



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA
UNIDAD IZTAPALAPA**

DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

***“EFECTO COMBINADO DE LA ESTIMULACIÓN CON
FRÍO EN LACARA Y EL CAMBIO DE POSTURA
SOBRE LA ACTIVIDAD DE LOS SISTEMAS
AUTONÓMICO Y CARDIOVASCULAR”***

**Maestría en Ciencias (Ingeniería Biomédica)
ALDO RODRIGO MEJÍA RODRÍGUEZ**

Asesores:

M. en I. M. Jatziri Gaitán González

Dr. Salvador Carrasco Sosa

Sinodales:

Dr. Juan Carlos Echeverría Arjonilla (Presidente)

M. en I. Mercedes Jatziri Gaitán González (Secretaria)

Dr. Martín Oswaldo Méndez García (Vocal)



Universidad Autónoma Metropolitana

Unidad Iztapalapa

***Efecto combinado de la estimulación con frío
en la cara y el cambio de postura sobre la
actividad de los sistemas autonómico y
cardiovascular***

Ing. Aldo Rodrigo Mejía Rodríguez

Tesis para la obtención de grado de:

MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Asesores:

M. en I. Mercedes Jatziri Gaitán González

Dr. Salvador Carrasco Sosa

POSGRADO EN CIENCIAS EN INGENIERIA BIOMÉDICA

DEDICADO A...

Mi madre Cecilia Rodríguez (Puchi) por todo su cariño y apoyo incondicional.

Mi padre Francisco Mejía (Panchón) por sus sabias enseñanzas y consejos.

Mi tía Lety por ser otra mamá para mí.

Mi hermano Diego por su entusiasmo y comprensión.

A mis abuelos Quito, Tina, Cruz y Rita que siempre me acompañan.

AGRADECIMIENTOS

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el apoyo brindado para la realización de mis estudios de posgrado.

A mis asesores M. en I. Jatziri Gaitán González y Dr. Salvador Carrasco Sosa por su confianza, apoyo, cariño, amistad e invaluable enseñanzas en mi formación profesional.

A mis sinodales Dr. Juan Carlos Echeverría Arjonilla y Dr. Martín Méndez García por su valiosa contribución y dedicación en la revisión de este trabajo.

A todos mis amigos del posgrado: Lupita, Ale, Edu, Lidia, Omar, Bersa, a toda la comunidad T-330 (Paco, Ronald, Alejandra, Jaime, Odin, Esme, Fabian, Gisella, Jair, Alfonso, Claudia, Fede y demás miembros de tan selecto grupo) por todo su apoyo, consejos, motivación y por haber hecho inolvidable la experiencia de estudiar la maestría junto a todos ustedes.

A mi familia y amigos por toda su comprensión y apoyo.

Y muy en especial a Lupita, por todo tu apoyo y por haberme enseñado que al final todo está bien y que si no está bien entonces no es el final.

INDICE

RESUMEN.....	4
ABREVIATURAS.....	7
CAPITULO I.- INTRODUCCIÓN.....	9
❖ Variabilidad cardiovascular y su importancia clínica.....	9
❖ Análisis de variabilidad cardiovascular.....	11
CAPITULO II.- ANTECEDENTES.....	13
❖ Fisiología cardiovascular.....	13
❖ Efectos fisiológicos producidos por el cambio de postura activo.....	14
❖ Efectos fisiológicos producidos por la estimulación con frío en la cara....	15
❖ Índices para el análisis de variabilidad cardiovascular.....	16
• Índices en el dominio del tiempo.....	16
• Índices en el dominio de la frecuencia.....	17
❖ Modelos Autorregresivos.....	18
• Filtros adaptivos y el algoritmo de mínimos cuadrados recursivo (RLS).....	18
• Modelo autorregresivo multivariado.....	19
CAPITULO III.- ESTADO DEL ARTE.....	23
❖ Antecedentes respecto a la maniobra del cambio de postura activo.....	23
❖ Antecedentes respecto a la maniobra de estimulación con frío en la cara.	26
❖ Antecedentes respecto a maniobras autonómicas conjuntas.....	30
CAPITULO IV.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	32
❖ Hipótesis.....	32
❖ Objetivo.....	32
• Objetivos específicos.....	32
CAPITULO V.- METODOLOGÍA.....	34
❖ Selección de sujetos de estudio.....	34
• Evaluación de pre-selección.....	34
❖ Diseño del experimento.....	36
• Instrumentación utilizada para adquisición de señales.....	38
❖ Protocolo experimental.....	39
❖ Procesamiento de señales.....	41

•	Generación de series de tiempo.....	41
•	Series de tiempo con cambios respecto del control.....	42
❖	Análisis de comportamiento fisiológico en el dominio del tiempo.....	42
•	Selección de puntos de interés y cálculo de promedio en etapa de maniobra.....	42
•	Análisis estadístico.....	43
•	Generación de patrones de comportamiento de variables cardiovasculares.....	43
❖	Modelo autorregresivo multivariado variante en el tiempo (ARMVVT).....	44
•	Validación del modelo ARMVVT.....	47
❖	Metodología para análisis de variabilidad cardiovascular.....	47
•	Eliminación de línea de tendencia.....	48
•	Cálculo de parámetros del modelo autorregresivo.....	48
❖	Análisis de variabilidad cardiovascular univariado.....	49
•	Análisis de variabilidad cardiovascular en el dominio del tiempo.....	49
•	Análisis de variabilidad cardiovascular univariado en el dominio de la frecuencia.....	49
•	Selección de puntos de interés.....	50
•	Análisis estadístico.....	51
❖	Análisis de variabilidad cardiovascular multivariado.....	51
•	Selección de puntos de interés.....	52
•	Análisis estadístico.....	53
CAPITULO VI.- RESULTADOS.....		54
❖	Registros de protocolo de investigación.....	54
❖	Procesamiento de señales.....	56
•	Series de tiempo con cambios respecto del control.....	56
❖	Análisis de comportamiento fisiológico.....	57
•	Análisis de puntos de interés sobre series de tiempo.....	57
❖	Patrón de comportamiento.....	59
❖	Análisis de variabilidad cardiovascular.....	62
•	Validación del modelo ARMVVT.....	62
•	Análisis univariado.....	64
a)	RR medio.....	64
b)	rMSSD.....	66
c)	Potencia de baja frecuencia.....	69
d)	Potencia de alta frecuencia.....	71
e)	Potencia Total.....	72
f)	Relación BF/AF.....	74
•	Análisis multivariado.....	76
a)	Potencia de baja frecuencia del periodo cardiaco.....	77
b)	Potencia de alta frecuencia del periodo cardiaco.....	78
c)	Potencia de baja frecuencia de la presión sistólica.....	80
d)	Potencia de alta frecuencia de la respiración.....	82
e)	Relación BF/AF del periodo cardiaco.....	84

f) Potencia total del periodo cardiaco.....	86
g) Sensibilidad de los barorreceptores.....	87
h) Arritmia sinusal respiratoria.....	88
i) Frecuencias centrales.....	90
CAPITULO VII.- DISCUSIÓN.....	91
❖ Modelo ARMVVT.....	95
❖ Análisis univariado de VCV.....	96
❖ Análisis multivariado de VCV.....	98
CAPITULO VIII.- CONCLUSIONES.....	102
CAPITULO IX.- PERSPECTIVAS.....	105
CAPITULO X.- BIBLIOGRAFÍA.....	107
ANEXO 1.- CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN DE PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	111
ANEXO 2.- TABLAS DE DATOS.....	112
❖ Análisis de comportamiento fisiológico.....	112
❖ Análisis univariado de VCV.....	113
❖ Análisis multivariado de VCV.....	118
ANEXO 3.- RESPUESTA CARDIOVASCULAR PRODUCIDA POR LA ESTIMULACIÓN SIMULTÁNEA CON FRÍO Y CAMBIO DE POSTURA EN SERES HUMANOS.....	125
ANEXO 4.- TIME VARYING HEART RATE VARIABILITY ANALISYS OF ACTIVE ORTHOSTATIC AND COLD FACE TESTS APPLIED BOTH INDEPENDENTLY AND SIMULTANEOUSLY....	126

EFEECTO COMBINADO DE LA ESTIMULACIÓN CON FRÍO EN LA CARA Y EL CAMBIO DE POSTURA ACTIVO SOBRE LA ACTIVIDAD DE LOS SISTEMAS AUTONÓMICO Y CARDIOVASCULAR

RESUMEN

La variabilidad cardiovascular (VCV) refleja la actividad de mecanismos de control cardiovascular, representando una rica fuente de información de su desempeño tanto en condiciones de salud como de enfermedad. El vínculo entre la función autonómica y la VCV puede ser mejor apreciado enfocándose en la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), la variabilidad de la presión sanguínea (VPS) y en la interacción de ambas como un medio para cuantificar la sensibilidad de los barorreceptores.

Dos de los estímulos más estudiados, de manera independiente, en el ámbito de la VCV son el cambio de postura activo (CPA), que se considera una maniobra de predominio simpático provocando un aumento en la frecuencia cardíaca y en la presión arterial; y la estimulación con frío en la cara (EFC) caracterizado por inducir una disminución en la frecuencia cardíaca, por lo que se le ha considerado como un estímulo vagal, acompañado de una vasoconstricción periférica (actividad simpática vasoconstrictora). Esta información ha sido obtenida con técnicas de análisis que consideran a estas respuestas como estacionarias, sin embargo existen transitorios importantes cuando se aplica o se retira el estímulo. Si la variable cambia en el tiempo o se desea profundizar en la dinámica de la variable, el enfoque adecuado para su análisis debe ser variante en el tiempo. Más aun el control cardiovascular involucra varios procesos simultáneos que además interactúan entre sí. Es por eso que para tener una mejor idea del comportamiento del sistema en general se emplean modelos AR multivariados para su análisis. Conociendo lo anterior, el objetivo de este trabajo es proponer una herramienta que permita evaluar estas dos condiciones (CPA y EFC), tanto individualmente como de forma simultánea, desde una perspectiva multivariada variante en el tiempo.

Durante tres condiciones diferentes: CPA, EFC y combinación simultanea de ambas

maniobras (MC), registros de periodo cardíaco, presión arterial y respiración de 20 sujetos fueron adquiridos durante un protocolo de tres fases: control, maniobra y recuperación, cada una con una duración de un minuto. Se obtuvieron series de tiempo de cada variable de interés para ajustarles un modelo autorregresivo multivariado variante en el tiempo basado en un proceso de filtrado adaptable. Para el análisis de la información se estimaron diversos índices de variabilidad en el dominio espectral como potencia de baja frecuencia, potencia de alta frecuencia, balance simpático-vagal, tanto para la frecuencia cardíaca como para la presión arterial; además de la sensibilidad de los barorreceptores para evaluar la relación entre PA y FC. Para la frecuencia cardíaca también se estimó el rMSSD variante en el tiempo. Además de la FC y la PA, la señal de respiración (RES) fue una entrada más del modelo ya que se considera actúa como un fuerte estímulo mecánico en las venas y arterias torácicas induciendo oscilaciones que se propagan en el lazo cerrado de la estructura de control cardiovascular; en este caso, la relación entre FC y RES se evaluó estimando la ganancia de la arritmia sinusal respiratoria.

Los resultados del trabajo muestran que el análisis de VCV variante en el tiempo permitió revisar el comportamiento de maniobras de corta duración y muestra que la actividad autonómica cambia en el transcurso de las tres condiciones estudiadas, reforzando la idea de que tratar las respuestas producidas por CPA y la EFC desde un enfoque estacionario no es adecuado. El enfoque de un análisis de VCV multivariado variante en el tiempo permitió no solo observar la dinámica de las variables cardiovasculares a lo largo del tiempo, sino que además se pudo observar y cuantificar las interacciones entre las variables estudiadas en cada condición. Además, el estudio de estímulos combinados realizados de manera simultánea permite plantear nuevas ideas del complejo control que tiene el sistema nervioso autónomo sobre la actividad cardiovascular, como ¿qué sucede cuando se combina una maniobra de dominio simpático con una de dominio vagal?, ¿la respuesta fisiológica tendrá un comportamiento específico?, ¿existirán cambios en la sensibilidad de los barorreceptores?, ¿se encontraran evidencias que ayuden a fortalecer la idea que la variabilidad cardiovascular es un buen indicador del control autonómico?, entre otras, abriendo una gama de posibilidades de estudio para la VCV.

La combinación de las maniobras (MC) estudiadas resultó en una respuesta con comportamiento fisiológico más cercano a la EFC que al CPA. Sin embargo fue posible apreciar actividad tanto simpática, similar al CPA al inicio de la maniobra, como actividad parasimpática, evocando los efectos de la EFC durante el resto del estímulo. Los indicadores de VCV mostraron similitud de MC con CPA para los índices simpáticos, y de MC con EFC para los indicadores vagales.

ABREVIATURAS

AF – Alta frecuencia

AR – Autorregresivo

ARMVVT – Autorregresivo multivariado variante en el tiempo

AS – Arritmia sinusal respiratoria

BF – Baja frecuencia

CPA – Cambio de postura activo

DE – Desviación estándar

EFC – Estimulación con frío en la cara

FC – Frecuencia cardiaca

F_{CAF} – Frecuencia central del componente de alta frecuencia

F_{CBF} – Frecuencia central del componente de baja frecuencia

F_{CT} – Frecuencia central total

fm- Frecuencia de muestreo

HDT- Inclínación cabeza abajo (head down tilt).

HUT- Inclínación cabeza arriba (head up tilt)

lpm- Latidos por minuto

MC- Maniobras combinadas

NN – Normal - normal

NN50 – Número de intervalos NN mayores a 50 ms.

PA – Presión arterial

P_{AF} – Potencia de alta frecuencia

P_{BF} – Potencia de baja frecuencia

PC- Periodo cardiaco

PD – Presión diastólica

PM – Presión media

PP – Presión de pulso

PS – Presión sistólica

PT- Potencia total

RESP - Respiración

rMSSD – Raíz cuadrada media de las diferencias sucesivas de periodos cardiacos sucesivos

RR – Intervalos R - R

SA – Sinoauricular

SB – Sensibilidad de los barorreceptores

SDNN – Desviación estándar de intervalos NN

SNA – Sistema nervioso autónomo

VCV – Variabilidad cardiovascular

VFC – Variabilidad de la frecuencia cardiaca

VPS – Variabilidad de la presión sanguínea

INTRODUCCIÓN

VARIABILIDAD CARDIOVASCULAR Y SU IMPORTANCIA CLÍNICA.

La presión sanguínea y la frecuencia cardíaca (FC) tienen fluctuaciones a lo largo del tiempo debidas a mecanismos de control que están encaminados a mantener una homeostasis cardiovascular, es decir que el sistema cardiovascular tiende a estabilizarse de forma dinámica. Un corazón sano está caracterizado por variaciones de la FC, debidas principalmente a manifestaciones controladas por el sistema nervioso autónomo (SNA), tanto en su rama simpática como en la parasimpática. Por otra parte, las fluctuaciones diarias de la presión sanguínea son generadas por perturbaciones externas y mecanismos de control nervioso que contraponen sus efectos en un intento de llevar a la presión sanguínea a un nivel de control específico para cada persona. Como resultado de estas complejas interacciones, la variabilidad cardiovascular (VCV) refleja la actividad de mecanismos de control cardiovascular, representando una rica fuente de información de su desempeño tanto en condiciones de salud como de enfermedad. El vínculo entre la función autonómica y la VCV puede ser mejor apreciado enfocándose en la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), la variabilidad de la presión sanguínea (VPS) y en la interacción de ambas como un medio para cuantificar la sensibilidad de los barorreceptores.

En las últimas décadas se ha reconocido una relación importante entre el SNA y la mortalidad cardiovascular. La evidencia experimental de una asociación entre la presencia de arritmias letales con el incremento de la actividad simpática y la disminución vagal ha promovido el desarrollo de indicadores cuantitativos de la actividad autonómica. De ahí la importancia clínica de la VCV, ya que su análisis provee de dichos indicadores para una mejor valoración autonómica [18, 26].

Podemos decir que la VCV tiene un potencial considerable para evaluar el papel de las fluctuaciones del SNA en individuos sanos y en pacientes con

desordenes cardiovasculares y no cardiovasculares. El estudio de la VCV ayuda a reforzar el entendimiento de la respuesta del sistema cardiovascular a diversos estímulos y condiciones [26]. Dos de los estímulos más estudiados de manera independiente en el ámbito de la VCV son el cambio de postura activo (CPA) [5, 7, 16, 26] y la estimulación con frío en la cara (EFC) [14, 21, 23].

Fisiológicamente hablando, la respuesta cardiovascular al cambio de postura esta mediada principalmente por los barorreceptores, localizados en las paredes de las grandes arterias. Los barorreceptores no son estrictamente sensores de presión como tal, sino que son mecanorreceptores sensibles al estiramiento o la distensión vascular ocasionada por los cambios en la presión sanguínea [8]. Cuando se realiza el CPA se induce un aumento de la FC acompañado de un aumento en la presión arterial (PA).

La EFC es una maniobra no invasiva, usada generalmente para evaluar la modulación cardiaca parasimpática [14]. La prueba consiste en aplicar una estimulación de frío en la región maxilar y en la zona de la frente, dando como resultado activación tanto de la parte del sistema nervioso simpático (periférico) como del parasimpático (cardíaco). Estas activaciones combinadas provocan un aumento de PA y una disminución de la FC. Existen autores que refieren esta maniobra como una forma de evaluar la modulación parasimpática, sin embargo, hay controversia en si la disminución de la FC es consecuencia del aumento de PA vía el barorreflejo (actividad simpática periférica) o si la hipertensión y la bradicardia son efectos que no tienen relación entre sí [14].

Como esta prueba no requiere una cooperación activa del paciente, es una maniobra adecuada para complementar a otras maniobras activas como la respiración controlada, el cambio de postura activo o la maniobra de Valsalva; y así poder obtener más información sobre el complejo control del SNA sobre el sistema cardiovascular.

ANÁLISIS DE VARIABILIDAD CARDIOVASCULAR.

El análisis de la variabilidad cardiovascular permite la valoración de la modulación autonómica y para dicho análisis existen diferentes índices. Las variaciones en la FC pueden ser evaluadas por métodos tanto en el dominio temporal como en el dominio de la frecuencia; mientras que para el análisis de las variaciones de la presión arterial son reconocidos indicadores espectrales simpáticos [26].

Los modelos autorregresivos (AR) han sido utilizados para el cálculo de índices de variabilidad en el dominio de la frecuencia [26]. Esto se ha extendido para poder analizar los casos no estacionarios a modelos variantes en el tiempo bajo distintos enfoques, como pueden ser procesos de filtrado adaptivo [2]. El uso de modelos AR variantes en el tiempo es necesario si se desea analizar la fase transitoria, es decir el periodo en que un sistema va de un primer estado presumiblemente estable a un nuevo estado estacionario, causado por la acción de algún estímulo como puede ser el CPA y EFC.

El control cardiovascular involucra varios procesos simultáneos que además interactúan entre sí. FC, flujo sanguíneo, PA y otros parámetros no son independientes, sino que tienen interacciones mutuas, tanto que una pequeña variación en alguna de estas variables puede afectar a otros por medio de vías neurales y mecánicas complejas. La respiración en particular, tiene un efecto especial ya que actúa como un fuerte estímulo mecánico en las venas y arterias torácicas, y centralmente en la actividad autonómica eferente induciendo oscilaciones que se propagan en el lazo cerrado de la estructura de control cardiovascular [1].

Estas interacciones pueden ser satisfactoriamente descritas por estructuras de modelos AR multivariados. Por ejemplo, un modelo bivariado puede ser usado específicamente para evaluar la relación de lazo cerrado entre el periodo cardiaco (PC) y la PA, tomando en cuenta los efectos de transferencia positiva (feedforward) y negativa (feedback) entre estas dos señales. Además, se puede tomar en cuenta la respiración como una entrada más para evaluar el

efecto de la acción de la respiración sobre cada una de las variables cardiovasculares.

Conociendo lo anterior, consideramos que un modelo multivariado variante en el tiempo permitirá analizar las interacciones entre distintos fenómenos fisiológicos bajo condiciones tanto estacionarias como no estacionarias, para así obtener información relevante del complejo control del SNA sobre el sistema cardiovascular. Utilizar estas herramientas para evaluar maniobras como el CPA y la EFC, realizadas tanto de forma independiente como de forma simultánea, puede proporcionar información de relevancia para el campo de la VCV donde la interacción entre maniobras no ha sido muy explorada.

ANTECEDENTES

FISIOLOGÍA CARDIOVASCULAR.

La FC está controlada a corto plazo principalmente por el SNA tanto por su rama simpática como por su rama parasimpática. La influencia simpática está mediada por la liberación de epinefrina y norepinefrina. La influencia parasimpática está dada, principalmente, por medio de la liberación de acetilcolina por el nervio vago, el cual tiene conexión directa al corazón específicamente a nivel del nodo sinoauricular (SA), por lo que el tiempo de respuesta del parasimpático es mucho más corto que el del simpático [8]. La FC es influenciada por la velocidad de disparo intrínseco del nodo SA y la influencia moduladora ejercida por el SNA: la rama simpática aumenta la velocidad de disparo, mientras que la del parasimpático la deprime. De este modo, la FC y su variación queda determinada por el balance entre los efectos opuestos de estas dos inervaciones; a esta interacción se le conoce como el balance simpático-vagal [26]. También el SNA juega un papel central en el control a corto y largo plazo de la PA a través de sus dos ramas, pero fundamentalmente por medio de la parte simpática. Tiene la capacidad de influir sobre la resistencia arterial, el tono de los vasos de capacitancia venosa y la contractilidad cardíaca.

Los centros nerviosos de control cardiovascular están localizados en la formación reticular del tercio inferior de la protuberancia y el bulbo raquídeo superior, en regiones que tienen representación bilateral. En conjunto, estas regiones constituyen el centro vasomotor. Íntimamente relacionado a éste y localizado en la región vasomotora del bulbo, se encuentra el centro inhibitor funcionalmente opuesto al centro vasomotor. Las neuronas del centro vasomotor se hallan bajo la influencia constante de impulsos aferentes que se originan en mecanorreceptores situados en los principales vasos arteriales, en corazón y pulmones; en quimio y termorreceptores situados en el músculo esquelético y en otras regiones del sistema nervioso central [9].

De los mecanismos nerviosos para el control cardiovascular el de mayor importancia es el barorreflejo. El barorreflejo evita las fluctuaciones excesivas de la presión sanguínea, controla la adaptación rápida del sistema cardiovascular ante situaciones agudas de hipotensión, cambios de postura, disturbios metabólicos o estrés ambiental y en respuesta a fármacos vasoactivos [8].

EFFECTOS FISIOLÓGICOS PRODUCIDOS POR EL CAMBIO DE POSTURA ACTIVO.

Durante el CPA la función de los barorreceptores es esencial ya que al adoptar la posición erecta desde decúbito (acostado), existe la influencia de la fuerza de gravedad sobre el sistema circulatorio; el cambio brusco de postura condiciona una acumulación de sangre en la parte inferior del cuerpo y provoca un descenso de la presión en la parte superior, que se corrige mediante la puesta en marcha del barorreflejo.

Partiendo de una disminución de la presión en el árbol arterial, el reflejo barorreceptor pretende aumentarla contrayendo las paredes de los vasos y estimulando los barorreceptores los cuales envían señales hacia los centros bulbares. El incremento de la frecuencia de señales recibidas en el centro sensorial provoca un aumento de la actividad de los centros vasoconstrictores y cardiopresores (estimulación simpática) y una inhibición de los centros vasodilatadores y cardioinhibidores (estimulación vagal), que trae como consecuencia un aumento de la resistencia periférica, aumento de la FC y de la fuerza de contracción, aumentando así el gasto cardíaco con lo que aumenta la PA. Si el punto de partida es el aumento de la PA, la consecución de los fenómenos es la contraria a la expuesta anteriormente, para restablecer la presión hasta valores normales [9].

Este reflejo actúa de forma inmediata ya que los receptores se adaptan con cierta rapidez por lo que controlan los procesos en los primeros segundos pero son ineficaces para corregir alteraciones de la presión a mediano y largo plazo. Por ello, es un reflejo eficaz para modular las continuas fluctuaciones de la

presión que se producen por las actividades cotidianas y que de otra manera provocarían intermitencias en el aporte sanguíneo a los órganos vitales. El barorreflejo funciona entonces como un circuito de retroalimentación negativa, produce ajustes momento a momento, latido a latido pero su capacidad de compensación disminuye si es sometido a situaciones de hipertensión sostenida. Además, hay evidencias de que la sensibilidad de los barorreceptores disminuye con la edad debido a problemas de arterosclerosis.

EFFECTOS FISIOLÓGICOS PRODUCIDOS POR LA ESTIMULACIÓN CON FRÍO EN LA CARA.

Se ha reportado que existe actividad de ambas ramas del SNA como respuesta a acciones tales como la inmersión (sumergir sólo la cara en agua), la submersión (sumergir el cuerpo completo en agua a poca profundidad), el buceo y la aplicación de frío a la cara [22]. Cada una de estas acciones mueve el balance simpático-vagal hacia uno de los lados, por ejemplo se sabe que el reflejo de inmersión produce una disminución de la FC, es decir que hay un predominio vagal [15, 22]. El estímulo de este reflejo consiste en una inmersión facial en agua mientras se sostiene la respiración.

La prueba de estimulación con frío en la cara (EFC) es una modificación del reflejo de inmersión. Es una maniobra no invasiva que ha sido usada para evaluar la modulación cardíaca parasimpática [14, 15]. La estimulación consta de aplicar frío en la región maxilar y en la zona de la frente activando tanto la parte del sistema nervioso simpático periférico como el parasimpático cardíaco. Estas activaciones combinadas inducen una vasoconstricción periférica y una disminución de la FC. Sin embargo, existe controversia en si la bradicardia, resultado de la estimulación con frío en la cara, es un efecto directo de la regulación de la actividad cardiovagal o si es un efecto secundario inducido de la vasoconstricción periférica mediada simpáticamente dando lugar al aumento de la presión sanguínea [14].

La aplicación de frío en la cara estimula a los termorreceptores localizados principalmente en la zona de la frente, los pómulos y la zona maxilar,

provocando estimulación a nivel del nervio vago y el trigémino, el cual es un nervio mixto, siendo la función sensitiva la más importante que cumple, ya que conduce la sensibilidad exteroceptiva de la cara (tacto, dolor y temperatura). De aquí salen fibras parasimpáticas conectadas directamente al nodo SA; el principal efecto de la estimulación vagal a este nivel es la disminución de la FC por disminución de la descarga del nodo SA [8].

ÍNDICES PARA EL ANÁLISIS DE VARIABILIDAD CARDIOVASCULAR.

Índices en el dominio del tiempo.

Las variaciones en la FC pueden ser evaluadas por varios métodos. Un conjunto de estos métodos, que tiene la ventaja de una fácil implementación, es el formado por los índices de variabilidad en el dominio del tiempo.

En el análisis temporal se valora la variación total de la FC en función de los cambios que se presentan a lo largo del tiempo con el empleo de estadística simple como es la media y la desviación estándar. Más específicamente se encuentran el valor medio de intervalos normal-normal (NN), la desviación estándar de intervalos NN o SDNN (por sus siglas en inglés), la desviación estándar de intervalos NN promedio calculado sobre periodos cortos de tiempo (SDANN), el número de intervalos NN sucesivos mayores a 50 ms (NN50), la raíz cuadrada media de las diferencias de periodos cardiacos sucesivos o rMSSD (por sus siglas en inglés), entre otros.

El rMSSD es un índice en el dominio del tiempo que se ha relacionado con la modulación vagal y es considerado uno de los mejores indicadores de actividad parasimpática [15, 26]. Se ha observado una relación no lineal significativa entre el periodo cardiaco (PC) o la FC y este índice [6]. A partir del PC, el rMSSD convencional se puede considerar como la desviación estándar de las diferencias sucesivas del PC. Partiendo de esta idea, el algoritmo de determinación del rMSSD variante en el tiempo se basa en obtener una nueva serie de tiempo con las diferencias de periodos cardiacos sucesivos y a esta

serie de tiempo se le ajusta un modelo AR variante en el tiempo para, a partir de él, calcular la varianza de esta nueva serie para cada latido. La raíz cuadrada de esta nueva serie será el estimado del rMSSD.

Índices en el dominio de la frecuencia.

Un análisis en el dominio de la frecuencia de la FC provee de información básica sobre toda la variación de la señal a través del espectro de frecuencias. Dicha distribución es referida principalmente a dos componentes de frecuencia que están relacionados con fenómenos fisiológicos específicos del sistema cardiovascular. El componente de baja frecuencia (BF), centrado alrededor de los 0.1 Hz, dentro del rango entre 0.04 y 0.15 Hz, está relacionado con ambas divisiones del SNA, pero se le ha relacionado principalmente a actividad simpática [7, 9]. El componente de alta frecuencia (AF), que se encuentra entre 0.15 y 0.4 Hz, considera la arritmia sinusal respiratoria, que es resultado de la acción vagal y por lo tanto, este componente está considerado un indicador de la actividad parasimpática [2]. La potencia de los componentes de BF y AF junto con su razón (BF/AF) son los índices cuantitativos, considerados en algunos círculos [18, 26], como los índices por excelencia del balance simpático-vagal que controla la FC.

La VPS aumenta en condiciones caracterizadas por activación simpática. Cuando se toma en cuenta el espectro de potencia de la presión sanguínea, encontramos que las fluctuaciones de AF están relacionadas a efectos mecánicos de la respiración. El componente de BF de la presión se encuentra en el rango entre 0.04 a 0.15 Hz; este componente está relacionado con las variaciones en el tono vasomotor y la resistencia vascular periférica, las cuales sufren cambios debidos a influencia del SNA, de factores humorales, endoteliales y por termorregulación [22]. La potencia de BF de la señal de presión sanguínea es un indicador específico de actividad simpática cardiovascular.

La VCV refleja el control cardiovascular autónómico. Esto puede ser analizado de mejor manera a través de modelos multivariados, los cuales consideran la

relación entre las variaciones de la FC y la PA. Esta interacción de las variables cardiovasculares es lo que se conoce como la sensibilidad de los barorreceptores, y en el dominio de la frecuencia existen métodos para su análisis como el cálculo del coeficiente α y el análisis por función de transferencia [7,18].

MODELOS AUTORREGRESIVOS.

Uno de los métodos que se han utilizado para calcular los índices de variabilidad en el dominio de la frecuencia es por modelado autorregresivo (AR) [26]. Al igual que cuando se utilizan otros estimadores espectrales, al trabajar bajo este enfoque, una de las consideraciones más importantes es la estacionalidad que debe tener la señal de análisis. Sin embargo existen fenómenos que presentan transitorios considerados de interés clínico o fisiológico, ya que reflejan el efecto producido por algún fármaco o estímulo específico, pero no pueden ser estudiados por un modelo AR normal. De ahí que la idea de trabajar con modelo AR para el análisis espectral se ha extendido a modelos AR variantes en el tiempo para poder estudiar los casos no estacionarios, a través de técnicas como el filtrado adaptivo [2].

Filtros adaptivos y el algoritmo de mínimos cuadrados recursivos (RLS).

Una señal no estacionaria es aquella en la que sus propiedades estadísticas cambian a lo largo del tiempo. Particularmente las señales de FC y PA del CPA y la EFC son no estacionarias debido, entre otros factores, a la presencia de un transitorio importante que es disparado por la acción de levantarse o la aplicación de estimulación con frío respectivamente. El transitorio es provocado por alguna estimulación y lo constituyen los segundos en que se va de un estado estacionario basal al nuevo estado estacionario. Fácilmente podría no ser considerado en el análisis evitándolo para trabajar con secciones donde la señal sea estacionaria, pero en este trabajo la sección correspondiente a esta transición se considera de gran información para conocer más sobre las interacciones y el control autonómico a nivel cardiovascular ya que refleja la

respuesta inmediata del SNA para integrar un estímulo. Por esta razón no es apropiado tratar este tipo de señales con métodos diseñados para trabajar con señales estacionarias y para su consideración se pueden usar enfoques de filtrado adaptivo.

Un filtro adaptivo es aquel que intenta modelar la relación entre señales en tiempo de forma iterativa. Los filtros adaptivos, a diferencia de los filtros convencionales, poseen coeficientes que pueden cambiar su comportamiento dependiendo de algún algoritmo definido de tal forma que intenta adaptarse a los cambios que presenta una cierta señal a lo largo del tiempo. De hecho no se conocen los coeficientes del filtro cuando éste se diseña si no que los coeficientes son calculados cuando el filtro se implementa y se ajustan automáticamente en cada iteración mientras dura su fase de aprendizaje.

El algoritmo de Mínimos Cuadrados Recursivos o RLS (del inglés, "Recursive Least Squares") [11], se usa en filtros adaptivos para encontrar los coeficientes del filtro que permiten obtener el mínimo cuadrado de la señal de error, definida como la diferencia entre la señal original (entrada del filtro) y la señal obtenida a la salida del filtro (la aproximación calculada), de manera iterativa. La forma en que calcula una muestra depende de las muestras pasadas ponderadas por un factor de olvido λ , el cual debe ser un valor entre 0 y 1, siendo 1 el correspondiente a una memoria infinita. La selección de λ depende de cada aplicación, tomando en cuenta que a menor valor de λ habrá un mejor seguimiento de la señal pero habrá un mayor desajuste de la señal de salida respecto de la señal deseada.

Modelo autorregresivo multivariado.

Se sabe que el control cardiovascular involucra varios procesos simultáneos que interactúan entre sí. FC, PA, flujo sanguíneo y otros parámetros están en constante interacción e incluso una pequeña variación en una de ellas puede afectar a otras por medio de vías nerviosas o mecánicas. Específicamente, la respiración es un fuerte estímulo mecánico en venas y arterias torácicas; centralmente en la actividad autonómica eferente, induciendo oscilaciones que

se propagan en el lazo cerrado de la estructura de control cardiovascular. Para tener una mejor representación del comportamiento del sistema, de forma general, se han empleado modelos multivariados para su análisis [1].

Barbieri y colaboradores en 1997, describieron un modelo trivariado en donde se describían las interacciones entre las series de tiempo del PC, la presión sistólica (PS) y la respiración (RESP). El modelo propuesto está descrito por las siguientes ecuaciones:

$$Y(n) = \sum_{k=1}^p A(k)Y(n-k) + W(n)$$

donde

$$Y(n) = \begin{bmatrix} RR(n) \\ PS(n) \\ RESP(n) \end{bmatrix}$$

$$A(k) = \begin{bmatrix} a_{11}(k) & a_{12}(k) & a_{13}(k) \\ a_{21}(k) & a_{22}(k) & a_{31}(k) \\ a_{31}(k) & a_{32}(k) & a_{33}(k) \end{bmatrix}$$

$$W(n) = \begin{bmatrix} w_1(n) \\ w_2(n) \\ w_{31}(n) \end{bmatrix}$$

$$k = 1, 2, \dots, p$$

Este modelo AR multivariado puede ser considerado un filtro predictivo de un paso, donde el valor actual $Y(n)$ es obtenido a partir de los valores pasados de todas las series de tiempo involucradas $Y(n-k)$ ponderadas por los coeficientes AR que están en la matriz $A(k)$, tomando en cuenta también el residuo estocástico $W(n)$.

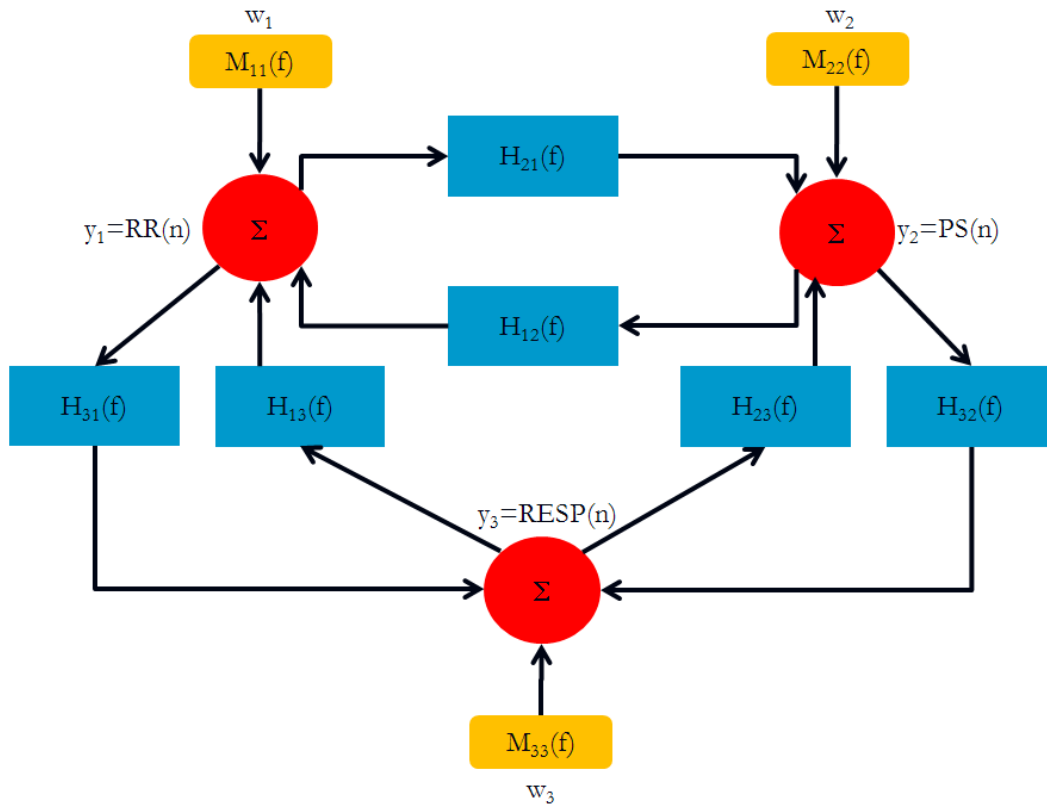


Fig. 1. Diagrama a bloques del modelo multivariado propuesto por Barbieri.

En la figura 1 se puede apreciar un diagrama a bloques de este modelo propuesto, en donde los bloques de funciones de transferencia son obtenidos a partir de los parámetros AR como:

$$M_{ii}(z) = \frac{1}{1 + \sum_{k=1}^p a_{ii}(k)z^{-k}} \dots i = 1,2,3$$

$$H_{ij}(z) = \frac{-\sum_{k=1}^p a_{ij}(k)z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_{ij}(k)z^{-k}} \dots \quad i, j = 1,2,3$$

$$\dots \quad i \neq j$$

La ganancia entre las señales puede ser cuantificada como el valor absoluto de las funciones de transferencia relacionadas como una función de la frecuencia, mientras que la relación de fase es también obtenida de la función de transferencia.

En este caso, el bloque $H_{12}(f)$ representa el efecto de las variaciones de la presión sistólica sobre la frecuencia cardiaca, mediada por un reflejo neural, y

su valor absoluto es una estimación de la ganancia barorreceptiva. El bloque $H_{21}(f)$, por el contrario, cuantifica el efecto mecánico de las variaciones de la serie de PC sobre la PS. Luego entonces $H_{13}(f)$ representa el efecto de la respiración (RESP) sobre el PC cuantificando la arritmia sinusal respiratoria, y $H_{23}(f)$ representa el efecto de la RESP sobre la presión sistólica. La coherencia puede ser estimada a partir de los espectros cruzados y los autoespectros.

ESTADO DEL ARTE

ANTECEDENTES RESPECTO A LA MANIOBRA DEL CAMBIO DE POSTURA ACTIVO.

Existen varios autores [16, 20, 24] que reportan que durante el CPA hay una caída rápida de la PA inmediatamente después de la acción de levantarse; paulatinamente se vuelve a aumentar, superando el valor nominal durante el primer minuto de la acción; la FC aumenta rápidamente en respuesta a esta caída de presión y disminuye hasta alcanzar un valor estable ligeramente superior al valor en reposo. Además de los hallazgos fisiológicos en los que varios autores concuerdan con respecto a esta maniobra, existen varios trabajos en donde se han propuesto diferentes tipos de estudio y análisis para obtener mayor información del comportamiento sistémico autonómico y cardiovascular.

David Burke y colaboradores con su artículo titulado "Postural effects on muscle nerve sympathetic activity in man" [5], son considerados unos de los primeros autores en evaluar el cambio de postura y mostrar el incremento de la actividad simpática. Para ello registraron trenes de pulsos sincronizados de actividad simpática multi-unidad (MSA por sus siglas en inglés), medidas en los fascículos nerviosos del músculo peroné, en sujetos sanos durante las posiciones de acostado, sentado y parado. La actividad simpática fue cuantificada mediante el conteo del número de trenes por minuto. Sus resultados mostraron que cuando hay cambios de postura de acostado a sentado y de sentado a parado, la magnitud de la incidencia de los trenes de pulsos aumenta, mostrando que el cambio de postura es un estímulo simpático.

Pomeranz y colaboradores en su trabajo "Assesment of autonomic function in humans by Heart rate spectral analysis" [20], realizaron un análisis espectral de las variaciones espontáneas de la FC durante el uso de bloqueadores autonómicos, como atropina (bloqueador muscarínico parasimpático) y d_l_propranolol (bloqueador β simpático), y durante diferentes posturas,

específicamente en posición supina y de pie. Para el estudio trabajaron con 8 sujetos sanos (hombres de entre 22 y 36 años de edad), y en su análisis espectral utilizaron dos bandas de frecuencia de interés: de 0.04 a 0.12 Hz para la BF de la FC y de 0.224 a 0.280 Hz la AF. Durante este estudio se pudo apreciar el efecto producido por solo el cambio de postura en la FC, encontrando un aumento considerable de la FC al ir de posición supina a parado; además en el análisis espectral se observó que durante la posición supina el componente de AF es de mayor amplitud que el de BF dando a notar que en esta posición las variaciones de la FC son debidas a manifestaciones predominantemente parasimpáticas, mientras que durante la postura de pie el componente de BF es el que es de mayor amplitud siendo aquí la VFC producida en su mayoría por manifestaciones simpáticas.

