

Respuesta autonómica cardiovascular durante la prueba isométrica cubana del peso sostenido

Est. Michel Torres-Leyva¹, Est. Ramón Carrazana-Escalona¹, Est. Laura E. Ormigó-Polo¹, Lic. Beatriz T. Ricardo-Ferro², Dr. Erislandis López-Galán¹, Dra. Laritza Ortiz-Alcolea¹ y Dr. Miguel E. Sánchez-Hechavarría³✉

¹ Universidad de Ciencias Médicas de Santiago de Cuba. Santiago de Cuba, Cuba.

² Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba.

³ Departamento de Ciencias Básicas y Morfología, Facultad de Medicina, Universidad Católica de la Santísima Concepción. Concepción, Chile.

Full English text of this article is also available

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Recibido: 16 de septiembre de 2018

Aceptado: 18 de octubre de 2018

Conflictos de intereses

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses

Abreviaturas

CWT-Morlet: Transformada continua de wavelet, función de tipo Morlet

HF: alta frecuencia (siglas en inglés)

HTA: hipertensión arterial

LF: baja frecuencia (siglas en inglés)

PA: presión arterial

PPS: prueba de peso sostenido

VFC: variabilidad de la frecuencia cardíaca

RESUMEN

Introducción: La prueba del peso sostenido (PPS) es un ejercicio isométrico cubano, similar a la de *handgrip*, de mucha utilidad para inducir modificaciones hemodinámicas que permiten identificar la hiperreactividad cardiovascular en poblaciones de riesgo. Sin embargo, los cambios en la respuesta autonómica cardiovascular durante la PPS no se encuentran totalmente dilucidados.

Objetivo: Determinar la respuesta autonómica cardiovascular durante la prueba isométrica cubana del peso sostenido.

Método: Estudio cuasi-experimental (*crossover*) con 16 sujetos sanos, donde se evaluaron la presión arterial y la variabilidad de la frecuencia cardíaca, 5 minutos antes (reposo) y durante la PPS (2 minutos de maniobra y 3 minutos de recuperación), a través del análisis frecuencial (Fourier) y en tiempo-frecuencia (*wavelet*) de las bandas de altas (HF: 0,15-0,4 Hz) y bajas frecuencias (LF: 0,04-0,15 Hz), así como el análisis temporal y no-lineal (entropía de Shannon) de la serie de intervalos RR.

Resultados: Aunque no existieron diferencias significativas ($p > 0,05$) en los indicadores temporales (SDNN, RMSSD, pNN50), ni en los frecuenciales (LF, HF, LF/HF), se encontraron incrementos ($p < 0,05$) de la presión arterial y una disminución significativa ($p < 0,05$) de la complejidad (entropía) en la PPS con respecto al reposo, asociados con un pico en la LF y la relación LF/HF alrededor de los 2 minutos reflejados con los métodos en tiempo-frecuencia.

Conclusiones: Existió un incremento dinámico en la respuesta simpática cardiovascular durante la PPS que se asocian a una disminución de la complejidad de este proceso fisiológico, lo que no es evidente con los métodos lineales tradicionales de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

Palabras clave: Prueba del peso sostenido, Respuesta autonómica, Variabilidad de la frecuencia cardíaca, Sistema cardiovascular

Cardiovascular autonomic response during the Cuban dynamic weight-bearing test

ABSTRACT

Introduction: The dynamic weight-bearing test (WBT) is a Cuban isometric exercise, similar to the hand grip test, which is very useful to induce hemodynamic modifications to identify cardiovascular hyperreactivity in at-risk populations.

✉ ME Sánchez-Hechavarría

Alonso de Ribera 2850.

Concepción, Chile. CP 4090541.

Correos electrónicos:

misanchez@ucsc.cl;

miguel.sanchez881119@gmail.com

However, changes in the cardiovascular autonomic response during weight-bearing test are poorly understood.

Objectives: To determine the cardiovascular autonomic response during the Cuban dynamic WBT.

Method: Quasi-experimental crossover trial with 16 healthy subjects; blood pressure and heart rate variability were assessed, 5 minutes before (rest) and during the WBT (2 minutes for maneuver and 3 minutes for recovery), through the frequency (Fourier) and time-frequency (Wavelet) analysis of high-frequency (HF: 0.15-0.4 Hz) and low-frequency (LF: 0.04-0.15 Hz) bands, as well as temporal and non-linear analysis (Shannon entropy) of the RR interval series.

Results: Although temporal indicators (SDNN, RMSSD, pNN50) showed no significant differences ($p > 0.05$) nor the frequencies (LF, HF, LF/HF); we found an increase ($p < 0.05$) in blood pressure and a significant decrease ($p < 0.05$) in complexity (entropy) in the WBT with respect to rest, associated with an HF peak and LF/HF ratio at nearly 2 minutes reflected with the time-frequency methods.

Conclusions: There was a dynamic increase in the cardiovascular sympathetic response during the WBT associated with a decrease in the complexity of this physiological process, which is not evident with the traditional linear methods of heart rate variability.

Keywords: Dynamic weight-bearing test, Autonomic response, Heart rate variability, Cardiovascular system

INTRODUCCIÓN

La hipertensión arterial (HTA) es una de las enfermedades que más aqueja a la población mundial. Según la Organización Mundial de la Salud, uno de cada cinco adultos la padece, y produce complicaciones derivadas que son la causa de 9,4 millones de defunciones cada año^{1,2}. Atendiendo a esta preocupación, es apremiante proyectar acciones inmediatas en el control de la enfermedad, por lo que todos los esfuerzos destinados a incrementar el conocimiento etiopatogénico y de los mecanismos fisiopatológicos que subyacen en la HTA, constituyen pilares sobre los cuales se asientan las acciones de prevención, diagnóstico y tratamiento de esta enfermedad.

