

Influencia de la representación del poder espectral de la variabilidad cardiaca al evaluar el estrés

Influence of power spectral representation of heart rate variability in assessing stress

Erik Leonardo Mateos-Salgado¹, José Esael Pineda-Sánchez²,
Benjamín Domínguez-Trejo¹, Brian Michelle González-Hernández³
y Rebeca Guzmán-Saldaña³

Universidad Nacional Autónoma de México¹
Centro de Atención y Evaluación Psicológica “Dr. Benjamín Domínguez”²
Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo³

Autor para correspondencia: Erik L. Mateos-Salgado, eriklms@comunidad.unam.mx.

RESUMEN

El análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) permite estudiar la interacción entre los mecanismos psicológicos y neurofisiológicos del estrés. Con este análisis, se obtienen las bandas de frecuencia baja (LF) y alta (HF), cuyos valores se representan con diferentes unidades. No obstante, hay inconsistencias en algunas de estas unidades en la evaluación del estrés. El objetivo de este estudio fue analizar la similitud de cinco unidades de la VFC en una evaluación psicofisiológica de dicho fenómeno. Participaron dos grupos de estudiantes universitarios de primer ingreso. La evaluación psicofisiológica se hizo bajo tres condiciones: línea base, estrés y recuperación. Se compararon las condiciones de línea base y estrés. Además, se realizaron correlaciones de Spearman y un análisis de componentes principales entre todas las unidades de la VFC. En la condición de estrés se observaron reducciones significativas en todas las unidades de HF en ambos grupos. Solo un grupo mostró diferencias significativas en todas las unidades de LF. Con el análisis de componentes principales y de correlación se corroboró la dependencia entre LF y HF en unidades normalizadas y relativas. El uso de estas dos unidades debería de considerarse con precaución en la evaluación del estrés.

Palabras clave: Estrés; Evaluación psicofisiología; Densidad de poder espectral; Análisis de componentes principales; Espacio autonómico.

ABSTRACT

Spectral analysis of heart rate variability (HRV) allows us to study the interaction between psychological and neurophysiological stress mechanisms. With this analysis, low-frequency (LF) and high-frequency (HF) bands are obtained, whose values can be represented with different units. However, there are inconsistencies in some of these units in the stress assessment. Objective. This study aimed to analyze the similarity of 5 units of HRV in a psychophysiological stress assessment.

¹ Facultad de Psicología, Av. Universidad 3004, Coyoacán, C.P. 04510 Ciudad de México, México.

² Calle 16 de Septiembre 201, Col. Centro, Cuauhtémoc, 56101 Texcoco, Edo. de México, México.

³ Instituto de Ciencias de la Salud, Circuito Ex Hacienda La Concepción s/n, Carretera Pachuca-Actopan, 42160 San Agustín Tlax, Hidalgo, México.



Method. *Two groups of first-time undergraduate students participated. The psychophysiological assessment had three conditions; baseline, stress, and recovery. Comparisons also included baseline and stress conditions. Spearman correlations and principal component analysis were performed among all HRV units. Results. There were significant reductions in all HF units in both groups in the stress condition. Only one group showed significant differences in all LF units. Principal component and correlation analyses corroborated the dependence between LF and HF represented in normalized and relative units. Using these two units should be considered with caution in stress assessment.*

Key words: Stress; Psychophysiological assessment; Power spectral density; Principal component analysis; Autonomic space.

Recibido: 26/03/2021

Aceptado: 06/07/2021

INTRODUCCION

La evidencia disponible sugiere que la presencia de estrés contribuye al inicio, mantenimiento o exacerbación de diversas enfermedades (Cohen *et al.*, 2007; Esler, 2017; Lagrauw *et al.*, 2015; Puloopulos *et al.*, 2018; Thoits, 2010), y que la evaluación psicofisiológica puede contribuir al estudio de la interacción entre los mecanismos psicológicos y neurofisiológicos del estrés (Faulstich *et al.*, 1986; Uchino *et al.*, 2007); en esencia, este tipo de evaluación consiste en comparar las características de las variables fisiológicas en condiciones de estrés (Morera *et al.*, 2019).

La variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) es el fenómeno asociado con la variación del tiempo entre cada latido cardiaco; tal variación se puede analizar con diferentes métodos matemáticos. Dada la variedad de los métodos de análisis disponibles, en la Task Force of the European Society of Cardiology y en la North American Society of Pacing and Electrophysiology (*cf.* Task Force, 1996) se ha propuesto la clasificación en dominios de tiempo, de frecuencia y no lineales.

En el dominio de frecuencia se busca caracterizar, por medio de análisis como la transformada

rápida de Fourier (FFT), los intervalos entre latidos cardiacos (ILC) como una oscilación periódica que se descompone en oscilaciones más simples. Con dicho análisis se obtienen las siguientes bandas de frecuencia: muy baja (VLF), de 0.0033-0.04 Hz; baja (LF), de 0.04-0.15 Hz, y alta (HF), de 0.15-0.4 Hz. La densidad de poder espectral de cada banda se puede representar en unidades absolutas (ms^2) mediante el logaritmo natural (\ln) de la unidad absoluta; en unidades relativas (ur) relacionadas con el poder total (PT), o en unidades normalizadas (un) relacionadas con la suma de ambas bandas (LF + HF).

