



Universidad
Zaragoza

Máster Universitario en Evaluación y Entrenamiento Físico para la Salud

Trabajo Fin de Máster

Estimación de umbrales ventilatorios en jóvenes deportistas en base a la variabilidad de la frecuencia cardíaca en reposo

Estimation of ventilatory thresholds in young athletes based on resting heart rate variability

Autor

Marcos Echevarría Polo

Directora

Dra. Nuria Garatachea Vallejo

Departamento de Fisiatría y Enfermería

Codirectora

Dra. Raquel Bailón Luesma

Departamento de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones

Fecha de presentación: 06-06-2023

AGRADECIMIENTOS

A todos y cada uno de mis profesores y en especial a Nuria, Raquel e Isaac, que han participado en este trabajo de forma activa, apoyándome y resolviendo mis dudas a lo largo de la realización del mismo.

A mi amigo y compañero Diego, por ser pieza clave y fundamental durante todas las fases de este bonito proyecto.

A mis amigos y familia por acompañarme durante este curso y hacerlo siempre un poco más fácil.

RESUMEN

Este trabajo tiene como objetivo crear un modelo de estimación de los umbrales ventilatorios (VT1 y VT2) en jóvenes deportistas en base al análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) en reposo con un dispositivo wearable (Polar H10), reduciendo los costes económicos, materiales y de recursos humanos necesarios actualmente para obtener estas variables. Para ello, 43 voluntarios (23 hombres y 20 mujeres) realizaron una prueba dividida en 3 fases consecutivas, donde primero se registraron las medidas descriptivas, para posteriormente realizar un electrocardiograma en reposo y finalizar con una prueba de esfuerzo submáxima progresiva en cicloergómetro. Al finalizar las pruebas se realizó un análisis estadístico para determinar el modelo de estimación más adecuado para cada umbral ventilatorio y, finalmente, se obtuvo un modelo que logró explicar en un 46.7% el VT1 (LO_2/min) haciendo uso de 6 variables (sexo, edad, FCres, RMSSD, PHF y PLFn) y otro modelo que explicó un 66.4% el valor de VT2 (LO_2/min) haciendo uso de 7 variables (sexo, edad, porcentaje de grasa corporal, PVLF, PHF, PLFn Y LFHF). El porcentaje no explicado se debe a factores externos que no han podido ser incluidos dentro del análisis de regresión realizado para la obtención de los modelos predictores. No obstante, para mejorar los modelos y obtener resultados más fiables, es necesario continuar con la investigación y trabajar sobre el método a partir de la introducción de nuevas variables y tratamientos estadísticos. Como conclusión, podemos observar que existen indicios de que es posible estimar el VT1 y el VT2 con tan solo una banda de pecho, que proporcione un electrocardiograma o la serie de intervalos RR, y 5 minutos de reposo en jóvenes deportistas, evitando así realizar una prueba de esfuerzo máxima o submáxima y lo que todo ello implica a nivel económico, material y de recursos humanos.

Palabras clave: variabilidad de la frecuencia cardíaca, umbrales ventilatorios, deportistas jóvenes, dispositivos electrónicos portátiles, prueba de esfuerzo.

ABSTRACT

The aim of this study was to create a model for estimating ventilatory thresholds (VT1 and VT2) in young athletes based on the analysis of heart rate variability (HRV) at rest with a wearable device (Polar H10), reducing the economic, material and human resource costs currently required to obtain these variables. For this purpose, 43 volunteers (23 men and 20 women) performed a test divided into 3 consecutive phases, where descriptive measurements were first recorded, followed by an electrocardiogram at rest and ending with a progressive submaximal stress test on a cycloergometer. At the end of the tests, a statistical analysis was performed to determine the most appropriate estimation model for each ventilatory threshold and, finally, a model was obtained that explained 46.7% of VT1 (LO_2/min) using 6 variables (sex, age, HR, RMSSD, PHF and PLFn) and another model that explained 66.4% of VT2 (LO_2/min) using 7 variables (sex, age, percentage of body fat, PVLf, PHF, PLFn and LFHF). The unexplained percentage is due to external factors that could not be included in the regression analysis performed to obtain the predictive models. However, in order to improve the models and obtain more reliable results, it is necessary to continue with the research and work on the method by introducing new variables and statistical treatments. In conclusion, we can observe that there are indications that it is possible to estimate VT1 and VT2 with only a chest band, which provides an electrocardiogram or the series of RR intervals, and 5 minutes of rest in young athletes, thus avoiding performing a maximal or submaximal stress test and all that this implies at an economic, material and human resources level.

Keywords: heart rate variability, ventilatory thresholds, young athletes, wearable electronic devices, exercise test.

LISTADO DE ABREVIATURAS

AF: Actividad física

Hz: Hercios

IPAQ: International Physical Activity Questionnaire

ECG: Electrocardiograma

FC: Frecuencia cardíaca

FCmax: Frecuencia cardíaca máxima

FCrep: Frecuencia cardíaca en reposo

FCres: Frecuencia cardíaca de reserva

FIV: Factor de inflación de la varianza

LFHF: División entre la potencia de la banda de baja frecuencia y la potencia de la banda de alta frecuencia

LFHFex: División entre la potencia de la banda de baja frecuencia y la potencia de la banda de alta frecuencia extendida

LO₂/min: Litros de oxígeno por minuto

PAR-Q: Physical Activity Readiness Questionnaire

PHF: Potencia de la banda de alta frecuencia

PHFex: Potencia de la banda de alta frecuencia extendida

PHFexn: Normalización de la potencia de la banda de alta frecuencia extendida

PHFn: Potencia de la banda de alta frecuencia normalizada

PLF: Potencia de la banda de baja frecuencia

PLFexn: Normalización de la potencia de la banda de baja frecuencia extendida

PLFn: Potencia de la banda de baja frecuencia normalizada

Ppm: Pulsaciones por minuto

Rpm: Revoluciones por minuto

PVLF: Potencia de la banda de muy baja frecuencia

VO₂: Consumo de oxígeno

VO₂max: Consumo de oxígeno máximo

VO₂pico: Consumo de oxígeno pico

VT1: Umbral ventilatorio 1 o umbral aeróbico

VT2: Umbral ventilatorio 2 o umbral anaeróbico

W: Watios

ÍNDICE

	Página
1. Introducción	1
1.1. Contexto y motivación	1
1.2. Umbrales ventilatorios	2
1.3. Variabilidad de la frecuencia cardiaca	2
2. Materiales y métodos	5
2.1. Participantes	6
2.2. Diseño experimental	6
2.3. Registro de datos	7
2.4. Análisis de datos y procesamiento de la señal	8
2.5. Variabilidad de la frecuencia cardíaca	8
2.5.1. <i>Dominio temporal</i>	8
2.5.2. <i>Dominio frecuencial</i>	8
2.6. Tratamiento estadístico	9
3. Resultados	10
4. Discusión	20
5. Conclusiones	21
6. Bibliografía	21
Anexo I	27
Anexo II	28

1. Introducción

1.1. Contexto y motivación

Este proyecto se ha realizado dentro de las líneas de investigación del grupo GENUD (*Growth Exercise Nutrition and Development*) y del grupo de investigación BSICoS (*Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation*), ambos pertenecientes a la Universidad de Zaragoza.

El presente trabajo pretende estimar, desde un estado de reposo, el umbral aeróbico o umbral ventilatorio 1 (*ventilatory threshold 1*; VT1) y el umbral anaeróbico o umbral ventilatorio 2 (*ventilatory threshold 2*; VT2), a partir de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (*heart rate variability*; HRV) en reposo.

El uso de los umbrales ventilatorios VT1 y VT2 está considerado actualmente como uno de los métodos más fiables y utilizados por los entrenadores y deportistas en la actualidad para la valoración del rendimiento y para prescribir ejercicio físico (1,2). Por otro lado, el consumo de oxígeno máximo (VO₂max) es considerado como uno de los mejores indicadores fisiológicos de la capacidad aeróbica, del estado cardiovascular y por ende de la condición física (3). Sin embargo, el único modo de conseguir todos esos datos es mediante la realización de pruebas de esfuerzo, e implica el uso de materiales sofisticados como los analizadores de gases, la presencia de profesionales especializados y un esfuerzo de carácter máximo por parte del deportista.

En la actualidad la mayoría de los softwares de los analizadores de gases, son capaces de calcular los umbrales ventilatorios de forma automática, aunque no suele ser del todo precisa, por lo que se requiere de la revisión de una persona especialista (4,5). Los valores de VT1 y VT2 solamente pueden ser calculados de forma directa y precisa mediante la realización de una prueba de esfuerzo y lo que todo ello conlleva (tiempo, dinero, organización específica dentro de la planificación deportiva, materiales, profesionales...). El método basado en el análisis de gases en las pruebas de esfuerzo para la medición del VO₂pico o del VO₂max y de los VT1 y VT2 es considerado como el método de referencia. En estas pruebas, realizadas normalmente en cicloergómetro o tapiz rodante y a una intensidad progresiva, se registra y analiza de forma continua, el consumo de oxígeno (VO₂), la producción de dióxido de carbono (VCO₂) y el volumen de aire inspirado y espirado, mediante un analizador de gases, obteniendo una serie de datos que permiten establecer los umbrales ventilatorios (VT1 y VT2) y el VO₂max o el VO₂pico en caso de no observar una meseta en el VO₂ (6–8).

No obstante, se ha destacado recientemente la posibilidad de estimar el VT1 y VT2 a través del estudio de la frecuencia respiratoria derivada del electrocardiograma (ECG) durante una prueba de esfuerzo (9). Esto indica que las últimas investigaciones demuestran indicios de que los umbrales ventilatorios pueden ser estimados de una forma más sencilla, sin tener que estar sujeto de forma obligatoria a una prueba de esfuerzo con analizador de gases. Por lo tanto, el presente estudio cobra mayor importancia, debido a la simplificación del proceso que supondría encontrar la forma de estimar el VT1 y el VT2 simplemente

con el registro de la HRV en reposo, valor que puede recogerse gracias a las bandas de frecuencia cardíaca que los deportistas emplean habitualmente durante sus entrenamientos, y que son accesibles para otras poblaciones, evitando así pruebas de ejercicio que requieran esfuerzos máximos y ahorrando tiempo, dinero, materiales y personal especializado.

1.2. Umbrales ventilatorios

Durante la práctica de ejercicio a intensidad incremental, el cuerpo humano transforma la energía con mecanismos que dependen de las necesidades reales. Se reconocen tres fases de utilización de la energía corporal, caracterizadas por diferentes procesos metabólicos y separadas por dos puntos, los cuales corresponden al umbral aeróbico (VT1) y al umbral anaeróbico (VT2), produciéndose a determinados valores de intensidad del ejercicio (carga de trabajo) y siendo variables entre individuos (10). El VT1 indica el cambio del metabolismo aeróbico (producción de energía utilizando oxígeno) al metabolismo anaeróbico (producción de energía sin oxígeno) y, la transición en la que se produce un aumento de la producción de CO₂, corresponde al VT2 (11,12).

La detección del VT1 se usa ampliamente no solo en deportes, sino también en entornos médicos, con el fin de estudiar el sedentarismo y procesos de recuperación activos. Sin embargo, la detección de VT2 se usa principalmente en atletas aficionados y profesionales para el desarrollo de planes de entrenamiento personalizados (13,14). Las pruebas de intercambio de gases y la toma de muestras de lactato en sangre son las técnicas más utilizadas para la detección de los umbrales, las cuales tienen lugar evaluando el rendimiento cardiorrespiratorio en reposo y durante el ejercicio, requiriéndose equipos costosos y personal especializado (15,16).

Como se ha comentado anteriormente, los cambios observados en los patrones respiratorios durante un ejercicio llevado a cabo a intensidad progresiva permiten la detección de los umbrales y, en relación con esto, se ha comprobado que la HRV tiene un comportamiento similar al patrón respiratorio por lo que el uso de esta variable también es válido para la estimación del VT1 y VT2 (17).

1.3. Variabilidad de la frecuencia cardíaca

La señal que aporta el ECG se asocia a la actividad del músculo cardíaco y se caracteriza a partir de la ocurrencia repetitiva de los latidos cardíacos (18). Cada ciclo de señal del ECG consta de distintas ondas, las cuales representan diferentes fases del latido cardíaco y se denota cada una con una letra (P, Q, R, S, T), tal y como se refleja en la figura 1 (19). El complejo QRS es una de las partes que mayor información aporta y refleja la combinación de la despolarización ventricular y repolarización atrial que ocurre prácticamente al mismo tiempo (18).