Etapas tempranas de la enfermedad hipertensiva (y algunas instancias de los estados pre-hipertensivos, particularmente en individuos con historia familiar de HTA) se caracterizan por un «estado circulatorio hiperquinético», el cual está mediado por un incremento de la actividad adrenérgica y una reducción de la función parasimpática³. Para la evaluación del desbalance autonómico presente en la HTA se han empleado, por muchos años, diferentes métodos^{4,5}; pero no es hasta las últimas cuatro décadas, con el desarrollo de los métodos computadorizados aplicados a los estudios de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), que se puede observar un avance acelerado en esta temática.

La VFC se define como la variación que ocurre en el intervalo de tiempo, entre latidos cardíacos consecutivos. Actualmente, los métodos más utilizados para evaluarla son los que se basan en los dominios del tiempo, de la frecuencia, de tiempo-frecuencia y los métodos no-lineales⁶⁻⁸. Los primeros tratan a la secuencia de intervalos RR como un grupo de intervalos no ordenados o como intervalos pareados, y emplean diferentes técnicas para expresar la varianza de los datos^{6,11}. El análisis espectral consiste en descomponer el tacograma (registro de frecuencia cardíaca en el tiempo), el cual se asemeja a una onda compleja, de manera que se obtienen los componentes espectrales, y se encuentran componentes de alta frecuencia (HF), relacionados con el tono parasimpático, uno de baja frecuencia (LF), relacionado con la modulación de los sistemas nerviosos simpático y parasimpático; y, aunque se encuentra bajo polémica, se ha propuesto la razón entre estos componentes (LF/HF) como un indicador del balance simpático-vagal⁸.

Los métodos de tiempo-frecuencia son una extensión de los métodos frecuenciales, que posibilitan analizar los cambios en tiempo presente en el análisis espectral de la VFC. La técnica de la transformada continua de wavelet, función tipo Morlet (CWT-Morlet), es uno de los métodos de tiempo-frecuencia más utilizados en el análisis de la VFC por su adecuada resolución en la descripción de los cambios en el espectro de frecuencias que operan a

lo largo del tiempo¹². De manera general los indicadores de la VFC se correlacionan con adaptaciones fisiológicas a cambios en el medio interno, externo y a la presencia de enfermedades.

La hiperreactividad cardiovascular y simpática esclarece parte de la etiopatogenia de la HTA y de otras enfermedades cardiovasculares¹³. Las técnicas para inducir reactividad cardiovascular son varias, las cargas físicas han demostrado ser mucho más sensibles y específicas que todas las restantes^{14,15}. Entre ellas, una de las más difundidas ha sido la prueba de esfuerzo isométrico, que ha mostrado un alto valor predictivo y sensibilidad en el diagnóstico de la HTA¹⁶⁻¹⁸. En nuestro medio, se usa una variante de la prueba de esfuerzo isométrico, la prueba del peso sostenido (PPS), que posee gran valor práctico para realizar pesquisas masivas de HTA^{19,20}. Esta consiste en mantener un peso de 500 gramos en la mano izquierda con el brazo extendido en ángulo recto al cuerpo durante 2 minutos. La presión arterial (PA) se toma en el brazo contrario antes del ejercicio y en los últimos 10 segundos de este²¹. Con la aplicación de la PPS se ha demostrado que los individuos hiperreactivos cardiovasculares tienen un mayor riesgo de padecer HTA que los individuos normoreactivos, de ahí que constituya la hiperreactividad cardiovascular un factor de predicción muy importante para la HTA²².

A pesar de la amplia aplicación de esta prueba en la práctica médica en el contexto nacional e internacional, todos los estudios realizados con la PPS se basan en la respuesta hemodinámica a partir de la PA, por lo que constituye una necesidad conocer cómo es el comportamiento de la dinámica en el tiempo de la regulación autonómica cardíaca durante la PPS en sujetos sanos normotensos y normoreactivos, a partir del análisis de la VFC. Por estas razones, el objetivo de esta investigación ha sido determinar la respuesta autonómica cardiovascular durante la prueba isométrica cubana del peso sostenido.

MÉTODO

Se realizó un estudio no observacional cuasi-experimental (*crossover*) con 16 sujetos (9 mujeres) sanos, normotensos y normopesos (edad 25,8±7,5 años), que sirvieron como su propio control, 5 minutos en el estado de reposo y otros 5 en el estado de prueba del peso sostenido. La investigación se realizó en el Laboratorio de Ciencias Básicas de la

Universidad de Ciencias Médicas de Santiago de Cuba y fue aprobada por el comité de ética de dicho centro.

Criterios de salida

Los que padecieran de afecciones del sistema nervioso (accidente vascular encefálico, afecciones neuromusculares) o generalizadas de la piel, o tuvieran implantados dispositivos electrónicos (marcapasos o desfibriladores automáticos), que presentaran alguno de sus miembros superiores o inferiores amputados o que padecieran de HTA. Además, mujeres en estado de gestación, o con la menstruación. Se excluyeron también aquellos individuos que presentaron algún tipo de arritmia en la inspección visual del registro electrocardiográfico en el período de 10 a 15 minutos de aclimatación al local, así como los sujetos que no desearan ser parte de la investigación y no dieran su consentimiento informado.