Stephoe y Vögele en su trabajo “Cardiac baroreflex during postural change assessed using non-invasive spontaneous sequence analysis in young men” [24], evaluaron la forma de estimar el valor de sensibilidad barorreceptiva calculado a partir de un análisis de secuencias de intervalos de pulsos RR y PS espontánea mediante el registro continuo no invasivo de PA en el dedo (Finapres FD5) mientras el sujeto realizaba cambios continuos entre las posiciones de sentado a parado de forma activa durante 5 minutos. Analizaron secuencias espontáneas de 3 latidos o más en donde apreciaban un aumento progresivo en la presión acompañado de un aumento en la duración de los intervalos RR, o disminución en la PS con intervalos RR que se volvían más cortos. Sus resultados mostraron que hubo una disminución en la duración promedio del intervalo RR de la posición de sentado a parado (de 870.3 a 571.3 ms). Para la sensibilidad barorrefleja encontraron un valor promedio de 17.5 ms/mm Hg para la posición de sentado, que decayó a 7.65 ms/mm Hg en la posición de pie. Concluyen que el análisis de secuencias espontáneas a partir de un registro no invasivo de PA puede proveer de información útil concerniente al control barorreflejo cardiaco en diferentes posturas.

lida y colaboradores en su trabajo “Non-invasive assessment of human baroreflex during different body positions” [12], compararon las técnicas de análisis de secuencia (traslape de la regresión lineal entre intervalos RR y PS)

y el análisis del espectro cruzado entre PC y PS, durante cuatro diferentes posiciones: inclinación cabeza abajo a 6 grados, supina, inclinación cabeza arriba a 6 grados y de pie. La sensibilidad de los barorreceptores fue calculada para las bandas de BF y AF. Los resultados mostraron que hay una correlación significativa para la región de BF entre ambas técnicas para los casos de HDT, HUT y posición supina, pero no para el caso de pie; en el caso de la banda de AF encontraron una correlación significativa para todas las posiciones. Esto sugiere que las técnicas están bien relacionadas para la región de AF, pero no en su totalidad para el caso de la región de BF. También realizaron, para el análisis de secuencia, el cálculo de la sensibilidad barorrefleja de las secuencias de activación barorreceptora y las secuencias de desactivación para todas las posiciones encontrando que todas son individualmente una condición de dominio simpático.

El Dr. Carrasco-Sosa y colaboradores en su trabajo "Baroreflex sensitivity assessment and heart rate variability: relation to maneuver and technique" [7], evaluaron las diferencias entre técnicas para valorar la sensibilidad de los barorreceptores y la asociación entre esta sensibilidad y el flujo vagal. La sensibilidad de los barorreceptores fue estimada mediante el cálculo del coeficiente α , por función de transferencia, demodulación compleja en bandas de AF y BF, y la técnica de secuencia, mientras que el flujo vagal fue estimado a partir de índices de VFC (RR medio, desviación estándar, rMSSD, componente de alta frecuencia del RR en unidades absolutas). Las condiciones estudiadas fueron reposo en posición supina con y sin respiración controlada, de pie, en ejercicio y en condiciones de recuperación. Los resultados indican que sólo la maniobra supina mostró valores significativamente mayores de sensibilidad barorrefleja en la banda de AF que en la de BF. Para las maniobras analizadas en la misma banda de frecuencia, la condición supina presentó un mayor número de diferencias significativas entre las técnicas estudiadas. Con relación al cambio de postura (posición de pie), sus resultados indicaron un mayor valor del coeficiente α ($P < 0.001$) en relación con la técnica de función de transferencia para ambas bandas de frecuencia. Se encontró mayor variabilidad entre las diferentes medidas barorreflejas que fue asociada con un mayor flujo vagal. Con lo anterior los autores concluyen que los valores

de sensibilidad de los barorreceptores obtenidos, así como las diferencias entre cada técnica estudiada, están altamente relacionados con la actividad vagal inducida por cada maniobra.

Los estudios de los efectos producidos por el cambio de postura han permitido incluso generar modelos matemáticos que predicen la regulación barorrefleja durante dicha maniobra. Olufsen y colaboradores en el 2006 [16] presentaron un modelo matemático que puede predecir la dinámica de regulación de la FC en respuesta al cambio de postura, sustentado en el hecho de que el barorreflejo juega un rol muy importante en el control cardiovascular a corto plazo. El modelo toma como entrada mediciones de PA para modelar la dinámica de la FC en respuesta a cambios en la frecuencia de disparo de barorreceptores, respuestas simpáticas y parasimpáticas, y concentraciones de norepinefrina y acetilcolina. Para la parametrización formularon un problema inverso de mínimos cuadrados que permite predecir con precisión la dinámica de la FC observada en jóvenes sanos, adultos mayores sanos y adultos mayores con hipertensión. Mencionan que para una mejor predicción del modelo es necesario tomar en consideración diferentes procesos que estén relacionados con el control barorreflejo, como por ejemplo el reflejo vestibulo-simpático.

Todo lo anterior sugiere que el cambio de postura activo es una maniobra de carácter principalmente simpático, usada ampliamente por su fácil realización, alto grado de repetibilidad de los efectos fisiológicos producidos (aumento de FC y PA), así como de los resultados encontrados para índices de VCV en el dominio del tiempo y la frecuencia.

ANTECEDENTES RESPECTO A LA MANIOBRA DE ESTIMULACIÓN CON FRÍO EN LA CARA.

El reflejo de inmersión es una maniobra activa que consiste en sumergir el rostro en agua; puede ir acompañado de apnea o permitir la respiración. Este reflejo produce, a nivel cardiovascular, un aumento en la PA en conjunto con una disminución de la FC o bradicardia. La prueba con frío en la cara, o “cold face test”, es una maniobra clínica que refiere los mismo efectos que el reflejo

de inmersión y su realización consta de aplicar un estímulo de baja temperatura en ciertas zonas del rostro.

La prueba de frío en la cara es una maniobra no invasiva del SNA que activa la respuesta simpática periférica y la parasimpática cardíaca induciendo una vasoconstricción periférica acompañada de una bradicardia significativa. La fisiología de esta maniobra ha sido controversial ya que se pensaba que la disminución de la FC podría ser resultado de una regulación central directa de la actividad cardiovagal, debida a un efecto secundario de activación de los barorreceptores o debida a cambios en la respiración. Por esta razón Stemper y colaboradores en su trabajo "Evaluation of the cold face test bradycardia by means of spectral analysis" [23], analizaron el origen de la bradicardia inducida por la estimulación con frío en el rostro, considerando principalmente la influencia de la respiración. Para ello decidieron combinar la estimulación con frío en la cara con 3 patrones respiratorios específicos: respiración espontánea, 6 respiraciones por minuto y 15 respiraciones por minuto. Para el análisis espectral calcularon la ganancia a partir de función de transferencia entre la FC y la respiración en la banda de AF, cuando la coherencia era mayor de 0.5, como un índice de la arritmia sinusal respiratoria; y entre la FC y la PA en la banda de BF como un índice de la sensibilidad de los barorreceptores. Encontraron que en todas las estimulaciones con frío en la cara combinada con los tres patrones respiratorios hubo una disminución de la FC y un aumento en la PA. Además los respectivos parámetros en el dominio del tiempo y la frecuencia no presentaron diferencias significativas para los diferentes tipos de respiración; encontraron aumento significativo en las dos ganancias calculadas pero sin diferencias entre los distintos patrones respiratorios. El hecho de que se mantenga la misma respuesta fisiológica de la prueba con frío en la cara con los diversos patrones respiratorios sugiere que la bradicardia inducida no es debida a influencias del barorreflejo o la respiración, sino que parece ser resultado de activación central del vago.

Khurana y Wu en su trabajo "The cold face test: a non-baroreflex mediated test of cardiac vagal function" [14], reclutaron diez sujetos sanos y dos pacientes con deterioro barorreflejo para realizar la prueba de frío en la cara. La maniobra

la llevaron a cabo aplicando tres compresas frías (0.5 °C) en la cara durante un minuto y por cada registro fueron adquiridas señales de ECG, PA y temperatura facial. En todos los sujetos sanos se encontró una bradicardia a los 5.6 ± 4.6 s mientras que la bradicardia máxima se dio a los 35.8 ± 15.8 s. En el caso de la PA se encontró un aumento de esta variable a los 18.8 ± 16.6 s alcanzando su máximo a los 38.7 ± 22.7 s. La bradicardia precedió a la respuesta hipertensora; además, las latencias de ambas variables durante esta maniobra son mayores que las respuestas evocadas por el barorreflejo que se reportan están entre 0.55 ± 0.05 s para la FC y de 2 a 3 s a nivel vascular. Los dos pacientes presentaron comportamientos anormales durante la maniobra de Valsalva y no presentaron cambios en la FC durante la maniobra de inclinación (tilt) indicando un deterioro barorreflejo, sin embargo, ambos pacientes al realizar la prueba de frío en la cara respondieron de manera normal, tanto en términos de FC como de PA mostrando el limitado papel del barorreflejo en la respuesta autonómica durante la prueba de frío en la cara.

Brown y colaboradores en su trabajo "Effect of cold face stimulation on cerebral blood flow in humans" [3], confirmaron la presencia de bradicardia, vasoconstricción periférica e hipertensión provocada por este estímulo. En este trabajo se concentraron en el estímulo simpático relacionado con la PA que provoca la estimulación con frío en la cara, y observaron que sucedía con el flujo sanguíneo cerebral. Los resultados que encontraron fueron que la acción de enfriar la cara provoca un aumento en el flujo sanguíneo cerebral, existe una vasoconstricción cerebral pero de menor impacto que la vasoconstricción periférica total lo que sugiere que, aunque hay cierta constricción en los vasos cerebrales durante la estimulación con frío en la cara, la perfusión cerebral se mantiene, posiblemente por oponerse a la estimulación trigeminal o activación parasimpática. Manifiestan que esta respuesta cerebrovascular tiene potencial en aplicaciones clínicas para el diagnóstico de irregularidades cerebrovasculares.

En términos de la metodología adecuada para realizar la prueba de frío en la cara Reyners y colaboradores en su trabajo "Re-evaluation of the cold face test in humans" [21], se dieron a la tarea de evaluar las posibles variantes a la hora

de realizar esta maniobra sin que los resultados pudieran confundirse por estímulos provocados por otros reflejos o acciones como por ejemplo el oculorreflejo. Las variantes estudiadas para la realización de la maniobra fueron permitir, o no, la respiración de manera continua, diferentes pesos de la compresa fría con la que se aplica el estímulo y evitar la presión ocular omitiendo la zona de los ojos a la hora de la estimulación, mediante el uso de un visor. La investigación arrojó información de que el uso del visor y diferentes pesos en la compresa fría (800, 1100 y 1400 g) no tuvieron influencia sobre la respuesta; pero la realización de la maniobra acompañada de apnea enfatiza la caída de la FC. Además, encontraron que la reproducibilidad de la respuesta fue más factible cuando los sujetos se acostumbraron a la intensidad del estímulo. Finalmente, ellos recomiendan que para una buena estimulación de la prueba con frío en la cara se debe realizar apnea, que la compresa fría para la estimulación sea lo suficientemente grande para cubrir toda la cara del sujeto y consideraron que un estímulo de 40 s fue apropiado para sujetos menores de 40 años de edad.

En nuestra propia experiencia [15], hemos trabajado en evaluar la respuesta vagal durante el reflejo de inmersión mediante la estimación del rMSSD variante en el tiempo. En dicho trabajo se estudió el reflejo de inmersión con apnea en agua a diferentes temperaturas (19, 11 y 2 °C), con una duración del estímulo de 20 segundos. Nuestros resultados mostraron que aumenta la respuesta vagal conforme disminuye la temperatura del agua en donde se realiza la inmersión. Además, se observó que una apnea de 20 segundos acompañada de la inmersión es un estímulo suficiente para provocar una bradicardia considerable.

Estos acontecimientos, encontrados por distintos autores, refuerzan la idea de considerara la maniobra de estimulación con frío en la cara principalmente de dominio vagal; además con una estimulación adecuada, cubriendo con una compresa fría todo el rostro evitando la zona de los ojos, es posible evocar los efectos de este estímulo (bradicardia e hipertensión) de forma apreciable. Finalmente por ser un estímulo pasivo es ideal para combinarse con otros estímulos como el cambio de postura activo.

ANTECEDENTES RESPECTO A MANIOBRAS CONJUNTAS.

Existen pocos antecedentes en donde se reporte el estudio de maniobras realizadas de forma simultánea. Hay trabajos en los que se realiza un estímulo específico, como puede ser cambios de postura [7], ejercicio físico [7] o la estimulación con frío en el rostro [23], acompañado de una respiración controlada. Sin embargo, en estos trabajos no se toma en cuenta la respiración como un estímulo independiente, ya que no se toma en cuenta el efecto que podría causar la respiración por sí sola, sino que es parte del protocolo experimental como una variable más a controlar.

Un trabajo donde sí se aplican estímulos combinados es el de Perini y colaboradores, "Heart rate variability in exercising humans: effect of water immersion" [19], donde realizan un análisis de VFC utilizando el espectro de potencia. Ellos estudian el comportamiento de la FC en reposo (sentado) y durante ejercicio en bicicleta estacionaria en dos condiciones: aire (reposo y ejercicio realizado de forma usual) y en inmersión en agua (a una temperatura de 30 °C) manteniendo la cabeza fuera del agua. En esta última condición es donde se realiza la combinación de estímulos, ya que se realiza ejercicio físico en conjunto con la inmersión del cuerpo en el agua. La motivación del trabajo fue observar si la respuesta autonómica al ejercicio es diferente cuando se realiza bajo el agua. Los resultados que encontraron mostraron que durante el reposo la potencia total se triplica cuando se da la inmersión del cuerpo. Sin embargo, suceden cambios mínimos en los componentes de AF (aumento de 18% reposo en agua vs. 28% en reposo normal) y BF (24% vs. 32%) y consideran que estos resultados indican un dominio vagal causado por la inmersión. En el caso del ejercicio hubo una disminución de la potencia total tanto para el caso de la inmersión como en aire. El componente de AF disminuye de forma similar tanto en inmersión como en aire y el componente de BF no cambió hasta alrededor del 50% del consumo máximo de oxígeno para después decaer a cero en ambas condiciones. Concluyen que la falta de diferencias entre agua y aire del componente de BF sugiere que la distribución

de sangre no tiene efecto en el reajuste de mecanismos de control de la PA; además las similitudes en la potencia de AF y los patrones de ventilación en aire y agua confirman el efecto directo de la actividad respiratoria en la modulación de la FC durante el ejercicio.

En general, la combinación de diferentes maniobras para realizar un análisis de la compleja forma en que el SNA responde a distintos estímulos cuando se presentan de manera simultánea y ver cómo reacciona a nivel cardiovascular no ha sido muy estudiada. A la fecha, hablando en términos del CPA y la EFC, no hemos encontrada trabajo alguno que nos indique alguna interacción entre estas dos maniobras en particular.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

HIPOTESIS.

Basándose en las respuestas provocadas por el SNA para las acciones del CPA y la EFC de manera independiente, al aplicar la EFC de manera simultánea con el cambio de posición supina a parada, se frenará la disminución del componente de AF del periodo cardiaco (PC), la disminución de la sensibilidad de los barorreceptores y el aumento de la frecuencia cardiaca (FC) ; y acentuarán el aumento del componente de BF del PC, el aumento del componente de BF de la presión sistólica y el aumento de la presión arterial.

Durante el regreso de la posición de parado a supina los efectos serán inversos, es decir, se acentuarán el aumento del componente de AF del PC, el aumento de la sensibilidad de los barorreceptores y la disminución de la FC. Además de que se frenan la disminución del componente de BF del PC, la disminución del componente de BF de la presión sistólica y la disminución de la presión arterial.

OBJETIVO.

Evaluar el efecto combinado de la EFC y el CPA sobre la actividad del sistema nervioso autónomo y el sistema cardiovascular.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- **Autonómicos.** Examinar el efecto arriba expuesto sobre los componentes espectrales de alta y baja frecuencia del PC y sobre la sensibilidad de los barorreceptores.

- **Cardiovasculares.** Examinar el efecto arriba expuesto sobre la frecuencia cardíaca y la presión arterial.

- **Procesamiento de señales,** mediante un modelo autorregresivo multivariado variante en el tiempo (ARMVVT) examinar las interacciones trigeminal y barorrefleja sobre los núcleos autonómicos, así como también observar mediante dicho modelo el efecto producido por la respiración en las variables autonómicas de interés.

METODOLOGIA

SELECCIÓN DE SUJETOS DE ESTUDIO.

Con la finalidad de trabajar con una población lo más homogénea posible, para este proyecto se trabajó con hombres y mujeres entre 19 y 27 años de edad, que fueran no fumadores, no ingirieran bebidas estimulantes como café o té de manera habitual, no realizaran entrenamiento físico o actividad física intensa y además que en un periodo de 15 días previos al experimento no presentaran algún síntoma de enfermedad, ni estuvieran bajo algún tratamiento médico. Estos requisitos fueron establecidos con la finalidad de asegurar que las variables cardiovasculares a evaluar no se vieran afectadas por algún tipo de actividad física o sustancia ajena al organismo. También fue necesaria la obtención de una evaluación de pre-selección para cada sujeto.

Evaluación de pre-selección

La evaluación constó de los siguientes pasos:

1. Toma de PA con el método de auscultación (esfigmomanómetro y estetoscopio), para asegurar que los sujetos a evaluar en condiciones normales fueran normotensos, es decir dentro del rango de 100-130 mmHg para presión sistólica y 65-85 mmHg para presión diastólica.
2. Registro de electrocardiograma (ECG) en derivación CM5, durante un periodo de 150 s. El uso de la derivación CM5 fue para minimizar posibles artefactos provocados por el movimiento del sujeto. Este registro constó de 5 etapas, cada una con una duración de 30 s:
 - a. Etapa de control en posición supina.
 - b. Cambio activo de postura (de acostado a parado).
 - c. Regreso a posición supina.
 - d. Estimulación con frío en la cara.

e. Recuperación en posición supina.

También fue requisito de la pre-selección observar durante la etapa de control un valor promedio de FC en un rango entre 60 y 80 lpm.

En la figura 2, se puede observar un diagrama de los pasos seguidos en la etapa de pre-selección.

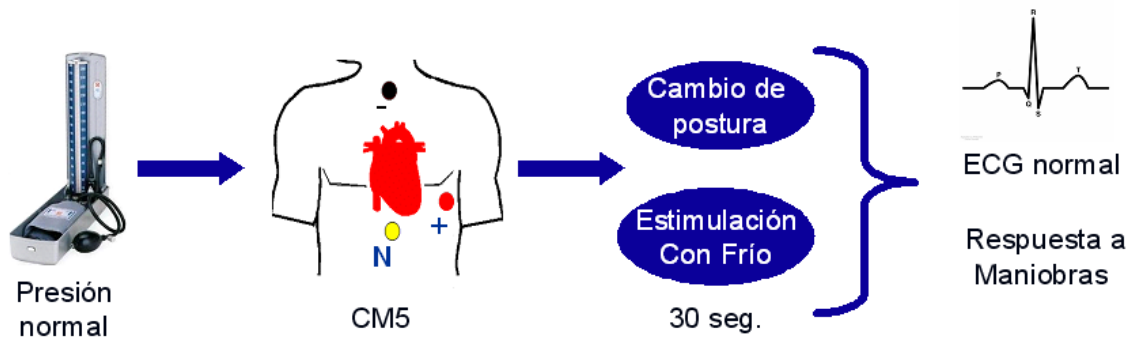


Fig. 2. Diagrama de las acciones realizadas durante la pre-selección.

La señal de ECG fue adquirida a una frecuencia de muestreo (fm) de 500 Hz con ayuda del módulo BIOPAC MP150 y un amplificador de señales ECG100. Adicionalmente, de la señal de ECG se calculó la señal de FC con ayuda del software Acqknowledge.

Este registro de pre-selección se realizó con las siguientes finalidades: evaluar que los sujetos de estudio se encontraran en condiciones saludables, observar una morfología de ECG normal durante todo el registro, ya que la presencia de alguna morfología extraña podría indicarnos la presencia de una cardiopatía; y observar que los sujetos presentaran respuesta a las maniobras a estudiar en este trabajo, es decir que haya un aumento del 15% de la FC con respecto del control durante el CPA y una disminución del 15 % de la FC con respecto del control durante la EFC. En la figura 3 se aprecia un ejemplo de un registro de pre-selección.

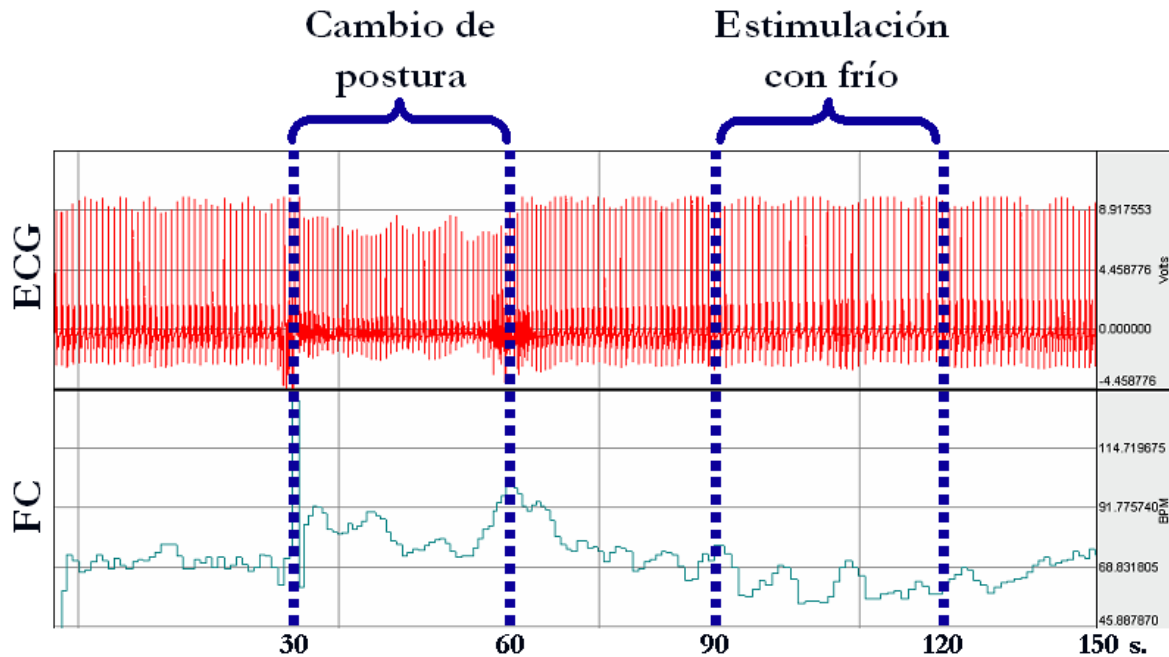


Fig. 3. Registro típico de pre-selección.

En la etapa de pre-selección se evaluaron un total de 90 sujetos (49 hombres y 41 mujeres), de los cuales sólo 33 de ellos (18 hombres y 15 mujeres) pasaron todos los criterios de inclusión arriba expuestos. La mayoría de los sujetos fueron rechazados en la etapa de pre-selección principalmente por dos razones: no presentar una FC promedio en reposo entre 60 y 80 lpm; y no mostrar el cambio esperado en la FC del 15% al realizar alguna de las maniobras.

DISEÑO DEL EXPERIMENTO.

A los 33 sujetos que cumplieron con todos los criterios de inclusión se les pidió su participación voluntaria en el protocolo de experimentación mediante una carta de consentimiento informado, en donde se explicó el objetivo de la investigación, cuál sería la participación de los sujetos durante el protocolo así como posibles riesgos y molestias que se podrían presentar durante el experimento. En el anexo 2 se encuentra la carta de consentimiento informado.

Se construyó la compresa para la estimulación con frío en la cara y un sujetador para la misma, que permitiera realizar las maniobras de interés de manera cómoda y sencilla.

La compresa fría constó de una bolsa de plástico con sello hermético en la parte superior, modificada para que al colocarse sobre la cara del sujeto éste pudiera respirar. A lo largo del interior de toda la bolsa se colocaron 1100 g de hielo picado para mantener una temperatura de 2°C por un tiempo de 5 minutos. En la figura 4 se muestra la compresa.



Fig. 4. Compresa para estimulación con frío en la cara.

Para el caso del sujetador de la compresa se fabricó una caja de madera comprimida de dimensiones 18x27x7 cm. Dentro de la caja se colocó una espuma de forma cóncava que permitió se amoldara la máscara a la cara del sujeto. A los costados y en la parte superior, la máscara se sujetó con velcro de 8 cm de ancho. En la figura 5 se muestra este aditamento.

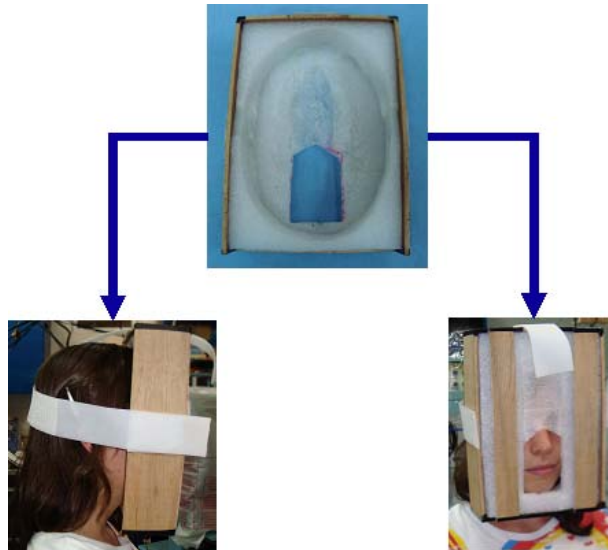


Fig. 5. Mascara para realización de estímulos simultáneos.

Instrumentación utilizada para la adquisición de señales.

En cada sujeto las señales de ECG, PA, respiración (RES) y temperatura facial fueron adquiridas, a una frecuencia de muestreo (fm) de 500 Hz, utilizando el modulo de adquisición MP150 de BIOPAC y la siguiente instrumentación:

- *Electrocardiograma (ECG)*, tres electrodos desechables colocados en derivación CM5, un cable de paciente y el amplificador de señales de BIOPAC ECG100.
- *Presión arterial (PA) latido a latido*, por medio del equipo FINAPRES con salida analógica para su digitalización con el modulo de BIOPAC MP150.
- *Respiración (RES)*, utilizando dos bandas de inductores colocados a la altura de la cadera y el pecho de los sujetos, las cuales se conectan al equipo INDUCTOTRACE con salida analógica para su digitalización con el módulo de BIOPAC MP150.
- *Temperatura facial (T)*, vía el sensor de temperatura TSD202F conectado al modulo de adquisición de BIOPAC SKT100C.

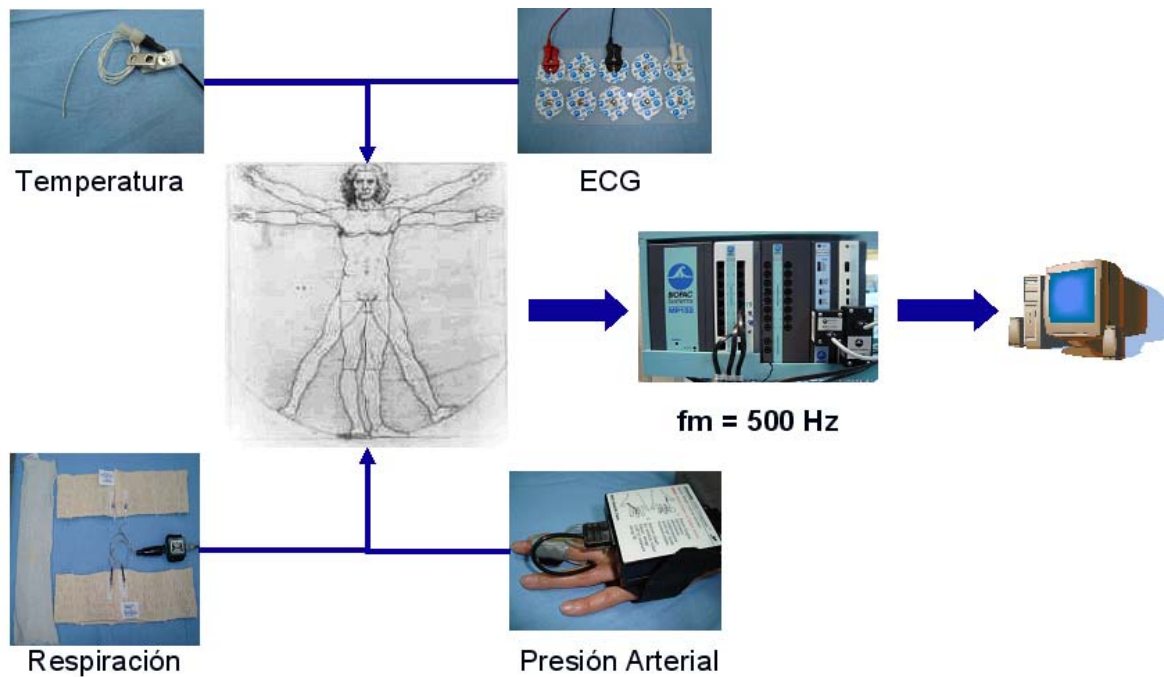


Fig. 6. Instrumentación utilizada para la adquisición de señales de interés.

Una vez colocada la instrumentación, la señal respiratoria se calibró colocando en la boca del sujeto una boquilla desechable teniendo en el otro extremo una bolsa de plástico con una capacidad de 1.2 L. Se colocó un clip en la nariz del sujeto y se le pidió que realizara cinco respiraciones forzadas de tal manera que se inflara toda la bolsa al espirar y se sacara todo el aire al inspirar. Esta acción se realizó con el sujeto tanto en posición supina como parado. En cada una de estas posiciones se tomaron los valores máximos y mínimos de las últimas 3 respiraciones y se obtuvo el valor promedio de tal forma que el promedio de los máximos correspondió a 1.2 L y el mínimo a 0 L.

PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Para el protocolo se consideraron tres condiciones a estudiar y para cada condición, tres etapas (control, maniobra y recuperación) cada una con una duración de 60 segundos:

1. *Cambio de postura activo (CPA).*
 - a. Control, se inició en posición supina.
 - b. Maniobra, se realizó el cambio de postura de acostado a parado de forma activa.
 - c. Recuperación, el sujeto regresó a posición supina.
2. *Estimulación con frío en la cara (EFC).*
 - a. Control, se inició en posición supina.
 - b. Maniobra, se colocó la compresa fría en la cara.
 - c. Recuperación, se retiró la compresa y el sujeto permaneció relajado en posición supina.
3. *Combinación de maniobras (MC).*
 - a. Control, se inició en posición supina.
 - b. Maniobra, se aplicó la compresa fría en la cara, con la colocación de sujetador y se realiza cambio de postura activo.
 - c. Recuperación, el sujeto regresó a posición supina, se retiró el sujetador y la compresa fría.

De los 33 sujetos que cumplieron todos los criterios de inclusión, por cuestiones de disposición de tiempo, sólo se registraron 20 sujetos (11 hombres y 9 mujeres), cada uno de los cuales realizó el protocolo de investigación en sus tres diferentes condiciones (CPA, EFC y MC). El orden seguido al realizar las maniobras fue aleatorio para el caso de CPA y EFC, pero el registro correspondiente a MC siempre fue el último adquirido para permitir al sujeto familiarizarse con los estímulos a realizar, así como de los tiempos de cada fase del protocolo (control, maniobra y recuperación). En la figura 7 se ilustra el protocolo para cada una de sus condiciones en sus tres etapas.

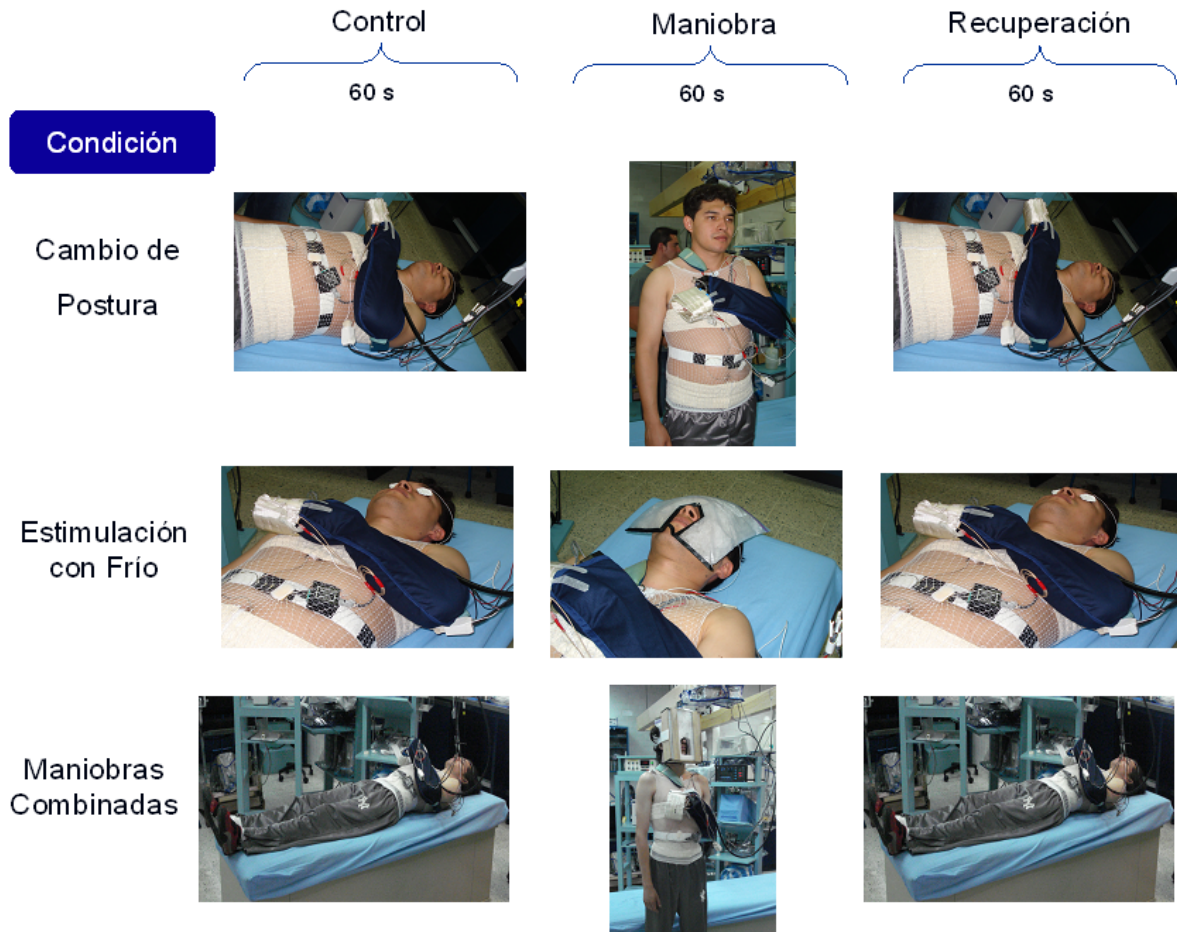


Fig. 7. Protocolo experimental realizado en cada una de las tres condiciones estudiadas, cambio de postura activa, estimulación con frío en la cara y maniobras combinadas.

PROCESAMIENTO DE SEÑALES

Generación de series de tiempo.

De la señal de ECG se obtuvo la ubicación del valor máximo de las ondas R para calcular el periodo cardiaco (PC) como la diferencia de tiempo entre una onda R y otra (en ms), y la frecuencia cardiaca (FC) como el inverso del PC (en lpm). De la señal de presión arterial (PA) se calcularon las series de presión sistólica (PS) como el máximo de la onda de presión entre ondas R o en cada latido, presión diastólica (PD) como el mínimo anterior a la PS, presión media (PM) $PM = PD +$

$(PS-PD)/3$; y la presión de pulso (PP) como la diferencia entre PS-PD. El cálculo de las series de tiempo se realizó por medio de algoritmos programados en MATLAB.

Series de tiempo con cambios respecto del control.

Para interpretar la magnitud de los cambios generados por cada una de las tres condiciones estudiadas, a las series de tiempo generadas se les aplicó un pre-procesamiento para observar los cambios netos producidos por los diferentes estímulos realizados. Este pre-procesamiento consistió en calcular el valor promedio de toda la etapa de control y restarlo a toda la serie de tiempo. Realizando esto la etapa de control se encuentra en un valor de cero y al aplicar un estímulo en particular se observan cambios positivos o negativos. Este pre-procesamiento fue realizado para todas las variables de interés de cada sujeto en sus tres diferentes condiciones.

ANÁLISIS DE COMPORTAMIENTO FISIOLÓGICO EN EL DOMINIO DEL TIEMPO

Selección de puntos de interés y cálculo de promedio en etapa de maniobra

Una vez obtenidas las series de tiempo que muestran los cambios respecto al nivel de control, se extrajo el valor de cada punto de interés de la etapa de maniobra, tal y como se muestra en la figura 8. Estos puntos corresponden a:

- Fase inicial (i), a los 10 segundo de inicio de la maniobra.
- Fase media (m), a los 30 segundos de la maniobra.
- Fase final (f), a los 55 segundos de la maniobra.

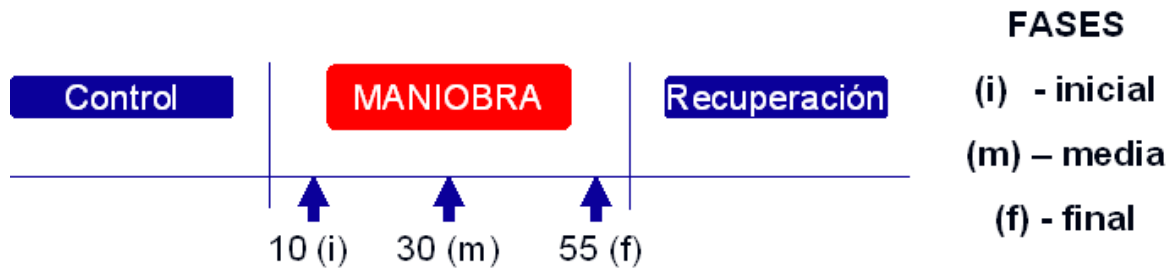


Fig. 8. Puntos de interés para análisis de comportamiento fisiológico.

Con esta selección de puntos se caracterizaron las series de tiempo tomando en cuenta que en la fase inicial se ve el efecto producido por la aplicación del estímulo; en la fase media se observa el efecto real producido por el estímulo; y en la etapa final se observa la adaptación del sujeto al estímulo aplicado. Adicionalmente se calculó el valor promedio de la etapa de maniobra para evaluar el cambio neto producido por las distintas condiciones.

Análisis estadístico.

El análisis estadístico consistió en análisis de varianza para muestras repetidas (ANOVA) con comparación múltiple de medias por Bonferroni. Teniendo definidas tres condiciones: CPA, EFC y maniobras combinadas (MC); y tres fases: inicial, media y final; se calcularon los siguientes tipos de ANOVA:

1. Análisis de diferentes fases para una misma condición.
2. Análisis de una misma fase para las tres condiciones.

Estos análisis fueron realizados para todas las variables de interés (FC, PS, PD, PM y PP), con un nivel de significancia de 0.05.

Generación de patrones de comportamiento de variables cardiovasculares.

Se generó un patrón de comportamiento a través del promedio de cada variable de interés. Este proceso fue llevado a cabo realizando una promediación vertical, dato a dato, de las series de tiempo de todos los sujetos (figura 9).

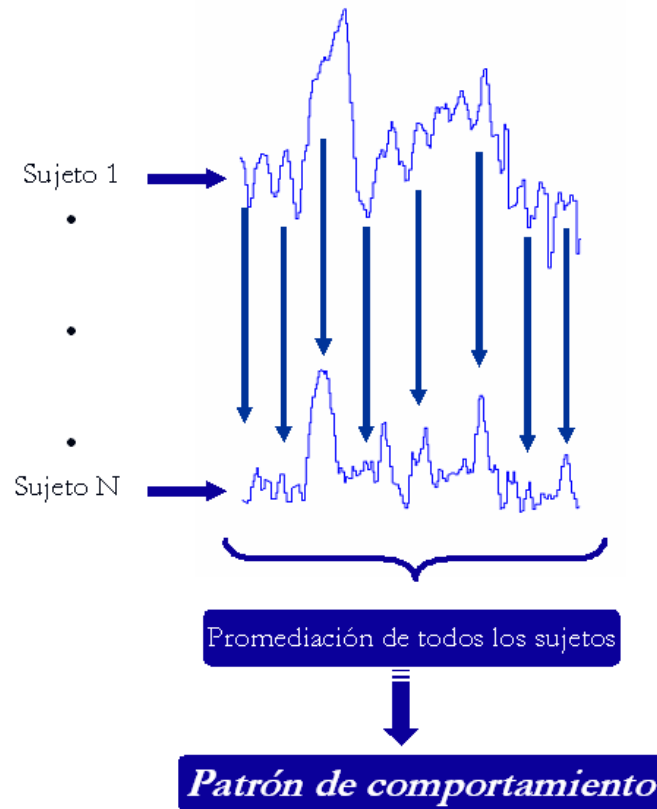


Fig. 8. Esquema para obtener patrón de comportamiento.

MODELO AUTORREGRESIVO MULTIVARIADO VARIANTE EN EL TIEMPO (ARMVVT).

