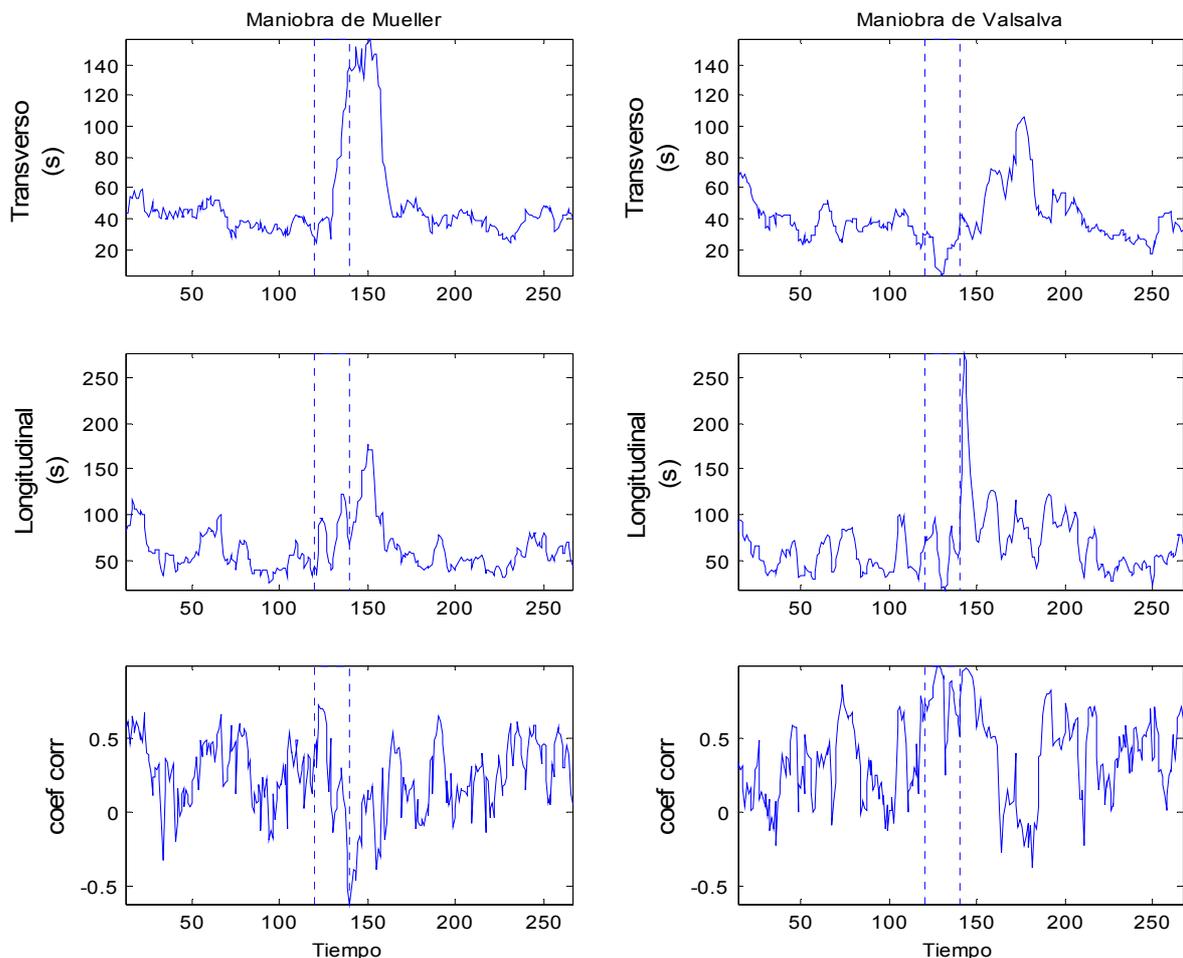


Figura 10. Evolución temporal de los índices obtenidos por mapas de retorno evolutivos con una ventana de 10 latidos para las maniobras de Mueller y Valsalva sobre un sujeto típico. Las líneas verticales punteadas marcan la duración de las maniobras de Mueller o Valsalva.

Durante la maniobra de Mueller, T incrementa progresivamente desde la mitad de la maniobra alcanzando aproximadamente su punto máximo al final de la maniobra, este último valor se mantiene por unos instantes. Contrariamente en Valsalva se presentó una disminución durante la maniobra, suscitándose un incremento en la postmaniobra,

siendo significativamente diferente ($P < 0.5$) en la etapa de maniobra entre Mueller y Valsalva.

Por otro lado, instantes después de la maniobra, L presentó un importante incremento en ambas maniobras, pero los valores de este aumento fueron mayores para Valsalva, se presentaron diferencias significativas ($P < 0.05$) entre maniobras durante el esfuerzo. En Mueller, R tuvo algunos cambios importantes durante la maniobra y posmaniobra, sin embargo Valsalva presentó un gran incremento en esas mismas etapas, ocurriendo diferencias significativas entre Mueller y Valsalva.

La figura 11 muestra las gráficas obtenidas aplicando los mapas de retorno no evolutivos en un sujeto típico. En la etapa de maniobra para Mueller se observa una dispersión de los puntos consecutivos (color oscuro) y una mayor variación durante la etapa de postmaniobra (color claro). Sin embargo durante la maniobra de Valsalva existe una concentración de los puntos (color oscuro), pero para la postmaniobra (color claro) se presentó un aumento continuo sin haber oscilaciones.