La Task Force (1996) recomendó asimismo reportar unidades absolutas y normalizadas, ya que el PT influye en los valores absolutos de LF y HF. Al usar la normalización, es posible comparar directamente dos condiciones no obstante una amplia variación en el PT. Además, con la un se enfatiza el funcionamiento recíproco y balanceado del sistema nervioso autónomo (SNA) (Malliani *et al.*, 1991; Montano *et al.*, 2009). Lo anterior se ha atribuido a que HF se interpreta como un índice de actividad parasimpática, y LF es un indicador de la actividad simpática (Billman, 2011).

Sin embargo, se ha planteado que la información de la un de LF y HF es redundante (Eckberg, 1997). Burr (2007) mostró que hay dependencia en la estructura algebraica de esta representación usando la definición de $LF_{un} = LF/(LF + HF)$ y $HF_{un} = HF/(LF + HF)$ al encontrar que $LF_{un} + HF_{un} = 1$, por lo que $LF_{un} = 1 - HF_{un}$ y $HF_{un} = 1 - LF_{un}$. Así, los valores normalizados se pueden predecir uno del otro al hacer una simple transformación. Siguiendo el mismo razonamiento, se puede mostrar que la relación de LF y HF es proporcional. Con la definición de LF_{un} y HF_{un} previa, y haciendo algunas manipulaciones algebraicas, se tiene, por la propiedad de transitividad de la igualdad, que $LF + HF = LF/LF_{un}$ y $LF + HF = HF/HF_{un}$, y $LF/LF_{un} = HF/HF_{un}$; entonces, $LF_{un} = HF_{un} * (LF/HF)$ y $HF_{un} = LF_{un} * (HF/LF)$. Si $k = LF/HF$, su inverso es $k^{-1} = HF/LF$.

Así, $LF_{un} = k * HF_{un}$ y LF_{un} es proporcional a HF_{un} , mientras que $HF_{un} = k^{-1} * LF_{un}$ y HF_{un} es proporcional a LF_{un} . La constante de proporcionalidad se escogió arbitrariamente, aunque LF/HF se conoce como un índice de balance simpático-vagal que

se usa frecuentemente (Montano *et al.*, 2009). Si en la definición de un en lugar de LF + HF se usa el PT en el denominador, daría el mismo resultado, por lo que lo anterior aplica para la *ur*. Tampoco se altera el resultado si se incluye la multiplicación por 100 para tener valores como porcentajes. Por lo tanto, las medidas de LF y HF expresadas en *un* y *ur* son proporcionales debido a su estructura matemática, característica que tendría que corroborarse empíricamente.

En relación con el planteamiento previo, se han hallado algunas inconsistencias en estudios que usan la VFC para evaluar la presencia de estrés. Por ejemplo, usando la prueba de Stroop como estresor, se han reportado resultados significativos en la disminución de LF expresada en ms^2 , pero un aumento en LF expresado en *un* (Delaney y Brodie, 2000; Vazan *et al.*, 2017). Esta misma diferencia en LF aparece cuando se usan el *ln* y la *un*, empleando el recuerdo de una situación estresante como estímulo estresor (Cohen *et al.*, 2000). En otro estudio utilizando la prueba de Stroop, los valores de LF en *un* y ms^2 incrementaron en la condición de estrés, pero solo en ms^2 se encontraron diferencias significativas (Endukuru y Tripathi, 2016). Asimismo, ambas representaciones de LF pueden aumentar, pero sin mostrar diferencias significativas; en este caso, el estímulo estresor fue llevar a cabo una lectura frente a los alumnos (Filaire *et al.*, 2010).

En el campo de la psicofisiología, la VFC ha atraído la atención de muchos investigadores (Laborde *et al.*, 2017) debido, entre otros argumentos, a que constituye un procedimiento no invasivo que no requiere equipos costosos y la disponibilidad de varios softwares gratuitos para ejecutar los análisis. Sin embargo, se requiere entender su naturaleza e interpretarla correctamente. En este sentido, los presentes autores consideran que en la evaluación psicofisiológica del estrés es necesario evaluar las discrepancias en las unidades de representación de la densidad del poder espectral de las bandas LF y HF. Por consiguiente, el objetivo de este estudio fue analizar la similitud de cinco unidades de las bandas LF y HF en una evaluación psicofisiológica del estrés. Además, analizar la estructura de estas unidades mediante correlaciones y análisis de componentes principales (ACP).

METODO

Participantes

Esta investigación se realizó con la participación de dos grupos de estudiantes universitarios de primer ingreso durante el periodo de dos meses. El primer grupo (Grupo 1) incluyó a 42 participantes (71% mujeres) con una media de 19.2 años de edad (D.E. =2.2) del Instituto de Ciencias de la Salud de la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo. El segundo grupo (Grupo 2) incluyó a 52 participantes (82% mujeres) con 18.5 años de edad (D.E. =2.5) de la Facultad de Psicología de la Universidad Nacional Autónoma de México.

