

Article

Validez de las Medidas Telemétrico-Derivadas de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca: Una Revisión Sistemática

Elisabeth M. Board¹, Theocharis Ispoglou² y Lee Ingle³

¹*Departamento de Ciencias de Deporte y Ejercicio, Facultad de Ciencias de la Salud y Bienestar, Universidad de Sunderland, Chester Road, Sunderland, Reino Unido, SR1 3SD*

²*Facultad Carnegie, Universidad Leeds Beckett, Leeds, Reino Unido*

³*Departamento de Deporte, Salud y Ciencias del Ejercicio, Universidad de Hull, Hull, Reino Unido*

RESUMEN

La variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) es una medida indirecta ampliamente aceptada de la función autonómica con una aplicación generalizada en muchos entornos. Aunque tradicionalmente se ha medido a partir del electrocardiograma (ECG) (criterio "gold standard"), el desarrollo de monitores de frecuencia cardíaca telemétricos inalámbricos (MFC) amplía el alcance de la medición de VFC. Sin embargo, la validez de los datos telemétrico-derivados frente a la de los datos de criterio ECG no está clara. Así, el propósito de este estudio fue doble: (a) revisar sistemáticamente la validez de los MFC telemétricos para detectar intervalos inter-latido y latidos anormales; y (b) determinar la exactitud de los parámetros de la VFC calculados a partir de los datos de series de tiempo de intervalos inter-latido derivados de MFC versus los datos derivados del ECG en adultos sanos de 19 a 62 años. Se realizó una revisión sistemática de evidencia de la investigación. Se consiguieron cuatro bases de datos electrónicas para obtener artículos relevantes (PubMed, EMBASE, MEDLINE y SPORTDiscus). Fueron aptos para su inclusión, los artículos publicados en inglés entre 1996 y 2016. Las medidas de resultado incluyeron los índices temporales y espectrales de potencia (Equipo de Trabajo de la Sociedad Europea de Cardiología y la Sociedad Norteamericana de Estimulación y Electrofisiología (1996). La revisión confirmó que los modernos MFC (Polar® V800™ y Polar® RS800CX™) detectaron con exactitud los datos de series de tiempo de intervalos inter-latido. Los parámetros de VFC calculados a partir de los datos de series de tiempo derivados de MFC eran intercambiables con los datos derivados del ECG. No se estableció la exactitud de la detección automática de errores del fabricante ni los algoritmos de VFC. A pesar de las limitaciones conocidas (un único examinador, el sesgo de lenguaje y la selección restringida de los parámetros de la VFC), concluimos que los modernos MFC Polar® ofrecen una alternativa válida y útil al ECG para la adquisición de datos de series de tiempo de intervalos inter-latido, y los parámetros de VFC calculados a partir de datos de series de tiempo de intervalos inter-latido derivados del MFC Polar® reflejan con exactitud las medidas de VFC derivadas del ECG, cuando se procesan y analizan datos de intervalos inter-latido utilizando protocolos idénticos, algoritmos y software validados, particularmente bajo condiciones controladas y estables.

Palabras Clave: Variabilidad de Frecuencia Cardíaca, Monitores de Frecuencia Cardíaca Telemétricos Inalámbricos, Series de Tiempo de Intervalos Inter-Latido, MFC Modernos Polar®, Mediciones de VFC derivadas de ECG

INTRODUCCIÓN

Las vías aferentes y eferentes del sistema nervioso autónomo (SNA) desempeñan un papel vital en la regulación de la función orgánica interna. A través de ajustes fisiológicos integrados, el SNA mantiene un estado de estabilidad interna dinámica en respuesta a los cambios en los ambientes internos y externos. La disfunción autonómica, evidente en múltiples patologías clínicas, afecta directamente al SNA, o indirectamente a través del impacto en la función del órgano vital (61,97,111). La localización anatómica complica la medición directa de la función autonómica en los seres humanos, sin embargo las respuestas reflejas cardiovasculares, provocadas por desafíos fisiológicos simples y no invasivos que alteran el ritmo del corazón, se han convertido en la piedra angular de la investigación clínica de la función autonómica (29, 111).

La evaluación de las respuestas de los órganos vitales proporciona una visión simple, segura, no invasiva e indirecta de la función autonómica y su potencial disfunción (29,65). Sin embargo, el SNA es complejo y ningún protocolo refleja con precisión la función del sistema nervioso parasimpático (SNPS) o del sistema nervioso simpático (SNS) (27). La variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) que se origina a partir de un estímulo del nodo sinusal (las fluctuaciones de los latidos en el período de tiempo entre las contracciones ventriculares sucesivas) es ampliamente aceptada como medida indirecta de la función autonómica y goza de una aplicación generalizada en entornos multidisciplinarios (99).

Tradicionalmente medido a partir de registros del electrocardiograma (ECG) (criterio "gold standard"), el desarrollo y disponibilidad de monitores de frecuencia cardíaca (MFC) telemétricos inalámbricos de bajo costo y sencillos de usar, con capacidad funcional incorporada para eliminar artefactos e instantáneamente calcular los índices comunes de la VFC, ha ampliado el alcance de la medición de la VFC más allá de los contextos clínicos o de investigación (106). En el deporte y el ejercicio, los MFC telemétricos proporcionan una herramienta valiosa para entrenadores y atletas para evaluar y monitorear las conexiones naturales entre la regulación autonómica cardíaca y una serie de aspectos: (a) aptitud cardiorrespiratoria (34, 35, 83); (b) salud (56, 66, 102); (c) carga, tipo y volumen de entrenamiento (26,34,37); (d) periodización programada (52); (e) rendimiento deportivo (16, 17, 92); (f) estado de entrenamiento y recuperación (4,18,15,46,91); (g) capacidad fisiológica y psicológica para adaptarse al entrenamiento (5,6,20,23,32,76), y (h) estresores ambientales (4,54,59,60,109).

Se especula que la VFC puede proporcionar información valiosa sobre la capacidad de un individuo para funcionar con eficiencia óptima en condiciones ambientales, fisiológicas y psicológicas complejas (100), en las que la alta VFC refleja una buena capacidad de adaptación y función del SNA indicativo de buena salud. A la inversa, se cree que una VFC atenuada refleja la adaptabilidad del SNA deteriorada o disminuida, la disfunción autonómica y la mala salud. En los atletas, el desequilibrio entre los volúmenes de entrenamiento a largo plazo, inadecuados o altos y el tiempo inadecuado para la recuperación, se ha asociado con alteraciones en la VFC en reposo y en el sobreentrenamiento (45,53,56).

Se adoptan dos enfoques comunes para la adquisición de datos de VFC: **Registros ambulatorios a largo plazo**, recogidos en un período de 24 horas, y **Registros a corto plazo**, para los cuales son evidentes varios períodos de tiempo definitivos, como 2 o 5 min (99), 5 a 15 min (87), <60 min (40) y <24 h (87). Recientemente, el valor de los registros ultracortos (<60 seg) ha sido objeto de investigación en individuos sanos (93), en deportistas (27), en entornos clínicos (71,72) y en diversas poblaciones transversales (3,67) con resultados mixtos. Los protocolos pueden abarcar medidas *estables de reposo*, donde las condiciones de prueba permanecen consistentes a lo largo del período de prueba, y medidas *provocativas*, donde el individuo es sometido a un estímulo físico, cognitivo o psicológico que activa una respuesta del SNA con cambios mensurables en los índices de FC o VFC. Tanto las medidas estables como las provocativas son adecuadas para la aplicación general y clínica para estratificar el riesgo en la salud o evaluar el impacto de una intervención (90).

La medición de la VFC no está exenta de controversia. Una serie de factores de confusión bien conocidos y cuestiones relacionadas con la medición, complican la interpretación y comparación de los resultados. Una discusión detallada de cada uno está más allá del alcance de esta revisión, pero las discusiones elocuentes se proporcionan en otra parte (15,40,70,75,79,80,87,99,106). Dado el rápido desarrollo de la tecnología y la aplicación generalizada de datos de VFC derivados de MFC en individuos sanos, activos y atletas, pocos estudios han evaluado la validez concurrente de los datos telemétrico-derivados frente a los datos del ECG (criterio "gold standard") en estas poblaciones. Por lo tanto, los objetivos de la presente revisión eran dos: (a) revisar la validez de los MFC telemétricos para detectar intervalos inter-latido y latidos anormales frente a las medidas del ECG bajo condiciones estables y provocativas; y (b) evaluar la validez de los índices de VFC derivados del MFC versus las medidas de la VFC derivadas del ECG en los dominios temporales y espectrales de potencia, bajo condiciones estables y provocativas en adultos sanos de 19 a 65 años.

MÉTODOS

Se adoptó un enfoque de revisión sistemática para abordar una pregunta de investigación clara y explícita: "¿Las medidas temporales y espectrales a corto plazo de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, registradas usando monitores de frecuencia cardíaca Polar® contemporáneos, en reposo, durante el ejercicio y durante el período de recuperación inmediato post-ejercicio, son válidas en adultos sanos?". Se obtuvieron y se siguieron las actuales directrices autorizadas para las revisiones sistemáticas (41,64).

La validez se evaluó en dos niveles. En primer lugar, se compararon la detección de intervalo inter-latido y los datos de error entre los datos derivados del MFC y los derivados del ECG. Posteriormente, se compararon los índices de VFC calculados a partir de los datos derivados del MFC y los derivados del ECG. Los intervalos inter-latido derivados del MFC y del ECG, o intervalos RR, se determinaron a partir de señales eléctricas miocárdicas, en particular las ondas R de sucesivos complejos QRS. La revisión incluyó datos recogidos en reposo en condiciones estables, durante la provocación ortostática, el ejercicio y durante el período de recuperación inmediata post-ejercicio.