A partir del modelo autorregresivo (AR) multivariado S para cuantificar el control cardiovascular, propuesto por Barbieri y colaboradores, para señales estacionarias [1]:

$$S = \left(\begin{array}{l} RR(n) = \sum_{k=1}^p a_{11}(k)RR(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{12}(k)PS(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{13}(k)RESP(n-k) + w_1(k) \\ PS(n) = \sum_{k=1}^p a_{21}(k)RR(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{22}(k)PS(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{23}(k)RESP(n-k) + w_2(k) \\ RESP(n) = \sum_{k=1}^p a_{31}(k)RR(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{32}(k)PS(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{33}(k)RESP(n-k) + w_3(k) \end{array} \right)$$

donde $RR(n)$ es la serie de las fluctuaciones de los intervalos del PC alrededor del valor RR medio; $PS(n)$ es la serie de las oscilaciones sistólicas y $RESP(n)$ es la

serie correspondiente a la acción de la respiración, $a_{xy}(k)$ son los coeficientes del modelo con $x,y= 1$ (RR), 2 (PS) o 3 (RES) los que indican el tipo de interacción del coeficiente dentro del modelo, $w_x(k)$ ruido blanco correspondiente a cada serie de tiempo y p es el orden del modelo; se propuso un modelo autorregresivo multivariado que además pudiera seguir cambios a lo largo del tiempo, un modelo autorregresivo multivariado variante en el tiempo (ARMVVT), definido como:

$$S = \begin{pmatrix} RR(n) = \sum_{k=1}^p a_{11k}(n)RR(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{12k}(n)PS(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{13k}RESP(n-k) + w_1(n) \\ PS(n) = \sum_{k=1}^p a_{21k}(n)RR(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{22k}(n)PS(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{23k}RESP(n-k) + w_2(n) \\ RES(n) = \sum_{k=1}^p a_{31k}(n)RR(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{32k}(n)PS(n-k) + \sum_{k=1}^p a_{33k}RESP(n-k) + w_3(n) \end{pmatrix}$$

Este nuevo modelo difiere del propuesto por Barbieri en la forma en que están definidos los coeficientes del modelo, es decir las $a_{xyk}(n)$ del modelo ya que la n nos indica que para cada muestra k en la serie de tiempo existe un valor de cada uno de los coeficientes de todas las series de tiempo involucradas, dándole así su característica de variante en el tiempo, además que la varianza del ruido puede cambiar en el tiempo. Este modelo ARMVVT está presentado en forma de un diagrama a bloques en la figura 9; los bloques de funciones de transferencia fueron obtenidos en función a los coeficientes del modelo ARMVVT como:

$$M_{ii}(n, z) = \frac{1}{1 + \sum_{k=1}^p a_{iik}(n)z^{-k}} \dots i = 1,2,3$$

$$H_{ij}(n, z) = \frac{-\sum_{k=1}^p a_{ijk}(n)z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_{ijk}(n)z^{-k}} \dots \begin{matrix} i, j = 1,2,3 \\ i \neq j \end{matrix}$$

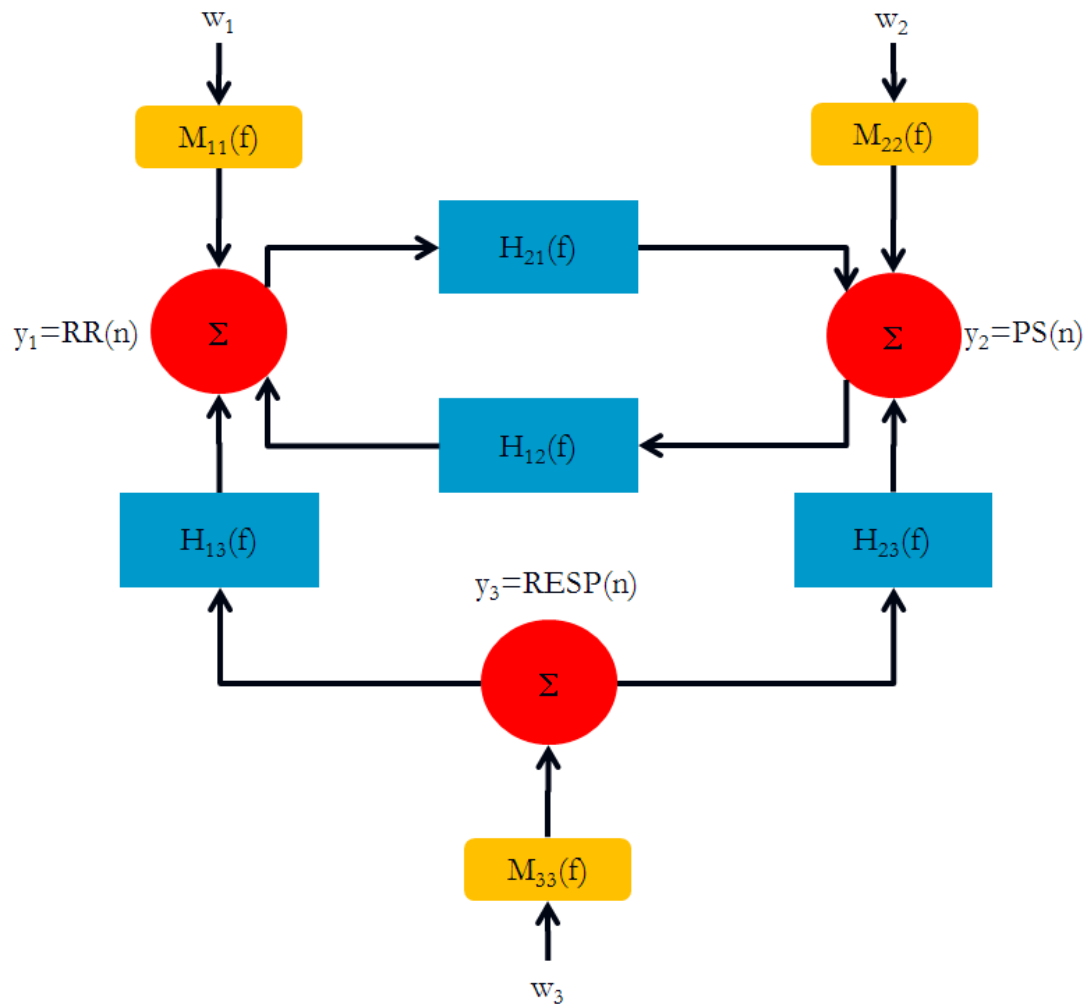


Figura 9. Modelo AR trivariado variante en el tiempo. Imagen modificada de [4]

La ganancia barorreceptiva, es decir el efecto de las variaciones de la PS sobre la FC, está representado por el bloque de función de transferencia $H_{12}(f)$. La forma en que se cuantifica el efecto mecánico de las variaciones de la serie de PC sobre la PS corresponde al bloque $H_{21}(f)$. La función de transferencia $H_{13}(f)$ representa el efecto de la respiración (RES) sobre el PC, es decir el efecto de la arritmia sinusual respiratoria; mientras que $H_{23}(f)$ representa el efecto de la RES sobre la PS.

Validación del modelo.

La validación de la estructura del modelo ARMVVT propuesto estuvo basada en la simulación de señales de prueba (estacionarias y no estacionarias) a partir de coeficientes conocidos; dichas señales se tomaron posteriormente como entrada del modelo propuesto y se evaluó tanto la aproximación calculada por el modelo, mediante la varianza del ruido, como el que el valor de los coeficientes calculados fueran semejantes al valor de los coeficientes conocidos a lo largo del tiempo.

Se generaron señales para probar el modelo en un sistema univariado, bivariado y trivariado; para todos los casos se trabajó con un orden 4, teniendo en cuenta que éste es el orden mínimo con el que se puede trabajar un sistema trivariado. Estos coeficientes fueron seleccionados para simular el comportamiento durante estímulos como el CPA y la EFC de los dos componentes en frecuencia de interés (BF entre 0.04 y 0.15 Hz y AF entre 0.15 y 0.4 Hz). Las señales fueron generadas en dos condiciones específicas:

1. Señales estacionarias, generadas a partir de coeficientes constantes.
2. Señales no estacionarias, generadas a partir de modificar el valor de los coeficientes para cada dato nuevo.

Las señales simuladas fueron procesadas por el modelo ARMVVT para poder evaluar lo siguiente: que se tuviera una salida adecuada del filtro, es decir que la salida del filtro fuera una buena aproximación a la señal de entrada; que la convergencia del error fuera cercana a cero, como consecuencia de una buena aproximación; y que los coeficientes de salida del modelo fueran parecidos a los valores ya conocidos de los coeficientes partir de los cuales se generaron las señales de prueba.

METODOLOGIA PARA ANÁLISIS DE VARIABILIDAD CARDIOVASCULAR

Eliminación de línea de tendencia.

Para el análisis de variabilidad cardiovascular, se eliminó la línea de tendencia de las series de tiempo de FC, PC, PS y RES. La eliminación de la línea de tendencia se realizó utilizando el algoritmo de “suavizado previo” (smoothness prior) [25]. Dicho algoritmo tiene la ventaja de permitir eliminar tendencias no lineales, como las presentes en el CPA y la EFC; además de ser de fácil implementación y que la respuesta en frecuencia puede ser ajustada adecuadamente para distintas aplicaciones con un solo parámetro λ , seleccionado de tal forma que los componentes espectrales de interés no se vean afectados. Para este trabajo se utilizó un valor de $\lambda=300$ [25].

Cálculo de parámetros del modelo autorregresivo.

Teniendo las series de tiempo sin su respectiva tendencia, se procedió al cálculo del orden y la constante de adaptación de nuestro modelo ARMVVT. Para el cálculo del orden del modelo, la decisión se basó en el criterio de Akaike [poner referencia]. Cabe mencionar que uno de los problemas para nuestro caso particular, es que trabajamos con señales que no son estacionarias y por lo tanto aplicar el criterio de Akaike a las series de tiempo completas no sería válido. Por esta razón el procedimiento para estimar el orden del modelo consistió en trabajar sólo con la parte estacionaria de nuestros registros, que corresponde a la etapa de control, para todas las series de tiempo en todas las condiciones estudiadas y asumir que el orden del modelo se mantenía.

Como el proceso de modelado autorregresivo se basó en un filtro adaptable RLS, es necesario calcular el valor de la constante de adaptación o factor de olvido λ . En este caso la determinación de la constante se realizó de forma empírica,

observando cual fue la mejor aproximación del modelo y la convergencia del error utilizando el orden obtenido por Akaike en conjunto con valores distintos de λ . De esta forma se definió que el valor de λ sería de 0.98 con un modelo de orden 8 para este trabajo. Se optó por mantener constantes los parámetros del modelo para todos los sujetos pese a que estos parámetros no son los óptimos para todos los sujetos; sin embargo, un orden 8 y un factor de olvido de 0.98 es el mejor conjunto de parámetros para el desempeño adecuado de la mayoría de los sujetos.

ANÁLISIS DE VARIABILIDAD CARDIOVASCULAR UNIVARIADO

Análisis de variabilidad cardiovascular en el dominio del tiempo.

El análisis temporal fue realizado por medio de la estimación del rMSSD variante en el tiempo [15]. A partir de la serie de tiempo de PC sin tendencia se ajustó un modelo AR variante en el tiempo univariado. Los coeficientes del modelo se obtuvieron utilizando el algoritmo RLS sobre las diferencias sucesivas de los periodos cardiacos. Los parámetros del modelo con que se trabajó fueron un orden 8 y una constante de adaptación λ de 0.98.

Con estos parámetros se obtuvo el rMSSD de cada sujeto en sus tres diferentes condiciones (CPA, EFC y MC). Adicionalmente se obtuvo el ensamble del rMSSD (patrón de comportamiento) para cada una de las tres condiciones estudiadas utilizando el procedimiento descrito en el análisis de comportamiento fisiológico.

Análisis de variabilidad cardiovascular univariado en el dominio de la frecuencia.

De los coeficientes obtenidos del modelo AR variante en el tiempo univariado ajustado para el análisis temporal se obtuvo el espectro de potencia de la serie de

tiempo de PC de cada sujeto de estudio; para posteriormente realizar el cálculo de los siguientes índices de variabilidad:

1. Potencia del componente de BF (P_{BF}).
2. Potencia del componente de AF (P_{AF}).
3. Potencia total (PT).
4. Relación BF/AF.

Selección de puntos de interés.

Para una mejor caracterización del comportamiento de los estímulos a lo largo de todos los índices de VCV (temporales y espectrales), se seleccionaron cinco intervalos de interés:

- Inicio de maniobra, a los 65 segundos.
- Medio de maniobra, a los 90 segundos.
- Final de maniobra, a los 115 segundos.
- Recuperación temprana, a los 130 segundos.
- Recuperación tardía, a los 170 segundos.

Se calcularon los cambios respecto de control de cada índice y se definieron los valores representativos de cada intervalo como el promedio de cinco segundos alrededor de cada intervalo de interés. Estos intervalos están ejemplificados en la figura 10.

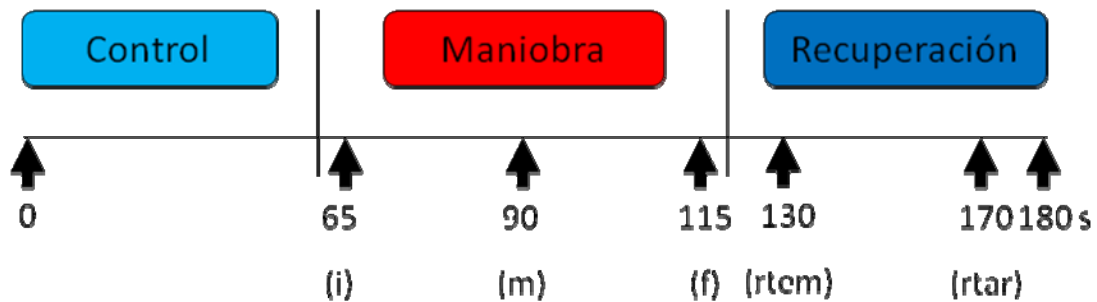


Fig. 10. Intervalos de interés para análisis de variabilidad de la frecuencia cardíaca. Los valores de los intervalos de inicio de maniobra (i), medio de maniobra (m), fin de maniobra (f), recuperación temprana (rtem) y recuperación tardía (rtar) son el promedio de 5 s centrados alrededor de los 65, 90, 115, 130 y 170 s respectivamente.

Análisis estadístico.

Debido a la falta de normalidad de los datos obtenidos durante este análisis, el análisis estadístico estuvo basado en la prueba de Friedman con comparaciones múltiples, usando un nivel de significancia de 0.05, de dos tipos:

1. Comparación de todos los intervalos de interés para una sola condición.
2. Comparación de un mismo intervalo de interés para las tres condiciones estudiadas.

ANÁLISIS DE VARIABILIDAD CARDIOVASCULAR MULTIVARIADO.

Para este análisis de VCV se propuso un modelo autorregresivo donde se consideran todas las series de tiempo de interés, es decir PC, PS y RES; que además pudiera seguir cambios bruscos de las señales a lo largo del tiempo. Se asumió que el sistema mantenía relaciones lineales. Es por ello que se implementó un modelo autorregresivo multivariado variante en el tiempo (ARMVVT).

En este trabajo los parámetros utilizados para el modelo ARMVVT se conservaron (orden 8 y λ de 0.98). Los coeficientes del modelo fueron separados automáticamente en auto-términos y cruzados para poder obtener los autoespectros (PC, PS y RESP) y los espectros cruzados (PS-PC, PS-RES y PC-RES) respectivamente.

De los autoespectros de cada señal de interés fueron calculados los siguientes índices de VCV:

1. Potencia de BF (P_{BF}).
2. Potencia de AF (P_{AF}).
3. Potencia total (PT).
4. Frecuencia central del componente de baja frecuencia (F_{CBF}).
5. Frecuencia central del componente de alta frecuencia (F_{CAF}).

De los espectros cruzados se calculó la sensibilidad de los barorreceptores (Ganancia PS/PC) y la arritmia sinusal respiratoria a partir de la ganancia de RES/PC [23].

Selección de puntos de interés.

Para poder observar los cambios producidos por los estímulos de CPA, EFC y MC sobre los índices de VCV de alguna variable en particular (PC, PS o RESP) a lo largo de todo el registro, se definieron 6 intervalos de interés: control (primeros 60 s); inicio, medio y fin de la maniobra, recuperación temprana y recuperación tardía (a los 64, 90, 116, 132 y 170 s. respectivamente de cada registro). Se calculó el promedio de los 5 s. alrededor de cada intervalo de interés y a cada intervalo se le normalizó respecto de control dividiendo cada intervalo de interés entre el promedio del intervalo de control.

Análisis estadístico.

El análisis estadístico utilizado para el análisis multivariado de VCV fue el mismo utilizado en el análisis univariado, es decir dos pruebas Friedman con comparaciones múltiples, usando un nivel de significancia de 0.05, realizando 1) comparaciones de los intervalos de interés en una misma condición y 2) un intervalo de interés en las tres condiciones estudiadas.

RESULTADOS

REGISTROS DE PROTOCOLO DE INVESTIGACIÓN.

La figura 11 nos muestra un ejemplo típico de los registros adquiridos para el protocolo de investigación. En esta figura se pueden observar las variables adquiridas en cada registro; dichas variables corresponden a:

1. Electrocardiograma (ECG).
2. Frecuencia cardiaca (FC).
3. Presión arterial (PA).
4. Respiración (RES).
5. Temperatura facial (TEMP).

Las señales de ECG, PA y RES son las señales de las que se adquirió toda la información relevante en este trabajo. La señal de FC presente en la figura 11 fue calculada vía Acqknowledge para poder observar si la respuesta al estímulo era la esperada en las maniobras individuales, es decir un aumento de la FC en el CPA y una disminución de la misma variable cardiovascular en la EFC. La señal de TEMP fue registrada para poder observar la presencia, progresión e intensidad del estímulo de frío en la cara en las maniobras de EFC y MC.

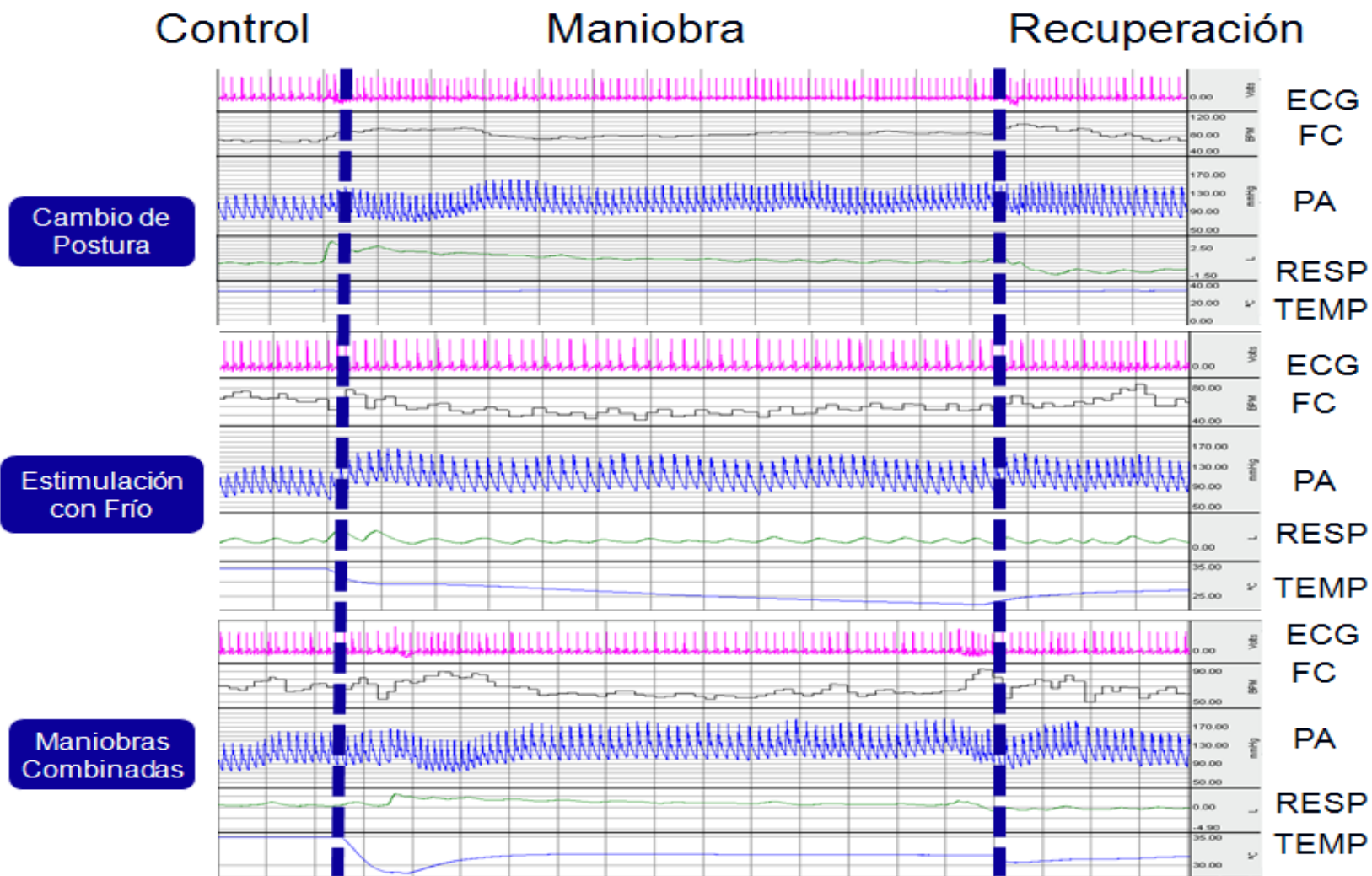


Fig. 11. Registro típico de señales fisiológicas de interés durante el protocolo experimental realizado durante las tres condiciones estudiadas: cambio de postura, estimulación con frío y maniobras combinadas. Se muestran las señales de electrocardiograma ECG, frecuencia cardíaca FC, presión arterial PA, respiración RESP y temperatura facial TEMP.

PROCESAMIENTO DE SEÑALES

Series de tiempo con cambios respecto al control.

La figura 12 muestra un ejemplo de la adecuación de las señales de interés respecto al control. Se muestra la señal de FC de un sujeto en las tres diferentes condiciones estudiadas. Se puede observar que al realizar la sustracción del promedio de control a toda la señal, el nivel de cualquiera de las variables a analizar durante la etapa de control se encuentra aproximadamente en un valor de cero y al llegar a la etapa de maniobra se observa el cambio positivo o negativo producido por las tres distintas condiciones a evaluar. Por ejemplo, en el caso de la FC sabemos que el realizar el CPA implica un aumento de esta variable cardiovascular, lo que se traduce en un nivel positivo (por encima del valor de control); mientras que en el caso de la EFC el efecto producido es una disminución de la FC, es decir, se observa un valor negativo (por debajo del umbral de control).

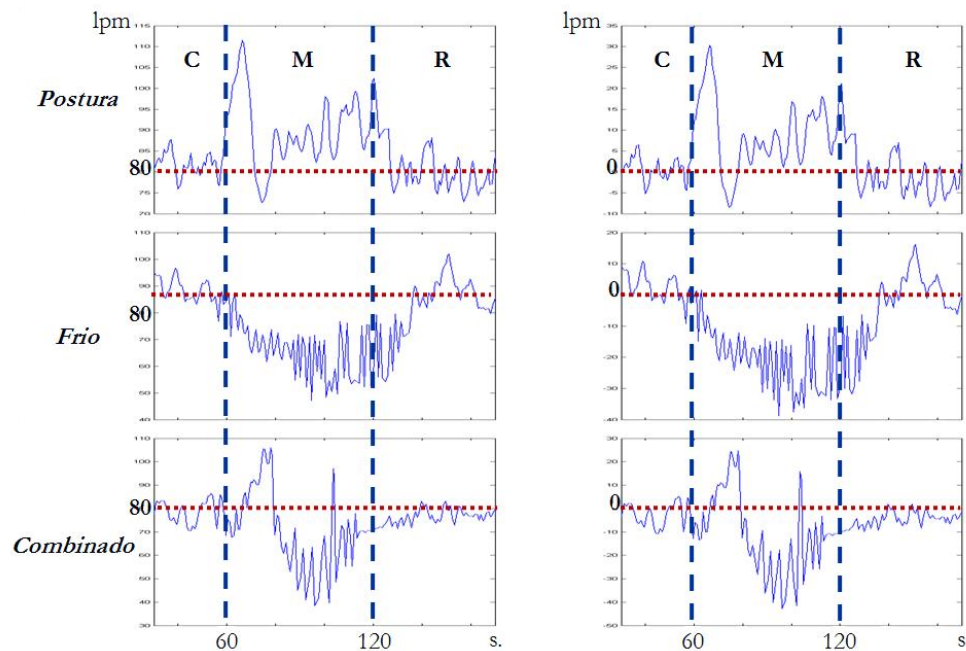


Fig. 12. Serie de FC normal (izq.) y con cambios respecto a control (der.) para cada condición estudiada.

ANÁLISIS DE COMPORTAMIENTO FISIOLÓGICO.

Análisis de puntos de interés sobre series de tiempo.

Las tablas con los datos completos para este análisis pueden ser observadas en el Anexo 3, en la sección de “Análisis de comportamiento fisiológico”.

La figura 13 muestra las graficas de los valores analizados para la FC. En esta gráfica se muestran las diferencias estadísticas encontradas tanto para el análisis de diferentes fases para una misma condición ($p < 0.05$), como para el análisis de una misma fase para diferentes condiciones ($p < 0.05$).

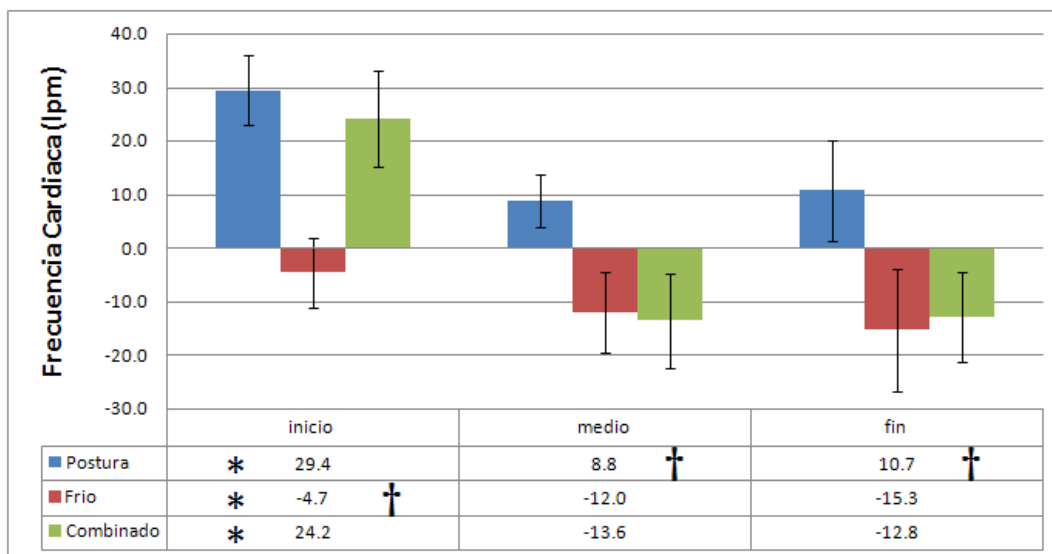


Fig. 13. Promedio y desviación estándar de la frecuencia cardiaca durante las tres condiciones estudiadas: cambio de postura activo (Postura), estimulación con frío en la cara (Frío) y maniobras combinadas (Combinado), en las fases inicio, medio y fin de la etapa de maniobra. * indica la fase que presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) con las otras fases para la misma condición; † indica la condición con diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a las otras dos, para la misma fase.

Para el caso del CPA se observaron diferencias significativas de la fase inicial respecto a las fases media y final, ya que el inicio de la maniobra está marcado por un aumento brusco de la FC y posteriormente se estabiliza pero en un valor por encima del nivel de control. Para la condición de la EFC se presentaron diferencias significativas en la fase inicial con respecto a las demás ya que durante la fase inicial el valor de la FC estuvo por debajo pero muy cerca del

valor de control (cero) mientras que las fases media y final presentan un valor de bradicardia considerablemente mayor. Describiendo algo similar para el caso de MC, se hallaron cambios significativos en la fase inicial respecto a las otras dos fases ya que se observa que a los 10 segundos de realizada la maniobra hay una taquicardia, pero la FC se vuelve una bradicardia durante las fases media y final.

Para el ANOVA donde se comparó la misma fase en las tres diferentes condiciones observamos que durante la fase inicial las diferencias significativas son de la EFC respecto al CPA y MC debido a que durante los primeros segundos de la maniobra se dio el aumento de la FC por la acción del cambio de postura mientras que la estimulación con frío por si sola provocó el inicio de la bradicardia. Para el caso de la fase media y la fase final, las diferencias significativas son del CPA respecto a las otras dos condiciones. Se observa que el cambio de postura en estas dos fases se mantuvo en un valor positivo, es decir de taquicardia, por la acción de mantenerse de pie, mientras que para el caso de las otras dos condiciones es un valor negativo o de bradicardia, por la aplicación de la estimulación con frío en el rostro, ya sea con o sin cambio de postura.

Las variables de presión (PS, PD, PM y PP) se comportaron de manera similar, por ello sólo se describirá el comportamiento de la PS, que representa el comportamiento de estas variables (figura 14). Se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) con el CPA en la fase inicial respecto a la fase media y final; esto era de esperarse ya que se sabe que este estímulo en particular provoca una disminución de la PA producida por la fuerza de gravedad ejercida sobre el sistema vascular al ir de una posición supina a una posición de pie. Posteriormente se presentó el aumento de presión producido por el hecho de permanecer de pie. Para el caso de la EFC la PS no presentó diferencias significativas entre fases, aunque hay un aumento de presión en las tres fases respecto del control. Finalmente, en la condición de MC el comportamiento de la PS fue similar al producido por el CPA, con la diferencia de que el valor de presión en las fases media y final es mayor (más del doble).

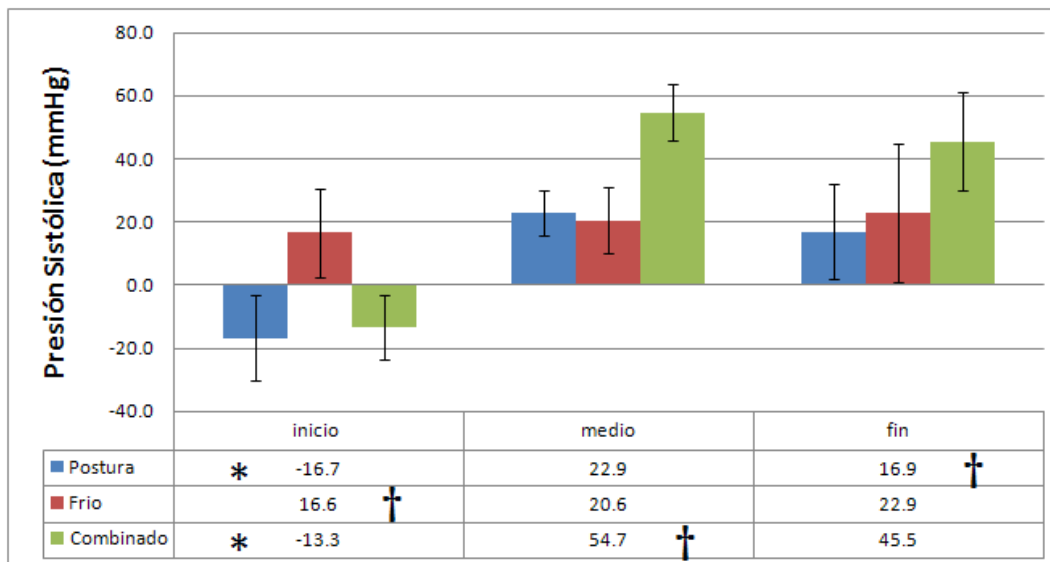


Fig. 14. Promedio y desviación estándar de la presión sistólica durante las tres condiciones estudiadas: cambio de postura activo (Postura), estimulación con frío en la cara (Frío) y maniobras combinadas (Combinado), en las fases inicio, medio y fin de la etapa de maniobra. * indica la fase que presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) con las otras fases para la misma condición; † indica la condición con diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a las otras dos, para la misma fase.

Para el análisis de misma fase en las tres diferentes condiciones para la PS, durante la fase inicial encontramos diferencias ($p < 0.05$) en la EFC, ya que estuvo es un valor positivo de presión mientras que las otras dos condiciones a estudiar presentaron un valor negativo de presión provocado por la acción de la gravedad al realizar el movimiento del cambio de postura. Analizando la fase media encontramos que en las tres condiciones hay una presión positiva, pero es notorio que la presión observada en MC es mayor que las presiones encontradas en las maniobras individuales. Durante la fase final, las diferencias fueron del CPA respecto a las demás, ya que ésta mostró en un valor negativo.

PATRÓN DE COMPORTAMIENTO.

De las series de tiempo en donde se observan los cambios respecto al control se obtuvo el patrón de comportamiento de las variables de interés. La figura 15

muestra los resultados obtenidos para cada una de nuestras condiciones estudiadas para las variables de FC y PS.

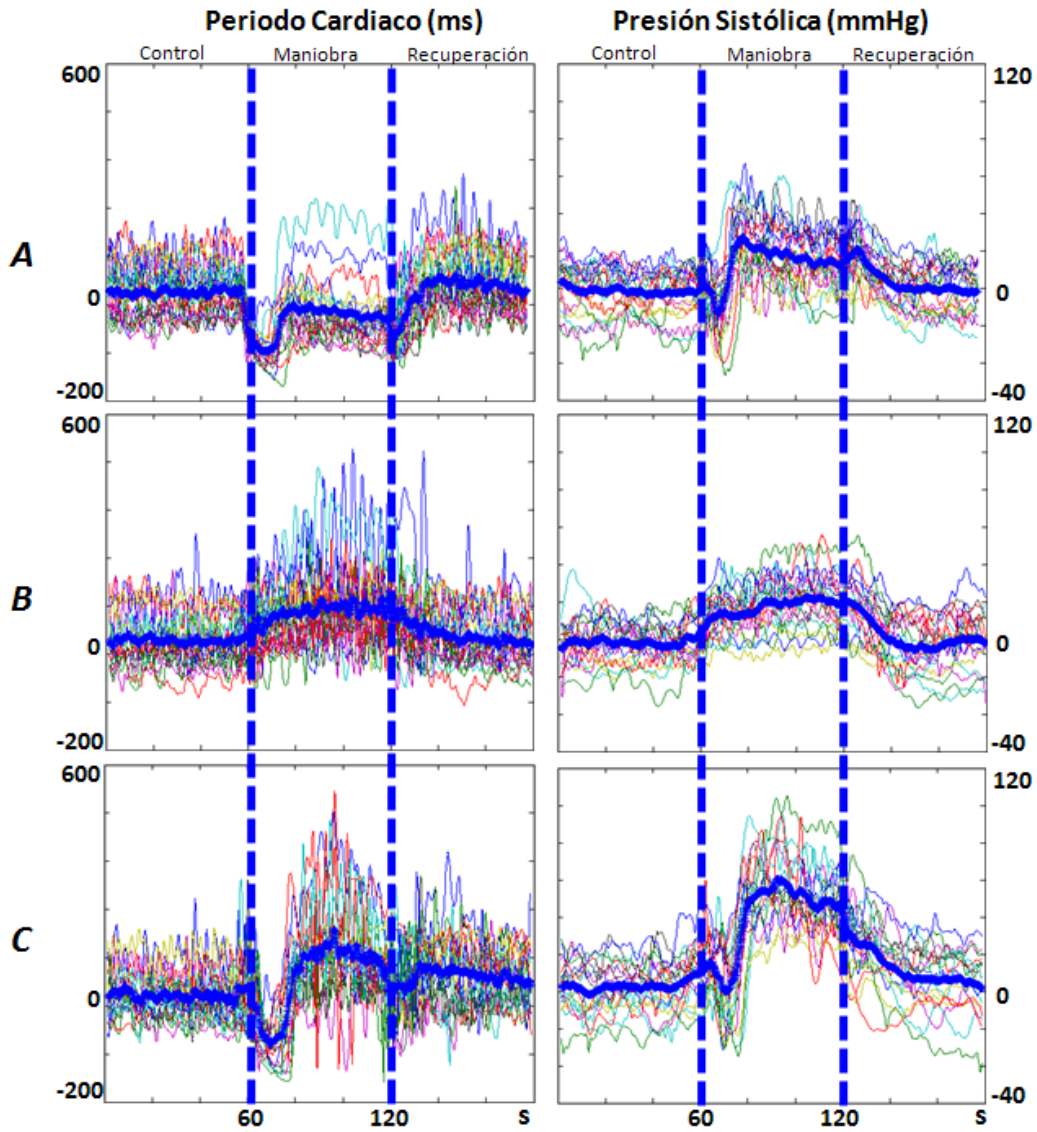


Fig. 15. Patrones de comportamiento para el caso de periodo cardiaco y presión sistólica en las tres condiciones estudiadas: Cambio de postura activo (A), estimulación con frío en la cara (B) y maniobras combinadas (C). La línea gruesa indica el patrón de comportamiento mientras que las líneas delgadas representan a cada uno de los 20 sujetos estudiados.

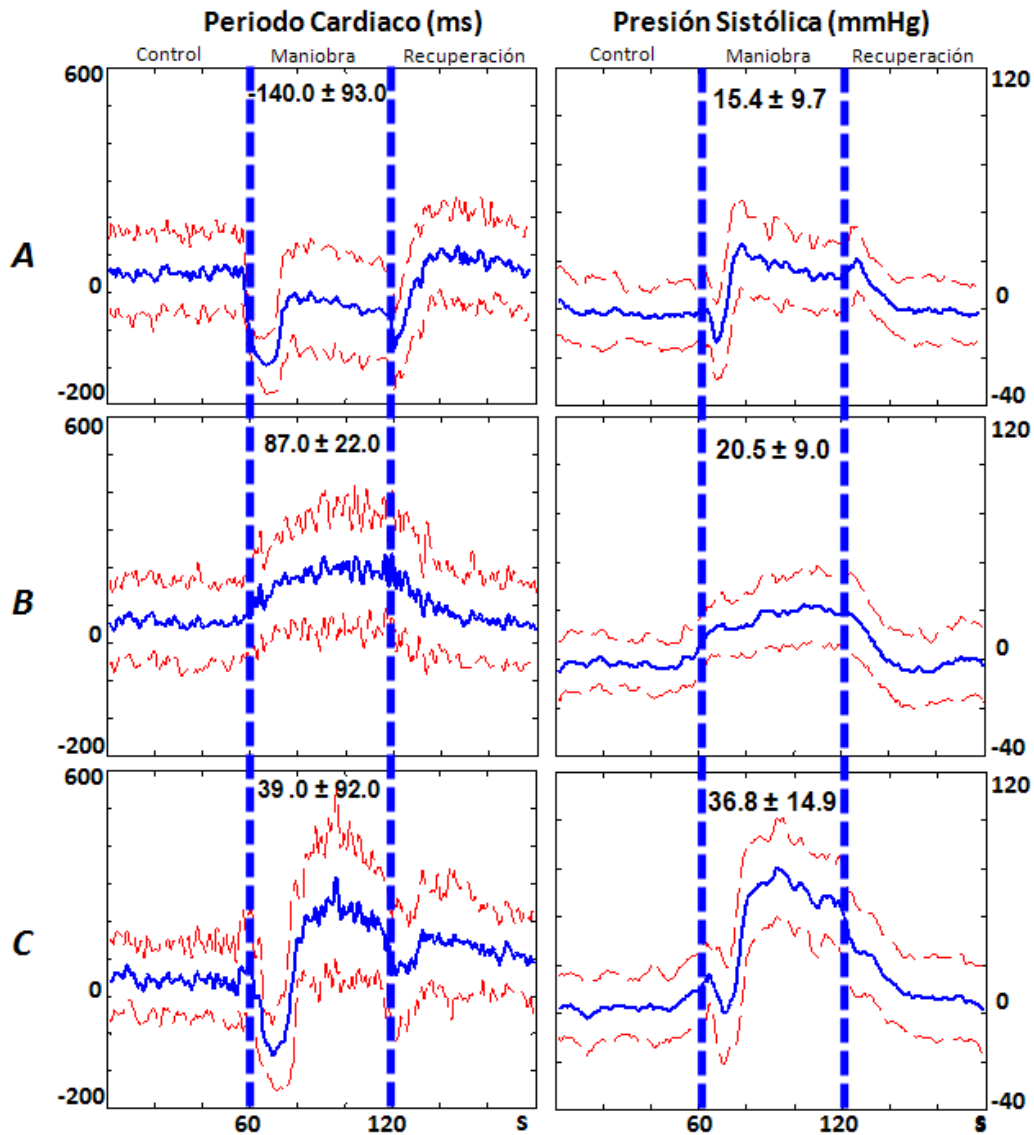


Fig. 16. Patrones de comportamiento \pm D.E. para el caso de FC y PS en las tres condiciones estudiadas: cambio de postura activo (A), estimulación con frío en la cara (B) y maniobras combinadas (C). La línea gruesa indica el patrón de comportamiento mientras que las líneas delgadas representan la D.E.

En esta figura, las líneas delgadas representan cada uno de los sujetos estudiados, en tanto que la línea más gruesa representa el promedio vertical de los 20 sujetos. A esta línea promedio más marcada la llamamos el “patrón de comportamiento”. Las gráficas de la figura 16 muestran solamente el patrón de comportamiento acompañado de su desviación estándar (D.E.) a lo largo del registro. Adicionalmente, en la parte superior de la figura 16, sobre la etapa de maniobra, se observa el valor medio \pm D.E. del patrón de comportamiento de

toda esta etapa. Lo anterior se calculó para poder observar el cambio total producido por las maniobras estudiadas en este trabajo.