Las gráficas presentan durante la etapa de inicio en ambas maniobras una concentración de los puntos en el centro, siendo similares los valores de T y L. Por otra parte, al final del registro para la maniobra de Mueller se observan grandes variaciones que rápidamente llegan al estado de reposo. En contraste, para Valsalva las variaciones son de menor grado pero con un tiempo más grande para llegar al estado de reposo.

Las figuras 12 y 13 muestran un registro típico de los cambios de presión arterial, intervalos RR y presión en boca durante cada maniobra. En la maniobra de Mueller la presión arterial decrece en el inicio de la maniobra junto con un aumento de la FC. Existe un aumento de la presión arterial durante toda la maniobra continuándose este hasta la recuperación, donde alcanza su punto máximo segundos después de la liberación de la presión inspiratoria constante, estos cambios van acompañados por un decremento de la frecuencia cardiaca.

Por otro lado, al inicio de la maniobra de Valsalva la presión arterial presentó un incremento e inmediatamente después un aumento de la frecuencia cardiaca; a la mitad

de la maniobra la PA mostró una disminución a la cual la FC responde con una disminución mayor y al final de la maniobra hubo un pequeño incremento en la PA así como de la FC. Sin embargo al momento de la liberación del esfuerzo se suscitó un gran y súbito decremento en la PA seguido de la disminución de la FC, e inmediatamente después hubo un enorme aumento de la PA y a continuación una repentina bradicardia.

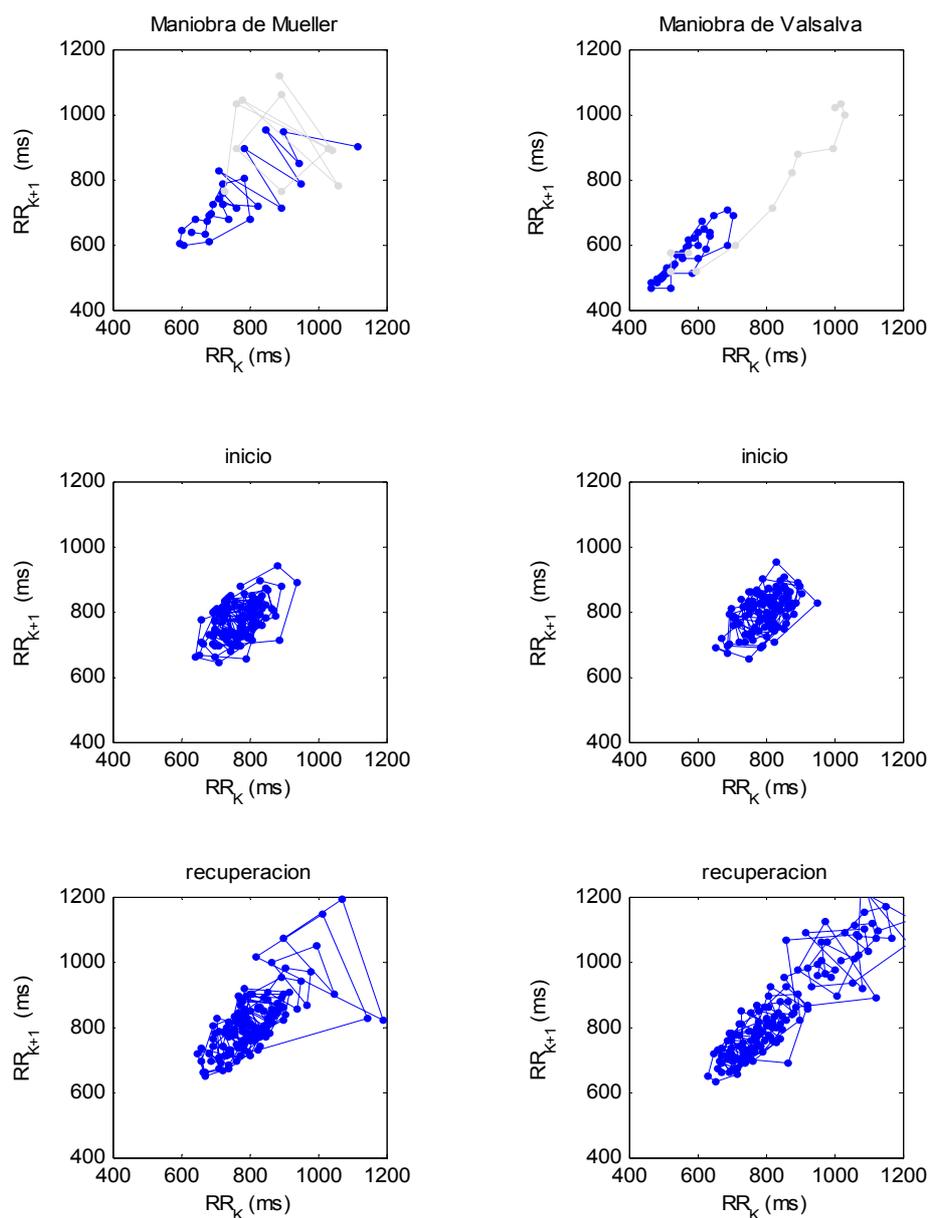


Fig.11. Mapas de retorno para las maniobras de Mueller y Valsalva sobre un sujeto típico. En las primeras gráficas en la parte superior el color oscuro es la maniobra y el color claro la postmaniobra. Existe una gran dispersión durante la maniobra de Mueller y una gran concentración durante la maniobra de Valsalva lo cual sugiere una mayor correlación para esta última.