Mediante entrevistas, se verificó que ninguno de los participantes reportara sufrir problemas médicos o psiquiátricos. A los participantes de ambos grupos se les proporcionó información sobre el procedimiento de evaluación, luego de lo cual firmaron una carta de consentimiento informado. Todos los procedimientos del estudio se efectuaron de acuerdo con la Declaración de Helsinki.

Procedimiento

La evaluación psicofisiológica tuvo tres condiciones: línea base, estrés y recuperación. Cada condición duró 5 minutos, con un periodo de 2 minutos entre las condiciones. Las instrucciones dadas a los participantes, la ejecución de la evaluación y la colocación de sensores se uniformizó en ambos grupos. Los registros se llevaron a cabo en el periodo matutino, en un horario de 10:00 a.m. a 1:00 p.m. Todos los registros se hicieron con los participantes sentados. En la línea base, se les pidió que permanecieran quietos, sin hablar y con los ojos cerrados. La condición de estrés consistió en hacer que recordaran la situación más estresante de su vida. La condición de recuperación fue similar a la línea base.

Las variables fisiológicas registradas fueron el volumen de flujo sanguíneo, respiración, temperatura periférica y actividad cardiaca mediante electrocardiograma (ECG). Se usó un equipo ProComp Infiniti (Thought Technology Ltd, de Canadá). En este estudio solo se reporta la actividad cardiaca durante las condiciones de línea base y

estrés. La señal del ECG se exportó en un formato de texto, con una frecuencia de muestreo de 2048 muestras por segundo. Los ILC se obtuvieron mediante el software QRSTool, v. 1.2.2 (Allen *et al.*, 2007). Para calcular las medidas de la VFC se utilizó el software Kubios HRV (Tarvainen *et al.*, 2014).

Medidas de la VFC

Se calculó el periodo cardiaco (PC), y mediante la FFT, empleando el método del periodograma de Welch, se calcularon el poder total (PT), LF y HF. La densidad de poder espectral se representó en unidades absolutas de ms^2 con el logaritmo natural (ln) de la unidad absoluta. La unidad normalizada (un) fue $LF_{un} = (LF*100)/(LF+HF)$, y $HF_{un} = (HF*100)/(LF+HF)$. La unidad relativa (ur) al PT fue $LF_{ur} = (LF*100)/PT$ y $HF_{ur} = (HF*100)/PT$. También se incluyó la transformación del coeficiente de variación $LF_{cv} = (LF*100)/PC^2$ y $HF_{cv} = (HF*100)/PC^2$ (De Geus *et al.*, 2019).

Análisis

Por medio de la prueba de Shapiro-Wilk se encontró que no todas las variables del Grupo 1 mostraron una distribución normal, y mediante la prueba de Kolomogorov-Smirnov, que muchas de las variables del Grupo 2 tampoco tuvieron una distribución normal, por lo que la comparación entre las condiciones de línea base y de estrés se hizo

a través de la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon, para lo cual se estableció un nivel de significancia de $p < .05$, con una aproximación al valor r de tamaño del efecto, calculado al dividir el valor Z entre la raíz cuadrada del número de observaciones (Pallant, 2016). Por cada condición de la evaluación psicofisiológica se efectuaron correlaciones de Spearman para todas las representaciones de LF, HF y PT. El análisis de componentes principales (ACP) se hizo con rotación varimax (con normalización de Kaiser).

RESULTADOS

Se observó una reducción significativa en todas las unidades de HF y PC durante la condición de estrés en ambos grupos, con valores altos en el tamaño del efecto en la mayoría de tales variables. De igual modo, en ambos grupos se observaron incrementos significativos en la condición de estrés en LF_{un} y LF_{ur} , con valores moderados del tamaño del efecto.

Por otra parte, solo en el grupo 2 se observaron diferencias significativas en LF_{ms^2} , LF_{ln} y LF_{cv} , con valores bajos en el tamaño del efecto. El grupo 1 mostró la misma tendencia a valores mayores en estas variables durante la condición de estrés, pero sin diferencias significativas. En el PT se encontraron diferencias significativas solamente en el primer grupo (Tabla 1).

Tabla 1. Comparación de las condiciones de la evaluación psicofisiológica.

GRUPOS	Medidas	Línea Base	Estresor	Z	p	r
Grupo 1	LF_{ms^2}	475.6 (260-1068)	484.7 (311.4-784)	-0.21	.837	.02
	LF_{ln}	6.1 (5.6-7)	6.2 (5.7-6.7)	-0.36	.717	.04
	LF_{ur}	31.1 (23-44.7)	44.6 (32.9-53)	-3.26	.001	0.4
	LF_{un}	32.7 (24.6-46.9)	46 (34.7-54.7)	-3.28	.001	0.4
	LF_{cv}	.07 (.04-.15)	.08 (.05-.12)	-0.35	.727	.04
	HF_{ms^2}	932.8 (570-1537)	637.8 (362.9-1228)	-4.78	<.001	0.5
	HF_{ln}	6.8 (6.3-7.3)	6.5 (5.9-7.1)	-4.72	<.001	0.5
	HF_{ur}	65.6 (48-72.4)	52 (42.5-62.8)	-3.3	.001	0.4
	HF_{un}	67.2 (53-75.3)	53.8 (45.2-65.2)	-3.28	.001	0.4
	HF_{cv}	.15 (.1-.23)	.09 (.07-.2)	-4.05	<.001	0.4
	PC	806.8 (752-894.9)	778 (719-876.9)	-3.99	<.001	0.4
	PT	1748.6 (963.7-2903)	1260.9 (769-2147.9)	-3.28	.001	0.4

Continúa...