ANÁLISIS DE VARIABILIDAD CARDIOVASCULAR.

Validación del modelo ARMVVT

La figura 17 muestra los resultados encontrados para la validación del caso estacionario. La grafica A de esta figura muestra un ejemplo de una señal estacionaria generada a partir de coeficientes conocidos, es decir la entrada del filtro; la gráfica B muestra la varianza del ruido obtenida, en donde se aprecia que durante las primeras 50 muestras hay una mayor varianza y posteriormente se estabiliza en valores cercanos a cero; la grafica C muestra los coeficientes constantes (líneas rectas) de los cuales se generó la señal de entrada junto con los coeficientes calculados por el modelo ARMVVT.

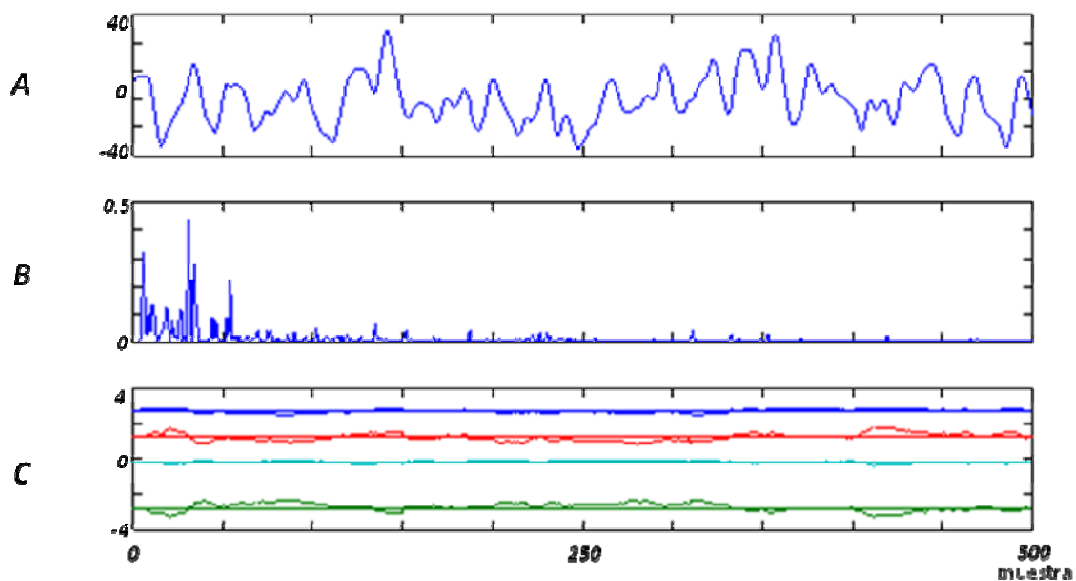


Fig. 17. Validación del modelo autorregresivo multivariado variante en el tiempo (ARMVVT) para el caso estacionario. Se presentan la señal simulada (A), la varianza del ruido (B) y los coeficientes constantes de los cuales se generó la señal estacionaria además de los calculados por el modelo (C).

Las gráficas de la figura 18 muestran un ejemplo de la validación para el caso no estacionario. La gráfica A muestra la señal de entrada que simula el comportamiento de los estímulos estudiados, teniendo en la misma señal

segmentos estacionarios y transitorios considerables. La gráfica B muestra la varianza del ruido. Se puede apreciar mayor variación en las primeras 50 muestras y después estabilizarse en valores cercanos a cero; en la muestra 100 se observa, tanto en la señal de entrada (grafica A figura 18) como en la varianza del ruido, un cambio brusco que simula la aplicación de un estímulo, esto provocó una inestabilidad en el sistema que se ve reflejada en la varianza del ruido, sin embargo, el sistema tuvo una rápida adaptación y la inestabilidad duró pocas muestras (aproximadamente 10). La grafica C muestra los segmentos de coeficientes constantes (líneas rectas) de los cuales se generó la señal de entrada, así como la estimación del modelo ARMVVT correspondiente.

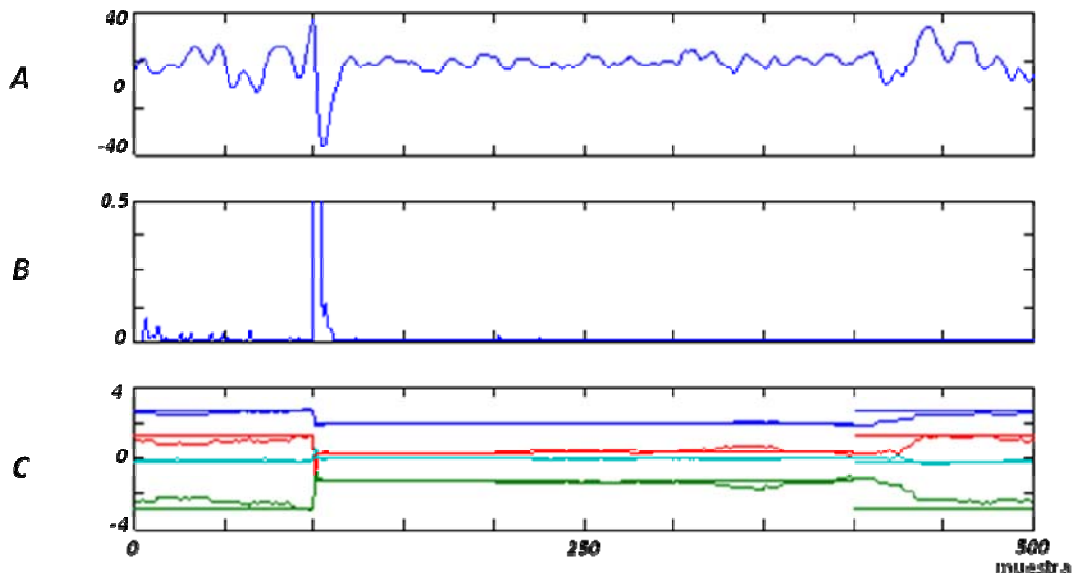


Fig. 18. Validación del modelo autorregresivo multivariado variante en el tiempo (ARMVVT) para el caso no estacionario. Se presentan la señal simulada (A), la varianza del ruido (B) y los segmentos de coeficientes constantes de los cuales se generó la señal no estacionaria además de los coeficientes calculados por el modelo (C).

Se realizaron simulaciones para trabajar desde las perspectivas estacionaria y no estacionaria con modelos univariados, bivariados y trivariados. Los resultados mostraron una buena aproximación por parte del filtro y una buena convergencia del error. Sin embargo, cabe mencionar que se observó que a mayor número de señales a analizar por el modelo, la convergencia del error fue más lenta y la varianza del ruido mayor.

Análisis univariado de VCV.

Para el análisis univariado de VCV se revisaron los índices de variabilidad de RR medio, r_{MSSD} , P_{BF} , P_{AF} , PT y la relación BF/AF. En todos los casos se reportan los valores de cinco puntos de interés (inicio, medio y final de maniobra; recuperación temprana y tardía) con diferencias respecto al control.

Se eliminaron 4 sujetos de este análisis en particular debido a que los parámetros del modelo (orden 8 y λ de 0.98) no fueron suficientes para una buena aproximación y convergencia adecuada del error; por lo que se analizaron 16 sujetos (9 hombres y 7 mujeres). Las tablas VI, VII, VIII, IX, X y XI muestran los valores encontrados de cada sujeto para cada índice revisado; estas tablas se pueden observar en la sección de “Análisis univariado de VCV” del Anexo 3.

RR medio.

La figura 19 muestra la grafica de los valores de promedio \pm D.E. de cada punto de interés; además, se aprecian las diferencias significativas encontradas en el análisis estadístico utilizando dos pruebas de Friedman (un punto de interés en las tres condiciones y todos los puntos de interés por condición) con comparaciones múltiples y un nivel de significancia de 0.05. Estos dos tipos de análisis estadístico fueron utilizados para todos los indicadores de variabilidad estudiados.

La prueba de Friedman para evaluar cada condición estudiada en todos sus puntos de interés, en el CPA mostró que sólo hay diferencias significativas ($p < 0.05$) en la recuperación tardía respecto a todos los demás puntos, ya que la recuperación tardía presentó un valor positivo cercano a cero (valor de control) mientras que los tres puntos de la etapa de maniobra y la recuperación temprana fueron valores negativos (RR menor implica una FC mayor). Para la EFC y MC el comportamiento fue parecido, teniendo ambas condiciones diferencias significativas ($p < 0.05$) de los puntos medio y final de la maniobra,

donde se observan los valores de RR más altos en cada maniobra, respecto a los demás en donde se observan valores positivos cercanos a cero. Esto nos indica que la mayor bradicardia ocurre en la fase media y final de la maniobra en ambas condiciones, y que es mayor en el caso de MC que en EFC.

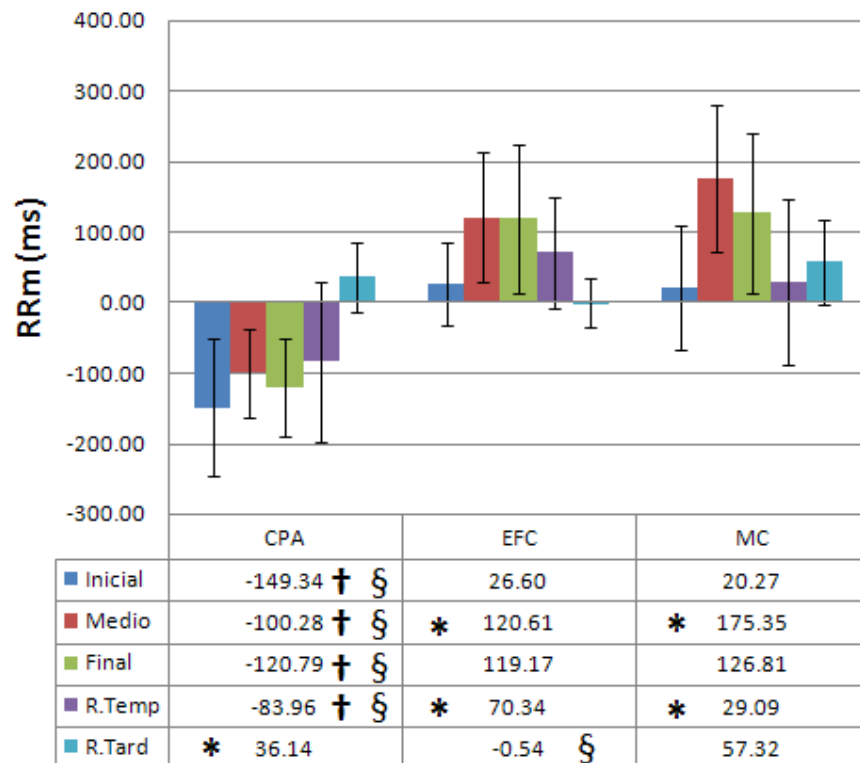


Fig. 19. Promedio y desviación estándar del periodo cardiaco medio (RRm) con cambios respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicial, Medio y Final representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que R. Temp y R Tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación por columnas, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos consecutivos de interés (*); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (†), y CPA con EFC (§).

El análisis de un mismo punto de interés en las tres condiciones mostró que los tres puntos de la maniobra y la recuperación temprana del CPA fueron diferentes a los de la EFC y MC, siendo los cuatro puntos del CPA valores menores respecto al control, en tanto que los puntos de EFC y MC son valores mayores. En el punto de recuperación tardía para las tres condiciones se observaron valores positivos respecto al control, pero cercanos a cero, siendo

el valor de MC el mayor de todos y el de EFC el más cercano al control, por lo que para este punto sólo hay diferencias ($p < 0.05$) de la EFC respecto a MC.

rMSSD.

La figura 20 muestra la grafica de los valores medio \pm D.E. de cada punto de interés y se aprecian las diferencias significativas encontradas con los dos tipos de prueba de Friedman ($p < 0.05$). Analizando el CPA en todos sus puntos de interés se observó que toda la fase de maniobra fue diferente a la fase de recuperación, ya que durante la maniobra se presentó una disminución del rMSSD debida al CPA. Durante la EFC se observó un aumento del rMSSD durante toda la maniobra y la recuperación temprana, para regresar a valores a nivel de control en la recuperación tardía; se encontraron diferencias significativas fueron encontradas en los puntos medio, final de la maniobra y recuperación temprana respecto a la recuperación tardía. La MC se comportó de manera similar a la EFC pero con valores mayores de rMSSD en los puntos medio y final de la maniobra y en toda la recuperación.

En la comparación de un mismo punto de interés para los tres diferentes estímulos se encontró que en los puntos inicial, medio y final de la maniobra el valor de rMSSD en el CPA está disminuido y es diferente a los otros dos estímulos (EFC y MC) donde el rMSSD está aumentado. En la recuperación temprana hubo un aumento del valor de rMSSD en las tres condiciones y se presentaron diferencias entre el CPA y MC debido a que esta última condición tuvo un aumento 3 veces mayor que el CPA. En el punto de recuperación tardía se observaron en las tres condiciones una tendencia a regresar a los valores de control; diferencias significativas ($p < 0.05$) entre EFC y MC fueron encontradas ya que la estimulación con frío fue la maniobra que se recuperó más rápido, en tanto que el estímulo de MC, la que se recuperó más lentamente.

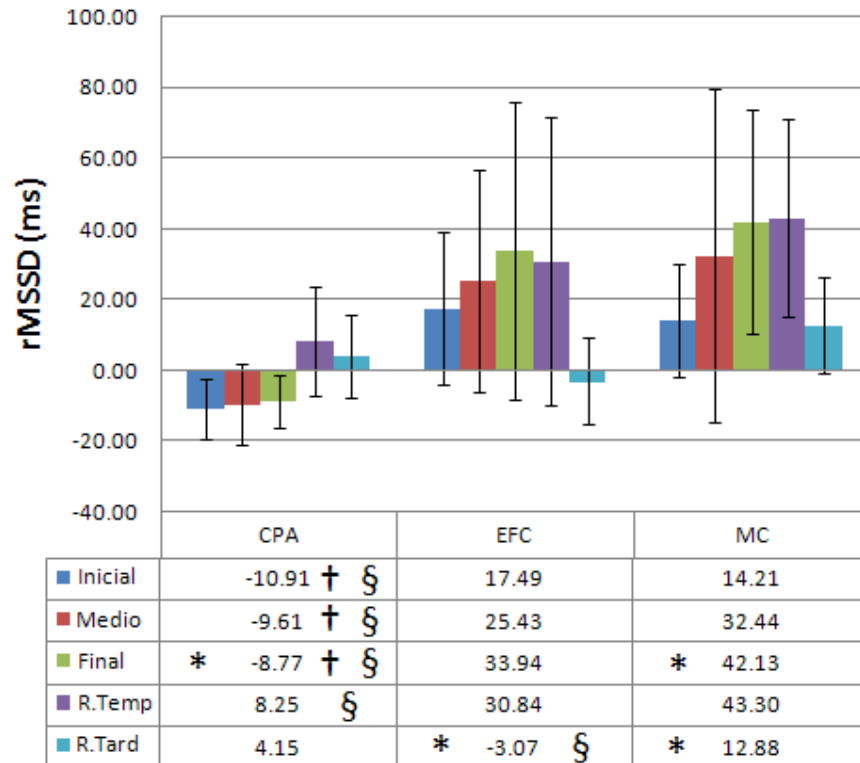


Fig. 20. Promedio y desviación estándar de la raíz cuadrada media de las diferencias sucesivas (rMSSD) con cambios respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicial, Medio y Final representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que R. Temp y R. Tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación por columnas, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos consecutivos de interés (*); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (†), y CPA con EFC (§).

Para este índice temporal también se calculó un promedio vertical para poder observar el patrón de comportamiento del rMSSD para cada uno de los estímulos analizados en este trabajo. En la figura 21 se presenta el promedio vertical (línea más gruesa) acompañado de su D.E. positiva. En esta figura se puede observar que el rMSSD durante el CPA disminuyó considerablemente en la etapa de maniobra, en tanto que durante la EFC y MC este índice de variabilidad aumentó durante dicha etapa, siendo el aumento más importante en ambos casos alrededor de la mitad de la maniobra (entre 90 – 100 s), con un aumento mayor en el caso de MC.

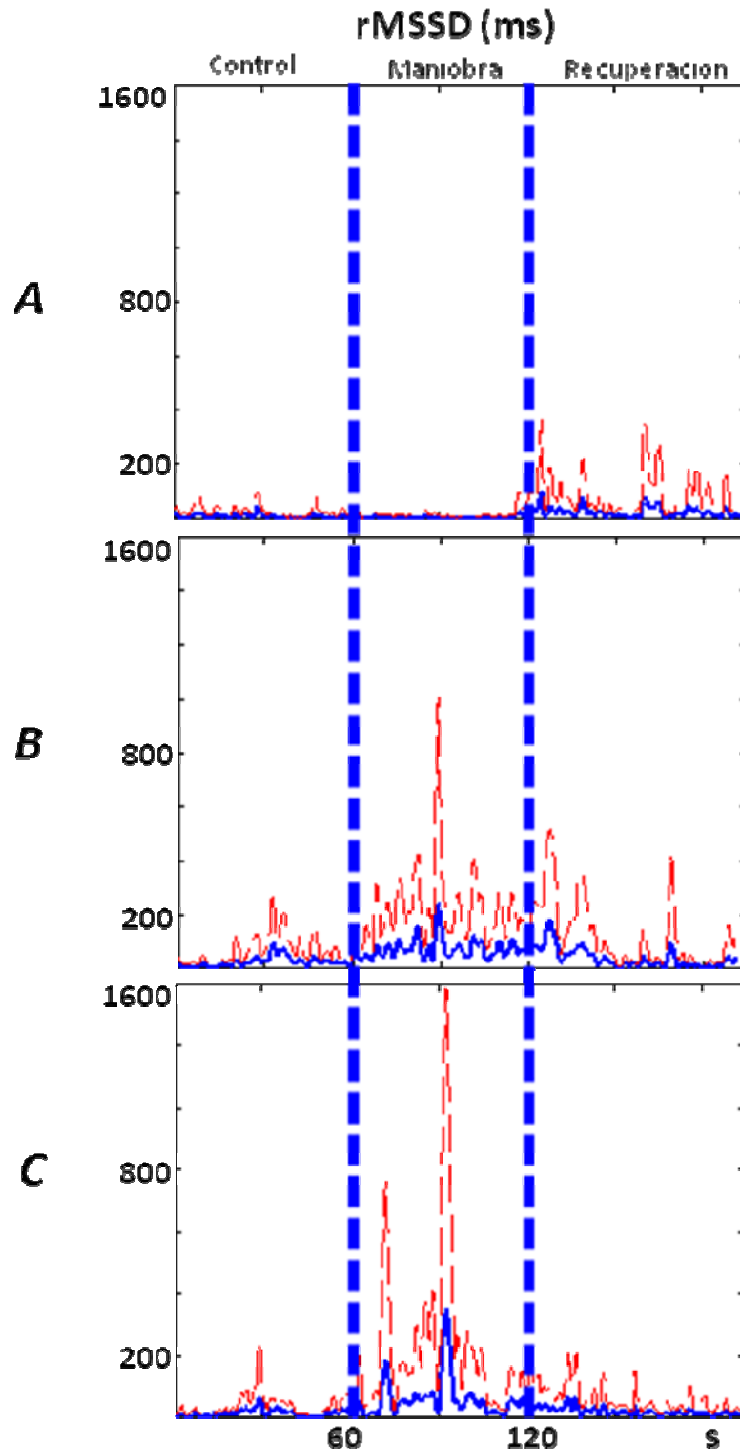


Fig. 21. Patrones de comportamiento (línea gruesa) + D.E. (línea punteada) para la raíz cuadrática media de las diferencias sucesivas (rMSSD) en las tres condiciones estudiadas: cambio de postura activo (A), estimulación con frío en la cara (B) y maniobras combinadas (C).

Potencia de baja frecuencia.

La figura 22 muestra los resultados para este índice de variabilidad. Para el análisis estadístico por condición, en el CPA se observó un aumento en la P_{BF} al inicio de la maniobra; durante la fase media y final de la maniobra se presentó una disminución en la P_{BF} y, posteriormente un aumento abrupto en la recuperación temprana para tender a valores cercanos al control en la recuperación tardía. Para esta condición se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) del inicio de maniobra y la recuperación temprana respecto a los puntos medio y final de la maniobra. Para el caso de la EFC se observó un aumento durante toda la maniobra y la recuperación temprana, en tanto que en la recuperación tardía la potencia regresó a valores cercanos al control, por ello las diferencias encontradas ($p < 0.05$) en esta condición fueron de la recuperación tardía respecto a todos los demás puntos. El comportamiento para el caso de MC fue similar al descrito para el CPA, pero con la diferencia de que se encontraron valores mayores en toda la maniobra. Hubo diferencias significativas ($p < 0.05$) del fin de la maniobra respecto a todos los demás puntos de interés debido a una disminución considerable de la P_{BF} , también hubo diferencia entre la recuperación temprana y la recuperación tardía.

Para el análisis de un mismo punto de interés para todas las condiciones, en el punto inicial de la maniobra se observó un aumento de P_{BF} en las tres condiciones; sin embargo, en MC la potencia fue mayor, en tanto que en el CPA se observó el menor aumento de potencia; en el punto medio de la maniobra, para CPA la potencia regresó a valores cercanos al control, en tanto que para la EFC y MC persistió un valor de potencia por encima del control; para los dos primeros puntos de la etapa de maniobra se observaron diferencias significativas ($p < 0.05$) del CPA respecto a MC. Para el punto final de la maniobra en el CPA la potencia se conservó en un valor cercano al control; en tanto que en la EFC se mantuvo el aumento de potencia, en MC hay una disminución considerable de la potencia y por ello se observaron diferencias significativas de MC respecto a las otras dos condiciones. La

recuperación temprana en CPA y MC mostró un aumento significativo, no así en la EFC

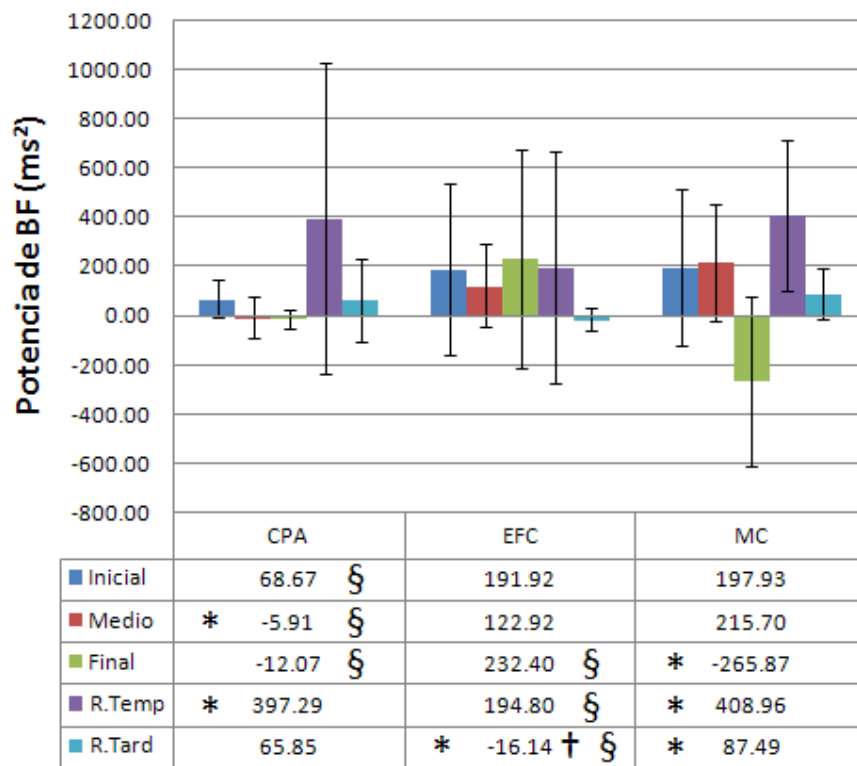


Fig. 22. Promedio y desviación estándar de la potencia de baja frecuencia (BF) con cambios respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicial, Medio y Final representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que R. Temp y R Tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación por columnas, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos consecutivos de interés (*); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (†), y CPA con EFC (§).

donde hubo diferencias significativas de EFC respecto a MC. Finalmente, para la recuperación tardía, CPA y MC se comportaron de manera similar manteniendo un nivel de potencia por encima del valor de control pero cercano a dicho valor, mientras que en la EFC la potencia regresó a valores de control. Se encontraron diferencias ($p < 0.05$) de EFC respecto a las otras dos condiciones.

Potencia de alta frecuencia.

En la figura 23 se muestran los valores promedio \pm D.E. de cada punto de interés, así como las diferencias significativas para los dos tipos de análisis estadísticos. Revisando el CPA, en todos sus puntos de interés, se observó que durante la etapa de maniobra hubo un ligero aumento al inicio para después disminuir en los puntos medio y final; durante la etapa de recuperación temprana se observó el mayor aumento de P_{AF} , para después tender a valores de control en la recuperación tardía; se encontraron diferencias significativas de los puntos medio y final de la maniobra con respecto a los demás. Para la condición de la EFC se observó un aumento paulatino de la P_{AF} durante la etapa de maniobra, siendo el punto final de esta etapa el de mayor potencia; en la etapa de recuperación se presentó una ligera disminución en la potencia en la recuperación temprana para posteriormente regresar rápidamente a valores cercanos al control en la recuperación tardía; se observan diferencias significativas de la recuperación tardía respecto a los puntos medio y final de maniobra y recuperación temprana. En el caso de MC se observó un aumento lineal de potencia desde el inicio de la maniobra hasta la recuperación temprana, donde se obtuvo la mayor potencia; posteriormente la potencia disminuyó de la potencia tendiendo a valores de control en la recuperación tardía; se observaron diferencias significativas de la recuperación tardía respecto a la recuperación temprana.

En el análisis de puntos de interés para las tres condiciones durante el inicio de la maniobra se observó, en todos los estímulos, un aumento en la potencia. Sin embargo, este aumento va de menor a mayor para CPA, EFC y MC respectivamente; se presentaron diferencias significativas de CPA respecto a MC. Para los puntos medio y final de la maniobra se observó una disminución en el CPA y un aumento considerable en la EFC y MC. Durante la recuperación temprana la potencia de AF aumentó en las tres condiciones, pero en EFC y MC el aumento fue mayor en comparación con el de CPA; hubo diferencias significativas de CPA respecto a MC. Durante la recuperación tardía, en todas las condiciones, se presentó una tendencia a regresar a valores de control,

siendo la EFC la que regresa más rápido; se encontraron diferencias significativas entre EFC y MC.

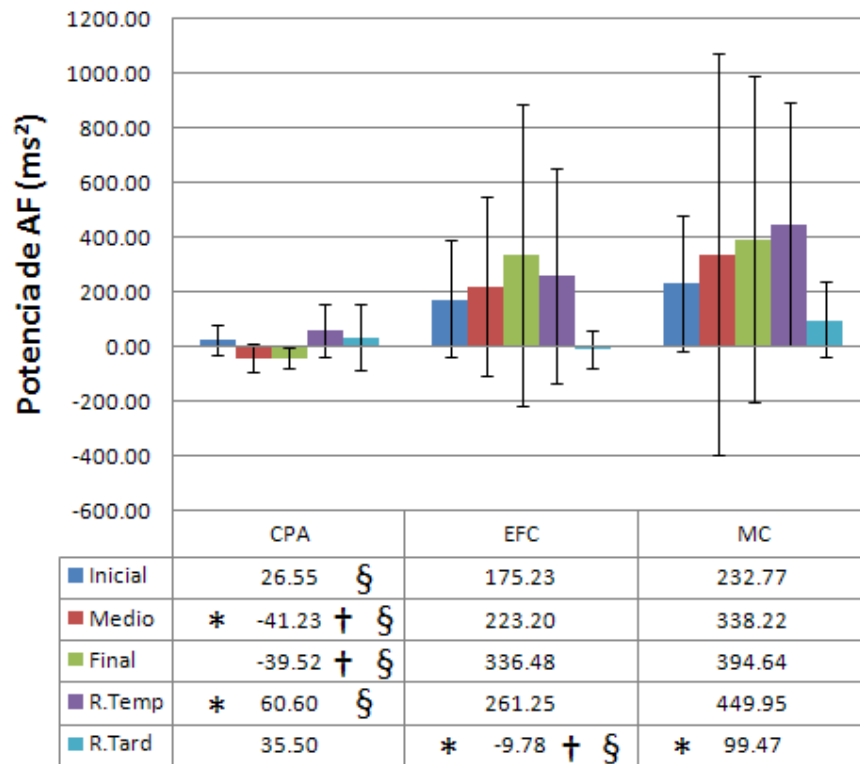


Fig. 23. Promedio y desviación estándar de la potencia de alta frecuencia (AF) con cambios respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicial, Medio y Final representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que R. Temp y R Tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación por columnas, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos consecutivos de interés (*); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (†), y CPA con EFC (§).

Potencia Total.

En la figura 24 se encuentran los valores medios acompañados de su D.E. de cada punto de interés para cada condición, así como también se indican las diferencias significativas encontradas para cada tipo de prueba de Friedman. El comportamiento de la PT es similar al encontrado en la P_{AF} en todas las condiciones analizadas; la principal diferencia radica en los valores medios encontrados en cada punto de análisis en este índice de variabilidad. En el CPA se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) de la fase media y final de la maniobra respecto al inicio de la maniobra y la recuperación temprana.

Para la EFC las diferencias fueron de la recuperación tardía respecto a todas los demás puntos de interés. En MC las diferencias ($p < 0.05$) fueron entre la recuperación temprana y tanto el inicio de la maniobra como la recuperación tardía.

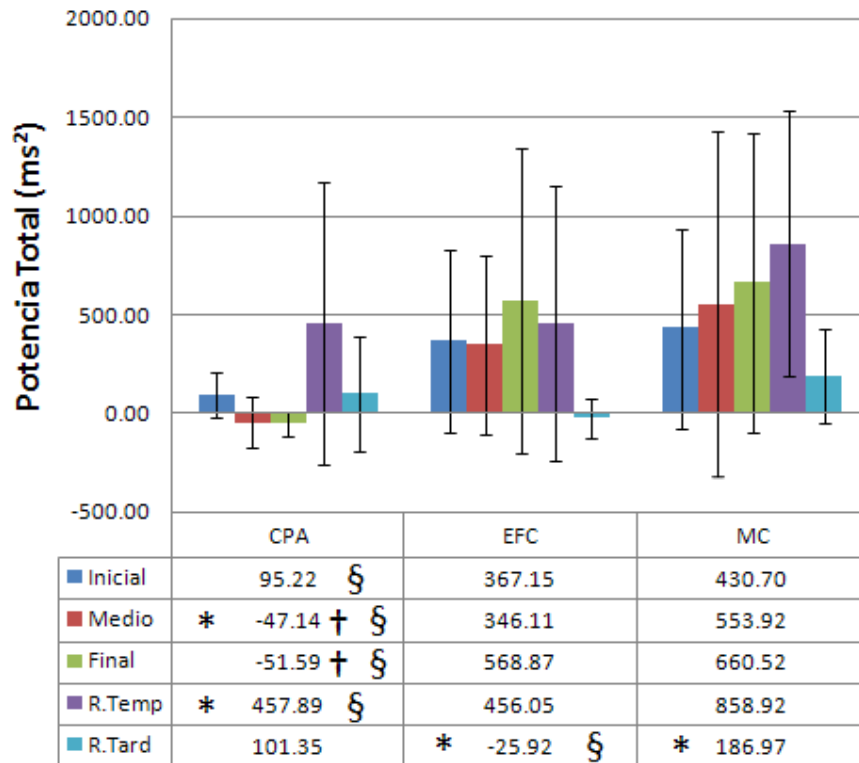


Fig. 24. Promedio y desviación estándar de la potencia total con cambios respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicial, Medio y Final representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que R. Temp y R Tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación por columnas, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos consecutivos de interés (*); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (†), y CPA con EFC (§).

Para el análisis estadístico de un mismo punto de interés en todas las condiciones, para la potencia total se encontraron las mismas diferencias que en la P_{AF} .

Relación BF/AF.

La figura 25 muestra la grafica de los valores promedio acompañados de su D.E. para este índice de variabilidad; además, se presentan las diferencias encontradas para los dos tipos de prueba de Friedman estudiadas en este trabajo. Revisando las maniobras en todos sus puntos de interés se aprecia que el CPA fue la maniobra con un mayor aumento del valor de la relación BF/AF, destacando los valores medio, final de maniobra y recuperación temprana. Para este estímulo las diferencias significativas ($p < 0.05$) encontradas fueron para el final de la maniobra y la recuperación temprana respecto a la recuperación tardía, ya que en este punto se observó un valor cercano al control. Durante la EFC, la relación BF/AF disminuyó desde el punto medio de la maniobra hasta el final de la recuperación; en este caso las diferencias significativas ($p < 0.05$) fueron de los puntos medio, final de maniobra y recuperación temprana respecto al inicio de la maniobra donde se aprecia un ligero aumento en la relación BF/AF. Para el caso de MC se observó un aumento durante los puntos medio, final de maniobra y recuperación tardía. Contrario al inicio de maniobra y la recuperación tardía, donde los valores de BF/AF son muy aproximados al valor de la etapa de control, las diferencias significativas encontradas ($p < 0.05$) para índice fueron entre la recuperación tardía y la mitad de maniobra, donde se obtuvo el mayor valor para MC.

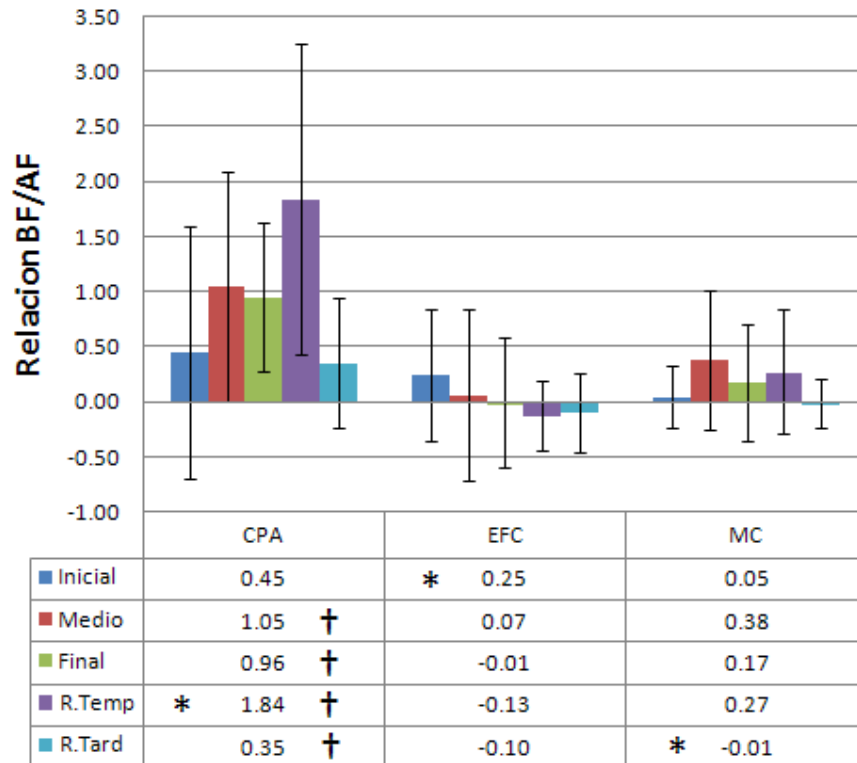


Fig. 25. Promedio y desviación estándar de la relación de potencia de baja frecuencia entre potencia de alta frecuencia (Relación BF/AF) con cambios respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicial, Medio y Final representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que R. Temp y R Tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación por columnas, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos consecutivos de interés (*); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (†), y CPA con EFC (§).

Comparando los puntos para los tres estímulos estudiados, durante el inicio de maniobra hubo un aumento ligero del valor de este índice de variabilidad de tal forma que no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$) en este punto. Para el punto medio de la maniobra, el aumento del valor de BF/AF prevaleció para el CPA y MC, siendo mayor para CPA que para MC, en tanto que para la EFC este indicador disminuyó su valor; por ello se encontraron diferencias ($p < 0.05$) de CPA respecto a EFC. En los puntos final de maniobra y recuperación temprana sólo en CPA se presentó aumento en la relación BF/AF, mientras que disminuyó para la EFC y MC, llegando incluso a valores cercanos al control; por ello las diferencias encontradas fueron de EFC y MC con respecto a CPA en ambos puntos. La recuperación tardía mostró una tendencia

a regresar a valores de control en las tres condiciones estudiadas; sin embargo, la de mayor valor siguió siendo el CPA, en tanto que la EFC presentó una ligera disminución respecto al valor de control, dando lugar a una diferencia significativa ($p < 0.05$) entre CPA y EFC.

Análisis multivariado de VCV.

Para el análisis multivariado de VCV se revisaron los índices de VCV de P_{BF} del PC, P_{AF} del PC, P_{BF} de la PS, P_{AF} de la RES, PT del PC, la relación BF/AF del RR, la FC_{BF} del RR, la FC_{AF} del RR, la FC_{BF} de la PS, la FC_{AF} de la RES y la sensibilidad de los barorreceptores. En todos los casos se reportan los valores de cinco puntos de interés (inicio, medio y final de maniobra; recuperación temprana y tardía) normalizados respecto al control.

Se eliminó un sujeto de este análisis en particular debido a que mostró resultados fuera de comportamiento en la mayoría de los índices analizados, ya que los parámetros utilizados para la aproximación del modelo ARMVVT no fueron suficientes para una buena aproximación y convergencia adecuada del error. Así, se analizaron 19 sujetos (10 hombres y 9 mujeres). Las tablas con los valores encontrados de cada sujeto para cada índice revisado durante este análisis se pueden observar en la sección de “Análisis multivariado de VCV” del anexo 3.

Los índices de VCV no tuvieron una distribución normal. Las gráficas durante este análisis presentan el valor de mediana acompañado de el cuartíl 25 y el cuartíl 75 de cada punto de interés; además se aprecian las diferencias significativas encontradas en el análisis estadístico utilizando dos tipos de prueba de Friedman (un intervalo de interés en las tres condiciones y todos los intervalos de interés para una misma condición) con comparaciones múltiples y un nivel de significancia de 0.05.

Potencia de baja frecuencia del periodo cardiaco (P_{BF} - RR)

La figura 26 muestra los resultados para este índice de variabilidad. Para el análisis estadístico por condición, en el CPA se observó un aumento en la P_{BF} -RR al inicio y a la mitad de la maniobra, durante la fase final de la maniobra, la P_{BF} disminuyó; posteriormente se observó un aumento abrupto en la recuperación temprana para después tender a valores cercanos al control en la recuperación tardía. Para esta condición se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) de la recuperación temprana respecto al inicio y fin la de maniobra. Para el caso de la EFC se observó un aumento gradual durante toda la maniobra y la recuperación temprana en tanto que en la recuperación tardía, la potencia tendió a regresar a valores cercanos al control; las diferencias encontradas ($p < 0.05$) en esta condición fueron entre el inicio de la maniobra con la mitad de la maniobra, fin de la maniobra y recuperación temprana. El comportamiento para el caso de MC fue similar al descrito para el CPA, con la diferencia de que se encontraron valores mayores en todo el registro; las diferencias significativas ($p < 0.05$) presentes fueron entre el inicio de la maniobra con todas las demás fases, y de la recuperación temprana respecto al final de la maniobra y a la recuperación tardía.

Para el análisis de un mismo punto de interés para todas las condiciones, en el intervalo inicial de la maniobra se observó un aumento similar de P_{BF} en las tres condiciones, por lo que no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$); en el intervalo medio de la maniobra se encontró un aumento para las tres condiciones siendo el valor mayor el reportado en MC, sin embargo la dispersión no permitió encontrar diferencias significativas en este intervalo. Al final de la maniobra se observó una disminución de la P_{BF} en el caso del CPA, mientras que en la EFC y MC la potencia se mantuvo; se encontraron diferencias ($p < 0.05$) entre CPA y MC. Durante la recuperación temprana se obtuvo el mayor valor de potencia para todas las condiciones; sin embargo, el aumento de la potencia en EFC fue gradual mientras que en el CPA y MC se observó un sobretiro considerable, siendo en MC la potencia de mayor valor; EFC presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a las otras dos condiciones. En la recuperación tardía se observa una tendencia en las tres

condiciones a regresar a valores de control; sin embargo, la potencia observada en MC es mayor que la presente en el CPA y la EFC para este intervalo; se encontró una diferencia significativa ($p < 0.05$) entre EFC y MC.