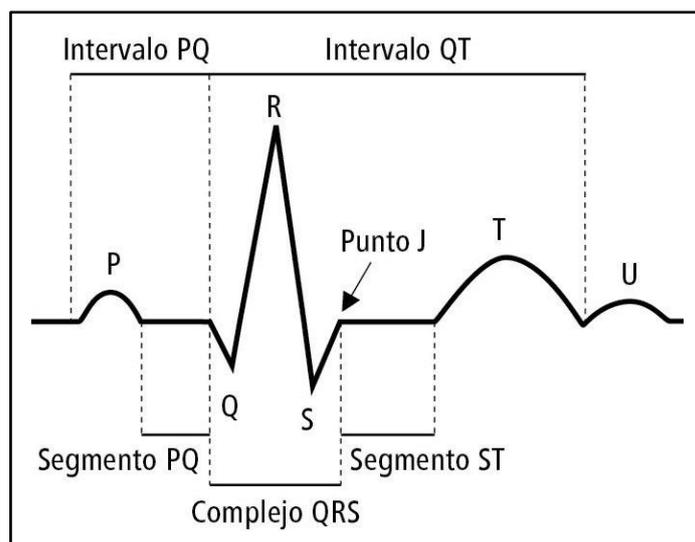


Figura 1. Ondas de una señal electrocardiográfica.

Los picos de la onda R en los electrocardiogramas pueden ser considerados como indicadores de la frecuencia de despolarización del nodo sinusal (18). Para detectar estos máximos, en una señal ECG digitalizada, es necesario realizar un proceso de detección de complejos QRS para conocer su tiempo de ocurrencia (20).

Es conocido que las fluctuaciones en el ritmo cardíaco son causadas por la actividad del sistema nervioso autónomo y este concepto corresponde a la HRV, pudiendo ser definido como la fluctuación o variación de los intervalos de tiempo existentes entre latidos adyacentes (21,22). Una HRV baja se asocia a un peor diagnóstico para una amplia gama de condiciones clínicas y unos niveles de condición física más bajos y, por el contrario, una elevada HRV es sinónimo de buena salud y condición física (23). En medicina, está adquiriendo cada vez más importancia el uso de la HRV con el fin evaluar el riesgo que tiene una persona de sufrir enfermedades cardiovasculares (24).

Por otro lado, en las ciencias del deporte es frecuente el análisis de la HRV durante el ejercicio, con el propósito de comprender los cambios fisiológicos provocados por el estrés del mismo (25,26). No obstante, el estudio de la HRV en reposo también es muy utilizado por los investigadores y entrenadores para entender y evaluar el impacto de la carga de entrenamiento sobre el organismo del deportista en general y sobre el sistema nervioso autónomo en particular, para así poder gestionar los periodos de recuperación (27,28). Está ampliamente demostrado que la HRV refleja de forma clara los cambios en el sistema nervioso autónomo, existiendo además una evidente sincronía entre esta variación de la frecuencia cardíaca (FC) y la respiración, suceso conocido como arritmia sinusal respiratoria (29). El estudio de la HRV consiste en analizar la variación de los instantes de ocurrencia de los latidos y se basa en el estudio de la actividad del nódulo sinoauricular (una de las estructuras del miocardio que compone el sistema de conducción eléctrica del corazón; figura 2) ya que se considera como la fuente de impulsos repetitivos que generan los latidos del corazón (30–32).

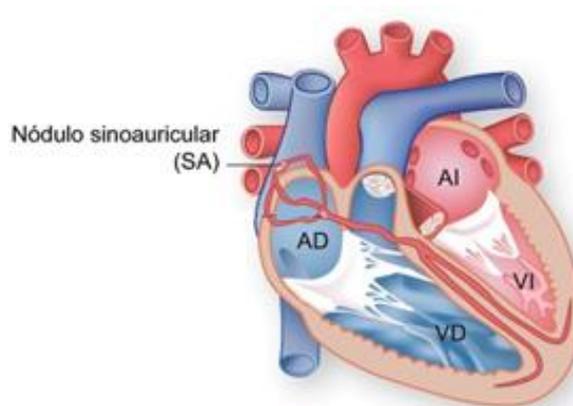


Figura 2. Representación gráfica de la ubicación del nódulo sinoauricular en el miocardio.

Las mediciones de la señal de la HRV utilizan una serie con las posiciones de las ondas R y su análisis se puede realizar en los dominios del tiempo, de la frecuencia, o utilizar métodos de dinámica no lineal, aunque en este estudio nos centraremos exclusivamente en las dos primeras (33–35). El análisis temporal reporta una serie de datos en forma de índices temporales, en los que se cuantifica la variabilidad en las mediciones de los intervalos entre latidos (34). Los valores de estos índices pueden ser expresados en unidades originales (milisegundos; ms) o como logaritmo natural de las unidades originales, con el fin de obtener una distribución más normal. En la tabla 1 se describen los diferentes índices temporales que serán empleados en la realización de este trabajo, seleccionados en base a lo que otros estudios que analizan la HRV en reposo han propuesto (36).

Tabla 1. Descripción de los índices temporales de la HRV.

Índice temporal	Unidades	Descripción
FCrep	ppm	Frecuencia cardíaca media en reposo
SDNN	ms	Desviación estándar de los intervalos RR normales
RMSSD	ms	Raíz cuadrada de las diferencias de los intervalos RR sucesivos
pNN50	%	Porcentaje de intervalos RR sucesivos que difieren en más de 50 ms entre sí

FCrep: Frecuencia cardíaca media en reposo / ms: milisegundos / pNN50: Percentage of successive RR intervals that differ by more than 50 ms / ppm: pulsaciones por minute / RMSSD: Root Mean Square of successive RR interval differences / SDNN: Standard Deviation of NN intervals / %: porcentaje.

El análisis frecuencial estudia la distribución de la potencia absoluta o relativa en cuatro bandas de frecuencia: la banda de ultra baja frecuencia (*ultra-low frequency*; ULF), de muy baja frecuencia (*very low frequency*; VLF), de baja frecuencia (*low frequency*; LF) y de alta frecuencia (*high frequency*; HF) (34,37). En la tabla 2 se describen todos los dominios frecuenciales empleados en este estudio, no incluyendo la banda ULF debido al tiempo de registro necesario (al menos 24 horas) para su obtención (38).

Tabla 2. Descripción del espectro de frecuencia de la HRV.

Parámetros frecuenciales	Unidades	Descripción
PVLF	ms ²	Potencia de la banda de muy baja frecuencia
PLF	ms ²	Potencia de la banda de baja frecuencia
PHF	ms ²	Potencia de la banda de alta frecuencia
PHFex	ms ²	Potencia de la banda de alta frecuencia extendida desde 0.15Hz hasta la mitad del valor de la frecuencia cardiaca media
PLFn	nu	Potencia de la banda de baja frecuencia normalizada
PHFn	nu	Potencia de la banda de alta frecuencia normalizada
LFHF	ms ²	División entre la potencia de la banda de baja frecuencia y la potencia de la banda de alta frecuencia
PLFexn	nu	Normalización de la potencia de la banda de baja frecuencia extendida desde 0.15Hz hasta la mitad del valor de la frecuencia cardiaca media
PHFexn	nu	Normalización de la potencia de la banda de alta frecuencia extendida desde 0.15Hz hasta la mitad del valor de la frecuencia cardiaca media
LFHFex	nu	División entre la potencia de la banda de baja frecuencia y la potencia de la banda de alta frecuencia extendida desde 0.15Hz hasta la mitad del valor de la frecuencia respiratoria

ex: extended / LFHF: division between Low Frequency band and High Frequency band / ms²: milisegundos al cuadrado / n: normalized / nu: normal units / PHF: Power of the High Frequency band / PLF: Power of the Low Frequency band / PVLF: Power of the Very Low Frequency band.

2. Materiales y métodos

En los siguientes subapartados se detalla la metodología seguida para la realización del presente trabajo.

En la figura 3 se expone un resumen del proceso metodológico en formato de diagrama de flujo.

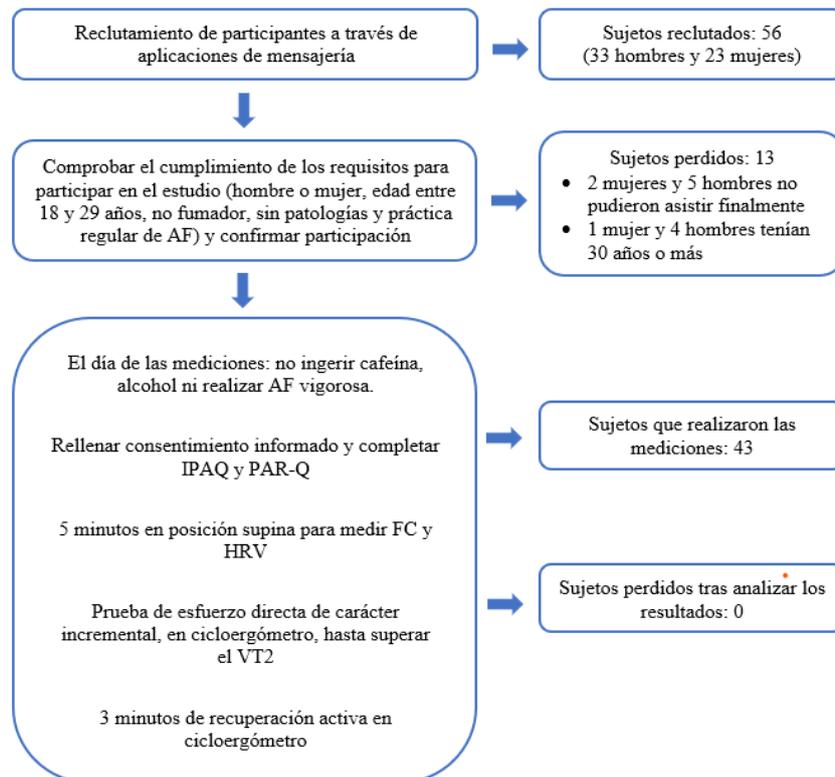


Figura 3. Diagrama de flujo del proceso metodológico.

2.1. Participantes

Un total de 43 hombres y mujeres participaron en el presente estudio. Del total de la muestra, un 53.5% fueron chicos (23 sujetos) y un 46.5% chicas (20 sujetos) jóvenes de entre 18 y 29 años. En el estudio solamente se incluyeron a aquellas personas que cumplieron con los siguientes criterios de inclusión establecidos: hombres y mujeres jóvenes (18 a 29 años), no padecer patologías o alguna condición clínica que contraindicara la práctica de ejercicio, no tomar medicación de forma habitual, no ser fumador y estar habituado a la práctica de actividad física (AF) (figura 3). Para conocer si los sujetos se encontraban habituados a la práctica de AF se les realizó de forma previa a las mediciones el *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ) y el 95.3% de los sujetos (41 de los 43 participantes) obtuvo como resultado que su nivel de AF era alto, el 4.7% de los sujetos restantes (2 sujetos) reportó un nivel de AF moderado (39).

En la tabla 3 se muestran las características descriptivas de los participantes separados por sexos.

Tabla 3. Características descriptivas de la muestra del estudio.

	Edad (años)	Peso (kg)	Talla (cm)	IMC (kg/m ²)	GC (%)
Hombres	22.8 ± 2.58	73.5 ± 6.62	180.0 ± 5.07	22.6 ± 1.48	14.8 ± 3.01
Mujeres	21.0 ± 1.84	62.3 ± 6.42	166.2 ± 4.89	22.6 ± 1.94	27.2 ± 4.82

cm: centímetros / IMC: Índice de masa corporal / GC: Grasa corporal / kg: kilogramos / kg/m²: kilogramos por metro cuadrado / %: porcentaje.

Cabe destacar que el estudio fue aprobado por el comité ético de investigación clínica de Aragón (ID de la aprobación: PI22/00474), y fue realizado respetando la Declaración de Helsinki (40). Tras una explicación clara de los riesgos potenciales del estudio, todos los voluntarios dieron su consentimiento informado por escrito.

2.2. Diseño experimental

Todos los sujetos completaron una sesión de pruebas en la que se llevaba a cabo una serie de mediciones antropométricas básicas, un ECG en reposo y una prueba de esfuerzo submáxima en cicloergómetro. Antes de las pruebas se les pidió que siguieran las siguientes instrucciones (41): [1] evitar el ejercicio físico extenuante el mismo día de la prueba, [2] estar correctamente hidratado, [3] dormir suficientemente el día anterior, [4] evitar la ingesta de sustancias estimulantes al menos 8 horas antes de la prueba, [5] llevar ropa cómoda para la realización de la prueba.

Las mediciones se realizaron en un laboratorio biomédico de la Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte de la Universidad de Zaragoza del campus de Huesca. La temperatura media durante el periodo en el que se realizaron las mediciones fue de 17.8 ± 1.62°C y el porcentaje medio de humedad fue de 38.2 ± 2.44%. Se llevaron a cabo en diferentes momentos del día, 35 de ellas en horario de mañanas, entre las 9:00 y 13:30 horas, y los 8 restantes por la tarde, entre las 15:00 y las 20:30 horas. Las sesiones fueron divididas en tres fases: la fase de reposo, la prueba en cicloergómetro y la fase de recuperación.