Estrategia de Búsqueda

Cuatro bases de datos electrónicas fueron evaluadas por el investigador principal (EB) para obtener evidencia de investigación relevante. Se utilizaron para este propósito PubMed y Discover, la plataforma del instituto para bases de datos electrónicas, que incluía el acceso a EMBASE, MEDLINE y SPORTDiscus. Los títulos y resúmenes de las citas identificadas a través de la búsqueda principal se examinaron en busca de relevancia para identificar artículos adecuados para la recuperación del texto completo. Las citas se exportaron y se guardaron en un documento de Microsoft® Word™. Se eliminaron las referencias duplicadas. Se obtuvieron más pruebas (por efecto dominó), lo que implicó una búsqueda manual de las listas de referencias presentadas en los artículos pertinentes para identificar citas adicionales que no aparecieron a través de las búsquedas de bases de datos electrónicas.

El proceso de búsqueda incluyendo los términos clave y el número de artículos recuperados de una búsqueda (PubMed) se detalla en la Figura 1. Los artículos aptos fueron identificados, filtrados y leídos en su totalidad por un revisor (EB). Los duplicados, en los que los autores presentaron datos de la misma población participante, pero publicados en diferentes artículos, se identificaron mediante un estrecho control cruzado de los nombres de los autores con respecto al tamaño de las muestras, las características de la muestra, los protocolos y la intervención citada(s). Cuando se identificó la duplicación potencial, se incluyeron datos únicos o los datos del estudio con la relevancia más cercana a la pregunta de investigación. Sólo dos estudios (68,69) fueron identificados como posibles repeticiones, sobre la base de participantes y métodos. Cada uno presentó datos únicos, por lo tanto ambos fueron incluidos en la revisión.

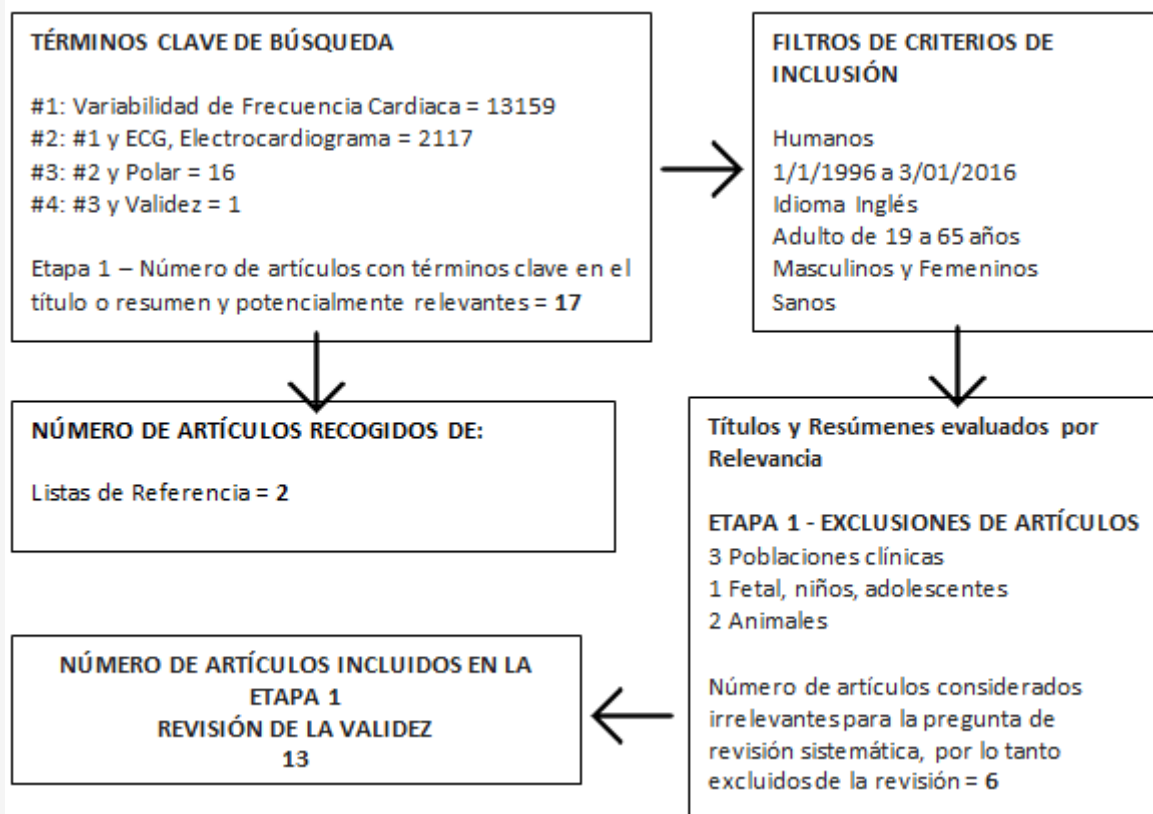


Figura 1. Esquema para Ilustrar el Proceso de Búsqueda de Revisión Sistemática.

Crterios de Inclusión y Exclusión

Los estudios publicados entre 1996 (publicación de Recomendaciones del Equipo de Trabajo ESC) hasta marzo de 2016 fueron aptos para su inclusión en esta revisión. Se incluyeron los estudios que evaluaron la VFC a corto plazo (es decir, donde se definió oficialmente al corto plazo como períodos de intervalos inter-latido <1 h) (40). Se aceptaron como medidas de criterio adecuadas los datos de intervalos inter-latido obtenidos a partir de registros de ECG de 2 derivaciones, 3 derivaciones, 5 derivaciones y 12 derivaciones. La revisión incluyó medidas de VFC de estabilidad en reposo y respuestas a la provocación del SNA. Los artículos seleccionados se limitaron a los publicados en inglés debido al limitado acceso a los servicios de traducción. Además, todos los artículos se limitaron a hombres adultos y adultos sanos y activos, de 19 a 65 años.

Medidas de Resultado

Las medidas de resultado incluyeron 11 índices estándar temporal y espectral de potencia de VFC (Tabla 1) (99). Estos incluyeron el intervalo RR normalizado y la FC. Dada la naturaleza dudosa de los valores de potencia de frecuencia muy baja (FMB) derivados de registros a corto plazo (99), optamos por excluir esta medida de la revisión. También se excluyeron los índices de VFC de frecuencia baja (FB) y frecuencia alta (FA) normalizados expresados como un porcentaje (% FB y % FA respectivamente) dado que la potencia FMB es integral para su cálculo ($FB\% = FB / MBF + FB + FA$ y $FA\% = FA / FMB + FA + FB$, respectivamente), aunque incluyó índices alternativos normalizados de FB y FA (expresados en unidades normalizadas [un]) donde FBun equivale a $[FB / (FB + FA) * 100]$ y FAun a $[FA / (FB + FA) * 100]$. Se excluyeron los estudios que presentaron índices derivados de VFC no lineales.

Tabla 1. Medidas Temporales y Espectrales de Potencia de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca a Corto Plazo (Grupo de Trabajo ESC, 1996).

VARIABLE	DESCRIPCIÓN	UNIDADES
Medidas Temporales		
Intervalo RR	Tiempo entre intervalos R-R normales adyacentes	ms
DENN	Desviación Estándar de todos los intervalos NN	ms
RMSSD	Media cuadrática de las diferencias sucesivas entre los intervalos NN adyacentes	ms
pNN₅₀	Porcentaje de intervalos NN sucesivos sobre el segmento temporal que difieren en más de 50 ms	ms
Medidas Espectrales de Potencia		
Potencia Total	La varianza de los intervalos NN sobre el segmento temporal (aproximadamente $\leq 0,4$ Hz)	ms ²
FMB	Potencia en el rango de frecuencias muy bajas (<0,04 Hz)	ms ²
FB	Potencia en el rango de frecuencias bajas (0,04 - 0,15 Hz)	ms ²
FBun	Potencia FB en unidades normalizadas $(FB / [FB + FA]) * 100$	un
FA	Potencia en el rango de frecuencias altas (0,15 - 0,4 Hz)	ms ²
FAun	Potencia FA en unidades normalizadas $(FA/[FB + FA])* 100$	un
FB/FA	Relación de FB[un] / FA [un]	

Riesgo de Sesgo

Hemos tenido en cuenta las diferencias en la calidad metodológica y el riesgo de sesgo e imprecisión entre los estudios. Se identificaron criterios definitivos para facilitar y estandarizar la evaluación del sesgo metodológico asociado con variables extrañas en los estudios de investigación individuales. Medidas altamente controladas redujeron el sesgo y fortalecieron el valor de los resultados de la investigación. Los registros simultáneos de intervalos inter-latido utilizando ECG y MFC se consideraron más favorables que las medidas secuenciales. La ingesta de alimentos y líquidos (agua) se consideró altamente controlada cuando los participantes fueron evaluados en ayunas, o cuando habían consumido una comida ligera o líquidos proporcionados o aconsejados no menos de 2 horas antes de los ensayos (40). La ingesta de agua ad libitum se consideró como de alto riesgo de sesgo y por lo tanto no se la consideró controlada (40). Las bebidas estimulantes, los alimentos o los geles deportivos, por ejemplo, aquellos que contenían cafeína (té, café y bebidas energéticas) se consideraron controlados si estaban restringidos durante al menos 12 horas previas al ensayo. El ejercicio extenuante y vigoroso y los hábitos de fumar se consideraron controlados si estaban restringidos por lo menos 24 horas, idealmente 48 horas antes de la evaluación de la VFC. Finalmente, se controlaron los efectos de la ventilación en la VFC si se observaba una frecuencia respiratoria establecida (regulada), idealmente por encima de 0,15 o 0,16 Hz, de 9 a 10 respiraciones·min⁻¹ (84). Cuando no se estableció explícitamente un control metodológico específico (por ejemplo, patrón de respiración, postura o duración de la muestra en serie de tiempo), se supuso que estaba ausente y, por lo tanto, se consideró una fuente potencial de sesgo.

