



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Máster

Evaluación del rendimiento en jóvenes deportistas a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG de la banda de pecho Polar H10

Performance evaluation in young athletes from the ECG-derived respiratory rate of the Polar H10 chest strap

Autor

Diego García Domínguez

Directoras

Raquel Bailón Luesma

Nuria Garatachea Vallejo





## DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe remitirse a [seceina@unizar.es](mailto:seceina@unizar.es) dentro del plazo de depósito)

D./D<sup>a</sup>.

en aplicación de lo dispuesto en el art. 14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,  
Declaro que el presente Trabajo de Fin de Estudios de la titulación de  
(Título del Trabajo)

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza,

Fdo:

GARCIA  
DOMINGUEZ,  
DIEGO  
(AUTENTICACIÓN)

Firmado digitalmente por  
GARCIA DOMINGUEZ,  
DIEGO (AUTENTICACIÓN)  
Fecha: 2023.08.28 19:19:21  
+02'00'



## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría dar las gracias a mi tutoras Raquel y Nuria, por darme la oportunidad de realizar este trabajo, así como su predisposición e interés, y su constante disponibilidad para ayudar y aportar nuevas ideas.

Agradecer también a Isaac, por estar con nosotros y ayudarnos durante todo el registro de la base de datos.

A mi compañero en esta investigación y buen amigo Marcos, por haberse tirado a la piscina (y nunca mejor dicho) conmigo en este proyecto, cumpliendo con nuestra idea de trabajar mano a mano.

Por último, a mis compañeros del máster, gracias por ser mi gran apoyo y luz durante estos dos años, y formar esta familia de biomédicos repartida por España.



# Evaluación del rendimiento en jóvenes deportistas a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG de la banda de pecho Polar H10

## RESUMEN

La evaluación del rendimiento a partir de la estimación de umbrales fisiológicos es una práctica muy habitual y de gran importancia en el mundo del deporte, ya que además de permitir el conocimiento de los límites de intensidad del ejercicio, permite el diseño de programas de entrenamiento y la predicción de situaciones de fatiga. Sin embargo, la desviación en la determinación de estos límites en el entrenamiento puede causar consecuencias adversas sobre los deportistas. Para realizar esta determinación de los umbrales metabólicos de forma precisa, muchos investigadores han propuesto y validado diferentes metodologías de estimación, aunque estas suelen resultar complejas, costosas y fuera del alcance de la mayoría de la población. Además, estas técnicas pueden mostrar una variabilidad significativa inter e intraindividual.

Por ello, el propósito de este trabajo es validar la estimación del primer umbral ventilatorio (VT1) y del segundo umbral ventilatorio (VT2) mediante la combinación de dos marcadores, uno basado en la frecuencia respiratoria y otro basado en la variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRV), ambos derivados del electrocardiograma (ECG) proporcionado por una banda de pecho Polar H10 durante la prueba de esfuerzo.

Se realizó la toma de datos y posterior análisis del ECG de 43 deportistas jóvenes, sanos y habituados al entrenamiento durante una prueba de esfuerzo en cicloergómetro con carga incremental.

Este proyecto se basa en varias hipótesis, la primera indica que en el patrón seguido por la frecuencia respiratoria se producen dos fuertes incrementos no lineales en los instantes donde se alcanzan los umbrales, la segunda se refiere a que en potencia de la banda de alta frecuencia derivada de la HRV también se producen dos incrementos relacionados con los umbrales, y la última apoya que la combinación de diferentes metodologías para la determinación de estos puntos permite mejorar la validez y fiabilidad de las estimaciones.

Para la evaluación del estudio, las estimaciones se compararon con los umbrales de referencia de VT1 y VT2, determinados a partir de los equivalentes ventilatorios de  $O_2$  y  $CO_2$ .

Tras la combinación de técnicas, se obtuvieron unos errores de estimación de -17.2

$\pm 68.7$  s en el primer umbral y de  $19.3 \pm 42.4$  s en el segundo umbral, los cuales sugieren que los umbrales ventilatorios pueden determinarse a partir de la señal ECG proporcionada por un dispositivo wearable de bajo coste, de forma no invasiva y robusta.