Grupo 2	LF _{ms2}	552.2 (348.8-968)	625.2 (405.4-1304)	-2.43	.015	0.2
	LF _{ln}	6.3 (5.9-6.9)	6.4 (6-7.2)	-2.48	.013	0.2
	LF _{ur}	38.6 (23.5-49.2)	52.9 (37.4-62)	-4.55	<.001	0.4
	LF _{un}	41.1 (24.2-55)	56.9 (38.5-65.3)	-4.65	<.001	0.5
	LF _{cv}	.08 (.05-.14)	.11 (.07-.2)	-2.98	.003	0.3
	HF _{ms2}	1005 (452.7-2003)	812.4 (320.2-1418)	-3.96	<.001	0.4
	HF _{ln}	6.9 (6.1-7.6)	6.7 (5.8-7.3)	-4.11	<.001	0.4
	HF _{ur}	56.1 (43.2-74.1)	40.6 (33.3-58.6)	-4.68	<.001	0.5
	HF _{un}	58.9 (44.8-75.7)	43 (34.7-61.4)	-4.65	<.001	0.5
	HF _{cv}	.17 (.07-.26)	.13 (.06-.21)	-3.51	<.001	0.3
	PC	809.8 (777-886.1)	792.5 (738-858.6)	-5.12	<.001	0.5
	PT	1819 (1020.7-3125)	1629.7 (866-2820.5)	-1.51	.131	0.1

Notas: Mediana (percentil 25 - percentil 75), significativo $p < .05$, r = tamaño del efecto, PC = periodo cardiaco, PT = poder total, ln = logaritmo natural, ur = relativo al PT, un = unidad normalizada, cv = coeficiente de variación, ms^2 = milisegundo al cuadrado.

La relación entre LF y HF se analizó empleando el coeficiente de correlación de Spearman. En la un se encontraron correlaciones negativas perfectas en todas las condiciones de la evaluación de ambos grupos, y también correlaciones negativas altas en la ur . Las unidades restantes tuvieron co-

rrrelaciones bajas; la condición de estresor ms^2 y ln presentaron correlaciones iguales en cada grupo (Tabla 2).

Los resultados de las correlaciones entre todas las unidades mostraron tendencias similares en ambos grupos (Tabla 3).

Tabla 2. Correlación entre LF y HF.

Grupos	Condiciones	ms^2	ln	ur	un	cv
Grupo 1	Línea base	.44	.43	-.98	-1	.42
	Estresor	.58	.58	-.98	-1	.46
Grupo 2	Línea base	.50	.51	-.98	-1	.42
	Estresor	.56	.56	-.97	-1	.48

Nota: Solo se muestran las correlaciones significativas con $p < 0.05$; ln = logaritmo natural, ur = relativo al PT; un = unidad normalizada, cv = coeficiente de variación.

Tabla 3. Correlación entre las medidas de la densidad del poder espectral de ambos grupos.

Grupo 1		PT	LF _{ms2}	LF _{ln}	LF _{ur}	LF _{un}		PT	HF _{ms2}	HF _{ln}	HF _{ur}	HF _{un}
Línea base	LF _{ms2}	.79					HF _{ms2}	.85				
	LF _{ln}	.79	1				HF _{ln}	.85	1			
	LF _{ur}		.69	.69			HF _{ur}		.38	.38		
	LF _{un}		.68	.68	.99		HF _{un}		.32	.32	.99	
	LF _{cv}	.69	.97	.97	.75	.74	HF _{cv}	.84	.95	.95	.32	
Estresor	LF _{ms2}	.82					HF _{ms2}	.92				
	LF _{ln}	.82	1				HF _{ln}	.93	1			
	LF _{ur}		.34	.34			HF _{ur}		.51	.51		
	LF _{un}		.33	.33	.99		HF _{un}		.5	.5	.99	
	LF _{cv}	.70	.94	.94	.41	.41	HF _{cv}	.87	.97	.97	.56	.55

Continúa...

Grupo 2		PT	LF _{ms²}	LF _{ln}	LF _{ur}	LF _{un}		PT	HF _{ms²}	HF _{ln}	HF _{ur}	HF _{un}
Línea base	LF _{ms²}	.75						HF _{ms²}	.92			
	LF _{ln}	.75	1					HF _{ln}	.92	1		
	LF _{ur}		.38	.38				HF _{ur}		.6	.57	
	LF _{un}		.37	.37	.99			HF _{un}		.57	.57	.99
	LF _{cv}	.67	.96	.96	.43	.42		HF _{cv}	.86	.96	.96	.62
Estresor	LF _{ms²}	.83						HF _{ms²}	.89			
	LF _{ln}	.83	1					HF _{ln}	.89	1		
	LF _{ur}							HF _{ur}		.63	.63	
	LF _{un}				.99			HF _{un}		.61	.61	.99
	LF _{cv}	.78	.97	.97	.31			HF _{cv}	.86	.97	.97	.66

Notas: Se muestran solo correlaciones significativas con $p < 0.05$. *ln* =logaritmo natural, *ur* =relativo al PT, *un* =unidad normalizada, *cv* =coeficiente de variación, *ms²* = milisegundo al cuadrado.