Registros fisiológicos

Al comienzo de la sesión de los registros del electrocardiograma, en la mañana (08:30-12:00 am), los sujetos se sentaron en un sillón confortable, situado en una habitación con temperatura controlada entre 24 y 27 grados Celsius, y luz tenue. En estas condiciones se les permitió reposar durante 10-15 minutos hasta lograr una mejor adaptación a las condiciones del local.

Los electrodos de superficie del electrocardiograma se colocaron después de limpiar la piel con alcohol y se ubicaron en la derivación D_{II} extendido a miembros, y se realizó un registro durante 5 minutos (estado de reposo), luego de los cuales se tomó la PA con un esfigmomanómetro y un estetoscopio, certificados. El estado PPS de 5 minutos comprendió los 2 minutos en los que se sostuvo el peso de 500 gramos y los 3 de recuperación.

La señal de electrocardiografía del equipo Powerlab[®], con un filtro pasabanda de 0,5-30 Hz, se digitalizó a una frecuencia de muestreo de 1000 muestras/segundo (1kHz), en el paquete de *software* LabChart[®] del 2012, ambos de producción australiana por la compañía *AD Instruments*.

Procesamiento de la señal electrocardiográfica, discriminación de las ondas R y cálculo de los intervalos RR

El procesamiento ulterior de los registros digitalizados incluyó su inspección visual. La discriminación

de los picos R de la señal digitalizada y el cálculo de los intervalos RR se realizaron empleando el método de Sabarimalai-Manikandan²³. El conjunto de intervalos RR obtenido fue almacenado y constituye la serie de datos a partir de la cual se realizó todo el análisis posterior de la VFC.

Pre-procesamiento de los intervalos RR

El pre-procesamiento de las series de intervalos RR se efectuó con el programa HRVAS (*heart rate variability analysis software*), Copyright 2015 de John T. Ramshur (<https://sourceforge.net/projects/hrvas>)²⁴, que permitió realizar el pre-procesamiento de la serie de intervalos RR. Se empleó un filtro de porcentaje con valor de 20% del intervalo previo para detectar los latidos ectópicos, los que se reemplazaron a partir de la interpolación cúbica polinómica. El utilitario *Wavelet Packet Detrending* fue usado para eliminar las tendencias de las muy bajas frecuencias sobre la línea de base.

Análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca

En el análisis tradicional de la VFC, según lo recomendado por el Consenso Internacional de Expertos sobre la VFC de 1996⁹, se utilizó el programa VFC32 Versión 2.0.3.2 para Windows, de la Facultad de Biología de la Universidad de la Habana²⁵, con el empleo de los siguientes indicadores:

- *SDNN*: Desviación estándar de todos los intervalos RR. Se conoce como Variabilidad Total^{8,9}.
- *RMSSD*: Es la raíz cuadrada del valor medio de la suma de las diferencias al cuadrado de todos los intervalos RR sucesivos. Este parámetro informa de las variaciones a corto plazo de los intervalos RR y se utiliza para observar la influencia del sistema nervioso parasimpático sobre el sistema cardiovascular. Se asocia directamente a la variabilidad a corto plazo^{8,9}.
- *pNN50*: Porcentaje de los intervalos RR consecutivos que discrepan en más de 50 ms entre sí. Un valor elevado de pNN50 nos proporciona valiosa información acerca de variaciones altas espontáneas de la frecuencia cardíaca^{8,9}.
- Bajas frecuencias (*LF*) (*n.u.*): energía normalizada en el espectro de 0,04 a 0,15 Hz en que se descompone la serie temporal de intervalos RR consecutivos: $LFn.u. = \frac{LF}{(LF+HF)}$. Es la zona más controvertida en su interpretación ya que puede atribuirse a influencias de los sistemas nerviosos

simpático y parasimpático^{8,9}.

- Altas frecuencias (*HF*) (*n.u.*): energía normalizada en el espectro de 0,15 a 0,4 Hz en que se descompone la serie temporal de intervalos RR consecutivos: $HFn.u. = \frac{HF}{(LF+HF)}$. La *HF* está claramente relacionada con la actividad del sistema nervioso parasimpático e influenciado por la frecuencia respiratoria^{8,9}.
- Relación *LF/HF*: Cociente *LF/HF*. Aunque bajo polémica, se ha propuesto como un indicador del balance simpático-vagal^{8,9}.
- Entropía de Shannon: Se aplica la conocida fórmula de Shannon en el campo de la teoría de la información (Shannon, 1948), para calcular la cantidad de información contenida en la secuencia de intervalos RR: *Entropía de Shannon* = $-\sum_{j=1}^{nc} [prob(bin_j) * \log_2(prob(bin_j))]$ Donde, *prob*(*bin_j*) es la probabilidad estadística o de aparición de la *j*-ésima clase de intervalo, o sea, n_j/n ²⁵.

