



Universidad Autónoma Metropolitana- Iztapalapa
División de Ciencias Básicas e Ingeniería
Posgrado en Ingeniería Biomédica

**Efectos cardiovasculares del ejercicio
isométrico continuamente incrementado
hasta la fatiga realizado por diferentes
grupos musculares**

Tesis que presenta
Alejandra Guillén Mandujano

Para la obtención del grado de
Maestra en Ciencias (Ingeniería Biomédica)

Asesor

Dr. Salvador Carrasco Sosa

Sinodales

Dra. Claudia Lerma González

Dra. María del Rocío Ortiz Pedroza

Dr. Salvador Carrasco Sosa

México D.F., 18 de Agosto de 2008

Índice

Abreviaturas y acrónimos.....	3
Resumen.....	4
Antecedentes.....	7
Justificación.....	15
Hipótesis.....	17
Objetivos.....	17
Metodología.....	18
Resultados.....	27
Discusión.....	41
Perspectivas y limitaciones.....	61
Conclusiones.....	61
Referencias.....	62

Abreviaturas y acrónimos

AF_{RR}	Componente de Alta Frecuencia del espectro de la variabilidad de la frecuencia cardiaca
BF/AF	Relación Baja Frecuencia/Alta Frecuencia o Balance Simpático-Vagal
BF_{PS}	Componente de Baja Frecuencia del espectro de la presión sistólica
BF_{RR}	Componente de Baja Frecuencia del espectro de la variabilidad de la frecuencia cardiaca
CC	Comando Central
DPWVS	Distribución Pseudo Wigner-Villé Suavizada
DTF	Distribución Tiempo-Frecuencia
ECG	Electrocardiograma
EICIF	Ejercicio Isométrico Continuamente Incrementado hasta la Fatiga
EMG	Electromiograma
EMG_i	Electromiograma integrado
F	Fuerza
FC	Frecuencia Cardiaca
FI	Frecuencia Instantánea
F_u	Fuerza umbral
IMC	Índice de masa corporal
MBR	Metabolorreflejo
MCV	Máxima Contracción Voluntaria
MSNA	Muscular Sympathetic Nerve Activity (Actividad de los nervios simpáticos musculares)
PAM	Presión Arterial Media
PD	Presión Diastólica
PP	Presión de Pulso
PS	Presión Sistólica
Q	Gasto Cardíaco
R	Onda R del Electrocardiograma
R-R	Periodo cardiaco o intervalos entre ondas R sucesivas
RVP	Resistencia Vascular Periférica
SNA	Sistema Nervioso Autónomo
T_f	Tiempo a la fatiga
VFC	Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca
VPS	Variabilidad de la Presión Sistólica
VS	Volumen Sistólico

Resumen

Antecedentes. Es aceptado que durante la realización de ejercicio isométrico (EI) el comando central, vía el sistema nervioso autónomo simpático, produce aumentos de la frecuencia cardíaca y la presión arterial, cambios que son modulados por el metabolorreflejo. El protocolo usual para el estudio funcional del EI emplea la contracción del músculo cuádriceps y/o del flexor de los dedos, sostenida durante 4 minutos a una intensidad moderada. El comportamiento de las variables cardiovasculares y autonómicas con relación a la intensidad del EI se ha extraído de funciones formadas por sólo dos niveles de fuerza. Además, no ha sido establecida la respuesta cardiovascular al EI en un rango amplio de intensidades. Existe controversia acerca del grado de contribución del comando central y del metabolorreflejo en la mediación de la respuesta cardiovascular al EI. Hay acuerdo en considerar al comando central como independiente de la masa muscular activa y al metabolorreflejo como dependiente de la misma. Los trabajos que han empleado el análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca para el estudio del control autonómico cardiovascular durante el EI son muy escasos.

Objetivo.

1. Examinar la respuesta de:
 - a. las variables cardiovasculares presión sistólica (PS), diastólica (PD), media (PAM) y de pulso (PP), así como la frecuencia cardíaca (FC)
 - b. las actividades vagal y simpática vasoconstrictora
 - c. la actividad eléctrica musculara la realización de EI de intensidad continuamente incrementada hasta la fatiga (EICIF) con una pierna, para caracterizar qué tipo de relación tienen con la fuerza ejercida en un amplio rango de intensidades.
2. Comparar las relaciones de todas las variables anteriores vs. la fuerza, resultantes de la realización de ejercicio isométrico con una mano y dos piernas, para evaluar si hay diferencias entre grupos musculares.

Método. El electrocardiograma, la respiración, la presión arterial no invasiva, el electromiograma y la fuerza fueron registrados y adquiridos en 35 sujetos que realizaron EI con intensidad incrementada de forma continua y lineal (pendiente = 0.2 Kg/s) hasta la fatiga, con tres grupos musculares distintos: extensión de la pierna (músculos extensores de la pierna), apretón de la mano (músculos flexores de los dedos) y extensión de ambas piernas (músculos extensores de ambas piernas). De la onda de presión arterial fueron computadas las series de tiempo de las amplitudes latido a latido de las presiones sistólica, diastólica, media y de pulso. La serie de tiempo de los intervalos R-R fue obtenida a partir del electrocardiograma. El

electromiograma fue rectificado e integrado. La actividad vagal fue cuantificada por el componente de alta frecuencia de los intervalos R-R (AF_{RR}), mientras que la actividad simpática vasoconstrictora fue estimada por el componente de baja frecuencia de la serie de la presión sistólica (BF_{PS}), ambas obtenidas de la integración de la potencia espectral en bandas de frecuencia definidas. La potencia espectral fue computada mediante la distribución tiempo-frecuencia Pseudo Wigner–Villé Suavizada (DPWVS). El comportamiento medio de las relaciones entre las variables cardiovasculares, el electromiograma integrado (EMG_i) y los indicadores espectrales contra la fuerza, fue obtenido por el promediado de las regresiones individuales, ajustadas a las señales de cada sujeto. Las diferencias estadísticas entre pendientes y coeficientes de correlación de las regresiones entre los tres grupos musculares se evaluaron por ANOVA para mediciones repetidas.

Resultados. Los coeficientes de correlación para las relaciones de la fuerza contra las presiones sistólica, diastólica y media, el electromiograma y el periodo cardiaco, para los tres grupos musculares, estuvieron en el rango de 0.7 a 0.9 ($p < 0.001$). Las relaciones entre el componente AF_{RR} linealizado, $\log(AF_{RR})$, y la fuerza para los diferentes grupos musculares, presentaron coeficientes de correlación entre -0.62 y -0.84 ($p < 0.05$), mientras que los coeficientes de la relación con el componente BF_{PS} variaron entre 0.11 y 0.33 ($p < 0.05$). Este componente mostró un comportamiento no lineal: se mantuvo casi constante en la mayor parte del protocolo para aumentar hacia el final, con un cambio de pendiente significativo ($p < 0.001$). Las pendientes de las regresiones de las cuatro presiones contra fuerza fueron estadísticamente similares para una pierna y dos piernas ($p > 0.05$) y mayores ($p < 0.05$) que las correspondientes a una mano. Se encontró un significativo coeficiente de determinación para la relación PAM vs. FC. La pendiente de las regresiones $\log(AF_{RR})$ contra fuerza fue diferente entre una mano y dos piernas ($p < 0.001$) y entre dos piernas y una pierna ($p < 0.05$). Un análisis más detallado mostró que las relaciones correspondientes a las presiones arteriales contra la fuerza están formadas por dos regresiones lineales con pendientes diferentes ($p < 0.05$). La fuerza de umbral cambió de acuerdo al grupo muscular involucrado en el ejercicio. Durante el EI con una pierna, las relaciones frecuencia cardiaca vs. electromiograma integrado y presión sistólica vs. fuerza presentaron altos coeficientes de correlación (0.81, $p < 0.001$ y 0.86, $p < 0.001$) respectivamente).

Discusión. El EICIF, realizado por tres diferentes grupos musculares, genera comportamientos altamente lineales en las variables cardiovasculares, el electromiograma integrado y en la actividad vagal. El aumento de la presión arterial media está explicado por las elevaciones de las presiones sistólica y diastólica; la primera determinada por el ascenso del gasto cardiaco y la segunda por el incremento de la resistencia vascular periférica. La conducta del gasto cardiaco es debida tanto al aumento del volumen sistólico del ventrículo izquierdo como al

acortamiento del periodo cardíaco, causado por un retiro vagal. Esta explicación fisiológica es la comúnmente aceptada y concuerda con nuestros hallazgos. Sin embargo, el anterior mecanismo fisiológico no estaba apoyado en relaciones continuas de las variables, y en el rango más amplio posible de esfuerzo. Más aún, no se había aportado suficiente evidencia para considerar que la respuesta de variables consideradas fuera lineal. El alto coeficiente de determinación encontrado para la relación presión arterial media vs. frecuencia cardíaca, indica que los cambios en la presión arterial se deben sobre todo a los cambios en la frecuencia cardíaca. La respuesta cardiovascular y autonómica al EICIF realizado con una mano fue menor al efecto del hecho con dos piernas y al parecer no es dependiente de la masa muscular, puesto que la diferencia entre las pendientes no es proporcional a la diferencia entre las masas musculares. Documentamos un incremento de la pendiente en la presión arterial alrededor del 60% de la fuerza (fenómeno de umbral), que se relaciona con el aumento observado en la actividad simpática vasoconstrictora. Encontramos evidencia, por los altos coeficientes de determinación de las relaciones electromiograma integrado-frecuencia cardíaca y fuerza-presión media, de que el comando central lleva a cabo un manejo proporcional (lineal) y simultáneo de las partes autonómica (retiro vagal→aumento de la frecuencia cardíaca→aumento de la presión sistólica) y somática (aumento de la actividad eléctrica muscular→aumento de la fuerza). Las diferencias en el comportamiento cardiovascular y autonómico entre el cuádriceps y los flexores pueden ser explicadas por un diferente arreglo en la inervación de las partes somática y visceral más que por un efecto de la masa.

Conclusiones.

- Las relaciones entre la intensidad del EI y la función cardiovascular, vagal y muscular resultaron con un comportamiento ALTAMENTE LINEAL, para los tres grupos musculares estudiados.
- La relación frecuencia cardíaca-presión arterial media sugiere que ésta última es influida más por la función ventricular que por la resistencia vascular.
- Aportamos evidencia del fenómeno de umbral para la puesta en marcha del metabolorrelejo a partir las relaciones entre la presión diastólica vs. fuerza y la actividad simpática vasoconstrictora vs. fuerza.
- Aportamos evidencia que sugiere que el comando central hace un manejo simultáneo y proporcional de las partes somática y autonómica durante el EI con base en las relaciones frecuencia cardíaca vs. electromiograma integrado y presión sistólica vs. fuerza.

Antecedentes

Función cardiovascular izquierda

La presión arterial media es determinada por el producto de dos factores (fig.1): uno de origen ventricular, el Gasto Cardíaco (Q), que consiste en el volumen total expulsado por el corazón durante un minuto; y uno de naturaleza vascular, la oposición que presentan los vasos sanguíneos al flujo de sangre, denominada Resistencia Vascular Periférica (RVP).

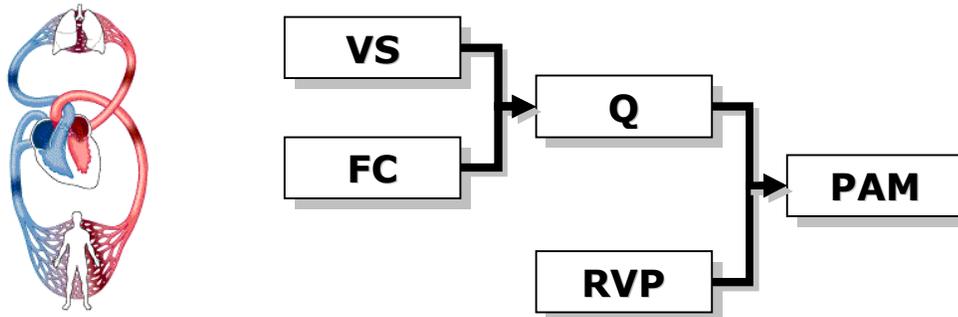


Figura 1. Diagrama de la función cardiovascular izquierda, donde se muestran las relaciones existentes entre factores ventriculares y factores vasculares. VS, volumen sistólico; FC, frecuencia cardíaca; Q, gasto cardíaco; RVP, resistencia vascular periférica; PAM, presión arterial media.

El gasto cardíaco es resultado a su vez del producto entre el volumen sistólico (VS) - volumen de sangre que el corazón deposita en las arterias después de una contracción- y la frecuencia cardíaca (FC) -número de contracciones cardíacas por minuto-.

A partir de las particularidades de la onda de presión arterial instantánea se pueden extraer varios parámetros que han resultado útiles como indicadores de la función cardiovascular; en particular, de las variables difíciles de medir directamente (fig. 2).

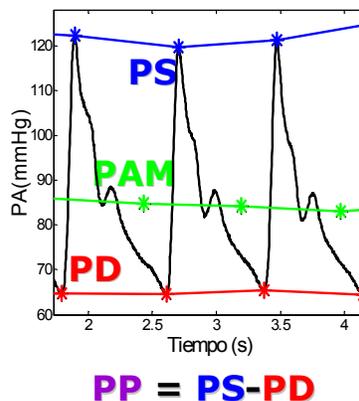


Figura 2. Señal instantánea de presión arterial, con sus particularidades señaladas. PS, presión sistólica; PAM, presión media; PD, presión diastólica; PP, presión de pulso.

El valor máximo es la presión sistólica (PS), el mínimo es la presión diastólica (PD) y la diferencia entre ellos es conocida como la presión de pulso (PP). La presión arterial media es la integral bajo la curva. Tanto la presión sistólica [14] como la presión de pulso [15] son índices del volumen sistólico, mientras que la presión diastólica es un indicador de la resistencia vascular periférica [8].

Control nervioso cardiovascular

El sistema nervioso autónomo inerva al corazón y a las arterias. La frecuencia cardíaca está controlada por el nodo sinusal, el cual recibe la influencia, integrada en el plexo cardiaco, de las dos ramas del sistema nervioso autónomo: la simpática, que provoca taquicardia –aumento en la frecuencia cardíaca- y la parasimpática o vagal, que produce bradicardia o disminución de la frecuencia. Los vasos sanguíneos, en particular las arterias, sólo reciben influencia simpática, la cual produce vasoconstricción y por lo tanto aumento de la resistencia vascular periférica ([3], [44]).

Variabilidad de parámetros cardiovasculares

Un hecho incuestionable de la función cardiovascular es que tanto los intervalos entre ondas R sucesivas como la amplitud de la presión arterial presentan fluctuaciones latido a latido, es decir, varían continuamente, no presentan un comportamiento (valor) constante (fig. 3).

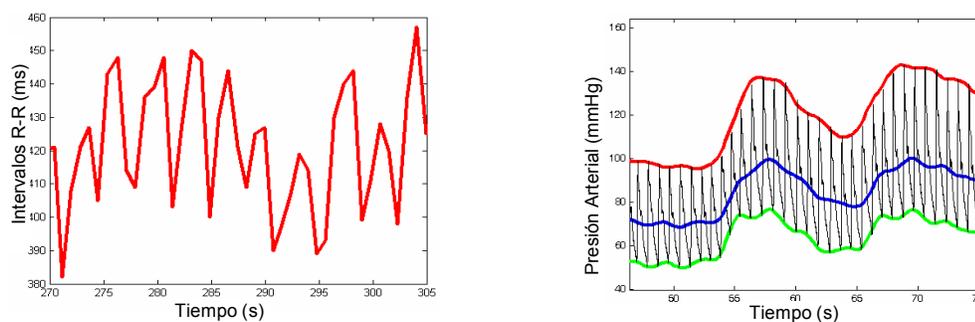


Figura 3. Ejemplos de registros de frecuencia cardíaca y presión arterial, en los cuales se aprecia que su valor cambia con cada latido.

Fisiología de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC)

El nodo sinusal integra las señales periódica rápida (frecuencias entre 0.15 y 0.4 Hz, banda de alta frecuencia, AF_{RR}) proveniente de la rama parasimpática del SNA y modulada por la frecuencia respiratoria, y periódica lenta (frecuencias entre 0.04 y 0.15 Hz, banda de baja frecuencia, BF_{RR}) de la rama simpática, dando como resultado una señal compuesta (fig. 4). Mediante el análisis espectral de la señal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca es posible recuperar estos componentes en frecuencia y calcular su potencia, lo que permite estudiar de forma indirecta, no invasiva, al sistema nervioso autónomo y la contribución de cada una de sus ramas al control cardiovascular [44]. A partir de estos componentes se pueden calcular varios índices, como la relación BF/AF o balance simpático-vagal. Sin embargo, el componente sólido, confiable es la potencia de la banda de alta frecuencia, el cual refleja la actividad vagal ([22], [23], [31]). El correlato funcional de la potencia de baja frecuencia no es tan directo, ya que parece depender tanto de la modulación simpática como de la vagal ([7], [22], [32]).

Fisiología de la Variabilidad de la Presión Sistólica (VPS)

Análogamente, el músculo liso de los vasos sanguíneos integra la señal periódica lenta proveniente de la salida simpática vasoconstrictora y la señal periódica rápida provocada por un efecto mecánico de la respiración. De esta manera, al analizar en la frecuencia la señal de variabilidad de la presión sistólica también se obtiene un espectro de potencias con dos componentes principales (fig. 4). El componente en la banda de baja frecuencia de la presión sistólica (BF_{PS}) refleja de manera fidedigna la actividad de la rama simpática vasoconstrictora [30].

Técnicas de análisis espectral

Estado estacionario. Existen numerosas técnicas que permiten el análisis espectral de las señales cardiovasculares. Algunas requieren garantizar una mínima estacionaridad en la señal a evaluar, es decir, que la frecuencia central y la potencia de los componentes se mantengan constantes durante el tiempo considerado en el análisis. Algunos ejemplos de este tipo de técnicas de análisis son la Transformada Rápida de Fourier o los modelos autorregresivos no variantes en el tiempo.

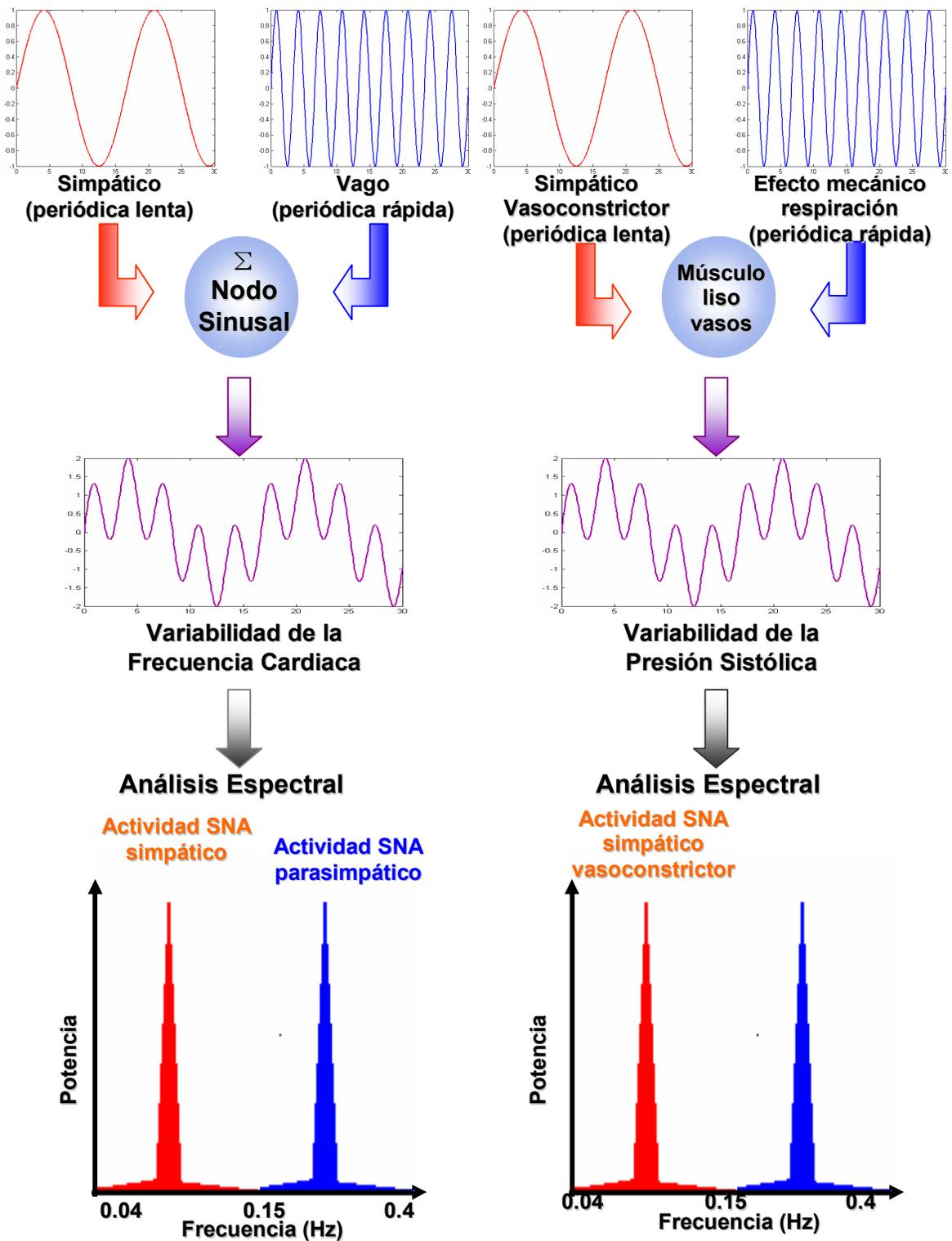


Figura 4. Representación esquemática del origen de los componentes espectrales de las variabilidades de la frecuencia cardiaca y de la presión sistólica y cómo pueden recuperarse mediante análisis espectral.

Estado no estacionario. Sin embargo, en muchas circunstancias el análisis espectral estacionario resulta insuficiente ya que la potencia y la misma frecuencia de los componentes varían constantemente. Para observar efectos no estacionarios requerimos incorporar una tercera variable al análisis: el tiempo. Para ello, se han desarrollado herramientas capaces de mostrar cómo evolucionan las potencias y frecuencias de los componentes a lo largo del tiempo. Un ejemplo de este tipo de técnicas son las Distribuciones Tiempo-Frecuencia.

Distribuciones Tiempo-Frecuencia (DTF). Las distribuciones tiempo-frecuencia son transformaciones matemáticas que permiten computar la contribución en potencia de los diferentes componentes espectrales de una señal en un instante dado (fig. 5). De esta forma es posible analizar la evolución temporal de la localización en frecuencia y la amplitud de los componentes de señales no estacionarias. Aunque existen numerosos tipos de DTF, no hay un criterio único para seleccionar alguna en particular: es necesario considerar las características de la señal a analizar y evaluar qué propiedades requiere que se satisfagan para obtener información confiable.

La distribución Pseudo Wigner-Villé Suavizada (DPWVS) está definida por:

$$SPWV_x^{N,M}(n, \omega) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} g_M(m) \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_N^2(k) x(n+k+m) x^*(n-k+m) e^{-2j\omega k}$$

donde:

$SPWV_x(n, \omega)$ = distribución tiempo-frecuencia de la serie de tiempo $x(n)$

$x(n)$ = serie de tiempo analizada

$g_M(m)$ = ventana de suavizado en tiempo

$h_N(k)$ = ventana de suavizado en frecuencia

Esta distribución satisface los marginales y preserva los corrimientos en tiempo y frecuencia, por lo que permite la estimación de la potencia y frecuencia instantáneas. Incorpora ventanas de suavizado independientes en tiempo y frecuencia, que atenúan de manera eficiente los términos cruzados [29]. Tiene buena resolución en tiempo y frecuencia. Por todo lo anterior, es ampliamente utilizada en fisiología ([20], [24]).