Análisis Estadísticos

Los análisis, que cuantificaron de forma independiente la magnitud del sesgo sistemático, el error aleatorio y el acuerdo, según lo recomendado por Atkinson y Nevill (2), Hopkins, (43) y Weir (108) se juzgaron como de alta calidad metodológica. El coeficiente de correlación intra-clase (CCI) cuantifica la fuerza de la asociación lineal entre dos conjuntos de datos. El error estándar de medición (EEM), el error típico (ET), la desviación estándar en el sujeto (DEES) y el coeficiente de variación (CV) cuantifican la magnitud del error aleatorio. Además, dado que los cálculos son meras estimaciones de una muestra y no datos de población, el hecho de nombrar los intervalos de confianza del 95% (IC del 95%) se consideró buena práctica (2,108).

Un resultado significativo ($P < 0,05$) a partir de pruebas-t emparejadas o un análisis de varianza en sujetos (ANOVA) confirmó la presencia de sesgo sistemático. Se aceptó la estadística del tamaño del efecto (TE) (definida como la desviación estándar agrupada de las diferencias dividida por la diferencia promedio) como una medida válida para cuantificar la magnitud de las diferencias (33). Un tamaño de efecto pequeño indica que hay un mayor acuerdo entre las medidas. La suposición de los datos homoscedásticos se evaluó correlacionando las puntuaciones individuales de diferencia entre las variables de prueba y de repetición (Prueba 2-Prueba 1) y contra su media respectiva $([Prueba 2 + Prueba 1] / 2)$. Una correlación cero confirma homoscedasticidad. Por último, también se aceptaron los límites de acuerdo de Bland-Altman como medidas para cuantificar la magnitud del sesgo aleatorio y sistemático (12).

Se definieron criterios a priori, o metas analíticas, para cada medida estadística. Los CCI fueron interpretados usando los criterios de Hopkins (44): Pequeños ($\leq 0,30$), moderados (0,31-0,49), grandes (0,50-0,69), muy grandes (0,70-0,89) y casi perfectos ($> 0,90$). Se reconoció un CCI $> 0,75$ (límite inferior del IC del 95%) como el nivel mínimo de acuerdo aceptado para el uso intercambiable de dos métodos (55,68,86). La magnitud del TE fue evaluada usando los criterios de Hopkins (43): trivial ($< 0,2$), pequeño (0,2-0,6), moderado (0,6-1,2), grande (1,2-2,0) y muy grande ($> 2,0$). En resumen, los criterios estadísticos que refuerzan el apoyo a la validez incluyen un sesgo sistemático pequeño, límites de acuerdo estrechos del 95%, tamaños de efecto pequeño ($< 0,20$) y CCI ($> 0,75$) entre los datos derivados del ECG y del MFC.

RESULTADOS

Se identificaron doce estudios de validez relevantes que compararon el rendimiento de los sistemas Polar® V800™, Polar® RS800CX™, Polar® 810™ y Suunto T6 HRM con el ECG. Se incluyó un artículo adicional (104), aunque no cumplió plenamente con los criterios de inclusión a priori. Vasconcellos et al. (104) evaluó la validez del Polar® RS800CX™ frente al ECG, pero en una población adolescente; dada la escasez de datos de validez disponibles, se consideró importante incluirlo. Doce estudios evaluaron respuestas estables en la postura supina. Tres estudios evaluaron las respuestas provocativas a un desafío ortostático (de pie) o a un desafío en un ejercicio.

Como es evidente a partir de los datos presentados en la Tabla 2 (**ver Tablas 2 y 3**), hubo un contraste distinto en: el número de variables de VFC informadas, los protocolos adoptados y la demografía de la muestra (edad, sexo, IMC y estado de actividad física de los participantes) entre los estudios. Por lo tanto, la heterogeneidad de los estudios individuales evitó la puesta en común de datos para el metanálisis en profundidad. En consecuencia, se hizo hincapié en las variables consideradas de importancia fisiológica en el deporte y el ejercicio, así como en las variables informadas repetidamente, ya que la consistencia de los resultados en múltiples estudios independientes avala la validez de un resultado (19).

Un total de 595 participantes fueron incluidos en la revisión. Se observó un ligero sesgo en la distribución por sexo (322 varones y 273 mujeres). La edad media de los participantes fue de 33 años (rango de 21 a 57) con un sesgo distinto hacia los grupos de edad más jóvenes en 9 estudios. La masa corporal media fue consistente entre los estudios. Pocos estudios informaron datos de porcentaje de grasa corporal o índice de masa corporal. El rango de tamaño de la muestra para los estudios individuales fue entre 11 y 318 participantes.

Detección del Intervalo Inter-Latido

Seis estudios evaluaron la validez del recuento de intervalos inter-latido en condiciones de reposo en decúbito supino y dos en respuesta a la posición de pie (Tabla 3, **véase Tablas 2 y 3**). De estos estudios, cuatro evaluaron la validez del Polar® S810™ y dos la del Polar® RS800CX™. Los datos de un estudio fueron limitados (106). En la posición supina, el sesgo sistemático (\pm LOA) varió entre los estudios y entre los modelos de MFC: Polar® S810™, mediano -2,0 latidos (77) y $1,4 \pm 23,2$ latidos (68); Polar® RS800CX™, $-0,14 \pm 7,3$ latidos (104). En la posición de pie, un estudio informó un sesgo de detección de intervalos inter-latido promedio de $-2,6 \pm 0,93$ latidos (77). Ningún estudio examinó la validez del recuento de intervalos inter-latido en respuesta al ejercicio o durante el período de recuperación inmediata post-ejercicio.

Detección del Latido Anormal

Seis estudios evaluaron las tasas de detección de errores (Tabla 3, **véanse las Tablas 2 y 3**). Cinco estudios cuantificaron el número de latidos anormales como un porcentaje del número total de intervalos inter-latido. Un estudio cuantificó el número de latidos anormales detectados incorrectamente por el MFC (106). Esto explica la gran discrepancia en comparación con otros estudios. Los índices de detección de errores en posición supina variaron: 0.082%, Polar® V800™ (33); 0.32%, Polar® S810s™ (51); 0.40%, Polar® S810™ (31); y 6.93%, Polar® S810i™ (103). El Polar® RS800CX™ no detectó 18 de los 21 (85,7%) latidos anormales identificados de los registros de ECG (106). En la posición de pie, un único estudio informó una tasa de detección de errores de 0,089% (33) para el Polar® V800™. Se informó una tasa de error de 0,10% para el Polar® 810™ durante el ejercicio submáximo (103). No hay datos disponibles para latidos anormales en el período de recuperación post-ejercicio.

Período de Tiempo de Intervalo R-R Inter-Latido

Nueve estudios evaluaron y compararon la exactitud del período de tiempo de intervalos inter-latido (RR) (Tabla 3, **ver Tablas 2 y 3**). El sesgo medio entre el Polar® V800™ y el período de tiempo de intervalos inter-latido derivado del ECG fue de 0,06 ms y 0,59 ms para las posturas supina y de pie, respectivamente (33), -10 ms a 10 ms para el Polar® RS800CX™ (104 y 65, respectivamente) y entre -0,06 ms (51) y 2,5 ms. (68) para el Polar® S810™. En la posición de pie, el sesgo

de detección de intervalos inter-latido fue de 0,59 ms (LOA, -1.70 a 2.87) para el Polar® V800™ (33) y entre -0,70 ms (LOA, -3,89 a 2,50) y 1,0 ms (LOA, -6,0 a 8,5) para el Polar® S810™ (77 y 31, respectivamente). Los coeficientes de correlación intraclase para la posición supina oscilaron entre 1,00 para Polar® V800™ (33); 0,94 a 0,99 para Polar® RS800CX™ (65, 104); 0,95 a 1,00 para Polar® S810™ (31,68,69,107); y de 0,99 a 1,00 para la posición de pie (Polar® S810™ (31) y Polar® V800™ (33)). El sesgo de intervalos inter-latido durante el ejercicio depende de la intensidad (51) (Tabla 3, véase las Tablas 2 y 3). Los coeficientes de correlación intraclase durante el ejercicio oscilaron entre 0,93 (<80-100% VO2 máx) y 1,00 (<40% VO2 máx).

Validez de los Índices de VFC Calculados en Dominios Temporales y Espectrales de Potencia

La validez de los índices computados de VFC es variable entre los modelos de MFC (Tabla 3, véase las Tablas 2 y 3). Se confirma la validez casi absoluta de las medidas de VFC espectrales de potencia y temporales calculadas a partir de los datos de intervalos inter-latido capturados utilizando el modelo más moderno de Polar® V800™ MFC = 0,98 para FB / FA y 1,00 para todas las otras variables] (33). Por el contrario, un estudio sugirió que el Polar® S810™ representaba niveles deficientes de concordancia equiparable [CCI (límite inferior IC del 95%), R <0,75] (68).

La evidencia para apoyar la validez del MFC Polar® RS800CX™ varió de moderada [CCI (IC del 95% inferior); R > 0,75] a casi perfecta [CCI (IC del 95% inferior); R > 0,90] con LOAs estrechas para las variables del dominio temporal (22,65,106). La validez de pNN50 y de las medidas de VFC espectrales de potencia derivadas del Polar® RS800CX™ fueron pobres (CCI, <0,75 y ancho LOA), para pNN50 (106), FBms (22), FAm (106), FBun (22,104; 106), y FAun (104).