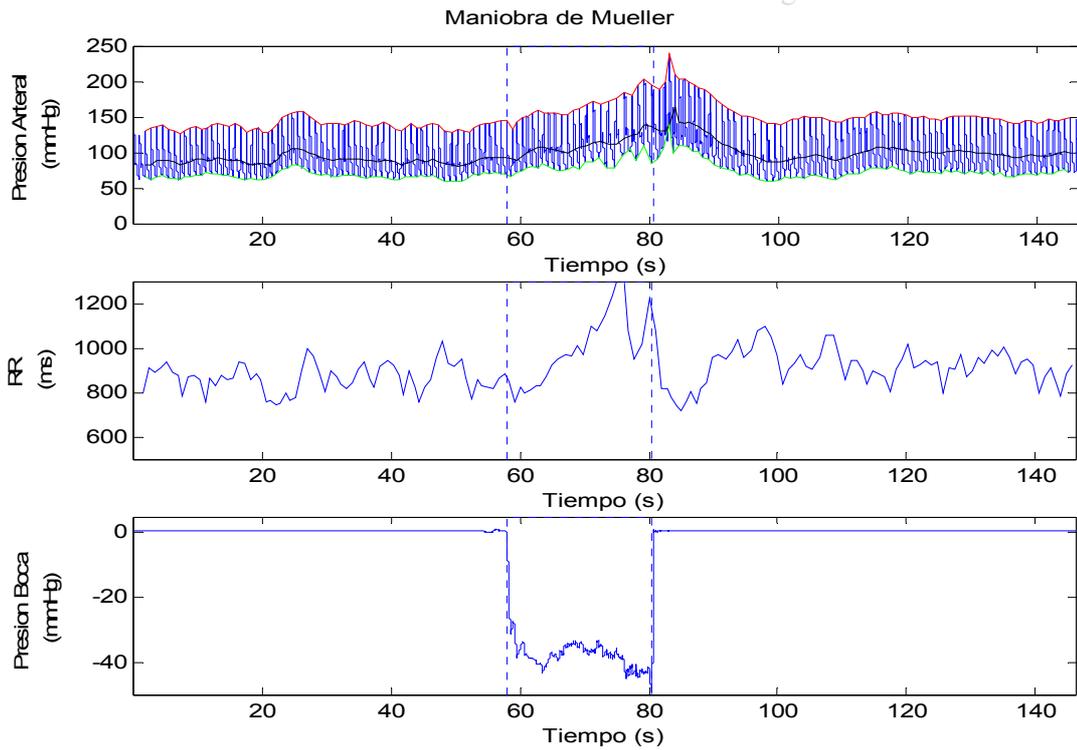


Fig. 12. Presión Arterial, Presión Sistólica, Presión Media y Presión Media, intervalos RR y Presión en boca durante la maniobra de Mueller en un sujeto típico.

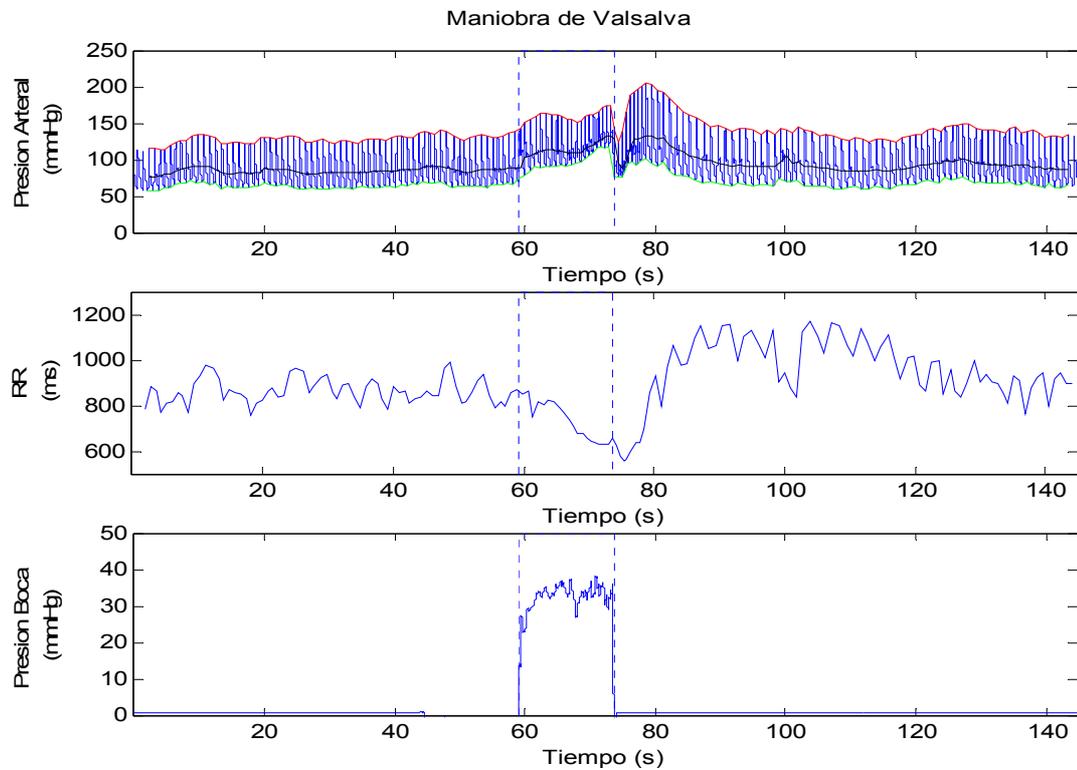


Fig. 13. Presión Arterial, Presión Sistólica, Presión Media y Presión Media, intervalos RR y Presión en boca durante la maniobra de Valsalva en un sujeto típico.

DISCUSION.