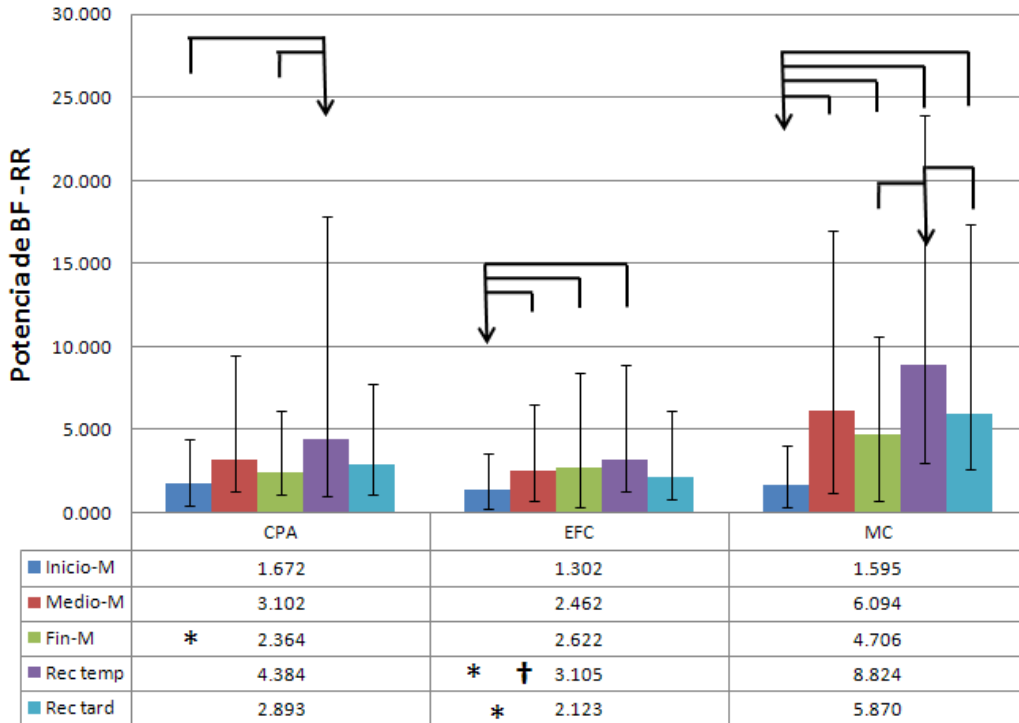


Fig. 26. Mediana y cuartiles 25 y 75 para la potencia de baja frecuencia (BF) del periododo cardiaco (RR) normalizados respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicio-M, Medio-M y Fin-M representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que Rec. temp y Rec tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación múltiple por estímulo, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos de interés (\downarrow); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (*), y CPA con EFC (†).

Potencia de alta frecuencia del periodo cardiaco ($P_{AF} - RR$)

En CPA se observó que durante la etapa de maniobra hubo un ligero aumento al inicio y a la mitad, para después disminuir al final de esta etapa. Durante la etapa de recuperación se encontró en general un aumento de P_A ; se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) entre la recuperación temprana y el final de la maniobra. Para la condición de EFC, P_{AF} aumentó paulatinamente durante la etapa de maniobra, siendo el punto final de esta etapa el de mayor

potencia; en la etapa de recuperación hubo una ligera disminución en la potencia en la recuperación temprana, para posteriormente tender a valores cercanos al control en la recuperación tardía; se observaron diferencias significativas ($p < 0.05$) entre el final de la maniobra con el inicio de la maniobra y la recuperación tardía. En el caso de MC se observó un aumento continuo de potencia desde el inicio de la maniobra hasta la recuperación temprana, en donde se presentó la mayor potencia, para posteriormente disminuir, tendiendo a valores de control en la recuperación tardía; diferencias significativas ($p < 0.05$) se observaron del inicio de la maniobra respecto al final de la maniobra y a toda la etapa de recuperación (temprana y tardía), y de la mitad de la maniobra respecto a la recuperación temprana.

En el análisis de los intervalos de interés para las tres condiciones, durante el inicio de la maniobra se observó, en todos los estímulos, un ligero aumento de potencia con respecto al control; en este intervalo no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$). En la mitad de la maniobra aumentó la potencia en los tres casos, siendo el de mayor amplitud el de MC que presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) con CPA. Para el final de la maniobra, la potencia disminuyó en el CPA y aumentó considerablemente en EFC y MC, por lo que se encontraron diferencias entre CPA y las otras dos condiciones. Durante la recuperación temprana, P_{AF} aumentó en CPA y MC, en esta última condición el aumento fue mayor en comparación con el obtenido en CPA. La EFC presentó un ligero decremento de la potencia; no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$). Durante la recuperación tardía hubo una tendencia a regresar a valores de control en las condiciones de la EFC y MC, pero en CPA se observó un aumento de la potencia; CPA y EFC fueron significativamente diferentes de MC.

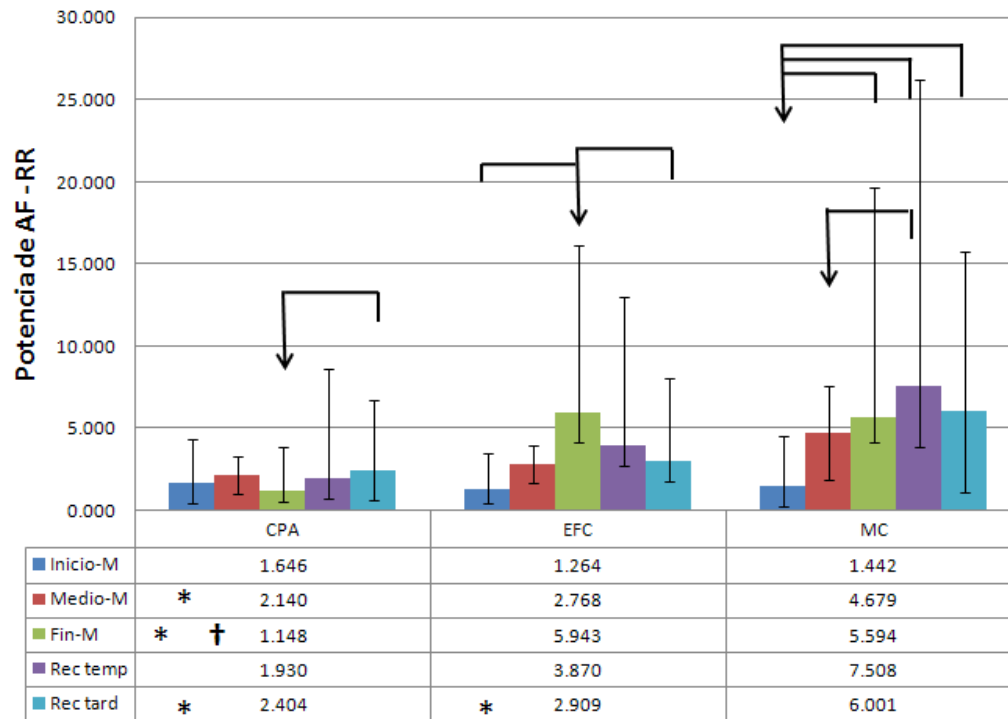


Fig. 27. Mediana y cuartiles 25 y 75 para la potencia de alta frecuencia (AF) del periodo cardiaco (RR) normalizados respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicio-M, Medio-M y Fin-M representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que Rec. temp y Rec tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación múltiple por estímulo, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos de interés (\downarrow); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (*), y CPA con EFC (†).

Potencia de baja frecuencia de la presión sistólica (P_{BF} - PS)

Revisando el CPA, en todos sus intervalos de interés para la potencia de BF de la PS, se observó que durante la etapa de maniobra hubo un ligero aumento al inicio del estímulo, que se ve potenciado desde la mitad de la maniobra hasta la recuperación temprana, para finalmente tender a valores de control en la tardía; se observaron diferencias significativas ($p < 0.05$) del inicio de la maniobra respecto a la mitad de la maniobra y toda la recuperación. Para la condición de EFC se presentó un aumento paulatino de la P_{BF} desde el inicio de la maniobra hasta la recuperación tardía; en esta condición no se observaron diferencias significativas. En el caso de MC, hubo un ligero aumento al inicio de la maniobra que se ve potenciado y sostenido en la mitad y fin de maniobra; durante la recuperación se observó una tendencia hacia

valores de control. El inicio de la maniobra presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a los demás intervalos; también hubo diferencias entre la recuperación temprana y la tardía.

En el análisis de los intervalos de interés para las tres condiciones, durante el inicio de la maniobra se observó, en todos los estímulos, un ligero aumento de potencia con respecto al control; en este intervalo no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$). En la mitad de la maniobra se observó aumento de potencia en los tres casos siendo la de mayor amplitud la del CPA y el de menor EFC, condición que presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a las otras. Este último comportamiento se conservó para los intervalos de fin de maniobra y recuperación temprana. Para la recuperación tardía se presentó una tendencia a regresar a valores de control por parte del CPA y MC, en tanto que en la EFC persistió el aumento, pero sin ser considerable; no hubo diferencias significativas para este último intervalo ($p > 0.05$).

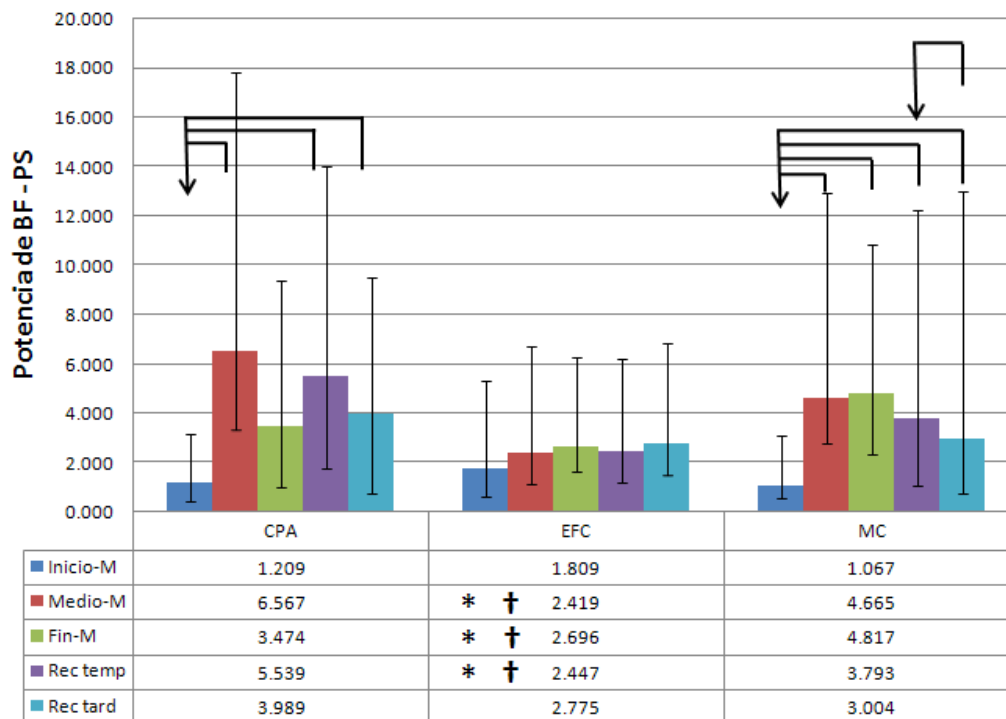


Fig. 28 Mediana y cuartiles 25 y 75 para la potencia de baja frecuencia (BF) de la presión sistólica (PS) normalizados respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicio-M, Medio-M y Fin-M representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que Rec. temp y Rec tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación múltiple por estímulo, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos de interés (\downarrow); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (*), y CPA con EFC (†).

Potencia de alta frecuencia de la respiración ($P_{AF} - RES$)

La potencia de AF de la respiración, mostró un ligero aumento en CPA para llegar a su valor máximo en el intervalo medio de la etapa de maniobra y después tender a valores de control; durante la recuperación temprana se presenta un sobretiro considerable, es decir un aumento abrupto, y en la recuperación tardía se observó de nuevo la tendencia a valores de control; las diferencias significativas encontradas ($p < 0.05$) para este estímulo fueron entre el inicio y la mitad de maniobra y recuperación temprana, y entre la recuperación temprana y el final de la maniobra y la recuperación tardía. Para la condición de EFC se observó un aumento, pero con valores cercanos al control, que se mantuvo a lo largo de todo el registro; la PAF al inicio de la maniobra presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) con los valores de los

intervalos medio y final de maniobra y la recuperación temprana. En el caso de MC se observó un comportamiento similar al descrito para el CPA, pero con valores de mediana de mayor magnitud; aquí las diferencias significativas ($p < 0.05$) encontradas fueron del inicio de la maniobra respecto a todos los demás intervalos y de la recuperación temprana respecto a la tardía.

En el análisis de los intervalos de interés para las tres condiciones, durante el inicio de la maniobra se observó, en todos los estímulos, un ligero aumento de potencia con respecto al control; sin embargo, en el caso de la EFC este aumento estuvo en valores muy cercanos al control; las diferencias encontradas ($p < 0.05$) fueron entre CPA y EFC. Para el resto de los intervalos, el comportamiento entre CPA y MC fue similar, en tanto que para la EFC se presentó un ligero aumento que se mantuvo durante el resto del estímulo; por esto las diferencias significativas ($p < 0.05$) del resto de los intervalos fueron entre EFC y las otras dos condiciones.

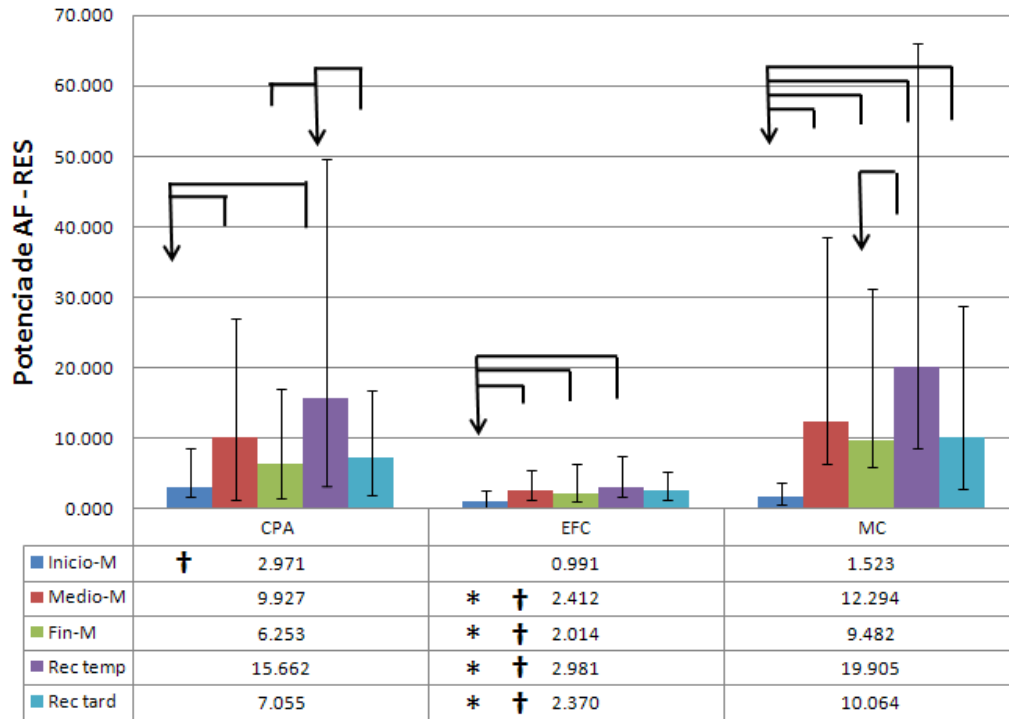


Fig. 29. Mediana y cuartiles 25 y 75 para la potencia de alta frecuencia (AF) de la respiración (RES) normalizados respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicio-M, Medio-M y Fin-M representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que Rec. temp y Rec tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación múltiple por estímulo, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos de interés (↓); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (*), y CPA con EFC (†).

Relación de BF/AF del periodo cardiaco (BF/AF – RR)

Revisando la figura 30 para las maniobras en todos sus intervalos de interés, se aprecia que CPA fue la maniobra con aumento en el valor de la relación BF/AF, destacando el valor encontrado durante la recuperación temprana. Para este estímulo, las diferencias significativas encontradas ($p < 0.05$) fueron entre la recuperación temprana y la tardía. Durante la EFC hubo una disminución gradual de la relación BF/AF, llegando a ser mínimo al final de la maniobra; posteriormente tuvo un aumento paulatino en toda la etapa de recuperación. En este caso, las diferencias significativas ($p < 0.05$) fueron entre el inicio y el final de la maniobra. Para el caso de MC se observó un aumento a la mitad de la maniobra; no se observaron diferencias entre intervalos para este estímulo ($p > 0.05$).

Comparando los intervalos para los tres estímulos estudiados, durante el inicio de maniobra hubo un aumento ligero del valor de este índice de variabilidad, de tal forma que no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$). Durante la mitad de la maniobra se observó una disminución de la relación en la EFC, un ligero aumento en CPA y MC; tampoco se encontraron diferencias significativas para este intervalo. El comportamiento descrito para la mitad de la maniobra fue similar al encontrado para el final de la maniobra. La recuperación temprana en el CPA mostró un aumento considerable, no así en la EFC y MC; para este intervalo de interés se encontró una diferencia significativa ($p < 0.05$) de CPA respecto a la EFC. Durante la recuperación tardía el aumento de la relación BF/AF fue similar para los tres casos analizados y no se observaron diferencias entre ellos.

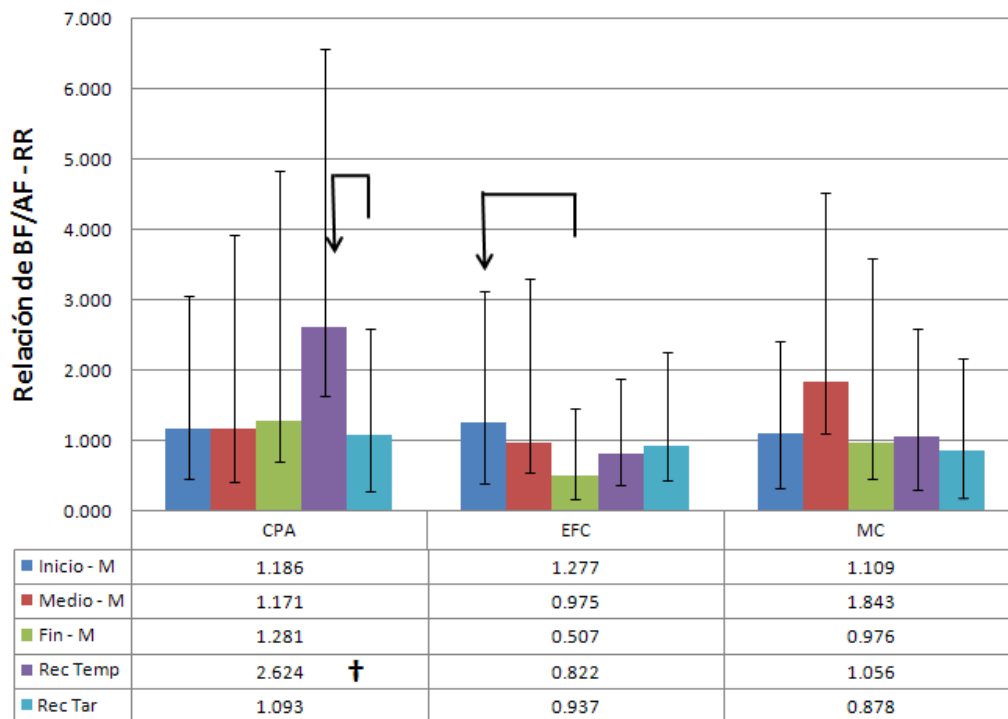


Fig. 30. Mediana y cuartiles 25 y 75 para la relación de baja frecuencia entre alta frecuencia (BF/AF) del periodo cardiaco (RR) normalizados respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicio-M, Medio-M y Fin-M representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que Rec. temp y Rec tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación múltiple por estímulo, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos de interés (\downarrow); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (*), y CPA con EFC (†).

Potencia total del periodo cardiaco (PT - RR)

En la figura 31 se observan las diferencias significativas encontradas para cada tipo de prueba de Friedman. Cualitativamente, el comportamiento de la PT fue similar al encontrado en la P_{AF} - RR en las condiciones de la EFC y MC, siendo la principal diferencia que los valores encontrados en cada intervalo de análisis fueron mayores en este índice de variabilidad. En el CPA, el comportamiento fue diferente al de la P_{AF} - RR debido a la presencia de un sobretiro considerable en la recuperación temprana en el CPA se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) entre la recuperación temprana y el inicio y fin de la maniobra, mientras que en la EFC las diferencias fueron entre el inicio y la mitad de la maniobra, y entre el fin de la maniobra y la recuperación temprana; en el caso de MC se observaron diferencias entre el inicio de la maniobra y los demás intervalos de interés, y entre la recuperación temprana y la mitad y el fin de la maniobra.

Las comparaciones del mismo intervalo para las tres condiciones estudiadas, arrojó que sólo el final de la maniobra presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA y las otras dos condiciones.

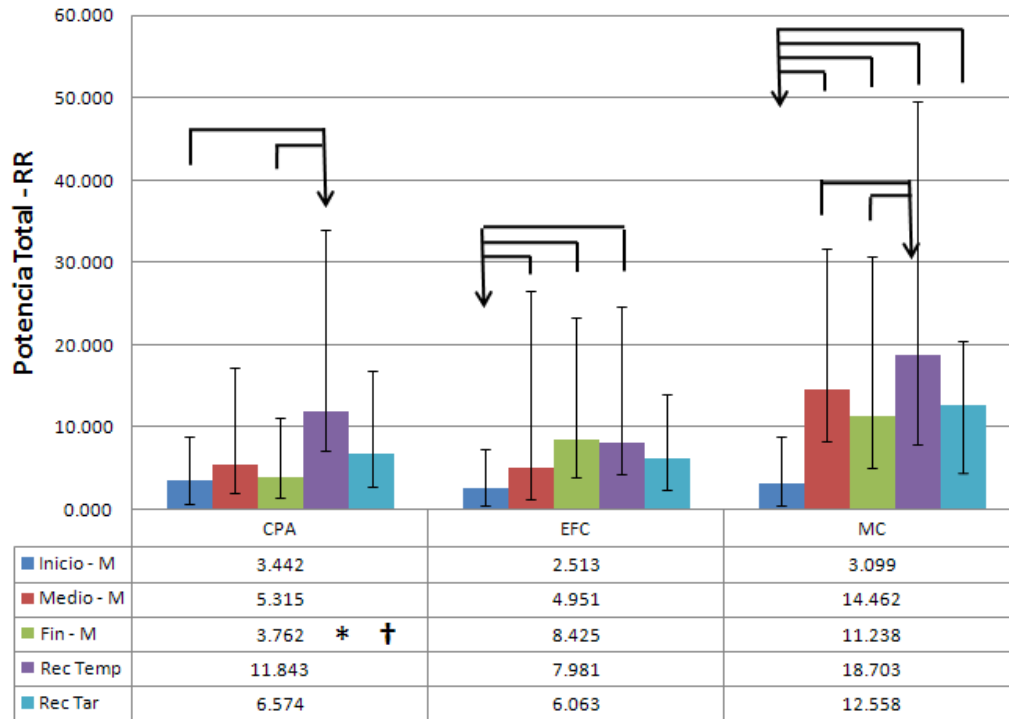


Fig. 31. Mediana y cuartiles 25 y 75 para la potencia total del periodo cardiaco (RR) normalizados respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicio-M, Medio-M y Fin-M representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que Rec. temp y Rec tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación múltiple por estímulo, con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre intervalos de interés (\downarrow); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p < 0.05$) entre CPA o EFC con MC (*), y CPA con EFC (†).

Sensibilidad de los barorreceptores

En la figura 32 se aprecian los resultados encontrados para la sensibilidad de los barorreceptores (SB). Durante CPA se observó un comportamiento homogéneo a lo largo de todo el registro, con excepción de la recuperación temprana en donde se observa un sobretiro, provocando que se encuentren diferencias significativas ($p < 0.05$) entre la recuperación temprana con el inicio y final de la maniobra. En la EFC se presentó un ligero aumento en los intervalos de inicio y medio de la maniobra, con un aumento considerable al final de la maniobra para tender a valores de control de forma lenta durante la recuperación; las diferencias significativas encontradas ($p < 0.05$) son del inicio de maniobra con el fin de la maniobra y la recuperación temprana. Finalmente, en MC el cambio más importante se presentó en la mitad de la maniobra,

posteriormente hubo una tendencia a regresar a valores de control; sin embargo, durante esta maniobra no se encontraron diferencias significativas ($p>0.05$). El análisis del mismo intervalo para las tres condiciones estudiadas no mostró diferencias significativas ($p>0.05$) en ningún caso.

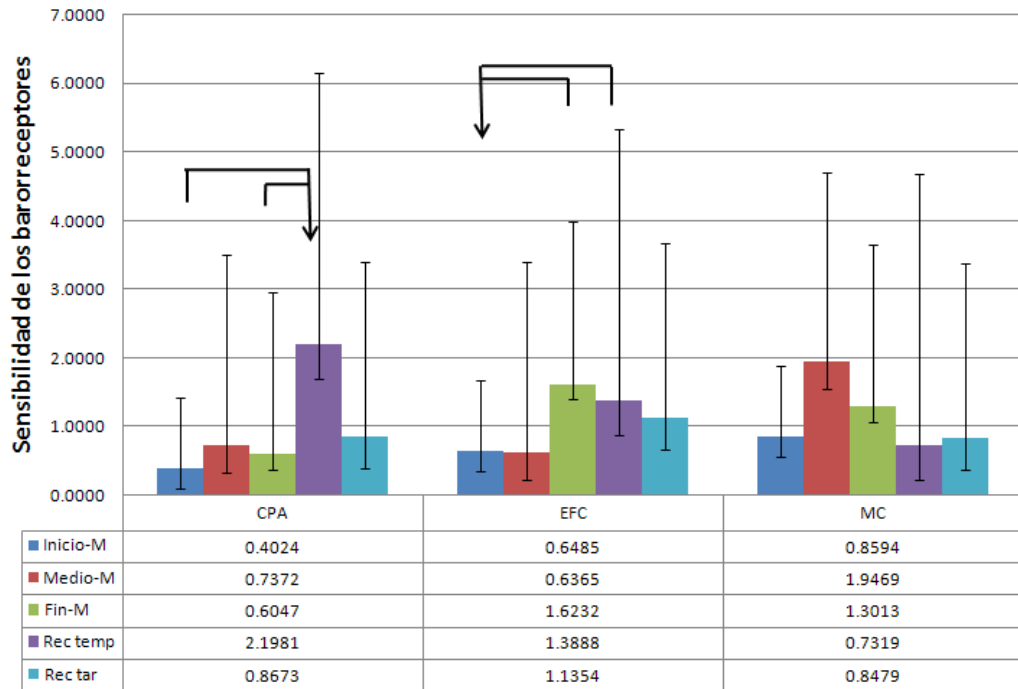


Fig. 32. Mediana y cuartiles 25 y 75 para la sensibilidad de los barorreceptores normalizados respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicio-M, Medio-M y Fin-M representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que Rec. temp y Rec tardía representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación múltiple por estímulo, con diferencias significativas ($p<0.05$) entre intervalos de interés (\downarrow); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p<0.05$) entre CPA o EFC con MC (*), y CPA con EFC (\dagger).

Arritmia sinusal respiratoria

En la figura 33 se presentan los resultados encontrados para la arritmia sinusal respiratoria (AS). En el CPA se observó un registro muy plano, con valores cercanos al control, siendo la recuperación tardía el intervalo de mayor valor; diferencias significativas ($p<0.05$) fueron encontradas entre este último intervalo y los demás. Para el caso de la EFC se observó un aumento continuo de la AS durante toda la etapa de maniobra con un valor máximo al final de

ésta etapa, durante la recuperación se presentó una tendencia a regresar a valores de control; la dispersión de los datos no permitió encontrar diferencias significativas ($p>0.05$). El comportamiento de la AS durante MC fue similar al encontrado en el CPA, con la diferencia de que los valores encontrados fueron de mayor magnitud; no se encontraron diferencias significativas en esta condición ($p>0.05$).

En el análisis de un mismo intervalo de interés para las tres condiciones, las diferencias significativas ($p<0.05$) encontradas fueron del CPA respecto a las otras dos condiciones durante toda la etapa de maniobra y la recuperación temprana.

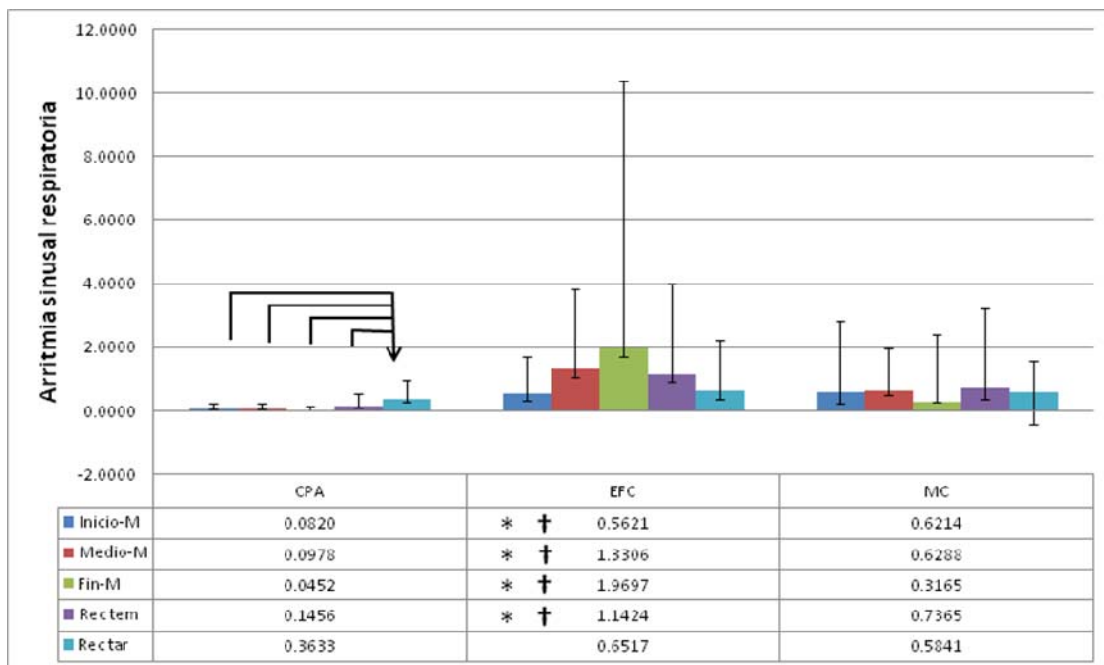


Fig. 33. Mediana y cuartiles 25 y 75 para la arritmia sinusal respiratoria normalizados respecto del control en intervalos de interés para los casos de: cambio de postura activa (CPA), estimulación con frío en la cara (EFC) y maniobras combinadas (MC). Inicio-M, Medio-M y Fin-M representan los intervalos correspondientes al inicio, medio y fin de la maniobra; en tanto que Rec. temp y Rec. tard representan la recuperación temprana y tardía. Prueba de Friedman para: comparación múltiple por estímulo, con diferencias significativas ($p<0.05$) entre intervalos de interés (\downarrow); y comparación por renglones con diferencias significativas ($p<0.05$) entre CPA o EFC con MC (*), y CPA con EFC (\dagger).

Frecuencias centrales

La tabla I muestra los valores promedio y D.E. de las frecuencias centrales de BF y AF del periodo cardiaco (RR), BF de la presión sistólica (PS) y AF de la respiración (RES) durante los seis intervalos de interés: control, inicio, medio y fin de maniobra, recuperación temprana y tardía, durante las tres condiciones estudiadas. Se realizó un ANOVA para muestras repetidas, buscando diferencias significativas ($p < 0.05$) en: 1) intervalos de interés para una misma condición, y 2) un intervalo de interés para las tres condiciones estudiadas.

Tabla I.- Frecuencias centrales

CPA												
	control		inicio		medio		fin		rec tem		rec tar	
	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)
RR-BF	0.100	0.011	0.099	0.010	0.103	0.013	0.102	0.013	0.101	0.014	0.099	0.015
RR-AF	0.270	0.034	† 0.258	0.031	† 0.253	0.035	† 0.250	0.036	† 0.251	0.028	0.263	0.040
PS-BF	0.086	0.012	0.092	0.011	0.083	0.017	0.087	0.014	0.082	0.011	0.081	0.014
RES-AF	0.254	0.029	0.248	0.031	0.255	0.035	0.255	0.039	0.253	0.037	0.250	0.037
EFC												
	control		inicio		medio		fin		rec tem		rec tar	
	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)
RR-BF	0.100	0.008	0.099	0.010	0.097	0.009	0.099	0.011	0.098	0.007	0.100	0.004
RR-AF	0.288	0.031	0.288	0.027	0.288	0.028	0.292	0.043	0.288	0.026	0.290	0.036
PS-BF	0.095	0.009	0.095	0.012	0.093	0.017	0.095	0.013	0.095	0.012	0.095	0.012
RES-AF	0.280	0.028	0.272	0.028	0.273	0.031	0.270	0.033	0.274	0.031	0.280	0.032
MC												
	control		inicio		medio		fin		rec tem		rec tar	
	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)	promedio (Hz)	DE (Hz)
RR-BF	0.099	0.010	0.099	0.012	0.096	0.013	0.093	0.016	0.096	0.013	0.097	0.012
RR-AF	0.270	0.034	0.273	0.025	0.284	0.026	0.277	0.033	0.272	0.022	0.272	0.026
PS-BF	0.093	0.012	0.091	0.013	0.081	0.015	0.093	0.015	0.092	0.015	0.089	0.015
RES-AF	0.272	0.028	0.267	0.023	0.254	0.026	0.259	0.023	0.265	0.032	0.270	0.029

Valores promedio y D.E. de frecuencias centrales en Hz de: baja frecuencia del periodo cardiaco (RR-BF), alta frecuencia del periodo cardiaco (RR-AF), baja frecuencia de la presión sistólica (PS-BF) y alta frecuencia de la respiración (RES-AF), durante el cambio de postura activo (CPA), la estimulación con frío en la cara (EFC) y la combinación de maniobras (MC). ANOVA para muestras repetidas con diferencias significativas $P < 0.05$ de CPA con EFC (†).

Analizando intervalos de interés en una misma condición, no se encontraron diferencias significativas para ningún caso ($p > 0.05$). Las bajas frecuencias de RR y PS estuvieron centradas aproximadamente en 0.1 Hz mientras que las altas frecuencias de RR y RES se localizaron alrededor de los 0.27 Hz. Durante la comparación por intervalos de interés para todas las maniobras, se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) de CPA con EFC en RR-AF para los tres intervalos de la etapa de maniobra (inicio, medio y fin) y la recuperación temprana, debido a la presencia de una disminución de la frecuencia central de AF del PC en CPA desde el inicio de la maniobra hasta la recuperación temprana; esta disminución de la banda de AF indicó una disminución de la actividad vagal durante la maniobra del CPA.

DISCUSIÓN

Los principales hallazgos de este trabajo fueron:

- 1) Los estímulos individuales fueron principalmente de carácter simpático para el CPA y vagal para la EFC, tal y como habían sido reportados anteriormente [5, 21].
- 2) El estímulo de MC resultó en una respuesta con comportamiento más cercano a la EFC que al CPA.
- 3) El análisis de VFC variante en el tiempo permitió estudiar los cambios temporales que ocurren a lo largo de la etapa de maniobra y recuperación de cada uno de los tres estímulos presentes en este trabajo.
- 4) En el CPA los principales cambios con respecto del control se dieron al inicio de la maniobra.
- 5) Los cambios durante la etapa de maniobra en la EFC y MC fueron graduales.
- 6) La recuperación temprana mostró un sobretiro en las maniobras de CPA y MC.
- 7) El análisis multivariado variante en el tiempo permitió estudiar distintas variables de interés clínico a nivel cardiovascular al mismo tiempo en maniobras de corta duración con transitorios significativos.

El protocolo de investigación fue diseñado para estudiar el efecto producido, a nivel cardiovascular, de dos maniobras en particular (CPA y EFC) cuando se realizaron de manera simultánea. Una parte crucial del experimento fue la selección de los sujetos de estudio para lo cual la etapa de pre-selección brindó una idea de cómo homogeneizar lo más posible la población a evaluar. Rango de edad, nivel de actividad física, algunos hábitos personales (fumar, beber café o bebidas estimulantes frecuentemente, entre otras), valores clínicos normales de FC y PA en condiciones de reposo, fueron tomados en cuenta para minimizar posibles efectos o artefactos no deseados que ocultaran el efecto a nivel cardiovascular de las maniobras estudiadas. El protocolo fue planeado para obtener información del CPA y la EFC en sujetos sanos, bajo un

enfoque de normalidad (personas sin molestias, afecciones o enfermedades); y el hecho de que la preselección fuera realizada en 90 sujetos y que solo 33 de ellos hayan cubierto todos los requisitos da una idea de la complejidad de la selección de sujetos de estudios para el protocolo experimental. La razón de ser de esta complejidad fue que uno de los principales aportes de este trabajo es el estudio de estímulos realizados de forma simultánea, de los cuales no se tienen mucha información, y se quería evitar que los resultados encontrados se vieran afectados por variables no consideradas. La mayoría de los sujetos fueron rechazados por no cumplir con el valor promedio de FC en el rango establecido en reposos (60-80 lpm) o no mostrar el 15% de cambio (aumento en CPA y disminución en EFC) de la FC al realizar los estímulos de forma individual; esto fue crítico en la selección de sujetos de estudio ya fue considerada como una medida de seguridad hacia los voluntarios, al no tener información a priori de cómo sería la respuesta fisiológica al someter a sujetos al estrés cardiovascular de combinar los estímulos se quiso asegurar trabajar siempre con personas en buen estado de salud.

La limitante de disposición de tiempo por parte de los sujetos que cubrieron todos los requisitos de la pre-selección fue una variable más que tuvo repercusiones en el estudio reduciendo la población de 33 a 20 sujetos estudiados. A pesar de lo anterior, una base de datos de 20 sujetos (11 hombres y 9 mujeres) con registros para cada una de nuestras tres condiciones de estudio (CPA, EFC y MC) se considera una buena cantidad de información recopilada, suficiente para este trabajo.

La adquisición de las señales de interés con ayuda de herramientas como módulos de BIOPAC, el FINAPRESS y el INDUCTOTRACE, permitió la adquisición de un registro que pudiera seguir los cambios latido a latido, de vital importancia para analizar de mejor forma las tres maniobras estudiadas. Además la forma en cómo fueron colocados los electrodos y transductores (figura 7) para la adquisición de las señales fue óptima, minimizando posibles artefactos ocasionados principalmente por la acción del movimiento al realizar las maniobras estudiadas. Los aditamentos construidos para la aplicación de las maniobras de EFC y MC (compresa fría y máscara) fueron diseñados para

realizar una estimulación adecuada y brindar a los sujetos de estudio la mayor comodidad posible. Un ejemplo de esto es que ambos aditamentos fueron contruidos para permitir respirar al sujeto mientras se realizaba la aplicación de frío en la cara, aun sabiendo que la EFC tiene una mejor respuesta y grado de repetibilidad cuando se acompaña de apnea, pero la estimulación fue aplicada de forma adecuada (cubriendo la mayor parte de la cara y evitando la zona de los ojos) de tal forma que permitir respiraciones espontaneas no reflejó problemas en los resultados encontrados para los registros de EFC y MC realizados.

A partir de las señales de ECG y PA, con ayuda de MATLAB se generaron las series de tiempo de FC, PC, PS, PD, PM y PP. Se calcularon las series de tiempo de los cambios respecto del valor de control, con la finalidad de observar de manera fácil los cambios provocados por cada uno de los tres estímulos estudiados para las distintas variables cardiovasculares de interés, principalmente FC, PC y PS. Al realizar la sustracción del promedio de la etapa de control a toda la serie de tiempo, se pudieron apreciar los efectos provocados por los estímulos como cambios positivos o negativos respecto del control. Se corroboraron las conclusiones ya reportadas por otros autores sobre los efectos fisiológicos provocados por el CPA y EFC analizados individualmente; es decir, un aumento en la FC acompañado de una hipertensión para el CPA; y una bradicardia (disminución de la FC) acompañada de un aumento en la presión arterial para la EFC. Además, al calcular las series de tiempo observando los cambios respecto del control es posible hacer una comparación entre sujetos sin importar los valores nominales (series de tiempo originales) de FC y PA de cada sujeto, dando lugar a los patrones de comportamiento (figura 16), los cuales muestran la tendencia seguida por cada una de las variables cardiovasculares como respuesta a los diferentes estímulos.

Varios autores reportan al CPA como una maniobra de dominio simpático debido a la presencia, en general, de un aumento de la FC y la PA [16, 20, 24]. El patrón de comportamiento de este estímulo permitió observar la progresión de los cambios a nivel cardiovascular para obtener dicho resultado. Al inicio del

estimulo se pudo apreciar una leve caída de la PA por acción de la gravedad, al ir de acostado a parado, provocando la activación del barorreflejo que elevó la presión a valores por encima del nivel de control durante el resto de la maniobra. La rápida intervención del barorreflejo incrementó abruptamente la FC durante los primeros 10 segundos de la maniobra y posteriormente se estabilizó en un valor superior al nivel de control. Al volver a la posición de acostado se observó una tendencia a regresar hacia valores de control.

El patrón de comportamiento de la EFC mostró un aumento paulatino de PA durante la etapa de maniobra en conjunto con una disminución gradual de la FC, que concuerda con lo descrito por varios autores en la literatura [14, 21, 23]; a los 100 s aproximadamente se presentaron la máxima bradicardia e hipertensión. Al retirar el estímulo, las variables cardiovasculares tuvieron una rápida recuperación regresando a valores de control después de sólo un minuto.