Se encontraron excelentes correlaciones de CCI entre los parámetros de dominio de tiempo de VFC derivados del ECG y del Polar® V800™ y el Polar® RS800CX™ durante un desafío ortostático [CCI (límite inferior IC del 95%): posición de pie activa R = 0,99-1,00, (33)] y la inclinación pasiva; [R = 0,89 - 1,00, (65)]. Los índices de RMSSD y de FA parecieron ser medidas sensibles y válidas de la función del SNA.

DISCUSIÓN

El propósito de esta revisión sistemática fue doble: (a) evaluar la validez de los MFC Polar® para detectar intervalos interlatido y latidos anormales frente al ECG; y (b) comparar los índices de variabilidad de la frecuencia cardíaca derivados del MFC Polar® con las medidas derivadas del ECG en los dominios temporales y espectrales de potencia.

Esta revisión sistemática es la primera en ofrecer una revisión exhaustiva actualizada y una comparación de los datos de validez de VFC derivados de MFC. La revisión actual apoya la validez de los MFC Polar® (modelos S810TM, RS800G3 TM, RS800CX™ y V800TM) para detectar y registrar los datos de series de tiempo de intervalos inter-latido frente al electrocardiograma (ECG) "gold standard", utilizando grabaciones de 12 derivaciones (77), 5 derivaciones (107), 3 derivaciones (51) y 2 derivaciones (31) en condiciones ambientales normales. El sesgo promedio bajo, los estrechos límites de concordancia y los altos valores de CCI observados en los estudios más cuidadosamente controlados sugieren fuertemente que los datos de intervalos inter-latido derivados del MFC son equiparables con los datos derivados del ECG. La evidencia avala la precisión mejorada de los MFC más contemporáneos: Polar® RS800CX™ y V800TM, en comparación con el modelo Polar® S810™ previamente validado. El MFC Polar RS800CX puede no ser lo suficientemente sensible para detectar satisfactoriamente los latidos anormales de naturaleza clínica, pero la evidencia en la que se hace esta afirmación se limita a un estudio (106). Por lo tanto, se recomienda precaución ya que los resultados de validez no son consistentes en los estudios que fueron revisados. En los casos en que se ha producido una controversia con respecto a Polar® S810 (68) y Polar® RS800CX (106), esto se debe probablemente a las inconsistencias metodológicas relacionadas con: (a) medidas de control de sesgo deficientes dentro del diseño de la investigación; (b) uso de software Polar personalizado para cálculos de VFC; (c) la adopción ocasional de los ajustes predeterminados del fabricante; y (d) el uso de datos de series de tiempo de intervalos inter-latido corregidos o no corregidos de los cuales todas las inconsistencias pueden contribuir sustancialmente a los datos de resultado deficientes (22, 81, 104, 110).

La subdivisión de todo el proceso de VFC en tres etapas secuenciales (como la adquisición de datos entre intervalos interlatido, la edición de datos y el análisis de VFC) permite al usuario/investigador apreciar mejor el impacto de las inconsistencias metodológicas en los resultados de validez informados. En particular, la detección de errores y su eliminación o corrección es una parte crucial del proceso. En cualquier etapa, los artefactos (error) afectarán la calidad de los datos que se mueven hacia adelante a la siguiente etapa secuencial, lo que alterará sustancialmente los análisis finales de los parámetros de VFC.

Los índices de detección de error en posición supina variaron: 0.082%, Polar® V800™ (33); 0.32%, Polar® S810s™ (51);

0.40%, Polar® S810™ (31); >85.0%, Polar® RS800CX™ (15); y 6.93%, Polar® S810i™ (103). En la posición de pie, un único estudio informó una tasa de detección de error de 0,089% (33) para el Polar® V800™. Ningún estudio informó los recuentos de intervalos inter-latido para series de tiempo de corto plazo durante el ejercicio o durante la recuperación del ejercicio. Wallén et al. (106) cuestionó la validez del MFC Polar® RS800CX™ para su uso con las poblaciones clínicas, dada su escasa capacidad para detectar datos de latidos no-sinusales. Con tasas de detección de error de 0,082% (10/12247) y 0,089% (10/11240) en posturas de decúbito supino y de pie, respectivamente, el MFC Polar® V800™ ofrece los datos de inter-latido más precisos en el mercado comercial pero no en el clínico. Los resultados discrepantes entre los estudios se atribuyen probablemente a las características de la población, las variaciones metodológicas, las medidas de control de la validez interna y la competencia de los observadores responsables del filtrado, procesamiento, interpolación y desprotección de datos de series de tiempo.

Los latidos ectópicos y las contracciones auriculares prematuras (artefactos fisiológicos) además de la sudoración, el movimiento, los cinturones torácicos de MFC flojos y la mala fijación de los electrodos (artefactos técnicos) son fuentes de error ampliamente reconocidas y se ha demostrado que influyen significativamente en los cálculos posteriores de la VFC. Las series de tiempo de intervalos inter-latido a corto plazo son particularmente sensibles a los artefactos y la edición (49,50). Un único latido anormal puede influir en los índices de VFC calculados (7,8). Los datos ideales de series de tiempo de intervalos inter-latido incluirían sólo latidos de origen del nódulo sinusal, pero esto se observa raramente incluso en individuos sanos (48,73). Como tal, la detección de errores y los procedimientos de edición de la serie de tiempo de intervalos inter-latido son cruciales para identificar, eliminar y corregir latidos errantes y otros artefactos de ruido. Los latidos errantes se pueden distinguir de los latidos del ritmo sinusal por variaciones en la longitud de los intervalos inter-latido correspondientes. Como tal, una serie de tiempo de intervalos inter-latido exacta depende de un algoritmo de detección de señal de pico R-preciso a partir del cual se pueden determinar períodos de tiempo inter-latido.

La detección de errores no es directa y no hay consenso o método claramente definido y estandarizado para guiar la identificación, corrección y eliminación de los latidos errantes. Los errores de intervalo inter-latido se han subcategorizado en cinco tipos específicos (31). Más recientemente, se han demarcado otros dos subtipos de error (33). El análisis detallado de los tipos y métodos de corrección de errores está más allá del alcance de esta revisión, pero puede encontrarse en otra parte (31,62). En los estudios de validez presentados en esta revisión, los latidos anormales y otros artefactos fueron visualmente y manualmente detectados o identificados a través de algoritmos automatizados incorporados a los dispositivos de medición. Pocos estudios detallan explícitamente los procedimientos de pre-procesamiento y de "de-trending" y las definiciones de errores eran inconsistentes. Los errores entre los datos de series de tiempo derivados del ECG y los derivados del MFC se definieron como discrepancias de intervalos inter-latido superiores a 20 ms (31,68) o superiores al 20% entre latidos sucesivos (99) y, quizás erróneamente, como una diferencia superior a 2000 ms entre intervalos inter-latido consecutivos (51, página 40). Los datos erróneos pueden ser eliminados o pueden ser corregidos manual o automáticamente usando algoritmos de interpolación de software personalizados. Las estrategias para la inspección y pre-procesamiento de los datos de series de tiempo de intervalos inter-latido varían entre los estudios con resultados discrepantes (31, 51, 68).

Los criterios aplicados para corregir o eliminar los latidos errantes en las grabaciones de series de tiempo de intervalos inter-latido varían también entre los instrumentos y los programas de software. La corrección generalmente implica métodos de interpolación lineal y no lineal para reemplazar los latidos errantes (48, 57). Para facilitar el proceso, los modelos de MFC Polar® disponen de una función de detección y extracción o corrección automática e integrada, aunque esto ha sido criticado como insuficientemente sensible para identificar todos los latidos anormales o ausentes (106). El software de VFC de Kubios también facilita la detección y corrección automatizada de artefactos. Integra la inspección visual a través de una interfaz gráfica con un filtro flexible que permite la corrección de las diferencias entre intervalos inter-latido sucesivos de magnitud variable que van desde muy baja [450 ms] a muy fuerte [50 ms]. Estas correcciones llegan a una FC de 60 latidos·min⁻¹ para adaptarse a las variaciones de FC dentro de la grabación de la serie de tiempo de intervalos inter-latido. Schäfer et al. (90) sugirió que la elección del filtro de errores automatizado debería ser la más baja que elimine todos los errores, aunque se recomienda el valor por defecto (moderado), y se considera apropiado para la mayoría de las aplicaciones (47). De cualquier manera, se recomienda la detección y corrección automatizadas usando un algoritmo preciso para evitar errores manuales (73) y, sin embargo, la inspección de errores visuales sigue siendo un paso importante en la etapa de pre-procesamiento del análisis de VFC (99).

Los análisis temporales y espectrales de potencia son sensibles a la longitud de la señal, donde se han reportado valores más amplios de LOA cuando se corrigieron los latidos errantes (31) en lugar de eliminarlos (51). Otros no han informado un impacto significativo en el sesgo medio calculado (90). Los datos corregidos pueden diferir significativamente de los datos no corregidos (33). Sin embargo, los tamaños del efecto triviales (0,000 a 0,004), que acompañaron la estrecha LOA y las correlaciones casi perfectas, llevaron a los autores a concluir que el tamaño de la muestra inter-latido (12247 supino y 11240 de pie) fue el determinante más probable del resultado significativo. La supresión de los latidos acorta la longitud de la muestra de datos de series de tiempo y puede alterar los parámetros de la VFC calculada, por lo que se prefieren los métodos de interpolación que preservan la longitud de las series de tiempo de intervalos inter-latido (47). Los índices

espectrales de potencia de la VFC son también sensibles a la no-estacionariedad en las series de tiempo de intervalos inter-latido, por lo que las correcciones de “de-trending” tales como el método “smoothness priors” (98) disminuye cualquier línea de base no-estacionaria en una época de intervalo inter-latido.