Cálculo de los indicadores de la VFC en tiempo-frecuencia

Los intervalos RR fueron re-muestreados con una interpolación de 2 Hz (0,5 segundos) para el análisis en tiempo-frecuencia. Se utilizó la CWT-Morlet para el análisis en tiempo-frecuencia de la VFC. Esta técnica utiliza ventanas cortas para las *HF* y largas para las *LF*, y puede ser aplicada satisfactoriamente para el procesamiento de señales no-estacionarias, al indicar cuáles frecuencias están presentes en un instante de tiempo, y mostrar buena resolución temporal a las *HF* y buena resolución espectral a las *LF*. Teóricamente la función CWT-Morlet está calculada para traslaciones infinitesimalmente pequeñas y para factores de escala. Para una señal *x(t)* y la función wavelet $\Psi_{ab}(t)$, el coeficiente de transformada continua de wavelet está dado por: $W(\tau, \alpha) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^*\left(\frac{t-\tau}{\alpha}\right) dt$, donde $\Psi^*(t)$ es la conjugada compleja de la onda madre, α es el parámetro de dilatación y τ es el parámetro de localización. Se utilizó la función CWT-Morlet como una gaussiana, la cual está balanceada en tiempo y frecuencia definida como: $\Psi_0(t) = \pi^{-1/4} e^{i\omega_0 t} e^{-\frac{1}{2}t^2}$, donde ω es una frecuencia adimensional, la cual define el número de ciclos de la función CWT-Morlet, con $\omega=6$ se proveyó una buena calidad en la resolución temporal y frecuencial. La función bivalente $W(\tau, \alpha)$ muestra la similaridad de *x(t)* a una onda escalada por α a un tiempo τ dado.

Para obtener los valores en tiempo-frecuencia se

usaron métodos de poder instantáneos, donde el módulo cuadrado del coeficiente de wavelet fue integrado en toda la banda de frecuencia analizada [f1 f2]. El poder instantáneo de una banda de frecuencia [f1 f2] está dado por:

$$P_{CWT}(t) = \frac{1}{c_{\psi}} \int_{\alpha_1}^{\alpha_2} |W(t, \alpha)|^2 \frac{d\alpha}{\alpha^2} = \frac{1}{c_{\psi} f_{\psi}} \int_{f_1}^{f_2} |W(t, f_{\psi}/f)|^2 df$$

Se utilizaron las bandas de frecuencias tradicionales de la VFC según lo recomendado por el Consenso Internacional de Expertos sobre la VFC de 1996⁹, los cuales fueron para las bajas frecuencias de [LF: 0.04-0.15 Hz]; altas frecuencias de [HF: 0.15-0.4 Hz]. La CWT-Morlet fue exportada en un “archivo.txt”, una matriz de resultados por cada sujeto para registros de 5 minutos (300 s), a partir de la interpolación de 2 Hz (0,5 segundos); quedando 600 valores en las bandas de frecuencias de la VFC (LF, HF). Para su mejor tratamiento estadístico las bandas de frecuencias fueron normalizadas (n.u.), según lo recomendado⁹.

Procesamiento estadístico de los datos

Con la utilización del Sistema SPSS 22.0, se exponen los valores medios (\bar{x}) y la desviación estándar de

las variables a las cuales se les realizó un análisis estadístico no paramétrico con la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon para las muestras relacionadas con un nivel de significación de $p < 0,05$.

Para la elaboración de los gráficos dinámicos en el tiempo (gráficos 1 y 2), se utilizó el programa Matlab R2013b a partir del promedio de las matrices de los valores normalizados de las bandas de frecuencia de la VFC calculadas a partir de la CWT-Morlet, durante la prueba de peso sostenido (300 s) e interpolados a 2 Hz (0,5 s).

RESULTADOS

En la **tabla** se puede observar que dentro de los parámetros hemodinámicos estudiados solo presentaron diferencias significativas la PA media, sistólica y diastólica, aunque la frecuencia cardíaca tuvo una tendencia al aumento.

Se muestra en la **figura 1** la reducción significativa de la entropía de Shannon durante la prueba del peso sostenido en pacientes normotensos.

Tabla. Efectos de la prueba de peso sostenido en los parámetros hemodinámicos.

Variables	Reposo		PPS		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
Frecuencia cardíaca(latidos/minuto)	64,93	10,83	67,81	12,34	0,190
Presion arterial sistólica (mmHg)	106,87	10,78	112,75 ¥	13,10	0,017*
Presión arterial diastólica (mmHg)	74,12	8,53	80,12 ¥	8,04	0,047*
Presión arterial media (mmHg)	85,04	8,59	91,00 ¥	9,22	0,026*
Presión del pulso (mmHg)	32,75	7,75	32,62 ¥	8,31	0,950
SDNN	122,13	67,72	107,28	65,82	0,125
RMSSD	71,31	39,32	65,96	30,25	0,339
pNN50	37,06	21,89	31,98	21,26	0,126
Bajas frecuencias (LF, un)	52,02	16,14	53,93	13,75	0,642
Altas frecuencias (HF, un)	47,96	16,14	46,06	13,75	0,642
Relación LF/HF	1,20	0,84	1,42	0,99	0,339
Entropía de Shannon	-6,93	0,68	-7,15	0,54	0,017*

¥ Evaluado a los 2 minutos de la maniobra de peso sostenido.

* Variables con variaciones significativas luego de aplicada la prueba.

pNN50, porcentaje de intervalos RR consecutivos, que discrepan más de 50 ms entre sí; RMSSD, raíz cuadrada de la media de la suma de las diferencias al cuadrado de todos los intervalos RR; SDNN, desviación estándar de todos los intervalos RR; un, unidades normalizadas.

En la **figura 2** se puede observar como hay un incremento del componente simpático de la respuesta autonómica cardíaca cerca del minuto 2, al mismo tiempo que hay un descenso simultáneo del componente parasimpático.

En la **figura 3** se puede apreciar que hay un incremento del componente simpático de la respuesta autonómica cardíaca, por lo que predomina su actividad sobre el componente parasimpático alrededor del minuto 2, que luego decrece.