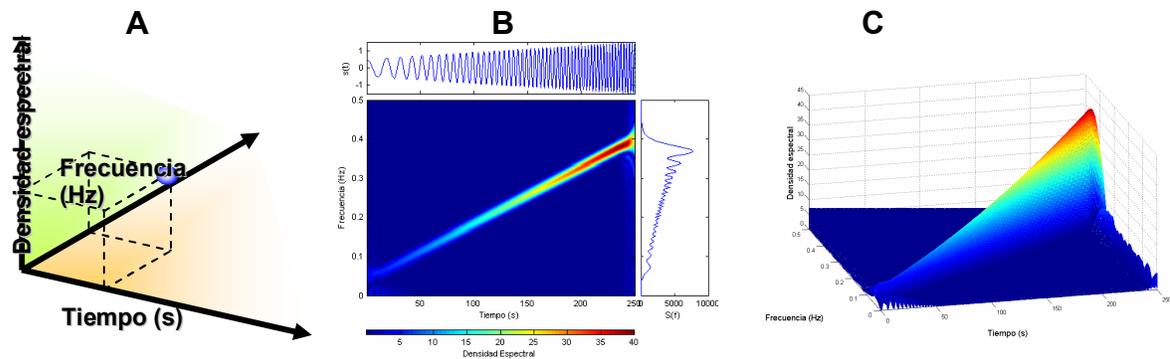


Figura 5. A) las Distribuciones Frecuencia-Tiempo indican la potencia de los componentes en frecuencia y cómo cambian a través del tiempo. Se presentan dos diferentes representaciones de la misma información: B) la densidad espectral está representada por una escala de colores, a mayor potencia, el color es más cercano a rojo; C) representación en tres dimensiones, la altura refleja la densidad espectral.

Ejercicio isométrico

Es todo esfuerzo realizado sin conseguir que el músculo involucrado se acorte (fig. 6). Una de sus principales características es que no puede efectuarse por períodos prolongados, pues la fatiga muscular sobreviene rápidamente.

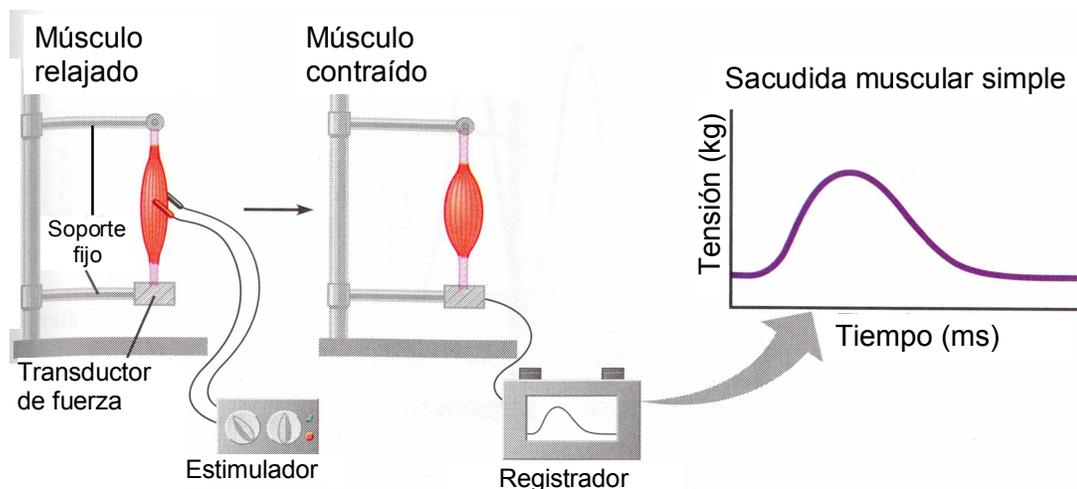


Figura 6. El ejercicio isométrico ocurre cuando un músculo se contrae y aumenta su tensión pero no modifica su longitud.

Durante la realización de ejercicio isométrico, los músculos se contraen de manera sostenida, comprimiendo los vasos sanguíneos en su interior, provocando que el flujo sanguíneo local disminuya, lo que ocasiona isquemia en el músculo activo [16].

Respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico

El sistema cardiovascular responde a este tipo de esfuerzo de una manera particular (fig. 7). Dicha respuesta consiste principalmente en la elevación tanto de la presión

arterial como de la frecuencia cardiaca [42]. De esta manera, se logra incrementar el flujo sanguíneo a los músculos activos y contrarrestar la isquemia [16].

Mecanismos generadores de la respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico

Se han realizado numerosos estudios con el objetivo de identificar los mecanismos fisiológicos desencadenantes de esta respuesta y la proporción en la que participan. Los principales mecanismos identificados son el Comando Central (CC) y el metabolorreflejo (MBR). Aunque existe consenso en cuanto a la naturaleza de los mecanismos de control cardiovascular durante el ejercicio isométrico [19], persiste una controversia sobre la importancia de la contribución relativa de cada uno [6]. Según Mitchell et al [28], la contribución relativa de estos mecanismos parece ser redundante y dependiente de la condición experimental y la respuesta autonómica específica examinada.

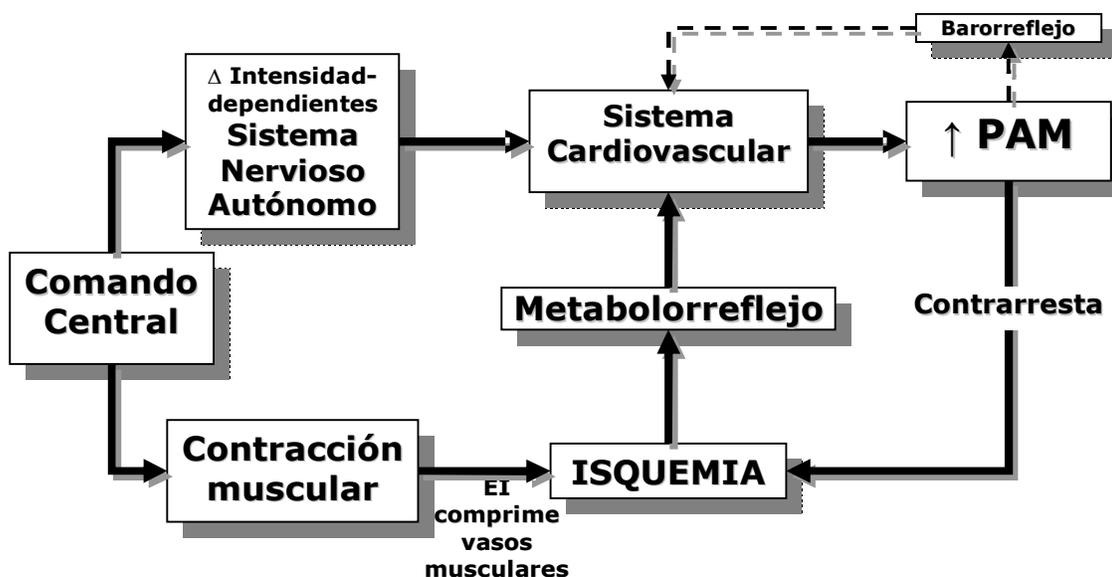


Figura 7. Principales eventos fisiológicos durante la ejecución de ejercicio isométrico.

No ha sido establecido si el comando central y las contribuciones reflejas operan sobre un mismo componente de la función cardiovascular o si cada uno tiene influencia en una parte específica de la misma [46]. Hay quienes piensan que el incremento de la presión arterial ocurre principalmente por el aumento en la actividad simpática vasoconstrictora debida a la activación del MBR, dependiente de la masa muscular ejercitada, mientras que la taquicardia se debe a un retiro vagal provocado por el comando central.

Comando Central

Consiste en impulsos eléctricos motores de origen central que durante su recorrido descendente hacia los músculos a contraer estimulan paralelamente a los núcleos autonómicos (vagales y simpáticos), ubicados en el tallo cerebral [19]. Se reconoce como mecanismo de anteroalimentación, ya que no sólo controla la contracción muscular para lograr la tarea requerida sino que al parecer anticipa el esfuerzo a realizar y adecua el flujo autonómico hacia el corazón y los vasos sanguíneos para acoplar la función cardiovascular a las necesidades metabólicas musculares esperadas. Para evidenciar su existencia e importancia en la generación de la respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico, se han efectuado estudios empleando diferentes estrategias para aislar sus efectos de los del metabolorreflejo. Así, se han estudiado los cambios de la presión arterial y la frecuencia cardíaca durante la realización de ejercicio isométrico en pacientes con lesión espinal [34], bloqueo neuromuscular parcial o total [9] y vibración de tendones agonistas o antagonistas [13].

Aunque este mecanismo es ampliamente reconocido, las estructuras neuronales involucradas en la activación del comando central continúan siendo tema de intensa investigación. Se han identificado como piezas importantes a la ínsula y los núcleos mesencefálicos [30].

Indicadores del comando central. Se consideran efectores de la acción del comando central a la frecuencia cardíaca y la electromiografía (fig. 8). La frecuencia cardíaca es modulada por la actividad autonómica sobre el nodo sinusal. Aunque se eleva de manera importante durante el EI, regresa rápidamente a su nivel de reposo aún durante oclusión post ejercicio, lo cual indica que no es modificada por el metabolorreflejo y que toda su alteración está dada por la acción del comando central [19]. La electromiografía refleja el manejo que hace la corteza motora de los músculos esqueléticos puesto que la vía de activación de las fibras musculares es directa: se inicia en la corteza motora, desciende por la médula espinal de donde parten las terminales axónicas que forman la placa neuromuscular. Mediciones experimentales muestran que existe una relación directa entre la tensión mecánica y el EMG integrado durante contracciones voluntarias ([1], [2], [26]).

FC como indicador visceral del comando central



EMG como indicador somático del comando central



Figura 8. Mecanismos por los cuales se considera a la frecuencia cardíaca y a la electromiografía como indicadores de la acción del comando central.

Metabolorreflejo

Es un mecanismo de retroalimentación: la estimulación de fibras musculares aferentes (tipo III y IV) por la acumulación de metabolitos producidos por la isquemia durante la contracción, provoca una respuesta α -simpática refleja que resulta en un incremento sustancial de la presión arterial a través de vasoconstricción. Aún no han sido identificados a satisfacción los metabolitos que estimulan la activación del MBR [19]. Las técnicas empleadas para evidenciar su acción y relevancia incluyen el ejercicio involuntario por estimulación eléctrica [6] y la oclusión circulatoria por compresión neumática post ejercicio ([17], [18]), entre otras.

Justificación

- La relación entre la respuesta cardiovascular y la intensidad del ejercicio isométrico no ha sido bien caracterizada. Los protocolos usuales para el estudio de la respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico y su relación con la magnitud y duración del esfuerzo consisten en mantener una carga constante, relativa a la máxima contracción voluntaria (MCV), durante algunos minutos, entre dos y cuatro (debido a la naturaleza fatigante del ejercicio isométrico) y luego repetir el protocolo con otra carga, con la consecuente fatiga del sujeto. Los resultados obtenidos de esta manera obligan a representar las relaciones existentes entre las variables cardiovasculares estudiadas y la fuerza ejercida con sólo 2, máximo 3 puntos (uno cada minuto o cada carga). Para efectuar la comparación entre diferentes grupos musculares, es necesario repetir todo el protocolo. A pesar del gran número de

trabajos que analizan la respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico ([6], [9], [10], [11], [13], [16], [17], [27], [33], [34], [37], [40], [42], [45]), casi ninguno de ellos emplea más de dos cargas para tratar de caracterizar cómo se relaciona dicha respuesta con la intensidad del esfuerzo. Con algunas excepciones ([10], [27], [33]) todos reportan sus resultados respecto al tiempo, no a la carga. La información resultante es escasa y la manera de presentarla es pobre, hace casi imposible evaluar cómo se modifica la función cardiovascular conforme cambia la intensidad del EI. En suma, no es posible caracterizar adecuadamente qué relación existe entre la intensidad del estímulo y la respuesta cardiovascular a partir de dos o tres cargas, menos aún si los resultados se expresan respecto al tiempo y no a la carga.

- La mayor parte de los antecedentes sobre la actividad autonómica durante el ejercicio isométrico emplean la microneurografía [47] por lo que sólo estudian la actividad simpática periférica o muscular (MSNA, muscular sympathetic nerve activity) ([28], [35], [36], [38]). Para el estudio de la actividad vagal existe como alternativa el análisis espectral de la VFC. Hay muy pocos antecedentes de su empleo durante el ejercicio isométrico, y casi todos los reportes que la emplean asumen que la respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico es estacionaria ([12], [18]) ya que normalmente mantienen una misma carga durante varios minutos, por lo que emplean metodologías tradicionales para la estimación espectral, tales como las basadas en Fourier y modelos autorregresivos. Al analizar las figuras proporcionadas en sus trabajos, observamos que tanto la frecuencia cardíaca como la presión arterial se incrementan durante todo el tiempo que dura el esfuerzo. Por lo tanto, las herramientas que utilizan son inadecuadas para extraer información fidedigna. En estas circunstancias, el empleo de metodologías variantes en el tiempo está justificado.
- Al comparar la respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico realizado con grupos musculares de diferente masa muscular a una carga relativa equivalente, se ha observado ([17], [36], [40]) que la magnitud del cambio en la frecuencia cardíaca y la presión arterial se relaciona con la masa muscular involucrada: a mayor masa, mayor alteración. Sin embargo, la comparación se ha efectuado empleando pocas cargas y se reporta respecto al tiempo, lo cual dificulta la interpretación de los resultados.

Hipótesis

La ejecución de un protocolo de ejercicio isométrico de intensidad continua y linealmente incrementada producirá una respuesta lineal en las variables cardiovasculares, autonómicas y somáticas estudiadas, con diferencias que dependerán del grupo muscular empleado.

Objetivos

General

Explorar la conducta de los sistemas cardiovascular, nervioso autónomo y muscular durante la realización de Ejercicio Isométrico Continuamente Incrementado hasta la Fatiga (EICIF).

Particulares

- Proponer un protocolo de ejercicio isométrico con las siguientes características (fig. 9):
 - que abarque el rango de fuerzas más amplio posible, al comenzar desde el reposo y continuar hasta la fatiga
 - que suministre un estímulo lineal y continuo
 - que sea de corta duración
- Evaluar las modificaciones producidas por la intensidad del EI sobre la función cardiovascular, la función del sistema nervioso autónomo y el electromiograma, a través del comando central y el metabolorreflejo.
- Examinar cómo cambian las respuestas cardiovascular, autonómica y somática durante la realización del EICIF con distintos grupos musculares.

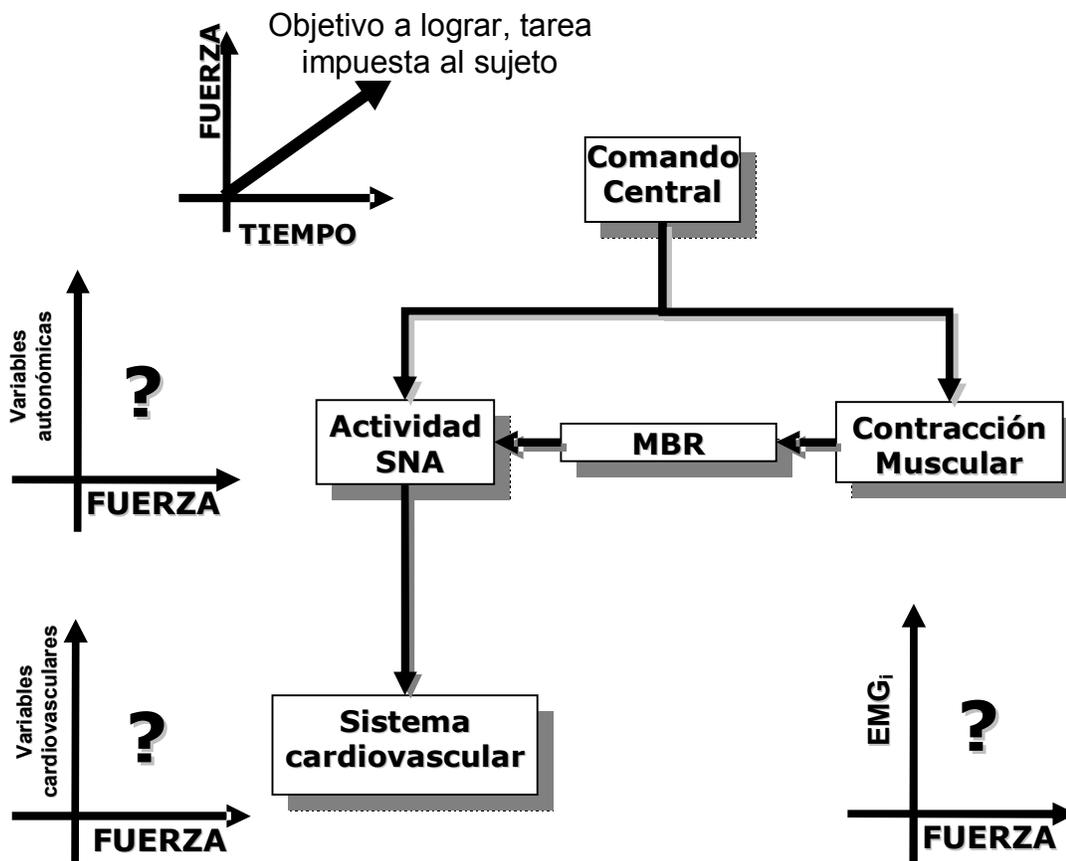


Figura 9. Protocolo propuesto. El estímulo es ejercicio isométrico continuo, lineal y en el rango más amplio de cargas posible. Así podremos caracterizar las respuestas cardiovascular, autonómica y somática en relación con la intensidad. SNA, Sistema Nervioso Autónomo; MBR, metabolorrelejo, EMGi, electromiograma integrado.

Metodología

Sujetos

Se estudiaron 35 sujetos, 10 mujeres y 25 hombres sanos, jóvenes, no fumadores y sedentarios. El estado de salud se evaluó mediante la elaboración de la historia clínica, toma de medidas antropométricas (Tabla 1), obtención de electrocardiograma en reposo y espirometría. Ninguno consumió alimentos o bebidas ni realizó ejercicio antes del estudio.

Tabla 1. Valores antropométricos de los sujetos estudiados.

Sexo	N	Edad (años)	Altura (cm)	Peso (kg)	IMC (kg/m ²)
F	10	23.4±3.8	158.2±4.5	57.3±7.7	22.8±2.2
M	25	22.0±2.1	170.8±6.4	70.0±10.0	23.9±2.6

Protocolo experimental

Los sujetos visitaron tres días diferentes el laboratorio (fig. 10). En la primera visita se efectuó la valoración del estado de salud. Ésta consistió en la obtención de un electrocardiograma de 12 derivaciones en reposo, una espirometría y la medición del peso, la altura, la frecuencia cardiaca y la presión arterial en reposo. También se llevaron a cabo la instrucción y entrenamiento en el protocolo de EICIF, durante el cual aprendieron a controlar la señal de la fuerza para hacerla coincidir con el patrón visual colocado sobre la pantalla frente a ellos, el cual marcaba la pendiente deseada. Con base en el desempeño durante el entrenamiento, se evaluó si el sujeto era capaz de incrementar linealmente su fuerza durante el tiempo mínimo requerido. En la segunda visita realizaron el ejercicio isométrico con la mano derecha, reposaron durante 30 minutos como mínimo y realizaron el protocolo con la pierna derecha. En la tercera visita realizaron el protocolo con ambas piernas.



Figura 10. Actividades realizadas en cada visita al laboratorio.

Cada sesión constó de de tres etapas sucesivas, durante las cuales se registraron de manera continua todas las señales analizadas (fig. 11):

1. Control, de un minuto de duración, con el sujeto sentado en reposo.
2. Maniobra, durante la cual el sujeto realiza ejercicio isométrico continua y linealmente incrementado hasta la fatiga (EICIF), a razón de 0.208 kg/s, durante dos minutos como mínimo, siguiendo un patrón visual lineal colocado frente a él. Es importante que durante toda la maniobra el sujeto sea motivado para asegurar que el esfuerzo

se mantenga hasta la fatiga y evitar la ejecución de maniobras de Valsalva indeseadas, que alterarían drásticamente la respuesta cardiovascular.

3. Recuperación, dos minutos de duración. El sujeto permanece sentado sin hacer esfuerzo, respirando espontáneamente. En total, la sesión duró cinco minutos como mínimo.

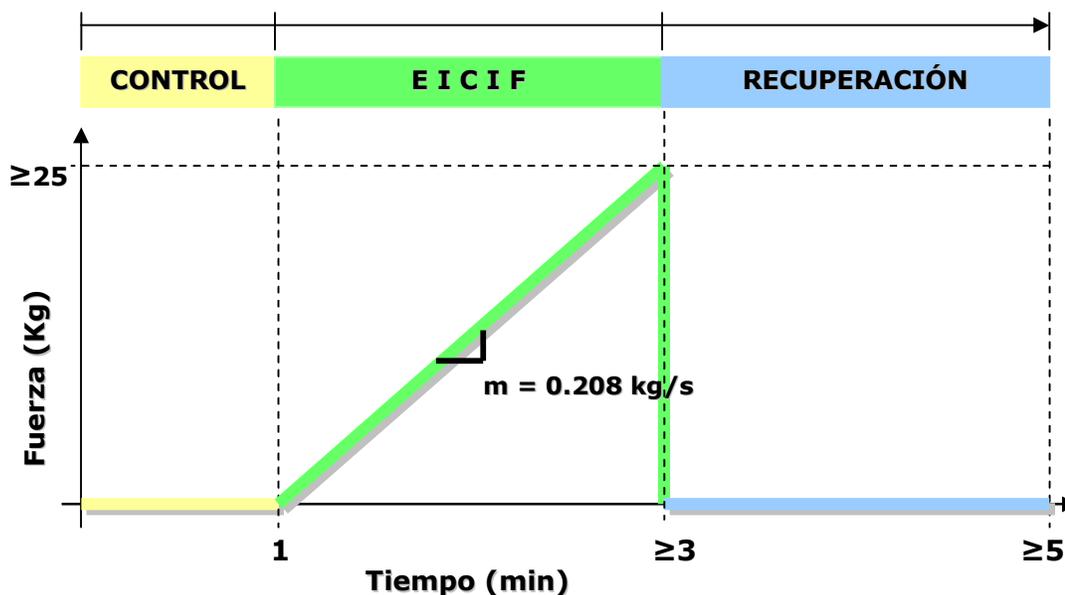


Figura 11. Diagrama temporal del protocolo de ejercicio isométrico continuamente incrementado hasta la fatiga.

Registro y adquisición de señales

Para la ejecución del protocolo se adaptó una silla para que cumpliera con las siguientes características:

- Soportes adecuados para albergar dinamómetros tipo Smedley, utilizados en el registro de la fuerza ejercida por los diferentes grupos musculares estudiados.
- Inclinación de toda la silla hacia atrás, 10° respecto al suelo, para aislar el esfuerzo en los cuádriceps durante la extensión de la pierna.
- Cinturón de seguridad ajustable.

Las señales registradas fueron:

- El electrocardiograma (ECG100C, Biopac Systems), a partir de la derivación bipolar CM-5, formada con electrodos Ag-AgCl desechables colocados sobre el manubrio esternal (V-), el apéndice xifoides (Referencia) y la ubicación de V5 (V+).

- La presión arterial latido a latido (Finapres, Ohmeda). El brazalete se colocó en el dedo medio de la mano izquierda, mantenida a nivel del corazón mediante un soporte colgante.
- El electromiograma (EMG100C, Biopac Systems), mediante una derivación bipolar de superficie, empleando electrodos desechables Ag-AgCl con área de contacto circular de 1 cm de diámetro, colocados a una distancia centro a centro de 2 cm sobre el músculo ejercitado, ya sea el cuádriceps o los flexores de los dedos. Debido a que sólo contábamos con un amplificador de EMG, durante la extensión de las dos piernas únicamente registramos la actividad electromiográfica de la pierna derecha.
- El respirograma, a través de un sensor de desplazamiento colocado sobre el tórax (RSP100C Biopac), con la finalidad de evaluar la modulación respiratoria sobre el componente AF_{RR} .
- La fuerza ejercida por los distintos grupos musculares, mediante 2 dinamómetros con potenciómetro incluido, que proporcionan una señal eléctrica proporcional a la fuerza medida (Smedley Handgrip modelo 56380, Stoelting). Ambos dinamómetros estaban sujetos mediante soportes elaborados específicamente para medir la fuerza ejercida por el grupo muscular de interés. El adaptador construido para el dinamómetro que medía la fuerza ejercida por los miembros inferiores permitió conectar una o ambas piernas, por lo que pudimos obtener una sola señal de fuerza al extender las dos piernas simultáneamente. Para acondicionar las señales eléctricas correspondientes a la fuerza construimos circuitos ad hoc, empleando amplificadores operacionales TL084, que nos permitieron ajustar la línea de base a 0 V y modificar la ganancia sin necesidad de desmontar el bloque de transducción de los dinamómetros.