El análisis de VFC requiere cálculos sofisticados. Las medidas de la VFC se pueden determinar mediante algoritmos automatizados incorporados al equipo, o se pueden descargar los datos de intervalos inter-latido derivados del ECG y del MFC y exportar para su análisis a través de software externo de VFC. Para el cálculo de parámetros de VFC en los dominios temporal y espectral de potencia (31, 51), la evidencia parece apoyar el uso de datos de series de tiempo corregidos automáticamente y no los datos no corregidos. El acuerdo relativo entre los datos obtenidos por el MFC Polar® y por el ECG para el cálculo de los parámetros temporales y espectrales del VFC en reposo en la postura supina es controvertido. Wallén et al. (106) apoyó el uso intercambiable de datos derivados del MFC en lugar de los datos derivados del ECG para el análisis de la VFC en los hombres, pero no para las mujeres menores de 45 años o mayores de 60 años. En general, una vez más, se observaron niveles más bajos de concordancia donde los controles metodológicos estaban menos definidos y donde los índices de VFC se derivaban de paquetes de software de ECG y MFC Polar® diseñados por el fabricante de forma individual y diferente (68,106).

En los estudios de comparación de métodos, la adopción de un software idéntico para el procesamiento previo, la edición y los análisis posteriores de HRV parece aumentar la validez. La aplicación de métodos diferentes para la edición de HRV, la interpolación y el análisis de HRV, como se alude anteriormente en la discusión, puede amplificar errores (68,73,74,82,86,106,107). En la revisión actual, el software utilizado para el análisis final de HRV no siempre fue indicado. Una serie de programas de software a medida con capacidades integrales de detección de errores y latidos y algoritmos de interpolación están ahora gratuitamente disponibles para un uso más general (47). Para mejorar aún más la validez, se puede argumentar que los datos de series de tiempo para casos individuales pueden ser excluidos del análisis final si la proporción de error en la serie de tiempo de intervalos inter-latido excede un cierto umbral, aunque no se ha establecido un umbral claro todavía.

Schäfer et al. (90) aplicó un umbral de error más estricto de latido no-sinusal (errante) del 10%, mientras que otros adoptaron un umbral del 20% (28,47,95). Salo et al. (85) ha demostrado que los errores de <5% en una serie de tiempo de intervalos inter-latido a corto plazo influirán en los parámetros de FA, FB, RMSSD y pNN50 VFC. Cuando se identifican los valores atípicos y se eliminan los datos, las razones deben estar claramente articuladas y justificadas. Una revisión reciente recomendó una presentación más precisa de los métodos de pre-procesamiento y edición de datos (73).

La mayoría de los estudios incluidos en esta revisión implementaron medidas estándar de control con los participantes descansando en decúbito supino, en una habitación silenciosa y poco iluminada con pocas distracciones y con una temperatura controlada del clima (20 a 24 °C) y humedad relativa (50 a 55%). Sin embargo, otros factores metodológicos no fueron tan bien controlados. Las instrucciones para los participantes de abstenerse de estimulantes (por ejemplo, productos relacionados con la cafeína) y otras sustancias recreativas con un efecto estimulante sobre el SNA eran inconsistentes y variaban desde instrucciones imprecisas [“no claras” (14,24,107)] por ejemplo “La mañana de la prueba” (33) y “En el día de la prueba” (68)] a instrucciones más específicas, como “durante 12 horas” (103) o “24 horas” (65) antes de la prueba. La intensidad vigorosa o extenuante fue prohibida durante 24 horas (105) y 48 horas (68,69) antes de las pruebas, o no fue restringida. Las instrucciones relativas a la ingesta de alimentos o líquidos variaron entre ayuno de 10 a 12 horas (105) a una comida ligera permitida 2 horas antes de los ensayos (33,103). Los medicamentos prescritos a los participantes, que influyeron en la actividad autonómica cardiovascular, fueron generalmente excluidos aunque no siempre (105). La mayoría de los estudios especificaron que fumar estaba en sus criterios de exclusión, pero cuando se reclutó a los fumadores, se pidió a los participantes que se abstuvieran de fumar entre 12 a 24 horas (86). Ningún estudio indicó que se pidió a los participantes que confirmaran que se habían adherido a las medidas de control previo al ensayo. Cuando se evaluó la VFC en múltiples condiciones, por ejemplo de pie y en decúbito supino o durante la respiración controlada y regulada, no se integraron dentro del diseño del estudio procedimientos de asignación aleatoria o de cegamiento explícitamente articulados. Sin embargo, los diseños se alinearon bien con las recomendaciones del grupo de trabajo del ESC (99).

La hora del día se controló consistentemente entre los estudios con re-tests programados para coincidir con el tiempo de la recopilación de datos del test original (± 1 a 2 horas). La mayoría de los estudios se realizaron en horas de la mañana entre las 6:00 y las 11:30 para controlar las variaciones circadianas conocidas (13,63). Sin embargo, la evidencia para avalar las variaciones circadianas inducidas en la VFC en individuos sanos es escasa. La recopilación de datos de la mañana también facilitó un ayuno para controlar el posible factor de confusión asociado con el consumo de alimentos y bebidas. Según lo informado por Lu et al. (58), la activación simpática post-prandial, la termogénesis y la vasodilatación provocan una respuesta autonómica coordinada reflejada por un IC disminuido y un aumento de la FB / FA. Por el contrario, Ambarish et al. (1) no informó ningún efecto por la ingesta de alimentos en ningún índice de VFC 15 min, 1 h, y 2 h post-prandial. Pruebas más recientes (89) no informaron ningún efecto significativo por la ingesta de alimentos en las medidas de la VFC con la excepción de la FA en las 2 horas posprandiales. Vögele et al. (105) sugirió restricción dietética, es decir, el ayuno aumentará la FA y disminuirá los componentes de FB. Dada la evidencia contradictoria, la medida de control recomendada

posprandial de 2 hs más reciente (96) aparece como un compromiso razonable para un ayuno nocturno.

En una revisión reciente de los valores normales de la VFC, Nunan et al. (70) definió de forma conservadora un valor discrepante como uno que era mayor a 1,5 DE a partir del valor medio de publicación. De manera similar, en esta revisión se intentó cuantificar la magnitud del sesgo e identificar niveles aceptables de sesgo utilizando los datos disponibles. Se calculó el sesgo medio y los datos de LOA media para los índices individuales de VFC de estudios independientes. Los resultados de la revisión actual sugieren que los datos publicados por Vasconcellos et al. (103), Wallen et al. (106), y Nunan et al. (68) deben ser tratados con cautela ya que el nivel de sesgo no es compatible con el uso intercambiable de dispositivos de MFC y ECG. Sin embargo, el acuerdo casi perfecto para los datos de VFC del dominio de la frecuencia y del tiempo en el Giles et al. (33) mejora los resultados de investigaciones previas que exploran la validez del modelo anterior de MFC Polar S810 (31,69,77,103,107).

Los estudios realizados por Gamelin et al. (33), Weippert et al. (107), y Giles et al. (33) sugieren que la respiración controlada mejora la validez de los datos de resultado de la VFC. Dadas las fluctuaciones observadas en los parámetros de VFC con ritmo sinusal respiratorio (RSA) (42,78), la integración de protocolos de respiración controlada a una frecuencia respiratoria predeterminada se reconoce generalmente como una buena práctica para la evaluación de la VFC, particularmente en el dominio espectral de potencia de la FA. Sin embargo, los contra-argumentos sugieren que los controles respiratorios no son necesarios, en particular para la VFC medida en el estado de reposo (21,84). También se argumenta que la transición del proceso espontáneo (un proceso en gran parte inconsciente) a la respiración controlada (un proceso consciente) induce fluctuaciones en el volumen corriente y la frecuencia respiratoria que inadvertidamente conducen a estimaciones inexactas de la VFC y malas interpretaciones que no reflejan la verdadera actividad del SNA en el corazón (88). También se puede argumentar que la respiración controlada no refleja las fluctuaciones del mundo real. El debate respiratorio-cardiovascular sigue siendo un área de investigación activa y actual. Las discusiones detalladas sobre el estrecho acoplamiento entre los sistemas respiratorio y cardíaco y el impacto sobre la VFC están más allá del alcance de esta revisión, pero se debaten argumentos contrastantes elocuentes en otros lugares (9,10,11,21,25,36,101).

Como se ilustra en la Tabla 2 (**ver Tablas 2 y 3**), el riesgo de sesgo metodológico se interpreta como alto para la mayoría de los estudios incluidos en esta revisión. Esto se atribuye a diseños de estudio pobres o variables que no pudieron controlar adecuadamente los factores de confusión, que previamente se ha demostrado que alteran drásticamente la VFC. Sin embargo, se puede argumentar que las aplicaciones del mundo real no están rigurosamente controladas, por lo tanto, los datos de validez en condiciones estrictamente controladas no son realistas y no muestran una representación ecológicamente válida de la VFC. Sugerimos que los datos de validez se deben interpretar teniendo en cuenta este concepto. La magnitud de los cambios observados en el mundo real debe utilizarse para guiar la interpretación de los datos de validez, al igual que los datos normativos. Sin un consenso claro en cuanto a lo que constituye "datos normativos", la magnitud de las interpretaciones de sesgo está algo obstaculizada. Este es un área importante para la investigación futura, es decir, para explorar el impacto del ciclo hormonal femenino sobre la validez de las medidas de VFC.