En la fase de reposo se llevó a cabo un ECG a través de un dispositivo *wearable*, (banda de pecho Polar H10) en reposo durante 5 minutos en posición de tendido supino, tiempo suficiente para llevar a cabo un análisis de la HRV (34,35). Durante este periodo de tiempo, el participante no habló ni se movió y, tras ello, se procedió a medir la tensión arterial en reposo. Se estableció un periodo de 2-3 minutos para cambiar de fase y que el participante fuera de la camilla al cicloergómetro (Ergoline; Ergoselect-100) y comenzase la prueba de esfuerzo. Se fijó un periodo de calentamiento de 3 minutos de duración a una intensidad de 50 wátios (W), para ambos sexos, y una frecuencia de pedaleo de entre 60 y 70 revoluciones por minuto (rpm), la misma cadencia que se mantuvo para el resto de la prueba. Tras el calentamiento se realizaron incrementos en la carga de trabajo cada 30 segundos (15W en hombres y 10W en mujeres), la prueba finalizó entre 30 segundos y 1 minutos después de observar un incremento brusco en el consumo de CO₂, asociado al momento en el que se alcanza el VT2 o cuando se cumplieron los siguientes criterios: alcanzar el 90% de la FCmax teórica calculada con la fórmula de Tanaka y col. ($FC_{max} = 208 - 0.7 \times \text{edad}$), superar o igualar un cociente respiratorio de 1.1 o si el sujeto no es capaz de mantener una cadencia igual o mayor a 60rpm (42). La toma de decisión de finalizar la prueba de esfuerzo submáxima, tras superar el VT2, y la detección de VT1 y VT2 fue realizada por dos investigadores distintos.

Con los resultados de las pruebas realizadas se llevó a cabo un informe individualizado para cada uno de los 43 participantes, permitiendo a los sujetos interpretar y conocer los valores obtenidos en las diferentes mediciones (Anexo I).

2.3. Registro de datos

En primer lugar, los sujetos informaron por sí mismos de su fecha de nacimiento y de información personal a través de la cumplimentación del IPAQ y de un cuestionario de aptitud física validado, concretamente el *Physical Activity Readiness Questionnaire* (PARQ) (39,43).

Se evaluaron algunas características antropométricas de los sujetos. La altura fue medida con un tallímetro fijo en la pared, previamente calibrado, de 1 milímetro de precisión, con los sujetos de pie con las escápulas, los glúteos y los talones apoyados contra la pared, los pies juntos y la cabeza en el plano de Frankfort. Se utilizó un analizador de composición corporal portátil (TANITA BC-601; Tanita Corp., Tokyo, Japan) para medir la masa corporal con una precisión de 0.1 kg, con ropa ligera y después de orinar. La TANITA BC-601 también fue utilizada para estimar el porcentaje de grasa corporal. El IMC se calculó dividiendo el peso en kilogramos para la altura en metros cuadrados.

El ECG en reposo y la posterior recogida de datos de FC durante la prueba de esfuerzo se llevó a cabo con un dispositivo *wearable*, concretamente una banda de frecuencia cardíaca de la marca comercial Polar (modelo H10), un instrumento validado para monitorizar datos de la HRV en condiciones de reposo y en ejercicio de resistencia (44). Los intervalos RR, la FC media y el resto de las variables

cardíacas fueron registradas en la aplicación móvil ECGLogger gracias a la señal reportada por el Polar H10.

Los parámetros ventilatorios fueron medidos durante la prueba de esfuerzo a través de un analizador de gases (Ergocard CPX Pro; Medisoft).

2.4. Análisis de datos y procesamiento de la señal

La señal del ECG sin procesar, registrada por el Polar H10, se descargó mediante la aplicación móvil ECGLogger. Las series temporales del intervalo RR se calcularon a partir de las detecciones de onda R obtenidas a partir de un detector con parámetros optimizados para entornos ruidosos (45,46).

Se aplicó un algoritmo de incidencias con el fin de realizar la detección y corrección de los posibles latidos anómalos o falsas detecciones, obteniendo así el vector de las detecciones normales del ECG y un vector donde además se incluyen las detecciones anómalas corregidas. Para el resto del trabajo se empleó el vector con las detecciones normales (9,47).

2.5. Variabilidad de la frecuencia cardíaca

Los índices de la HRV fueron obtenidos mediante algoritmos específicamente desarrollados para este proyecto por un ingeniero de telecomunicaciones, colaborador del grupo de investigación BSICoS, y la cotutora del presente trabajo, la Dra. R. Bailón. Para la ejecución del algoritmo fue empleada la versión R2022b de MATLAB (MATLAB, MathWorks Inc., Natick, MA, USA), un sistema de cómputo numérico con un lenguaje de programación propio.

2.5.1. Dominio temporal

Se estudiaron los siguientes índices temporales de la HRV (34,35): la frecuencia cardíaca media (FCrep), la desviación estándar de los intervalos RR normales (SDNN), la raíz cuadrada de la media cuadrática de las diferencias sucesivas de los intervalos RR adyacentes (RMSSD) y el porcentaje de intervalos RR sucesivos que discrepan más de 50ms entre sí (pNN50). Para este trabajo todos los índices temporales han sido estudiados en la fase de reposo.

2.5.2. Dominio frecuencial

Para el análisis del dominio frecuencial, la señal de la HRV se obtuvo siguiendo un método basado en el modelo “*intergal pulse frequency modulation*” (IPFM) (48): a partir de la serie de intervalos RR, derivamos la señal de frecuencia cardíaca instantánea y la muestreamos uniformemente a 4 Hz. Posteriormente, obtuvimos FCrep utilizando filtro paso bajo con frecuencia de corte hasta 0.03Hz.

Para la estimación de las propiedades espectrales de las señales derivadas de la HRV se desarrollaron tres algoritmos diferentes. El método 1 se basó en el análisis clásico de la señal de

la HRV (49). Para el método 2 se aplicó el periodograma de Welch, usando una ventana de Hamming con una duración de 120 segundos. El tercer método empleó el mismo algoritmo que el anterior, sin embargo, la señal de la HRV fue corregida a partir de la FC media variable en el tiempo (método 2 normalizado).

Una vez estimado el espectro de potencia de la señal de HRV, se analizaron tres componentes espectrales principales, PVLF, PLF y PHF, obtenidas integrando la potencia en sus correspondientes bandas de frecuencia (PVLF: 0.0033-0.04 Hz, PLF: 0.04-0.15 Hz, PHF: 0.15-0.4).

2.6. Tratamiento estadístico

El análisis estadístico fue desarrollado usando el software IBM SPSS (versión 21; Chicago, IL, USA). Los valores descriptivos de las variables analizadas se presentan como media \pm desviación estándar. El nivel de significación fue de un 5%, es decir, p -valor ≤ 0.05 . Para comprobar la correlación entre las variables que se introducirían posteriormente en el análisis de regresión lineal, se llevó a cabo una matriz de correlación entre las variables del dominio temporal y a continuación entre los métodos y las variables del dominio frecuencial.

Para intentar cumplir con el objetivo de predecir los umbrales ventilatorios (VT1 y VT2) se llevó a cabo un análisis de regresión lineal múltiple, aplicando el método de selección de las variables hacia atrás. Como variables independientes o predictoras actuaron la edad, el sexo, variables antropométricas como el IMC y el porcentaje de grasa corporal, valores del ritmo cardíaco como la FCres (variable que tiene en cuenta FCrep y FCmax teórica), índices temporales y variables del dominio frecuencial obtenidas a través de diferentes métodos. Como variables a predecir o variables dependientes, se introdujeron los valores de VT1 y VT2 de los participantes en diferentes unidades de medición con el fin de conocer el mejor método de predicción (VO₂ en litros por minuto, LO₂/min y FC en pulsaciones por minuto, ppm). Para la elección del modelo de predicción se consideró a aquel que tuviera una mayor R² corregida, siempre y cuando cumpliera con unos valores de factor de inflación de la varianza (FIV) inferiores a 5.0 para todas las variables del modelo, de acuerdo con lo que afirman los expertos en la materia (50), y que el modelo predictor tuviera un nivel de significación elevado ($p \leq 0.05$).

Tras escoger los modelos de predicción del VT1 y del VT2 fueron elaboradas y ejecutadas las ecuaciones de regresión múltiple (ecuaciones de predicción) y, con el fin de comprobar el funcionamiento de las mismas y evaluar la veracidad de los resultados, se realizó una prueba T para muestras relacionadas, comparando los valores predichos con los reales, y un diagrama de Bland Altman para reflejar de forma gráfica los resultados.

3. Resultados

Como se ha comentado en el apartado de tratamiento estadístico, el primer análisis llevado a cabo fue una matriz de correlación para las variables del dominio temporal y del dominio frecuencial por separado. La finalidad de este fue conocer la correlación entre las variables del mismo tipo para conocer cuáles eran las que debían ser incluidas posteriormente en el análisis de regresión lineal. Las variables que presentaron una correlación muy alta y casi perfecta ($r > 0.900$), fueron estudiadas y se excluyeron del análisis de regresión lineal aquellas que fueran explicadas o calculadas a partir de la otra, evitando de esta forma un aumento en la intensidad de la multicolinealidad en el análisis de regresión.

En primer lugar, se muestran los resultados obtenidos de la matriz de correlación realizada entre las variables del dominio temporal incluidas en este estudio (FCrep, SDNN, RMSSD, SDSD, pNN50).

Tabla 4. Matriz de correlación entre los índices temporales de la HRV.

		FCrep	SDNN	RMSSD	pNN50
FCrep	<i>r</i>	1	-0.320	-0.542	-0.524
	<i>p</i>		0.000	0.000	0.000
SDNN	<i>r</i>		1	0.734	0.730
	<i>p</i>			0.000	0.000
RMSSD	<i>r</i>			1	0.952*
	<i>p</i>				0.000
pNN50	<i>r</i>				1
	<i>p</i>				

* Nivel de correlación muy alto ($r > 0.900$)

** Nivel de correlación perfecto ($r = 1.000$)

FCrep: Frecuencia cardíaca media en reposo / pNN50: Percentage of successive RR intervals that differ by more than 50 ms / RMSSD: Root Mean Square of successive RR interval differences / SDNN: Standard Deviation of NN intervals.

La correlación existente entre la FCrep y el resto de los índices temporales es moderada o baja, algo similar a lo que sucede con la variable SDNN, la cual, aunque presenta una *r* de Pearson algo superior en dos de los índices temporales (RMSSD y pNN50), dista de tener correlaciones perfectas o casi perfectas con las otras variables del dominio temporal (tabla 4). Sin embargo, el índice temporal RMSSD, presenta una correlación casi perfecta con el índice pNN50 ($r = 0.952$) (tabla 4). Por ello, además de incluir en el posterior análisis de regresión los índices FCrep y SDNN como variables independientes, se introdujo también el RMSSD, ya que, debido a la fuerte correlación que presenta con el pNN50, esta tiene en cuenta ambos índices, favoreciendo así que la regresión lineal presente un FIV más reducido.

Como se ha comentado anteriormente, para este estudio fueron diseñados 3 métodos distintos para el análisis del dominio frecuencial de la HRV. El método 2 normalizado es calculado a partir del algoritmo del método 2, sin embargo, el método 1 presenta un algoritmo diferente a los anteriores. Por ello, con el fin de determinar los métodos que serían incluidos en el análisis de regresión, se llevó a cabo un análisis de correlación entre las variables del método 2 y método 2 normalizado para observar si existía una concordancia entre ambos, ya que el método 1 fue escogido directamente al presentar un código de programación distinto (tabla 5).

Tabla 5. Análisis de correlación entre las variables frecuenciales del método 2 y método 2 normalizado.

	PVLF	PLF	PHF	PHFex	PLFn	PHFn	LFHF	PLFexn	PHFexn	LFHFex
<i>r</i>	0.405	1.000**	1.000**	1.000**	1.000**	1.000**	1.000**	1.000**	1.000**	1.000**
<i>p</i>	0.007	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

** Nivel de correlación perfecto ($r = 1.000$)

ex: extended / LFHF: division between Low Frequency band and High Frequency band / n: normalized / PHF: Power of the High Frequency band / PLF: Power of the Low Frequency band / PVLF: Power of the Very Low Frequency band.

Los resultados muestran que el método 2 y el método 2 normalizado tienen una correlación perfecta ($r = 1.000$) en 9 de las 10 variables del dominio frecuencial, ya que la variación de la FCr en estado de reposo es mínima, lo que indica que la inclusión de ambos métodos en el modelo de regresión no supondrá cambios significativos sobre el modelo de predicción que se obtenga a partir de la regresión lineal. Por ello, además del método 1, se introducirán como variables independientes en la regresión a las calculadas por el método 2 ya que, el método 2 normalizado, se obtiene a partir del anterior, siendo por lo tanto más sencilla la obtención del primero.

Una vez seleccionados los métodos (método 1 y método 2), se valoró la correlación entre las variables frecuenciales de ambos, para determinar si alguna de las variables debía dejarse fuera del modelo de regresión, con el fin de evitar una intensificación de la multicolinealidad entre las variables incluidas en la posterior regresión lineal (tabla 6.1 y 6.2).