A nivel fisiológico el patrón de comportamiento entregó resultados interesantes en la combinación de las maniobras de CPA y EFC. A nivel cardiaco, al combinar el estímulo simpático de CPA con el vagal de EFC la tendencia encontrada en la FC presentó dos fases: 1) La primera de dominio simpático provocada por el CPA, que mostró una respuesta similar a la encontrada al inicio de la maniobra realizada individualmente, es decir, una rápida taquicardia debida a la acción del barorreflejo; sin embargo esta fase sólo duró aproximadamente 15 s; 2). El resto de la maniobra fue de dominio vagal en respuesta a la persistencia de la EFC, invirtiendo la taquicardia en una bradicardia que se mantiene hasta el final de la etapa de maniobra. En el caso vascular, la PS en MC durante la etapa de maniobra presentó una hipertensión de gran magnitud que podría ser considerada como la adición de las hipertensiones causadas por las maniobras individualmente. Por lo tanto el CPA potencia el efecto hipertensor inducido por la EFC, y esta última maniobra contrarresta el efecto taquicárdico evocado por el CPA.

Los resultados encontrados mostraron que al aplicar de forma adecuada los estímulos es posible encontrar una tendencia fisiológica específica, en la

respuesta cardiovascular, seguida por todos los sujetos estudiados, tanto en hombres como en mujeres.

MODELO ARMVVT

La estructura del modelo ARMVVT propuesto permitió al usuario elegir el número de variables con las que se desea trabajar, es decir que el modelo puede ser univariado, bivariado, trivariado o n-variado. Este modelo fue validado en primer lugar para el caso estacionario generando señales a partir de coeficientes constantes conocidos, esperando que al pasar la señal simulada a través del filtro se tuviera una buena convergencia del error y que los coeficientes calculados por el modelo fueran lo más parecidos a los coeficientes constantes; los resultados encontrados fueron satisfactorios para los casos univariado, bivariado y trivariado. Sin embargo, las series de tiempo de los estímulos estudiados no son estacionarias, presentan transitorios importantes al aplicar alguno de los estímulos estudiados, por esta razón fue necesaria la validación del modelo ARMVVT propuesto para el caso no estacionario en donde se simularon segmentos estacionarios, transitorios considerables y la progresión hacia un nuevo estado estacionario, tal y como sucede de forma real en los estímulos analizados. Los resultados arrojaron pruebas de la capacidad del modelo para aproximar no sólo en las partes estacionarias de las series de tiempo, sino también durante los transitorios hacia un nuevo estado estacionario de forma aceptable. Se debe hacer notar la presencia de inestabilidades en la aproximación calculada por el modelo cuando se presentan transitorios considerables (como los presentes al realizar el cambio de postura de acostado a parado o al aplicar una compresa de frío en el rostro). Esta inestabilidad es mejor apreciada en la grafica de la varianza del ruido de la figura 18 del capítulo de resultados. Estas inestabilidades no son deseadas para nuestro análisis, sin embargo el modelo propuesto es lo suficientemente robusto para ajustarse a estos tipos de transitorios abruptos en poco tiempo y dar un seguimiento adecuado a las variables analizadas a lo largo del registro. El caso no estacionario también fue validado para los casos univariado, bivariado y trivariado. Una de las limitaciones del modelo ARMVVT

propuesto es que a mayor número de señales de entrada del modelo se tendrá una mayor varianza del ruido acompañado de un seguimiento pobre a los cambios de todas las señales analizadas. Para nuestro caso en donde se trabajó como máximo con un modelo trivariado la validación del modelo fue satisfactoria.

Los parámetros del modelo (orden 8 y una constante de adaptación $\lambda = 0.98$) se mantuvieron fijos, con la limitante de que estos parámetros posiblemente no eran los óptimos para todos los sujetos analizados, sin embargo es el conjunto de parámetros que mejores resultados entregó tanto para el análisis univariado como para el análisis multivariado. Esta limitante pudo haber dado lugar a la alta dispersión encontrada en algunos de los indicadores de variabilidad reportados.

Análisis univariado de VCV.

El análisis fisiológico de tendencias permitió corroborar los efectos evocados por las maniobras de CPA [5] y EFC [21], además de obtener información de los efectos producidos, a nivel cardiovascular, al combinar dichos estímulos. Sin embargo, para hablar sobre si la maniobra es de predominancia simpática o vagal fue necesario el cálculo de índices de VFC, tanto en el dominio temporal como en el de la frecuencia.

Los índices vagales rMSSD y P_{AF} para la EFC y MC se comportaron de manera similar ($p > 0.05$), aumentando su actividad de forma gradual a lo largo de la etapa de maniobra; inclinándose a ser maniobras de dominio vagal. El patrón de comportamiento del rMSSD fue una herramienta visual que mostró el aumento de actividad vagal en las maniobras en las que se estimuló el rostro con una compresa fría (EFC y MC); para el caso de CPA se observó la disminución de actividad vagal, siendo muy cercano a cero el valor del rMSSD durante la etapa de maniobra de este estímulo, hecho que refuerza la idea de considerar al CPA como una maniobra con predominio simpático.

Los índices simpáticos de RRm y BF/AF indicaron una predominancia simpática de CPA sobre MC ($p < 0.05$) excepto en la recuperación temprana. El índice temporal de RRm corroboró lo encontrado durante el análisis fisiológico: una disminución considerable del PC durante la etapa de maniobra para CPA, dando el carácter simpático de este estímulo; un aumento del PC durante EFC (carácter parasimpático) y un comportamiento intermedio entre ambos estímulos para el caso de MC. La P_{BF} no mostró el comportamiento esperado para el CPA, es decir un aumento de actividad de este índice simpático durante la etapa de maniobra, posiblemente debido a la presencia de una gran dispersión de los datos encontrados entre sujetos. De hecho, si solo se observaran las gráficas de la figura 22 pareciera que la maniobra con mayor actividad simpática durante la etapa de maniobra es la EFC. Para complementar la información de la actividad simpática de los estímulos estudiados hay que analizar la relación de BF/AF en donde se puede apreciar que durante el CPA se observa un aumento considerable de este índice a lo largo de toda la maniobra y la recuperación temprana; lo que indica que la proporción de actividad de P_{BF} es considerablemente mayor que la actividad de P_{AF} dando carácter de maniobra simpática al CPA. El caso contrario se presenta para EFC, en donde la relación de BF/AF mostró que la actividad de la P_{AF} fue considerablemente mayor a la P_{BF} , dando como resultado valores por debajo del nivel de control durante la etapa de maniobra; reforzando el hecho de que es un estímulo predominantemente vagal.

A pesar de la similitud durante la etapa de maniobra entre EFC y MC el estímulo combinado presentó valores entre CPA y EFC, hallazgo que pudo ser apreciado principalmente en los índices simpáticos.

Es importante mencionar que el uso de un análisis variante en el tiempo permitió evaluar el comportamiento de las maniobras no sólo una vez que alcanzaron su estado estacionario, sino mientras los cambios fisiológicos ocurrieron. En este sentido, mientras pasaba el tiempo en las maniobras, en la mayoría de los índices se observaron cambios graduales en la EFC y MC, y cambios con patrones menos definidos para CPA. Los cambios con respecto del control para la mayoría de los índices espectrales para el caso del CPA

fueron positivos al inicio de la maniobra, en tanto que a la mitad y final de la maniobra los cambios fueron mínimos pero negativos.

Un cambio positivo importante fue observado en varios índices durante la recuperación temprana para el CPA y MC. Este sobretiro fue de gran amplitud principalmente para el índice de P_{BF} . Este hallazgo puede ser estudiado en investigaciones futuras utilizando métodos de análisis variantes en el tiempo. El hecho de que este sobretiro se encuentre solamente en las maniobras que realizaron un cambio de postura (CPA y MC) pudiera indicar que es debido a la acción del movimiento cuando se retira un estímulo simpático. Este hallazgo mostró la importancia de observar a detalle que es lo que sucede durante la etapa de recuperación de cualquier estímulo estudiado y no solo observar que al final de la recuperación se hayan alcanzado valores de control.

Los cambios en los índices de VFC en EFC de la etapa de maniobra a la etapa de recuperación fueron graduales, tendiendo a regresar a valores de control, probablemente debido al decremento lento de la temperatura facial en contraste con el rápido cambio de postura presente en el CPA.

Análisis multivariado de VCV.

El análisis de VFC variante en el tiempo propuesto en este trabajo permitió el estudio de estímulos que generan respuestas no estacionarias (CPA y EFC) realizados tanto de forma individual como simultánea. Sin embargo, se considera que existe información de interés clínico al analizar no solamente la variable de FC o PC, sino también analizar simultáneamente variables que repercuten en la respuesta cardiovascular, como son la presión arterial y la respiración. En el presente trabajo, el análisis multivariado variante en el tiempo de VCV permitió el estudio de estímulos de corta duración con transitorios importantes, como son CPA, EFC y MC, y analizar el comportamiento del PC, la PS y la RES a lo largo del tiempo.

Tomar el valor promedio de la etapa de control y restarlo a las series de tiempo fue una metodología que ayudó a visualizar los cambios producidos por las maniobras estudiadas como cambios positivos o negativos respecto del control. Esta metodología tuvo resultados aceptables para el análisis fisiológico de tendencias, en donde se encontró poca dispersión entre sujetos, y para el análisis univariado de VFC donde se encontró dispersión en los datos y fue necesario prescindir de 4 sujetos, que presentaron valores fuera de comportamiento, para poder analizar mediante una prueba no paramétrica (Prueba de Friedman). Para el análisis multivariado de VCV trabajar con esta metodología representaba una limitante, ya que la dispersión observada en la potencia de índices calculados entre sujetos era tan grande que limitaba el análisis estadístico. Para resolver esto se pensó en normalizar los datos de cada sujeto con respecto del control, es decir dividir toda la serie de tiempo entre el promedio de la etapa de control. De esta forma fue posible tratar los datos mediante la prueba de Friedman.

De forma general, a lo largo de los índices de variabilidad se observaron en CPA y MC comportamientos con cambios diversos, es decir que no se observó una tendencia particular, posiblemente debido a la presencia de los cambios hemodinámicos provocados por la acción del movimiento, mientras que durante la EFC los cambios se presentaron de forma gradual.

En el caso de la potencia de BF-RR, CPA no presentó aumentos significativos respecto de las otras maniobras; en MC el comportamiento fue similar a CPA con la diferencia que en esta maniobra se observa sinergia; durante la EFC el incremento de la potencia de BF-RR persistió a lo largo de todo el registro. En este trabajo en particular el análisis del componente de BF, por si solo, como indicador de actividad simpática no fue de gran impacto; fue necesaria completar la información con otros índices simpáticos como la relación BF/AF.

El comportamiento encontrado en el análisis multivariado de la potencia de AF-RR fue similar al presentado durante el análisis univariado, en donde se destacó el aumento gradual de la actividad en la EFC y MC, en tanto que para el CPA se observó una supresión de la actividad de este indicador.

La relación de BF/AF encontrada para el análisis multivariado también fue similar a la encontrada durante el análisis univariado, mostrando similitud de CPA con MC con un aumento de la actividad de este indicador simpático, y una disminución gradual en EFC.

La potencia de BF-PS presentó al CPA como la maniobra con mayor actividad, principalmente en la mitad de la maniobra y la recuperación temprana. Durante EFC no mostró un efecto claro posiblemente por la dispersión encontrada en los distintos sujetos; en este índice simpático, el aumento vagal provocado por la EFC no se vio reflejado como una disminución de este indicador. MC presentó un comportamiento entre ambos estímulos realizados individualmente.

Analizando la respiración, se debe destacar que durante el CPA y MC se observó un incremento durante la recuperación temprana, el cual pudo deberse al cambio de postura de parado a acostado. Durante la EFC se apreció una respuesta deprimida en la potencia de AF de la RES, por lo que se puede considerar que los aumentos en la respuesta vagal durante esta maniobra fueron dados por actividad parasimpática y no debidos al efecto de la respiración.

Si bien la sensibilidad de los barorreceptores no proporcionó información discriminante entre las maniobras, debido posiblemente a la dispersión de los datos encontrada entre sujetos, en CPA también se observó el sobretiro en la recuperación temprana y en EFC un cambio importante hacia el final de la maniobra, eventos que podrían ser analizados de forma más completa en investigaciones futuras. Por su parte, la arritmia sinusal respiratoria presentó valores relativos considerablemente menores para CPA a los observados en las otras dos maniobras; el comportamiento gradual en EFC fue obtenido también en este índice. Se debe hacer notar que aunque hay evidencia que la respiración no afecta la EFC [23], si tiene efecto la respiración sobre maniobras activas y al combinar el CPA con la EFC se consideró como una variable de interés para este trabajo.

El análisis de la frecuencia central de cada una de las variables de interés no mostró diferencias significativas, con excepción de la AF del PC en donde fue posible observar una disminución del valor de la frecuencia central en el CPA, un ligero aumento en la EFC y un valor intermedio entre ambas maniobras para MC. Lo anterior reforzó lo ya descrito en este trabajo sobre que el CPA es una maniobra de carácter simpático, EFC de dominio vaga y MC una combinación entre ambos estímulos. El hecho de que solo una de las frecuencias centrales mostrara diferencias significativas pudiera poner en duda el uso del análisis de la frecuencia central como índice autonómico, sin embargo, la información que fue recabada de la frecuencia central de AF del PC refuerza los hallazgos encontrados en este trabajo, por lo tanto en este trabajo en particular se considera el análisis de la frecuencia central como un indicador autonómico de relevancia.

Durante la sensibilidad de los barorreceptores y la arritmia sinusal respiratoria no fue posible encontrar información relevante debido posiblemente a la dispersión de los datos encontrada entre sujetos.

De manera general, la combinación de maniobras presentó comportamientos similares a ambos estímulos individuales; durante índices simpáticos la similitud mayor fue con el CPA, mientras que para índices parasimpáticos su comportamiento a lo largo del tiempo fue similar a la EFC, con excepción de la potencia de AF de la RES.

A lo largo de los tres análisis revisados en este trabajo (fisiológico de tendencias, univariado y multivariado) fue posible apreciar que los índices de variabilidad vagales, tanto temporales como espectrales, fueron más robustos que los índices de actividad simpática al ser más consistentes con el comportamiento esperado de los estímulos realizados de forma individual. El comportamiento de maniobras de corta duración con transitorios substanciales tales como estas condiciones estudiadas pudieron ser explotados usado indicadores de variabilidad variantes en el tiempo, mostrando la dinámica de la modulación autonómica en el curso de las maniobras.

CONCLUSIONES

Al estudiar las etapas de estimulación y recuperación del CPA como maniobra simpática y EFC como parasimpática, tanto de forma individual como combinada, utilizando técnicas no estacionarias se pudo concluir:

- 1) El cambio de postura activo (CPA) fue un estímulo principalmente de carácter simpático, provocando un aumento de FC (o disminución de PC) y una hipertensión. El carácter simpático de la maniobra se vio reflejado en el aumento de actividad simpática de los índices de variabilidad tanto temporales (RRm) como espectrales (BF/AF).
- 2) La estimulación con frío en la cara (EFC) fue una maniobra de dominio vagal; se observó una disminución de la FC (o aumentando el PC) acompañado de un aumento de presión arterial. Durante este estímulo, indicadores como el rMSSD y la potencia de AF del PC presentaron mayor actividad durante la etapa de maniobra corroborando el dominio vagal del estímulo.
- 3) Los patrones de comportamiento permitieron observar la tendencia específica del comportamiento fisiológico seguido en cada condición estudiada a lo largo del tiempo, permitiendo caracterizar y evaluar las maniobras en varios intervalos de interés en lugar de hablar de un comportamiento promedio describiendo de mejor manera los estímulos analizados.
- 4) La combinación de las dos maniobras estudiadas (MC) resultó en una respuesta con comportamiento fisiológico más cercano a la EFC que al CPA. Sin embargo, fue posible apreciar durante su patrón de comportamiento actividad tanto simpática, similar al CPA al inicio de la maniobra, como actividad parasimpática, evocando los efectos de la EFC

durante el resto de la maniobra y recuperación. Lo anterior pudiera ser debido a que los efectos del CPA a corto plazo son mediados por el barorreflejo, que es de rápida acción, en tanto que el efecto de la EFC es más lento y sus efectos fueron mejor apreciados después del inicio de la maniobra. Los indicadores de VCV mostraron similitud de MC con CPA para los índices simpáticos, y de MC con EFC para los indicadores vagales.

- 5) La etapa de recuperación ha sido poco estudiada y durante este trabajo se apreció que la recuperación temprana mostró un sobretiro en las maniobras de CPA y MC, para la mayoría de los índices de VCV, que pudiera estar relacionado con un retiro abrupto de un estímulo simpático o la acción del movimiento.
- 6) El análisis de VCV variante en el tiempo permitió estudiar los cambios temporales que ocurren a lo largo de la etapa de maniobra y recuperación de cada uno de los tres estímulos presentes en este trabajo, permitiendo evaluar el comportamiento de las maniobras no solo una vez que alcanzaron su estado estacionario, sino mientras ocurrieron los cambios fisiológicos.
- 7) El comportamiento de maniobras de corta duración con transitorios substanciales tales como estas condiciones estudiadas pudieron ser explorados usando indicadores de variabilidad variantes en el tiempo, mostrando la dinámica de la modulación autonómica en el curso de las maniobras.
- 8) El análisis multivariado permitió complementar la información del estudio de VCV adicionando variables de interés clínico y fisiológico que tienen repercusión sobre la respuesta autonómica a nivel cardiovascular evocada por los estímulos de CPA y EFC, tales como la presión arterial y la respiración.

- 9) La combinación de maniobras es un campo poco explorado en el ámbito de la VCV que abre una gran oportunidad de explorar la forma en cómo el SNA integra diferentes estímulos.

PERSPECTIVAS

El presente trabajo se considera como uno de los primeros en el estudio del análisis de VCV durante estímulos realizados de manera simultánea, encontrando resultados satisfactorios al trabajar específicamente con las maniobras del cambio de postura activo (CPA) y la estimulación con frío en la cara (EFC). Con este trabajo se comprobó que el trabajar con estímulos combinados realizados de manera simultánea es posible obtener información de cómo el SNA integra estímulos que llevan al cuerpo humano a un estrés cardiovascular considerable, esto se vio reflejado en un comportamiento específico, no descritos antes, encontrado en las variables cardiovasculares y algunos índices de VCV al realizar los estímulos simultáneos. En ese sentido, durante este trabajo se estudiaron sólo dos posibilidades de estímulos que podrían ser combinados y de los cuales se podría obtener información de relevancia clínica, como podría ser una valoración de falla barorrefleja o la detección de cardiopatías sometiendo al individuo a un estrés cardiovascular considerable por periodos de corta duración. Además, los estudios aquí presentes consideran sólo a las señales de ECG, presión arterial y respiración para obtener información relevante; otras variables fisiológicas de interés podrían ser adicionadas dependiendo de la información que se pretenda obtener.

El modelo ARMVVT propuesto fue capaz de seguir los cambios de las series de tiempo de interés en condiciones estacionarias y durante el transitorio a un nuevo estado estable (condiciones no estacionarias), permitiendo un análisis a detalle de los efectos provocados por los dos estímulos estudiados (CPA y EFC). Sin embargo, el modelo presentó limitantes al volverse inestable en el momento de la aplicación del estímulo; se considera una limitante ya que el momento exacto en que se presenta la acción de la maniobra podría brindar más información sobre el complejo control inmediato del SNA para la integración de diferentes estímulos. Estas inestabilidades fueron encontradas en varios sujetos debido a los parámetros del modelo con que se trabajaron los cuales fueron constantes para

todos los sujetos en las tres distintas condiciones estudiadas. El modelo ARMVVT propuesto sería capaz de seguir cada una de las series de tiempo de interés en las tres diferentes condiciones cuando se encuentra el conjunto de parámetros adecuado para cada sujeto en una condición en particular; durante este trabajo se optó por no realizar esto para no poner en duda la veracidad del modelo para el análisis de señales no estacionarias. La intención fue proponer un modelo de uso general y no de uso particular. Una posibilidad para lidiar con esta limitante podría ser la implementación de un modelo ARMVVT que además fuera de paso variable, es decir, un modelo que sea capaz de modificar su constante de adaptación para asegurar siempre la estabilidad de la aproximación.

La presencia de inestabilidades durante las series de tiempo también repercutió en la dificultad para obtener información relevante en el cálculo de la coherencia y fase, las cuales son de importancia para conocer más sobre las interacciones entre diferentes variables, como la frecuencia cardíaca, la presión arterial y la respiración, en presencia de estímulos como el CPA, la EFC y estos dos estímulos realizados de forma simultánea. Dado esto, otra perspectiva a futuro para este trabajo podría ser ver la información de la base de datos generada para esta tesis utilizando un análisis de coherencia y fase variante en el tiempo, o herramientas de análisis no lineales.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Barbieri R. , Bianchi A., Triedman J., Mainardi L., Cerutti S. y Saul J. "Model Dependency of Multivariate Autoregressive Spectral Analysis". IEEE Eng Med Biol; 1997; 16: 74 - 85.
- [2] Bianchi A.M., Mainardi L.T., Meloni C., Chierchia S., Cerutti S. "Continuous monitoring of sympatho-vagal balance through spectral analysis". IEEE Eng Med Biol; 1997; 16: 64 -73.
- [3] Brown C.M., Sanya E. O., Hilz M.J., "Effect of cold face stimulation on cerebral blood flow in humans", Brain Reserch Bulletin; 2003, 61:81-86.
- [4] Brown T., Beightol L., Koh J. y Eckberg D. "Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored". 1993.
- [5] Burke D., Sundlöf G., Wallin B. G., "Postural effects on muscle nerve sympathetic activity in man", J. Physiol; 1977, 272: 399-414.
- [6] Carrasco S, Gaitán MJ, González R, Yáñez O. "Correlation among Poincaré plot indexes and time and frequency domain measures of heart rate variability". J Med Eng Technol; 2001, 25:240-8
- [7] Carrasco-Sosa S., Gaitán-Gonzalez M. J., González-Camarena R., Yáñez-Suarez O., "Baroreflex sensitivity assessment and heart rate variability: relation to manouver and technique", Eur J. Appl. Physiol; 2005, 95: 265-275.
- [8] Cordova A., Chicote A., "Fisiología dinámica", Elsevier, España, 2003, 339-342.
- [9] Duarte Mariano, "Fisiología y fisiopatología de la presión arterial: el barorreflejo", Boletín del Consejo Argentino de H.T.A., Año5, 2004, Jul-Sep.

- [10] Gaitán-Gonzalez M. J., Carrasco-Sosa S., González-Camarena R., Yáñez-Suarez O., "Non-Linear Relationship between Heart Period and Root Mean Square of Successive Differences during Ramp Exercise and Early Recover ", *Computers in Cardiology*; 2005, 32: 727-730.
- [11] Haykin Simon, "Adaptive Filter Theory", Prentice Hall, 3a edición, 1996, 562-588.
- [12] Iida R., Hirayagani K., Iwasaki K., Ogawa S., Suzuki H., Yajima K., "Non-invasive assessment of human baroreflex during different body positions", *J. Auton. Nerv. Sys.*; 1999, 75:164-170.
- [13] Kamath M.V., Fallen E.L., "Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function". *Crit Rev Biomed Eng*; 1993, 21:245-311.
- [14] Khurana R. y Wo R. "The Cold Face test: A non-baroreflex mediated test of cardiac vagal function". *Clin Auton Res*; 2006, 16: 202-207.
- [15] Mejía A.R., Gaitan M.J. y Carrasco S." Respuesta Vagal Durante el Reflejo de Inmersión Evaluada Mediante un Índice Vagal Variante en el Tiempo". CLAIB, Isla Margarita, Venezuela 2007.
- [16] Olufsen M.S., Tran H.T., Ottesen J.T., "Modeling baroreflex regulation of heart rate during orthostatic stress", *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*; 2006, 291:R1355-R1368.
- [17] 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 in conscious dog". *CircRes*; 1986, 59:178-193.

- [18] Parati Gianfranco, Mancia Giuseppe, Di Rienzo Marco, Castiglioni Paolo, Taylor J. Andrew y Studinger Péter. "Point:Conterpoint: Cardiovascular variability is/is not an index of autonomic control circulation". *J. Appl. Physiol*; 2006, 101: 676-682.
- [19] Perini R. Milesi S., Biancardi L., Pendergast D.R., Veicsteinas A., "Heart rate variability in exercising humans: effect of water immersion", *Eur. J. Appl. Physiol.*; 1998, 77: 326-332.
- [20] Pomeranz Bruce, et al. "Assesment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis", American Physiological Society, 1985.
- [21] Reyners A.K.L., Tio R.A., Vlutters F.G., van der Woude G.F., Reitsma W.D., Smit A.J., "Re-evaluation of the cold face test in humans", *Eur J Appl Physiol*; 2000, 82: 487-492.
- [22] Schipke J. D., Pelzer M., "Effect of immersion, submersion and scuba diving on heart rate variability", *Br. J. Sports Med*; 2001, 35:174-180.
- [23] Stemper B., Hiltz M.J., Rauhut U., Neundörfer B. "Evaluation of cold face test bradycardia by means of spectral analysis". *Clin Auton Res*; 2002, 12: 78-83.
- [24] Steptoe A., Vögele C, "Cardiac baroreflex during postural change assessed using non-invasive spontaneous sequence analysis in young men", *Cardiol Res*; 1990, 24:627-632.
- [25] Tarvainen M.P., Ranta-aho P.O., Karjalainen P.A., "An advanced detrending method with application to HRV analysis", *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2002, vol. 49, no. 2: 172-175.

[26] 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, 93:1043-65.

[27] Yamamoto Y., Hughson R.L., Peterson J.C., "Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis". *J Appl Physiol*; 1991, 71:1136-1142

ANEXO 1. CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN DE PROTOCOLO EXPERIMENTAL



Universidad Autónoma Metropolitana
Unidad Iztapalapa

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACION EN PROTOCOLO DE INVESTIGACION

Lugar y fecha: _____

Por medio de la presente ACEPTO participar en el protocolo de investigación:

Efecto combinado de la estimulación con frío en la cara y el cambio de postura sobre la actividad de los sistemas autonómico y cardiovascular.

El objetivo del estudio es:

- Evaluar el efecto combinado de la estimulación con frío de la cara y el cambio de postura sobre la actividad de los sistemas autonómico y cardiovascular, es decir ver los efectos provocados por la estimulación con frío en la cara acompañado por el cambio de postura de acostado a parado sobre el corazón.

Se me ha explicado que mi participación en el estudio consistirá en:

- Asistir al laboratorio de Fisiología Humana S-353 con ropa deportiva para realizar la adquisición de variables fisiológicas (frecuencia cardíaca, presión arterial, movimientos respiratorios y temperatura facial) en tres registros de tres minutos, los cuales comprenden el cambio de postura (acostado-parado), la estimulación con frío en la cara con compresas de frío por 1 minuto y la combinación de las maniobras ya mencionadas.

Declaro que se me ha informado ampliamente sobre los posibles riesgos y molestias derivados de mi participación en el estudio como son:

- Posible sensación molesta en la zona de la frente y pómulos debido a la estimulación con frío en la cara con una bolsa con hielo.

El médico responsable se ha comprometido a responder cualquier pregunta y aclarar toda duda que tenga acerca de los procedimientos que se llevarán a cabo. Conservo el derecho de retirarme del estudio en cualquier momento en que lo considere conveniente.

El médico responsable me ha garantizado el anonimato en las presentaciones o publicaciones que deriven de este estudio y que mi información personal será manejada en forma confidencial. También se ha comprometido a proporcionarme la información actualizada que se obtenga durante el estudio, aunque esta pudiera cambiar mi parecer respecto a mi permanencia en el mismo.

Nombre y firma del sujeto

Nombre y firma de Testigo

Nombre y firma de Testigo

ANEXO 2.- TABLAS DE RESULTADOS.

ANÁLISIS DE COMPORTAMIENTO FISIOLÓGICO.

Tabla I.- Frecuencia cardiaca.

SUJETOS	Postura			Frío			Combinado		
	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin
AAG	16.9	-2.8	-1.1	-6.0	-16.0	-18.6	7.1	-17.5	-17.8
ARM	23.4	13.7	12.8	-3.2	-27.7	-27.8	33.2	-24.1	-21.3
ARO	30.0	6.9	6.5	-5.2	-5.4	-9.0	24.3	-9.8	-3.7
AVC	27.4	5.6	4.4	-5.2	-3.4	-7.1	11.6	-15.9	-22.6
CCV	33.1	17.6	15.1	-11.2	-4.1	-7.2	32.1	-1.9	-6.4
CSC	32.6	10.0	8.1	-1.7	-16.3	-16.0	25.1	-13.1	-14.6
EZA	32.3	15.2	1.0	-3.7	-14.8	-9.9	19.1	-10.7	-8.2
FPQ	26.9	3.4	6.3	-7.8	-7.0	-13.2	30.1	-15.6	-16.8
FRA	34.2	14.6	19.1	-5.1	-9.6	-13.0	31.5	-6.9	3.9
FVD	27.9	-2.0	4.1	-2.6	-18.5	-33.7	10.5	-41.2	-24.3
JAV	28.3	4.5	13.8	-5.2	-6.2	-8.0	14.8	-9.8	-5.2
MACV	25.0	8.2	5.2	-8.7	-15.5	-22.5	23.0	-6.8	-12.3
MMR	26.9	13.8	19.7	-12.5	-17.1	-14.8	16.4	-15.0	-10.5
LPS	29.0	9.4	11.9	10.4	-10.4	-5.1	36.5	12.1	-3.2
LSF	32.3	14.2	15.4	-2.6	-4.1	-0.5	26.4	0.0	-3.4
OLB	51.6	3.2	34.2	-0.1	-7.5	-19.3	39.2	-12.6	-10.3
ORF	27.1	18.2	18.8	-2.2	0.9	-10.3	14.3	-19.8	-13.7
OVG	28.3	-1.3	-4.7	-9.1	-17.4	-23.9	31.9	-15.4	-25.1
RAO	24.8	16.3	17.2	-9.2	-23.2	-29.8	32.6	-34.7	-26.5
RIC	30.6	8.0	6.1	-2.7	-17.3	-17.0	25.1	-13.1	-14.6
media	29.4	8.8	10.7	-4.7	-12.0	-15.3	24.2	-13.6	-12.8
de	6.6	6.6	8.9	4.9	7.4	8.8	9.3	11.5	8.5

Valores de media \pm d.e. de frecuencia cardiaca en latidos por minuto (lpm) con cambios respecto del control de los 20 sujetos analizados en los tres puntos de interés de la fase de maniobra (inicial, medio y fin) correspondientes a los 10, 30 y 55 segundos de la maniobra durante el cambio de postura activo (Postura), la estimulación con frío en la cara (Frío) y la combinación de maniobras (Combinado).

Tabla II.-Presión Sistólica.

Presión Sistólica (mmHg)									
SUJETOS	Postura			Frío			Combinado		
	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin
AAG	-12.7	19.4	17.8	24.4	30.1	23.8	0.2	46.1	41.8
ARM	-10.4	-4.3	13.5	15.1	44.5	50.4	-0.8	96.4	77.3
ARO	-9.6	-2.0	10.8	16.2	16.5	24.1	-38.5	30.0	23.5
AVC	18.3	42.7	24.1	29.6	16.4	21.7	7.5	74.4	50.5
CCV	-22.4	17.2	10.4	18.0	30.3	29.5	-11.7	56.2	55.0
CSC	-21.0	26.4	20.2	11.1	7.0	16.3	-23.9	36.1	30.9
EZA	-28.9	48.1	27.6	12.1	20.4	19.1	-27.9	29.5	29.2
FPQ	-32.8	30.8	29.0	9.3	7.5	10.5	-29.2	41.9	42.8
FRA	-15.0	22.1	3.2	4.8	7.7	16.1	-44.2	39.7	18.9
FVD	-30.5	14.1	7.1	14.0	9.8	19.6	5.0	75.2	33.4
JAV	-10.2	27.6	35.1	10.8	23.6	25.5	-14.4	66.0	61.1
MACV	-14.2	24.3	17.5	7.2	22.8	19.0	6.4	51.0	55.0
MMR	2.7	15.1	18.9	33.6	27.4	16.0	-0.7	39.1	45.1
LPS	-32.2	15.9	-3.3	20.3	13.9	21.5	-13.2	43.2	52.1
LSF	-18.8	15.9	5.1	19.0	11.3	13.2	-12.1	31.9	40.4
OLB	-17.5	44.9	8.5	25.0	33.3	29.4	-6.1	88.3	59.8
ORF	-37.9	34.6	20.1	13.8	26.3	27.6	-28.8	39.7	33.2
OVG	-20.5	7.4	20.5	19.1	31.8	24.1	-3.3	77.0	57.3
RAO	0.8	31.6	33.0	17.5	23.6	34.2	-9.8	93.4	69.6
RIC	-22.0	25.4	19.2	11.1	7.0	16.3	-20.9	39.1	33.9
media	-16.7	22.9	16.9	16.6	20.6	22.9	-13.3	54.7	45.5
de	13.5	14.0	10.1	7.4	10.6	8.8	15.0	22.0	15.5

Valores de media \pm d.e. de presión sistólica en milímetros de mercurio (mmHg) con cambios respecto del control de los 20 sujetos analizados en los tres puntos de interés de la fase de maniobra (inicial, medio y fin) correspondientes a los 10, 30 y 55 segundos de la maniobra durante el cambio de postura activo (Postura), la estimulación con frío en la cara (Frío) y la combinación de maniobras (Combinado).

Tabla III.-Presión Diastólica.

Presión Diastólica (mmHg)									
SUJETOS	Postura			Frío			Combinado		
	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin
AAG	-9.0	20.9	18.3	17.2	30.8	23.2	-5.8	41.5	43.4
ARM	-0.3	7.4	10.8	2.9	20.9	32.9	-1.7	44.5	50.4
ARO	-12.7	-1.9	9.8	6.2	8.4	15.9	-25.6	8.7	15.6
AVC	8.3	30.8	27.7	21.4	9.3	7.4	-2.8	34.1	38.9
CCV	-14.9	15.7	19.0	5.6	17.9	14.6	-12.8	25.2	40.3
CSC	-4.3	23.7	25.0	12.2	10.1	14.0	-5.1	29.4	28.2
EZA	-23.6	33.4	20.3	6.7	11.1	6.4	-29.1	14.9	22.0
FPQ	-14.7	24.5	28.5	-0.2	1.9	5.9	-15.7	31.4	39.6
FRA	-10.2	11.4	16.2	-2.5	-0.8	4.8	-23.9	19.0	28.1
FVD	1.4	15.4	18.9	3.1	-1.6	0.6	-2.5	34.9	9.0
JAV	-3.5	20.2	27.0	-2.1	8.6	8.2	-10.3	28.6	33.7
MACV	-5.5	24.2	24.1	3.5	14.1	7.9	-1.3	33.7	41.5
MMR	-6.1	14.2	18.6	0.7	7.3	3.1	-9.5	20.0	30.0
LPS	-7.1	12.0	9.8	14.0	3.3	8.5	0.6	30.9	32.4
LSF	-12.7	15.6	10.0	12.3	4.6	8.1	-16.9	14.2	25.5
OLB	-9.9	17.0	14.6	7.7	11.3	3.9	-7.0	31.9	27.8
ORF	-27.3	0.9	6.3	-0.1	19.2	8.1	-15.6	18.7	25.6
OVG	-11.9	13.1	14.2	5.8	13.4	8.2	-5.9	32.2	24.9
RAO	0.5	29.5	32.4	2.9	6.6	17.3	-5.1	49.4	49.8
RIC	-5.2	22.8	24.1	12.6	10.5	14.4	-3.1	31.4	30.2
media	-8.4	17.5	18.8	6.5	10.3	10.7	-10.0	28.7	31.8
de	8.3	9.2	7.4	6.6	7.8	7.6	8.7	10.4	10.6

Valores de media \pm d.e. presión diastólica en milímetros de mercurio (mmHg) con cambios respecto del control de los 20 sujetos analizados en los tres puntos de interés de la fase de maniobra (inicial, medio y fin) correspondientes a los 10, 30 y 55 segundos de la maniobra durante el cambio de postura activo (Postura), la estimulación con frío en la cara (Frío) y la combinación de maniobras (Combinado).

Tabla IV. Presión media

SUJETOS	Postura			Frío			Combinado		
	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin
AAG	-10.2	20.4	-21.3	19.6	30.6	23.4	-3.8	43.0	42.9
ARM	-3.7	3.5	-10.8	7.0	28.8	38.7	-1.4	61.8	59.3
ARO	-11.7	-1.9	10.1	9.5	11.1	18.6	-29.9	15.8	18.2
AVC	11.7	34.8	26.5	24.1	11.6	12.1	0.6	47.5	42.8
CCV	-17.4	16.2	-14.0	9.7	22.0	19.6	-12.4	35.5	45.2
CSC	-9.9	24.6	-11.9	11.8	9.1	14.8	-11.4	31.6	29.1
EZA	-25.4	38.3	-15.2	8.5	14.2	10.6	-28.7	19.8	24.4
FPQ	-20.7	26.6	-19.5	3.0	3.8	7.4	-20.2	34.9	40.7
FRA	-11.8	14.9	11.9	0.0	2.0	8.6	-30.7	25.9	25.0
FVD	-9.2	15.0	15.0	6.7	2.2	6.9	0.0	48.3	17.1
JAV	-5.7	22.7	2.4	2.2	13.6	14.0	-11.7	41.1	42.8
MACV	-8.4	24.2	-19.6	4.7	17.0	11.6	1.3	39.5	46.0
MMR	-3.2	14.5	18.7	11.6	14.0	7.4	-6.5	26.4	35.1
LPS	-15.4	13.3	5.4	16.1	6.8	12.8	-4.0	35.0	39.0
LSF	-14.7	15.7	-7.9	14.5	6.8	9.8	-15.3	20.1	30.5
OLB	-12.4	26.3	12.6	13.5	18.6	12.4	-6.7	50.7	38.5
ORF	-30.8	12.2	10.9	4.5	21.6	14.6	-20.0	25.7	28.1
OVG	-14.7	11.2	16.3	10.2	19.5	13.5	-5.0	47.1	35.7
RAO	0.6	30.2	0.2	7.8	12.3	22.9	-6.7	64.1	56.4
RIC	-10.8	23.7	-12.9	12.1	9.3	15.0	-9.0	34.0	31.4
media de	-11.2	19.3	-0.2	9.9	13.7	14.7	-11.1	37.4	36.4
	9.1	9.8	14.9	5.9	8.0	7.4	10.1	13.3	11.3

Valores de media \pm d.e. de presión media en milímetros de mercurio (mmHg) con cambios respecto del control de los 20 sujetos analizados en los tres puntos de interés de la fase de maniobra (inicial, medio y fin) correspondientes a los 10, 30 y 55 segundos de la maniobra durante el cambio de postura activo (Postura), la estimulación con frío en la cara (Frío) y la combinación de maniobras (Combinado).

Tabla V. Presión de pulso.

SUJETOS	Postura			Frío			Combinado		
	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin	inicio	medio	fin
AAG	-3.7	-1.5	-0.5	7.2	-0.7	0.6	6.0	4.6	-1.6
ARM	-10.0	-11.7	2.8	12.2	23.5	17.5	0.9	51.9	27.0
ARO	3.1	-0.1	1.0	10.0	8.1	8.2	-12.9	21.3	7.9
AVC	9.9	11.9	-3.6	8.2	7.1	14.3	10.3	40.3	11.6
CCV	-7.5	1.5	-8.6	12.4	12.4	14.9	1.1	31.0	14.7
CSC	-16.7	2.7	-4.8	-1.1	-3.1	2.3	-18.8	6.7	2.7
EZA	-5.3	14.7	7.3	5.4	9.3	12.7	1.2	14.6	7.2
FPQ	-18.1	6.3	0.5	9.5	5.6	4.6	-13.5	10.5	3.2
FRA	-4.8	10.7	-13.0	7.2	8.4	11.2	-20.2	20.7	-9.3
FVD	-31.9	-1.3	-11.7	10.9	11.4	19.0	7.5	40.3	24.4
JAV	-6.7	7.4	8.1	12.9	15.0	17.3	-4.1	37.4	27.4
MACV	-8.7	0.1	-6.6	3.7	8.7	11.1	7.7	17.3	13.5
MMR	8.7	0.9	0.3	32.9	20.1	12.9	8.8	19.1	15.0
LPS	-25.1	3.9	-13.1	6.3	10.6	12.9	-13.8	12.3	19.7
LSF	-6.1	0.3	-4.9	6.7	6.7	5.1	4.8	17.7	14.9
OLB	-7.7	27.9	-6.2	17.3	22.0	25.5	0.9	56.3	32.0
ORF	-10.7	33.6	13.9	13.8	7.1	19.5	-13.2	21.0	7.6
OVG	-8.6	-5.8	6.3	13.3	18.5	15.9	2.6	44.8	32.5
RAO	0.3	2.1	0.6	14.6	17.0	16.9	-4.7	44.0	19.8
RIC	-16.8	2.6	-4.9	-1.5	-3.5	1.9	-17.8	7.7	3.7
media de	-8.3	5.3	-1.9	10.1	10.2	12.2	-3.4	26.0	13.7
	10.2	10.6	7.3	7.3	7.6	6.7	10.2	15.9	11.4

Valores de media \pm d.e. de presión de pulso en milímetros de mercurio (mmHg) con cambios respecto del control de los 20 sujetos analizados en los tres puntos de interés de la fase de maniobra (inicial, medio y fin) correspondientes a los 10, 30 y 55 segundos de la maniobra durante el cambio de postura activo (Postura), la estimulación con frío en la cara (Frío) y la combinación de maniobras (Combinado).

ANALISIS UNIVARIADO DE VCV.

Tabla VI. Periodo cardiaco.