DISCUSIÓN

La presencia de variaciones significativas en cuanto a las presiones arteriales sistólica, diastólica y media que se muestran en la **tabla** coincide con la bibliografía de referencia²⁶⁻²⁸. En estudios anteriores en los que se empleó la prueba de esfuerzo isométrico como ya se mencionaba, hubo variaciones en cuanto a los valores de dichas variables producto al efecto de este estímulo estresante²⁸. No se puede dejar de señalar que aunque la frecuencia cardíaca no mostró cambios significativos, sí aumentó. Para comprender este comportamiento es necesario partir de que se mide la frecuencia cardíaca durante 5 minutos, una vez comenzada la PPS, pero esta solo dura 2 minutos por lo que los otros tres restantes responden a un período de recuperación. Todo esto trae consigo que aunque existan variaciones respecto a la frecuencia cardíaca, no serán significativas al promediarla en los 5 minutos correspondientes a la

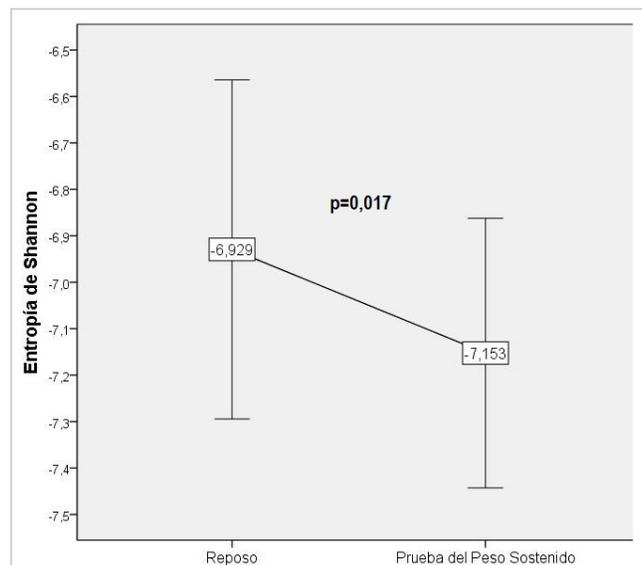


Figura 1. Efecto de la prueba de peso sostenido en el parámetro entropía de Shannon de la variabilidad no-lineal del ritmo cardíaco en sujetos sanos.

PPS y al período de recuperación, ya que la segunda etapa falseará el promedio real de la primera, por lo que sería recomendable determinar el promedio del período de la PPS y el de recuperación por separado.

Goulopoulou *et al*²⁹, plantean que ocurren cambios en la frecuencia cardíaca durante los ejercicios estáticos, entre los que se encuentra la PPS. En estos casos los mecanismos neurales postulados son dos:

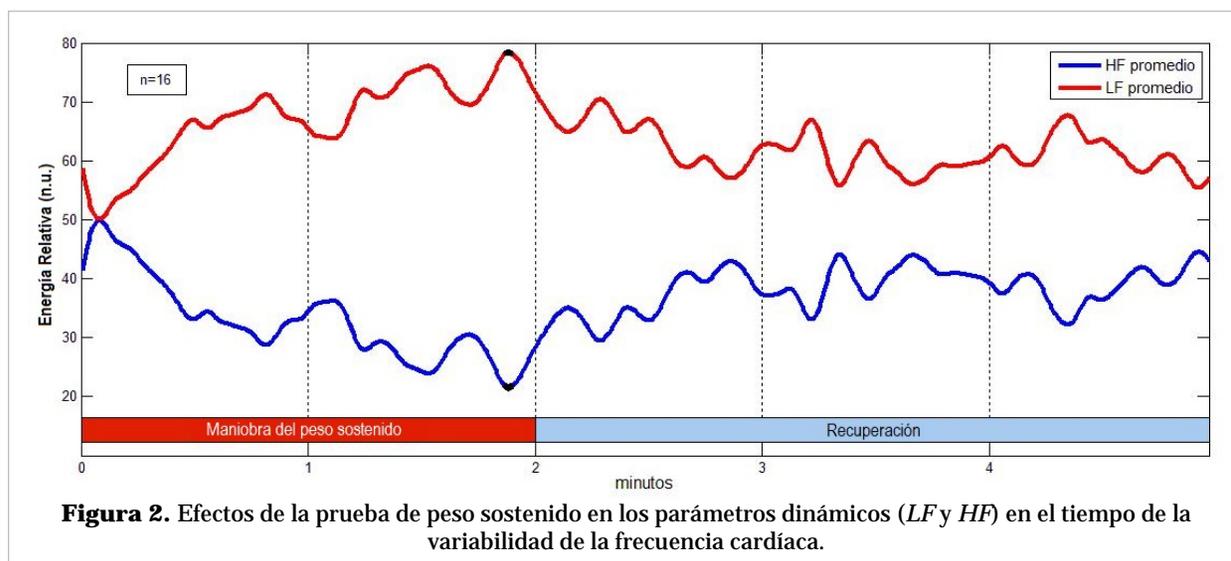
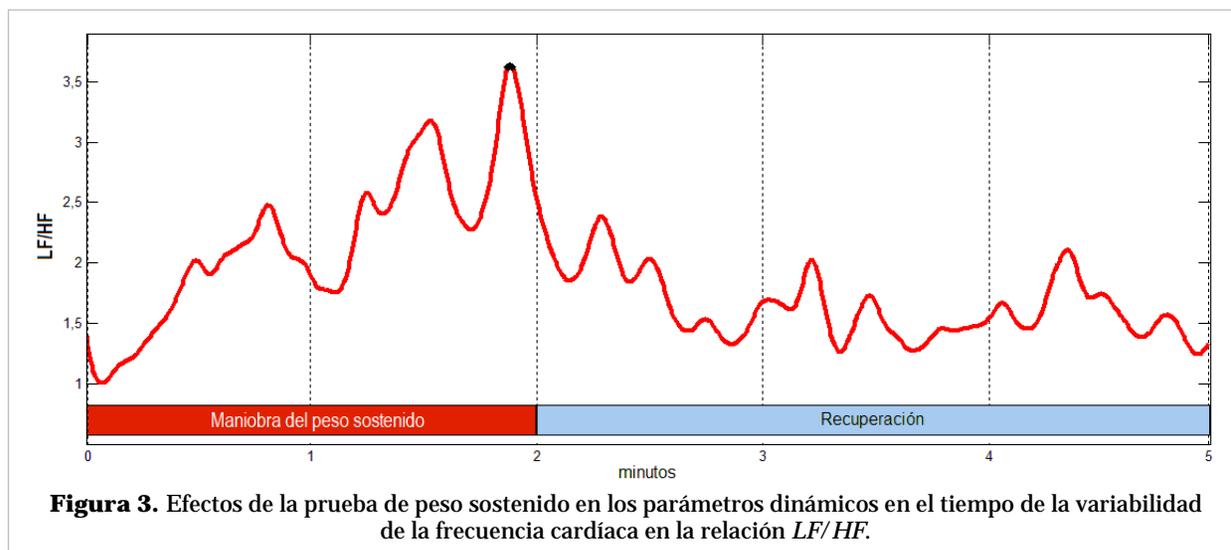