Tabla 6.1. Matriz de correlación entre las variables frecuenciales del método 1.

		PVLF	PLF	PHF	PHFex	PLFn	PHFn	LFHF	PLFexn	PHFexn	LFHFex
PVLF	<i>r</i>	1	0.262	0.135	0.158	0.160	-0.160	0.113	0.144	-0.144	0.104
	<i>p</i>		0.089	0.388	0.311	0.305	0.305	0.471	0.357	0.357	0.509
PLF	<i>r</i>		1	0.480	0.486	0.312	-0.312	0.158	0.310	-0.310	0.162
	<i>p</i>			0.001	0.001	0.042	0.042	0.312	0.043	0.043	0.300
PHF	<i>r</i>			1	0.997*	-0.494	0.494	-0.423	-0.494	0.494	-0.419
	<i>p</i>				0.000	0.001	0.001	0.005	0.001	0.001	0.005
PHFex	<i>r</i>				1	-0.483	0.483	-0.423	-0.491	0.491	-0.423
	<i>p</i>					0.001	0.001	0.005	0.001	0.001	0.005
PLFn	<i>r</i>					1	-1.000**	0.875	0.993*	-0.993*	0.868
	<i>p</i>						0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
PHFn	<i>r</i>						1	-0.875	-0.993*	0.993*	-0.868
	<i>p</i>							0.000	0.000	0.000	0.000
LFHF	<i>r</i>							1	0.884	-0.884	0.996*
	<i>p</i>								0.000	0.000	0.000
PLFexn	<i>r</i>								1	-1.000**	0.088
	<i>p</i>									0.000	0.000
PHFexn	<i>r</i>									1	-0.886
	<i>p</i>										0.000
LFHFex	<i>r</i>										1
	<i>p</i>										

* Nivel de correlación muy alto ($r > 0.900$)

** Nivel de correlación perfecto ($r = 1.000$)

ex: extended / LFHF: division between Low Frequency band and High Frequency band / n: normalized / PHF: Power of the High Frequency band / PLF: Power of the Low Frequency band / PVLF: Power of the Very Low Frequency band.

En la tabla 6.1 puede observarse cómo las dos primeras variables del dominio frecuencial (PVLF y PLF) no presentan una correlación fuerte con ninguna de las otras ocho, por lo que estas primeras fueron incluidas para el análisis de regresión. La variable PHF presenta un nivel de correlación muy elevado ($r = 0.997$) con la variable PHFex, ya que en reposo es difícilmente esperable que existan grandes variaciones entre ellas, y por ello PHFex se excluyó del análisis de regresión, incluyendo como tercera variable independiente la PHF. La cuarta variable del dominio frecuencial que fue incluida fue la PLFn, la cual presentó una correlación perfecta con PHFn ($r = 1.000$), ya que por definición se calcula a partir de la anterior, además de unos niveles correlacionales muy elevados tanto con la variable PLFexn ($r = 0.993$) como con la variable PHFexn ($r = 0.993$). Puesto que la variable PLFn fue tomada en cuenta para el cálculo de las otras tres citadas, fue la que se incluyó en el modelo de regresión. La quinta y última variable incluida en el modelo de regresión fue la LFHF, ya que presentó una correlación casi perfecta ($r = 0.996$) con LFHFex, dejando fuera de la regresión lineal a esta última.

Respecto a la matriz de correlación llevada a cabo entre las variables calculadas a partir del método 2 (tabla 6.2), cabe destacar que los resultados son muy semejantes al análisis realizado con el método 1, puesto que los valores de r son prácticamente los mismos. Por ello, al igual que sucede con el primer

método, se incluyen las mismas 5 variables (PVLF, PLF, PHF, PLFn, LFHF), de las 10 posibles, en el modelo de regresión que se realizará posteriormente para este método.

Tabla 6.2. Matriz de correlación entre las variables frecuenciales del método 2.

		PVLF	PLF	PHF	PHFex	PLFn	PHFn	LFHF	PLFexn	PHFexn	LFHFex
PVLF	<i>r</i>	1	0.294	0.094	0.119	0.200	-0.200	0.141	0.181	-0.181	0.124
	<i>p</i>		0.056	0.547	0.447	0.199	0.199	0.366	0.245	0.245	0.429
PLF	<i>r</i>		1	0.372	0.385	0.327	-0.327	0.353	0.328	-0.328	0.349
	<i>p</i>			0.014	0.011	0.032	0.032	0.020	0.032	0.032	0.022
PHF	<i>r</i>			1	0.997*	-0.567	0.567	-0.447	-0.567	0.567	-0.443
	<i>p</i>				0.000	0.000	0.000	0.003	0.000	0.000	0.003
PHFex	<i>r</i>				1	-0.549	0.549	-0.439	-0.559	0.559	-0.442
	<i>p</i>					0.000	0.000	0.003	0.000	0.000	0.003
PLFn	<i>r</i>					1	-1.000**	0.890	0.990*	-0.990*	0.879
	<i>p</i>						0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
PHFn	<i>r</i>						1	-0.890	-0.990*	0.990*	-0.879
	<i>p</i>							0.000	0.000	0.000	0.000
LFHF	<i>r</i>							1	0.897	-0.897	0.994*
	<i>p</i>								0.000	0.000	0.000
PLFexn	<i>r</i>								1	-1.000**	0.900*
	<i>p</i>									0.000	0.000
PHFexn	<i>r</i>									1	-0.900*
	<i>p</i>										0.000
LFHFex	<i>r</i>										1
	<i>p</i>										

* Nivel de correlación muy alto ($r > 0.900$)

** Nivel de correlación perfecto ($r = 1.000$)

ex: extended / LFHF: division between Low Frequency band and High Frequency band / n: normalized / PHF: Power of the High Frequency band / PLF: Power of the Low Frequency band / PVLF: Power of the Very Low Frequency band.

Una vez estudiadas las variables independientes que debían ser introducidas en el análisis de regresión lineal, se procedió a llevar a cabo dicho tratamiento estadístico. En todos los modelos de regresión propuestos hubo una serie de variables dependientes que fueron comunes (el sexo, la edad, el IMC, la FCres, el porcentaje de grasa corporal y los índices temporales RMSSD y SDNN) y otras que diferían en función del método de análisis frecuencial escogido (método 1 o método 2).

En primer lugar, se realizó un análisis de regresión para estimar el VT1 y el VT2 en valores absolutos (LO_2/min) del VO_2 , utilizando los dos métodos de análisis frecuencial seleccionados (método 1 y método 2) para cada umbral ventilatorio (tabla 7.1 y 7.2).

Los modelos reportados por el análisis de regresión para predecir el VT1 en valores absolutos reflejan unos valores de R^2 corregida ligeramente superiores en aquellos en los que se han introducido las variables frecuenciales obtenidas a partir del método 2 (tabla 7.1). En base a los criterios de selección expuestos en el punto 2.6, fue seleccionado el modelo *g*, el cual presenta una R^2 corregida de 0.467, un error estándar de estimación de $\pm 0.401 \text{ LO}_2/\text{min}$ y un nivel de significación inferior a 0.05 ($p = 0.000$). El modelo seleccionado incluye como variables predictoras o independientes la edad, el sexo, la FCres, el índice temporal RMSSD y las variables frecuenciales PHF y PLFn. El resto de los modelos de

predicción propuestos, junto con los valores del FIV de cada variable y otros coeficientes, se encuentran recogidos en el Anexo II.

En la tabla 7.2 se muestran los diferentes métodos obtenidos de la regresión lineal realizada para la predicción del VT2, donde se puede observar que, aunque los modelos obtenidos al introducir las variables del método 2 de análisis frecuencial presentan unas R^2 ajustadas superiores, no es seleccionado ningún modelo que tiene en cuenta dicho método. Esto se debe a que el FIV de algunas variables de los modelos que tienen en cuenta el método 2, es superior a 5.0 (Anexo II), por lo que directamente fueron descartados y se seleccionó el modelo *f*, cuya R^2 ajustada es de 0.664, su error estándar de estimación es ± 0.392 LO₂/min y su nivel de significación es 0.000. El modelo seleccionado tiene en cuenta las siguientes variables: la edad, el sexo, el porcentaje de grasa corporal y las variables frecuenciales de PVLF, PHF, PLFn y LFHF.

Tabla 7.1. Modelos de regresión lineal con VT1 (LO₂/min) como variable dependiente.

Modelos	Método 1 de análisis frecuencial						Método 2 de análisis frecuencial					
	R	R ²	R ² corregida	ES de estimación	p	DW	R	R ²	R ² corregida	ES de estimación	p	DW
a.	0.747	0.557	0.380	0.432	0.005		0.770	0.593	0.430	0.415	0.002	
b.	0.746	0.556	0.398	0.426	0.003		0.769	0.591	0.446	0.409	0.001	
c.	0.744	0.554	0.414	0.420	0.001		0.766	0.586	0.457	0.405	0.001	
d.	0.741	0.549	0.426	0.416	0.001		0.763	0.582	0.469	0.401	0.000	
e.	0.738	0.544	0.437	0.412	0.000		0.758	0.575	0.475	0.398	0.000	
f.	0.734	0.539	0.446	0.409	0.000		0.749	0.560	0.473	0.399	0.000	
g.	0.730	0.532	0.454	0.406	0.000		0.737	0.543	0.467	0.401	0.000	
h.	0.726	0.527	0.463	0.403	0.000		0.717	0.514	0.449	0.408	0.000	
i.	0.706	0.499	0.446	0.409	0.000	2.020	0.704	0.495	0.442	0.410	0.000	1.975

DW: Durbin-Watson / ES: Error Estándar

■ Modelo de predicción escogido

Tabla 7.2. Modelos de regresión lineal con VT2 (LO₂/min) como variable dependiente.

Modelos	Método 1 de análisis frecuencial						Método 2 de análisis frecuencial					
	R	R ²	R ² corregida	ES de estimación	p	DW	R	R ²	R ² corregida	ES de estimación	p	DW
a.	0.865	0.748	0.647	0.402	0.000		0.883	0.780	0.692	0.375	0.000	
b.	0.865	0.748	0.658	0.395	0.000		0.883	0.779	0.701	0.369	0.000	
c.	0.864	0.747	0.668	0.390	0.000		0.881	0.777	0.707	0.366	0.000	
d.	0.859	0.738	0.667	0.390	0.000		0.877	0.768	0.705	0.367	0.000	
e.	0.858	0.736	0.674	0.386	0.000		0.875	0.765	0.709	0.364	0.000	
f.	0.848	0.720	0.664	0.392	0.000		0.866	0.750	0.699	0.371	0.000	
g.	0.838	0.702	0.652	0.399	0.000							
h.	0.826	0.682	0.639	0.406	0.000	1.984						2.018

DW: Durbin-Watson / ES: Error Estándar

■ Modelo de predicción escogido

Con el fin de estimar el VT1 y el VT2 en una unidad alternativa a los parámetros ventilatorios, se decidió llevar a cabo un análisis de regresión para predecir las variables anteriormente mencionadas en pulsaciones por minuto (tabla 8.1 y 8.2).

Los modelos de predicción del VT1 en FC, desarrollados tras el análisis de regresión, muestran unos valores de R^2 corregida notablemente más bajos que en la predicción llevada a cabo en VO_2 (tabla 8.1). Además, todos los modelos menos dos, no son estadísticamente significativos ($p > 0.05$), lo que significa que la predicción de los modelos carece de precisión alguna. Algo muy similar sucede con los modelos de predicción que se reportan en la tabla 8.2, donde, aunque son ligeramente superiores los valores de R^2 corregida, siguen estando lejos de los observados en los modelos de predicción del VT2 en valores de VO_2 absolutos.

Tabla 8.1. Modelos de regresión lineal con VT1 (ppm) como variable dependiente.

Modelos	Método 1 de análisis frecuencial						Método 2 de análisis frecuencial					
	R	R ²	R ² corregida	ES de estimación	p	DW	R	R ²	R ² corregida	ES de estimación	p	DW
a.	0.424	0.180	-0.148	17.852	0.865		0.436	0.190	-0.134	17.737	0.835	
b.	0.424	0.180	-0.112	17.563	0.800		0.436	0.190	-0.097	17.449	0.762	
c.	0.423	0.179	-0.077	17.289	0.718		0.436	0.190	-0.063	17.174	0.672	
d.	0.422	0.178	-0.046	17.037	0.623		0.436	0.190	-0.031	16.913	0.568	
e.	0.421	0.177	-0.017	16.797	0.517		0.436	0.190	-0.001	16.666	0.457	
f.	0.419	0.176	0.011	16.566	0.405		0.435	0.189	0.027	16.429	0.346	
g.	0.418	0.174	0.037	16.349	0.297		0.435	0.189	0.054	16.206	0.243	
h.	0.416	0.173	0.062	16.136	0.198		0.433	0.188	0.078	15.995	0.156	
i.	0.402	0.162	0.073	16.035	0.143		0.428	0.183	0.097	15.827	0.096	
j.	0.388	0.150	0.085	15.936	0.093		0.415	0.172	0.108	15.730	0.059	
k.	0.362	0.131	0.088	15.909	0.060		0.395	0.156	0.114	15.683	0.034	1.965
l.	0.337	0.114	0.092	15.871	0.027	1.984						

DW: Durbin-Watson / ES: Error Estándar

Tabla 8.2. Modelos de regresión lineal con VT2 (ppm) como variable dependiente.