Sujetos	RR m (ms)														
	CPA					EFC					Comb				
	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG															
ARM	-99.14	-123.71	-96.71	33.68	2.09	-54.67	176.00	225.00	130.67	-54.80	-43.64	236.86	257.86	50.69	30.76
ARO	-213.47	-123.87	-127.47	-129.87	20.63	2.43	101.43	27.93	18.93	53.43	-83.30	196.00	34.30	-77.50	23.50
AVC	-62.46	-85.13	-55.13	-40.27	21.27	165.29	96.79	49.59	-66.92	-15.61	194.55	254.05	344.05	285.65	-100.28
CCV	-339.75	-220.35	-201.75	40.85	16.25	36.21	35.71	100.71	83.91	-18.29	56.06	52.56	-23.94	-40.77	-0.44
CSC	-188.20	-99.00	-122.20	-170.20	88.80	-46.32	154.18	172.88	106.18	24.68	52.67	168.87	247.17	-54.83	111.67
EZA															
FPQ	-86.47	43.20	29.60	-19.94	110.80	89.11	5.91	42.71	18.44	17.51	-82.97	157.50	122.20	86.30	121.10
FRA	-228.00	-176.00	-134.67	54.80	-26.80	45.37	168.47	120.47	25.30	-52.63	-26.37	202.30	20.90	76.63	81.30
FVD	-84.73	-39.13	-98.16	5.60	56.47	44.68	268.88	348.68	218.88	48.08	27.03	309.03	77.83	39.70	21.43
JAV	-182.73	-48.66	-148.66	38.54	50.94	48.05	32.55	27.75	-1.85	-33.85	58.16	94.56	91.26	31.76	119.76
LPS															
LSF	-307.74	-163.20	-186.80	-324.97	-50.80	-30.60	6.90	-73.10	-42.70	-15.10	-7.70	5.30	-4.70	-196.56	56.30
MACV	3.55	-39.32	20.75	-97.40	86.85	66.13	112.03	136.13	72.86	44.53	175.86	62.86	96.86	103.19	37.26
MMR	-211.09	-133.62	-205.75	-243.67	-26.82	27.83	322.13	194.93	79.43	7.43	83.76	195.26	154.26	-10.24	143.96
OLB	-33.85	-72.38	-138.72	-114.30	89.35	-8.09	-2.09	0.78	115.11	-20.09	-94.28	83.05	50.65	102.65	87.05
ORF	-70.78	-102.91	-170.11	-189.22	52.57	2.90	157.80	121.80	50.63	-35.50	-83.30	196.00	34.30	-77.50	23.50
OVG															
RAO	-94.36	-121.36	-172.69	-16.83	-0.09	85.65	140.85	237.55	212.45	16.85	45.05	420.55	278.85	199.05	48.65
RIC	-190.20	-99.00	-124.20	-170.20	86.80	-48.32	152.18	172.88	104.18	24.68	52.67	170.87	247.17	-52.83	111.67
media	-149.34	-100.28	-120.79	-83.96	36.14	26.60	120.61	119.17	70.34	-0.54	20.27	175.35	126.81	29.09	57.32
d.e.	97.93	62.45	69.60	114.01	49.01	59.21	92.73	105.95	79.66	35.02	88.08	103.93	114.29	117.06	60.98

Valores de media ± d.e. del periodo cardiaco en milisegundos (ms) con cambios respecto del control de los 16 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante las maniobras de cambio de postura activo (Postura), estimulación con frío en la cara (Frío) y combinación de maniobras (Combinado).

Tabla VII. rMSSD.

Sujetos	rMSSD (ms)														
	CPA					EFC					Comb				
	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG															
ARM	-14.79	-6.38	-4.45	15.94	6.41	-10.29	73.81	51.40	73.75	-23.03	-13.83	26.27	72.17	41.35	4.90
ARO	-21.08	-28.91	-13.59	-12.24	-18.56	-7.09	7.98	-8.63	-4.77	9.15	16.98	35.02	33.01	47.27	28.29
AVC	-1.30	0.96	-4.53	8.89	3.96	60.63	42.23	53.29	11.41	1.87	45.73	60.93	42.65	22.59	25.91
CCV	-27.09	-28.32	-9.05	20.58	14.76	-4.25	-32.47	-34.57	-31.77	-5.83	-5.10	-16.37	11.16	21.63	35.01
CSC	-11.78	-10.81	-16.99	-5.95	2.25	13.84	22.95	26.05	18.61	-19.58	19.54	22.23	45.86	42.34	13.64
EZA															
FPQ	0.40	8.42	1.89	8.08	15.35	5.48	1.61	0.25	1.97	-4.74	5.66	0.80	37.71	26.40	8.63
FRA	-19.84	-13.46	-11.84	18.92	-4.81	3.71	8.31	5.36	7.39	-3.95	-1.02	11.70	20.87	34.52	10.27
FVD	1.04	-3.91	-2.40	5.20	0.81	25.95	100.96	123.25	137.50	1.70	7.19	167.70	95.09	-14.53	-15.26
JAV	-16.58	-23.32	-12.27	17.13	-6.69	9.35	2.78	10.92	-0.48	-14.18	23.00	17.46	22.23	15.50	1.80
LPS															
LSF	-6.12	5.44	-2.75	8.29	1.26	11.52	7.68	61.60	39.95	-4.81	22.73	-16.52	-0.56	37.44	0.92
MACV	-2.44	-5.49	5.84	12.57	8.49	59.78	37.75	31.00	26.46	0.09	45.14	23.26	18.41	82.78	9.41
MMR	-17.84	-23.03	-19.81	-9.82	-3.73	22.63	19.84	32.59	56.92	19.78	13.24	0.27	18.39	82.88	26.81
OLB	-7.52	-2.66	-13.70	11.95	35.40	44.77	6.17	35.94	69.95	-7.84	8.36	19.73	58.02	90.73	18.53
ORF	-13.38	-5.72	-13.51	-9.56	7.86	6.95	35.48	9.55	8.38	13.56	16.98	35.02	33.01	47.27	28.29
OVG															
RAO	-4.45	-5.81	-6.12	47.98	1.34	22.99	48.87	119.02	59.60	8.29	3.26	109.29	120.15	72.24	-4.67
RIC	-11.78	-10.81	-16.99	-5.95	2.25	13.84	22.95	26.05	18.61	-19.58	19.54	22.23	45.86	42.34	13.64
media	-10.91	-9.61	-8.77	8.25	4.15	17.49	25.43	33.94	30.84	-3.07	14.21	32.44	42.13	43.30	12.88
d.e.	8.40	11.28	7.29	15.26	11.73	21.52	31.51	41.94	40.90	12.22	16.00	46.90	31.64	27.88	13.73

Valores de media ± d.e. del rMSSD en milisegundos (ms) con cambios respecto del control de los 16 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante las maniobras de cambio de postura activo (Postura), estimulación con frío en la cara (Frío) y combinación de maniobras (Combinado).

Tabla VIII. Potencia de baja frecuencia.

Sujetos	BF (ms ²)														
	CPA					EFC					Comb				
	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG															
ARM	-11.90	-25.20	8.00	492.50	55.50	62.83	502.69	179.49	238.49	-32.56	-30.76	342.57	-848.70	333.05	29.89
ARO	-21.96	-111.81	-21.83	-23.80	-87.14	-25.14	9.66	-34.37	-29.26	-3.18	63.98	158.41	-101.04	247.03	141.53
AVC	28.80	68.26	-30.21	300.62	75.44	711.65	390.42	727.83	106.42	1.96	1256.19	709.58	-232.51	167.92	163.15
CCV	214.59	-76.31	16.90	490.53	148.78	76.59	-15.28	-27.99	-27.88	-3.95	121.78	-9.31	-107.59	263.56	341.94
CSC	34.13	-3.06	-15.38	37.16	7.35	-1.70	32.89	40.16	33.51	-18.47	56.37	58.93	-141.56	334.93	28.46
EZA															
FPQ	115.98	206.24	27.09	133.50	142.23	337.08	17.05	13.06	3.48	-14.97	32.50	17.27	-135.38	434.20	37.14
FRA	41.19	-135.49	-98.82	796.75	-23.74	81.16	73.23	-2.38	30.55	-40.82	52.40	138.23	-421.84	761.49	95.01
FVD	60.91	8.76	18.26	147.27	7.18	67.43	257.04	522.73	362.99	-3.41	85.23	424.84	-215.00	-17.74	-17.63
JAV	13.54	-56.58	-22.99	255.11	-9.41	18.87	3.95	10.43	-0.52	-11.97	40.40	159.44	-142.13	219.45	14.52
LPS															
LSF	224.03	78.71	36.46	246.07	22.40	35.19	14.64	310.49	292.56	-3.77	164.28	-37.05	-15.34	540.05	21.64
MACV	86.29	5.07	44.15	268.00	30.34	131.27	47.59	27.55	19.99	1.11	590.27	85.66	-44.88	378.12	20.50
MMR	29.42	-67.03	-49.11	55.04	-22.86	168.26	32.85	31.27	114.09	43.34	184.14	11.89	-68.58	985.10	222.20
OLB	175.31	40.94	-57.82	510.71	657.02	1318.01	406.17	1673.01	1902.61	-170.62	204.85	666.75	-1312.40	1112.80	185.12
ORF	15.81	-6.88	-19.44	2.24	63.18	32.53	69.21	-5.80	-1.45	19.54	63.98	158.41	-101.04	247.03	141.53
OVG															
RAO	49.94	-5.88	-11.57	2605.96	8.54	53.78	88.26	219.80	52.36	1.61	225.62	492.59	-315.55	348.04	-12.72
RIC	42.58	-14.32	-16.79	38.97	-21.24	2.84	36.29	33.04	18.89	-22.07	55.74	72.94	-50.43	188.38	-12.38
media	68.67	-5.91	-12.07	397.29	65.85	191.92	122.92	232.40	194.80	-16.14	197.93	215.70	-265.87	408.96	87.49
d.e.	75.75	81.62	37.27	631.31	168.97	350.29	167.13	441.32	470.36	45.59	315.84	239.01	345.40	303.72	102.83

Valores de media ± d.e. de la potencia de baja frecuencia (ms²) con cambios respecto del control de los 16 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante las maniobras de cambio de postura activo (Postura), estimulación con frío en la cara (Frío) y combinación de maniobras (Combinado).

Tabla IX. Potencia de alta frecuencia.

Sujetos	AF (ms ²)														
	CPA					EFC					Comb				
	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG															
ARM	-3.86	-48.09	-31.68	106.06	40.62	223.77	1238.83	636.20	1405.23	-147.77	-57.96	141.29	810.91	666.90	26.97
ARO	-15.11	-111.38	-64.96	-56.01	-78.20	-26.29	84.10	-17.24	-8.85	76.03	64.99	197.69	136.09	286.42	180.42
AVC	17.45	15.52	-13.94	60.93	22.19	471.66	339.10	561.59	92.02	2.11	434.38	409.46	203.49	170.01	130.13
CCV	187.74	-132.91	-67.48	151.24	105.39	163.25	-229.09	-277.81	-275.64	-73.66	420.73	-147.35	12.14	199.17	409.77
CSC	41.35	-64.24	-81.92	-26.67	26.28	-9.74	186.27	197.22	148.13	-50.02	136.98	86.85	300.79	179.29	66.07
EZA															
FPQ	73.24	62.93	-5.83	65.39	85.29	192.77	12.95	-18.46	-5.00	-26.24	84.95	-31.04	110.19	647.25	31.99
FRA	37.70	-35.07	-30.06	122.58	-7.45	25.28	27.47	13.94	28.54	-14.80	24.67	28.86	120.88	242.81	39.09
FVD	23.50	-14.57	-6.69	17.53	-4.89	40.55	530.62	721.79	620.51	1.08	218.81	2774.54	1744.14	-71.88	-79.39
JAV	-5.75	-80.32	-71.07	73.10	-35.71	65.81	7.70	59.25	4.00	-55.02	68.95	73.30	92.22	121.95	1.71
LPS															
LSF	25.08	3.97	-2.46	32.92	-3.70	33.49	26.03	349.42	279.45	-4.10	307.45	-53.03	-14.85	144.99	8.11
MACV	63.04	-14.93	14.92	80.73	33.22	743.54	309.37	239.48	193.71	3.82	916.87	99.83	61.33	628.68	36.74
MMR	-9.86	-119.45	-107.60	-64.28	-46.26	455.74	198.73	256.57	608.67	148.40	407.53	3.05	111.45	1521.13	382.20
OLB	21.32	-17.08	-48.47	115.99	456.52	183.73	34.80	281.08	429.87	-36.08	141.22	154.54	441.84	804.26	191.82
ORF	13.27	-14.68	-25.17	-21.06	37.08	17.21	207.33	31.06	36.99	42.38	64.99	197.69	136.09	286.42	180.42
OVG															
RAO	24.75	-8.48	-9.57	321.15	0.99	201.01	392.01	2165.16	535.80	39.00	459.75	1375.62	1920.62	1272.62	-7.99
RIC	-69.03	-80.93	-80.36	-10.03	-63.32	21.92	204.93	184.36	86.54	-61.66	29.98	100.28	126.97	99.23	-6.48
media	26.55	-41.23	-39.52	60.60	35.50	175.23	223.20	336.48	261.25	-9.78	232.77	338.22	394.64	449.95	99.47
d.e.	54.35	53.56	35.65	95.48	122.63	214.33	327.12	553.61	395.12	67.54	248.10	735.26	596.02	445.31	139.04

Valores de media ± d.e. de la potencia de alta frecuencia (ms²) con cambios respecto del control de los 16 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante las maniobras de cambio de postura activo (Postura), estimulación con frío en la cara (Frío) y combinación de maniobras (Combinado).

Tabla X. Potencia total.

Sujetos	Potencia Total (ms ²)														
	CPA					EFC					Comb				
	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG															
ARM	-15.76	-73.29	-23.69	598.56	96.12	286.60	1741.52	815.69	1643.72	-180.32	-88.72	483.86	1659.61	999.95	56.86
ARO	-37.07	-223.18	-86.79	-79.81	-165.34	-51.43	93.76	-51.60	-38.11	72.85	128.98	356.11	237.14	533.46	321.96
AVC	46.25	83.78	-44.15	361.55	97.63	1183.31	729.52	1289.42	198.44	4.07	1690.57	1119.04	436.00	337.93	293.28
CCV	402.33	-209.22	-50.58	641.77	254.17	239.84	-244.37	-305.80	-303.52	-77.61	542.51	-156.66	119.73	462.73	751.71
CSC	75.48	-67.30	-97.29	10.49	33.63	-11.45	219.16	237.38	181.65	-68.49	193.35	145.78	442.35	514.22	94.53
EZA															
FPQ	189.22	269.17	21.27	198.89	227.52	529.85	30.00	-5.40	-1.52	-41.21	117.45	-13.78	245.57	1081.45	69.13
FRA	78.89	-170.56	-128.88	919.33	-31.19	106.45	100.71	11.56	59.09	-55.62	77.07	167.09	542.72	1004.30	134.10
FVD	84.42	-5.81	11.58	164.80	2.29	107.97	787.66	1244.52	983.50	-2.33	304.04	3199.38	1959.14	-89.62	-97.01
JAV	7.80	-136.90	-94.06	328.21	-45.12	84.68	11.65	69.69	3.48	-66.99	109.35	232.74	234.35	341.40	16.22
LPS															
LSF	249.11	82.69	34.00	279.00	18.70	68.67	40.66	659.91	572.01	-7.86	471.73	-90.08	0.49	685.04	29.74
MACV	149.33	-9.87	59.07	348.73	63.56	874.81	356.96	267.03	213.69	4.93	1507.14	185.49	106.21	1006.80	57.24
MMR	19.56	-186.48	-156.71	-9.24	-69.12	624.00	231.58	287.84	722.76	191.74	591.67	14.94	180.03	2506.23	604.40
OLB	196.63	23.86	-106.29	626.70	1113.54	1501.74	440.97	1954.09	2332.48	-206.70	346.07	821.29	1754.24	1917.06	376.94
ORF	29.08	-21.56	-44.61	-18.82	100.26	49.74	276.54	25.27	35.53	61.92	128.98	356.11	237.14	533.46	321.96
OVG															
RAO	74.69	-14.36	-21.14	2927.12	9.53	254.79	480.27	2384.96	588.16	40.61	685.37	1868.21	2236.17	1620.66	-20.71
RIC	-26.45	-95.25	-97.15	28.94	-84.55	24.76	241.21	217.40	105.43	-83.74	85.72	173.22	177.40	287.60	-18.86
media	95.22	-47.14	-51.59	457.89	101.35	367.15	346.11	568.87	456.05	-25.92	430.70	553.92	660.52	858.92	186.97
d.e.	117.19	128.40	62.13	718.05	290.83	460.39	457.46	774.62	693.05	96.32	505.16	873.01	761.02	673.76	238.89

Valores de media ± d.e. de la potencia total (ms²) con cambios respecto del control de los 16 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante las maniobras de cambio de postura activo (Postura), estimulación con frío en la cara (Frío) y combinación de maniobras (Combinado).

Tabla XI. Relación de baja frecuencia sobre alta frecuencia.

Sujetos	Relación BF/AF														
	CPA					EFC					Comb				
	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG															
ARM	-0.10	0.01	0.37	2.12	0.24	0.04	0.18	0.06	-0.03	-0.08	-0.06	0.82	0.54	0.11	0.08
ARO	-0.04	0.75	0.77	0.52	0.07	-0.10	-0.26	-0.28	-0.26	-0.31	0.11	0.00	-0.04	0.06	-0.01
AVC	-0.43	0.53	0.55	1.41	0.25	0.20	-0.14	0.00	-0.12	-0.04	0.91	-0.20	-0.73	-0.85	-0.60
CCV	0.27	0.97	0.79	1.32	0.31	0.11	0.14	0.16	0.15	0.02	-0.10	0.40	0.34	0.36	0.22
CSC	0.14	0.30	0.26	0.50	0.00	0.02	-0.10	-0.08	-0.06	-0.08	-0.37	-0.13	-0.35	0.88	-0.30
EZA															
FPQ	0.21	1.25	1.08	0.49	0.28	0.36	0.01	0.98	0.19	0.62	-0.07	1.21	0.48	0.16	0.24
FRA	-1.15	0.04	0.76	1.82	0.11	0.13	-0.13	-0.99	-0.91	0.17	0.02	1.77	1.25	0.99	0.25
FVD	0.30	3.35	1.65	2.60	0.81	0.29	-0.75	-0.53	-0.66	-0.29	0.12	-0.05	-0.07	-0.07	-0.04
JAV	0.21	0.34	1.50	1.22	0.31	0.03	0.03	-0.02	-0.02	0.00	-0.21	0.79	0.42	0.65	0.29
LPS															
LSF	3.99	3.38	2.97	3.44	2.39	0.01	-0.23	-0.13	0.02	0.02	-0.30	0.51	0.48	1.86	0.17
MACV	0.17	1.09	0.56	1.56	-0.09	0.04	0.02	-0.02	-0.02	0.01	0.08	0.22	0.11	0.04	0.00
MMR	0.30	0.63	0.78	1.46	0.07	-0.07	-0.22	-0.26	-0.24	-0.11	-0.02	0.15	0.09	0.17	0.09
OLB	1.79	1.53	0.99	1.97	0.02	2.41	2.88	1.62	0.37	-1.21	0.14	1.88	1.43	0.15	-0.17
ORF	0.10	0.41	0.65	2.63	0.47	0.44	-0.32	-0.45	-0.41	-0.14	0.11	0.00	-0.04	0.06	-0.01
OVG															
RAO	0.13	1.82	1.40	6.04	0.46	0.09	0.06	-0.06	-0.06	-0.08	0.07	-0.05	-0.23	-0.13	-0.12
RIC	1.34	0.31	0.23	0.39	-0.03	-0.04	-0.11	-0.11	-0.06	-0.09	0.51	-0.11	-0.39	0.80	-0.31
media	0.45	1.05	0.96	1.84	0.35	0.25	0.07	-0.01	-0.13	-0.10	0.05	0.38	0.17	0.27	-0.01
d.e.	1.14	1.04	0.68	1.41	0.59	0.60	0.78	0.59	0.32	0.36	0.28	0.64	0.53	0.57	0.22

Valores de media ± d.e. de la relación de baja frecuencia sobre alta frecuencia (BF/AF) con cambios respecto del control de los 16 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante las maniobras de cambio de postura activo (Postura), estimulación con frío en la cara (Frío) y combinación de maniobras (Combinado).

ANALISIS MULTIVARIADO DE VCV.

Tabla XII. Potencia de BF y AF del periodo cardiaco durante el CPA.

RR - CPA												
Sujetos	POTENCIA DE BAJA FRECUENCIA (ms ²)						POTENCIA DE ALTA FRECUENCIA (ms ²)					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	1.125	0.963	0.823	4.384	2.893	1.000	0.937	0.995	0.610	1.799	1.702
ARM	1.000	3.088	2.272	7.820	43.620	7.031	1.000	1.128	0.489	0.356	1.922	3.504
ARO	1.000	1.782	4.598	3.444	3.309	1.489	1.000	1.660	1.259	1.135	1.766	1.397
AVC	1.000	41.140	10.685	3.662	19.355	2.897	1.000	0.249	7.195	0.510	0.267	0.707
CCV	1.000	1.672	2.727	1.895	19.687	4.867	1.000	3.024	2.329	1.479	4.918	3.879
CSC	1.000	1.483	1.632	0.989	2.979	1.768	1.000	1.241	1.660	1.148	1.105	2.029
EZA	1.000	1.309	1.306	1.551	1.636	0.950	1.000	1.182	0.915	0.670	0.921	1.299
FPQ	1.000	2.702	5.850	4.938	4.133	4.379	1.000	2.515	45.104	56.820	8.437	6.060
FRA	1.000	0.824	2.102	0.879	4.261	2.475	1.000	7.786	3.213	2.216	4.555	4.099
FVD												
JAV	1.000	1.617	1.990	2.298	14.700	2.745	1.000	1.278	1.294	0.979	3.965	2.404
LPS	1.000	2.824	4.168	1.530	7.683	1.845	1.000	1.672	2.227	3.161	19.758	5.169
LSF	1.000	60.360	6.870	3.873	36.620	4.327	1.000	4.603	8.000	6.083	9.414	3.309
MACV	1.000	1.172	3.102	3.512	5.499	4.787	1.000	1.646	5.274	3.078	23.980	6.340
MMR	1.000	2.136	3.536	2.364	3.939	1.360	1.000	0.671	0.281	0.131	0.210	0.760
OLB	1.000	3.643	28.671	9.690	8.921	13.898	1.000	1.779	3.804	2.375	1.930	12.716
ORF	1.000	1.048	0.949	0.649	1.371	2.117	1.000	1.448	2.140	1.400	1.329	2.232
OVG	1.000	0.454	8.555	3.379	3.431	12.104	1.000	2.921	0.461	0.383	8.411	1.847
RAO	1.000	1.746	8.738	4.385	12.310	5.788	1.000	3.690	17.390	29.915	3.633	4.452
RIC	1.000	1.461	1.604	0.989	2.892	1.734	1.000	1.233	1.638	1.143	1.102	1.995
<i>mediana</i>	<i>1.000</i>	<i>1.672</i>	<i>3.102</i>	<i>2.364</i>	<i>4.384</i>	<i>2.893</i>	<i>1.000</i>	<i>1.646</i>	<i>2.140</i>	<i>1.148</i>	<i>1.930</i>	<i>2.404</i>
<i>cuartil-25</i>	<i>1.000</i>	<i>1.240</i>	<i>1.811</i>	<i>1.260</i>	<i>3.370</i>	<i>1.807</i>	<i>1.000</i>	<i>1.207</i>	<i>1.127</i>	<i>0.640</i>	<i>1.217</i>	<i>1.774</i>
<i>cuartil-75</i>	<i>1.000</i>	<i>2.763</i>	<i>6.360</i>	<i>3.767</i>	<i>13.505</i>	<i>4.827</i>	<i>1.000</i>	<i>2.718</i>	<i>4.539</i>	<i>2.726</i>	<i>6.665</i>	<i>4.276</i>

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la potencia de baja frecuencia y alta frecuencia (ms²) del periodo cardiaco normalizado respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante el cambio de postura activo (CPA).

Tabla XIII. Potencia de BF y AF del periodo cardiaco durante la EFC.

RR - EFC													
Sujetos	POTENCIA DE BAJA FRECUENCIA (ms ²)						POTENCIA DE ALTA FRECUENCIA (ms ²)						
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	
AAG	1.000	1.090	3.378	3.855	4.982	4.009	1.000	0.369	1.999	1.348	1.123	1.419	
ARM	1.000	4.696	6.763	5.049	4.684	6.655	1.000	1.973	22.240	9.952	23.133	5.636	
ARO	1.000	0.999	2.028	1.775	1.224	0.858	1.000	2.483	2.072	2.172	1.175	2.706	
AVC	1.000	2.230	12.024	7.974	6.640	3.608	1.000	2.814	12.335	32.318	22.019	6.767	
CCV	1.000	1.409	1.344	0.944	0.798	0.702	1.000	1.104	0.920	0.670	0.589	0.373	
CSC	1.000	1.045	1.714	2.531	2.476	1.372	1.000	0.980	3.310	6.052	5.652	2.909	
EZA	1.000	1.350	0.740	0.618	0.684	0.590	1.000	1.446	23.129	3.006	1.922	0.795	
FPQ	1.000	1.762	4.247	2.274	2.041	2.123	1.000	0.247	0.217	0.163	0.130	0.100	
FRA	1.000	0.779	0.448	0.345	0.307	1.213	1.000	1.264	1.378	1.289	0.600	0.844	
FVD													
JAV	1.000	2.363	1.681	2.327	4.061	2.090	1.000	2.653	2.768	4.679	3.870	1.887	
LPS	1.000	3.076	8.425	6.485	8.647	4.069	1.000	1.675	2.825	8.363	8.105	4.343	
LSF	1.000	1.154	2.462	2.973	6.576	4.061	1.000	0.236	0.253	7.220	10.048	5.993	
MACV	1.000	3.875	16.096	12.928	11.486	7.826	1.000	2.370	24.534	23.354	15.256	7.214	
MMR	1.000	1.150	1.843	2.389	3.105	3.960	1.000	2.982	17.614	10.397	3.741	3.291	
OLB	1.000	0.937	2.000	9.958	1.560	1.285	1.000	1.057	1.727	15.622	21.674	4.778	
ORF	1.000	3.395	3.885	3.913	2.480	1.646	1.000	1.809	28.145	3.538	2.455	5.487	
OVG	1.000	1.159	3.554	7.596	10.076	6.905	1.000	0.712	0.113	0.594	0.353	0.356	
RAO	1.000	1.302	2.956	2.622	3.837	2.383	1.000	0.781	0.784	29.703	4.667	4.557	
RIC	1.000	1.043	1.691	2.482	2.429	1.360	1.000	0.980	3.261	5.943	5.552	2.867	
mediana	1.000	1.302	2.462	2.622	3.105	2.123	1.000	1.264	2.768	5.943	3.870	2.909	
cuartil-25	1.000	1.067	1.702	2.300	1.800	1.323	1.000	0.881	1.149	1.760	1.149	1.131	
cuartil-75	1.000	2.296	4.066	5.767	5.779	4.035	1.000	2.171	14.974	10.175	9.076	5.132	

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la potencia de baja frecuencia y alta frecuencia (ms²) del periodo cardiaco normalizado respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante la estimulación con frío en la cara (EFC).

Tabla XIV. Potencia de BF y AF del periodo cardiaco durante MC.

RR - MC													
Sujetos	POTENCIA DE BAJA FRECUENCIA (ms ²)						POTENCIA DE ALTA FRECUENCIA (ms ²)						
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	
AAG	1.000	1.619	2.574	1.607	3.516	2.155	1.000	1.480	1.493	1.465	1.966	1.611	
ARM	1.000	1.495	6.679	3.795	8.824	5.542	1.000	1.097	3.527	5.311	7.508	3.642	
ARO	1.000	1.356	2.231	4.706	3.263	3.253	1.000	0.992	2.882	1.465	3.090	4.795	
AVC	1.000	3.237	6.392	5.733	10.485	12.093	1.000	2.919	9.540	12.742	13.186	13.912	
CCV	1.000	1.252	14.123	5.343	6.029	2.949	1.000	1.246	2.843	1.197	3.554	5.324	
CSC	1.000	2.522	6.094	20.362	26.620	18.458	1.000	3.494	13.074	21.341	19.702	14.476	
EZA	1.000	1.815	5.501	3.553	5.627	1.284	1.000	1.320	1.103	0.844	6.289	6.504	
FPQ	1.000	1.766	5.970	4.579	16.318	11.831	1.000	1.442	1.618	10.045	2.386	4.980	
FRA	1.000	1.026	6.597	5.248	13.870	8.904	1.000	1.669	5.985	15.418	20.296	8.026	
FVD													
JAV	1.000	1.595	11.511	4.098	8.724	5.870	1.000	1.341	5.290	7.140	13.134	6.688	
LPS	1.000	1.595	11.511	4.098	8.724	5.870	1.000	1.341	5.290	7.140	13.134	6.688	
LSF	1.000	1.234	1.069	0.966	3.230	1.459	1.000	5.273	4.679	3.064	3.779	2.087	
MACV	1.000	8.716	15.096	10.922	13.044	7.858	1.000	4.332	8.189	5.338	5.524	5.555	
MMR	1.000	2.512	10.269	6.160	20.232	11.148	1.000	2.465	4.194	5.594	71.856	11.446	
OLB	1.000	0.804	4.360	3.731	13.307	4.499	1.000	0.978	1.491	0.941	4.558	5.660	
ORF	1.000	1.356	2.231	4.706	3.263	3.253	1.000	0.992	2.882	1.465	3.090	4.795	
OVG	1.000	2.748	57.713	55.870	39.028	17.883	1.000	4.878	6.849	36.721	30.379	16.949	
RAO	1.000	1.206	5.826	5.119	7.113	3.463	1.000	0.970	22.219	31.495	20.524	6.001	
RIC	1.000	2.399	5.684	18.802	24.570	17.051	1.000	3.240	11.847	19.274	17.801	13.107	
mediana	1.000	1.595	6.094	4.706	8.824	5.870	1.000	1.442	4.679	5.594	7.508	6.001	
cuartil-25	1.000	1.304	4.930	3.946	5.828	3.253	1.000	1.172	2.862	1.465	3.666	4.888	
cuartil-75	1.000	2.455	10.890	5.947	15.094	11.489	1.000	3.080	7.519	14.080	18.751	9.736	

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la potencia de baja frecuencia y alta frecuencia (ms²) del periodo cardiaco normalizado respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante la combinación de maniobras (MC).

Tabla XV. Potencia de BF de la presión sistólica y potencia de AF de la espiración durante el CPA.

Sujetos	PS-CPA						RES - CPA					
	POTENCIA DE BAJA FRECUENCIA (ms ²)						POTENCIA DE ALTA FRECUENCIA (ms ²)					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	0.652	3.744	2.463	2.342	3.385	1.000	37.942	12.827	8.267	11.947	10.459
ARM	1.000	0.813	6.933	4.947	8.680	7.218	1.000	1.745	1.703	1.688	62.133	11.694
ARO	1.000	1.344	4.683	2.516	2.875	2.830	1.000	2.971	25.984	15.861	40.117	9.102
AVC	1.000	2.292	13.888	7.070	4.809	3.989	1.000	0.989	2.145	1.830	3.136	4.345
CCV	1.000	3.006	15.970	3.474	3.389	3.189	1.000	19.178	19.298	10.977	23.230	14.079
CSC	1.000	1.618	7.977	3.533	7.412	8.286	1.000	1.359	9.696	5.167	13.032	6.865
EZA	1.000	9.834	5.394	5.282	5.539	3.455	1.000	5.295	13.852	6.859	15.662	3.224
FPQ	1.000	1.402	14.040	6.541	10.402	6.669	1.000	34.326	9.604	4.350	13.013	8.587
FRA	1.000	0.671	1.320	0.802	3.773	3.310	1.000	5.876	14.755	6.253	9.570	5.317
FVD												
JAV	1.000	0.817	1.772	2.735	7.407	4.038	1.000	4.552	37.339	42.280	29.059	18.049
LPS	1.000	0.650	0.975	0.841	5.221	2.981	1.000	4.078	3.398	2.155	6.368	2.122
LSF	1.000	2.374	11.280	4.910	8.255	4.649	1.000	3.427	12.819	8.641	29.810	6.744
MACV	1.000	0.218	2.797	1.840	0.612	5.887	1.000	1.236	9.421	5.097	4.491	4.481
MMR	1.000	1.209	11.200	10.155	10.322	4.005	1.000	9.061	23.898	12.017	19.250	7.055
OLB	1.000	0.936	8.441	32.020	12.778	5.192	1.000	0.845	3.075	1.471	38.333	4.798
ORF	1.000	3.001	24.061	6.889	18.689	2.352	1.000	2.761	31.344	10.887	49.108	16.924
OVG	1.000	1.086	1.981	1.422	5.138	1.606	1.000	2.171	7.892	5.312	14.291	8.282
RAO	1.000	0.762	3.661	2.795	3.727	3.864	1.000	0.601	9.927	10.506	87.272	8.273
RIC	1.000	1.493	6.567	3.021	5.712	6.814	1.000	1.351	9.506	5.076	12.770	6.737
<i>mediana</i>	<i>1.000</i>	<i>1.209</i>	<i>6.567</i>	<i>3.474</i>	<i>5.539</i>	<i>3.989</i>	<i>1.000</i>	<i>2.971</i>	<i>9.927</i>	<i>6.253</i>	<i>15.662</i>	<i>7.055</i>
<i>cuartil - 25</i>	<i>1.000</i>	<i>0.788</i>	<i>3.229</i>	<i>2.489</i>	<i>3.750</i>	<i>3.250</i>	<i>1.000</i>	<i>1.355</i>	<i>8.657</i>	<i>4.713</i>	<i>12.358</i>	<i>5.058</i>
<i>cuartil-75</i>	<i>1.000</i>	<i>1.955</i>	<i>11.240</i>	<i>5.911</i>	<i>8.468</i>	<i>5.540</i>	<i>1.000</i>	<i>5.586</i>	<i>17.026</i>	<i>10.697</i>	<i>34.072</i>	<i>9.781</i>

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la potencia de baja frecuencia (ms²) de la presión sistólica (PS) y potencia de alta frecuencia (ms²) de la respiración (RES) normalizados respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante el cambio de postura activo (CPA).

Tabla XVI. Potencia de BF de la presión sistólica y potencia de AF de la espiración durante la EFC.

Sujetos	PS-EFC						RES-EFC					
	POTENCIA DE BAJA FRECUENCIA (ms ²)						POTENCIA DE ALTA FRECUENCIA (ms ²)					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	0.678	0.690	0.746	0.812	0.729	1.000	0.677	1.342	1.574	1.298	1.497
ARM	1.000	0.192	0.115	0.119	0.776	0.093	1.000	0.765	2.435	2.014	8.877	2.974
ARO	1.000	4.175	2.408	1.819	1.848	2.775	1.000	0.991	0.893	0.686	0.775	0.960
AVC	1.000	3.093	2.480	3.034	5.413	2.925	1.000	0.774	2.454	1.869	2.014	2.609
CCV	1.000	1.130	1.533	1.194	1.386	1.178	1.000	2.056	5.086	3.046	4.103	2.402
CSC	1.000	2.002	5.671	3.311	2.730	2.788	1.000	1.215	1.895	5.427	4.455	2.936
EZA	1.000	1.202	46.604	4.834	10.018	2.089	1.000	1.622	0.872	0.597	0.615	0.479
FPQ	1.000	3.916	3.366	2.550	3.256	2.855	1.000	0.470	1.071	0.617	0.597	0.380
FRA	1.000	0.870	1.253	0.867	2.447	25.226	1.000	1.493	2.674	1.236	1.132	0.917
FVD												
JAV	1.000	1.986	0.414	0.170	0.594	0.695	1.000	1.287	3.999	5.229	6.343	3.509
LPS	1.000	0.427	0.661	0.341	0.436	0.260	1.000	0.824	0.830	0.812	7.254	1.041
LSF	1.000	5.122	2.419	6.258	1.135	22.453	1.000	0.980	2.412	3.541	11.144	6.238
MACV	1.000	1.558	7.786	3.853	3.877	7.465	1.000	0.969	1.792	2.464	2.433	1.800
MMR	1.000	1.809	2.313	2.479	3.486	1.934	1.000	5.038	8.292	8.739	4.351	6.285
OLB	1.000	9.844	8.193	4.523	5.550	3.195	1.000	0.554	18.478	0.526	1.073	2.734
ORF	1.000	1.967	3.599	3.019	9.519	10.349	1.000	0.928	2.424	2.422	2.170	2.110
OVG	1.000	4.603	3.946	4.553	3.723	4.958	1.000	1.827	0.246	1.844	2.981	1.207
RAO	1.000	1.594	1.303	2.696	2.357	1.335	1.000	1.478	3.449	7.953	3.079	2.370
RIC	1.000	1.798	4.724	2.842	2.379	2.426	1.000	1.207	1.862	5.261	4.326	2.864
<i>mediana</i>	<i>1.000</i>	<i>1.809</i>	<i>2.419</i>	<i>2.696</i>	<i>2.447</i>	<i>2.775</i>	<i>1.000</i>	<i>0.991</i>	<i>2.412</i>	<i>2.014</i>	<i>2.981</i>	<i>2.370</i>
<i>cuartil - 25</i>	<i>1.000</i>	<i>1.166</i>	<i>1.278</i>	<i>1.031</i>	<i>1.261</i>	<i>1.256</i>	<i>1.000</i>	<i>0.799</i>	<i>1.207</i>	<i>1.024</i>	<i>1.215</i>	<i>1.124</i>
<i>cuartil-75</i>	<i>1.000</i>	<i>3.504</i>	<i>4.335</i>	<i>3.582</i>	<i>3.800</i>	<i>4.076</i>	<i>1.000</i>	<i>1.485</i>	<i>3.061</i>	<i>4.385</i>	<i>4.403</i>	<i>2.900</i>

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la potencia de baja frecuencia (ms²) de la presión sistólica (PS) y potencia de alta frecuencia (ms²) de la respiración (RES) normalizados respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante la estimulación con frío en la cara (EFC).

Tabla XVII. Potencia de BF de la presión sistólica y potencia de AF de la espiración durante MC.

Sujetos	PS-MC						RES-MC					
	POTENCIA DE BAJA FRECUENCIA (ms ²)						POTENCIA DE ALTA FRECUENCIA (ms ²)					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	2.009	4.544	3.725	3.793	2.752	1.000	1.388	12.294	3.225	2.993	1.836
ARM	1.000	2.960	3.571	3.795	7.324	6.062	1.000	1.617	4.574	2.390	26.742	15.890
ARO	1.000	0.225	0.949	0.182	1.705	0.391	1.000	2.177	36.732	24.795	34.370	20.816
AVC	1.000	2.682	7.368	6.650	8.527	4.439	1.000	0.368	0.776	0.428	5.854	9.429
CCV	1.000	1.282	14.068	4.880	11.987	11.686	1.000	1.170	14.262	10.252	16.962	11.980
CSC	1.000	0.495	9.349	6.094	3.031	3.004	1.000	3.078	93.447	61.722	105.481	52.569
EZA	1.000	0.297	1.596	0.519	1.610	0.640	1.000	1.759	6.118	3.860	4.978	2.961
FPQ	1.000	0.828	6.028	4.590	13.284	11.972	1.000	2.165	20.815	14.331	13.738	12.369
FRA	1.000	2.134	23.424	27.626	28.048	20.160	1.000	1.523	12.397	9.482	19.905	10.064
FVD												
JAV	1.000	0.714	0.873	1.547	2.384	24.597	1.000	0.680	6.541	4.434	58.158	8.562
LPS	1.000	0.714	0.873	1.547	2.384	24.597	1.000	0.680	6.541	4.434	58.158	8.562
LSF	1.000	3.793	7.378	5.159	11.725	5.318	1.000	1.271	31.446	22.613	164.322	49.165
MACV	1.000	1.067	5.755	4.817	3.289	1.792	1.000	0.822	3.396	2.557	12.070	6.949
MMR	1.000	7.240	4.665	5.046	8.359	2.551	1.000	8.786	20.698	21.008	31.819	16.786
OLB	1.000	1.817	31.780	10.742	7.867	8.362	1.000	0.997	1.227	0.793	1.222	2.565
ORF	1.000	0.225	0.949	0.182	1.705	0.391	1.000	2.177	36.732	24.795	34.370	20.816
OVG	1.000	1.316	4.449	9.856	6.122	2.645	1.000	3.821	5.903	19.889	10.671	7.305
RAO	1.000	0.471	2.179	3.365	3.432	1.959	1.000	0.610	6.100	4.679	14.913	7.113
RIC	1.000	0.505	9.185	5.994	2.991	2.964	1.000	3.026	91.124	63.435	102.831	51.500
<i>mediana</i>	<i>1.000</i>	<i>1.067</i>	<i>4.665</i>	<i>4.817</i>	<i>3.793</i>	<i>3.004</i>	<i>1.000</i>	<i>1.523</i>	<i>12.294</i>	<i>9.482</i>	<i>19.905</i>	<i>10.064</i>
<i>cuartil - 25</i>	<i>1.000</i>	<i>0.500</i>	<i>1.887</i>	<i>2.456</i>	<i>2.687</i>	<i>2.255</i>	<i>1.000</i>	<i>0.909</i>	<i>6.001</i>	<i>3.543</i>	<i>11.371</i>	<i>7.209</i>
<i>cuartil-75</i>	<i>1.000</i>	<i>2.071</i>	<i>8.281</i>	<i>6.044</i>	<i>8.443</i>	<i>10.024</i>	<i>1.000</i>	<i>2.177</i>	<i>26.131</i>	<i>21.810</i>	<i>46.264</i>	<i>18.801</i>

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la potencia de baja frecuencia (ms²) de la presión sistólica (PS) y potencia de alta frecuencia (ms²) de la respiración (RES) normalizadas respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante la combinación de maniobras (MC).