El PT no presentó correlaciones significativas con *un* y *ur* de LF y HF en ambas condiciones de la evaluación psicofisiológica. Pero sí correlacionó moderadamente con LF_{ms²}, LF_{ln} y LF_{cv} en todas las condiciones, teniendo correlaciones de moderadas a altas con HF_{ms²}, HF_{ln} y HF_{cv}. Respecto a las correlaciones entre LF y HF, las unidades en *ms²* y *ln* mostraron correlaciones positivas perfectas. También, hubo correlaciones positivas muy altas entre *un* y *ur*. Por último, la representación *cv* de LF y HF correlacionó alto con las medidas respectivas de *ms²* y *ln* en todas las condiciones. Respecto al ACP, el nivel de significancia de la prueba de esfericidad de Bartlett fue menor a .001 en ambas condiciones. En el Grupo 1, la prueba de Kaiser-

Meyer-Olin (KMO) fue de .7 en la línea base y de .69 en la condición de estrés. Se encontraron dos factores que explicaron 96% de la varianza total en ambas condiciones. En la línea base, el primer componente tuvo cargas factoriales altas para LF_{ur}, LF_{un}, HF_{ur} y HF_{un}, las dos últimas con valores negativos, así como cargas factoriales moderadas en las restantes unidades de LF. El segundo componente, con HF_{ms²}, HF_{ln} y HF_{cv}, mostró cargas factoriales altas. En la condición de estresor, el primer componente incluyó a LF_{ur}, LF_{un}, HF_{ur} y HF_{un}, con características similares a las de la línea base, en tanto que las cargas factoriales del segundo componente fueron de moderadas a altas en las representaciones en *ms²*, *ln* y *cv* de LF y HF (Tabla 4).

Tabla 4. Componentes obtenidos de las condiciones de la evaluación psicofisiológica.

Grupos	Línea Base		Estresor	
	Componente 1	Componente 2	Componente 1	Componente 2
LF _{ms²}	.76			.94
LF _{ln}	.82			.91
LF _{ur}	.97		-.99	
LF _{un}	.97		-.99	
LF _{cv}	.87			.89
LF _{ms²}		.97		.87
LF _{ln}		.98		.82
LF _{ur}	-.96		.99	
LF _{un}	-.97		.99	
LF _{cv}		.97		.86

Continúa...

Grupo 2	Componente 1	Componente 2	Componente 1	Componente 2
LF _{ms²}		.92		.96
LF _{ln}		.94		.96
LF _{ur}	-.94		-.98	
LF _{un}	-.96		-.98	
LF _{cv}		.9		.93
HF _{ms²}	.74	.62	.67	.67
HF _{ln}	.77	.6	.7	.68
HF _{ur}	.96		.99	
HF _{un}	.96		.98	
HF _{cv}	.7	.65	.7	.65

Nota: Cargas factoriales mayores a 6 en valor absoluto, *ln* = logaritmo natural, *ur* = relativo al PT, *un* = unidad normalizada, *cv* = coeficiente de variación, *ms²* = milisegundo al cuadrado.

En el Grupo 2 la prueba KMO fue de .66 en la línea base y de .68 en la condición de estrés; el nivel de significancia de la prueba de esfericidad de Bartlett fue menor a .001 en ambas condiciones. Se encontraron dos factores que explican la varianza total en 94% en la línea base y 95% en la condición de estrés. En la línea base, el primer componente tuvo cargas factoriales altas en LF_{ur}, LF_{un}, HF_{ur} y HF_{un}; a diferencia del Grupo 1, los valores negativos estuvieron en LF, y las cargas factoriales moderadas en las representaciones restantes de HF. El segundo componente incluyó las representaciones en *ms²*, *ln* y *cv* de LF y HF, con cargas factoriales altas en LF y moderadas en HF. En la condición de estresor, ambos componentes tuvieron cargas factoriales similares a sus respectivos componentes de la línea base.

DISCUSIÓN

Una justificación para el uso de *un* es evitar que los cambios en el PT distorsionen los resultados de las comparaciones de dos condiciones en las medidas LF y HF expresadas en *ms²* (Task Force, 1996). Lo anterior es importante ya que tareas como la prueba de inclinación o la presencia de estrés psicológico se han asociado con una reducción del PT (Malliani *et al.*, 1991; Thomas *et al.*, 2019). En este estudio, el PT disminuyó en ambos grupos, pero solo en el Grupo 1 hubo resultados significativos. El PT no interactuó con las unidades en *un* y *ur* de LF y HF, pues no se hallaron correlaciones significativas entre estas medidas. La falta de cambio significativo del PT en el Grupo 2

no distorsionó los cambios en HF debidos al estrés, pues todas las unidades de HF disminuyeron significativamente.

Lo anterior coincide con los resultados de diversos estudios que reportan que la medida HF es un indicador confiable de la presencia de estrés (Brindle *et al.*, 2014; Kim *et al.*, 2018; Sloan *et al.*, 1991), por lo que la respuesta de la medida HF ante el estrés presentaría la característica de replicabilidad (Open Science Collaboration, 2015).