Modelos	Método 1 de análisis frecuencial						Método 2 de análisis frecuencial					
	R	R ²	R ² corregida	ES de estimación	p	DW	R	R ²	R ² corregida	ES de estimación	p	DW
a.	0.542	0.294	0.011	17.279	0.441		0.552	0.305	0.027	17.144	0.399	
b.	0.542	0.293	0.043	17.001	0.346		0.552	0.305	0.058	16.866	0.307	
c.	0.535	0.286	0.063	16.820	0.281		0.552	0.304	0.087	16.601	0.224	
d.	0.528	0.279	0.083	16.642	0.219		0.546	0.299	0.107	16.416	0.168	
e.	0.513	0.263	0.089	16.581	0.189		0.542	0.294	0.128	16.227	0.118	
f.	0.503	0.253	0.103	16.455	0.144		0.531	0.282	0.139	16.123	0.088	
g.	0.481	0.231	0.103	16.456	0.126		0.499	0.249	0.124	16.266	0.093	
h.	0.458	0.210	0.103	16.456	0.107		0.481	0.231	0.127	16.235	0.073	
g.	0.425	0.181	0.094	16.536	0.101		0.454	0.206	0.123	16.275	0.061	
i.	0.386	0.149	0.084	16.631	0.094		0.430	0.185	0.122	16.280	0.045	
j.	0.368	0.136	0.092	16.554	0.054		0.385	0.148	0.106	16.431	0.040	1.768
k.	0.342	0.117	0.096	16.524	0.025	1.859						

DW: Durbin-Watson / ES: Error Estándar

Por lo anteriormente expuesto, ninguno de los modelos de predicción de los umbrales ventilatorios en FC fue seleccionado para crear una ecuación predictora, ya que los modelos escogidos en las tablas 7.1 y 7.2 explican en mayor medida las variables dependientes (VT1 y VT2).

A continuación, se presentan las ecuaciones de estimación, o ecuaciones de regresión múltiple, creadas a partir de los modelos seleccionados en las tablas 7.1 y 7.2:

- Ecuación de predicción del VT1 en LO₂/min:

$$VT1 = -4,364 + [sexo \times (-0,395)] + (años \times 0,061) + (FCres \times 0,033) + [RMSSD \times (-0,006)] + (PHF \times 108,458) + (PLFn \times 1,269)$$

Figura 4.1. Ecuación de regresión lineal múltiple para la estimación de VT1 (LO₂/min).

- Ecuación de predicción del VT2 en L/min:

$$VT2 = -1,482 + [sexo \times (-1,111)] + (años \times 0,116) + (\%GC \times 0,037) + [PVLf \times (-49,934)] + (PHF \times 49,328) + (PLFn \times 2,180) + [LFHF \times (-0,175)]$$

Figura 4.2. Ecuación de regresión lineal múltiple para la estimación de VT2 (LO₂/min).

En la tabla 9 se observan los resultados obtenidos de la prueba t para muestras relacionadas que se llevó a cabo entre los valores reales y los valores predichos del VT1 y del VT2.

Tabla 9. Prueba t para muestras relacionadas entre los valores reales y los valores predichos del VT1 y del VT2.

		Media	Media de las diferencias	t	gl	p
VT1 (LO₂/min)	<i>v. real</i>	1.618 ± 0.549	0.023 ± 0.372	0.413	42	0.682
	<i>v. predicho</i>	1.595 ± 0.405				
VT2 (LO₂/min)	<i>v. real</i>	2.155 ± 0.676	0.011 ± 0.356	0.200	42	0.842
	<i>v. predicho</i>	2.144 ± 0.574				

gl: grados de libertad / *LO₂/min:* Litros de oxígeno por minuto / *v.:* Valor / *VT1:* Ventilatory Threshold 1 o Umbral aeróbico / *VT2:* Ventilatory Threshold 2 o Umbral anaeróbico.

Los valores medios reales y los predichos son bastante similares, con diferencias de 0.023 ± 0.372 LO₂/min para el VT1 y de 0.011 ± 0.356 LO₂/min para el VT2. Cabe destacar que no existen diferencias significativas entre los valores predichos y los valores reales para ninguno de los dos umbrales ventilatorios, ya que el estadístico *p* es superior a 0.05 (*p* = 0.682 en VT1 y *p* = 0.842 en VT2).

En la figura 5.1 puede observarse como los puntos no se agrupan alrededor de la línea media ni entre los límites del grado de dispersión establecidos (límite superior = 0.1377 y límite inferior = -0.0910).

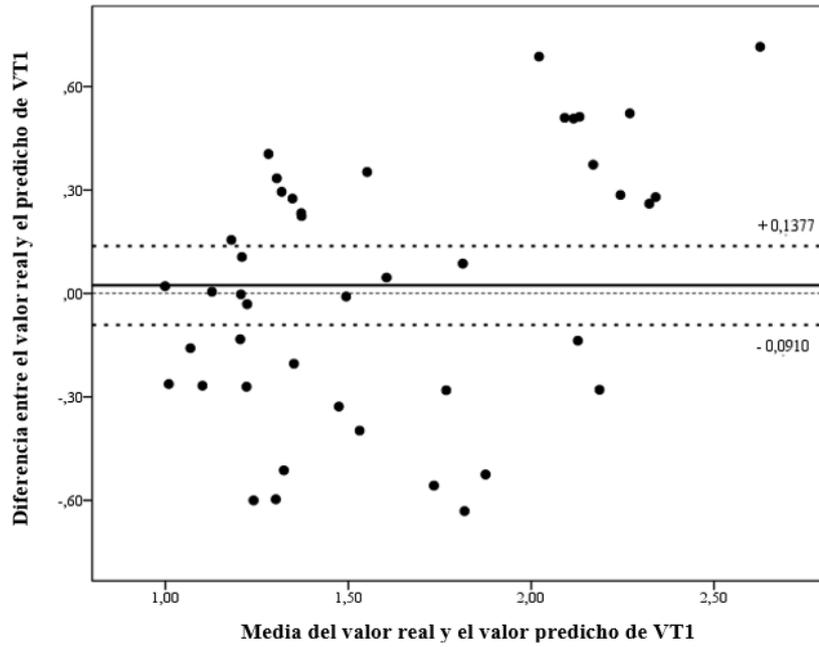


Figura 5.1. Diagrama de Bland-Altman para los valores de VT1.

Por su parte, el diagrama de Bland-Altman, correspondiente a la comparación de los valores reales de VT2 con los predichos por la ecuación de regresión múltiple (figura 5.2), muestra unos resultados similares a los de la figura anterior, aunque los puntos reflejan una agrupación algo superior en torno a la línea de valores medios.

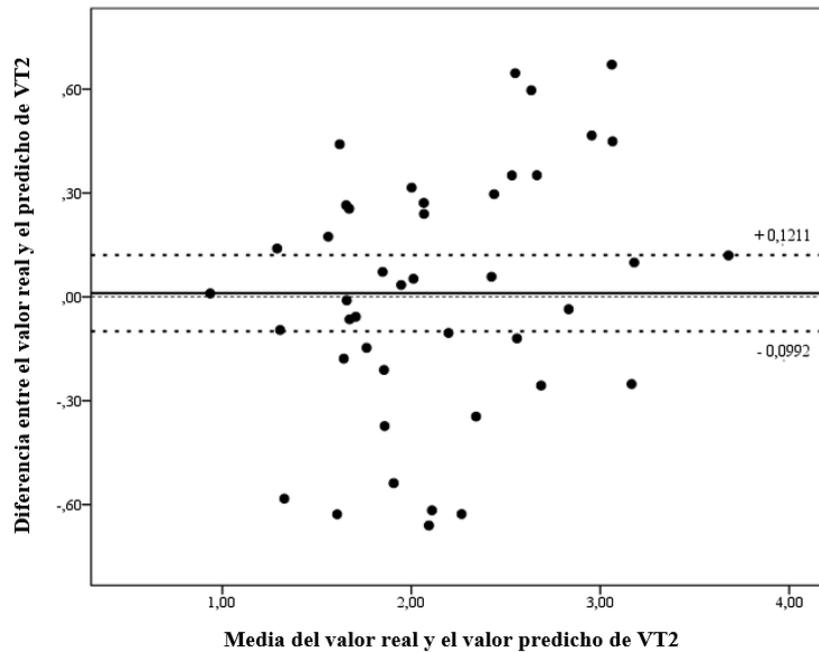


Figura 5.2. Diagrama de Bland-Altman para los valores de VT2.

4. Discusión

En la actualidad el análisis de la HRV durante el esfuerzo es un procedimiento habitual que llevan a cabo los investigadores con el fin de estimar los umbrales ventilatorios (17,51). Sin embargo, no hay estudios que analicen la HRV en reposo para estimar el VT1 y el VT2. Es por ello que el presente estudio pretende crear un novedoso modelo de predicción de los umbrales ventilatorios desde un estado de reposo, mediante el análisis de la HRV, datos que han sido proporcionados en este caso por la banda de pecho Polar H10.

El modelo de predicción escogido para la estimación del VT1 en LO_2/min , logra explicar en un 46.7% el valor obtenido de la variable dependiente, teniendo en cuenta un total de 6 variables entre las que se encuentran el sexo, la edad, la FCres, la RMSSD y la PHF y la PLFn, obtenidas estas dos últimas a partir del método 2 del análisis frecuencial. A través de este modelo fue creada una ecuación matemática (figura 4.1) para estimar los valores de VO_2 (LO_2/min) en el momento del VT1, y se observó que los valores reales y los predichos no difirieron de forma significativa entre sí. Por su parte, el modelo escogido para estimar los valores de VT2 en valores absolutos VO_2 , logró explicar en un 66.4% la variable dependiente (VT2 en LO_2/min), teniendo en cuenta 7 variables: el sexo, la edad, el porcentaje de GC y 4 variables del análisis frecuencial obtenidas a partir del método 1 (PVLF, PHF, PLFn y LFHF). Aplicando en toda la muestra ($n = 43$) la ecuación matemática diseñada (figura 4.2) y comparando esos resultados con los valores reales de VT2, no pudieron observarse diferencias significativas, por lo que, al igual que sucede con el VT1, podemos determinar que los valores predichos no difirieron significativamente de la realidad.

El porcentaje no explicado por las ecuaciones de regresión lineal múltiple se debe a factores externos no contemplados dentro de la ecuación como pueden ser el nivel de condición física, la alimentación y el descanso del día anterior, la temperatura ambiente o el horario de la prueba entre otros. Por otro lado, cabe destacar que ambos modelos tienen en cuenta variables cuya determinación es sencilla y no requiere ningún tipo de procedimiento ni costo, como son el sexo o la edad, y otras variables que también son fáciles de obtener pero que sí requieren de un proceso de medición, como son la FCres, para la que se requiere la FCrep y la FCmax teórica; el porcentaje de GC, obtenido en este caso mediante una báscula de bioimpedancia eléctrica; y las variables del análisis frecuencial, obtenidas a partir de un ECG en reposo mediante la banda de pecho Polar H10.

A pesar de no encontrar diferencias significativas entre los valores predichos y los valores reales, al observar los diagramas de Bland-Altman puede apreciarse como, tanto para los valores del VT1 como para los valores del VT2, el grado de dispersión es elevado, ya que la mayoría de los valores se encuentran alejados de la línea del valor medio e incluso fuera de los límites del grado de dispersión. Esto supone que la consonancia entre los valores reales y predichos no sea tan fuerte como podía parecer en primera instancia con los resultados obtenidos en la prueba t para muestras relacionadas. Además, no

se observa un patrón claro de error en ninguno de los dos métodos, por lo que podemos determinar que el error es de tipo aleatorio, es decir, las variaciones en los resultados obtenidos al aplicar las ecuaciones de regresión lineal múltiple son debidas al azar, lo que compromete la fiabilidad de las mismas.

Este estudio presenta fortalezas tales como el uso de un dispositivo validado para la medición de la HRV, la medición directa de los umbrales ventilatorios a través de un analizador de gases y un número de muestreo muy similar entre hombres y mujeres. No obstante, existe una limitación que conviene destacar, como es la detección de umbrales realizada por 2 investigadores a la vez en lugar de hacerlo de forma individualizada y por un mayor número de especialistas como se ha llevado a cabo en otros estudios (51).