Todas las señales fueron adquiridas, digitalizadas y almacenadas en una PC mediante el sistema MP150 de Biopac, con una frecuencia de muestreo de 500 Hz y una resolución de 16 bits (fig. 12).

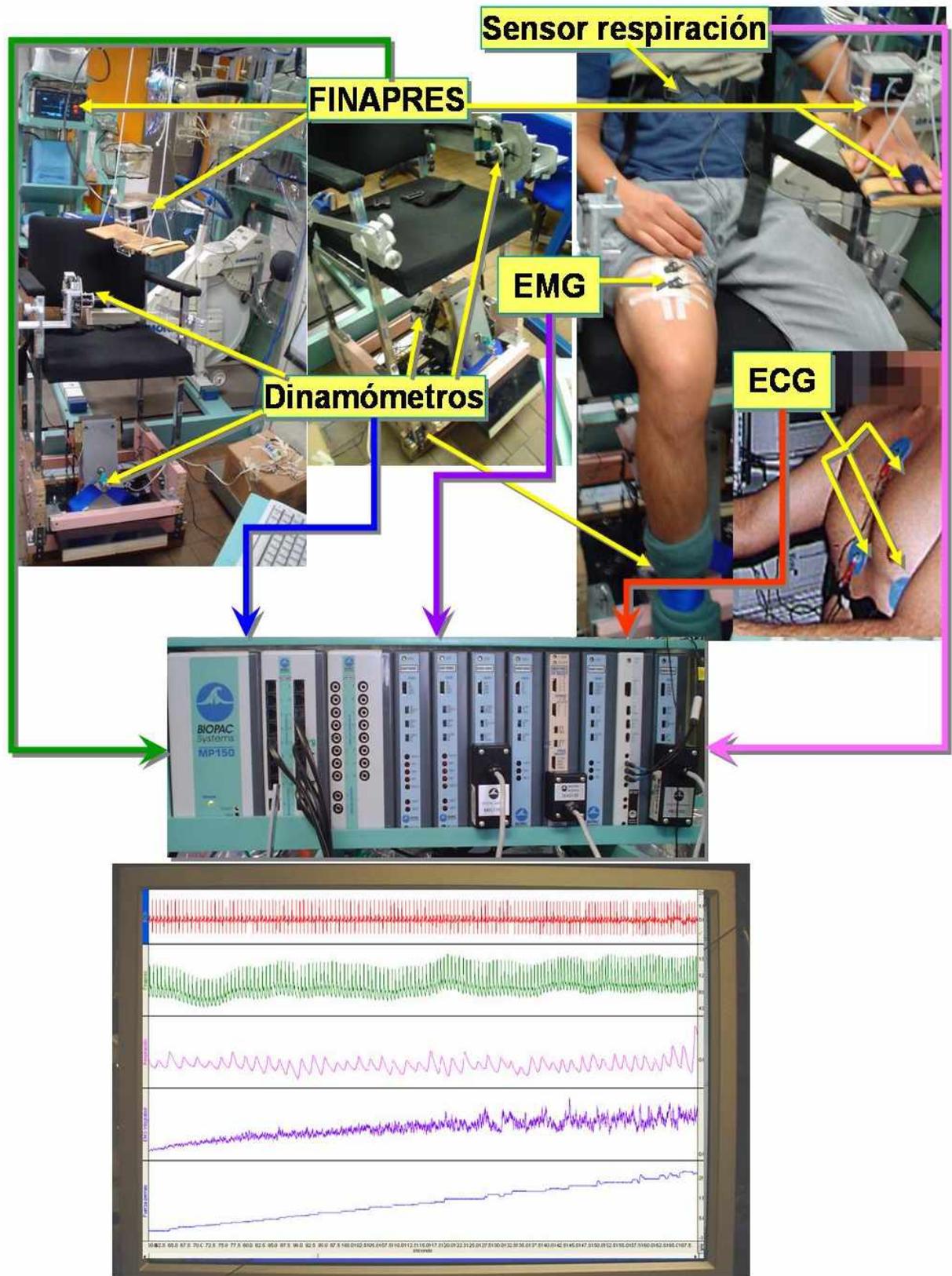


Figura 12. Arreglo de la instrumentación empleada para el registro y adquisición de las señales estudiadas.

Procesamiento de las señales

El procesamiento se efectuó mediante programas específicos para este protocolo, elaborados en Matlab.

Procesamiento general

La figura 13 ilustra las etapas seguidas durante el procesamiento general. A partir del ECG se detectaron las ondas R y se formó la serie de intervalos R-R, expresados en milisegundos. La frecuencia cardiaca instantánea en latidos por minuto (lpm) se calculó a partir del periodo cardiaco mediante la siguiente operación

$$FC = RR^{-1} * 1000 * 60$$

De la señal de presión arterial se obtuvieron las series de amplitudes de la presión sistólica (detección de los máximos), presión diastólica (detección de los mínimos), presión de pulso (diferencia entre presión sistólica y diastólica) y presión media (integral de la onda de presión). La señal de EMG fue rectificadas y suavizada por promedio móvil de 500 muestras. Para expresar todas las variables como el cambio respecto al nivel basal (Δ), se calculó el valor promedio de cada una durante la etapa de control y se restó dicho valor a todo el registro, sujeto por sujeto.

La señal de fuerza normalizada (% a la fatiga) se obtuvo al dividir todo el registro de la fuerza entre la fuerza máxima lograda por cada sujeto y multiplicar el resultado por 100. Así, la fuerza normalizada varía entre 0 y 100%. Se generó un vector de mil muestras de longitud para utilizarlo como base para la interpolación por splines cúbicos de todas las señales. De esta manera, todas las señales remuestreadas de todos los sujetos tuvieron la misma longitud y número de puntos, lo que facilita la superposición de los registros y la obtención de un promedio ensamblado.

Una vez calculada la fuerza relativa o normalizada, construimos relaciones entre ésta y las variables estudiadas. A estas relaciones les fueron ajustadas regresiones lineales, sujeto por sujeto. A partir de estas regresiones individuales, obtuvimos una regresión promedio. También calculamos el promedio ensamblado de las relaciones individuales de cada variable con la fuerza, con la finalidad de evaluar visualmente su comportamiento global. Dichos promedios ensamblados hicieron evidente un cambio de pendiente en las relaciones de la PD y la PAM con la fuerza. Para poder evaluar cuantitativamente tanto el nivel de fuerza en el que éste ocurría, denominado fuerza

umbral (F_u), como los cambios en los parámetros de la regresión lineal de cada sección, detectamos manualmente e individuo por individuo el punto de inflexión de cada relación.

También fueron construidas relaciones entre variables que pueden proporcionar información sobre el acoplamiento de las dos porciones controladas por el CC. Dichas relaciones son: PAM vs. FC, FC vs. EMG_i, PAM vs.F. Evaluamos individualmente sus regresiones lineales (pendiente y coeficiente de correlación) y su coeficiente de determinación (r^2), así como la comparación del promedio de estos parámetros entre los tres grupos musculares.

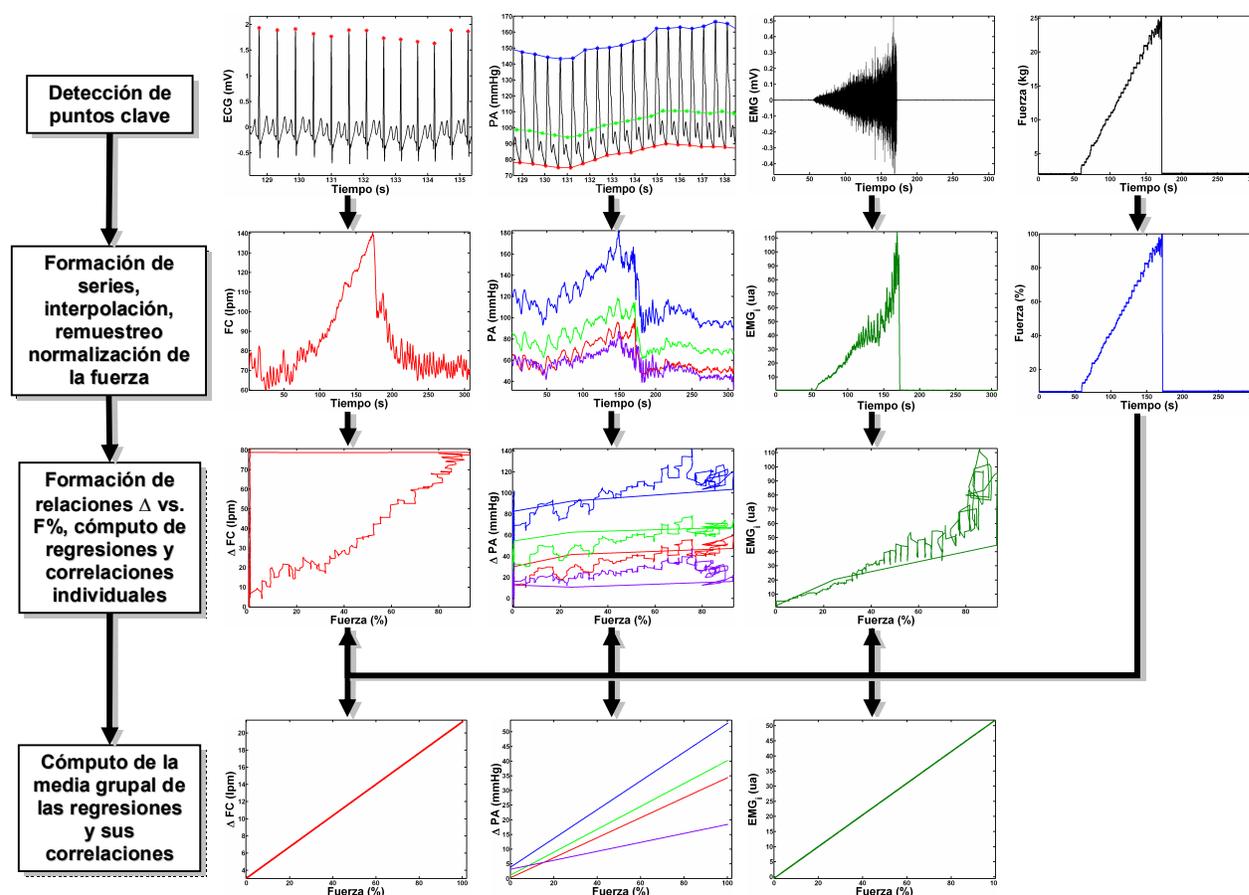


Figura 13. Etapas del procesamiento general.

Procesamiento espectral

En la figura 14 se esquematiza el procesamiento espectral. A las series de intervalos R-R y de amplitudes de PS les fue removida la tendencia lineal [43]. Tanto estas series como la señal de la fuerza fueron interpolados con splines cúbicos a 4 Hz para que los

puntos fueran equidistantes y las señales tuvieran la misma longitud. Los espectros de potencia de las series de intervalos R-R y de amplitudes de PS fueron calculados con la aplicación de la DPWVS, con los siguientes parámetros: ventana de suavizado en frecuencia $h_N(k)$ con $N=185$ muestras y de suavizado en tiempo $g_M(m)$ con $M= 65$ muestras. A partir del espectro resultante se obtuvieron los índices espectrales por integración sobre las bandas de frecuencia [44].

Una vez computados los índices espectrales de todos los sujetos, se expresaron como cambio respecto al control y remuestrearon siguiendo la misma metodología que con las señales cardiovasculares y el EMG_i. Los índices espectrales sólidos, $\log(AF_{RR})$ para la actividad vagal y BF_{PS} para la actividad simpática vasoconstrictora, fueron graficados contra la señal de fuerza normalizada. Dada la naturaleza lineal de la relación $\log(AF_{RR})$ vs. F fue posible calcular regresiones y correlaciones lineales individuales y el promedio de las mismas. La relación BF_{PS} vs. fuerza presentó un comportamiento no lineal formado por dos partes de diferente pendiente, por lo que debieron ser obtenidas dos regresiones lineales y un umbral de cambio de pendiente.

Análisis estadístico

Para medir la asociación entre las variables que nos interesa relacionar utilizamos análisis de covarianza [5]. Los valores de p obtenidos se muestran en las gráficas respectivas.

El análisis estadístico se simplificó notablemente gracias a la linealidad observada en las regresiones lineales individuales de las relaciones formadas. Así, solamente fue necesario comparar entre las pendientes y coeficientes de correlación de las regresiones lineales individuales correspondientes a los diferentes grupos musculares, para lo cual empleamos ANOVA. Utilizamos T pareada cuando fue necesario comparar entre dos condiciones, como fue el caso de los parámetros (m y r) de las relaciones de PD y PAM respecto a la fuerza antes y después del cambio de pendiente, así como la comparación entre las F_u de las presiones y la fuerza umbral del componente BF_{PS} .

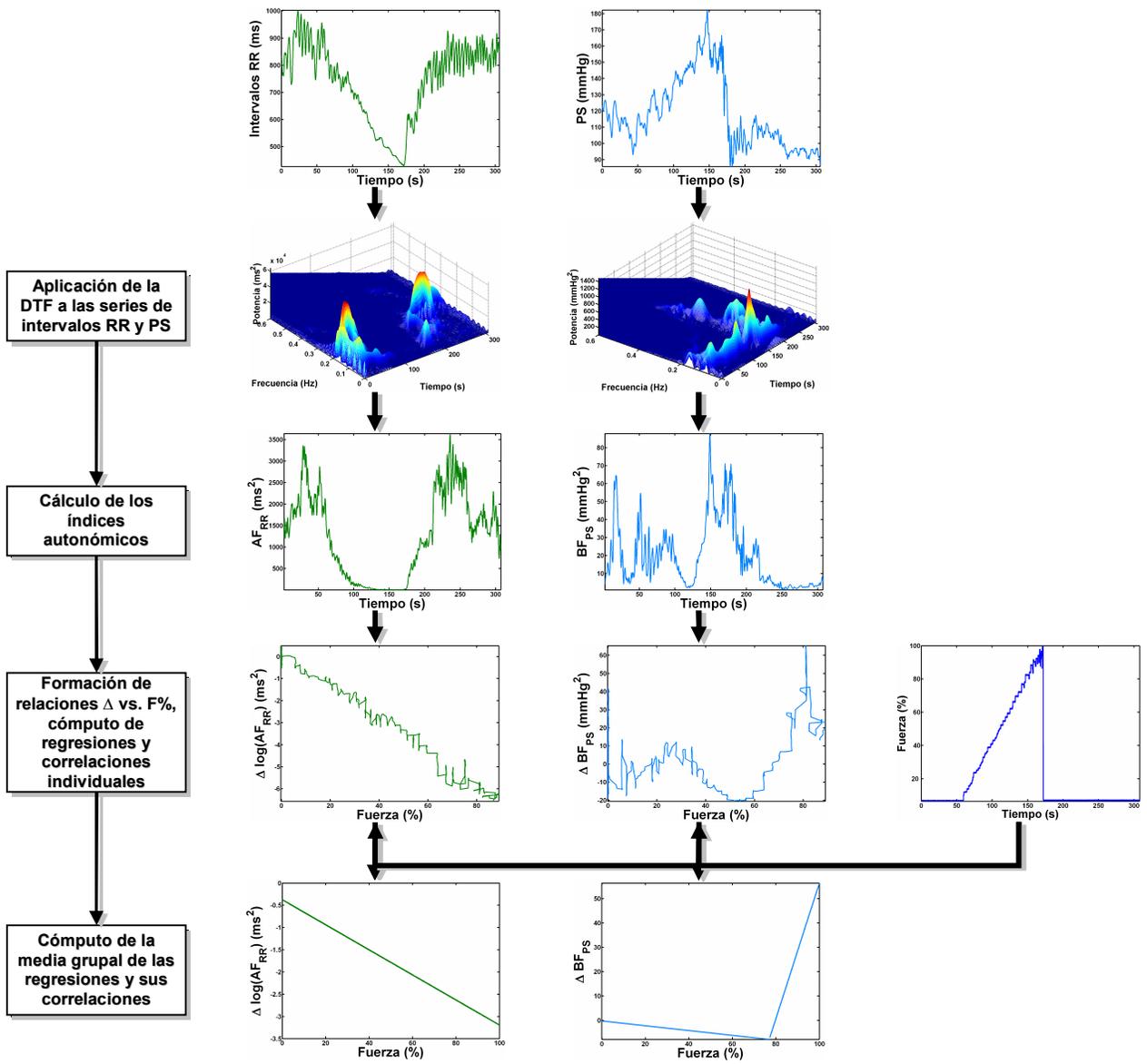


Figura 14. Etapas del procesamiento espectral.

Resultados

En la figura 15 se muestra un registro típico. La señal azul es la fuerza, y corresponde al estímulo empleado. El resto de las señales registradas durante el protocolo, con excepción de la respiración, siguieron estrechamente al estímulo, por lo que presentaron un comportamiento lineal apreciable a simple vista. En la mayoría de los sujetos no fue posible obtener una señal de volumen respiratorio confiable debido a deficiencias del transductor empleado, por lo que, a pesar de que sí registramos la frecuencia respiratoria, no pudimos analizar la influencia respiratoria sobre la VFC.

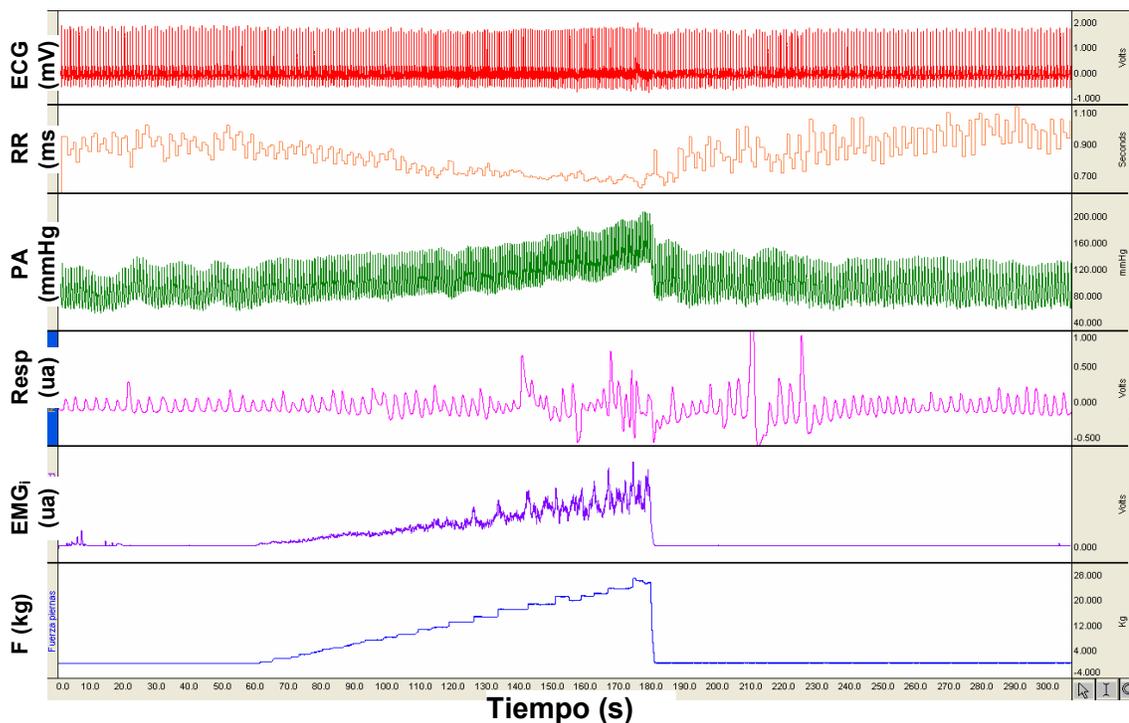


Figura 15. Ejemplo típico de las señales registradas. Se aprecian el decaimiento lineal del periodo cardiaco, así como el incremento también lineal en la presión arterial y el electromiograma integrado.

Estímulo: relaciones de la fuerza contra el tiempo

En la figura 16 (A, B y C) se encuentran superpuestos los registros de la fuerza respecto al tiempo, tal como la ejercieron los sujetos durante la maniobra EICIF con los diferentes grupos musculares. También se grafica la fuerza promedio junto con su desviación estándar y los parámetros promedio considerados para el análisis estadístico de la relación fuerza contra tiempo: el coeficiente de correlación (r), la pendiente (m), la fuerza máxima alcanzada (F_m) y el tiempo a la fatiga (T_f). La figura 16

D muestra la superposición de las fuerzas promedio de los tres grupos musculares, así como los resultados de la comparación estadística entre ellos.

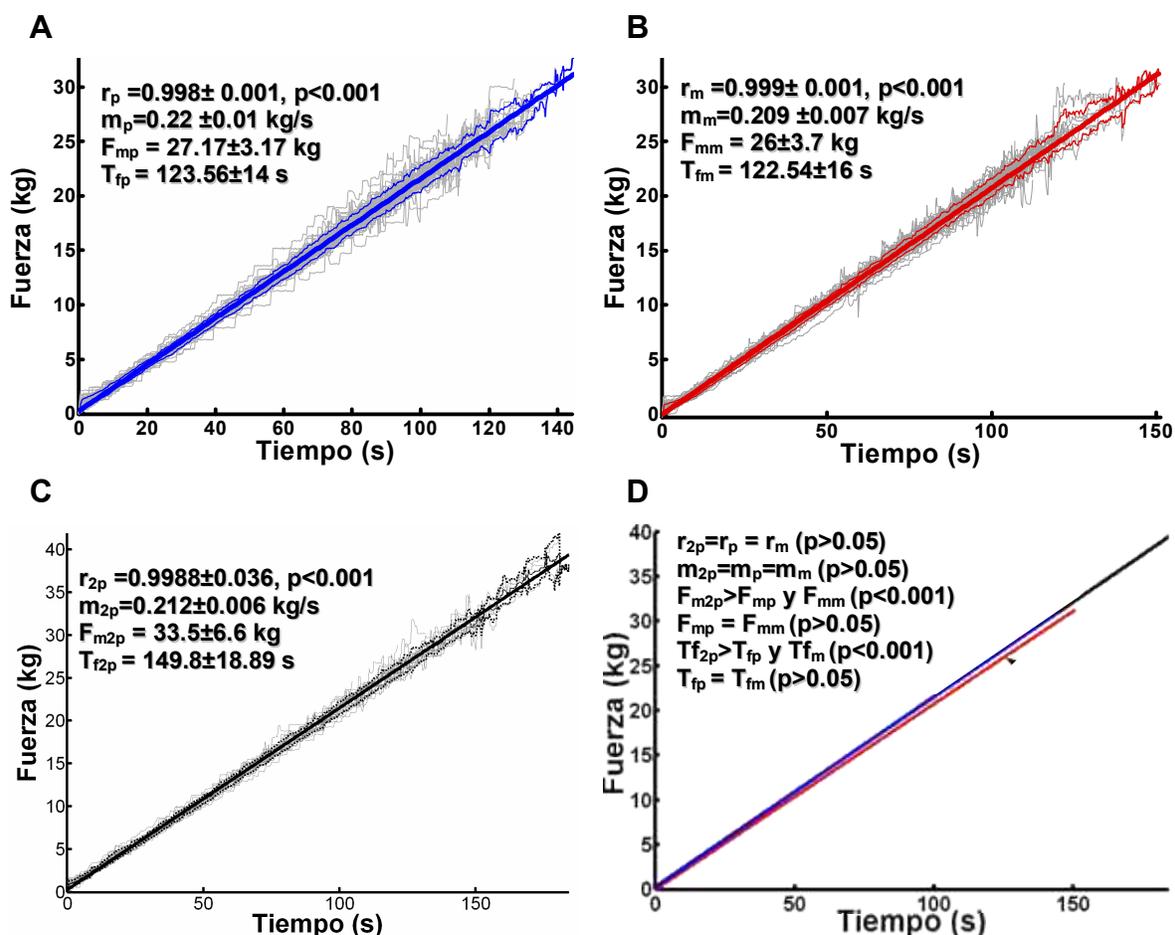


Figura 16. Estímulos. Relaciones de la fuerza contra el tiempo realizadas por todos los sujetos durante A) extensión de una pierna (contracción del grupo de los extensores de una pierna), B) apretón de mano (flexores de los dedos), C) extensión de las dos piernas, junto con los parámetros de la relación promedio evaluados: r, coeficiente de correlación; m, pendiente; F_m, fuerza máxima lograda; T_f, tiempo a la fatiga. Los subíndices corresponden a cada grupo muscular (p, una pierna; m, mano; 2p, dos piernas). En D) se presentan solamente las regresiones promedio, así como los resultados de la comparación estadística de los parámetros de los tres grupos musculares. La línea azul corresponde a los extensores de una pierna, la roja a los flexores de los dedos y la negra a los extensores de las dos piernas.