En cuanto a la LF, en el Grupo 1 no hubo cambios significativos en *ms²*, *ln* ni *cv*, aunque el PT correlacionó con esas unidades y disminuyó significativamente en la condición de estrés. En el Grupo 2, todas las unidades de LF mostraron cambios significativos, pero no el PT. Dados estos resultados, en este estudio no es clara la influencia del PT en los cambios en LF. Asimismo, todas las unidades de LF incrementaron en la condición de estrés, por lo cual no se detectaron inconsistencias en relación al tipo de unidad usada, según se ha reportado en otros estudios (Cohen *et al.*, 2000; Delaney y Brodie, 2000; Vazan *et al.*, 2017). No obstante, solo en el Grupo 1 dichos incrementos fueron significativos en *un* y *ur*, por lo que no se puede descartar que ello se pueda atribuir a su proporcionalidad con HF.

El tipo de estresor pudo influir en las diferencias entre ambos grupos en LF ya que dependió de la experiencia personal de cada participante, por lo que no hubo equivalencia entre ellos. La justificación del estresor usado es que puede ser más general y predictivo de lo que ocurre en la vida diaria de los participantes (Bali y Jaggi, 2015). No obstante, con otros estresores más estan-

darizados, como la prueba de Stroop, también se han reportado inconsistencias en LF (Delaney y Brodie, 2000; Vazan *et al.*, 2017).

Otra justificación para el uso de *un* es que puede representar mejor el comportamiento balanceado entre ambas divisiones simpática y parasimpática del SNA (Malliani *et al.*, 1991). Pese a ello, esta justificación ha generado críticas (*cf.* Eckberg, 1997). Como se señaló anteriormente, debido a la dependencia o proporcionalidad en la forma algebraica de LF y HF en *un* y *ur*, no pueden interpretarse como medidas independientes (Burr, 2007). En el presente análisis se corroboró empíricamente dicha proporcionalidad por medio de las correlaciones entre LF y HF al haber una relación inversa perfecta en *un* y una correlación muy alta y negativa en *ur*, mientras que en las otras unidades las correlaciones entre LF y HF fueron moderadas y positivas. Por tanto, utilizar estas unidades como medidas independientes no se justificaría con los datos obtenidos.

Una limitación con la propuesta del funcionamiento balanceado o equilibrado del SNA es que se ha visto que la relación entre ambas divisiones del SNA puede ser no lineal y no recíproca (Laborde *et al.*, 2017). Lo anterior está bien detallado en el modelo del espacio autonómico, en el que se establece que la regulación de las divisiones simpática y parasimpática de la actividad cardiaca puede ser acoplada y desacoplada (Berntson *et al.*, 1991). En el modo desacoplado, puede activarse solo únicamente una de las divisiones; en este caso, el uso de *un* o *ur* sería erróneo dada su proporcionalidad. De hecho, mediante bloqueos farmacológicos se ha mostrado que la respuesta ante estresores puede ser de tipo desacoplada (Berntson *et al.*, 1994).

Aunado a lo anterior, se ha planteado que LF proporciona principalmente información sobre ciertos mecanismos del control parasimpático y de la presión sanguínea, como la regulación del tono vasomotor y de la actividad de barorreceptores (Reyes del Paso *et al.*, 2013). Asimismo, LF no correlaciona con otras variables fisiológicas reguladas por el sistema simpático, como la actividad electrodérmica (Thomas *et al.*, 2019) o el periodo de preyección (Goedhart *et al.*, 2008). Aunque en la prueba de inclinación se acepta que el incremento en LF se asocia con una activación simpá-

tica, no es común a todos los participantes (Hayano y Yuda, 2019), por lo que la relación entre LF y HF en *un* y *ur* no se podría interpretar con base en la interacción recíproca entre las dos divisiones del SNA.

Del ACP en ambos grupos se obtuvieron dos componentes de las condiciones de línea base y estrés. Solamente en el Grupo 2 tales componentes fueron similares en ambas condiciones. Previamente, se había mostrado con otras medidas de la VFC que la estructura factorial se mantiene al comparar una línea base y un estresor de tipo aritmético (Allen *et al.*, 2007; Hibbert *et al.*, 2012). Lo más consistente en la estructura de los componentes fue en *un* y *ur* de LF y HF: en el primer componente obtuvieron cargas factoriales altas (mayores de .9), pero inversas en sus valencias, lo que podría confirmar la reciprocidad de estas unidades. Además, el segundo componente no incluyó dichas unidades.

Algunas limitaciones relevantes en este estudio fueron el no haber registrado alguna variable que reflejara una modulación simpática de la actividad cardiaca. En futuros estudios se podrían incluir el registro con cardiografía de impedancia, o el registro de alguna variable asociada con el funcionamiento de barorreceptores, ya que influyen en la banda LF (Reyes del Paso *et al.*, 2013), así como también, aplicar otros tipos de estresores más estandarizados, registrar participantes en un rango de edad más amplio y tener una proporción semejante de hombres y mujeres.