# Performance evaluation in young athletes from the ECG-derived respiratory rate of the Polar H10 chest strap

## ABSTRACT

Performance evaluation based on the estimation of physiological thresholds is a very common practice and of great importance in the world of sports, since in addition to allowing knowledge of the exercise intensity limits, it allows the design of training programs and the prediction of fatigue situations. However, the deviation in the determination of these limits in training can cause adverse consequences on athletes. To carry out this determination of metabolic thresholds accurately, many researchers have proposed and validated different estimation methodologies, although these are usually complex, expensive and out of reach of the majority of the population. Furthermore, these techniques can show significant inter and intraindividual variability.

Therefore, the purpose of this work is to validate the estimation of the first ventilatory threshold (VT1) and the second ventilatory threshold (VT2) by combining two markers, one based on respiratory rate and the other based on heart rate variability (HRV), both derived from the electrocardiogram (ECG) provided by a Polar H10 chest strap during the stress test.

Data collection and subsequent analysis of the ECG of 43 young, healthy athletes accustomed to training during a cycle ergometer stress test with incremental load were performed.

This project is based on several hypotheses, the first indicates that two strong non-linear increases occur in the pattern followed by the respiratory rate in the moments where the thresholds are reached, the second refers to the fact that in the power of the high frequency band derived from the HRV there are also two increases related to the thresholds, and the last one supports that the combination of different methodologies for the determination of these points allows to improve the validity and reliability of the estimates.

For study evaluation, estimation thresholds were compared with reference thresholds, determined from the ventilatory equivalents of O<sub>2</sub> and CO<sub>2</sub>.

After the combination of techniques, estimation errors of  $-17.2 \pm 68.7$  s were obtained in the first threshold and  $19.3 \pm 42.4$  s in the second threshold, which suggest that ventilatory thresholds can be determined from the ECG signal provided by a low-cost portable device, in a non-invasive and robust manner.



# Índice

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Contexto y motivación . . . . .	1
1.2. Anatomía y actividad eléctrica del corazón . . . . .	2
1.3. Respiración . . . . .	4
1.4. Sistema nervioso autónomo . . . . .	5
1.5. Objetivos . . . . .	7
1.6. Estructura de la memoria . . . . .	8
<b>2. Materiales</b>	<b>9</b>
2.1. Muestra del estudio . . . . .	9
2.2. Prueba de esfuerzo . . . . .	9
<b>3. Métodos</b>	<b>13</b>
3.1. Registro de datos . . . . .	13
3.2. Preprocesado . . . . .	13
3.3. Estimación de los umbrales ventilatorios . . . . .	16
3.3.1. Método 1: Estimación a partir de la frecuencia respiratoria . . . . .	16
3.3.2. Método 2: Estimación a partir de la variabilidad de la frecuencia cardíaca . . . . .	20
3.3.3. Método 3: Estimación a partir de la combinación de metodologías	24
3.4. Evaluación . . . . .	25
<b>4. Resultados</b>	<b>27</b>
4.1. Resultados de la estimación de los umbrales ventilatorios . . . . .	27
<b>5. Discusión</b>	<b>31</b>
<b>6. Conclusiones y líneas futuras</b>	<b>37</b>
<b>7. Bibliografía</b>	<b>39</b>

Lista de Figuras	47
Lista de Tablas	49
Lista de Acrónimos	51
Anexos	53
A. Dictamen favorable para la realización del estudio	55
B. Cuestionario de aptitud para la actividad física (PAR-Q)	57
C. Cuestionario internacional de actividad física (IPAC)	59
D. Cuestionario del participante	63

# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Contexto y motivación

Este proyecto se ha realizado dentro de las líneas de investigación del grupo BSICoS (Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation), perteneciente al Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), en colaboración con el grupo GENUD (Growth Exercise Nutrition and Development), ambos pertenecientes a la Universidad de Zaragoza y al CIBER-BBN (Centro de Investigación Biomédica en Red – Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina).