Figura 2. Efectos de la prueba de peso sostenido en los parámetros dinámicos (LF y HF) en el tiempo de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.



uno que activa los circuitos neuronales centrales que controlan el sistema cardiovascular y el somatomotor, y van a producir cambios en la actividad eferente simpática y parasimpática, lo cual provocará cambios en las respuestas cardiovasculares. El otro mecanismo plantea que los cambios en la actividad eferente autonómica son causa refleja por la estimulación de las fibras musculares de tipo III, las cuales producen un estímulo inhibitorio a nivel del núcleo del tracto solitario que produce una disminución del influjo vagal y un aumento de la frecuencia cardíaca (respuesta temprana mecanorrefleja muscular al ejercicio isométrico)^{30,31}.

Es importante señalar que Lellamo *et al*²² también informaron que el ejercicio estático produce estimulación de la actividad simpática, lo que trae consigo elevaciones de la PA sistólica, diastólica y la frecuencia cardíaca. Esto reafirma que la excitación simpática mecanorrefleja muscular contribuye a la regulación de la frecuencia cardíaca durante el ejercicio estático y coincide con los resultados obtenidos por Bunsawat y Baynard³³ en el grupo control integrado por sujetos sanos, en quienes también hubo elevación de los valores de la PA sistólica, diastólica y media durante el ejercicio isométrico.

El caos intrínsecamente aprovecha la riqueza relacionada con su estructura, es por esto que hay beneficios para estos sistemas de la adopción de regímenes caóticos con una amplia gama de conductas posibles³⁴. Así, hay trabajos que muestran que con el envejecimiento se reduce la entropía, al igual que los sistemas patológicos muestran entropías menores que los sanos^{35,36}, que desde la perspectiva

de la teoría de la complejidad se pueden interpretar como una pérdida de la adaptabilidad de los sistemas reguladores del ritmo cardíaco. También se ha demostrado cómo la entropía es una medida alternativa no-lineal del balance simpático-vagal, la cual disminuye en pruebas que implican un incremento de la respuesta simpática (prueba de la mesa basculante y estrés mental)^{36,37}, mientras que se produce un aumento de la entropía en condiciones salutogénicas de predominio vagal, como la práctica regular de ejercicios físicos³⁸, la hipnosis³⁹ y la meditación⁴⁰. Esto es congruente con lo encontrado en este trabajo pues en el **figura 1** se muestra como se produce una disminución de la entropía de Shannon en la PPS con respecto al estado de reposo en sujetos normotensos, ya que esta prueba provoca un incremento del tono simpático y de las sustancias presoras, que generan que el sistema se vuelva más rígido, con tendencia hacia un punto de máxima activación.

En la **figura 2**, con la aplicación de métodos de tiempo-frecuencia, se observa claramente un aumento de la actividad simpática barorrefleja (LF), simultánea a una depresión en la actividad del sistema nervioso parasimpático (HF). Esto se manifiesta en los 2 minutos en los que se realiza la PPS que posteriormente se normaliza en el transcurso del período de recuperación³². Por otra parte, en esa misma figura se aprecia como existe un predominio simpático en el balance simpático-vagal (LF/HF) coincidentemente en los dos primeros minutos, durante la PPS, y alcanzando su máximo valor finalizado el minuto 2.

Estos resultados coinciden con los de Tiinanen *et al*¹ que en un estudio realizado en 11 hombres sanos, utilizaron el ejercicio de la prueba de esfuerzo isométrico, y encontraron que en los últimos dos minutos se alcanzó la mayor respuesta simpática, traducida por la elevación de la PA sistólica, *LF*, así como en la disminución del parámetro *HF*. Pero los valores más altos registrados en estos parámetros se observaron en el último minuto, por lo que se considera que es precisamente en ese último minuto de registro en los ejercicios isométricos que se puede observar con más intensidad la actividad simpática sobre el sistema cardiovascular.

Con este estudio, al aplicar métodos de tiempo-frecuencia de la VFC, se evidenciaron los cambios dinámicos en el tiempo presentes durante la PPS en el sistema nervioso autónomo, lo que posibilita caracterizar el patrón normal de respuesta durante la PPS en sujetos normotensos y normorreactivos.