Esta revisión sistemática es científicamente sólida tanto en el proceso como en los resultados. Sin embargo, tiene limitaciones. Reconocemos que sólo un revisor independiente fue utilizado para buscar, evaluar y seleccionar los estudios para su inclusión. Del mismo modo, el mismo individuo actuó como único revisor de los artículos seleccionados. La atención exclusiva a los artículos publicados en el idioma inglés excluye potencialmente los artículos relevantes escritos en otros idiomas. Aunque la revisión se centró en los MFC Polar®, no creemos que esto distorsione significativamente la validez general de las conclusiones (dado que gran parte de la aplicación práctica y la investigación publicada en el deporte y el ejercicio está monopolizada por la tecnología de MFC Polar®). Esto no quiere decir que los MFC producidos por otros fabricantes sean más o menos eficaces. Simplemente no hay evidencia disponible. Del mismo modo, reconocemos la disponibilidad de métodos alternativos para la adquisición de datos de intervalo inter-latido que fueron excluidos (por ejemplo, fotopleletismografía digital).

Además, este estudio no examinó las especificaciones de pre-procesamiento de señales, los algoritmos automatizados y los procedimientos de interpolación utilizados para la detección y corrección de datos de intervalos inter-latido y cálculos de parámetros de VFC. Esto estaba más allá del alcance de la revisión actual, pero sí presenta una amenaza real y pertinente a la validez de los parámetros de VFC. Las discusiones detalladas están disponibles en otra parte (40, 49, 50, 80). Limitamos la revisión a los análisis de VFC a corto plazo en el dominio del tiempo y la frecuencia. Los métodos no lineales, interesantes pero más complejos, están emergiendo, aunque los análisis lineales siguen siendo el método más difundido en la literatura existente. El reciente desarrollo de dispositivos y aplicaciones para smartphones (14, 27, 39) hace que la herramienta para medir la VFC sea más accesible a nivel de población. El uso rutinario de registros de VFC a muy corto plazo en la práctica clínica (67) ofrece una alternativa práctica a las medidas a corto plazo. Las investigaciones futuras deberían examinar la validez de estas medidas y dispositivos contemporáneos en diferentes grupos de población e incorporar tamaños de muestra más grandes. Poco se sabe sobre la validez de los parámetros de la VFC medidos por la tarde o la noche. De manera similar, existe la necesidad de evaluar más de cerca la influencia confusa del ciclo hormonal femenino sobre la validez de los parámetros de la VFC en distintas fases del ciclo menstrual. Todavía no se han realizado

estudios que comparen el registro simultáneo de datos de series de tiempo de intervalos inter-latido de MFC y ECG durante el ejercicio y durante el período de recuperación post-ejercicio. También falta establecer la validez de los parámetros de la VFC derivados de los datos de series de tiempo de intervalos inter-latido de MFC y ECG en diferentes entornos, por ejemplo, en altitud.

Los avances en la tecnología de la computación y la miniaturización han facilitado la detección, el registro y el análisis telemétrico de los datos de intervalos inter-latido y, por lo tanto, han extendido la aplicación práctica de las mediciones de la VFC más allá del ámbito clínico y de la investigación a entornos más diversos: deporte, ejercicio y fitness. Sin embargo, como se desprende de los estudios de validez incluidos en esta revisión sistemática, los complejos cálculos matemáticos involucrados en el análisis de la VFC, la incertidumbre que rodea el origen fisiológico de los índices de VFC, la diversidad de enfoques metodológicos y la presencia de numerosos factores de confusión complican la interpretación de la VFC y exponen un riesgo significativo de mala interpretación de los resultados. Sobre la base de la evidencia revisada, las medidas temporales, particularmente las ampliamente utilizadas en aplicaciones deportivas y de ejercicios (RMSSD y FAun), parecen mostrar de buena a excelente intercambiabilidad con el ECG y se presentan como medidas válidas de actividad parasimpática autonómica. Como tales, estos índices derivados de los datos de series de tiempo de intervalos inter-latido de MFC ofrecen medidas válidas y útiles para monitorear la fatiga y la recuperación en atletas o niveles de estrés diario u ocupacional en la población más amplia. Es evidente que la validez de los datos y la calidad de los resultados de la VFC mejoran cuando se implementan controles metodológicos.

CONCLUSIONES

La validez de los MFC ha sido evaluada en esta revisión sistemática en contextos de investigación basados en el laboratorio. La exactitud del reconocimiento de intervalos inter-latido derivado de los MFC Polar modernos se compara bien con los métodos del ECG (de criterio "gold-standard") en reposo (33,65,106) y durante la ortostasis (33,65). Por lo tanto, se puede concluir que los MFC Polar más modernos (Polar® V800™ y Polar® RS800CX™) proporcionan una herramienta de medición válida para el análisis de VFC. Poco se sabe acerca de la validez de las medidas de la VFC durante el ejercicio y el período de tiempo de recuperación post-ejercicio en los adultos.

Las revisiones anteriores han evaluado la validez de los datos de intervalos inter-latido derivados del ECG. En este estudio, nos centramos en medidas derivadas de MFC. La revisión confirma la validez de los MFC Polar® para la detección de datos de intervalos inter-latido. Se cuestiona la exactitud de la detección del latido anormal, que es más una preocupación para las aplicaciones clínicas que para su uso en el deporte común y el ejercicio (80). La revisión destaca la falta de controles rigurosos para los factores de confusión. Reconocemos que esto puede ser un problema de información en lugar de una mala práctica metodológica, pero enfatizamos la necesidad de reportar con exactitud las medidas de control en las publicaciones de investigación de VFC.

Se concluye que para adultos sanos de 19 a 65 años en condiciones ambientales en reposo, los MFC de Polar®: (a) presentan un método válido para la detección de intervalos inter-latido; (b) las series de tiempo de intervalos inter-latido derivadas de MFC Polar® son válidas para el posterior análisis de VFC usando el software de VFC de Kubios; y (c) en la actualidad, hay una falta de evidencia disponible para avalar la validez del software de análisis integral de VFC de Polar® para calcular los parámetros de VFC de los datos de series de tiempo derivados de MFC Polar®.

AGRADECIMIENTOS

Los autores no confirman ningún conflicto de interés.

Dirección de correo: Elisabeth M. Board, Department of Sport and Exercise, Faculty of Health Sciences and Wellbeing, University of Sunderland, Chester Road, Sunderland, United Kingdom, SR1 3SD.

REFERENCIAS

1. Ambarish V, Barde P, Vyas A, Deepak KK. (2005). Comparison between pre-prandial and post-prandial heart rate variability (HRV). *Ind J Physiol Pharm.* 2005; 49:436-442.
2. Atkinson G, Nevill AM. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 1998;26:217-238.