El conocimiento de los límites de la intensidad del ejercicio es de vital importancia en el ámbito deportivo, ya sea para controlar el rendimiento, orientar los programas de entrenamiento o predecir situaciones de fatiga [1]. En el modelo clásico de tres zonas, estos límites están definidos por dos indicadores fisiológicos, el umbral aeróbico (AerT), el cual delimita la zona de menor intensidad, y el umbral anaeróbico (AnaT), por encima del cual se encuentra la zona de mayor intensidad [2]. Además de su importancia en el mundo del deporte, la definición de estos parámetros tiene importantes aplicaciones clínicas, como la prescripción de ejercicio en pacientes, el pronóstico de enfermedades cardiorrespiratorias y la evaluación de la capacidad de esfuerzo [3, 4].

La determinación de estas zonas suele realizarse a partir de los dos métodos “gold standard”. El primero consiste en hallar los umbrales de lactato (LT) a partir de mediciones periódicas del lactato sanguíneo, lo cual supone una prueba altamente invasiva y la necesidad de personal cualificado para su realización [2, 5, 6]. El segundo se basa en la determinación de los umbrales ventilatorios (VT), para lo cual es necesario realizar un análisis de ciertos parámetros de intercambio de gases obtenidos a partir de un costoso equipamiento únicamente disponible en centros especializados [1, 7].

Debido a la complejidad y falta de disponibilidad de estas técnicas, durante los últimos años se han desarrollado metodologías novedosas, simples y no invasivas para la determinación de los umbrales. Estos métodos se basan en el uso de parámetros

derivados del electrocardiograma (ECG), como la frecuencia cardiaca [8, 9], la frecuencia respiratoria [7, 10, 11] y la variabilidad de la frecuencia cardiaca [9, 12, 13], para la estimación del AerT y AnaT. Sin embargo, pese a que estos métodos han sido ampliamente validados respecto a los “gold standard”, en ocasiones pueden mostrar una variabilidad significativa inter e intraindividual. Estas desviaciones a la hora de determinar los umbrales pueden llevar a consecuencias adversas debidas a una planificación inadecuada de la intensidad del entrenamiento, como retrasos en la recuperación parasimpática cardiaca [14], agotamiento de las reservas de glucógeno [15] y una mayor fatiga central y muscular [16].

En paralelo, el crecimiento del mercado de dispositivos portátiles, como relojes inteligentes o bandas de pecho, ha permitido la monitorización de señales fisiológicas de forma más sencilla, práctica y económica [17, 18]. Este auge en su uso ha provocado una fuerte demanda de algoritmos de procesamiento de estas señales, con el fin de ofrecer a los sujetos información relacionada con su salud personal y su rendimiento físico [19].

Por ello, dada la necesidad de encontrar metodologías no invasivas de estimación de umbrales más robustas y la creciente demanda de nuevos algoritmos para mejorar las capacidades de los dispositivos portátiles, en el presente trabajo se plantea un nuevo método para la identificación no invasiva del AerT y AnaT a partir de la señal proporcionada por un wearable de bajo coste disponible en el mercado. Concretamente, se propone la combinación de dos técnicas, una basada en la frecuencia respiratoria y otra en la variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRV), que emplean la señal ECG proporcionada por una banda de pecho para obtener un resultado integrado y mejorado.

## 1.2. Anatomía y actividad eléctrica del corazón

### Anatomía

El corazón es un órgano formado por cuatro cavidades huecas y simétricas, cuya función principal es bombear sangre a todo el organismo. Por un lado, las cámaras superiores, denominadas aurículas, se encargan de recibir la sangre por medio de las venas. Por otro lado, las cámaras inferiores, denominadas ventrículos, son responsables de expulsar el flujo sanguíneo por las arterias a sus respectivos destinos. Tanto en el lado izquierdo como en el lado derecho del corazón, los ventrículos y las aurículas se encuentran separados por las válvulas auriculoventriculares, mientras que los ventrículos y las arterias están separados por las válvulas semilunares [20].