Tras valorar los resultados, planteamos la hipótesis de una posible mejora de los métodos de predicción que han sido definidos. Como continuación del presente estudio se propone la introducción, en los modelos de regresión, de otras variables derivadas de un análisis no lineal de la HRV (*Detrended Fluctuation Analysis alpha 1*; DFA $\alpha 1$), además del análisis de los valores extremos (outliers) para contemplar su exclusión del análisis estadístico. Así mismo, también se plantea el hecho de implementar una etapa de preprocesador sobre el código de programación de MATLAB con el fin de mejorar la calidad de la señal del ECG registrada por el dispositivo *wearable* Polar H10, ya que muestra una menor calidad de la señal respecto a equipos de investigación más sofisticados, logrando así obtener unos resultados del espectro de la HRV más depurados.

5. Conclusiones

Está ampliamente demostrado la posibilidad de estimar los umbrales ventilatorios a partir del análisis de la HRV en ejercicio, sin embargo, no existen estudios que avalen una correcta estimación de los umbrales a partir del análisis de la HRV en reposo. Los resultados obtenidos a partir de los modelos de estimación creados en este trabajo demuestran que existen indicios de que es posible estimar el VT1 y el VT2 con tan solo una banda de pecho y 5 minutos de reposo en jóvenes deportistas, evitando de esta forma que los sujetos realicen pruebas de esfuerzo de carácter máximo o submáximo y lo que todo ello implica a nivel económico, material y de recursos humanos. No obstante, continuar con la investigación resulta esencial para la obtención de modelos de predicción que expliquen de forma más precisa y fiable los umbrales ventilatorios en esta población.

6. Bibliografía

1. Balady GJ, Arena R, Sietsema K, Myers J, Coke L, Fletcher GF, et al. Clinician's Guide to cardiopulmonary exercise testing in adults: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation* [Internet]. 13 de julio de 2010 [citado 22 de febrero de 2023];122(2):191-225. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20585013/>

2. Poole DC, Rossiter HB, Brooks GA, Gladden LB. The anaerobic threshold: 50+ years of controversy. *J Physiol* [Internet]. 1 de febrero de 2021 [citado 22 de febrero de 2023];599(3):737-67. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33112439/>
3. Castillo Garzón MJ. La condición física es un componente importante de la salud para los adultos de hoy y del mañana. 2007;17(1):2-8.
4. Córdova Martínez Javier Rodríguez Falces Javier Navallas Irujo A. Determinación de los umbrales ventilatorios, metabólicos y electromiográficos durante el test de esfuerzo incremental en ciclistas de elite. 23 de abril de 2019 [citado 22 de febrero de 2023]; Disponible en: <https://academica-e.unavarra.es/xmlui/handle/2454/33035>
5. Wasserman K, Whipp BJ, Koyal SN, Beaver WL. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol* [Internet]. 1973 [citado 22 de febrero de 2023];35(2):236-43. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4723033/>
6. Wasserman K, Whipp BJ, Koyal SN, Beaver WL. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol* [Internet]. 1973 [citado 17 de abril de 2023];35(2):236-43. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4723033/>
7. Santos EL, Giannella-Neto A. Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds. *Eur J Appl Physiol* [Internet]. diciembre de 2004 [citado 17 de abril de 2023];93(3):315-24. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15349782/>
8. Gassi E, Bankoff A. Anaerobic threshold determination through ventilatory and electromyographic parameters. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2010;50:131-5.
9. Garcia Di, Kontaxis S, Hernandez-Vicente A, Hernando D, Milagro J, Pueyo E, et al. Ventilatory Thresholds Estimation Based on ECG-derived Respiratory Rate. *Comput Cardiol* (2010). 2021;2021-September.
10. Zimatore G, Serantoni C, Gallotta MC, Guidetti L, Maulucci G, De Spirito M. Automatic Detection of Aerobic Threshold through Recurrence Quantification Analysis of Heart Rate Time Series. *Int J Environ Res Public Health* [Internet]. 1 de febrero de 2023 [citado 23 de abril de 2023];20(3). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36767364/>
11. Meyer T, Lucía A, Earnest CP, Kindermann W. A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters--theory and application. *Int J Sports Med* [Internet]. febrero de 2005 [citado 23 de abril de 2023];26 Suppl 1(1). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15702455/>

12. Skinner JS, McLellan TH. The transition from aerobic to anaerobic metabolism. *Res Q Exerc Sport* [Internet]. 1980 [citado 23 de abril de 2023];51(1):234-48. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7394286/>
13. Kwok MMY, So BCL, Heywood S, Lai MCY, Ng SSM. Effectiveness of Deep Water Running on Improving Cardiorespiratory Fitness, Physical Function and Quality of Life: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health* [Internet]. 1 de agosto de 2022 [citado 23 de abril de 2023];19(15). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35954790/>
14. Bompa & Buzzichelli. *Periodization: Theory and Methodology of Training*. Nuevos sistemas de comunicación e información. 2019;2013-5.
15. Pettitt RW, Clark IE, Ebner SM, Sedgeman DT, Murray SR. Gas exchange threshold and VO₂max testing for athletes: an update. *J Strength Cond Res* [Internet]. febrero de 2013 [citado 23 de abril de 2023];27(2):549-55. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22531615/>
16. Faude O, Kindermann W, Meyer T. Lactate threshold concepts: how valid are they? *Sports Med* [Internet]. 2009 [citado 23 de abril de 2023];39(6):469-90. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19453206/>
17. Karapetian GK, Engels HJ, Gretebeck RJ. Use of heart rate variability to estimate LT and VT. *Int J Sports Med* [Internet]. agosto de 2008 [citado 23 de abril de 2023];29(8):652-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18213538/>
18. del Toro A, Pérez R, Ruiz Y, Lorenzo J V. Medición de la HRV en los dominios Tiempo y Frecuencia para Registros de Corta Duración. En Cuba; 2003.
19. Laguna P. *Nuevas Técnicas de Procesado de Señales ECG: Aplicación a Registros de Larga Duración*. Universidad de Cataluña; 1990.
20. Friesen GM, Jannett TC, Jadallah MA, Yates SL, Quint SR, Nagle HT. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1990;37(1):85-98.
21. McCraty R, Shaffer F. Heart Rate Variability: New Perspectives on Physiological Mechanisms, Assessment of Self-regulatory Capacity, and Health risk. *Glob Adv Health Med* [Internet]. 2015 [citado 18 de abril de 2023];4(1):46-61. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25694852/>
22. Akselrod S, Gordon D, Ubel F, Shannon D, Berger A, Cohen R. Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: a Quantitative Probe of Beat to Beat Cardiovascular Control. *Science* (1979). 1981;213(4504):220-2.

23. Camm AJ, Malik M, Bigger JT, Breithardt G, Cerutti S, Cohen RJ, et al. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*. 1996;93(5):1043-65.
24. Thayer JF, Yamamoto SS, Brosschot JF. The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors. *Int J Cardiol* [Internet]. 28 de mayo de 2010 [citado 17 de abril de 2023];141(2):122-31. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19910061/>
25. Hernando D, Hernando A, Casajús JA, Laguna P, Garatachea N, Bailón R. Methodological framework for heart rate variability analysis during exercise: application to running and cycling stress testing. *Med Biol Eng Comput* [Internet]. 1 de mayo de 2018 [citado 28 de marzo de 2023];56(5):781-94. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28948522/>
26. Borresen J, Lambert MI. Autonomic control of heart rate during and after exercise: measurements and implications for monitoring training status. *Sports Med* [Internet]. 2008 [citado 28 de marzo de 2023];38(8):633-46. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18620464/>
27. Rosales-Soto G, Corsini-Pino R, Monsálves-Álvarez M, Yáñez-Sepúlveda R. Response of the sympathetic-parasympathetic balance of the Heart Rate Variability during a week of aerobic training in road cyclists. *Rev Andal Med Deport*. 1 de diciembre de 2016;9(4):143-7.
28. Firstbeat Technologies Ltd. Stress and Recovery Analysis Method Based on 24-hour Heart Rate Variability. 2014.
29. Billman GE. Heart rate variability - a historical perspective. *Front Physiol* [Internet]. 2011 [citado 18 de abril de 2023];2. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22144961/>
30. Sanchez-Quntana D, Ho SY. Anatomía de los nodos cardíacos y del sistema de conducción específico auriculoventricular. *Rev Esp Cardiol*. 2003;56(11):1085-92.
31. Mateo J, Laguna P. Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal. *IEEE Trans Biomed Eng* [Internet]. 1 de marzo de 2003 [citado 18 de abril de 2023];50(3):334-43. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12669990/>
32. Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Barger AC, Cohen RJ. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science* [Internet]. 1981 [citado 18 de abril de 2023];213(4504):220-2. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6166045/>

33. Malik M. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use. *European Health Journal*. 1996;1(2):151-81.
34. Shaffer F, Ginsberg JP. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Front Public Health* [Internet]. 28 de septiembre de 2017 [citado 18 de abril de 2023];5. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29034226/>
35. Malik M, Camm AJ, Bigger J, Breithardt G, Cerutti S, Cohen RJ, et al. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Hear Journal*. 1996;17:354-81.
36. Hernando D, Roca S, Sancho J, Alesanco Á, Bailón R. Validation of the Apple Watch for Heart Rate Variability Measurements during Relax and Mental Stress in Healthy Subjects. *Sensors*. 2018;18(8):2619.
37. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*. 1996;1043-65.
38. Shaffer F, McCraty R, Zerr CL. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Front Psychol* [Internet]. 30 de septiembre de 2014 [citado 22 de abril de 2023];5. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25324790/>
39. Craig CL, Marshall AL, Sjöström M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE, et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc* [Internet]. 1 de agosto de 2003 [citado 5 de mayo de 2023];35(8):1381-95. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12900694/>
40. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA* [Internet]. 27 de noviembre de 2013 [citado 4 de mayo de 2023];310(20):2191-4. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24141714/>
41. Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Stringer WW, Sietsema KE, Sun XG, et al. *Principles of Exercise Testing and Interpretation: Including Pathophysiology and Clinical Applications*. 5.^a ed. Philadelphia, PA, USA: LippincottWilliams &Wilkins; 2011.
42. Tanaka H, Monahan KD, Seals DR. Age-predicted maximal heart rate revisited. *J Am Coll Cardiol*. 1 de enero de 2001;37(1):153-6.
43. Society A, Ciety A. Revised Physical Activity Readiness Questionnaire. *Canadian Family Physician* [Internet]. 1999 [citado 8 de octubre de 2022];45:992. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2328306/>

44. Schaffarczyk M, Rogers B, Reer R, Gronwald T. Validity of the Polar H10 Sensor for Heart Rate Variability Analysis during Resting State and Incremental Exercise in Recreational Men and Women. *Sensors (Basel)* [Internet]. 1 de septiembre de 2022 [citado 15 de diciembre de 2022];22(17). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36081005/>
45. Martínez JP, Almeida R, Olmos S, Rocha AP, Laguna P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Trans Biomed Eng* [Internet]. abril de 2004 [citado 8 de mayo de 2023];51(4):570-81. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15072211/>
46. Hernando D, Bailón R, Almeida R, Hernández A. QRS detection optimization in stress test recordings using evolutionary algorithms. *Comput Cardiol* (2010). 2014;41:737-40.
47. Mateo J, Laguna P. Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal. *IEEE Trans Biomed Eng* [Internet]. 1 de marzo de 2003 [citado 8 de mayo de 2023];50(3):334-43. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12669990/>
48. Mateo J, Laguna P. Improved heart rate variability signal analysis from the beat occurrence times according to the IPFM model. *IEEE Trans Biomed Eng* [Internet]. agosto de 2000 [citado 8 de mayo de 2023];47(8):985-96. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10943046/>
49. Estévez M, Machado C, Leisman G, Estévez-Hernández T, Arias-Morales A, Machado A, et al. Spectral analysis of heart rate variability. *International Journal on Disability and Human Development*. 2016;15(1):5-17.
50. Craney TA, Surlles JG. Model-Dependent Variance Inflation Factor Cutoff Values. *Qual Eng*. 2002;14(3):391-403.
51. Rogers B, Schaffarczyk M, Gronwald T. Improved Estimation of Exercise Intensity Thresholds by Combining Dual Non-Invasive Biomarker Concepts: Correlation Properties of Heart Rate Variability and Respiratory Frequency. *Sensors (Basel)* [Internet]. 1 de febrero de 2023 [citado 30 de mayo de 2023];23(4). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36850571/>

Anexo I



INFORME PRUEBA DE ESFUERZO

Personal del equipo investigador:

- **Dr. Isaac López Laval:** Profesor ayudante doctor (Universidad de Zaragoza)
- **Marcos Echevarría Polo:** Alumno del Máster en Evaluación y Entrenamiento Físico para la Salud (Universidad de Zaragoza)
- **Diego García Domínguez:** Alumno del Máster en Ingeniería Biomédica (Universidad de Zaragoza)

Datos personales

Nombre: [REDACTED]

Apellidos: [REDACTED]

Edad: [REDACTED] años

Sexo: [REDACTED]

IPAQ: Muy activa

IPAQ: *International Physical Activity Questionnaire = Nivel de Actividad Física*

Datos del Laboratorio biomédico

Hora: 11:00

Temperatura: 17°C

Humedad: 36.3%

Valores antropométricos

Peso (kg): 52.4 kg

Talla (cm): 160.9 cm

IMC (kg/m²): 20.24 kg/m²

M. grasa (%): 20.6%

M. mag. (kg): 30.9 kg

M. mag. (%): 75.38%

IMC: *Índice de Masa Corporal / M.: Masa / Mag.: Magra*

Valores en reposo

PAS: 132

PAD: 63

FCrep (ppm): 65.57 ppm

PAS: *Presión Arterial Sistólica / PAD: Presión Arterial Diastólica / FCrep: Frecuencia Cardíaca en reposo / ppm: pulsaciones por minuto*

Datos de la prueba de esfuerzo

Test incremental: 3 minutos a intensidad de 50W, posteriormente incrementos de 10W en mujeres y 15W en hombres cada 30 segundos hasta superar el VT2.