Se han planteado recomendaciones para el diseño de experimentos, análisis y reportes de datos para el uso de la VFC en la investigación psicofisiológica (Laborde *et al.*, 2017). Para la evaluación psicofisiológica del estrés debería de considerarse con precaución el uso de las representaciones en *un* y *ur* dada su interdependencia. Una recomendación sería considerar únicamente una banda entre LF y HF, y en el caso de la evaluación de estrés se podría elegir a HF en virtud de que ha sido más consistente en distintos estudios. Si el interés es evaluar el funcionamiento recíproco entre ambas divisiones del SNA, se podrían incluir LF y HF, aunados al registro de otras variables reguladas por el sistema simpático. Por otro lado, dada la similitud entre ms^2 o ln , se podría optar por emplear solo una.

Citación: Mateos-Salgado, E.L., Pineda-Sánchez, J.E., Domínguez-Trejo, B., González-Hernández, B.M. y Guzmán-Saldaña, R. (2023). Influencia de la representación del poder espectral de la variabilidad cardiaca al evaluar el estrés. *Psicología y Salud*, 33(2), 397-406. <https://doi.org/10.25009/pys.v33i2.2822>.

REFERENCIAS

- Allen, J.J.B., Chambers, A.S. y Towers, D.N. (2007). The many metrics of cardiac chronotropy: A pragmatic primer and a brief comparison of metrics. *Biological Psychology*, 74(2), 243-62. Doi: 10.1016/j.biopsycho.2006.08.005.
- Bali, A. y Jaggi, A.S. (2015). Clinical experimental stress studies: Methods and assessment. *Reviews in the Neurosciences*, 26(5), 555-79. Doi: 10.1515/revneuro-2015-0004.
- Berntson, G.G., Cacioppo, J.T., Binkley, P.F., Uchino, B.N., Quigley, K.S. y Fieldstone, A. (1994). Autonomic cardiac control. III. Psychological stress and cardiac response in autonomic space as revealed by pharmacological blockades. *Psychophysiology*, 31(6), 599-608. Doi: 10.1111/j.1469-8986.1994.tb02352.x.
- Berntson, G.G., Cacioppo, J.T. y Quigley, K.S. (1991). Autonomic determinism: the modes of autonomic control, the doctrine of autonomic space, and the laws of autonomic constraint. *Psychological Review*, 98(4), 459-87. Doi: 10.1037/0033-295x.98.4.459.
- Billman, G.E. (2011). Heart rate variability: a historical perspective. *Frontiers in Physiology*, 2, 1-13. Doi: 10.3389/fphys.2011.00086.
- Brindle, R.C., Ginty, A.T., Phillips, A.C. y Carroll, D. (2014). A tale of two mechanisms: A meta-analytic approach toward understanding the autonomic basis of cardiovascular reactivity to acute psychological stress. *Psychophysiology*, 51(10), 964-976. Doi: 10.1111/psyp.12248.
- Burr, R.L. (2007). Interpretation of normalized spectral heart rate variability indices in sleep research: a critical review. *Sleep*, 30(7), 913-919. Doi: 10.1093/sleep/30.7.913.
- Cohen, H., Benjamin, J., Geva, A.B., Matar, M.A., Kaplan, Z. y Kotler, M. (2000). Autonomic dysregulation in panic disorder and in post-traumatic stress disorder: application of power spectrum analysis of heart rate variability at rest and in response to recollection of trauma or panic attacks. *Psychiatry Research*, 96(1), 1-13. Doi: 10.1016/s0165-1781(00)00195-5.
- Cohen, S., Janicki-Deverts, D. y Miller, G.E. (2007). Psychological stress and disease. *Journal of the American Medical Association*, 298(14), 1685-1687. Doi: 10.1001/jama.298.14.1685.
- De Geus, E.J.C., Gianaros, P.J., Brindle, R.C., Jennings, J.R. y Berntson, G.G. (2019). Should heart rate variability be “corrected” for heart rate? Biological, quantitative, and interpretative considerations. *Psychophysiology*, 56(2), e13287. Doi: 10.1111/psyp.13287.
- Delaney, J.P.A. y Brodie, D.A. (2000). Effects of short-term psychological stress on the time and frequency domains of heart rate variability. *Perceptual and Motor Skills*, 91(2), 515-524.
- Eckberg, D.L. (1997). Sympathovagal balance. A critical appraisal. *Circulation*, 96(9), 3224-3232. Doi: 10.1161/01.CIR.96.9.3224.
- Endukuru, C.K. y Tripathi, S. (2016). Evaluation of cardiac responses to stress in healthy individuals: a non invasive evaluation by heart rate variability and stroop test. *International Journal of Scientific Research*, 5(7), 286-289. Doi: 10.2466/pms.2000.91.2.515.
- Esler, M. (2017). Mental stress and human cardiovascular disease. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 74, 269-276. Doi: 10.1016/j.neubiorev.2016.10.011.
- Faulstich, M.E., Williamson, D.A., McKenzie, S.J., Duchmann, E.G., Hutchinson, K.M. y Blouin, D.C. (1986). Temporal stability of psychophysiological responding: a comparative analysis of mental and physical stressors. *International Journal of Neuroscience*, 30(1-2), 65-72. Doi: 10.3109/00207458608985656.
- Filaire, E., Portier, H., Massart, A., Ramat, L. y Teixeira, A. (2010). Effect of lecturing to 200 students on heart rate variability and Alpha-amylase activity. *European Journal of Applied Physiology*, 108(5), 1035-1043. Doi: 10.1007/s00421-009-1310-4.
- Goedhart, A.D., Willemsen, G., Houtveen, J.H., Boomsma, D.I. y De Geus, E.J. (2008). Comparing low frequency heart rate variability and preejection period: two sides of a different coin. *Psychophysiology*, 45(6), 1086-1090. Doi: 10.1111/j.1469-8986.2008.00710.x.
- Hayano, J. y Yuda, E. (2019). Pitfalls of assessment of autonomic function by heart rate variability. *Journal of Physiological Anthropology*, 38(1), 3. Doi: 10.1186/s40101-019-0193-2.
- Hibbert, A.S., Weinberg, A. y Klonsky, E.D. (2012). Field validity of heart rate variability metrics produced by QRSTool and CMe-tx. *Psychological Assessment*, 24(3), 777-782. Doi: 10.1037/a0027284.
- Kim, H.G., Cheon, E.J., Bai, D.S., Lee, Y.H. y Koo, B.H. (2018). Stress and heart rate variability: A meta-analysis and review of the literature. *Psychiatry Investigation*, 15(3), 235-245. Doi: 10.30773/pi.2017.08.17.