3. Baek HJ, Cho CH, Cho J, Woo, JM. (2015). Reliability of ultra-short-term analysis as a surrogate of standard 5-min analysis of heart rate variability. *Telemed J e-Health*. 2015;21:404-414.
4. Bastos FN, Vanderlei LC, Nakamura FY, Bertollo M, Godoy MF, Hoshi RA, Junior JN, Pastre CM. (2012). Effects of cold water immersion and active recovery on post-exercise heart rate variability. *Int J Sports Med*. 2012;33:873-879.
5. Baumert M, Brechtel L, Lock J, Hermsdorf M, Wolff R, Baier V, Voss A. (2006). Heart rate variability, blood pressure variability, and baroreflex sensitivity in overtrained athletes. *Clin J of Sport Med*. 2006a;16:412-417.
6. Baumert M, Brechtel L, Lock J, Voss A. (2006). Changes in heart rate variability of athletes during a training camp. *Biomed Technol (Berlin)*. 2006b;51:201-204.
7. Berntson GG, Bigger JT, Eckberg DL, Grossman P, Kaufmann PG, Malik M, Nagaraja HN, Porges SW, Sau JP, Stone PH, van der Molen MW. (1997). Heart rate variability: Origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiol*. 1997;34:623-648.
8. Berntson GG, Stowell JR. (1998). ECG artifacts and heart period variability: Don't miss a beat! *Psychophysiol*. 1998;35:127-132.
9. Berntson GG, Caciopo JT, Quigley, RS. (1993). Respiratory sinus arrhythmia: Autonomic origins, physiological mechanisms and psychophysiological implications. *Psychophysiol*. 1993;30: 183-196.
10. Billman GE. Heart rate variability - A historical perspective. (2011). *Front Physiol*. 2011;29:2:86.
11. Billman GE. (2013). The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Front Physiol*. 2013;Feb 20:4:26.
12. Bland JM, Altman DG. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Meth Med Res*. 1999;8:135-160.
13. Bonnemeier H, Richardt G, Potratz J, Wiegand UK, Brandes A, Kluge N, Katus HA. (2003). Circadian profile of cardiac autonomic nervous modulation in healthy subjects: Differing effects of aging and gender on heart rate variability. *J Cardio Electrophys*. 2003;14:791-799.
14. Boos CJ, Mellor A, O'Hara JP, Tsakirides C, Woods DR. (2016). The effects of sex on cardiopulmonary responses to acute normobaric hypoxia. *High Alt Med Biol*. 2016;17: 108-115.
15. Buchheit M. (2014). Monitoring training status with HR measures: Do all roads lead to Rome? *Front Physiol*. 5:73
16. Buchheit M, Racinais S, Bilsborough JC, Bourdon PC, Voss SC, Hocking J, Cordy J, Mendez-Villanueva A, Coutts, AJ. (2013). Monitoring fitness, fatigue and running performance during a pre-season training camp in elite football players. *J Sci Med Sport*. 2013;16:550-555.
17. Buchheit M, Voss SC, Nybo L, Mohr M, Racinais S. (2011). Physiological and performance adaptations to an in-season soccer camp in the heat: Associations with heart rate and heart rate variability. *Scand J Med Sci Sports*. 2011;21:e477-485.
18. Chen JL, Yeh DP, Lee JP, Chen CY, Huang CY, Lee SD, Chen CC, Kuo TB, Kao CL, Kuo CH. (2011). Parasympathetic nervous activity mirrors recovery status in weightlifting performance after training. *J Strength Cond Res*. 2011;25:1546-1552.
19. Coppel J, Hennis P, Gilbert-Kawai E, Grocott MP. (2015). The physiological effects of hypobaric hypoxia versus normobaric hypoxia: A systematic review of crossover trials. *Extrem Physiol Med*. 2015;26:4:2.
20. Da Silva DF, Verri SM, Nakamura FY, Machado FA. (2014). Longitudinal changes in cardiac autonomic function and aerobic fitness indices in endurance runners: A case study with a high-level team. *Eur J Sport Sci*. 2014;14:443-451.
21. Denver JW, Reed SF, Porges SW. (2007). Methodological issues in the quantification of respiratory sinus arrhythmia. *Biol Psych*. 2007;74:286-294.
22. De Rezende-Barbosa MP, Silva NT, de Azevedo FM, Pastre CM, Vanderlei LC. (2016). Comparison of Polar® RS800G3™ heart rate monitor with Polar® S810i™ and electrocardiogram to obtain the series of RR intervals and analysis of heart rate variability at rest. *Clin Physiol Funct Imag*. 2016;36:112-117.
23. D'Iellamo F, Pigozzi F, Spataro A, Di Salvo V, Fagnani F, Roselli A, Rizzo M, Malacarne M, Pagani M, Lucini D. (2006). Autonomic and psychological adaptations in Olympic rowers. *J Sports Med Phys Fit*. 2006;46:598-604.
24. Dourado VZ, Guerra RL. (2013). Reliability and validity of heart rate variability threshold assessment during an incremental shuttle-walk test in middle-aged and older adults. *Braz J Med Biol Res*. 2013;46:194-199.
25. Eckberg DL. (1983). Human sinus arrhythmia as an index of vagal cardiac outflow. *J Appl Physiol*. 1983;54:961-966.
26. Edmonds RC, Sinclair WH, Leicht AS. (2013). Effect of a training week on heart rate variability in elite youth rugby league players. *Int J Sports Med*. 2013;34:1087-1092.
27. Esco MR, Flatt AA. (2014). Ultra-short-term heart rate variability indexes at rest and post-exercise in athletes: Evaluating the agreement with accepted recommendations. *J Sports Sci Med*. 2014;13:535-541.
28. Farah BQ, Lima AH, Cavalcante BR, de Oliveira LM, Brito AL, de Barros MV, Ritti-Dias RM. (2016). Intra-individuals and inter- and intra-observer reliability of short-term heart rate variability in adolescents. *Clin Physiol Funct Imag*. 2016;36:33-39.
29. Freeman R. (2006). Assessment of cardiovascular autonomic function. *Clin Neurophysiol*. 2006; 117:716-730.
30. Freeman R, Chappleau MW. (2013). Testing the autonomic nervous system. In: *Handbook of Clinical Neurology, Vol 115 (3rd Series), Peripheral Nerve Disorders*. G. Said and C. Krarup (Editors). Elsevier
31. Gamelin FX, Berthoin S, Bosquet L. (2006). Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38:887-893.
32. Gamelin FX, Berthoin S, Sayah H, Libersa C, Bosquet L. (2007). Effect of training and detraining on heart rate variability in healthy young men. *Int J Sports Med*. 2007;28:564-570.
33. Giles D, Draper N, Neil W. (2016). Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *Eur J Appl Physiol*. 2016;116:563-571.
34. Grant CC, Mongwe L, Janse van Rensburg DC, Fletcher L, Wood PS, Terblanche E, du Toit P, Grant TC. (2013). The difference between exercise induced autonomic and fitness changes measured after 12 weeks and 20 weeks of medium to high intensity military training. *J Strength Condit Res*.
35. Grant CC, Murray C, Janse van Rensburg DC, Fletcher L. (2013). A comparison between heart rate and heart rate variability as indicators of cardiac health and fitness. *Front Physiol*. 2013b;4:337.
36. Grossman P, Taylor EW. (2007). Toward understanding respiratory sinus arrhythmia: Relations to cardiac vagal tone, evolution and biobehavioral functions. *Biol Psychol*. 2007;74:263-285

37. Guerra ZF, Peçanha T, Moreira DN, Silva LP, Laterza MC, Nakamura FY Lima JR. (2014). Effects of load and type of physical training on resting and post-exercise cardiac autonomic control. *Clin Physiol Funct Imag.* 2014;34:114-120.
38. Harris JD, Quatman CE, Manring MM, Siston RA, Flanigan DC. (2014). How to write a systematic review. *Am J Sports Med.* 2014;42:2761-2768.
39. Heathers JA. (2013). Smartphone-enabled pulse rate variability: An alternative methodology for the collection of heart rate variability in psychophysiological research. *Int J Psychophysiol.* 2013;89:297-304
40. Heathers JA. (2014). Everything Hertz: Methodological issues in short-term frequency-domain HRV. *Front Physiol.* 2014;7:177.
41. Higgins JPT, Green S. (2011). *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions.* 2011. Version 5.1.0. (Online). <http://handbook.cochrane.org>
42. Hirsch JA, Bishop B. (1981). Respiratory sinus arrhythmia in humans: How breathing pattern modulates heart rate. *Am J Physiol.* 1981;241:H620-629.
43. Hopkins WG. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* 2000; 301:1-15.
44. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:3-13.
45. Hynynen E, Uusitalo A, Kontinen N, Rusko H. (2006). Heart rate variability during night sleep and after awakening in overtrained athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38:313-317.
46. James DV, Munson SC, Maldonado-Martin S, De Ste Croix MB. (2012). Heart rate variability: Effect of exercise intensity on post-exercise response. *Res Quart Exerc Sport.* 2012;83:533-539.
47. Jarrin DC, McGrath JJ, Giovanniello S, Poirier P, Lambert M. (2012). Measurement fidelity of heart rate variability signal processing: The devil is in the details. *Int J Psychophysiol.* 2012; 86:88-97.
48. Kamath MV, Fallen EL. (1993). Power spectral analysis of heart rate variability: A non-invasive signature of cardiac autonomic function. *Crit Rev Biomed Eng.* 1993;21:245-311.
49. Kim KK, Kim JS, Lim YG, Park KS. (2009). The effect of missing RR-interval data on heart rate variability analysis in the frequency domain. *Physiol Meas.* 2009;30:1039-1050.
50. Kim KK, Lim YG, Kim JS, Park KS. (2007). Effect of missing RR-interval data on heart rate variability analysis in the time domain. *Physiol Meas.* 2007;28:1485-1494.
51. Kingsley M, Lewis MJ, Marson RE. (2005). Comparison of Polar 810s and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. *Int J Sports Med.* 2005; 26:39-44.
52. Kiviniemi AM, Hautala AJ, Kinnunen H, Tulppo, MP. (2007). Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *Eur J Appl Physiol.* 2007;101:743-751.
53. Kiviniemi AM, Tulppo MP, Hautala AJ, Vanninen E, Uusitalo AL. (2014). Altered relationship between R-R interval and R-R interval variability in endurance athletes with overtraining syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 2014;24:e77-85.
54. Koelwyn GJ, Wong LE, Kennedy MD, Eves ND. (2013). The effect of hypoxia and exercise on heart rate variability, immune response, and orthostatic stress. *Scand J Med Sci Sports.* 2013; 23(1):e1-8.
55. Lee J, Koh D, Ong CN. (1989). Statistical evaluation of agreement between two methods for measuring a quantitative measure. *Comp Biol Med.* 1989;19:61-70.
56. Le Meur Y, Pichon A, Schaal K, Schmitt L, Louis J, Gueneron J, Vidal PP, Hausswirth C. (2013). Evidence of parasympathetic hyperactivity in functionally overreached athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;45:2061-2071.
57. Lippman N, Stein KM, Lerman BB. (1993). Nonlinear predictive interpolation. A new method for the correction of ectopic beats for heart rate variability analysis. *J Electrocardiol.* 1993;26 (Suppl):14-19.
58. Lu CL, Zou X, Orr WC., Chen, JDZ. (1999). Postprandial changes of sympathovagal balance measured by heart rate variability. *Dig Dis Sci.* 1999;44:857-861.
59. Lunt HC, Barwood MJ, Corbett J, Tipton MJ. (2010). Cross-adaptation: Habituation to short repeated cold-water immersions affects the response to acute hypoxia in humans. *J Physiol.* 2010;5:3605-3613
60. Mairer K, Wille M, Grandner W, Burtcher M. (2013). Effects of exercise and hypoxia on heart rate variability and acute mountain sickness. *Int J Sports Med.* 2013.34:700-706.
61. Malliani A, Montano N. (2002). Heart rate variability as a clinical tool. *Ital Heart J.* 2002;3:439-445.
62. Marchant-Forde RM, Marlin DJ, Marchant-Forde JN. (2004). Validation of a cardiac monitor for measuring heart rate variability in adult female pigs: Accuracy, artefacts and editing. *Physiol Behav.* 2004;80:449-458.
63. Massin MM, Maeyns K, Withofs N, Ravet F, Gérard P. (2000). Circadian rhythm of heart rate and heart rate variability. *Arch Dis Child.* 2000;83:179-182.
64. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. (2009). Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. *PLoS Med.* 2009;6:e1000097.
65. Montaña A, Brown F, Credeur DP, Williams MA, Stoner L. (2016). Telemetry-derived heart rate variability responses to a physical stressor. *Clin Physiol Funct Imag.*
66. Mourot L, Bouhaddi M, Perrey S, Cappelle S, Henriët MT, Wolf JP, Rouillon JD & Regnard J. (2004). Decrease in heart rate variability with overtraining: Assessment by the Poincaré plot analysis. *Clin Physiol Funct Imaging.* 24(1):10-18.
67. Munoz ML, van Roon A, Riese H, Thio C, Oostenbroek, E, Westrik I, de Geus EJ, Gansevoort R, Lefrandt J, Nolte IM, Snieder, H. (2015). Validity of (ultra) short recordings for heart rate variability measurements, *PLoS One.* 2015;10:e0138921.
68. Nunan D, Jakovljevic DG, Donovan G, Hodges LD, Sandercock GR, Brodie DA. (2008). Levels of agreement for RR intervals and short-term heart rate variability obtained from the Polar S810 and an alternative system. *Eur J Appl Physiol.* 2008;103:529-537.
69. Nunan D, Donovan G, Jakovljevic, DG, Hodges, LD, Sandercock GR, Brodie, DA. (2009). Validity and reliability of short-term heart-rate variability from the Polar S810. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:243-250.
70. Nunan D, Sandercock GR, Brodie DA. (2010). A quantitative systematic review of normal values for short-term heart rate variability in healthy adults. *Pacing Clinl Electrophysiol.* 2010;33: 1407-1417.