A partir del comportamiento de los índices de la variabilidad de la frecuencia cardiaca para las maniobras de Mueller y Valsalva usando la distribución tiempo-frecuencia de Born-Jordan se mencionan nuestros principales hallazgos:

1. Para la maniobra de Mueller comparada con Valsalva, el componente de frecuencia alta como se aprecia en la figura 14 y la FIA fueron mayores, la relación FB/FA fue más pequeña y el intervalo RR medio fue mayor. El máximo valor de bradicardia después que el esfuerzo fue liberado (recuperación temprana) es similar para las pruebas de Mueller y Valsalva.
2. Durante la maniobra de Mueller, las distribución tiempo-frecuencia reveló frecuencias superiores a 0.5 Hz, señalados en la figura 14.

La distribución tiempo-frecuencia de Born-Jordan propuesta en este trabajo nos permitió la estimación de las características espectrales de la variabilidad de la frecuencia cardiaca sobre el tiempo, aún para las partes transitorias del fenómeno. Esta distribución contiene un mayor número de propiedades deseables que aquellas usadas en trabajos previos [1, 4, 20, 21, 22 y 24]. Una de las más relevantes es el soporte finito en frecuencia, la cual permite la evaluación del ancho de banda. Esta propiedad no es encontrada en algunas otras distribuciones, incluyendo Choi-Williams [19].

Los valores de los índices para las etapas de control y la recuperación tardía fueron similares, tanto entre las etapas como entre las maniobras. Esto permite establecer que cualquier diferencia observada o cambio sustancial que ocurre será debido a la maniobra.

Una taquicardia fue observada en todos los registros durante la etapa de premaniobra lo que sugiere un incremento en la actividad simpática producto del estado de alerta justo antes de iniciar la maniobra.

El comportamiento de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante la maniobra de Valsalva es similar a lo descrito en trabajos previos [4,8]. Sin embargo, para la maniobra de Mueller existen aún diferencias y acuerdos con otros investigadores. Para el inicio y mitad de la maniobra se reportó una taquicardia que fue observada y confirmada por Morgan y Katragadda [9,13], de acuerdo con lo encontrado. Mientras que una condición de bradicardia encontrada durante la maniobra, difiere de los hallazgos de Somers, Morgan y Katragadda [2, 9 y 13] pero de acuerdo con los resultados reportados previamente por Paulev [26].

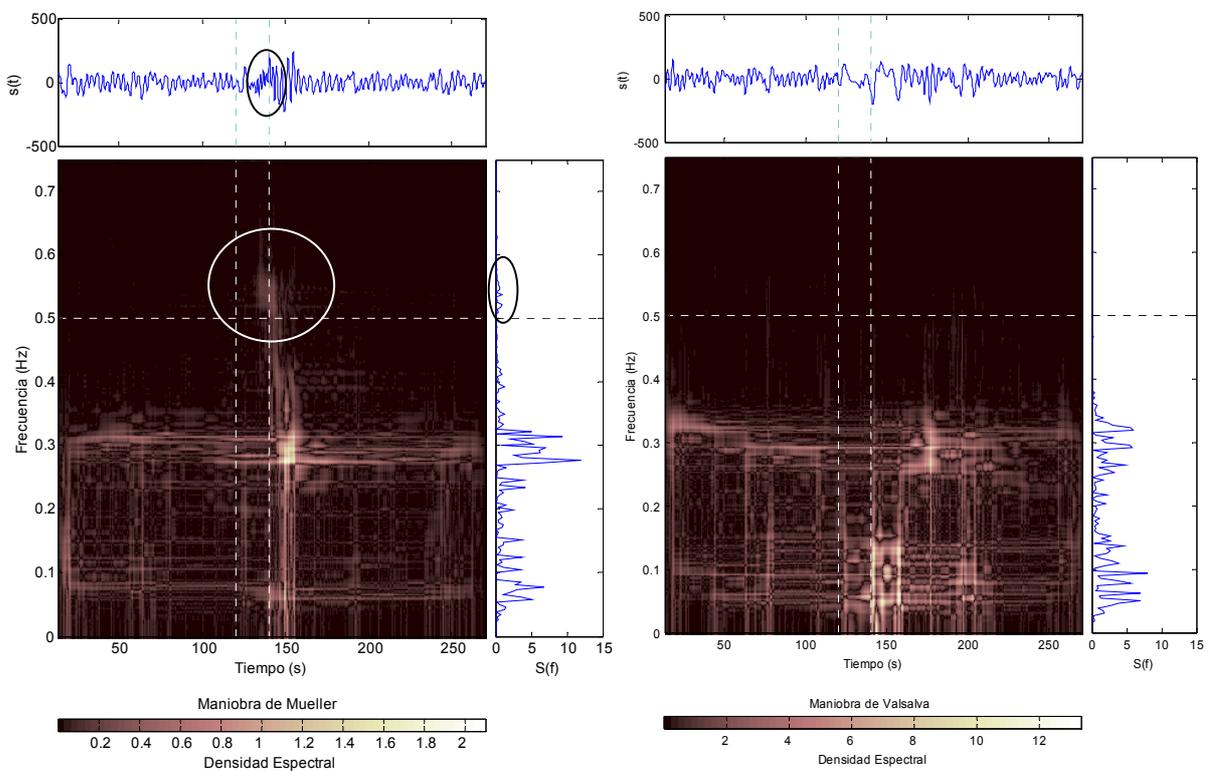


Fig. 14. Evolución temporal y frecuencial de las maniobras de Mueller y Valsalva en un sujeto típico, la maniobra de Mueller muestra un mayor componente de frecuencia alta y un componente superior a 0.5 Hz.