Tabla XVIII. Relación de BF/AF y potencia total del periodo cardiaco durante el CPA.

Sujetos	Relación BF/AF - RR - CPA						Potencia total - RR - CPA (ms ²)					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	1.201	0.969	1.350	2.437	1.700	2.000	2.062	1.958	1.433	6.183	4.595
ARM	1.000	2.738	4.644	21.952	22.693	2.006	2.000	4.216	2.761	8.176	45.542	10.535
ARO	1.000	1.073	3.651	3.035	1.873	1.066	2.000	3.442	5.857	4.579	5.075	2.886
AVC	1.000	165.543	1.485	7.186	72.434	4.100	2.000	41.389	17.880	4.171	19.622	3.604
CCV	1.000	0.553	1.171	1.281	4.003	1.255	2.000	4.697	5.056	3.374	24.605	8.746
CSC	1.000	1.195	0.983	0.861	2.695	0.872	2.000	2.723	3.292	2.137	4.085	3.797
EZA	1.000	1.107	1.428	2.316	1.776	0.731	2.000	2.491	2.220	2.221	2.557	2.249
FPQ	1.000	1.074	0.130	0.087	0.490	0.723	2.000	5.217	50.954	61.758	12.570	10.439
FRA	1.000	0.106	0.654	0.397	0.935	0.604	2.000	8.610	5.315	3.095	8.815	6.574
FVD												
JAV	1.000	1.265	1.539	2.347	3.707	1.142	2.000	2.895	3.284	3.278	18.665	5.150
LPS	1.000	1.690	1.872	0.484	0.389	0.357	2.000	4.496	6.395	4.691	27.442	7.014
LSF	1.000	13.112	0.859	0.637	3.890	1.308	2.000	64.963	14.870	9.956	46.034	7.636
MACV	1.000	0.712	0.588	1.141	0.229	0.755	2.000	2.818	8.375	6.590	29.478	11.128
MMR	1.000	3.181	12.561	18.106	18.791	1.791	2.000	2.807	3.817	2.494	4.148	2.120
OLB	1.000	2.047	7.538	4.081	4.622	1.093	2.000	5.422	32.475	12.065	10.851	26.614
ORF	1.000	0.724	0.444	0.463	1.031	0.949	2.000	2.495	3.089	2.048	2.700	4.349
OVG	1.000	0.155	18.537	8.815	0.408	6.555	2.000	3.374	9.016	3.762	11.843	13.951
RAO	1.000	0.473	0.502	0.147	3.388	1.300	2.000	5.435	26.128	34.300	15.943	10.240
RIC	1.000	1.186	0.980	0.865	2.624	0.870	2.000	2.694	3.242	2.133	3.994	3.729
<i>mediana</i>	<i>1.000</i>	<i>1.186</i>	<i>1.171</i>	<i>1.281</i>	<i>2.624</i>	<i>1.093</i>	<i>2.000</i>	<i>3.442</i>	<i>5.315</i>	<i>3.762</i>	<i>11.843</i>	<i>6.574</i>
<i>cuartil-25</i>	<i>1.000</i>	<i>0.718</i>	<i>0.757</i>	<i>0.560</i>	<i>0.983</i>	<i>0.812</i>	<i>2.000</i>	<i>2.765</i>	<i>3.263</i>	<i>2.358</i>	<i>4.612</i>	<i>3.763</i>
<i>cuartil-75</i>	<i>1.000</i>	<i>1.869</i>	<i>2.761</i>	<i>3.558</i>	<i>3.947</i>	<i>1.504</i>	<i>2.000</i>	<i>5.319</i>	<i>11.943</i>	<i>7.383</i>	<i>22.113</i>	<i>10.339</i>

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la relación de BF/AF y potencia total (ms²) del periodo cardiaco (RR) normalizados respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante el cambio de postura activo (CPA).

Tabla XIX. Relación de BF/AF y potencia total del periodo cardiaco durante la EFC.

Sujetos	Relación BF/AF - RR - EFC						Potencia total - RR- EFC (ms ²)					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	2.953	1.690	2.860	4.436	2.825	2.000	1.459	5.377	5.202	6.105	5.429
ARM	1.000	2.380	0.304	0.507	0.202	1.181	2.000	6.668	29.003	15.002	27.818	12.292
ARO	1.000	0.402	0.978	0.817	1.042	0.317	2.000	3.483	4.100	3.947	2.399	3.563
AVC	1.000	0.793	0.975	0.247	0.302	0.533	2.000	5.044	24.358	40.292	28.659	10.375
CCV	1.000	1.277	1.461	1.409	1.356	1.880	2.000	2.513	2.264	1.614	1.387	1.075
CSC	1.000	1.066	0.518	0.418	0.438	0.472	2.000	2.025	5.024	8.583	8.128	4.281
EZA	1.000	0.934	0.032	0.205	0.356	0.742	2.000	2.797	23.868	3.624	2.606	1.385
FPQ	1.000	7.143	19.581	13.927	15.686	21.181	2.000	2.008	4.463	2.437	2.171	2.223
FRA	1.000	0.616	0.325	0.268	0.512	1.438	2.000	2.043	1.826	1.634	0.907	2.057
FVD												
JAV	1.000	0.891	0.607	0.497	1.049	1.107	2.000	5.016	4.448	7.006	7.932	3.977
LPS	1.000	1.837	2.982	0.776	1.067	0.937	2.000	4.751	11.250	14.848	16.751	8.413
LSF	1.000	4.899	9.729	0.412	0.654	0.678	2.000	1.390	2.715	10.193	16.624	10.055
MACV	1.000	1.635	0.656	0.554	0.753	1.085	2.000	6.245	40.630	36.282	26.742	15.040
MMR	1.000	0.385	0.105	0.230	0.830	1.203	2.000	4.132	19.457	12.786	6.846	7.250
OLB	1.000	0.887	1.158	0.637	0.072	0.269	2.000	1.993	3.727	25.580	23.234	6.063
ORF	1.000	1.876	0.138	1.106	1.010	0.300	2.000	5.204	32.031	7.451	4.935	7.133
OVG	1.000	1.627	31.476	12.786	28.543	19.397	2.000	1.872	3.667	8.190	10.429	7.261
RAO	1.000	1.666	3.773	0.088	0.822	0.523	2.000	2.084	3.740	32.325	8.504	6.940
RIC	1.000	1.064	0.518	0.418	0.437	0.474	2.000	2.024	4.951	8.425	7.981	4.228
<i>mediana</i>	<i>1.000</i>	<i>1.277</i>	<i>0.975</i>	<i>0.507</i>	<i>0.822</i>	<i>0.937</i>	<i>2.000</i>	<i>2.513</i>	<i>4.951</i>	<i>8.425</i>	<i>7.981</i>	<i>6.063</i>
<i>cuartil-25</i>	<i>1.000</i>	<i>0.889</i>	<i>0.421</i>	<i>0.340</i>	<i>0.438</i>	<i>0.499</i>	<i>2.000</i>	<i>2.016</i>	<i>3.733</i>	<i>4.575</i>	<i>3.771</i>	<i>3.770</i>
<i>cuartil-75</i>	<i>1.000</i>	<i>1.857</i>	<i>2.336</i>	<i>0.961</i>	<i>1.058</i>	<i>1.321</i>	<i>2.000</i>	<i>4.883</i>	<i>21.662</i>	<i>14.925</i>	<i>16.688</i>	<i>7.837</i>

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la relación de BF/AF y potencia total (ms²) del periodo cardiaco (RR) normalizados respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante la estimulación con frío en la cara (EFC).

Tabla XX. Relación de BF/AF y potencia total del periodo cardiaco durante MC.

Sujetos	Relación BF/AF - RR - MC						Potencia total - RR- MC (ms ²)					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	1.094	1.724	1.097	1.788	1.338	2.000	3.099	4.068	3.072	5.482	3.765
ARM	1.000	1.362	1.893	0.715	1.175	1.522	2.000	2.592	10.206	9.106	16.332	9.185
ARO	1.000	1.368	0.774	3.212	1.056	0.678	2.000	2.348	5.113	6.171	6.353	8.048
AVC	1.000	1.109	0.670	0.450	0.795	0.869	2.000	6.157	15.932	18.475	23.671	26.005
CCV	1.000	1.005	4.968	4.464	1.696	0.554	2.000	2.498	16.966	6.539	9.582	8.273
CSC	1.000	0.722	0.466	0.954	1.351	1.275	2.000	6.015	19.169	41.702	46.322	32.934
EZA	1.000	1.374	4.987	4.212	0.895	0.197	2.000	3.135	6.604	4.397	11.916	7.787
FPQ	1.000	1.225	3.689	0.456	6.840	2.376	2.000	3.208	7.588	14.624	18.703	16.811
FRA	1.000	0.615	1.102	0.340	0.683	1.109	2.000	2.696	12.582	20.666	34.166	16.930
FVD												
JAV	1.000	1.189	2.176	0.574	0.664	0.878	2.000	2.936	16.802	11.238	21.858	12.558
LPS	1.000	1.189	2.176	0.574	0.664	0.878	2.000	2.936	16.802	11.238	21.858	12.558
LSF	1.000	0.234	0.228	0.315	0.855	0.699	2.000	6.507	5.748	4.030	7.008	3.547
MACV	1.000	2.012	1.843	2.046	2.361	1.415	2.000	13.049	23.285	16.259	18.568	13.413
MMR	1.000	1.019	2.449	1.101	0.282	0.974	2.000	4.977	14.462	11.754	92.088	22.594
OLB	1.000	0.823	2.923	3.965	2.920	0.795	2.000	1.782	5.852	4.672	17.865	10.159
ORF	1.000	1.368	0.774	3.212	1.056	0.678	2.000	2.348	5.113	6.171	6.353	8.048
OVG	1.000	0.563	8.427	1.521	1.285	1.055	2.000	7.626	64.562	92.591	69.407	34.832
RAO	1.000	1.243	0.262	0.163	0.347	0.577	2.000	2.176	28.046	36.614	27.637	9.464
RIC	1.000	0.740	0.480	0.976	1.380	1.301	2.000	5.639	17.531	38.076	42.371	30.158
<i>mediana</i>	<i>1.000</i>	<i>1.109</i>	<i>1.843</i>	<i>0.976</i>	<i>1.056</i>	<i>0.878</i>	<i>2.000</i>	<i>3.099</i>	<i>14.462</i>	<i>11.238</i>	<i>18.703</i>	<i>12.558</i>
<i>cuartil-25</i>	<i>1.000</i>	<i>0.781</i>	<i>0.722</i>	<i>0.515</i>	<i>0.739</i>	<i>0.689</i>	<i>2.000</i>	<i>2.545</i>	<i>6.228</i>	<i>6.171</i>	<i>10.749</i>	<i>8.160</i>
<i>cuartil-75</i>	<i>1.000</i>	<i>1.303</i>	<i>2.686</i>	<i>2.629</i>	<i>1.538</i>	<i>1.288</i>	<i>2.000</i>	<i>5.827</i>	<i>17.248</i>	<i>19.571</i>	<i>30.902</i>	<i>19.762</i>

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la relación de BF/AF y potencia total (ms²) del periodo cardiaco (RR) normalizados respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante el cambio de postura activo (CPA).

Tabla XXI. Sensibilidad de los barorreceptores y arritmia sinusal respiratoria durante el CPA.

Sujetos	SB - CPA						AS - CPA					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	0.329	0.541	0.605	0.387	0.215	1.000	0.250	0.022	0.062	0.136	0.533
ARM	1.000	0.393	0.435	0.646	2.712	2.432	1.000	0.207	0.356	0.027	0.155	0.860
ARO	1.000	4.452	4.926	2.799	2.330	1.270	1.000	0.000	0.002	0.003	0.012	0.020
AVC	1.000	0.029	0.231	0.257	0.591	0.302	1.000	0.262	0.126	0.345	0.227	0.502
CCV	1.000	0.220	0.209	0.023	1.036	0.616	1.000	0.013	0.015	0.009	0.025	0.433
CSC	1.000	0.197	0.107	0.045	0.503	0.472	1.000	0.028	0.114	0.035	0.057	0.072
EZA	1.000	0.371	0.699	0.605	0.466	0.509	1.000	0.160	0.287	0.139	0.020	0.011
FPQ	1.000	0.376	2.711	4.273	2.124	2.809	1.000	0.123	0.315	4.325	0.073	1.543
FRA	1.000	0.576	0.775	0.459	3.908	1.119	1.000	0.014	0.036	0.031	6.662	1.001
FVD												
JAV	1.000	2.819	0.494	0.129	8.567	5.553	1.000	0.011	0.100	0.019	0.366	0.297
LPS	1.000	0.990	6.665	5.166	9.131	5.781	1.000	4.051	0.117	0.047	0.295	0.293
LSF	1.000	0.441	0.311	0.322	0.623	0.252	1.000	0.086	0.098	0.126	0.401	6.833
MACV	1.000	1.114	2.692	3.722	4.044	1.575	1.000	0.086	0.079	0.041	12.117	1.183
MMR	1.000	0.168	0.495	0.080	0.228	0.538	1.000	0.017	0.017	0.043	0.014	0.085
OLB	1.000	0.412	3.109	0.784	5.466	1.835	1.000	0.079	0.015	0.019	0.013	0.029
ORF	1.000	0.545	1.172	0.492	0.126	0.287	1.000	0.039	0.062	0.076	0.085	0.144
OVG	1.000	1.887	2.905	2.345	2.358	2.923	1.000	0.023	0.098	0.095	0.642	0.430
RAO	1.000	0.373	1.182	0.619	4.284	3.194	1.000	0.165	0.287	0.438	0.770	0.533
RIC	1.000	0.197	0.107	0.045	0.503	0.472	1.000	0.028	0.114	0.035	0.057	0.072
mediana	1.000	0.393	0.699	0.605	2.124	1.119	1.000	0.079	0.098	0.043	0.136	0.430
cuartil-25	1.000	0.274	0.373	0.193	0.503	0.472	1.000	0.020	0.029	0.029	0.041	0.079
cuartil-75	1.000	0.783	2.701	1.565	3.976	2.621	1.000	0.162	0.121	0.110	0.384	0.696

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la sensibilidad de los barorreceptores y la arritmia sinusal respiratoria normalizados respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante el cambio de postura activo (CPA).

Tabla XXII. Sensibilidad de los barorreceptores y arritmia sinusal respiratoria durante la EFC.

Sujetos	SB - EFC						AS - EFC					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	2.473	4.820	5.462	7.067	5.699	1.000	1.112	1.823	1.887	1.624	1.716
ARM	1.000	3.650	6.608	7.162	3.271	3.581	1.000	1.131	0.838	2.781	3.163	0.573
ARO	1.000	1.513	3.166	2.820	3.377	1.965	1.000	0.265	0.634	13.656	0.264	0.752
AVC	1.000	0.769	0.307	3.426	2.524	1.565	1.000	1.814	9.491	7.736	3.976	5.925
CCV	1.000	3.815	3.535	1.987	2.121	1.428	1.000	2.280	0.056	0.632	0.030	0.084
CSC	1.000	0.028	0.100	0.573	1.097	0.550	1.000	0.547	1.881	2.053	2.100	1.753
EZA	1.000	0.382	0.309	0.538	1.103	0.156	1.000	0.062	0.095	0.035	0.023	0.020
FPQ	1.000	0.064	0.079	0.144	0.065	0.092	1.000	1.064	6.359	0.284	0.262	0.102
FRA	1.000	4.083	1.409	1.637	1.091	0.395	1.000	0.095	0.276	0.410	0.307	0.648
FVD												
JAV	1.000	0.105	0.164	1.744	3.391	2.023	1.000	0.326	0.036	0.005	0.005	0.088
LPS	1.000	1.031	0.478	0.416	1.177	4.050	1.000	1.102	2.468	10.509	5.947	3.271
LSF	1.000	0.061	0.045	0.413	0.156	0.216	1.000	0.578	0.319	1.570	0.139	0.521
MACV	1.000	0.638	0.231	2.724	2.329	1.011	1.000	0.042	0.364	0.019	0.037	0.163
MMR	1.000	0.091	0.062	0.494	0.217	0.285	1.000	0.080	0.027	0.228	0.661	1.165
OLB	1.000	0.347	0.795	1.610	1.156	1.020	1.000	4.012	4.982	23.784	5.396	1.434
ORF	1.000	0.201	1.742	0.454	0.571	1.647	1.000	0.340	0.276	0.160	0.255	0.313
OVG	1.000	1.095	2.998	0.749	1.727	0.982	1.000	3.920	584.530	37.752	2.751	0.655
RAO	1.000	0.659	4.192	2.621	1.601	1.251	1.000	1.269	2.327	6.828	3.753	1.551
RIC	1.000	0.028	0.100	0.573	1.097	0.550	1.000	0.547	1.881	2.053	2.100	1.753
mediana	1.000	0.638	0.478	1.610	1.177	1.020	1.000	0.578	0.838	1.887	0.661	0.655
cuartil-25	1.000	0.098	0.132	0.516	1.094	0.472	1.000	0.295	0.276	0.256	0.197	0.238
cuartil-75	1.000	1.304	3.082	2.672	2.426	1.806	1.000	1.200	2.397	7.282	2.957	1.633

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la sensibilidad de los barorreceptores y la arritmia sinusal respiratoria normalizados respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante la estimulación con frío en la cara (EFC).

Tabla XXIII. Sensibilidad de los barorreceptores y arritmia sinusal respiratoria durante MC.

Sujetos	SB - MC						AS - MC					
	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard	Control	Inicio-M	Medio-M	Fin-M	Rec temp	Rec tard
AAG	1.000	0.752	0.082	0.469	0.781	0.776	1.000	0.603	0.409	1.556	0.540	0.671
ARM	1.000	0.237	3.507	2.433	1.146	0.532	1.000	1.879	3.049	0.573	1.198	5.845
ARO	1.000	0.859	1.629	1.173	0.480	0.848	1.000	0.017	0.059	0.009	0.373	0.328
AVC	1.000	0.589	0.598	0.338	0.668	1.577	1.000	150.400	21.998	13.135	4.851	1.012
CCV	1.000	0.292	0.439	0.118	0.682	0.495	1.000	0.917	0.835	1.558	8.017	22.654
CSC	1.000	1.886	5.711	4.519	5.889	2.852	1.000	0.528	1.352	29.340	0.199	0.584
EZA	1.000	0.182	0.309	0.431	0.446	0.611	1.000	1.638	0.406	0.197	0.337	0.260
FPQ	1.000	1.054	2.265	2.368	0.180	0.171	1.000	0.019	0.011	0.034	2.177	0.172
FRA	1.000	0.628	1.218	0.831	0.833	1.142	1.000	0.055	1.704	0.013	0.718	0.180
FVD												
JAV	1.000	3.121	11.919	2.463	0.248	0.159	1.000	2.222	0.826	0.053	0.736	1.000
LPS	1.000	3.121	11.919	2.463	0.248	0.159	1.000	2.222	0.826	0.053	0.736	1.000
LSF	1.000	0.738	0.385	0.502	0.246	0.381	1.000	4.276	0.052	0.028	0.481	0.411
MACV	1.000	1.938	0.757	1.243	4.785	5.591	1.000	4.471	0.308	0.436	0.086	0.355
MMR	1.000	0.850	4.965	2.017	2.737	3.181	1.000	0.023	0.137	0.058	31.939	0.651
OLB	1.000	0.607	0.437	0.502	0.548	1.095	1.000	0.640	0.131	0.110	0.742	0.209
ORF	1.000	0.859	1.629	1.173	0.480	0.848	1.000	0.017	0.059	0.009	0.373	0.328
OVG	1.000	1.083	2.336	5.159	2.813	2.721	1.000	0.496	1.746	166.414	33.395	12.677
RAO	1.000	1.374	2.862	1.360	0.956	0.696	1.000	4.203	1.074	0.483	1.451	0.521
RIC	1.000	1.886	5.711	4.519	5.889	2.852	1.000	0.528	1.352	29.340	0.199	0.584
<i>mediana</i>	<i>1.000</i>	<i>0.859</i>	<i>1.629</i>	<i>1.243</i>	<i>0.682</i>	<i>0.848</i>	<i>1.000</i>	<i>0.640</i>	<i>0.826</i>	<i>0.197</i>	<i>0.736</i>	<i>0.584</i>
<i>cuartil-25</i>	<i>1.000</i>	<i>0.618</i>	<i>0.518</i>	<i>0.502</i>	<i>0.463</i>	<i>0.514</i>	<i>1.000</i>	<i>0.276</i>	<i>0.134</i>	<i>0.043</i>	<i>0.373</i>	<i>0.328</i>
<i>cuartil-75</i>	<i>1.000</i>	<i>1.630</i>	<i>4.236</i>	<i>2.448</i>	<i>1.942</i>	<i>2.149</i>	<i>1.000</i>	<i>2.222</i>	<i>1.352</i>	<i>1.557</i>	<i>1.814</i>	<i>1.000</i>

Valores de mediana y cuartiles 25 y 75 como desviación de la sensibilidad de los barorreceptores y la arritmia sinusal respiratoria normalizados respecto del control de los 19 sujetos analizados en los cinco puntos de interés: inicio, medio y fin de la etapa de maniobra (Inicio-M, Medio-M y Fin-M respectivamente), recuperación temprana (Rec temp) y recuperación tardía (Rec tard), durante la combinación de maniobras (MC).

RESPUESTA CARDIOVASCULAR PRODUCIDA POR LA ESTIMULACIÓN SIMULTÁNEA CON FRÍO Y CAMBIO DE POSTURA EN SERES HUMANOS

Mejía-Rodríguez Aldo Rodrigo*, Carrasco-Sosa Salvador, Gaitán-González Mercedes Jatziri, Guillén-Mandujano Alejandra*, Pliego-Carrillo Adriana*

Laboratorio de Fisiología Humana. Departamento de Ciencias de la Salud, DCBS, UAM-I.

*Posgrado en Ingeniería Biomédica, DCBI, UAM-I.



Antecedentes. La recuperación de la presión arterial (PA) y el aumento de la frecuencia cardíaca (FC) son las respuestas cardiovasculares características al cambio de postura de acostado a parado, efectos mediados por el aumento barorreflejo de la actividad simpática. La estimulación con frío en la cara provoca disminución de la FC vía estimulación vagal, e hipertensión por el incremento de la actividad simpática vasoconstrictora. El empleo de dos maniobras simultáneas puede esclarecer el mecanismo por el cual el sistema nervioso autónomo integra diversas aferencias. No hemos encontrado reportes de investigación referentes al efecto cardiovascular por la combinación de cambio de postura y frío en la cara. **Objetivo.** Evaluar los cambios en la FC y en la PA producidos por la estimulación simultánea con dos maniobras: frío en la cara y cambio de postura. **Método.** El electrocardiograma, los movimientos respiratorios, la PA no invasiva, y la temperatura fueron registrados y adquiridos en 10 sujetos, sometidos a tres condiciones experimentales: cambio de postura, estimulación con frío en la cara y la combinación simultánea de ambas. Cada condición consistió en tres etapas de un minuto de duración, control, maniobra y recuperación. De la onda de presión fueron computadas las series temporales de las presiones sistólica, diastólica, media y de pulso, y del electrocardiograma, las series de la FC. Para caracterizar la respuesta en la etapa de maniobra se consideraron tres fases en el tiempo: inicial (10 s), media (30 s) y final (60 s). La comparación de las medias entre las diferentes fases para una misma condición y entre la misma fase para las tres condiciones fue efectuada por ANOVA para mediciones repetidas. **Resultados.** Durante el cambio de postura, las cuatro presiones disminuyeron por debajo del control en la fase inicial ($p < 0.05$), se incrementaron por arriba del control en la media ($p < 0.02$) y se recuperaron en la fase final ($p > 0.05$), mientras que la FC se elevó en la fase inicial ($p < 0.001$) y tendió a recuperarse en las otras dos fases ($p > 0.05$). En la condición de estimulación con frío, la FC disminuyó progresivamente en las fases media y final ($p < 0.01$), en tanto las cuatro presiones se elevaron por encima del control en las tres fases ($p < 0.001$). En la condición de combinación de maniobras, la PA bajó en la fase inicial para luego presentar un gran aumento en las dos fases siguientes ($p < 0.01$); la FC aumentó respecto al control en la fase inicial ($p < 0.005$) para luego descender progresivamente por debajo del control en las fases media y final ($p < 0.05$). Para las tres condiciones, las variables recuperaron su valor de control al final de la etapa de recuperación ($p > 0.05$). Las medias de las cuatro presiones en las fases media y final de la combinación de maniobras resultaron mayores ($p < 0.001$) que las correspondientes a la estimulación con frío y al cambio de postura. Por otra parte, las medias de la FC durante la combinación de maniobras en las fases media y final, resultaron menores con relación a la condición de cambio de postura ($p < 0.002$) y sin diferencias respecto a la estimulación con frío ($p > 0.05$). **Discusión.** Los principales hallazgos del presente trabajo fueron el mayor aumento en las cuatro presiones arteriales (alrededor de tres veces más) y la menor FC durante la combinación de maniobras con relación al cambio de postura. Los hechos anteriores sugieren que la estimulación con frío en la cara produce facilitación tanto de los núcleos simpáticos (cardíaco y vasoconstrictor) como de los vagales, los cuales, al integrar la mayor actividad simpática vasoconstrictora y cardíaca producida por el cambio de postura a través del barorreflejo, provocan un efecto potenciador en la elevación de la PA y la inversión del efecto taquicárdico del cambio de postura, ya que produce bradicardia. **Conclusiones.** El cambio de postura potencia el efecto hipertensor inducido por la estimulación con frío en la cara, y ésta última maniobra contrarresta el efecto taquicárdico evocado por el cambio de postura.

Time Varying Heart Rate Variability Analysis of Active Orthostatic and Cold Face Tests Applied Both Independently and Simultaneously

AR Mejia-Rodriguez¹, MJ Gaitán-González², S Carrasco-Sosa², A Guillén-Mandujano¹

¹Biomedical Engineering Program, Universidad Autónoma Metropolitana, Mexico City, Mexico

²Health Science Department, Universidad Autónoma Metropolitana, Mexico City, Mexico

Abstract

Non-stationary heart rate variability analysis was done over a sympathetic maneuver, active orthostatic test (AOT) and a vagal one, cold face test (CFT), carried out either independently or simultaneously. RR interval from ECG records of 20 subjects were obtained on three conditions: AOT, CFT and simultaneous application of both stimuli (SS). HRV indexes were computed through time varying autoregressive modeling. Differences with control around intervals of interest were used for statistical comparison of maneuvers and intervals by Friedman's test. Vagal indexes showed that CFT and SS behaved similarly ($p > 0.05$), while sympathetic indexes indicated an AOT sympathetic predominance over SS ($p < 0.05$) except for late recovery. An important change was observed in several indexes during early recovery for all conditions. This overshoot should be further explored.

1. Introduction

Active orthostatic test (AOT) causes a sympathetic response [1,2] triggered by a baroreflex response to initial blood pressure reduction, resulting in an increment on the heart rate and blood pressure [2-4]. Cold face test (CFT) produces primarily a vagal response on heart although there is a sympathetic peripheral response [5,6]. The result is reduced heart rate and peripheral vasoconstriction [5-7].

Conventional heart rate variability (HRV) analysis assumes stationarity and ergodicity [8]. However, to assess the evolution of responses to stimuli these conditions are not met. First, major transitions are present when the stimulus is applied or removed and second, it may be difficult to achieve stationarity in short term application of both AOT and CFT. To delve into the dynamics of any variable, the appropriate approach for analysis must be time-varying [9,10].

On the other hand, HRV analysis of combined

stimulus and its comparison with single stimuli responses may contribute to clarify how autonomic nervous system integrates the afferences. Of special interest is the response of stimuli that, when applied individually, result in opposite heart rate effects as it occurs with AOT and CFT.

Thus, the aim of this paper was to analyse from a non-stationary perspective these two manoeuvres, carried out either independently or simultaneously.

2. Methods

Twenty subjects, nine women and eleven men, life-long residents of Mexico City participated in the study. Their anthropometric measurements, expressed as mean \pm standard deviation, were: height, 163.8 ± 9.1 cm and weight, 60.5 ± 11.3 Kg. Subjects were young (19 to 27 years old); healthy as established by clinical examination and electrocardiogram at rest; non-smokers, and sedentary. Their written informed consent was requested to participate. None of the subjects took any food, alcoholic or stimulant beverages, nor performed intense physical activity 12 hours before the study.

The electrocardiogram was detected through three floating electrodes, by means of bipolar lead CM5, using a bioelectric amplifier (ECG100C Biopac, USA). Electrocardiogram was acquired at 500Hz of sampling frequency (MP150 Biopac, USA).

Electrocardiogram was obtained at the same day in each subject under three different conditions: AOT, CFT and simultaneous application of both stimuli (SS). Each maneuver consisted on three consecutive one minute stages: control, stimulus and recovery. AOT and CFT were performed randomly, while SS was always the last maneuver. Enough time to recover was allowed between consecutive maneuvers.

Maximum values for R waves were detected to generate temporal series of the RR intervals. Mean heart period (mean RR) was computed using a sliding

window of 25s. After detrending the time series [6], root mean square of successive differences (rMSSD), low frequency component (LF), high frequency component (HF), as well as total power (TP) and LF/HF ratio were estimated beat-by-beat through a time-varying autoregressive model whose parameters were estimated using RLS adaptive filtering. For each HRV index, mean control value was subtracted from the complete series to obtain the index change with respect to control.

Five intervals on interest were selected: start, course and end of the manoeuvre; early and late recovery. For each index change with respect to control, representative values for these intervals were defined as 5 s average around 65, 90, 115, 130 and 170 s, respectively. Due to a lack of normality, comparison among manoeuvres and intervals of interest were done by Friedman's test with multiple comparison. Statistical significance was accepted at $p < 0.05$.

3. Results

Typical heart period (RR) behaviour is presented in figure 1. For AOT initial RR reduction (increment of heart rate) can be observed at the beginning of the manoeuvre. This reduction was also present in SS but apparently it occurred later. CFT produced bradycardia, observed as the RR increment. This was a gradual change reaching the maximum RR interval for the second half of the manoeuvre. The same behaviour was also present for SS. In this way, AOT and CFT main described changes were obtained in the combined manoeuvre. Also, in these graphics the nonstationary behaviour of time signals can be observed, not only in the mean, but on their range of variation.

Same figure 1, in right panels shows time series examples of same subject used for HRV analysis once trend and mean control value were removed. Changes of HRV indexes with respect to control value in the intervals of interest are shown in figure 2.

Changes in mean heart period (RR) in the intervals of interest were negative during manoeuvre and early recovery for AOT, presenting differences between consecutive intervals only for late recovery ($p < 0.05$). Contrasting, CFT RR changes were positive for all intervals but late recovery, with differences with previous interval for manoeuvre course and early recovery ($p < 0.05$). SS showed similar behaviour than CFT ($p > 0.05$).

HF and rMSSD indexes behaved in similar way for manoeuvre stage in all cases, but changes for AOT were more apparent in rMSSD. During manoeuvre in AOT, HF and rMSSD changes were slightly negative with differences between consecutive intervals of interest for course and end of manoeuvre, respectively ($p < 0.05$), while for CFT and SS change values were positive and increased gradually without significant differences ($p > 0.05$). For early recovery, both indexes showed the highest positive value for AOT and SS. Late recovery tended to a significant reduced change with respect to early recovery for CFT and SS ($p < 0.05$).

LF index in early recovery showed an important overshoot for AOT and SS ($p < 0.05$) that was also present for TP and LH/HF for AOT ($p < 0.05$).

In general, the SS indexes are closer to CFT than to AOT in all intervals of interest ($p > 0.05$) but on late recovery where CFT change values with respect to control are close to zero (practically returned to control values at this time) while SS and AOT usually remained

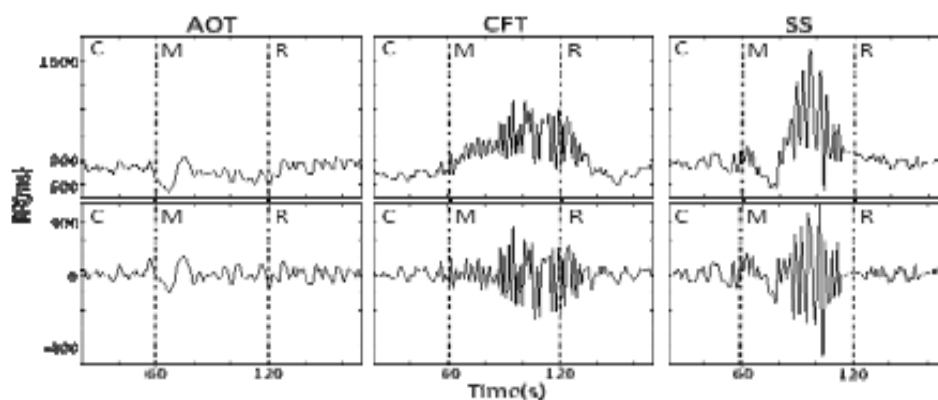


Figure 1. Typical temporal behaviour of RR time series in three studied cases: Active orthostatic test (AOT), Cold face test (CFT) and Simultaneous stimuli (SS). Vertical dotted lines showed stage changes: C control, M manoeuvre and R recovery. Top plots are original sequences while bottom ones are the result of trend and control mean removal on positive change values.

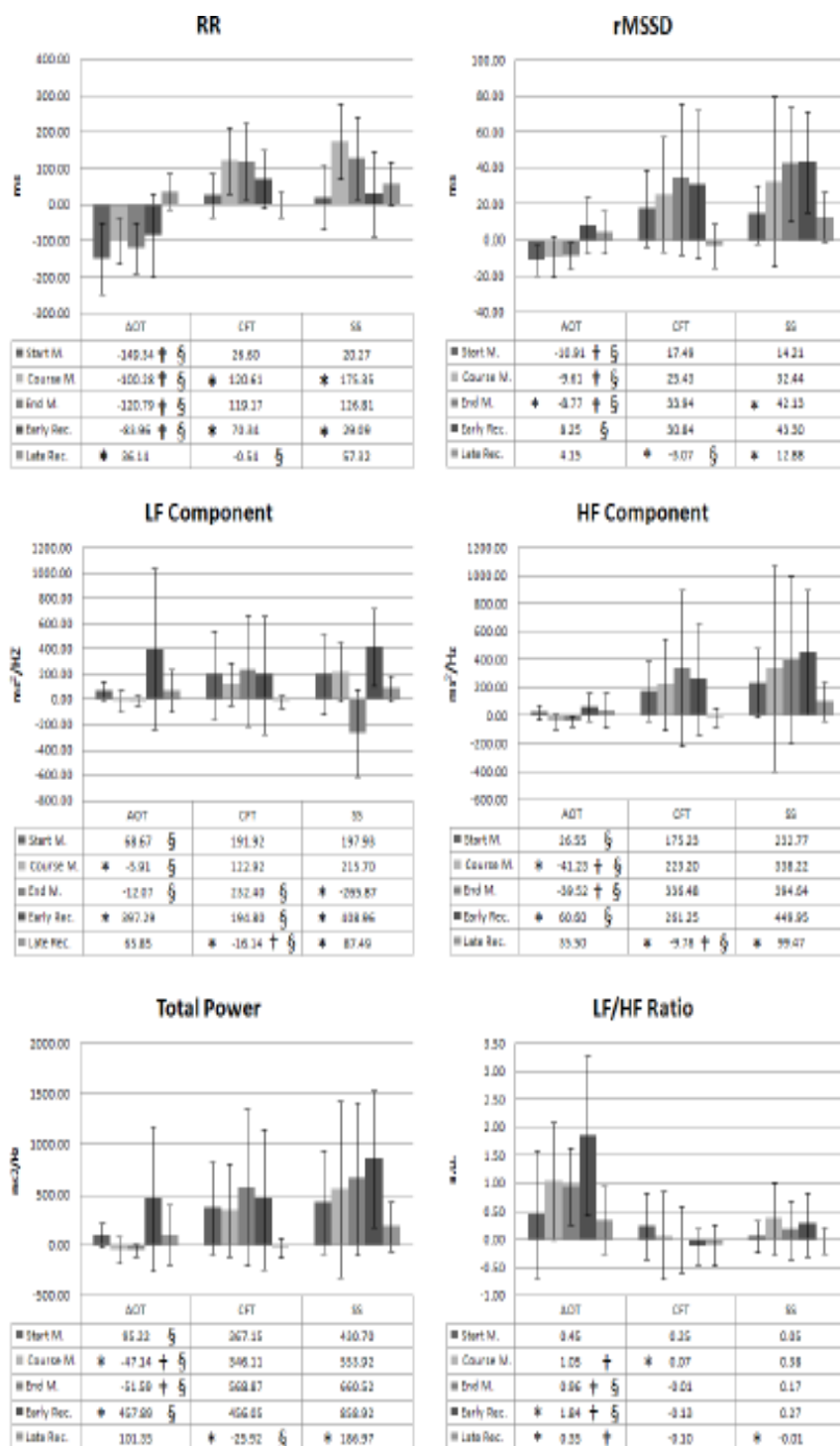


Figure 2. Mean and standard deviation of HRV indexes in intervals of interest for the three cases: Active orthostatic test (AOT), Cold faze test (CFT) and simultaneous stimuli (SS). Start M, Course M and End M stand for start, course and end of manoeuvre, while Early Rec and Late Rec are for early and late recovery. RR: mean heart period, rMSSD: root mean square of successive RR differences, LF and HF low and high frequency components amplitude. Friedman test for: column-wise comparison, significant differences ($p < 0.05$) between consecutive intervals of interest (*); row-wise comparison, significant differences ($p < 0.05$) between AOT or CFT with SS values (†) and AOT with CFT (§).

4. Discussion and conclusions

Main findings of the present work were: (1) Individual stimulus behaviour were mainly sympathetic for AOT and vagal for CFT as previously reported [1-7]. (2) Combined stimuli resulted in a response closer to CFT than to AOT. (3) Time-varying HRV analysis allowed to study temporal changes that occur along manoeuvre and recovery. (4) Main AOT change with respect to control was at beginning of manoeuvre. (5) CFT and SS changes during manoeuvre are gradual. (6) Early recovery showed an overshoot on AOT and SS.

In general, vagal indexes (rMSSD, HF) showed that CFT and SS behaved similarly ($p > 0.05$) although SS presented values between CFT and AOT, while sympathetic indexes (LF/HF, mean RR) indicated an AOT sympathetic predominance over SS ($p < 0.05$) except for late recovery.

It is relevant to notice that the use of time-varying analysis allowed to assess the manoeuvres behaviour not only once the steady state was reached, but as physiological changes occurred. In this way, as time passed during manoeuvre, gradual changes in most indexes were observed mainly for CFT and SS. Change with respect to control for most spectral indexes for AOT were positive at the beginning of manoeuvre, while they were small but negative for course and end of manoeuvre.

An important positive change was observed in several indexes during early recovery for AOT and SS. This overshoot was of large amplitude mainly for LF index. It should be further explored in future research using time-varying analysis. Manoeuvre to recovery HRV indexes changes for CFT are gradual, tending to return to control values, probably because of slow face temperature increment in contrast with fast postural change of AOT.

The response to the stimuli combination in this case was closer to CFT than SS during manoeuvre, but the early recovery overshoot observed in AOT was also present in several indexes.

The behaviour of short duration manoeuvres with substantial transients such as these studied conditions could be explored using time-varying variability indicators showing the dynamics of autonomic modulation in the course of the manoeuvres.

Acknowledgements

Authors thank CONACyT for graduate scholarship support given to AR Mejia-Rodriguez.

References

- [1] Burke D, Sundlöf G, Wallin BG. Postural effects on muscle nerve sympathetic activity in man. *J Physiol*; 1977, 272: 399-414.
- [2] Carrasco-Sosa S, Gaitán-Gonzalez MJ, Gonzalez-Camarena R, Yáñez-Suarez O. Baroreflex sensitivity assessment and heart rate variability: relation to manoeuvre and technique. *Eur J Appl Physiol*; 2005, 95: 265-75.
- [3] Iida R, Hirayagami K, Iwasaki K, Ogawa S, Suzuki H, Yajima K. Non-invasive assessment of human baroreflex during different body positions. *J Auton Nerv Sys*; 1999, 75:164-70.
- [4] Steptoe A, Vögele C. Cardiac baroreflex during postural change assessed using non-invasive spontaneous sequence analysis in young men. *Cardiol Res*; 1990, 24:627-32.
- [5] Stemper B, Hilz MJ, Raulut U, Neundörfer B. Evaluation of cold face test bradycardia by means of spectral analysis. *Clin Auton Res*; 2002, 12: 78-83.
- [6] Khurana R, Wo R. The Cold Face test: A non-baroreflex mediated test of cardiac vagal function. *Clin Auton Res*; 2006, 16: 202-7.
- [7] Reyners AKL, Tio RA, Vlutters FG, van der Woude GF, Reitsma WD, Smit AJ. Re-evaluation of the cold face test in humans. *Eur J Appl Physiol*; 2000, 82: 487-92.
- [8] 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, 93:1043-65.
- [9] Bianchi AM, Mainardi LT, Meloni C, Chierchia S, Cerutti S. Continuous monitoring of sympatho-vagal balance through spectral analysis. *IEEE Eng Med Biol*; 1997, 16: 64-73.
- [10] Mejia AR, Gaitan MJ, Carrasco S. Respuesta Vagal Durante el Reflejo de Inmersión Evaluada Mediante un Índice Vagal Variante en el Tiempo. CLAIB, Isla Margarita, Venezuela 2007.

Address for correspondence

Mercedes Jatziri Gaitan-Gonzalez
 Depto. Ciencias de la Salud, DCBS
 Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa
 Av. San Rafael Atlixco 186
 Col. Vicentina
 09340, México City, Mexico
 E-mail: mjgg@naunam.uam.mx