71. Nussinovitch U, Elishkevitz KP, Kaminer K, Nussinovitch M, Segev S, Volovitz B, Nussinovitch N. (2011). The efficiency of 10-second resting heart rate for the evaluation of short-term heart rate variability indices. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2011;34:1498-1502.
72. Nussinovitch U, Elishkevitz KP, Katz K, Nussinovitch M, Segev S, Volovitz B, Nussinovitch N. (2011). Reliability of ultra-short ECG indices for heart rate variability. *Ann Noninvasive Electrocardiol.* 2011;16:117-122.
73. Peltola MA. (2012). Role of editing of R-R intervals in the analysis of heart rate variability. *Front Physiol.* 2012;23:148.
74. Pichon A, Roulaud M, Antoine-Jonville S, de Bisschop, C, Denjean A. (2006). Spectral analysis of heart rate variability: Interchangeability between autoregressive analysis and fast Fourier transform. *J Electrocardiol.* 2006;39:31-37.
75. Pinna GD, Maestri R, Torunski A, Danilowicz-Szymanowicz L, Szwoch M, La Rovere MT, Raczak G. (2007). Heart rate variability measures: A fresh look at reliability. *Clin Sci (London).* 2007;113:131-140.
76. Plews DJ, Laursen PB, Stanley J, Kilding AE, Buchheit M. (2013). Training adaptation and heart rate variability in elite endurance athletes: Opening the door to effective monitoring. *Sports Med.* 2013;43:773-781.
77. Porto LG, Junqueira LF. (2009). Comparison of time-domain short-term heart interval variability analysis using a wrist-worn heart rate monitor and the conventional electrocardiogram. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2009;32:43-51.
78. Pöyhönen M, Syväoja S, Hartikainen J, Ruokonen E, Takala J. (2004). The effect of carbon dioxide, respiratory rate and tidal volume on human heart rate variability. *Acta Anaesthes Scand.* 2004;48:93-101.
79. Pumpura J, Howorka K, Groves D, Chester, M, Nolan J. (2002). Functional assessment of heart rate variability: Physiological basis and practical applications. *Int J of Cardiol.* 2002;84:1-14.
80. Quintana DS, Heathers JA. (2014). Considerations in the assessment of heart rate variability in biobehavioral research. *Front Psychol.* 2014;22(5):805.
81. Quintana DS, Heathers JA, Kemp AH. (2012). On the validity of using the Polar RS800 heart rate monitor for heart rate variability research. *Eur J App Physiol.* 2012;112:4179-4180.
82. Radespiel-Tröger M, Rauh R, Mahlke C, Gottschalk T, Mück-Weymann M. (2003). Agreement of two different methods for measurement of heart rate variability. *Clin Auton Res.* 2003;13: 99-102.
83. Ramsbottom R, Currie J, Gilder, M. (2010). Relationships between components of physical activity, cardiorespiratory fitness, cardiac autonomic health, and brain-derived neurotrophic factor. *J Sports Sci.* 2010;28:843-849.
84. Saboul D, Pialoux V, Hautier C. (2013). The impact of breathing on HRV measurements: Implications for the longitudinal follow-up of athletes. *Eur J Sport Sci.* 2013;13:534-542.
85. Salo MA, Huikuri HV, Seppänen T. (2001). Ectopic beats in heart rate variability analysis: Effects of editing on time and frequency domain measures. *Ann Non-invasive Electrocardiol.* 2001; 6:5-17.
86. Sandercock GR, Shelton C, Bromley PD, Brodie, DA. (2004). Agreement between three commercially available instruments for measuring short-term heart rate variability. *Physiol Meas.* 2004;25:1115-1124.
87. Sandercock GR, Bromley PD, Brodie, DA. (2005). The reliability of short-term measurements of heart rate variability. *Int J Cardiol.* 2005;103:238-247.
88. Sasaki K, Maruyama R. (2014). Consciously controlled breathing decreases the high-frequency component of heart rate variability by inhibiting cardiac parasympathetic nerve activity. *Tohoku J Expl Med.* 2014;233:155-63.
89. Sauder KA, Johnston ER, Skulas-Ray AC, Campbell TS, West SG. (2012). Effect of meal content on heart rate variability and cardiovascular reactivity to mental stress. *Psychophysiol.* 2012;49:470-477.
90. Schäfer D, Nil M, Herzig D, Eser P, Saner H, Wilhelm M. (2015). Good reproducibility of heart rate variability after orthostatic challenge in patients with a history of acute coronary syndrome. *J Electrocardiol.* 2015;48:696-702.
91. Schaal K, Le Meur Y, Bieuzen F, Petit, O, Hellard P, Toussaint JF, Hausswirth C. (2013). Effect of recovery mode on postexercise vagal reactivation in elite synchronized swimmers. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2013;38:126-133.
92. Schmitt L, Hellard P, Millet GP, Roels, B, Richalet JP, Fouillot, JP. (2006). Heart rate variability and performance at two different altitudes in well-trained swimmers. *Int J Sports Med.* 2006; 27:226-231.
93. Schroeder EB, Whitsel EA, Evans GW, Prineas RJ, Chambless LE, Heiss G. (2004). Repeatability of heart rate variability measures. *J Electrocardiol.* 2004;37:163-172.
94. Shrout PE, Fleiss, VL. (1979). Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull.* 1979;86:420-428.
95. Sookan T, McKune AJ. (2012). Heart rate variability in physically active individuals: Reliability and gender characteristics. *Cardiovas J Africa.* 2012;23:67-72.
96. Tak LM, Riese H, de Bock GH, Manoharan A, Kok IC, Rosmalen JG. (2009). As good as it gets? A meta-analysis and systematic review of methodological quality of heart rate variability studies in functional somatic disorders. *Biol Psychol.* 2009;82:101-110.
97. Tannus LR, Sperandei S, Montenegro Júnior RM, Carvalho VR, Pedrosa HC, Félix MT, Canani L, Zucatti AT, de Oliveira DH, Rea RR, Gomes, MB. (2013). Reproducibility of methods used for the assessment of autonomous nervous system's function. *Auton Neurosci.* 2013; 177:275-279
98. Tarvainen MP, Ranta-Aho PO, Karjalainen, PA. (2002). An advanced detrending method with application to HRV analysis. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2002;49:172-175.
99. 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.* 1996;93:1043-1065.
100. Thayer JF, Ahs F, Fredrikson M, Sollers JJ, Wager TD. (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neurosci Biobehav Rev.* 2012;36:747-756.
101. Thayer JF, Loerbroks A, Sternberg EM. (2011). Inflammation and cardiorespiratory control: The role of the vagus nerve. *Resp Physiol Neurobiol.* 2011;178:387-394.
102. Uusitalo AL, Uusitalo AJ, Rusko HK. (2000). Heart rate and blood pressure variability during heavy training and overtraining in the female athlete. *Int J Sports Med.* 2000;21:45-53.
103. Vanderlei LC., Silva RA, Pastre CM, Azevedo FM, Godoy, MF. (2008). Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the

- analysis of heart rate variability in the time and frequency domains. *Braz J Med Biol Res.* 2008;41:854-859.
104. Vasconcellos FV, Seabra A, Cunha FA, Montenegro RA., Bouskela, E, Farinatti P. (2015). Heart rate variability assessment with fingertip photoplethysmography and polar RS800cx as compared with electrocardiography in obese adolescents. *Blood Press Mon.*
 105. Vögele C, Hilbert A, Tuschen-Caffier B. (2009). Dietary restriction, cardiac autonomic regulation and stress reactivity in bulimic women. *Physiol Behav.* 2009;98:229-34.
 106. Wallén MB, Hasson D, Theorell T, Canlon B, Osika, W. (2012). Possibilities and limitations of the Polar RS800 in measuring heart rate variability at rest. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112: 1153-1165.
 107. Weippert M, Kumar M, Kreuzfeld S, Arndt, D, Rieger A, Stoll R. (2010). Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *Eur J Appl Physiol.* 2010;109:779-786.
 108. Weir JP. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intra-class correlation coefficient and the SEM. *J Strength Condit Res.* 2005;19:231-240.
 109. Wille M, Mairer K, Gatterer H, Philippe M, Faulhaber M, Burtscher M (2012). Changes in cardiac autonomic activity during a passive 8 hour acute exposure to 5500m normobaric hypoxia are not related to the development of acute mountain sickness. *Int J Sports Med.* 2012;33: 186-191.
 110. Williams DP, Jarczok MN, Ellis RJ, Hillecke TK, Thayer JF, Koenig J. (2016). Two-week test-retest reliability of the Polar® RS800CX™ to record heart rate variability. *Clin Physiol Funct Imag.*
 111. Zygmunt A, Stanczyk J. (2010). Methods of evaluation of autonomic nervous system function. *Arch Med Sci.* 2010;6:11-18.