CONCLUSIONES

La dinámica de la respuesta autonómica cardíaca durante la prueba de peso sostenido se caracteriza por un incremento en la respuesta simpática cardiovascular, que se hace evidente al finalizar el segundo minuto, acompañado además de elevaciones en la presión arterial, seguida de una recuperación inmediata con activación parasimpática. La respuesta autonómica cardiovascular durante el ejercicio isométrico cubano está asociada a una disminución de la entropía y por ende, de la complejidad del proceso fisiológico, lo cual no es evidente con los métodos lineales tradicionales de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

BIBLIOGRAFÍA

1. Organización Mundial de la Salud. Preguntas y respuestas sobre la hipertensión [Internet]. Ginebra: OMS; 2015 [citado 31 Ago 2018]. Disponible en: <https://www.who.int/features/qa/82/es/>
2. Organización Mundial de la Salud. Información general sobre la hipertensión en el mundo. Una enfermedad que mata en silencio, una crisis de salud pública mundial [Internet]. Ginebra: OMS; 2013 [citado 31 Ago 2018]. Disponible en: http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/87679/1/WHO_DCO_WHD_2013.2_spa.pdf?ua=1
3. Grassi G. Neuroadrenergic abnormalities in hypertension and hypertension-related cardiovascular disease. *Hipertens Riesgo Vasc.* 2013;30(2):70-4.
4. Mathias CJ. Autonomic diseases: clinical features and laboratory evaluation. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2003;74(Supl 3):31-41.
5. Medina Durango E. Pruebas de función autonómica. En: Cabrales Neira MF, Vanegas Cadavid DI, eds. Manual de métodos diagnósticos en electrofisiología cardiovascular. 1ra ed. Bogotá: Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular; 2006. p. 131-40.
6. Germán-Salló Z, Germán-Salló M. Non-linear methods in HRV analysis. *Procedia Technology.* 2016;22:645-51.
7. Mirescu SC, Ciocoiu AL, David L, Tarba C. Heart rate variability: a practical review for the beginner. *Studia Universitatis Babeş-Bolyai. Biologia.* 2017; 62(1):87-100.
8. Rodas G, PedretCarballido C, Ramos J, Capdevila L. Variabilidad de la frecuencia cardíaca: concepto, medidas y relación con aspectos clínicos (I). *Arch Med Deporte.* 2008;25(123):41-7.
9. Anónimo. Heart Rate Variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology. *Circulation.* 1996;93(5):1043-65.
10. Restrepo Jaramillo CA. Variabilidad de la frecuencia cardíaca: cambio de vocación para una prueba. En: Cabrales Neira MF, Vanegas Cadavid DI, eds. Manual de métodos diagnósticos en electrofisiología cardiovascular. 1ra ed. Bogotá: Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular; 2006. p. 93-7.
11. Billman GE, Huikuri HV, Sacha J, Trimmel K. An introduction to heart rate variability: methodological considerations and clinical applications. *Front Physiol [Internet].* 2015 [citado 10 Sep 2018];6:55. Disponible en: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2015.00055/full>
12. Bravi A, Longtin A, Seely AJ. Review and classification of variability analysis techniques with clinical applications. *Biomed Eng OnLine [Internet].* 2011 [citado 10 Sep 2018];10:90. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3224455/pdf/1475-925X-10-90.pdf>
13. Mancia G. Björn Folkow Award Lecture. The sympathetic nervous system in hypertension. *J Hypertens.* 1997;15(12):1553-65.