Los cambios hemodinámicos durante la maniobra de Mueller han sido estudiados y deben ser de acuerdo con el comportamiento de los intervalos R-R observados [9,13]. La presión arterial media (PAM) decrece para las etapas de inicio y media de la maniobra, presentándose un incremento en la misma para el final y postmaniobra. Durante la recuperación temprana, un gran incremento de la presión arterial media es

sugerido por la liberación del esfuerzo y la liberación del paso del retorno venoso [2,9]. Sin embargo, este comportamiento es aún controversial ya que nuestra aportación resulta diferente a lo encontrado en los estudios últimamente reportados por Morgan, Katragadda y Somers en la mayoría de las etapas durante la maniobra. La presión arterial media decrece en el inicio de la maniobra debido a la presión intratorácica negativa. Hay un incremento constante en la presión arterial media y una disminución de la FC un poco después del inicio hasta la postmaniobra, este incremento en la PAM y la bradicardia es sugerido por la deformación de los grandes vasos localizados en el tórax debido a la enorme presión intratorácica producto del esfuerzo (resultado barorreflejo). Durante la recuperación temprana, un gran incremento de la presión arterial media es sugerido por la liberación del esfuerzo y la no obstrucción del paso del retorno venoso. Al realizar la comparación entre los comportamientos hemodinámicos de las maniobras de Mueller y Valsalva observamos durante la postmaniobra un mayor incremento de la presión arterial para Mueller y un sobretiro inverso para la maniobra de Valsalva. Por otro lado, durante la fase IV (después de terminar la maniobra) de Valsalva se observa una participación clara del barorreflejo. En contraste con la maniobra de Mueller donde el barorreflejo tuvo lugar durante la maniobra como se aprecia en las figuras 12 y 13. Para evaluar en la clínica el comportamiento de los barosensores, la maniobra de Mueller parece ser una mejor herramienta de diagnóstico debido a que el intervalo de duración es mayor en esta maniobra.

Al utilizar mapas de retorno los índices obtenidos mostraron: una longitud mayor del eje transversal (T) y longitudinal (L) durante la maniobra de Mueller y un mayor coeficiente de correlación (R) durante la maniobra de Valsalva.

A partir de los mapas de retorno como los que se muestran en la figura 11 podemos caracterizar el comportamiento de las maniobras. La mayor longitud de los ejes durante la maniobra de Mueller sugiere una mayor dispersión en su comportamiento, contrariamente con Valsalva donde se observa una gran concentración, esta dispersión indica la variabilidad presente. Durante la maniobra de Mueller el indicador T presentó valores mayores que durante la maniobra de Valsalva, lo cual sugiere una mayor actividad parasimpática durante Mueller. Es importante mencionar que estos resultados concuerdan con los resultados encontrados con el análisis espectral.

Otras características distintivas entre las maniobras de Mueller y Valsalva fueron:

- a) La maniobra de Mueller produce una alta variabilidad de la frecuencia cardiaca.
- b) Esta maniobra presentó componentes de frecuencia mayores de 0.5 Hz durante la apnea de la prueba y sobrepasó el límite del componente de frecuencia alta establecido, las frecuencias superiores a 0.5 Hz son relacionadas con la respiración, situación no presente durante las maniobras ya que los sujetos se encuentran en apnea, este componente requiere más análisis y es mostrado en la figura 14.
- c) La maniobra de Mueller fue más difícil de desarrollar por todos los sujetos, y se observó una mayor variabilidad intrasujeto, como puede apreciarse de los resultados obtenidos por análisis espectral y mapas de retorno.

CONCLUSION.

A partir de los resultados encontrados se concluye que:

- a) Durante la recuperación temprana ambas maniobras presentaron valores similares de bradicardia, pero en Mueller durante la etapa de maniobra se presentó una fuerte bradicardia con mayor variabilidad de la frecuencia cardiaca y un mayor componente de frecuencia alta así como una frecuencia central del componente de altas superior, por lo tanto la maniobra de Mueller presentó una respuesta parasimpática superior que la maniobra de Valsalva.
- b) Se observó un componente de frecuencias por arriba de 0.5 Hz durante la maniobra de Mueller, que requiere de un estudio posterior más detallado.
- c) La maniobra de Mueller muestra una mayor dispersión en los mapas de retorno y mayor longitud en los ejes Transverso y Longitudinal. La longitud del eje Transversal está directamente relacionado con la actividad parasimpática, esto sugiere una mayor participación de esta rama durante la maniobra de Mueller.
- d) La maniobra de Valsalva muestra una muy buena correlación y una gran concentración en su patrón de comportamiento a partir de los mapas de retorno.
- e) El incremento constante en la presión arterial, presión sistólica, presión arterial media y presión diastólica sigue el patrón de comportamiento de los intervalos RR en la etapa de maniobra para Mueller.
- f) La distribución tiempo-frecuencia de Born-Jordan resultó ser adecuada para valorar la variabilidad de los parámetros cardiovasculares en maniobras no estacionarias.

- g) Los barosensores tienen participación durante la maniobra de Mueller, no así para la maniobra de Valsalva donde participan en la fase IV (después de terminada la maniobra).

REFERENCIAS.