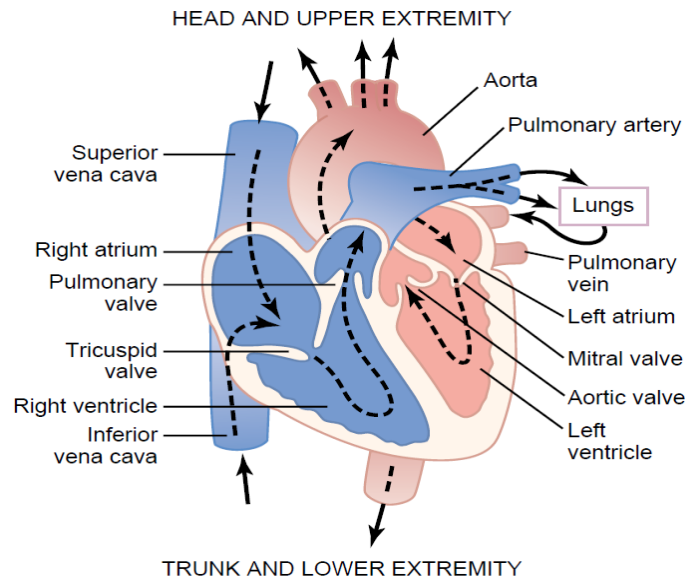


Figura 1.1: Anatomía del corazón (reproducida de [20]).

### Actividad eléctrica del corazón

El ciclo de contracción-relajación del corazón se realiza de forma síncrona y ordenada gracias a la generación espontánea de potenciales de acción, siguiendo la frecuencia de latido marcada por las células cardíacas responsables, conocidas como marcapasos.

La excitación eléctrica se origina espontáneamente en el nodo sinoauricular (SA) o sinusal, provocando un cambio rápido en el potencial de membrana de las células que se propagará a través del miocardio activando a las células vecinas, generando un fenómeno conocido como despolarización eléctrica. Desde ahí, el impulso eléctrico se desplaza por las aurículas generando su contracción, produciendo la despolarización auricular, hasta llegar al nodo auriculoventricular (AV). En este punto, las células autorrítmicas que lo componen provocarán un retraso en la propagación del frente de despolarización hacia los ventrículos, dando el tiempo necesario para que la sangre fluya desde las aurículas a los ventrículos. A continuación, la señal eléctrica se disemina a través del haz de His, el cual se dividirá en dos haces conformados por fibras de Purkinje hasta los ventrículos. Conforme el frente se propaga por este haz de fibras, las células se contraen originándose la contracción ventricular y con ello el bombeo de sangre al cuerpo. Una vez finalizado el estado de excitación, las células recuperan su estado original, produciéndose el fenómeno de repolarización [21].

### El electrocardiograma (ECG)

El registro de la actividad eléctrica del corazón durante el ciclo cardíaco se realiza a partir de una medida no invasiva conocida como electrocardiograma (ECG) [22]. Esta técnica obtiene una representación del conjunto de ondas resultante de sumar en el

tiempo y en el espacio los potenciales de acción generados por las células cardiacas en las distintas regiones del corazón:

- **Onda P:** Corresponde a la despolarización de las aurículas.
- **Complejo QRS:** Trío de ondas que representa la onda progresiva de despolarización ventricular. Aquí también esta incorporada la repolarización auricular.
- **Onda T:** Representa la repolarización de los ventrículos.

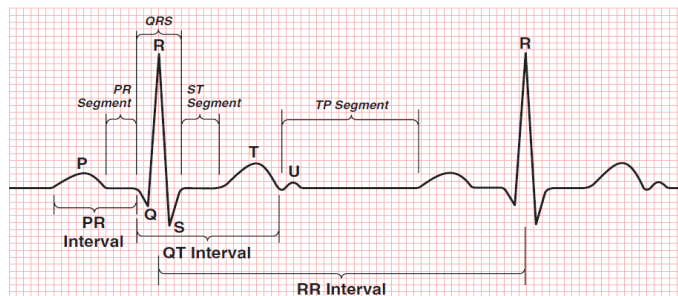


Figura 1.2: Ondas e intervalos característicos del electrocardiograma (reproducida de [21]).