	VT1	VT2
Tiempo (seg.)	252 seg.	345 seg.
Potencia (W)	80 W	110 W
Frecuencia Cardíaca (ppm)	128 ppm	143 ppm
VO2 (ml/kg/min)	23 ml/kg/min	24 ml/kg/min
VO2 (L/min)	1.205 L/min	1.258 L/min
MET	6.7 MET	6.8 MET
CR	0.894	0.886

VT1: *Umbral Ventilatorio 1 o Umbral aeróbico / VT2: Umbral Ventilatorio 2 o Umbral anaeróbico / seg.: segundos / W: Watios / ppm: pulsaciones por minuto / ml/kg/min: mililitros por kilogramos de peso por minuto / VO2: Consumo de oxígeno / MET: Metabolic Equivalent of Task / CR: Cociente respiratorio.*

Resultados en colaboración con los estudios:

- Estimación de los umbrales ventilatorios y el consumo de oxígeno pico en base a la variabilidad de la frecuencia cardíaca en jóvenes deportistas. (*Directora del estudio: Nuria Garatachea Vallejo*)
- Evaluación del rendimiento en jóvenes deportistas a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG de la banda de pecho Polar H10. (*Directora del estudio: Raquel Bailón Luesma*)

Fecha informe: 31/01/2023

Anexo II

1. Coeficientes del modelo de regresión con VT1 (L_{O2}/min) como variable dependiente y el método 1 de análisis frecuencial dentro de las variables independientes.

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.	Estadísticos de colinealidad	
	B	Error típ.	Beta			Tol.	FIV
(Constante)	-1.103	2.562		-.431	.670		
a. Sexo	-.598	.344	-.549	-1.736	.093	.147	6.785
a. años	.047	.034	.206	1.392	.174	.674	1.483
a. Kg/m2	-.038	.056	-.118	-.682	.500	.497	2.014
a. % grasa corporal	.013	.023	.171	.564	.577	.161	6.222
a. ppm reserva	.017	.013	.338	1.328	.194	.228	4.381
a. SDNN	.002	.005	.086	.366	.717	.265	3.767
a. RMSSD	-.004	.005	-.233	-.732	.470	.145	6.880
a. PVLf	-30.748	36.198	-.136	-.849	.402	.575	1.740
a. PLF	34.714	62.921	.145	.552	.585	.214	4.663
a. PHF	20.744	64.916	.086	.320	.752	.206	4.863
a. PLFn	1.091	1.278	.370	.854	.400	.079	12.714
a. LFHF	-.079	.111	-.228	-.711	.483	.144	6.952
(Constante)	-.683	2.165		-.315	.755		
b. Sexo	-.595	.339	-.547	-1.753	.089	.147	6.780
b. años	.044	.032	.193	1.376	.179	.726	1.377
b. Kg/m2	-.042	.054	-.129	-.777	.443	.519	1.927
b. % grasa corporal	.012	.022	.167	.561	.579	.161	6.215
b. ppm reserva	.016	.012	.313	1.311	.200	.251	3.977
b. SDNN	.002	.005	.086	.368	.715	.265	3.767
b. RMSSD	-.004	.005	-.217	-.699	.490	.149	6.698
b. PVLf	-31.423	35.609	-.139	-.882	.384	.577	1.734
b. PLF	47.620	47.544	.199	1.002	.324	.365	2.742
b. PLFn	.857	1.031	.291	.831	.412	.117	8.524
b. LFHF	-.070	.106	-.200	-.659	.515	.155	6.460
(Constante)	-.573	2.115		-.271	.788		
c. Sexo	-.618	.329	-.568	-1.881	.069	.153	6.542
c. años	.045	.031	.199	1.442	.159	.734	1.362
c. Kg/m2	-.046	.052	-.143	-.898	.376	.548	1.824
c. % grasa corporal	.013	.022	.179	.611	.546	.163	6.148
c. ppm reserva	.016	.012	.310	1.318	.197	.252	3.973
c. RMSSD	-.002	.004	-.143	-.612	.545	.256	3.899
c. PVLf	-25.107	30.787	-.111	-.816	.421	.751	1.332
c. PLF	48.967	46.759	.204	1.047	.303	.367	2.726
c. PLFn	.883	1.014	.299	.871	.390	.118	8.483
c. LFHF	-.068	.104	-.196	-.653	.519	.155	6.448
(Constante)	-.977	1.990		-.491	.627		
d. Sexo	-.449	.175	-.412	-2.569	.015	.531	1.884
d. años	.046	.031	.200	1.468	.152	.735	1.361
d. Kg/m2	-.027	.040	-.082	-.667	.509	.904	1.106
d. ppm reserva	.016	.012	.325	1.401	.170	.254	3.931
d. RMSSD	-.002	.004	-.134	-.580	.566	.258	3.883
d. PVLf	-22.049	30.087	-.098	-.733	.469	.771	1.297
d. PLF	43.880	45.572	.183	.963	.343	.379	2.639
d. PLFn	.991	.989	.336	1.001	.324	.122	8.227
d. LFHF	-.077	.102	-.223	-.760	.452	.159	6.303

<i>e.</i>	(Constante)	-559	1.837		-304	.763			
	Sexo	-.481	.164	-.442	-2.931	.006	.590	1.694	
	años	.044	.031	.194	1.439	.159	.740	1.352	
	Kg/m2	-.025	.039	-.077	-.637	.528	.908	1.101	
	ppm reserva	.011	.008	.225	1.464	.152	.568	1.762	
	PVLF	-24.114	29.583	-.107	-.815	.421	.782	1.279	
	PLF	26.022	33.284	.108	.782	.440	.696	1.436	
	PLFn	1.337	.781	.453	1.711	.096	.191	5.235	
	LFHF	-.100	.093	-.288	-1.071	.292	.185	5.391	
<i>f.</i>	(Constante)	-1.275	1.441		-.885	.382			
	Sexo	-.476	.162	-.437	-2.927	.006	.592	1.690	
	años	.048	.030	.209	1.588	.121	.763	1.311	
	ppm reserva	.012	.008	.232	1.526	.136	.571	1.753	
	PVLF	-20.890	28.899	-.092	-.723	.475	.805	1.242	
	PLF	22.840	32.627	.095	.700	.489	.712	1.404	
	PLFn	1.413	.766	.479	1.846	.073	.196	5.112	
	LFHF	-.110	.091	-.317	-1.205	.236	.191	5.241	
	<i>g.</i>	(Constante)	-1.126	1.415		-.796	.431		
Sexo		-.480	.161	-.441	-2.975	.005	.592	1.688	
años		.049	.030	.216	1.657	.106	.767	1.303	
ppm reserva		.010	.007	.201	1.391	.173	.624	1.603	
PVLF		-17.877	28.374	-.079	-.630	.533	.824	1.214	
PLFn		1.614	.705	.547	2.291	.028	.228	4.393	
LFHF		-.130	.086	-.376	-1.520	.137	.213	4.702	
<i>h.</i>		(Constante)	-1.343	1.362		-.986	.330		
		Sexo	-.493	.159	-.453	-3.109	.004	.603	1.659
	años	.052	.029	.229	1.794	.081	.787	1.271	
	ppm reserva	.011	.007	.222	1.589	.120	.658	1.520	
	PLFn	1.547	.691	.524	2.239	.031	.233	4.292	
	LFHF	-.125	.085	-.362	-1.481	.147	.214	4.665	
	<i>i.</i>	(Constante)	-1.566	1.374		-1.139	.262		
		Sexo	-.443	.157	-.407	-2.817	.008	.631	1.585
		años	.056	.029	.244	1.888	.067	.792	1.263
ppm reserva		.014	.007	.277	2.036	.049	.710	1.409	
PLFn		.698	.392	.237	1.781	.083	.748	1.338	

a. Variable dependiente: VT1 LO₂/min

2. Coeficientes del modelo de regresión con VT1 (LO₂/min) como variable dependiente y el método 2 de análisis frecuencial dentro de las variables independientes.

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.	Estadísticos de colinealidad	
	B	Error típ.	Beta			Tol.	FIV
(Constante)	-2.811	2.637		-1.066	.295		
a. Sexo	-.633	.338	-.582	-1.875	.071	.141	7.089
años	.048	.032	.212	1.492	.146	.672	1.487
Kg/m ²	-.044	.052	-.134	-.843	.406	.535	1.869
% grasa corporal	.015	.022	.196	.656	.517	.152	6.562
ppm reserva	.030	.016	.589	1.859	.073	.135	7.393
SDNN	-.001	.005	-.076	-.304	.763	.216	4.634
RMSSD	-.005	.005	-.320	-.975	.337	.126	7.914
PVLF	-21.294	36.466	-.094	-.584	.564	.521	1.919
PLF	45.320	41.177	.221	1.101	.280	.337	2.969
PHF	84.635	65.208	.357	1.298	.204	.179	5.572
PLFn	1.678	1.042	.546	1.610	.118	.118	8.461
LFHF	-.113	.114	-.296	-.991	.330	.152	6.589
(Constante)	-2.730	2.585		-1.056	.299		
b. Sexo	-.614	.327	-.564	-1.879	.070	.146	6.838
años	.047	.032	.206	1.486	.147	.686	1.458
Kg/m ²	-.040	.049	-.122	-.804	.428	.573	1.747
% grasa corporal	.014	.022	.184	.630	.533	.155	6.443
ppm reserva	.029	.015	.566	1.867	.071	.143	6.970
RMSSD	-.006	.005	-.366	-1.284	.209	.162	6.176
PVLF	-26.901	30.995	-.119	-.868	.392	.700	1.428
PLF	42.067	39.176	.205	1.074	.291	.361	2.769
PHF	80.638	62.927	.340	1.281	.210	.187	5.345
PLFn	1.655	1.024	.538	1.616	.116	.119	8.415
LFHF	-.118	.111	-.309	-1.056	.299	.155	6.470
(Constante)	-2.942	2.539		-1.159	.255		
c. Sexo	-.438	.167	-.402	-2.621	.013	.550	1.818
años	.046	.031	.201	1.466	.152	.688	1.453
Kg/m ²	-.020	.038	-.062	-.531	.599	.934	1.070
ppm reserva	.028	.015	.561	1.870	.071	.144	6.965
RMSSD	-.005	.005	-.338	-1.211	.235	.166	6.020
PVLF	-25.310	30.599	-.112	-.827	.414	.705	1.418
PLF	42.114	38.805	.205	1.085	.286	.361	2.769
PHF	71.378	60.608	.301	1.178	.248	.198	5.054
PLFn	1.723	1.009	.560	1.708	.097	.120	8.321
LFHF	-.129	.109	-.338	-1.183	.245	.159	6.305
(Constante)	-3.591	2.201		-1.632	.112		
d. Sexo	-.430	.164	-.395	-2.612	.013	.555	1.803
años	.049	.030	.214	1.601	.119	.710	1.409
ppm reserva	.029	.015	.579	1.962	.058	.145	6.880
RMSSD	-.006	.004	-.347	-1.259	.217	.167	5.997
PVLF	-22.839	29.912	-.101	-.764	.451	.722	1.386
PLF	42.112	38.380	.205	1.097	.280	.361	2.769
PHF	72.805	59.886	.307	1.216	.233	.198	5.044
PLFn	1.747	.997	.568	1.753	.089	.120	8.305
LFHF	-.132	.107	-.346	-1.226	.229	.159	6.288
(Constante)	-4.059	2.101		-1.932	.062		
e. Sexo	-.438	.163	-.403	-2.690	.011	.557	1.794
años	.054	.029	.238	1.848	.073	.753	1.328
ppm reserva	.032	.014	.643	2.287	.029	.158	6.324