1. Bianchi A. M, Mainardi L, Petrucci Ettore, Signorini M. G, Mainardi M & Cerutti S. "Time-Variant Power Spectrum Analysis for the Detection of transient Episodes in HRV Signal". IEEE Trans. Biomed. Eng., 40(2) (1993) 136-144.
2. Somers V. K, Dyken M. E & Skinner J. L. "Autonomic and hemodynamic responses and interactions during the Mueller maneuvers in humans". JANS 44 (1993) 253-259.
3. Eckberg Dwain. L. "Parasympathetic cardiovascular control in Human disease: a critical review of methods and results". Am. J. Physiol. 239 (Heart Circ. Physiol. 8) (1980) H581-H593).
4. Ramos M. G, Carrasco S. S & Medina B. V. "Time-frequency analysis of the heart rate variability during the Valsalva Manoeuvre". Journal of Medical Engineering & Technology, 00 (0) (2000) 1-10.
5. Corner P. I, Tonkin A. M & Uther J. B. "Reflex and mechanical circulatory effects of graded Valsalva maneuvers in normal man". J. Appl. Physiol. 40(3) (1976) 434-440.
6. Porth C. J. M, Bamrah V. S, Tristani F. E, & Smith J. J. "The Valsalva maneuver: Mechanical and clinical implications". Heart & Lung 13(5) (1984) 507-518.
7. Imholz B. M. P, Montefranz G. A. V, Settels J. J, Hoeven G. M. A. V, Karemaker J. M & Wieling W. "Continuous non-invasive blood pressure monitoring: reliability of Finapres device during the Valsalva manoeuvre". Cardiovascular Research 22 (1988) 390-397.
8. Smith M. L, Beightol, L. A, Fritsch-Yelle J. M, Ellenbogen K. E, Porter T. R & Eckberg D. L. "Valsalva's maneuver revisited: a quantitative method yielding insights into human autonomic control". Am. J. Physiol., 271 (Heart Circ. Physiol. 40) (1996) H1240-H1249.

9. Morgan B. J, Denahan, & Ebert T. J. "Neurocirculatory consequences of negative intrathoracic pressure vs. asphyxia during voluntary apnea". *J. Appl. Physiol.* 74(6): (1993) 2969-2975.
10. Buda A. J, Pinsky M. R, Ingels N. B, Daughters G. T, Stinson E. B & Alderman E. L. "Effects of intrathoracic pressure on left ventricular performance". *N. Engl. J. Med.* 301(9) (1979) 453-459.
11. Bromberger-Barnea Baruch. "Mechanical effects of inspiration on heart functions: a review". *Federation Proc.* 40 (1981) 2172-2177.
12. Magner S. A, Lichtenstein S & Adelman A. G. "Effects of negative pleural pressure on left ventricular hemodynamics". *Am J Cardiol* 52 (1983) 588-593.
13. Katragada S, Xie A, Puleo D, Skatrud J. B & Morgan B. J. "Neuronal mechanism of the pressor response to obstructive and nonobstructive apnea" *J. Appl. Physiol* 83(6) (1997) 2048-2054.
14. Berntson G. G, Bigger J. T, Eckberg D. L, Grossman P, Kaufman P. G, Malik M, Nagaraja H. N, Porges S. W, Saul J. P, Stone P. H, & Van Der Molen M. W. "Heart rate variability: Origins, methods, and interpretative caveats", *Psychophysiology*, 34(1997) 623-648.
15. Kettunen J & Keltikangas-Järvinen L. "Intraindividual analysis of instantaneous Heart rate variability". *Psychophysiology.*, 38(2001) 659-668.
16. Carrasco S, Gaitán M. J, González R & Yáñez O. "Correlation among Poincaré plot indexes and time and frequency domain measures of heart rate variability". *Journal of Medical Engineering & Technology*, 25(6) (2001) 240-248.
17. Cohen L. "Time-frequency distribution: A review". *Procc IEEE*, 77 (1989) 940-981.

18. Pichot V, Buffière S, Gaspoz J-M, Costes F, Molliex S, Duverney D, Roche F & Barthélémy. "Wavelet transform of heart rate variability to assess autonomic system activity does not predict arousal from general anesthesia". *Can. J. Anesth.* 48(9) (2001) 859-863.
19. Poularikas A. D, *The transform and applications handbook*. Huntsville, Alabama: IEEE Press, (1995) 887-962.
20. Novak P & Novak V. "Time-frequency mapping of heart rate, blood pressure and respiratory signals". *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 31 (1993) 103-110.
21. Keselbrenner L, Barharav A & Akselrod S. "Selective Windowed Time-Frequency Analysis for the Quantitative Evaluation of Non-Stationary Cardiovascular Signals". *Computers in Cardiology*, (1994) 5-8.
22. Keselbrenner L, Barba A, Ben-Dov Y, Diamant S, Berger A, Sivan Y & Akselrod S. "Time-Frequency Decomposition of HR and BP in Reflex Syncope". *Computers in Cardiol.*, 24 (1997) 219-222.
23. Pola S, Macerata A, Emdin M & Marchesi C. "Estimation of the Power Density in Nonstationary Cardiovascular Time Series: Assessing the Role of the Time-Frequency representations (TFR)". *Trans. Biomed. Eng.*, 43(1) (1996) 46-59.
24. Chan H-L, Huang H-H, & Lin J-L. "Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability During Transient Segment". *Biomedical Engineering Society*, 29 (2001) 983-996.
25. Tarvainen M. P, Ranta-aho P. O, & Karjalainen. "An advanced detrending method with application to HRV analysis". *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 42(2) (2002) 172-174.
26. Paulev P. E, Honda Y, Sakakibara Y, Morikawa T, Tnakara Y, & Nakamura W. "Brady- and tachycardia in light of the Valsalva and the Mueller maneuver (apnea)". *Jnp. J. Physiol.* 38 (1988) 507-517.

ANEXO A.