Con los tres grupos musculares obtuvimos muy altos coeficientes de correlación en las regresiones de las relaciones de las fuerzas con el tiempo y pendientes muy cercanas a la deseada (0.208 kg/s). Al comparar estos parámetros entre grupos musculares no encontramos diferencias ($p > 0.05$). En cuanto a la fuerza máxima conseguida (F_m) y el tiempo a la fatiga (T_f), no hubo diferencias entre el esfuerzo realizado con los extensores de una pierna y los flexores de los dedos ($p > 0.05$ para ambas variables). La F_m y el T_f obtenidos con los extensores de ambas piernas fueron mayores ($p < 0.001$)

que los otros dos grupos musculares, aunque no alcanzaron a duplicar los valores obtenidos con los extensores de una pierna.

Relaciones de las variables estudiadas contra la fuerza

Variables cardiovasculares

Una vez normalizada y remuestreada la fuerza, fue posible formar relaciones entre ésta y las variables cardiovasculares estudiadas (frecuencia cardíaca, presión sistólica, presión diastólica, presión media y presión de pulso, expresadas como cambios respecto a su nivel de control, Δ), también remuestreadas para lograr que todos los registros tuvieran el mismo número de puntos. Las relaciones individuales superpuestas junto con el promedio ensamblado, la regresión promedio y su coeficiente de correlación, con sus respectivas desviaciones estándar, se muestran en las figuras 17, 18 y 19. En la figura 20 se encuentra la comparación visual de las regresiones promedio y los resultados de la comparación estadística de las pendientes y los coeficientes de correlación entre grupos musculares.

Las variables que reflejan la función del sistema cardiovascular respondieron linealmente a un estímulo de ejercicio isométrico linealmente incrementado en estos tres grupos musculares, puesto que las relaciones formadas por las variables cardiovasculares respecto a la fuerza normalizada presentaron coeficientes de correlación mayores a 0.8 en el caso de los extensores de una (fig. 17) y dos piernas (fig. 19), y superiores a 0.7 para los flexores de los dedos (fig. 18), con excepción de la presión de pulso, que presentó coeficientes de correlación menores al resto de las variables en los tres grupos musculares.

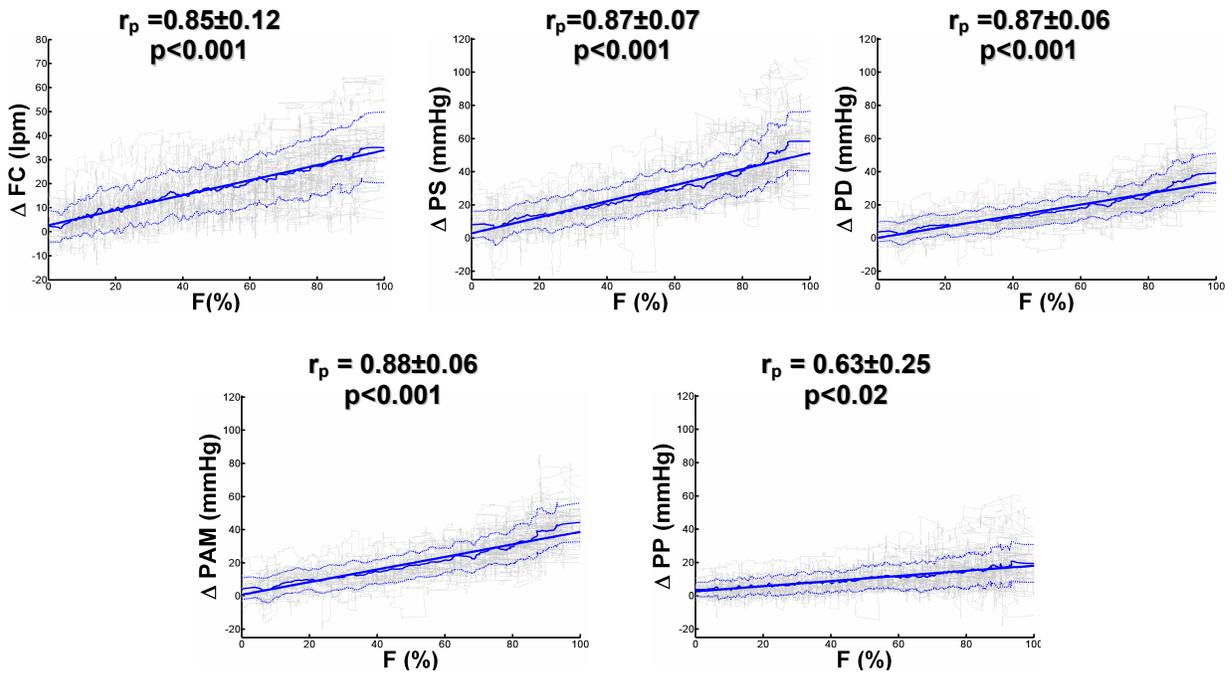


Figura 17. Relaciones entre las variables cardiovasculares y la fuerza normalizada, extensión de una pierna.

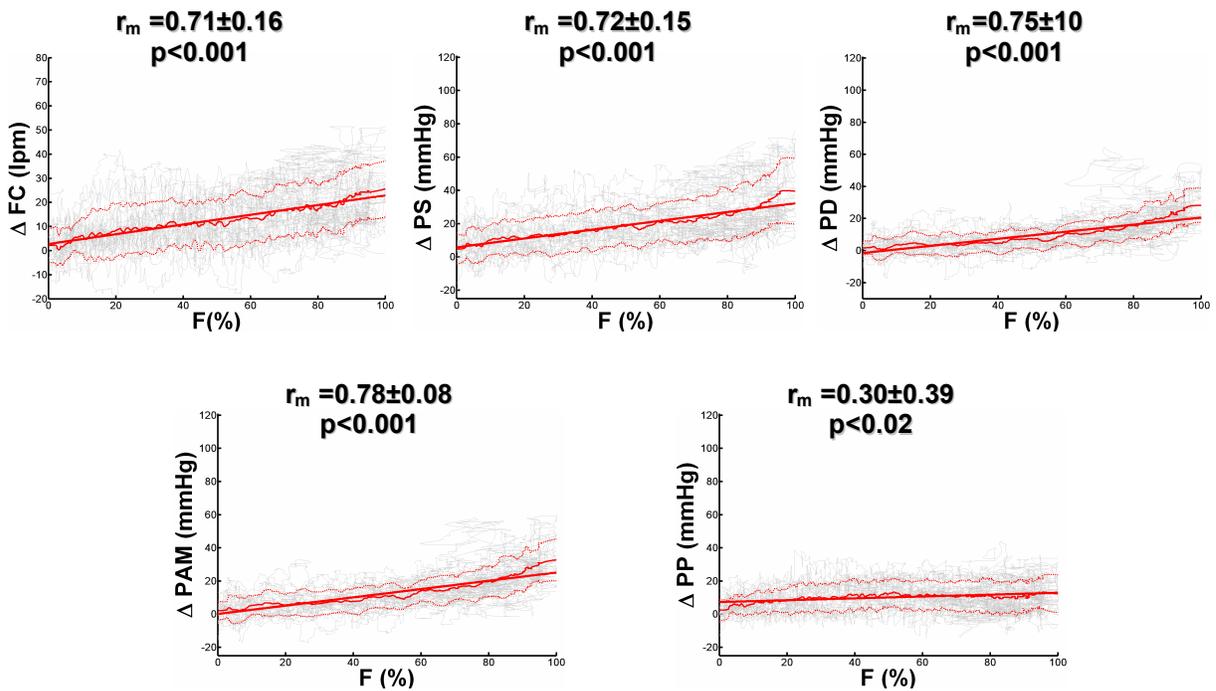


Figura 18. Relaciones entre variables cardiovasculares y fuerza normalizada, apretón de mano.

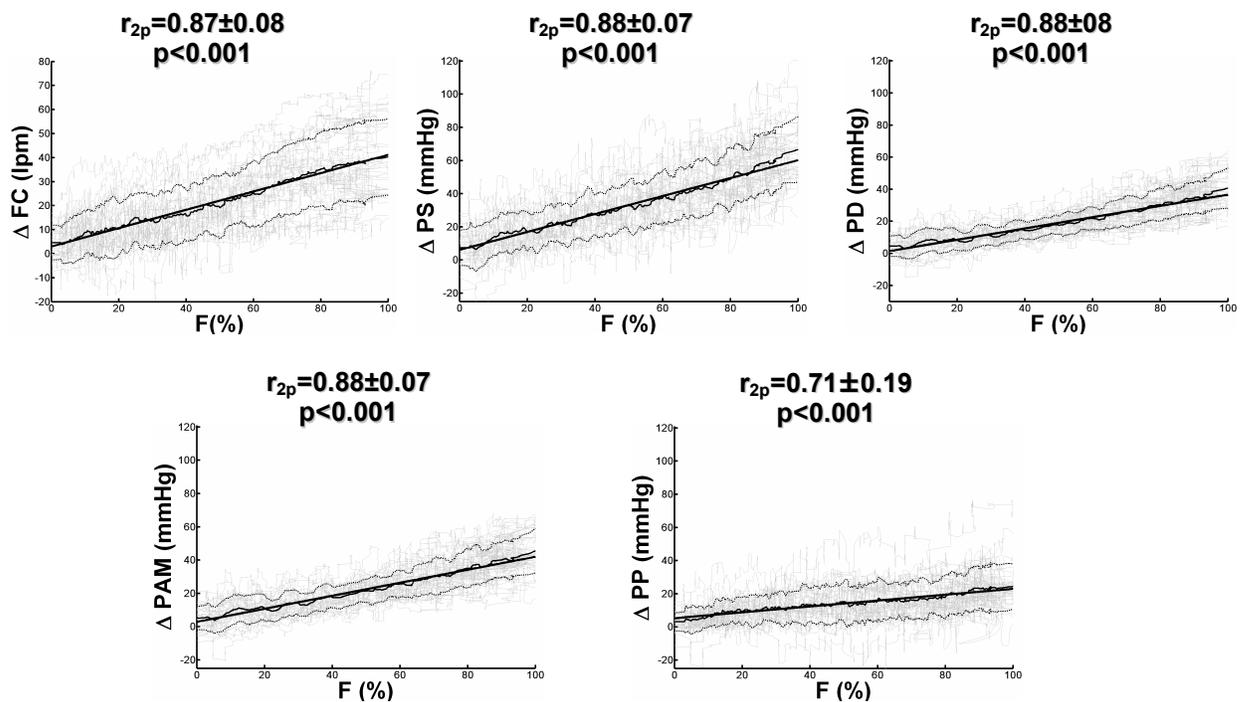


Figura 19. Relaciones entre variables cardiovasculares y fuerza normalizada, extensión de ambas piernas.

Al comparar estadísticamente entre los parámetros de las relaciones formadas por las variables cardiovasculares contra la fuerza correspondientes a los diferentes grupos musculares (fig. 20), encontramos que la pendiente de la frecuencia cardiaca es mayor para los extensores de las dos piernas que para los extensores de una pierna ($p<0.05$) y para los flexores de los dedos ($p<0.001$). La comparación de la pendiente de la presión sistólica mostró el mismo comportamiento: mayor para la extensión de las dos piernas que para una pierna y para flexión de los dedos. Las pendientes de la presión diastólica, media y de pulso no fueron diferentes entre los extensores de las dos piernas y los extensores de una pierna ($p>0.05$), pero ambos grupos fueron mayores que la pendiente de los flexores ($p<0.001$).

Los coeficientes de correlación de todas las relaciones mostraron este mismo comportamiento: no diferencias entre los correspondientes a los extensores de una y dos piernas ($p>0.05$), y ambos grupos mayores que flexores de los dedos ($p<0.001$).

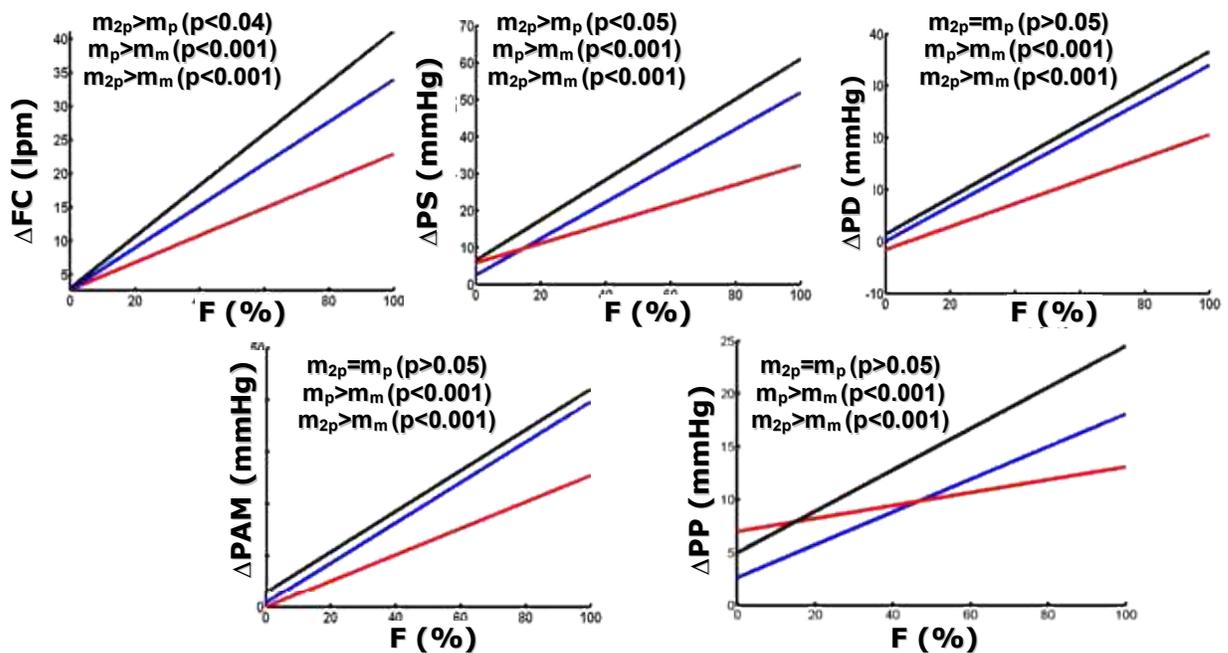


Figura 20. Comparación de las pendientes de las relaciones entre variables cardiovasculares y fuerza normalizada para los tres grupos musculares. La línea azul corresponde a la extensión de una pierna (m_p); la roja, apretón de mano (m_m) y la negra, extensión de las dos piernas (m_{2p}).

Relación entre la presión arterial media y la frecuencia cardiaca

El coeficiente de determinación de la relación entre la PAM y la FC es una herramienta útil para investigar cuál componente (ventricular o vascular) de la función cardiovascular izquierda predomina en la determinación del nivel medio de la presión arterial durante este protocolo. La figura 21 A, B y C ilustran las relaciones individuales para cada grupo muscular estudiado, así como su regresión promedio y sus correspondientes coeficientes de determinación promedio. En la figura 21D se encuentra la comparación visual de las regresiones medias y los resultados de la comparación estadística entre grupos musculares. En el caso de los extensores de una pierna (fig. 21 A), encontramos un coeficiente de determinación cercano a 0.6: el 60% del cambio en la presión arterial media se debió al cambio en la frecuencia cardiaca. Cuando el protocolo fue realizado por los flexores de los dedos (fig. 21 B), este porcentaje disminuyó hasta cerca del 40%. El coeficiente de determinación obtenido por esta relación para los extensores de ambas piernas fue de 0.64 (fig. 21 C). La comparación estadística entre los coeficientes de determinación de los diferentes grupos musculares estudiados (fig. 21 D) mostró que no hubo diferencias entre las r^2 de las relaciones PAM-FC de los extensores de una pierna y los extensores de ambas piernas ($p>0.05$), mientras que ambos fueron

mayores que el coeficiente de determinación correspondiente a los flexores de los dedos ($p < 0.01$).

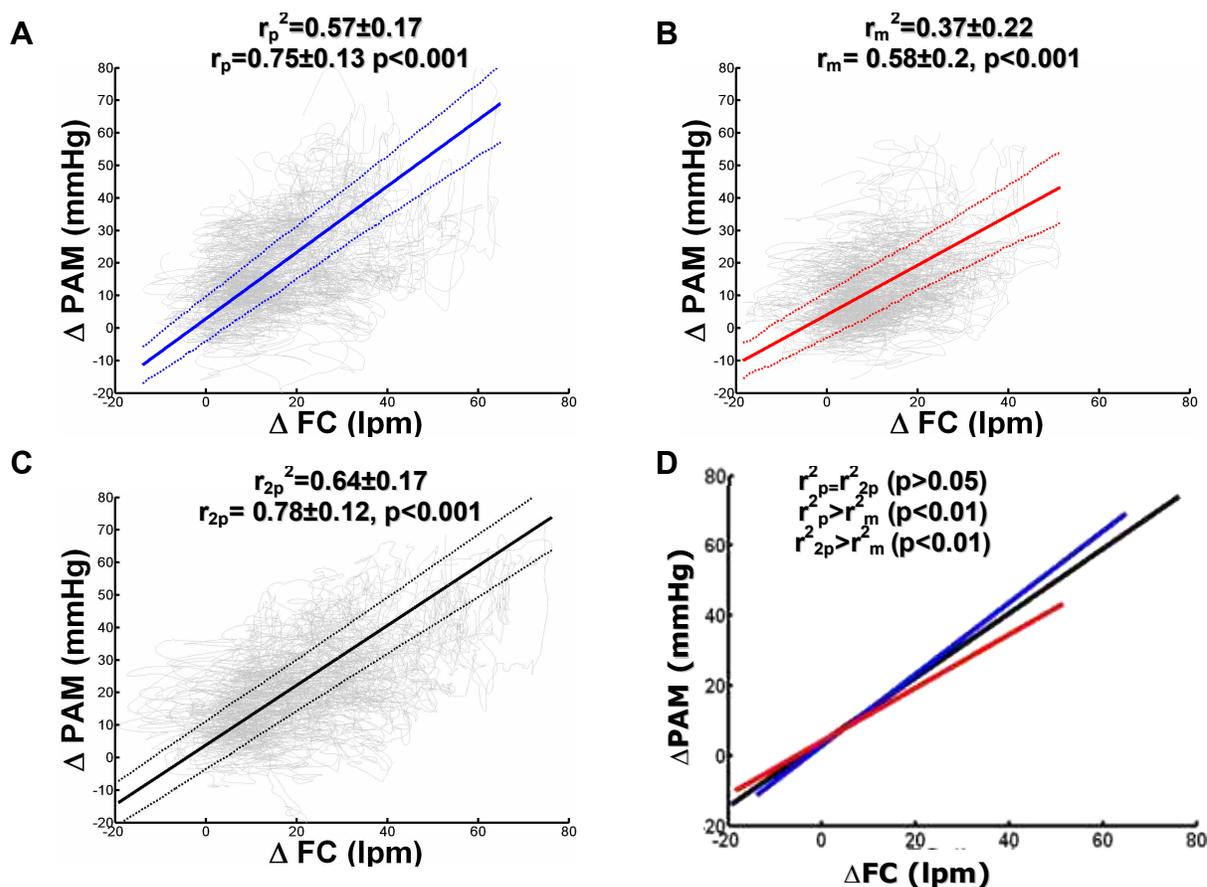


Figura 21. Relaciones individuales y medias obtenidas al graficar la presión arterial media (PAM) vs. la frecuencia cardiaca (FC) para los distintos grupos musculares: A) Extensión de una pierna, B) Flexión de los dedos o apretón de mano, C) Extensión de las dos piernas. D) Comparación visual y estadística de los parámetros medios de los diferentes grupos musculares. Línea azul: una pierna; línea roja: mano; línea negra: dos piernas.

Indicadores de la actividad del sistema nervioso autónomo

Los únicos índices espectrales que mostraron un comportamiento sistemático en todos los sujetos fueron la transformación logarítmica de la potencia del componente de alta frecuencia del espectro de la serie RR, $\log(AF_{RR})$, y la potencia del componente de baja frecuencia del espectro de la presión sistólica (BF_{PS}). Al graficarlos respecto a la fuerza, el $\log(AF_{RR})$ formó una relación linealmente decreciente, es decir, disminuyó conforme la fuerza aumentó. Por lo tanto, fue posible ajustarle una regresión lineal y calcular su pendiente y coeficiente de correlación.

En cambio, el componente BF_{PS} presentó un comportamiento no lineal, compuesto por dos partes de diferente pendiente, por lo que se detectó manualmente y sujeto por

sujeto el nivel de fuerza al cual ocurría el cambio de pendiente, llamado fuerza umbral (F_u), ajustándole una regresión lineal a cada porción (antes y después del umbral), a cada una de las cuales le fueron computados sus pendientes (m_a y m_d) y coeficientes de correlación (r_a y r_d). Las relaciones individuales y su promedio ensamblado de cada índice respecto a la fuerza para cada grupo muscular, así como la regresión lineal media para el $\log(AF_{RR})$, se grafican en la figura 22, incisos A, B y C. Las comparaciones visual y estadística de estas regresiones entre grupos musculares se encuentran en la figura 22 D. La relación promedio de la relación $\log(AF_{RR})$ contra fuerza en el caso de los extensores de una pierna (fig. 22 A) presentó pendiente negativa y coeficiente de correlación cercano a -0.8. Estos parámetros indican un retiro vagal lineal y progresivo conforme se incrementa la fuerza de contracción. La BF_{PS} mostró un comportamiento global no lineal ($r_p=0.31\pm 0.38$), compuesto por dos fases. Al inicio, ($r_{ap}=-0.28\pm 0.56$), posteriormente se incrementó linealmente ($r_{dp}=0.8\pm 0.17$). Para el grupo muscular de los flexores de los dedos (fig. 22 B), volvimos a observar una pendiente negativa con alto coeficiente de correlación ($r_m=-0.7\pm 0.25$) en la relación $\log(AF_{RR})$ vs. F y un comportamiento bifásico en la relación BF_{PS} vs. F: primero comportamiento no lineal ($r_1=-0.5\pm 0.43$), luego incremento lineal ($r_2=0.75\pm 0.24$). Este mismo patrón se repitió en el caso de los extensores de las dos piernas (fig. 22 C): caída lineal y progresiva para $\log(AF_{RR})$, comportamiento bifásico para BF_{PS} ($r_1=-0.03\pm 0.48$, $r_2=0.74\pm 0.21$).

Los resultados del análisis estadístico se muestran en la figura 22 D. La pendiente de la relación $\log(AF_{RR})$ vs. F fue mayor para los extensores de ambas piernas que para los extensores de una pierna ($p<0.05$) y para los flexores ($p<0.003$), aunque no fue diferente entre estos dos últimos grupos musculares ($p>0.05$). Los coeficientes de correlación no fueron diferentes ($p>0.05$) entre los tres grupos musculares. En cuanto a la relación BF_{PS} vs. F, la pendiente antes del umbral sólo fue diferente entre los extensores de ambas piernas y los flexores ($p<0.05$). El coeficiente de correlación antes del umbral no fue diferente para ningún grupo muscular ($p>0.05$). Después del umbral, la pendiente de los flexores fue menor que la de los extensores de una y de ambas piernas ($p<0.03$), pero no fue diferente entre estos últimos ($p>0.05$). De nuevo, el coeficiente de correlación no presentó diferencias entre los tres grupos musculares ($p>0.05$).