14. Esler MD, Thompson JM, Kaye DM, Turner AG, Jennings GL, Cox HS, *et al.* Effects of aging on the responsiveness of the human cardiac sympathetic nerves to stressors. *Circulation*. 1995;91(2):351-8.
15. Matthews EL, Greaney JL, Wenner MM. Rapid onset pressor response to exercise in young women with a family history of hypertension. *Exp Physiol*. 2017;102(9):1092-9.
16. O'Driscoll JM, Taylor KA, Wiles JD, Coleman DA, Sharma R. Acute cardiac functional and mechanical responses to isometric exercise in prehypertensive males. *Physiol Rep* [Internet]. 2017 [citado 11 Sep 2018];5(7):e13236. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5392522/pdf/PHY2-5-e13236.pdf>
17. Watanabe K, Ichinose M, Tahara R, Nishiyasu T. Individual differences in cardiac and vascular components of the pressor response to isometric handgrip exercise in humans. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2014;306(2):251-60.
18. Garg R, Malhotra V, Dhar U, Tripathi Y. The isometric handgrip exercise as a test for unmasking hypertension in the offsprings of hypertensive parents. *J Clin Diagn Res*. 2013;7(6):996-9.
19. Ballesteros Hernández M, Guirado Blanco O, Alfonso Rodríguez J, Marrero Martínez JA, Fernández Caraballo D, Heredia Ruiz D. Concentraciones de oligoelementos y reactividad vascular en mujeres en edades fértiles y posmenopáusicas. *Medicentro* [Internet]. 2017 [citado 12 Sep 2018];21(4):316-22. Disponible en: <http://www.medicentro.sld.cu/index.php/medicentro/article/view/2369/2082>
20. León Regal ML, Benet Rodríguez M, Mass Sosa LA, Willians Serrano S, González Otero LH, León Valdés A. La hiperreactividad cardiovascular como factor predictivo de la hipertensión arterial en la mujer. *Medisur* [Internet]. 2016 [citado 12 Sep 2019];14(3):269-79. Disponible en: <http://medisur.sld.cu/index.php/medisur/article/view/3095/2052>
21. Sánchez Hechavarría ME, Rodríguez Gutiérrez LC, Rodríguez Nuviola J, Ortiz Alcolea L, Sarmiento González R. Relación entre la práctica de actividad física extraescolar y la hiperreactividad cardiovascular en adolescentes. *Rev Cub Med Dep & Cul Fis* [Internet]. 2016 [citado 13 Sep 2018];11(1). Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/304953793_Relationship_between_the_practice_of_out_of_school_physical_activity_and_the_cardiovascular_hyprerreactivity_in_adolescents
22. Benet Rodríguez M, Morejón Giraltoni A. Hiperreactividad cardiovascular: un marcador de riesgo poco conocido en la predicción de la hipertensión arterial. En: Consejo Nacional de Sociedades Científicas del Ministerio de Salud Pública de Cuba. Premio Anual de la salud 2012. 37 ed. La Habana: Ecimed; 2013. p-88-96.
23. Sabarimalai Manikandan M, Soman KP. A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal. *Biomed Signal Process Control*. 2012;7(2):118-28.
24. Ramshur JT. Design, evaluation, and application of heart rate variability analysis software (HRVAS) [Tesis]. Memphis: The University of Memphis [Internet]; 2010 [citado 13 Sep 2018]. Disponible en: <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.33667.81444>
25. Machado García A, Estévez Báez M, González Gómez H. Optimización de los métodos para estudiar la variabilidad de la frecuencia cardiaca y su aplicación a grupos de sujetos sanos y enfermos [Tesis]. Ciudad de La Habana: Universidad de La Habana [Internet]; 2008 [citado 13 Sep 2018]. Disponible en: <http://tesis.sld.cu/index.php?P=DownloadFile&Id=555>
26. Lydakakis C, Momen A, Blaha C, Herr M, Leuenberger UA, Sinoway LI. Changes of elastic properties of central arteries during acute static exercise and lower body negative pressure. *Eur J Appl Physiol*. 2008;102(6):633-41.
27. Jones RI, Lahiri A, Cashman PM, Dore C, Raftery EB. Left ventricular function during isometric hand grip and cold stress in normal subjects. *Heart*. 1986;55(3):246-52.
28. Benet Rodríguez M, Apollinaire Pinnini JJ, Torres Ros J, Peraza Pons S. Reactividad cardiovascular y factores de riesgos cardiovasculares en individuos normotensos menores de 40 años. *Rev Esp Salud Pública*. 2003;77(1):143-50.
29. Goulopoulou S, Fernhall B, Kanaley JA. Developmental changes in hemodynamic responses and cardiovagal modulation during isometric handgrip exercise. *Int J Pediatr* [Internet]. 2010 [citado 14 Sep 2018];2010:153780. Disponible en: <https://www.hindawi.com/journals/ijpedi/2010/153780/>
30. Gladwell VF, Fletcher J, Patel N, Elvidge LJ, Lloyd D, Chowdhary S, *et al.* The influence of small fibre muscle mechanoreceptors on the cardiac vagus in humans. *J Physiol*. 2005;567(2):713-21.

31. Drew RC. Baroreflex and neurovascular responses to skeletal muscle mechanoreflex activation in humans: an exercise in integrative physiology. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2017; 313(6):654-9.
32. 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*. 1999;100(1):27-32.
33. Bunsawat K, Baynard T. Cardiac autonomic modulation and blood pressure responses to isometric handgrip and submaximal cycling exercise in individuals with down syndrome. *Clin Auton Res*. 2016;26(4):253-60.
34. Naranjo Orellana J, De La Cruz Torres B. La entropía y la irreversibilidad temporal multiescala en el análisis de sistemas complejos en fisiología humana. *Rev Andal Med Deporte*. 2010;3(1):29-32.
35. Costa M, Goldberger AL, Peng CK. Multiscale entropy analysis: a new measure of complexity loss in heart failure. *J Electrocardiol*. 2003;36(Supl 1):39-40.
36. Goldberger AL, Peng CK, Lipsitz LA. What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiol Aging*. 2002; 23(1):23-6.
37. Baumert M, Czipelova B, Ganesan A, Schmidt M, Zaunseder S, Javorka, M. Entropy analysis of RR and QT interval variability during orthostatic and mental stress in healthy subjects. *Entropy*. 2014; 16(12):6384-93.
38. Millar PJ, Levy AS, McGowan CL, McCartney N, MacDonald MJ. Isometric handgrip training lowers blood pressure and increases heart rate complexity in medicated hypertensive patients. *Scand J Med Sci Sports*. 2013;23(5):620-6.
39. de la Paz EM, Salvador E, Sanchez-Hechavarria ME, Cutiño I, Carrazana-Escalona R, de la Paz R. Activity of the autonomic nervous system cardiovascular in different states of hypnotic depth. *Int J Psychophysiol* 2016;108:170 [Resumen].
40. Kindelán-Cira EH, Syed E, Sánchez-Hechavarría ME, Hernández-Cáceres JL. El análisis de la variabilidad de frecuencia cardíaca como una herramienta para evaluar los efectos de la meditación chi sobre la regulación cardiovascular. *Rev Cuba Inform Méd [Internet]*. 2017 [citado 15 Sep 2018];9(1):30-43. Disponible en: http://www.revinformatica.sld.cu/index.php/rcim/article/view/214/pdf_58
41. Tiinanen S, Kiviniemi A, Tulppo M, Seppanen T. Time-frequency representation of cardiovascular signals during handgrip exercise. 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Minneapolis (USA); 2009.