Durante la elaboración de la tesis se desarrollo un pequeño compendio de algoritmos procedentes de un TOOLBOX TIEMPO-FRECUENCIA de MATLAB, algoritmos desarrollados por la M. en I. Mercedes Jatziri Gaitán González y otros que elaboré con su asesoramiento. Este programa es especialmente desarrollado para registros de RR o PS con duración de 5 minutos.

A continuación se muestra en diagramas de bloques el funcionamiento de dicho programa, así como la ayuda para su uso.

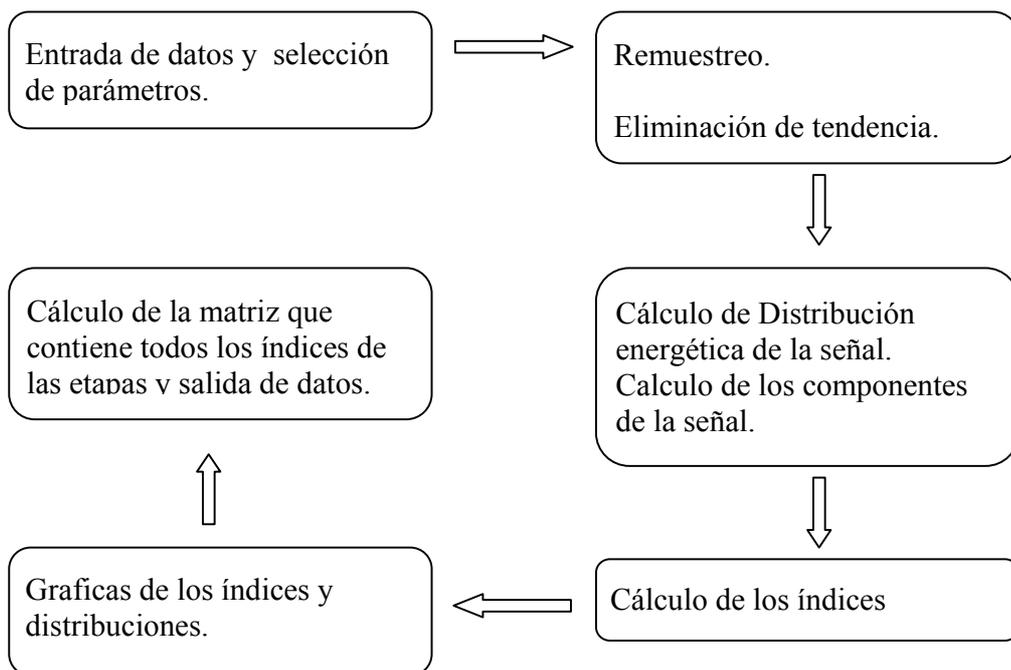


Diagrama a Bloques del funcionamiento del programa desarrollado durante la tesis.

Usar

[su, PTm, Bm, Am, RRm, RRTm, tRRm, erm, BAm, rrm, m2Am, m1Bm,...
mTfm, vFm, Fm, fm1, tfdm, PTv, Bv, Av, RRv, RRTv, tRRv, ...
erv, BAv, rrmv, m2Av, m1Bv, mTfv, vFv, Fv, fv, tfdv, qm, qv] =
compmo4(nomm,nomv,sel,opcion,pri,seg);

Entradas

nomm	Archivo.txt de la maniobra de Mueller
nomv	Archivo.txt de la maniobra de Valsalva
sel	'bj'(Born-Jordan), 'cw'(Chow-Williams), 'rid'(Interferencias Reducidas)
opcion	'tesisabs'(Absoluto de dtf), 'tesisnor'(Dtf)
pri	Posicion en tiempo del inicio de la maniobra
seg	Posicion en tiempo del fin de la maniobra

Salidas

su	Matriz que contiene las medias las etapas [rrm,PT,BA,Ar,B,A,m1B,m2A,mTf (primero Mueller y después Valsalva)]
PTm	V. Potencia total Mueller
Bm	V. Potencia del Componente de Baja Frecuencia Mueller
Am	V. Potencia del Componente de Alta Frecuencia Mueller
RRm	V. Señal de entrada RR Mueller
RRTm	V. Señal RR sin tendencia de Mueller
tRRm	V. Tiempo para RRTm
erm	V. Tiempo de la DTF Mueller y todos los índices
BAm	V. Indice Simpatovagal Mueller
rrm	V. RR medio Mueller
m2Am	V. FI del Componente de Baja Frecuencia Mueller
m1Bm	V. FI del Componente de Alta Frecuencia Mueller
mTfm	V. FI de la Potencia Total Mueller
vFm	V. Frecuencia de la Transformada de Fourier Mueller
Fm	V. Transformada de Fourier Mueller
fm1	V. Frecuencia de DTF Mueller
tfdm	Matriz DTF Mueller
PTv	V. Potencia total Valsalva
Bv	V. Potencia del Componente de Baja Frecuencia Valsalva
Av	V. Potencia del Componente de Alta Frecuencia Valsalva
RRv	V. Señal de entrada RR Valsalva
RRTv	V. Señal RR sin tendencia Valsalva
tRRv	V. Tiempo para RRTm Valsalva
erv	V. Tiempo de la DTF Valsalva y todos los índices
BAv	V. Indice Simpatovagal Valsalva
rrmv	V. RR medio Valsalva
m2Av	V. FI del Componente de Baja Frecuencia Valsalva

m1Bv V. FI del Componente de Alta Frecuencia Valsalva
mTfv V. FI de la Potencia Total Valsalva
vFv V. Frecuencia de la Transformada de Fourier Valsalva
Fv V. Transformada de Fourier Valsalva
fv V. Frecuencia de DTF Valsalva
tfdv Matriz DTF Valsalva
tdecn V. punto max de bradicardia a recuperación tardía Mueller
tdecv V. punto max de bradicardia a recuperación tardía Valsalva
qm V. con datos para ajuste de la recuperación para Mueller
qv V. con datos para ajuste de la recuperación para Mueller

Default pri = 120 y seg = 140, intervalos de maniobras
Copyright (C) -- see Tecnomedica/Copyright.
M. Jatziri Gaitan & Martin O. Mendez

ANEXO B.