No hubo diferencias significativas ($p>0.05$) en la comparación entre las fuerzas umbral de las relaciones BF_{PS} vs. F para los tres grupos musculares.

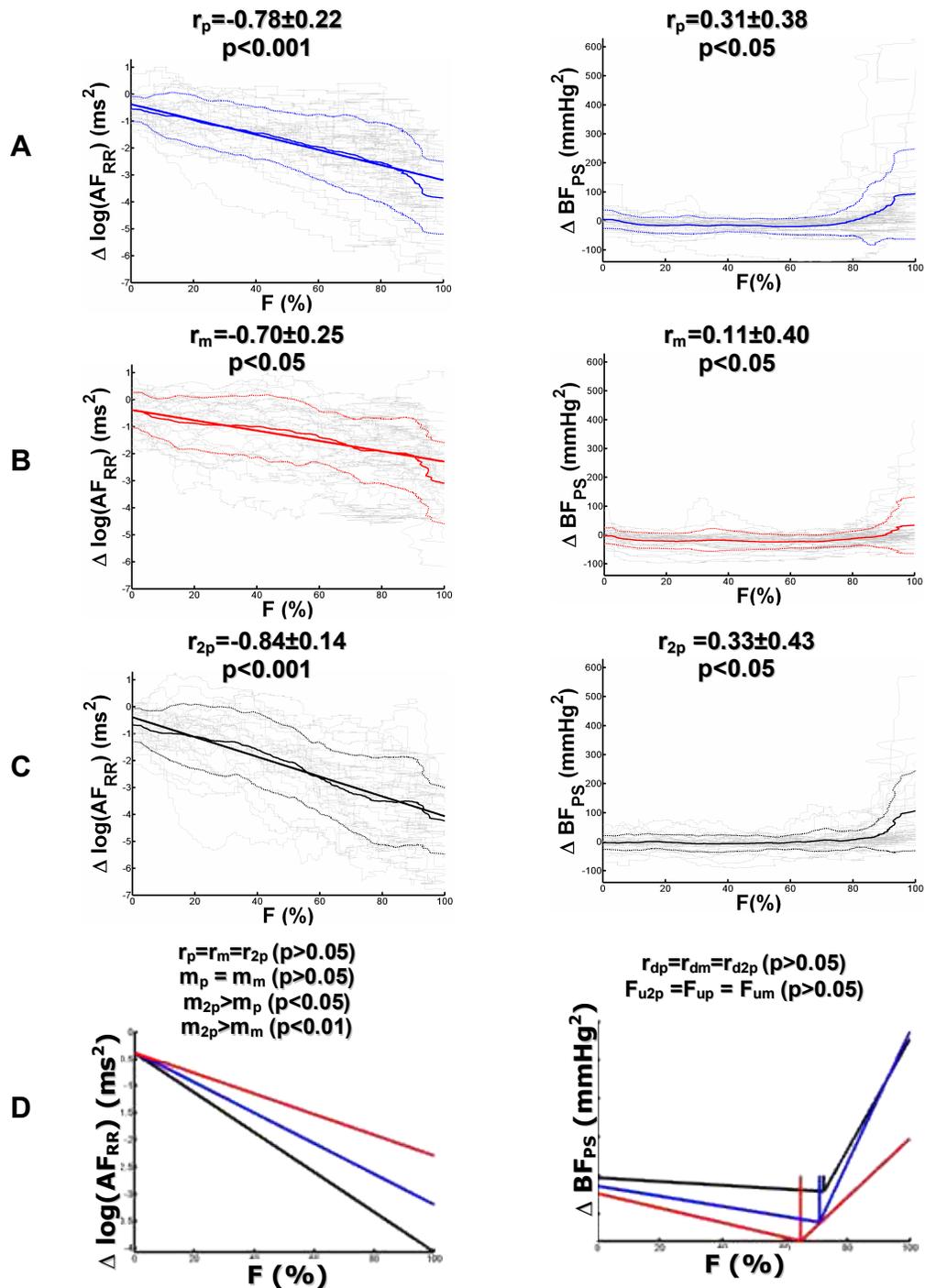


Figura 22. Relaciones entre indicadores espectrales y fuerza normalizada para los diferentes grupos musculares. A) Extensores de una pierna; B) flexores de los dedos; C) Extensores de ambas piernas. D) Comparación visual y estadística. Líneas azules: una pierna; líneas rojas: mano, líneas negras: dos piernas. r : coeficiente de correlación, m : pendiente, r_d : coeficiente de correlación de la regresión después del umbral, F_u : fuerza umbral

Electromiograma integrado

En la figura 23, incisos A, B y C, se presentan las relaciones individuales formadas por el electromiograma integrado (EMG_i) contra la fuerza, así como la regresión promedio y sus parámetros analizados (pendiente y coeficiente de correlación, m y r respectivamente). Las relaciones continuas entre la amplitud del EMG_i y la fuerza para los grupos musculares de los extensores de una pierna (fig. 23 A), flexores de los dedos (fig. 23 B) y extensores de ambas piernas (fig. 23 C) presentaron coeficientes de correlación muy altos, mayores a 0.95, que cuantifican el comportamiento altamente lineal de esta relación. La figura 23 D contiene la comparación visual de las regresiones promedio y los resultados de la comparación estadística entre los tres grupos musculares. Los coeficientes de correlación no presentaron diferencias estadísticamente significativas entre grupos musculares ($p > 0.05$). La pendiente de los flexores de los dedos fue significativamente mayor que la pendiente de los extensores de una pierna ($p < 0.001$), la cual a su vez fue mayor que la de los extensores de ambas piernas ($p < 0.001$).

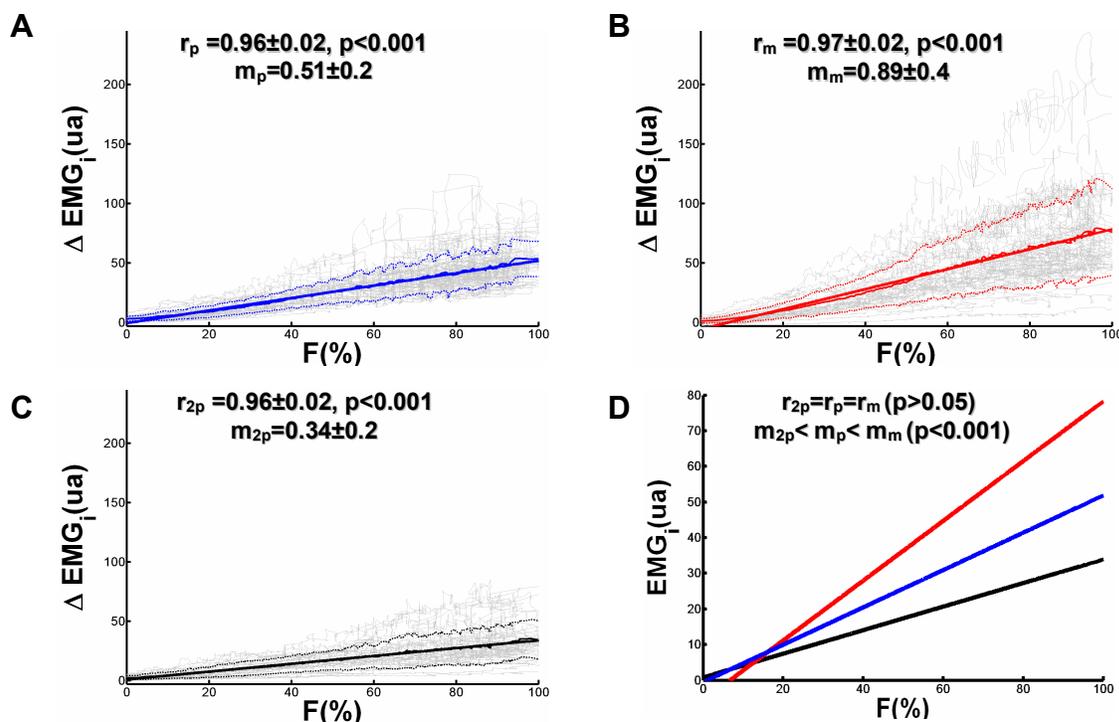


Figura 23. Relaciones formadas por el EMG_i y la fuerza normalizada. A) Extensores de una pierna. B) Flexores de los dedos, C) Extensores de las dos piernas. D) Comparación visual y estadística de los parámetros de las regresiones promedio. Línea azul: pierna; línea roja: mano; línea negra: dos piernas.

Umbrales: Cambios de las pendientes en las relaciones cardiovasculares contra la fuerza

Al analizar con más detalle los promedios ensamblados de las relaciones entre las presiones diastólica y media respecto a la fuerza, pudimos apreciar que alrededor del 60% de la fuerza máxima ocurría un cambio de pendiente. Para cada variable obtuvimos dos regresiones con diferentes características mediante la detección individual de un nivel de fuerza a partir del cual cambian las pendientes, llamado fuerza umbral (F_u). Las regresiones y fuerzas umbrales promedio de la presión diastólica y media, así como los resultados de la comparación estadística entre las pendientes y coeficientes de correlación individuales antes (m_a y r_a) y después (m_d y r_d) del umbral para cada grupo muscular, se exponen en la figura 24.

En las relaciones PD-F y PAM-F de los extensores de una pierna existe un cambio de pendiente alrededor del 67% de la fuerza máxima (fig. 24 A). Las pendientes después del umbral son significativamente mayores que las pendientes antes del umbral ($p < 0.001$). No hay diferencias ($p > 0.05$) entre los coeficientes de correlación antes y después del cambio de pendiente. Para los flexores de los dedos, el cambio de pendientes sucede alrededor del 60% de la fuerza máxima (fig. 24 B). Las pendientes después del umbral son mayores ($p < 0.001$) que las pendientes antes del umbral y tienen un coeficiente de correlación más alto ($p < 0.001$). El umbral de cambio de pendiente para los extensores de las dos piernas se encuentra alrededor del 73% de la fuerza máxima (fig. 24C). Las pendientes después del umbral son mayores que las pendientes antes del umbral ($p < 0.001$), pero sus coeficientes de correlación son menores ($p < 0.001$).

Al comprar estadísticamente las fuerzas umbral de los tres grupos musculares (fig. 24 D) encontramos que la fuerza umbral de los flexores (F_{um}) es significativamente menor que las correspondientes a los extensores de una (F_{up}) ($p < 0.03$) y dos piernas (F_{2p}) ($p < 0.001$). La F_{up} es a su vez menor ($p < 0.01$) que la F_{u2p} . Para cada grupo muscular, comparamos por t pareada las fuerzas umbral encontradas para el cambio de pendiente de las relaciones PD vs. F y PAM vs. F con la fuerza umbral detectada para el aumento del componente BF_{PS} , con la finalidad de evaluar si existe alguna relación entre ellas. Encontramos que no hubo diferencias significativas entre ellas ($p > 0.05$) en todos los casos.

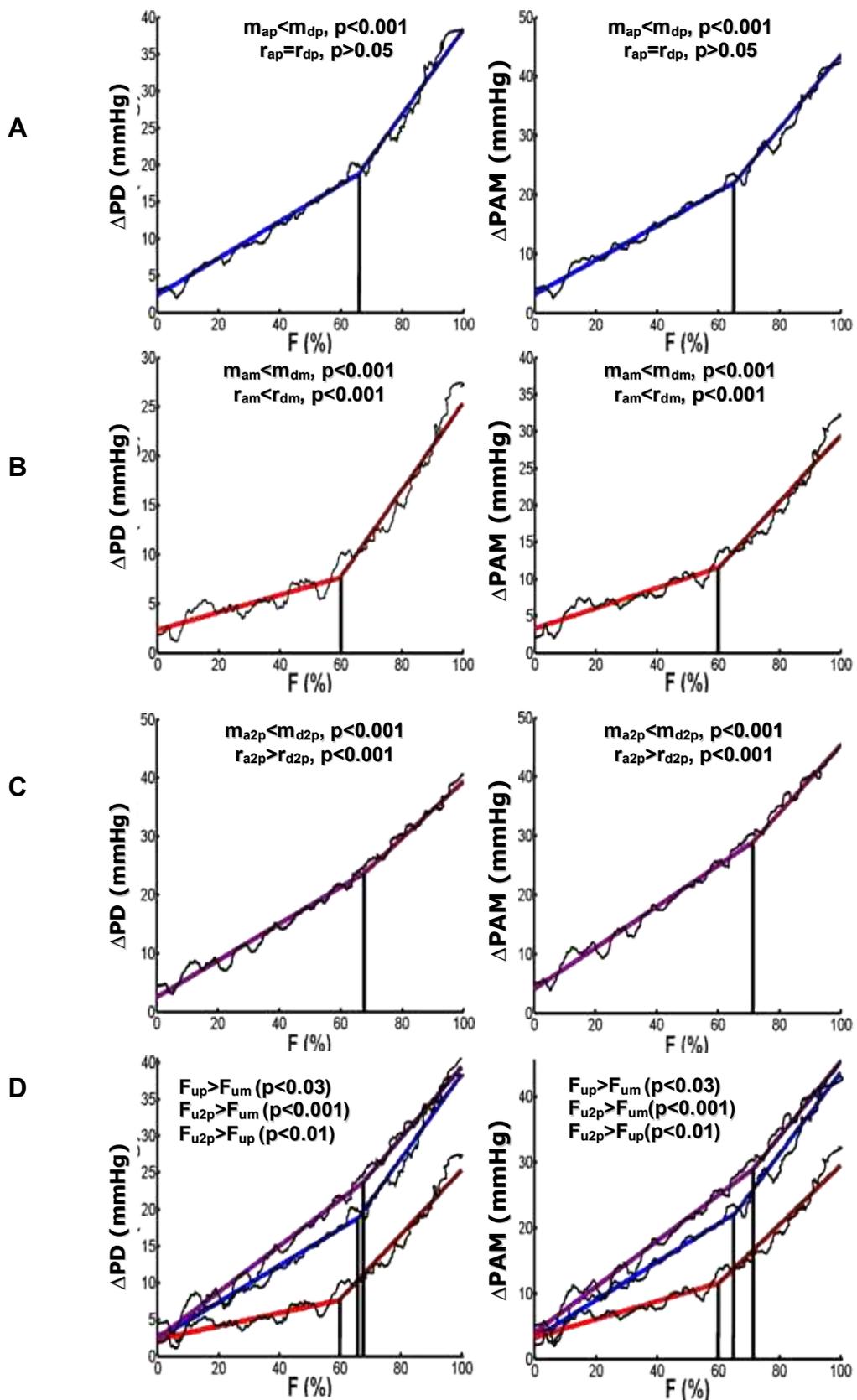


Figura 24. Cambio de pendiente y fuerza umbral (marcada por una línea negra) de las presiones diastólica y media respecto a la fuerza, así como la comparación de los parámetros de la regresión antes (m_a y r_a) y después (m_d y r_d) del cambio de pendiente. A) Extensores de una pierna, B) Flexores de los dedos, C) Extensores de las dos piernas. D) Comparación visual y estadística de las fuerzas umbral.

Relaciones entre variables cardiovasculares y somáticas

Al graficar las variables cardiovasculares respecto a una variable somática y calcular el coeficiente de determinación (r^2) de la relación resultante, podemos cuantificar qué porcentaje del cambio de la ordenada depende del cambio de la abscisa. Las relaciones elegidas fueron:

- FC vs. EMG. Como ambas variables son indicadores eléctricos del comando central, la relación entre ellos puede proporcionar información cuantitativa sobre el nivel de acoplamiento del control del CC sobre las porciones somática y visceral.
- PS vs. F. Estas dos variables son la consecuencia mecánica de los indicadores eléctricos del comando central.

Las relaciones individuales formadas para cada grupo muscular, así como sus regresiones y coeficientes de determinación promedio, se exhiben en la figura 25.

Los valores del coeficiente de determinación entre las variables somáticas y las viscerales para los extensores de una pierna (fig. 25 A) son cercanos a 0.7, lo cual significa que un 70% de la varianza de la ordenada es explicada por la varianza de la abscisa.

Este porcentaje se reduce a alrededor de 50% para las relaciones correspondientes a los flexores de los dedos (fig. 25 B).

Para las relaciones correspondientes a los extensores de ambas piernas (fig. 25 C), el valor de los coeficientes de determinación también es cercano a 0.7.

Las pendientes y los coeficientes de determinación de las relaciones somático-visceral de los flexores de los dedos fueron significativamente menores que los parámetros de los extensores de una y ambas piernas ($p < 0.001$), pero no hubo diferencias ($p > 0.05$) entre estos dos últimos grupos musculares (fig. 25 D).

Para cada grupo muscular, comparamos por t pareada las fuerzas umbral encontradas para el cambio de pendiente de las relaciones PD vs. F y PAM vs. F con la fuerza umbral detectada para el aumento del componente BF_{PS} , con la finalidad de evaluar si existe alguna relación entre ellas. Encontramos que no hubo diferencias significativas entre ellas ($p > 0.05$) en todos los casos.

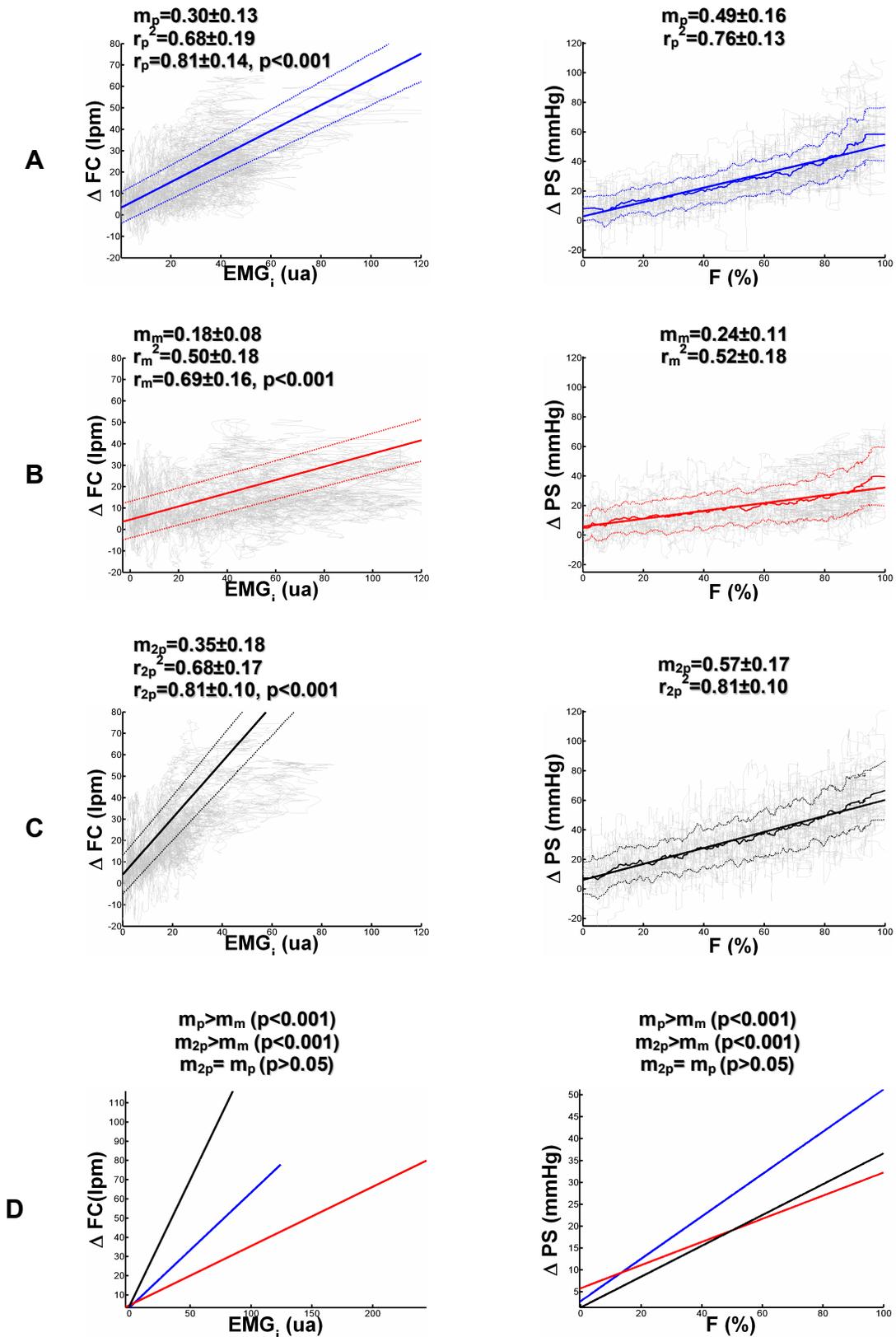


Figura 25. Relaciones entre las variables somáticas y viscerales así como los parámetros de sus regresiones promedio para los diferentes grupos musculares. A) Extensores de una pierna (línea azul), B) flexores de los dedos (línea roja), C) extensores de las dos piernas (línea negra). D) Comparación visual y estadística de los parámetros de las regresiones promedio.

Discusión

Los principales hallazgos de la presente tesis son:

1. La implementación de un protocolo para la realización de ejercicio isométrico de intensidad continua y linealmente incrementada hasta la fatiga (EICIF), con las siguientes características: continuo, de corta duración y en el rango de esfuerzo más amplio posible.
2. Las relaciones continuas entre la fuerza y las variables que estiman la función cardiovascular, autonómica y muscular, son altamente lineales. Además, las pendientes de las relaciones variable-fuerza dependen del grupo muscular empleado (flexores de dedos, extensores de una pierna o extensores de dos piernas).
 - Cardiovasculares. Para la extensión de ambas piernas la presión arterial media está determinada en mayor parte por la frecuencia cardíaca que por la resistencia vascular. Para la flexión de los dedos, predomina la resistencia vascular sobre la frecuencia cardíaca.
 - Autonómicos. La actividad vagal tuvo un comportamiento lineal e inverso con relación a la fuerza para el EICIF con los tres grupos musculares.
 - Somático. La actividad electromiográfica integrada cambió en forma altamente lineal con relación a la fuerza para los tres grupos musculares estudiados.
3. Las relaciones PD-F, PM-F y actividad simpática vasoconstrictora-fuerza (BF_{PS-F}), al estar formadas por dos pendientes, sugieren un fenómeno de umbral, relacionado con el metabolorreflejo, con diferencias entre los grupos musculares estudiados.
4. Los altos coeficientes de determinación encontrados entre variables somáticas y viscerales sugieren un acoplamiento funcional de ambas porciones con diferencias entre los grupos musculares estudiados. El manejo simultáneo de ambos sistemas es llevado a cabo por el comando central.

Acerca del protocolo

La similitud entre las pendientes medidas y la pendiente del patrón visual, así como la alta y significativa correlación entre la fuerza desarrollada y el tiempo, en los tres grupos musculares, respaldan que los sujetos fueron capaces de reproducir el patrón lineal propuesto.

No hay diferencias entre una pierna y una mano en cuanto a fuerza máxima lograda, expresada tanto en kg como en porcentaje de la máxima contracción voluntaria (%MCV) ni al tiempo a la fatiga, pero con las dos piernas se logró un 20% más de fuerza y de tiempo, valores muy lejanos del doble esperado (fig. 16).

Relaciones entre la fuerza y variables de la función cardiovascular

Se ha reportado que la función cardiovascular depende directamente de la intensidad del ejercicio isométrico: a mayor intensidad, mayor respuesta. Algunos autores reportan que la relación carga-respuesta es lineal ([27], [33]). Otros más afirman que dicha relación es no lineal ([10], [36]). No existe entonces consenso ni formalización sobre las características de esta relación, debido principalmente al tipo de protocolo que se ha utilizado para evaluarla. Todos los protocolos empleados para definir esta relación consisten en mantener una carga constante de ejercicio isométrico durante algunos minutos, seguida de un periodo de descanso. Algunos repiten este esquema básico con una o dos cargas diferentes más, por lo que el rango de intensidades comparadas es muy estrecho. Reportan el promedio de las variables estudiadas respecto al tiempo, ya sea cada minuto o medio minuto, o el promedio durante todo el protocolo respecto a la carga, obteniendo un número escaso de puntos (fig. 26).