- Laborde, S., Mosley, L.S. y Thayer, J.F. (2017). Heart rate variability and cardiac vagal tone in psychophysiological research. Recommendations for experiment planning, data analysis, and data reporting. *Frontiers in Psychology*, 8, 213. Doi: 10.3389/fpsyg.2017.00213.
- Lagraauw, H.M., Kuiper, J. y Bot, I. (2015). Acute and chronic psychological stress as risk factors for cardiovascular disease: Insights gained from epidemiological, clinical and experimental studies. *Brain, Behavior, and Immunity*, 50, 18-30. Doi: 10.1016/j.bbi.2015.08.007.
- Malliani, A., Pagani, M., Lombardi, F. y Cerutti, S. (1991). Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation*, 84(2), 482-492. Doi: 10.1161/01.cir.84.2.482.
- Montano, N., Porta, A., Cogliati, C., Constantino, G., Tobaldini, E., Casali, K.R. e Iellamo, F. (2009). Heart rate variability explored in the frequency domain: A tool to investigate the link between heart and behavior. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 33(2), 71-80. Doi: 10.1016/j.neubiorev.2008.07.006 .
- Morera, L.P., Tempesti, T.C., Pérez, E. y Medrano, L.A. (2019). Biomarcadores en la medición del estrés: una revisión sistemática. *Ansiedad y Estrés*, 25(1), 49-58. Doi: 10.1016/j.anyes.2019.02.001.
- Open Science Collaboration (2015). Psychology. Estimating the reproducibility of psychological science. *Science*, 349(6251), aac4716. Doi: 10.1126/science.aac4716.
- Pallant, J. (2016). *SPSS survival manual: a step by step guide to data analysis using IBM SPSS*. Open University Press/McGraw-Hill.
- Pulopulos, M.M., Hidalgo, V., Puig P., S. y Salvador, A. (2018). Psychophysiological response to social stressors: relevance of sex and age. *Psicothema*, 30(2), 171-176. Doi: 10.7334/psicothema2017.200.
- Reyes del Paso, G.A., Langewitz, W., Mulder, L.J.M., Van Roon, A. y Duschek, S. (2013). The utility of low frequency heart rate variability as an index of sympathetic cardiac tone: A review with emphasis on reanalysis of previous studies. *Psychophysiology*, 50(5), 477-487. Doi: 10.1111/psyp.12027.
- Sloan, R.P., Korten, J.B. y Myers, M.M. (1991). Components of heart rate reactivity during mental arithmetic with and without speaking. *Physiology & Behavior*, 50(5), 1039-1045. Doi: 10.1016/0031-9384(91)90434-p.
- Tarvainen, M.P., Niskanen, J.P., Lipponen, J.A., Ranta-aho, P.O. y Karjalainen, P.A. (2014). Kubios HRV – Heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 113(1), 210-20. Doi: 10.1016/j.cmpb.2013.07.024.
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*, 93(5), 1043-65.
- Thoits, P.A. (2010). Stress and health: major findings and policy implications. *Journal of Health and Social Behavior*, 51(1), s41-s53. Doi: 10.1177/0022146510383499.
- Thomas, B.L., Claassen, N., Becker, P., y Viljoen, M. (2019). Validity of commonly used heart rate variability markers of autonomic nervous system function. *Neuropsychobiology*, 78(1), 14-26. Doi: 10.1159/000495519.
- Uchino, B.N., Smith, T.W., Holt-Lunstad, J., Campo, R. y Reblin, M. (2007). Stress and illness. En J. Cacioppo, L. G. Tassinary y G. G. Berntson (Eds.): *Handbook of psychophysiology* (pp. 608-632). Cambridge University Press.
- Vazan, R., Filcikova, D. y Mravec, B. (2017). Effect of the Stroop test performed in supine position on the heart rate variability in both genders. *Autonomic Neuroscience*, 208, 156-160. Doi: 10.1016/j.autneu.2017.10.009.