TABLA III

INDICES ESPECTRALES MEDIDOS DURANTE LAS MANIOBRAS DE MUELLER Y VALSALVA

	Control	Maniobra				Post-Maniobra	Recuperación	
		Pre-Maniobra	Inicio	Mitad	Final		Temprana	Tardía
RRm (ms)	863±82	741±85†	695±82†	777±80*	929±168*	936±211*	1081±151†	889±106
RRv (ms)	876±90	727±80†	702±86†	584±108*†	690±128*†	684±119*†	1130±106†	895±102
P _{Tm} (ms ² /Hz)	2865±2346	4051±2407	4807±2697	3774±1536	6010±2274*	11057±10301†	6853±4849	2118±1169
P _{Tv} (ms ² /Hz)	1898±918	2936±891	3444±1052	3548±989	3848±1117*	6689±4727†	5498±3302†	2567±2188
FB/FAm	1.36±1.00	1.93±1.79	2.04±2.10	1.88±1.92*	1.98±2.69*	1.86±2.25*	1.42±1.73	0.99±0.84
FB/FAv	0.97±0.37	1.80±1.39	1.53±0.89	3.16±2.14*†	3.09±2.28*†	2.69±1.88*†	0.79±0.43	1.05±0.94
FA _m (%)	51±18	44±21	44.21	46±21*	51±24*	50±23*	56±27	57±16
FA _v (%)	54±9	43±18†	44±14†	30±14*†	30±13*†	33±13*†	58±14	57±17
FBm (ms ² /Hz)	1457±1693	2332±1893	2724±1958	2022±1099	2784±1665	5469±6771†	2248±1914	887±478
FBv (ms ² /Hz)	872±419	1568±554	1877±790	2470±999†	2605±914†	4219±2830†	2097±1426	1267±1739
FAm (ms ² /Hz)	1393±931	1695±885	2057±1258	1738±890*	3201±1877*	5527±4243*†	4573±4805†	1219±857
FAv (ms ² /Hz)	1016±565	1357±805	1545±552	1063±528*	1227±638*	2440±1992*†	3376±2332†	1288±832
FIBm (Hz)	0.0907±0.006	0.0869±0.005	0.0882±0.006	0.0850±0.006	0.0842±0.009	0.0857±0.010	0.0878±0.011	0.0927±0.005
FIBv (Hz)	0.9029±.006	0.0873±0.004	0.089±0.005	0.0817±0.005†	0.0821±0.004†	0.0843±0.0073†	0.0839±0.008†	0.0942±0.004
FIAm (Hz)	0.2758±0.018	0.2718±0.024	0.2666±0.022	0.2711±0.02	0.2936±0.048	0.2612±0.044	0.2688±0.024	0.2708±0.019*
FIAv (Hz)	0.2781±0.02	0.2723±0.0182	0.2625±0.021	0.2716±0.018	0.2791±0.018	0.2863±0.023	0.2689±0.03	0.2860±0.015*
FITm (Hz)	0.1889±0.037	0.1709±0.049	0.1689±0.045	0.1718±0.049*	0.197±0.076*	0.191±0.065	0.1865±0.054	0.1955±0.034
FITv (Hz)	0.1963±0.027	0.1683±0.034†	0.1669±0.027†	0.141±0.03*†	0.1432±0.03*†	0.1514±0.027†	0.1918±0.034	0.2051±0.038

Los valores son media ± DE para diez registros. RR = RR media, PT = potencia total, FB = componente de baja frecuencia, FA, FA_r = componente de alta frecuencia en unidades absolutas y relativas, FB/FA = relación de frecuencias bajas- altas, FIA, FIB, FIT = frecuencias centrales para componentes de frecuencia de alta, baja y totales. "m" denota maniobra de Mueller y "v", maniobra de Valsalva. † Diferencias estadísticas entre las etapas y el control (P<0.05), * Diferencias estadísticas entre las maniobras (P<0.05).

TABAL IV

INDICES MEDIDOS POR POINCARE DURANTE LAS MANIOBRAS DE MUELLER Y VALSALVA

	Control	Maniobra	Postmaniobra	Recuperación
Tm (s)	34.84±13.75	41.69±18.04*	57.57±24.86†	33.94±11.31
Tv (s)	32.38±11.00	17.48±4.75*†	55.60±24.15†	37.18±15.11
Lm (s)	60.06±29.54	83.05±31.01*	81.93±15.86	54.74±17.38
Lv (s)	52.86±15.21	65.73±16.96*	86.27±20.30†	56.47±20.71
Rm	0.4229±0.2119	0.5509±0.2069*	0.3318±0.2267	0.3596±0.1586
Rv	0.3911±0.1470	0.8046±0.0467*†	0.3359±0.2079	0.3218±0.1818

Los valores son media ± DE para diez registros. T = eje transverso, L = eje longitudinal, R = coeficiente de correlación. "m" denota maniobra de Mueller y "v", maniobra de Valsalva. † Diferencias estadísticas entre las etapas y el control (P<0.05), * Diferencias estadísticas entre las maniobras (P<0.05).