Seals et al [38] concluyeron que la magnitud del cambio en la frecuencia cardiaca y la presión arterial es proporcional a la intensidad y duración del esfuerzo (fig. 27), aunque sólo emplearon tres cargas y presentaron sus resultados respecto al tiempo.

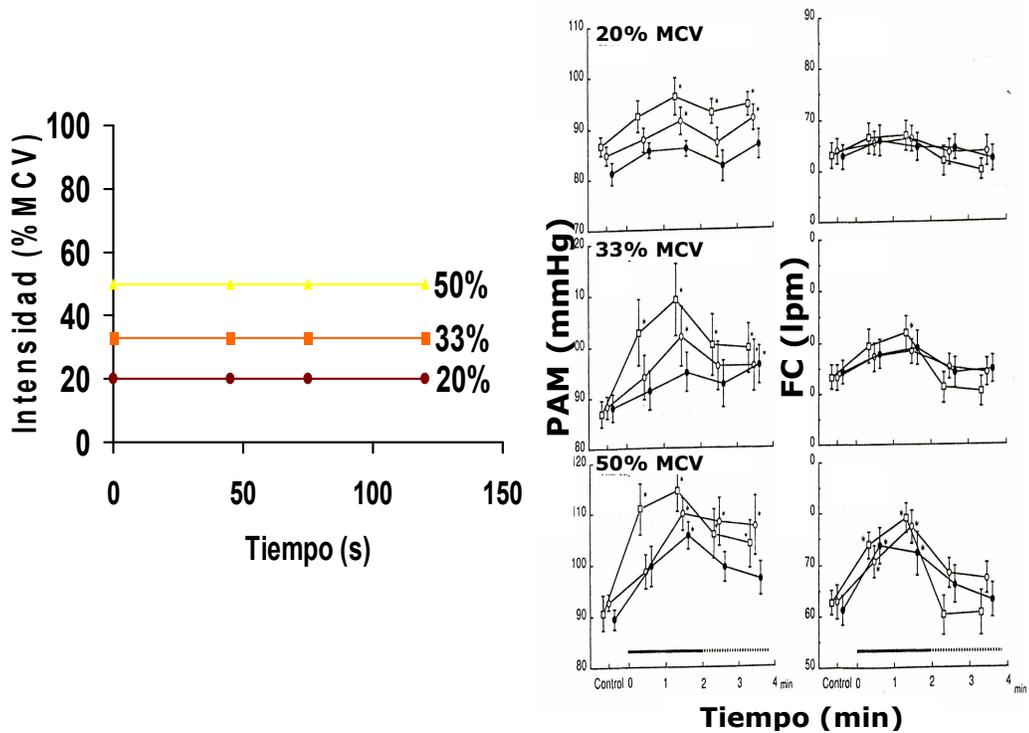


Figura 26. Ejemplo de resultados reportados para evaluar el efecto del ejercicio isométrico sobre la presión y la frecuencia cardiaca a diferentes cargas (Saito, 1995). La presentación de los resultados hace muy difícil la interpretación, además de que sólo se evalúan tres cargas y se hace de manera discontinua.

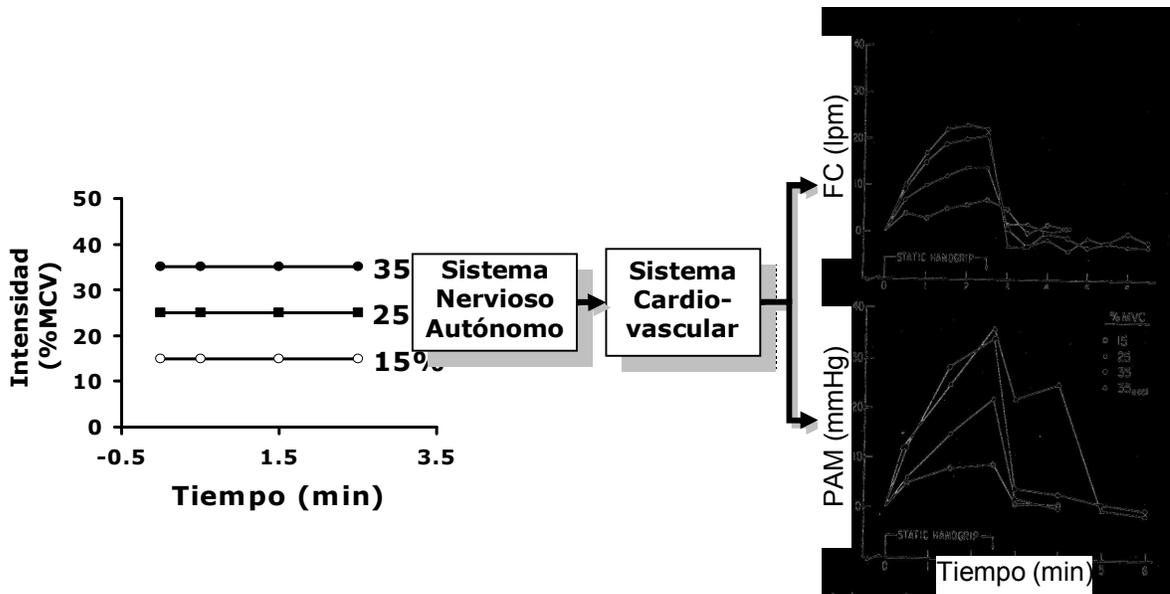


Figura 27. Ejemplo de un protocolo empleado por Seals et al (1988) para evaluar la relación entre la respuesta cardiovascular y la intensidad del ejercicio isométrico. Aunque compara varias cargas, la representación respecto al tiempo dificulta la interpretación de los resultados

Gálvez [10] aportó que la relación entre frecuencia cardiaca e intensidad de contracción no es lineal (fig. 28), aunque sólo empleó dos cargas para su caracterización.

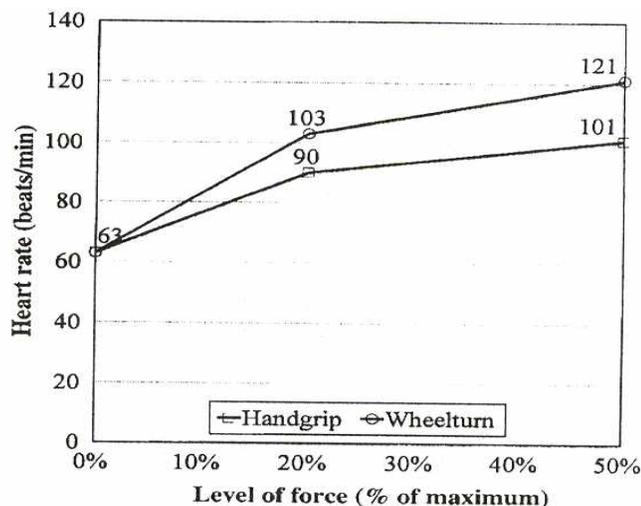


Figura 28. Representación de la respuesta de la frecuencia cardiaca a dos tipos diferentes de ejercicio y a dos cargas diferentes (Gálvez, 2000). Al graficarla respecto a la fuerza facilita la interpretación y la comparación entre ejercicios.

El protocolo de ejercicio isométrico de intensidad continua y linealmente incrementada hasta la fatiga (fig. 29) resuelve eficazmente los problemas implicados en el protocolo tradicional, puesto que:

- El número de puntos analizado es muy grande, al registrar las variables en formato latido a latido, de forma continua, sin periodos de descanso.
- El rango de intensidades estudiado es el máximo posible, ya que la carga se incrementa desde cero hasta la fatiga.
- Las relaciones resultantes son altamente lineales, lo que permite formalizar, generalizar y simplificar la descripción de la relación entre la carga y la respuesta cardiovascular, ya que es posible representarlás mediante sólo dos parámetros: la pendiente y el coeficiente de correlación.

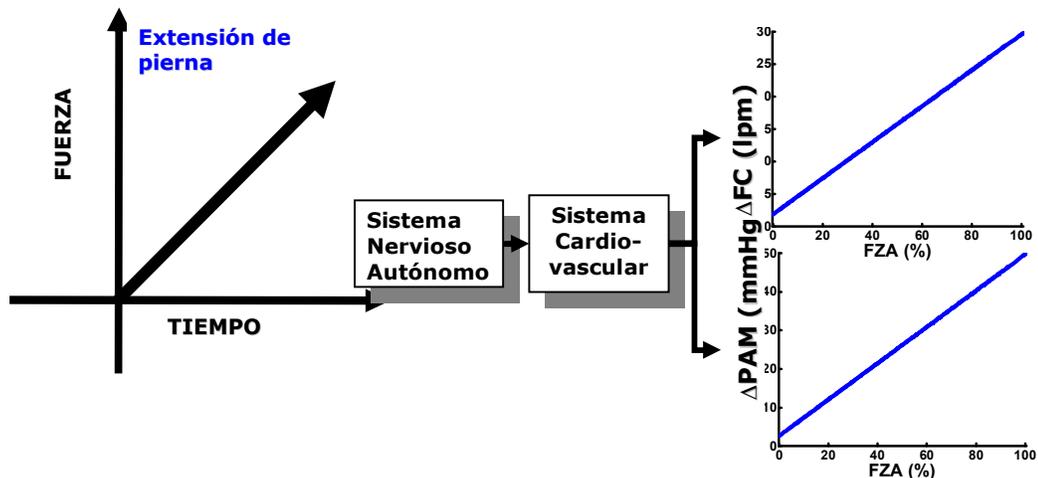


Figura 29. Relaciones reales entre la fuerza y las variables cardiovasculares, obtenidas mediante la aplicación del protocolo propuesto. Es inmediato apreciar que la relación es lineal.

Mecanismo funcional que determina la presión arterial media

No ha sido reportada la relación entre la intensidad de ejercicio isométrico y las variables hemodinámicas que determinan la presión arterial ya que los estudios publicados sólo las han evaluado con una carga.

Williamson et al [46], al comparar las respuestas cardiovasculares a una carga constante de ejercicio isométrico que generaba un nivel de presión intramuscular y a una compresión externa de la misma magnitud (fig. 30), encontraron que la PAM cambia más durante el EI que durante la compresión y la oclusión post ejercicio, debido a la alteración combinada del Q (por aumento de FC) y de la RVP, causadas por la suma del CC y el MBR. La PA puede aumentar sólo por aumento de RVP dado por MBR (similar entre EI y compresión), pero el Q sólo aumenta durante el ejercicio isométrico. Aunque aportan evidencia para esclarecer qué variables cardiovasculares son alteradas por cuál mecanismo (comando central y componente reflejo), hace falta establecer cómo varían estas influencias con la intensidad del ejercicio y con la masa muscular involucrada.

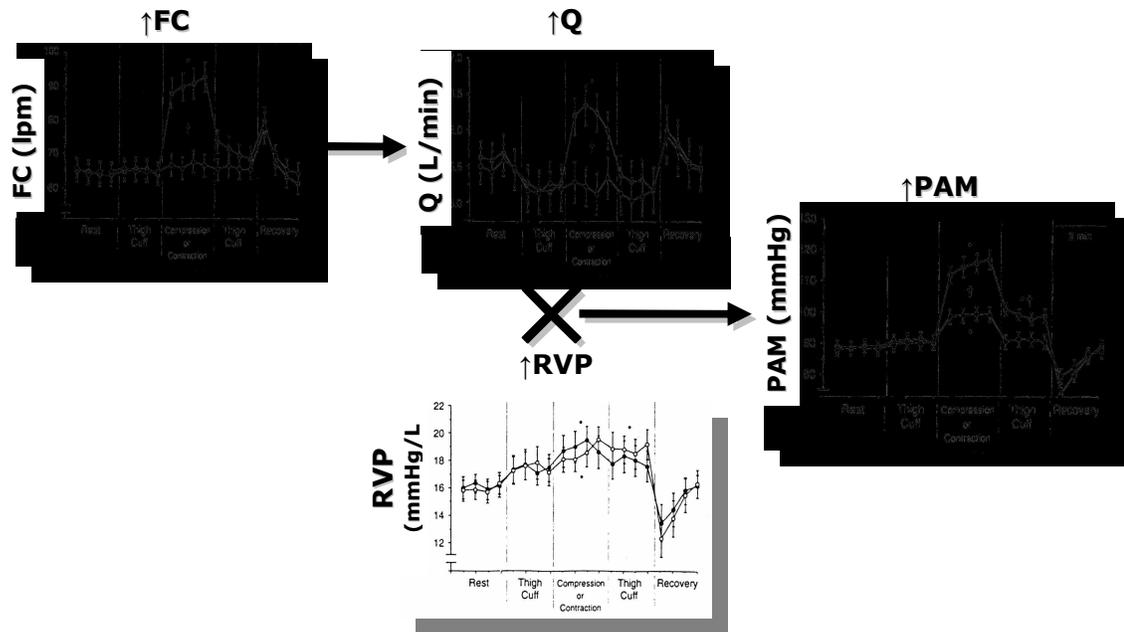


Figura 30. Comparación de variables hemodinámicas entre ejercicio isométrico a una sola carga (círculos vacíos) y compresión con pantalones antishock (círculos rellenos), resultados publicados por Williamson et al (1996).

Hisdal et al [16] pretendían elucidar en detalle los mecanismos por los cuales la respuesta presora al ejercicio isométrico se mantiene aún durante la reducción de la precarga por presión negativa en las piernas. Siguieron latido a latido todos los parámetros hemodinámicos centrales involucrados en la regulación de la presión arterial media durante el apretón de mano (contracción de los flexores de los dedos) a una carga constante durante 2 min. Encontraron que la PAM aumenta de manera lineal y gradual, con una pendiente promedio de 0.28 mmHg/s aún si se aplica presión negativa en los miembros inferiores (fig. 31).

Reportan que la presión arterial media parece tener un valor meta asociado con el ejercicio isométrico, y que todos los mecanismos hemodinámicos involucrados se compensan en caso de cambios abruptos en alguno de ellos para mantener un incremento estable y lineal hasta alcanzar la presión objetivo: si Q cae por presión negativa, RVP compensa para mantener el aumento lineal de la PAM. Esto revela la plasticidad de los mecanismos periféricos, que permite un control preciso del incremento lineal en la presión arterial media. El que la presión se incremente de manera lineal durante una contracción isométrica es un hallazgo compatible con un gradual desplazamiento hacia arriba en un punto de operación central del barorreflejo conforme el efecto presor se mantiene.

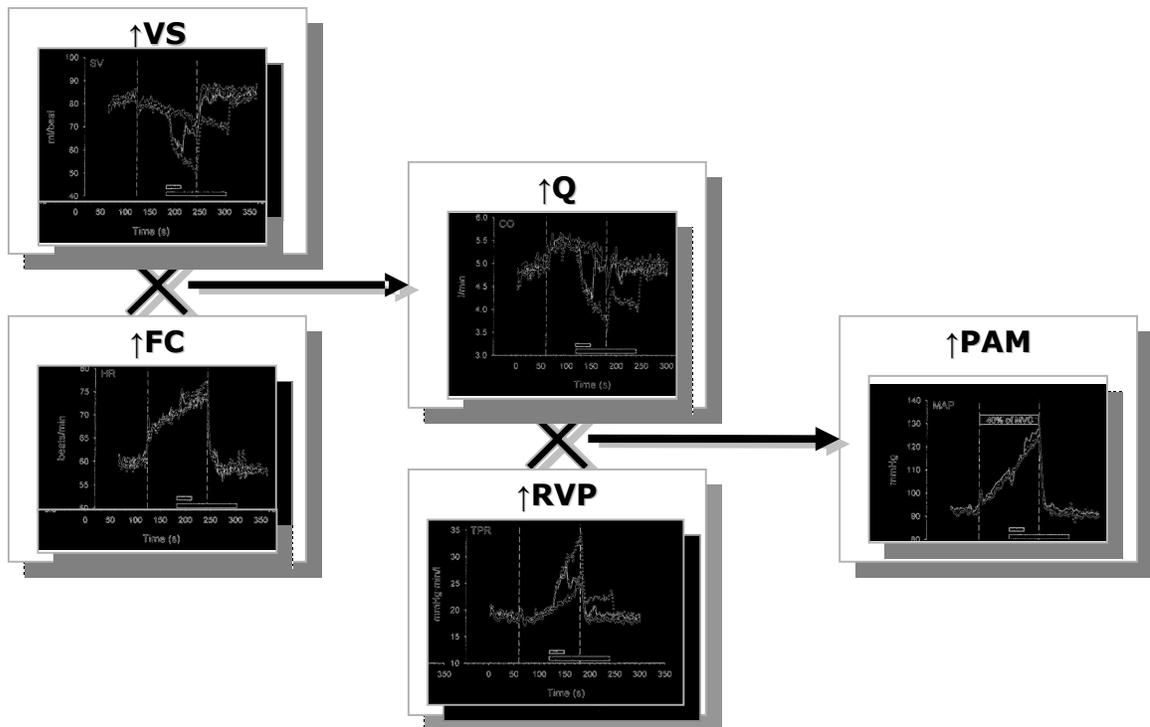


Figura 31. Variables hemodinámicas durante ejercicio isométrico a una sola carga, sobrepuesto con diferentes niveles de presión negativa en los miembros inferiores, reportadas por Hisdal et. al (2004)

El empleo de las presiones arteriales como indicadores de la función ventricular izquierda permite establecer, aunque sea de manera indirecta, cómo cambian en relación con la intensidad del ejercicio isométrico variables de más difícil medición, como son el gasto cardiaco y la resistencia vascular periférica, involucradas en la determinación de la presión arterial media. Las relaciones lineales observadas entre la fuerza y las diferentes presiones (PS, PD, PAM y en menor medida PP) permiten establecer hipotéticamente que el volumen sistólico, el gasto cardiaco y la resistencia vascular periférica se incrementan en forma lineal conforme aumenta la intensidad del ejercicio isométrico (fig. 32). El hecho de que el coeficiente de determinación de la relación entre la presión arterial media y la frecuencia cardiaca haya resultado alrededor de 0.6 apunta a que el mecanismo ventricular domina sobre el mecanismo vascular.

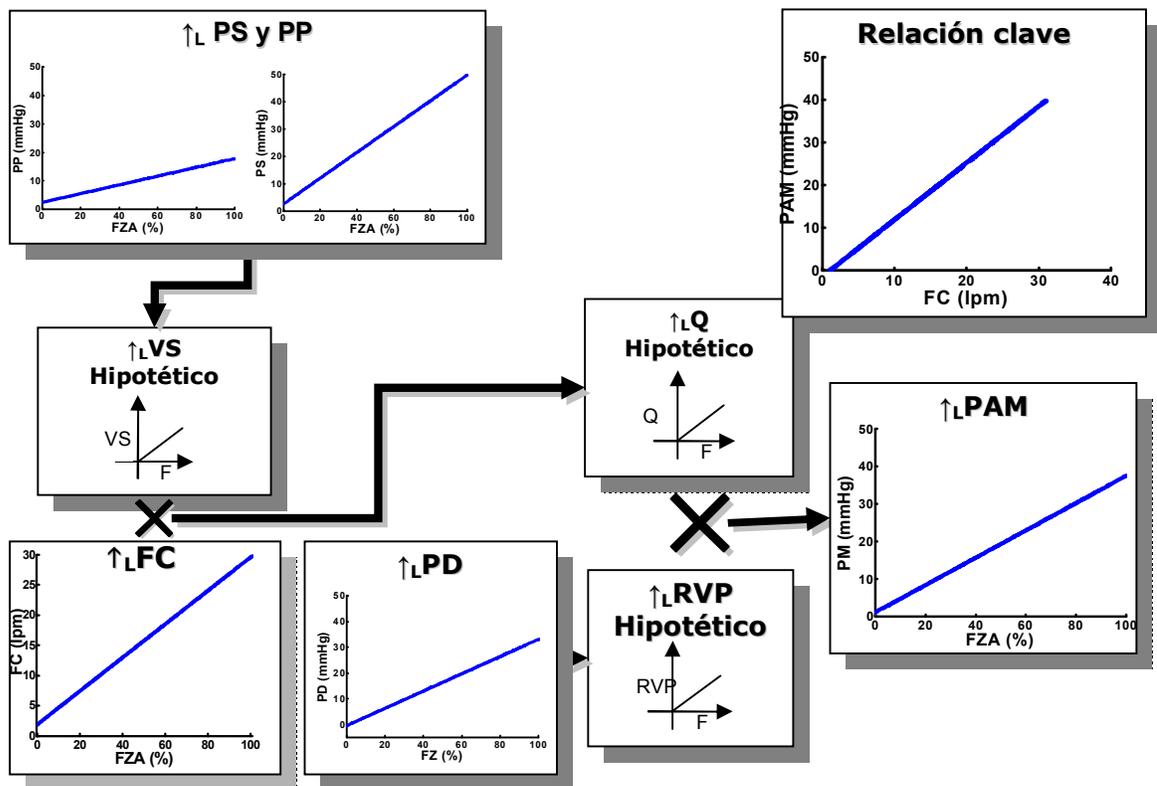


Figura 32. Interpretación de las presiones arteriales como indicadores hemodinámicos durante la realización del ejercicio isométrico continuamente incrementado hasta la fatiga. \uparrow_L indica que la variable aumentó de manera lineal.

Relaciones entre los estimadores autonómicos y la fuerza

Persisten controversias respecto al comportamiento de la actividad autonómica durante la ejecución de ejercicio isométrico. Estudios con bloqueo farmacológico ([13], [25]) y registro de microneurografía ([28], [36], [38], [39]) han encontrado una disminución en la actividad vagal y, en determinadas condiciones de duración e intensidad del esfuerzo, un incremento progresivo en la actividad simpática periférica. De nuevo, la evaluación se ha hecho a escasas intensidades sostenidas durante algunos minutos, es decir, las relaciones que se obtienen son discontinuas y formadas por pocos puntos. Además, ambas metodologías resultan complicadas de manejar y son invasivas e incluso peligrosas para los sujetos. Una alternativa sencilla y no invasiva para estudiar los cambios de la actividad del sistema nervioso autónomo durante la realización de ejercicio isométrico es el análisis espectral de la variabilidad cardiovascular. A pesar de proveer por lo menos dos indicadores confiables de la actividad autonómica, son escasos los trabajos que aprovechan esta metodología durante el ejercicio isométrico.

González-Camarena et al [12] evaluaron la VFC y VPS durante ejercicio isométrico mediante el periodograma de Welch (fig. 33). Su protocolo consistió en extensión de pierna al 30% de la MVC sostenida durante 6 min. Reportaron un incremento en la VFC total y en la VPS. Atribuyeron el aumento de la frecuencia cardiaca a un incremento en la actividad simpática, perceptible en el componente de BF_{RR} , y al retiro vagal reflejado en la disminución del componente AF_{RR} . El aumento observado de la PS a una vasoconstricción causada por el metabolorreflejo, indicada por el aumento del componente BF_{PS} .

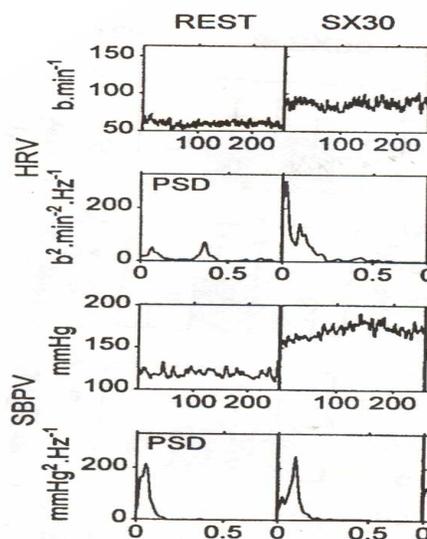


Figura 33. Comparación de los espectros de potencias de VFC y VPS en reposo y ejercicio isométrico a una sola carga durante 6 min. (González-Camarena et al, 2000)

Empleando un método auto regresivo, Iellamo et al [185] analizaron la VFC de un registro de cuatro minutos de duración a 30% de la MCV. Llegaron a la conclusión de que el MBR contribuye al aumento de la frecuencia cardiaca vía activación simpática (fig. 34), la cual se ve reflejada en el marcado incremento en la potencia de BF_{RR} , mientras que la acción del CC produce un retiro vagal evidenciado por la pérdida de potencia en AF_{RR} .