	RMSSD	-.006	.004	-.399	-1.502	.142	.177	5.634
	PLF	42.650	38.138	.208	1.118	.271	.361	2.768
	PHF	77.260	59.235	.326	1.304	.201	.200	4.996
	PLFn	1.525	.948	.496	1.610	.117	.132	7.603
	LFHF	-.112	.104	-.294	-1.080	.288	.169	5.920
<i>f.</i>	(Constante)	-4.703	2.019		-2.329	.026		
	Sexo	-.402	.160	-.369	-2.514	.017	.583	1.716
	años	.059	.029	.260	2.037	.049	.772	1.296
	ppm reserva	.038	.013	.761	2.930	.006	.186	5.369
	RMSSD	-.008	.004	-.471	-1.831	.076	.190	5.274
	PLF	45.288	38.150	.221	1.187	.243	.363	2.756
	PHF	88.083	58.519	.372	1.505	.141	.206	4.853
	PLFn	.802	.672	.261	1.194	.241	.263	3.800
<i>g.</i>	(Constante)	-4.364	2.010		-2.171	.037		
	Sexo	-.395	.161	-.363	-2.461	.019	.583	1.714
	años	.061	.029	.265	2.070	.046	.773	1.294
	ppm reserva	.033	.012	.658	2.673	.011	.210	4.773
	RMSSD	-.006	.004	-.361	-1.496	.143	.218	4.590
	PHF	108.458	56.262	.458	1.928	.062	.225	4.436
	PLFn	1.269	.547	.413	2.321	.026	.401	2.491
<i>h.</i>	(Constante)	-2.451	1.577		-1.554	.129		
	Sexo	-.456	.158	-.419	-2.888	.006	.623	1.604
	años	.052	.029	.226	1.774	.084	.806	1.240
	ppm reserva	.019	.008	.371	2.369	.023	.536	1.865
	PHF	46.519	38.721	.196	1.201	.237	.492	2.033
	PLFn	1.142	.549	.372	2.080	.044	.411	2.431
<i>i.</i>	(Constante)	-1.524	1.383		-1.102	.277		
	Sexo	-.446	.159	-.409	-2.809	.008	.625	1.599
	años	.051	.029	.223	1.736	.091	.807	1.239
	ppm reserva	.014	.007	.285	2.034	.049	.679	1.474
	PLFn	.717	.422	.233	1.698	.098	.704	1.421

a. Variable dependiente: VT1 LO₂/min

3. Coeficientes del modelo de regresión con VT2 (LO₂/min) como variable dependiente y el método 1 de análisis frecuencial dentro de las variables independientes.

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.	Estadísticos de colinealidad	
	B	Error típ.	Beta			Tol.	FIV
(Constante)	-2.111	2.379		-.887	.382		
a. Sexo	-1.239	.320	-.925	-3.874	.001	.147	6.785
años	.127	.031	.451	4.040	.000	.674	1.483
Kg/m2	-.053	.052	-.133	-1.021	.315	.497	2.014
% grasa corporal	.053	.021	.573	2.507	.018	.161	6.222
ppm reserva	.011	.012	.174	.906	.372	.228	4.381
SDNN	.000	.004	-.009	-.050	.961	.265	3.767
RMSSD	-.003	.005	-.156	-.650	.521	.145	6.880
PVLF	-47.293	33.623	-.170	-1.407	.170	.575	1.740
PLF	-18.021	58.445	-.061	-.308	.760	.214	4.663
PHF	102.514	60.298	.344	1.700	.099	.206	4.863
PLFn	2.286	1.187	.630	1.927	.064	.079	12.714
HF	-.148	.103	-.346	-1.431	.163	.144	6.952
(Constante)	-2.126	2.323		-.915	.367		
b. Sexo	-1.237	.309	-.923	-3.999	.000	.153	6.549
años	.126	.031	.451	4.122	.000	.681	1.468
Kg/m2	-.053	.050	-.131	-1.054	.300	.524	1.909
% grasa corporal	.053	.021	.572	2.557	.016	.162	6.156
ppm reserva	.011	.012	.174	.923	.363	.229	4.376
RMSSD	-.003	.004	-.164	-.901	.374	.246	4.069
PVLF	-48.094	29.016	-.173	-1.657	.108	.747	1.339
PLF	-18.207	57.377	-.062	-.317	.753	.215	4.644
PHF	102.539	59.317	.344	1.729	.094	.206	4.863
PLFn	2.283	1.166	.629	1.959	.059	.079	12.680
LFHF	-.148	.101	-.346	-1.458	.155	.144	6.939
(Constante)	-1.972	2.240		-.880	.385		
c. Sexo	-1.237	.305	-.923	-4.057	.000	.153	6.549
años	.125	.030	.444	4.196	.000	.706	1.416
Kg/m2	-.057	.047	-.144	-1.228	.228	.579	1.729
% grasa corporal	.053	.020	.580	2.647	.012	.165	6.077
ppm reserva	.012	.011	.189	1.049	.302	.243	4.107
RMSSD	-.004	.003	-.186	-1.116	.273	.286	3.500
PVLF	-49.027	28.458	-.176	-1.723	.095	.755	1.325
PHF	90.441	44.801	.303	2.019	.052	.350	2.854
PLFn	1.996	.726	.550	2.751	.010	.198	5.054
LFHF	-.130	.084	-.306	-1.551	.131	.204	4.911
(Constante)	-.011	1.235		-.009	.993		
d. Sexo	-1.347	.287	-1.005	-4.698	.000	.173	5.774
años	.113	.028	.402	4.098	.000	.825	1.212
Kg/m2	-.068	.046	-.170	-1.489	.146	.607	1.647
% grasa corporal	.056	.020	.608	2.788	.009	.167	5.990
RMSSD	-.001	.002	-.059	-.515	.610	.602	1.662
PVLF	-56.979	27.471	-.205	-2.074	.046	.812	1.231
PHF	61.147	35.080	.205	1.743	.091	.573	1.745
PLFn	2.009	.727	.554	2.765	.009	.198	5.052
LFHF	-.153	.081	-.360	-1.886	.068	.218	4.578
(Constante)	-.184	1.176		-.156	.877		
e. Sexo	-1.316	.278	-.983	-4.743	.000	.181	5.531
años	.114	.027	.406	4.200	.000	.830	1.204
Kg/m2	-.065	.045	-.164	-1.456	.155	.615	1.627

	% grasa corporal	.054	.020	.589	2.771	.009	.172	5.818
	PVLF	-56.471	27.155	-.203	-2.080	.045	.813	1.230
	PHF	55.285	32.822	.185	1.684	.101	.641	1.561
	PLFn	2.073	.708	.571	2.926	.006	.204	4.908
	LFHF	-.150	.080	-.352	-1.872	.070	.220	4.550
<i>f.</i>	(Constante)	-1.482	.779		-1.903	.065		
	Sexo	-1.111	.243	-.830	-4.576	.000	.244	4.103
	años	.116	.028	.414	4.226	.000	.833	1.200
	% grasa corporal	.037	.016	.407	2.331	.026	.263	3.798
	PVLF	-49.934	27.206	-.180	-1.835	.075	.836	1.196
	PHF	49.328	33.083	.165	1.491	.145	.651	1.537
	PLFn	2.180	.716	.601	3.045	.004	.206	4.855
	LFHF	-.175	.080	-.410	-2.200	.034	.230	4.342
<i>g.</i>	(Constante)	-1.183	.765		-1.546	.131		
	Sexo	-1.009	.237	-.753	-4.259	.000	.265	3.778
	años	.117	.028	.418	4.190	.000	.834	1.199
	% grasa corporal	.032	.016	.352	2.029	.050	.275	3.631
	PVLF	-42.086	27.142	-.151	-1.551	.130	.869	1.151
	PLFn	1.850	.692	.510	2.673	.011	.228	4.393
	LFHF	-.169	.081	-.396	-2.091	.044	.231	4.330
	<i>h.</i>	(Constante)	-1.291	.777		-1.662	.105	
Sexo		-1.071	.238	-.800	-4.504	.000	.273	3.669
años		.121	.028	.432	4.275	.000	.841	1.189
% grasa corporal		.033	.016	.356	2.014	.051	.275	3.630
PLFn		1.689	.697	.465	2.423	.020	.233	4.294
LFHF		-.166	.082	-.388	-2.012	.052	.231	4.327

a. Variable dependiente: VT2 LO₂/min

4. Coeficientes del modelo de regresión con VT2 (LO₂/min) como variable dependiente y el método 2 de análisis frecuencial dentro de las variables independientes.

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.	Estadísticos de colinealidad	
	B	Error típ.	Beta			Tol.	FIV
(Constante)	-2.593	2.383		-1.088	.285		
a. Sexo	-1.251	.305	-.934	-4.096	.000	.141	7.089
años	.117	.029	.417	3.994	.000	.672	1.487
Kg/m2	-.073	.047	-.183	-1.565	.128	.535	1.869
% grasa corporal	.054	.020	.592	2.701	.011	.152	6.562
ppm reserva	.018	.014	.292	1.255	.219	.135	7.393
SDNN	-.003	.004	-.138	-.750	.459	.216	4.634
RMSSD	-.003	.005	-.163	-.676	.504	.126	7.914
PVLF	-46.098	32.959	-.166	-1.399	.172	.521	1.919
PLF	11.350	37.217	.045	.305	.762	.337	2.969
PHF	130.117	58.937	.446	2.208	.035	.179	5.572
PLFn	2.886	.942	.763	3.064	.005	.118	8.461
LFHF	-.193	.103	-.411	-1.870	.071	.152	6.589
(Constante)	-2.481	2.320		-1.069	.293		
b. Sexo	-1.245	.300	-.930	-4.147	.000	.142	7.066
años	.117	.029	.416	4.049	.000	.673	1.487
Kg/m2	-.072	.046	-.181	-1.572	.126	.537	1.861
% grasa corporal	.054	.020	.590	2.733	.010	.153	6.555
ppm reserva	.017	.013	.266	1.246	.222	.156	6.420
SDNN	-.003	.004	-.124	-.705	.486	.231	4.321
RMSSD	-.003	.005	-.150	-.641	.526	.130	7.663
PVLF	-47.572	32.123	-.171	-1.481	.149	.533	1.877
PHF	133.716	56.892	.458	2.350	.025	.187	5.349
PLFn	3.003	.848	.794	3.541	.001	.142	7.065
LFHF	-.196	.101	-.418	-1.938	.062	.153	6.526
(Constante)	-1.793	2.038		-.880	.386		
c. Sexo	-1.262	.296	-.943	-4.260	.000	.143	7.010
años	.114	.028	.405	4.035	.000	.692	1.445
Kg/m2	-.075	.045	-.187	-1.651	.109	.542	1.846
% grasa corporal	.053	.020	.580	2.719	.010	.153	6.521
ppm reserva	.012	.011	.187	1.083	.287	.233	4.285
SDNN	-.004	.004	-.184	-1.264	.215	.328	3.052
PVLF	-45.793	31.707	-.165	-1.444	.158	.537	1.863
PHF	116.719	49.874	.400	2.340	.026	.239	4.187
PLFn	3.142	.812	.831	3.870	.001	.152	6.600
LFHF	-.208	.098	-.445	-2.124	.041	.159	6.275
(Constante)	.004	1.187		.003	.997		
d. Sexo	-1.308	.294	-.977	-4.447	.000	.146	6.869
años	.102	.026	.364	3.909	.000	.811	1.233
Kg/m2	-.074	.045	-.184	-1.620	.115	.542	1.845
% grasa corporal	.053	.020	.578	2.703	.011	.153	6.521
SDNN	-.002	.003	-.075	-.711	.482	.626	1.599
PVLF	-62.229	27.912	-.224	-2.230	.033	.696	1.437
PHF	80.562	37.148	.276	2.169	.037	.433	2.311
PLFn	3.037	.808	.803	3.758	.001	.154	6.505
LFHF	-.251	.090	-.535	-2.778	.009	.189	5.281
(Constante)	-.279	1.110		-.251	.803		
e. Sexo	-1.233	.273	-.921	-4.520	.000	.167	5.999
años	.102	.026	.362	3.923	.000	.812	1.232
Kg/m2	-.064	.043	-.160	-1.484	.147	.598	1.672

	% grasa corporal	.049	.019	.537	2.627	.013	.166	6.040
	PVLF	-68.434	26.321	-.246	-2.600	.014	.771	1.296
	PHF	68.852	33.060	.236	2.083	.045	.538	1.857
	PLFn	3.040	.802	.804	3.789	.001	.154	6.505
	LFHF	-.250	.090	-.533	-2.790	.009	.189	5.280
	(Constante)	-1.539	.728		-2.115	.042		
<i>f.</i>	Sexo	-1.013	.233	-.756	-4.353	.000	.237	4.215
	años	.104	.026	.372	3.974	.000	.816	1.225
	% grasa corporal	.032	.015	.352	2.136	.040	.263	3.804
	PVLF	-62.263	26.433	-.224	-2.356	.024	.791	1.264
	PHF	58.985	32.936	.202	1.791	.082	.561	1.782
	PLFn	3.145	.813	.832	3.869	.000	.155	6.455
	LFHF	-.277	.089	-.591	-3.106	.004	.198	5.060

a. Variable dependiente: VT2 LO₂/min