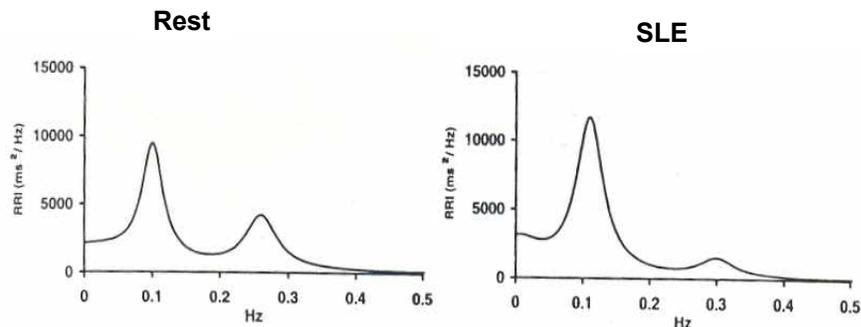


Figura 34. Otro ejemplo de comparación de espectros de VFC entre reposo y ejercicio isométrico al 30% de la MCV, esta vez durante 4 min. (Iellamo et al, 1999). SLE: static leg extension.

Ambos estudios emplean metodologías tradicionales, que requieren una mínima estacionaridad de la señal analizada, a pesar de que es ampliamente reconocido el hecho de que la respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico realizado a intensidad moderada, de 30% de la MCV o superior, presenta un incremento progresivo durante toda la duración del esfuerzo. Llama la atención que se emplee sólo un espectro para describir de manera global la actividad autonómica durante cuatro o seis minutos de ejercicio. Asimismo, estos trabajos sólo emplearon una carga. No hemos encontrado trabajos que relacionen la magnitud del cambio en la actividad autonómica con la intensidad del ejercicio isométrico.

De acuerdo a nuestros resultados, el logaritmo de la potencia de AF_{RR} decae linealmente conforme aumenta la fuerza (fig. 22). Esto indica que hay un retiro vagal directamente proporcional al esfuerzo, debido al CC.

En nuestro conocimiento, no ha sido reportado un comportamiento lineal para el componente de AF_{RR} respecto a la fuerza para el ejercicio isométrico. Más aún, en el campo de la variabilidad de parámetros cardiovasculares son escasas las relaciones entre estimadores espectrales autonómicos y variables independientes cuantitativas como la que encontramos.

El comportamiento de la frecuencia cardiaca está dado por el retiro vagal, como lo sugiere el coeficiente de determinación de alrededor del 60% encontrado para la relación frecuencia cardiaca contra $\log(AF_{RR})$ para dos piernas (fig. 35).

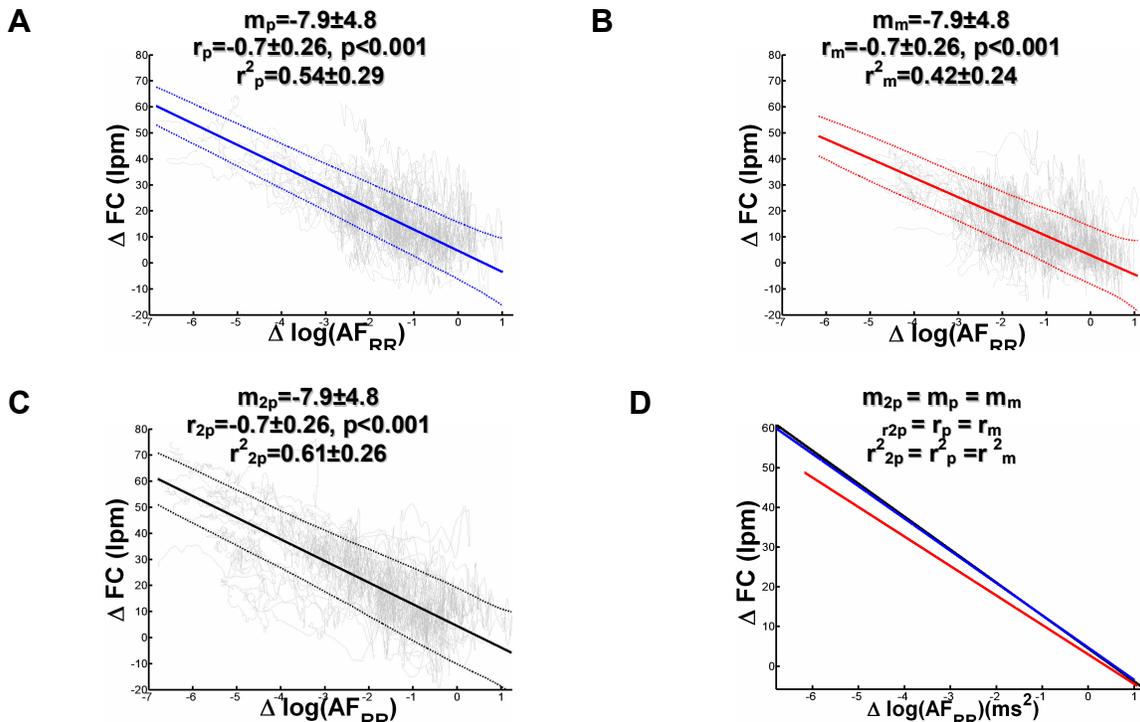


Figura 35. Relación frecuencia cardiaca vs. $\log(AF_{RR})$ y sus parámetros evaluados, para cada grupo muscular y la comparación entre grupos musculares.

Los otros indicadores espectrales de la VFC, BF_{RR} , BF/AF y FI no mostraron un comportamiento característico en todos los sujetos, por lo que no fueron susceptibles de análisis, comparación entre grupos musculares e interpretación fisiológica.

BF_{PS} presenta un comportamiento bifásico, manejado por el metabolorrelejo, que será discutido más adelante.

Relación entre el electromiograma integrado y la fuerza

Actualmente está bien establecido y respaldado por múltiples resultados experimentales que la amplitud del EMG aumenta linealmente conforme la fuerza se incrementa ([1], [2], [26]), en contraposición a la idea establecida en estudios tempranos de que la amplitud del EMG crece en función de la raíz cuadrada de la fuerza generada por el músculo durante contracciones isométricas.

En la figura 36 se comparan las relaciones entre la amplitud del EMG_i contra la fuerza durante contracciones isométricas del cuádriceps a diferentes porcentajes de la contracción máxima voluntaria.

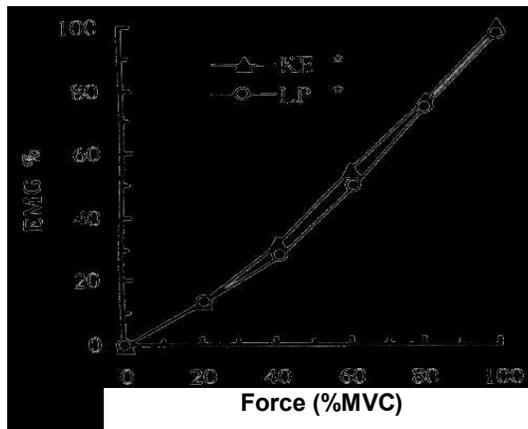


Figura 36. Relación lineal entre el EMG y la fuerza para el cuádriceps durante dos tipos de ejercicio isométrico: KE, knee extension (extensión de rodilla) y LP, leg press (empuje de piernas). (Alkner et al, 2000).

Aunque en este caso sí se grafica la amplitud del EMG respecto a la fuerza, las relaciones no son continuas, sino que se obtienen de promediar varias contracciones realizadas a los diferentes niveles de fuerza.

El conocimiento de la altísima linealidad entre la actividad electromiográfica y la fuerza (coeficientes de correlación mayores a 0.95) es extendido en la presente tesis al EICIF realizado por seres humanos empleando tres grupos musculares. Las pendientes de la relación EMG_i -fuerza son diferentes entre grupos musculares: mayor para los flexores de una mano que para los extensores de una pierna, y mayor para estos últimos que para los extensores de ambas piernas.

La mayor actividad eléctrica de los flexores con relación al extensor estaría dada por el mayor número de fibras musculares reclutadas para el primer grupo muscular.

Umbral de activación del metabolorreflejo

Estudios previos que utilizan la microneurografía para observar la actividad simpática muscular durante protocolos de ejercicio de intensidad moderada sostenido durante algunos minutos han reportado que ocurre un marcado incremento en la actividad simpática alrededor de 1.5 minutos después de iniciado el ejercicio isométrico ([21], [25], [35], [38]). Varios autores ([28], [36], [38]) asocian este fenómeno a la activación del metabolorreflejo (fig. 37).

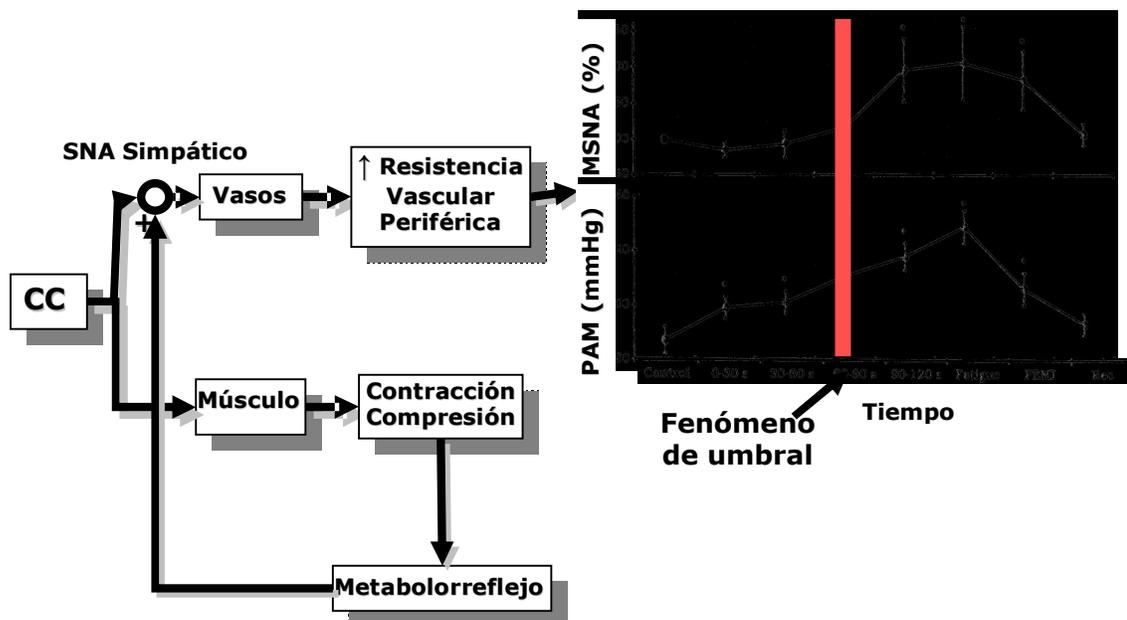


Figura 37. Evidencia reportada de incremento de actividad simpática vasoconstrictora muscular (%MSNA, muscular sympathetic nerve activity) después de algunos minutos de ejercicio isométrico sostenido a una sola carga. (Ray y Mark, 1993).

El cambio de pendiente observable en las presiones diastólica y media después de cierto nivel de fuerza (F_u), diferente para cada grupo muscular (fig. 24), así como la coincidencia encontrada entre éste y el nivel de fuerza a partir del cual sucede el incremento del componente de baja frecuencia de la PS, aportan evidencia sólida de la existencia de un umbral de activación del metabolorreflejo, a partir del cual se suma su efecto al del comando central. Dicho umbral es dependiente del grupo muscular involucrado en la contracción. El factor de disparo puede ser el nivel de isquemia alcanzado por la compresión sostenida y el incremento de la actividad muscular por aumento lineal de la carga. La isquemia produce falta de O_2 , exceso de CO_2 y acumulación de lactato en el músculo contraído, por lo tanto, los mecanismos de disparo son dependientes de la intensidad del ejercicio y, puesto que ésta se incrementa lineal y continuamente, podemos especular que la activación del metabolorreflejo es dependiente de la intensidad del esfuerzo (fig. 38).

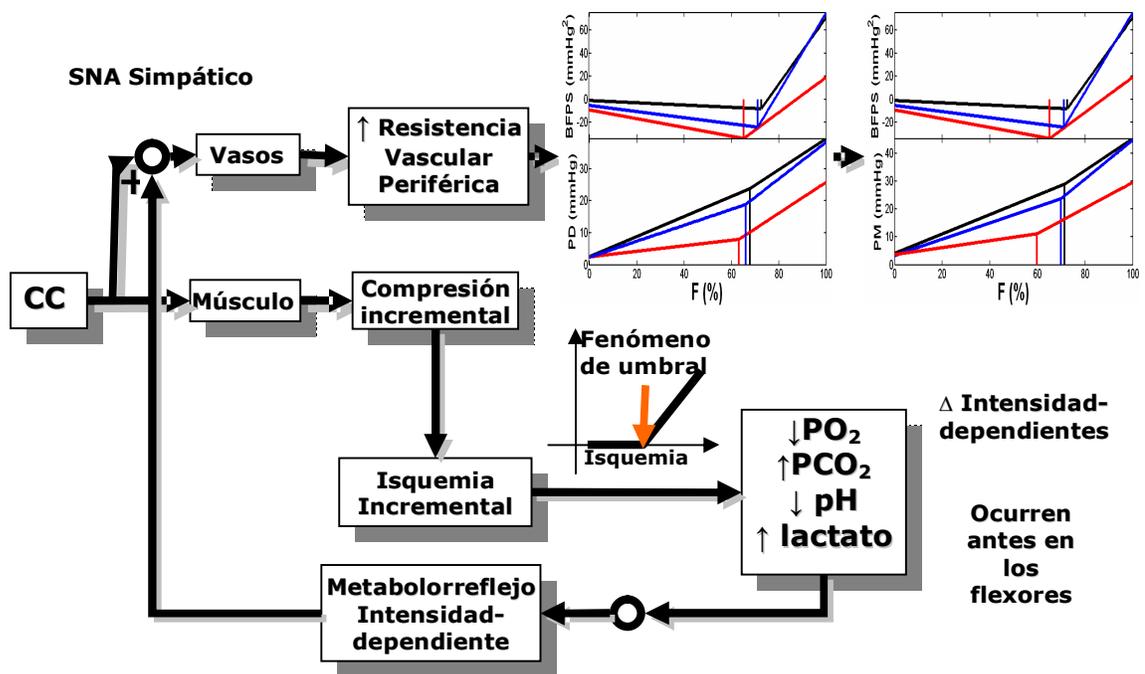


Figura 38. Nuestro protocolo nos permite relacionar el incremento en la actividad simpático vasoconstrictora con la intensidad del ejercicio y comparar el umbral de activación entre tres grupos musculares distintos.

Manejo autonómico y somático por el Comando Central

La teoría del comando central sugiere que la salida motora de la corteza cerebral durante el ejercicio isométrico interactúa con los núcleos autonómicos que regulan las respuestas cardiovasculares al ejercicio [19].

Para tratar de controlar la contribución del comando central a la respuesta cardiovascular, Goodwin et al [13] estimularon mediante vibración al tendón agonista, que al reducir la sensación de esfuerzo, reduce la actividad del comando central. Observaron un efecto claro sobre la función cardiovascular: a mayor comando central, mayor frecuencia cardíaca y por lo tanto mayor presión arterial (fig. 39).

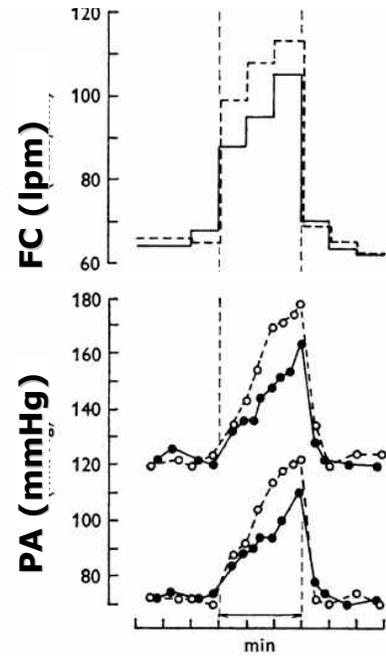
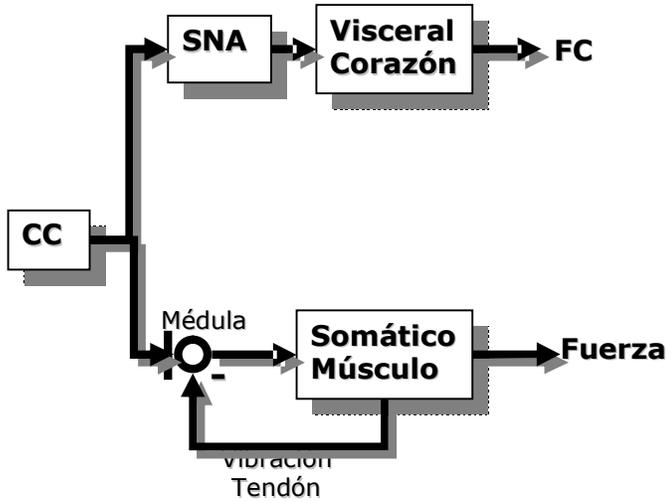


Figura 39. Evidencia reportada del acoplamiento entre las porciones controladas por el comando central (Goodwin et al, 1972): una modificación a nivel somático repercute en las variables viscerales. Línea continua, círculos rellenos: respuesta al ejercicio sin vibración al tendón. Línea discontinua, círculos vacíos: respuesta al ejercicio isométrico con vibración al tendón antagonista.

El hecho de que la intención de hacer ejercicio logre elevar la frecuencia cardiaca, a pesar de que no se consiga contraer los músculos por una lesión espinal (fig. 40) respalda que la activación del comando central es simultánea o incluso antecede a la contracción muscular [34].

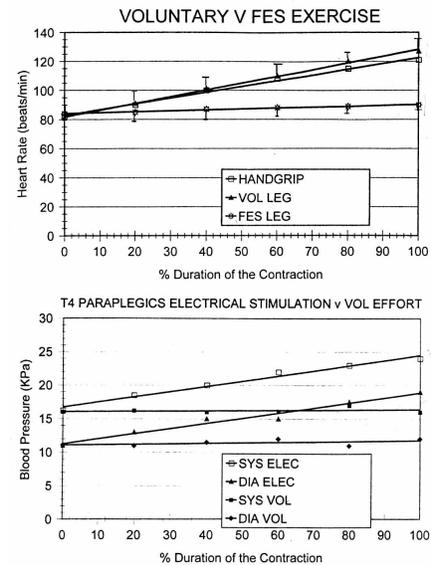
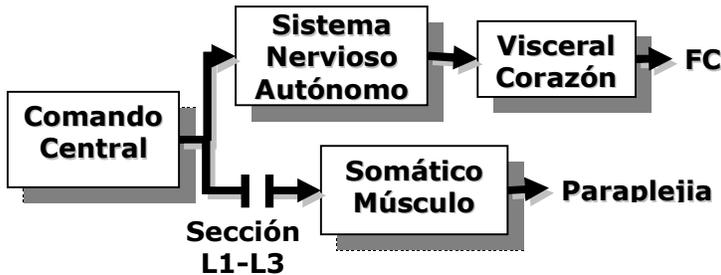


Figura 40. Evidencia reportada del acoplamiento entre las porciones controladas por el comando central (Petrofsky, 2001): aunque no haya contracción muscular, la sola intención de hacer esfuerzo eleva la frecuencia cardiaca. FES: Functional Electrical Stimulation o estimulación eléctrica funcional.

Las relaciones altamente lineales encontradas en la presente tesis entre los indicadores autonómicos (visceral) y somáticos (músculo), aportan evidencia que fortalece el conocimiento de que el comando central hace un manejo paralelo, simultáneo y lineal de las porciones somática y visceral (fig. 41). La noción de un comando central que hace un manejo simultáneo de las partes muscular y autonómica resuelve el problema de cómo el sistema cardiovascular satisface la demanda metabólica muscular creciente impuesta por el ejercicio, y en el caso del ejercicio isométrico, incrementa la perfusión de los músculos contraídos para contrarrestar la isquemia. El comando central anticipa simultáneamente la intensidad del movimiento y la correspondiente satisfacción metabólica por parte del sistema cardiovascular.

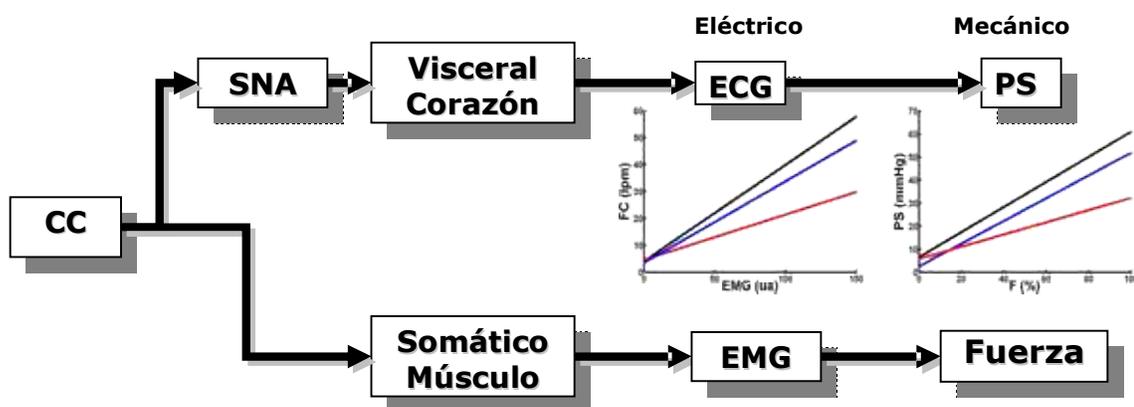


Figura 41. Las relaciones encontradas entre los indicadores eléctricos y mecánicos de las porciones controladas por el comando central evidencian el manejo simultáneo que éste realiza.

Iellamo et al ([17], [18]) reportaron que la respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico realizado, a la misma intensidad relativa, por grupos musculares de diferente masa (cuadriceps y flexores de los dedos) fue menor para el grupo de menor masa (fig. 42). Concluyeron que la respuesta cardiovascular fue mediada sobre todo por el metabolorreflejo y dependiente de la masa.

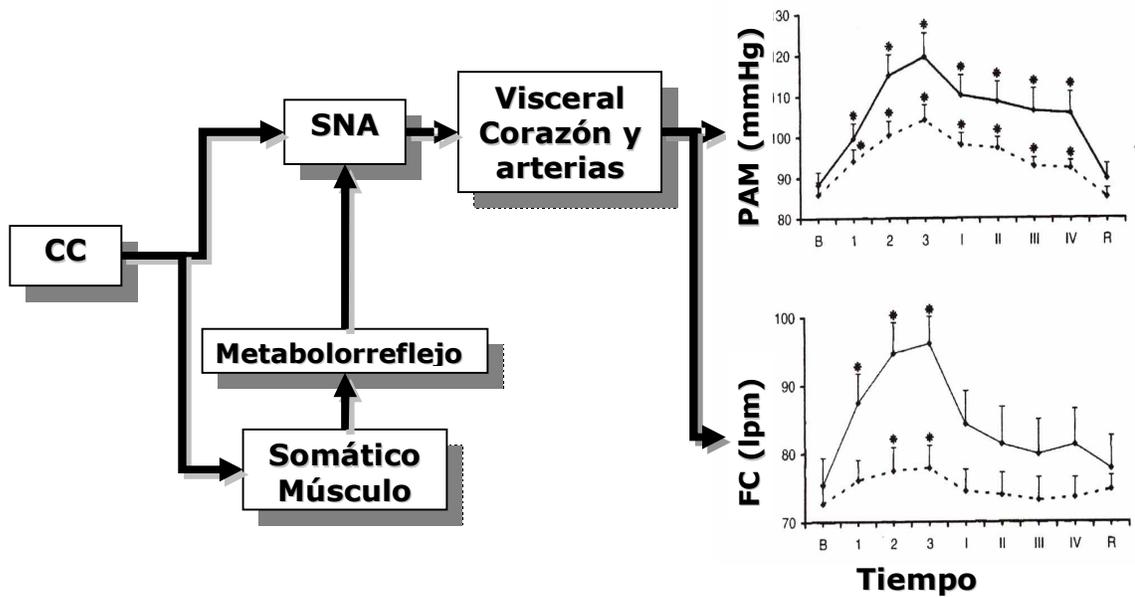


Figura 42. Comparación de la respuesta cardiovascular al ejercicio isométrico a una sola carga realizado por dos grupos musculares diferentes (Iellamo et al, 1999). La línea continua corresponde a la extensión de la pierna y la línea punteada al apretón de mano (handgrip).

Seals et al [40] estudiaron el efecto del ejercicio isométrico realizado a la misma intensidad relativa por tres grupos musculares con diferente masa sobre la respuesta cardiovascular. Reportaron que el efecto cardiovascular fue directamente influido por la masa, mayor para el levantamiento de peso (fig. 43).

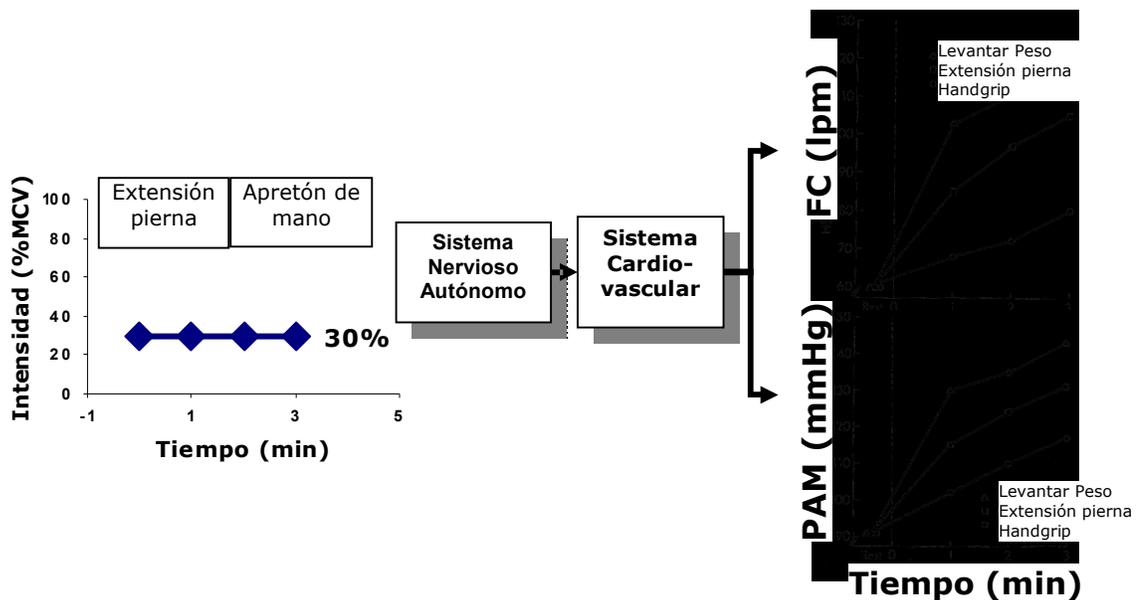


Figura 43. Ejemplo de protocolo empleado por Seals et al (1983) para comparar el efecto de la masa muscular sobre la respuesta cardiovascular. Emplean una sola carga, relativa a la MCV de cada grupo muscular, y presentan los resultados respecto al tiempo.

Los diferentes coeficientes de determinación y pendientes que encontramos para las relaciones somático-visceral sugieren que el comando central hace un manejo diferencial de acuerdo al grupo muscular empleado. Aunque las pendientes de la respuesta cardiovascular son mayores para los extensores de una pierna, con relación a los flexores de los dedos, la proporción entre ellas no se corresponde a la proporción entre las masas de los dos grupos musculares (la masa del cuádriceps es aproximadamente 8 veces mayor a la de los flexores de los dedos [45]). Por lo tanto, pensamos que la masa muscular no es el factor determinante de las diferentes respuestas observadas para cada grupo muscular, en contraposición al conocimiento comúnmente aceptado ([9], [17], [18], [27], [40], [41]).

Proponemos que las diferencias observadas entre los grupos musculares pueden ser explicadas por los diferentes arreglos en los circuitos neuronales y en la distinta actividad en la inervación a los núcleos autonómicos, al nodo sinusal y a los músculos. Para conseguir los incrementos lineales en la fuerza y en la respuesta cardiovascular observados durante la extensión de una pierna, el comando central recluta simultáneamente a las unidades motoras medulares y a las neuronas de los núcleos autonómicos del tallo cerebral en una relación uno a uno, esto es, para cada estímulo al músculo ocurre un estímulo al sistema nervioso autónomo (fig. 44).

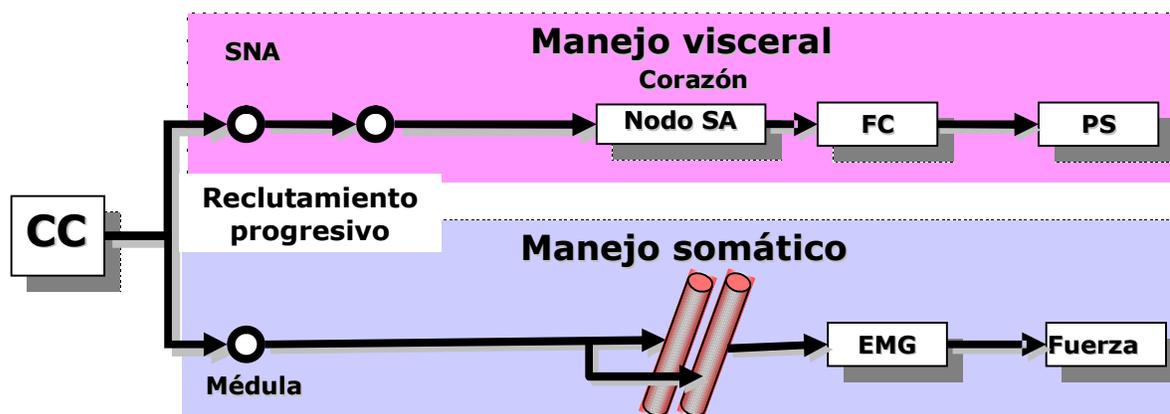


Figura 44. Circuito nervioso del comando central para el acoplamiento y reclutamiento progresivo de los núcleos autonómicos y de las unidades motoras medulares de los extensores de la pierna.

Los músculos flexores de los dedos, con relación a los extensores de la pierna, presentan menores área de sección transversal y relación de inervación, pero mayor área de representación cortical y por ende, mayor cantidad de unidades motoras. Debido a estas características, el reclutamiento progresivo resulta en un más fino y coordinado control de la fuerza, evidenciado por la menor desviación estándar

observada en el promedio de las pendientes de la relación fuerza vs. tiempo (fig. 16). Especulamos que, para el caso de los flexores de los dedos, y con relación a los extensores de la pierna, el comando central envía un mayor número de axones a los núcleos autonómicos del tallo y a las motoneuronas medulares, estrategia con la que logra la misma fuerza con mayor actividad electromiográfica y, por un fenómeno de convergencia y oclusión, un menor retiro vagal y que conduce a una respuesta cardiovascular de menor intensidad, menor frecuencia cardiaca, menor presión sistólica (probablemente por una menor actividad simpática cardiaca) y por lo tanto a una menor presión arterial media (fig. 45)

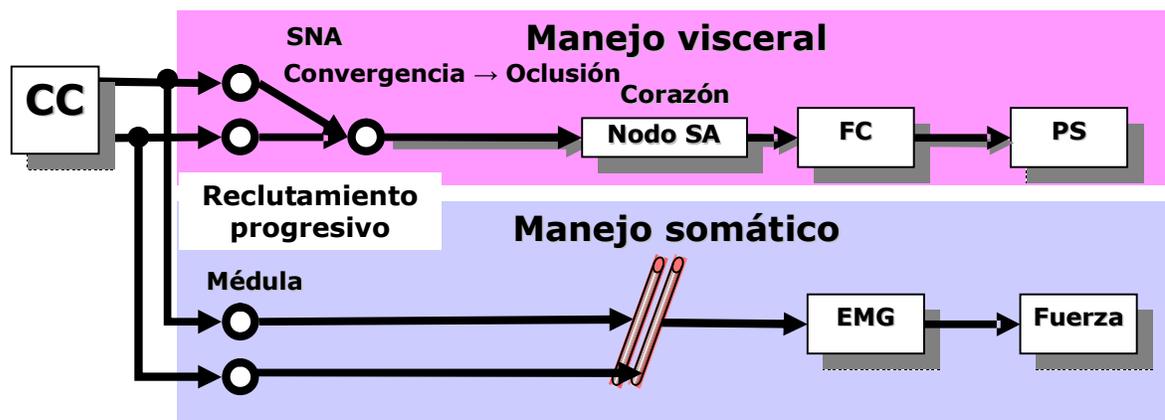


Figura 45. Circuito nervioso del comando central para el acoplamiento y reclutamiento progresivo de los núcleos autonómicos y de las unidades motoras medulares de los flexores de los dedos. Sobresalen dos características: un mayor número de unidades motoras y un arreglo nervioso de convergencia sobre los núcleos autonómicos.

Para la realización del ejercicio con dos piernas, en comparación con una pierna, el comando central pone en marcha las dos cortezas motoras primarias, cada una de las cuales envía axones a los núcleos autonómicos ipsilaterales y a las motoneuronas medulares contralaterales (fig. 46). Con este arreglo se alcanza sólo un 20% más de fuerza, y un 20% más de tiempo a la fatiga, lejos del doble esperado. La respuesta cardiovascular y autonómica encontrada con dos piernas tampoco es el doble que la observada para una pierna, probablemente por un fenómeno de convergencia y oclusión de ambos vagos a nivel del nodo sinusal, que causa un retiro vagal sólo ligeramente mayor, que evoca mayores frecuencia cardiaca y presión sistólica (ésta última probablemente por mayor actividad simpática cardiaca).

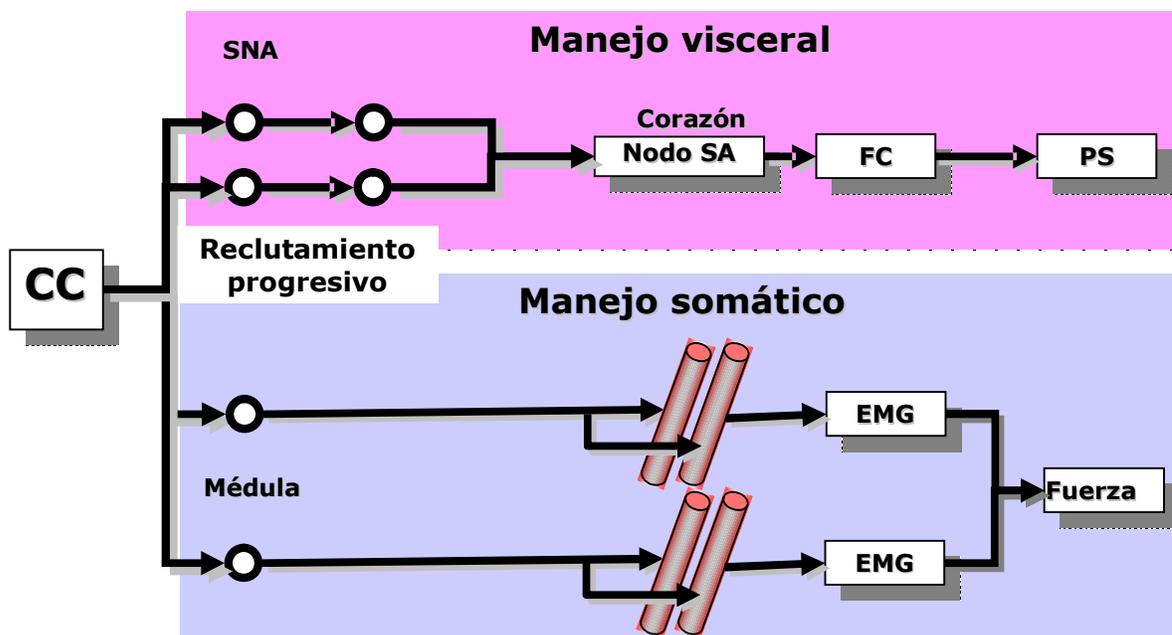


Figura 46. Circuito nervioso del comando central para el acoplamiento y reclutamiento progresivo de los núcleos autonómicos y de las unidades motoras medulares de los extensores de las dos piernas. Existe convergencia a nivel del plexo cardiaco.

Contribuciones originales al conocimiento fisiológico.

- Un protocolo de ejercicio isométrico lineal, continuo y en el rango fisiológico más grande posible (del reposo a la fatiga)
- Obtención de relaciones cuantitativas, continuas y lineales entre la fuerza y las variables cardiovasculares. Los cambios en la presión media están dados principalmente por cambios en la frecuencia cardiaca. El efecto cardiovascular del ejercicio realizado por tres grupos musculares fue observado por cambios en las pendientes de estas relaciones.
- Obtención de una relación continua, cuantitativa, lineal e inversa entre la actividad vagal vs. fuerza.
- Evidencia, con el empleo de las relaciones presión arterial vs. fuerza y actividad simpática vasoconstrictora vs. fuerza, de umbral de activación del metabolorrelejo, con diferencias que dependen del grupo muscular empleado.
- Evidencia, con el empleo de relaciones frecuencia cardiaca vs. EMG_i y presión sistólica vs. fuerza, de que el comando central hace un manejo simultáneo de la parte somática y visceral.

Perspectivas y limitaciones

- El protocolo propuesto podría utilizarse como evaluación del desempeño del control motor, ya que puede cuantificarse la coordinación existente entre un estímulo visual y la contracción muscular necesaria para lograr el objetivo deseado a partir de la pendiente, desviación estándar y coeficiente de correlación de la relación fuerza contra tiempo.
- Es necesario repetir el protocolo pero registrando Q y RVP para complementar el análisis de los mecanismos cardiovasculares que regulan la respuesta cardiovascular a este tipo de ejercicio, así como la frecuencia respiratoria y el volumen corriente, puesto que la consideración de ambos parámetros respiratorios es condición mínima para la correcta interpretación del contenido espectral de la VFC [4].
- Al registrar la actividad electromiográfica de las dos piernas se podrá estudiar si la actividad electromiográfica es simétrica o asimétrica.

Conclusiones

- Las relaciones entre la intensidad del EI y la función cardiovascular, vagal y muscular resultaron con un comportamiento ALTAMENTE LINEAL, para los tres grupos musculares estudiados.
- La relación frecuencia cardíaca-presión arterial media sugiere que ésta última es influida más por la función ventricular que por la resistencia vascular.
- Aportamos evidencia sobre el fenómeno de umbral para la puesta en marcha del metabolorrelejo a partir las relaciones entre la presión diastólica vs. fuerza y la actividad simpática vasoconstrictora vs. fuerza.
- Aportamos evidencia que sugiere que el comando central hace un manejo simultáneo y proporcional de las partes somática y autonómica durante el EI con base en las relaciones frecuencia cardíaca vs. electromiograma integrado y presión sistólica vs. fuerza.

Referencias

1. **Alkner BA, Tesch PA, Berg HE.** Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc* 32:459-463, 2000.
2. **Basmajian JV.** Muscles alive, their functions revealed by electromyography. Fourth edition. Williams & Wilkins, USA, 1985. pp. 187-193.
3. **Berntson GG, Bigger T, Eckberg DL, Grossman P, Kauffman PG, Malik M, Nagaraja HN, Porges SW, Saul JP, Stone PH, Van Der Molen MW.** Heart rate variability: origins, methods and interpretative caveats. *Psychophysiology* 34:623-648, 1997.
4. **Brown TE, Beighton LA, Koh J, Eckberg DL.** Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *J Appl Physiol* 75:2310-2317, 1993.
5. **Castilla L, Cravioto J.** *Estadística simplificada para la investigación en ciencias de la salud.* Trillas, México, 1991.
6. **Davies CT, Starkie DW.** The pressor response to voluntary and electrically evoked isometric contractions in man. *Eur J Appl Physiol* 53:359-363, 1985.
7. **Eckberg DL.** Sympathovagal balance, a critical appraisal. *Circulation* 96:3224-3232, 1997.
8. **Fisher WJ, White MJ.** Training-induced adaptations in the central command and peripheral reflex components of the pressor response to isometric exercise of the human triceps surae. *J Physiol* 520:621-628, 1999.
9. **Franke WD, Boettger CF, McLean SP.** Effects of varying central command and muscle mass on the cardiovascular responses to isometric exercise. *Clin Physiol* 20:380-387, 2000.
10. **Gálvez JM, Alonso JP, Sangrador LA, Navarro G.** Effect of muscle mass and intensity of isometric contraction on heart rate. *J Appl Physiol* 88:487-492, 2000.
11. **Gandevia SC, Hobbs SF.** Cardiovascular responses to static exercise in man: central and reflex contributions. *J Physiol* 430:105-117, 1990.
12. **González-Camarena R, Carrasco-Sosa S, Román-Ramos R, Gaitán-González MJ, Medina-Bañuelos V, Aspiroz-Leehan J.** Effect of static and dynamic exercise on heart rate and blood pressure variabilities. *Med Sci Sport Exerc*, 32: 1719-1728, 2000.
13. **Goodwin GM, McCloskey DI, Mitchell JH.** Cardiovascular and respiratory responses to changes in central command during isometric exercise at constant muscle tension. *J Physiol* 226:173-190, 1972.
14. **Grodins F.** Integrative cardiovascular physiology: A mathematical synthesis of cardiac and blood vessel hemodynamics. *Quart Rev Biol* 34:93-116, 1959.
15. **Hamilton WF, Remington JW.** The measurement of the stroke volume from the pressure pulse. *Am J Physiol* 148:14-24, 1947.
16. **Hisdal J, Toska K, Flatebo T, Waaler B, Walloe L.** Regulation of arterial blood pressure in humans during isometric muscle contraction and lower body negative pressure. *Eur J Appl Physiol* 91:336-341, 2004.
17. **Iellamo F, Massaro M, Raimondi G, Peruzzi G, Legramante JM.** Role of muscular factor in cardiorespiratory responses to static exercise: Contribution of reflex mechanisms. *J Appl Physiol* 86:174-180, 1999.

18. Iellamo F, Pizzinelli P, Massaro M, Raimondi G, Peruzzi G, Legramante JM. Muscle metaboreflex contribution to sinus node regulation during static exercise. Insights from spectral analysis of heart rate variability. *Circulation* 100:27-32, 1999.
19. Iellamo F. Neural mechanisms of cardiovascular regulation during exercise. *Autonom Neurosci* 90:66-75, 2001.
20. Jasson S, Médigue C, Maison-Blanche P, Montano Nicola, et al. Instant power spectrum analysis of heart rate variability during orthostatic tilt using a time-frequency-domain method. *Circulation* 96:3521-3526, 1997.
21. Maciel BC, Gallo L, Marin-Neto JA, Martins LEB. Autonomic nervous control of the heart rate during isometric exercise in normal man. *Pflügers Arch* 408:173-177, 1987.
22. Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation* 84:482-492, 1991.
23. Malliani A, Pagani M, Montano N, Mela GS. Sympathovagal balance: a reappraisal. *Circulation* 98:2640-2643, 1998.
24. Mansier P, Médigue C, Charlotte N, Vermeiren C, Corabouef E, et al. Decreased heart rate variability in transgenic mice overexpressing atrial α_1 -adrenoreceptors. *Am J Physiol* 271:H1465-H1472, 1996.
25. Martin CE, Shaver JA, Leon DF, Thompson ME, Reddy PS, Leonard JJ. Autonomic mechanisms in hemodynamic responses to isometric exercise. *J Clin Invest* 54:104-115, 1974.
26. Maton B, Petitjean M, Cnockaert JC. Phonomyogram and electromyogram relationships with isometric force reinvestigated in man. *Eur J Appl Physiol* 60:194-201, 1990.
27. Mitchell JH, Schibye B, Payne FC, Saltin B. Response of arterial blood pressure to static exercise in relation to muscle mass, force development and electromyographic activity. *Circ Res* 48:I70-I76, 1981.
28. Mitchell JH, Victor RG. Neural control of cardiovascular system: insights from muscle sympathetic nerve recordings in humans. *Med Sci Sport Exercise* 28:S60-S69, 1996.
29. Monti A, Médigue C, Mangin L. Instantaneous parameter estimation in cardiovascular series by harmonic and time-frequency analysis. *IEEE Trans Biomed Eng* 49:1547-1556, 2002.
30. Ogoh S, Wasmund WL, Keller DM, O-Yurvati A, Gallagher KM, Mitchell J H, Raven PB. Role of central command in carotid baroreflex resetting in humans during static exercise. *J Physiol* 543:349-364, 2002.
31. Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S. Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympathovagal interaction in man and conscious dog. *Circ Res* 59: 178-193, 1986.
32. Parati G, Saul JP, Di Rienzo M, Mancia G. Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation. *Hypertension* 25:1276-1286, 1995.
33. Pérez-González JF. Factors determining the blood pressure responses to isometric exercise. *Circ Res* 48:I76-I86, 1981.
34. Petrofsky JS. Blood pressure and heart rate response to isometric exercise: The effect of spinal cord injury in humans. *Eur J Appl Physiol* 85:521-526, 2001.
35. Ray C, Mark AL. Augmentation of muscle sympathetic nerve activity during fatiguing isometric leg exercise. *J Appl Physiol* 75:228-232, 1993.

36. **Saito M.** Differences in muscle sympathetic nerve response to isometric exercise in different muscle groups. *Eur J Appl Physiol* 70:26-35, 1995.
37. **Schibye B, Mitchell JH, Payne FC, Saltin B.** Blood pressure and heart rate response to static exercise in relation to electromyographic activity and force development. *Acta Physiol Scand* 113:61-66, 1981.
38. **Seals DR, Chase PB, Taylor JA.** Autonomic mediation of the pressor responses to isometric exercise in humans. *J Appl Physiol* 64:2190-2196, 1988.
39. **Seals DR, Enoka RM.** Sympathetic activation is associated with increases in EMG during fatiguing exercise. *J Appl Physiol* 66:88-95, 1989.
40. **Seals DR, Washburn RA, Hanson PG, Painter PL, Nagle FJ.** Increased cardiovascular response to static contraction of larger muscle groups. *J Appl Physiol* 54: 434-437, 1983.
41. **Seals DR.** Influence of muscle mass on sympathetic neural activation during isometric exercise. *J Appl Physiol* 67:1801-1806, 1989.
42. **Shepherd JT, Blomqvist CG, Lind AR, Mitchell JH, Saltin B.** Static (isometric) exercise. Retrospection and introspection. *Circ Res* 48:1179-1188, 1981.
43. **Tarvainen MP, Ranta-aho PO, Karjalainen PA.** An advanced detrending method with application to HRV analysis. *IEEE Trans Biomed Eng* 49:172-175, 2002.
44. **Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology.** Heart Rate Variability. *Eur Heart J* 17:354-381, 1996.
45. **Williams CA.** Effect of muscle mass on the pressor response in man during isometric contractions. *J Physiol* 435:573-584, 1991.
46. **Williamson JW, Olesen HL, Pott F, Mitchell JH, Secher NH.** Central command increases cardiac output during static exercise in humans. *Acta Physiol Scand* 156:429-434, 1996.
47. **Yucha CB.** Use of microneurography to evaluate sympathetic activity in hypertension: a brief review. *Appl Psychophysiol Biofeedback* 25:55-63, 2000.

**Efectos cardiovasculares del ejercicio
isométrico continuamente incrementado
hasta la fatiga realizado por diferentes
grupos musculares**

Tesis que presenta
Alejandra Guillén Mandujano

Para la obtención del grado de
Maestra en Ciencias (Ingeniería Biomédica)

Asesor


Dr. Salvador Carrasco Sosa

Sinodales

Dra. Claudia Lerma González



Dra. María del Rocío Ortiz Pedroza



Dr. Salvador Carrasco Sosa