La representación del ciclo cardiaco en la forma del ECG comienza con la despolarización auricular, produciéndose la contracción de las aurículas durante la última parte de la onda P y continuándose durante el segmento P-R, momento en el que la señal eléctrica se enlentece mientras pasa a través del nódulo AV. Posteriormente se produce la despolarización ventricular, la cual comienza justo antes de la onda Q y prosigue hasta la onda T. La repolarización auricular se produce al mismo tiempo que la despolarización ventricular, por lo que estas ondas quedan enmascaradas por las ventriculares. Finalmente, la repolarización ventricular tiene lugar durante la onda T hasta llegar al segmento T-P, donde el corazón se encuentra en estado de reposo y es eléctricamente silencioso.

## 1.3. Respiración

### Definición

La respiración es el proceso mediante el cual el organismo satisface sus demandas de oxígeno ( $O_2$ ) y elimina el exceso de dióxido de carbono ( $CO_2$ ). Este proceso consta de una etapa de inspiración y otra de espiración.

Durante la etapa de inspiración, se produce una expansión del tórax y el diafragma que causa una presión intratorácica negativa y con ello la entrada de aire rico en  $O_2$



a los pulmones, donde se produce el intercambio gaseoso. Posteriormente, durante la espiración se produce una relajación de los músculos del tórax y del diafragma que hace que los pulmones se compriman, forzando así la exhalación de aire rico en  $CO_2$ .

### **Influencia de la respiración en el ECG**

Se ha demostrado como la respiración modula el ECG, transmitiendo cierta información respiratoria, a través de al menos tres mecanismos: arritmia sinusal respiratoria (RSA), cambios en la posición relativa de los electrodos y cambios en la impedancia torácica [23].

- **Arritmia sinusal respiratoria (RSA):** Es una modulación de la frecuencia cardiaca debida a la respiración, que se refleja como un aumento de la frecuencia cardiaca (taquicardia) durante la inspiración, seguida de una disminución de la frecuencia cardiaca (bradicardia) durante la espiración.
- **Variaciones en la posición relativa de los electrodos:** Son debidas al movimiento del tórax durante la respiración, resultando en alteraciones en la vía eléctrica entre ellos.
- **Cambios de impedancia:** Son debidos a los cambios en la cantidad y composición del aire en los pulmones, lo que conlleva distribuciones diferentes de la impedancia

## **1.4. Sistema nervioso autónomo**

### **Definición**

El sistema nervioso autónomo (ANS) es la división del sistema nervioso periférico encargada del control involuntario de varios órganos y tejidos del cuerpo. Juega un papel crucial en el mantenimiento de la homeostasis, regulando parámetros fisiológicos como la frecuencia cardíaca, la presión arterial, la actividad respiratoria y la temperatura corporal [20].

El ANS está compuesto de dos ramas:

- **Sistema nervioso simpático:** Se asocia con la respuesta de “lucha o huida”, provocando una activación del cuerpo en el caso de que sea necesario. Algunos efectos de la actividad simpática son el aumento de la frecuencia cardiaca, de la frecuencia respiratoria y la vasoconstricción.
- **Sistema nervioso parasimpático:** Se asocia con el estado de “descanso y digestión”, provocando la relajación del cuerpo. Algunos efectos de la actividad

parasimpática son la disminución de la frecuencia cardíaca, de la frecuencia respiratoria y la vasodilatación.

La monitorización de la actividad de ANS de forma no invasiva a través del análisis de señales cardiorrespiratorias ha cobrado gran importancia durante los últimos años, ya que resulta de gran utilidad tanto en escenarios clínicos como deportivos. Es por ello que se han propuesto diferentes metodologías basadas en señales como el electrocardiograma, la respiración y la variabilidad de la frecuencia cardíaca, siendo esta última la más extendida

### **Variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV)**

Muchos investigadores han estudiado el control autonómico de la frecuencia cardíaca como una herramienta no invasiva para la evaluación del ANS. La frecuencia cardíaca, lejos de ser constante, varía latido a latido debido a los efectos opuestos de la actividad simpática y parasimpática, excitando al nodo SA.

Las variaciones a corto plazo en la frecuencia cardíaca se conocen como variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV). El análisis del HRV está sujeto al tiempo de ocurrencia del latido sinusal. El punto fiducial para determinar la ocurrencia de tales latidos generalmente se basa en el complejo QRS. Generalmente se acepta el uso de intervalos RR (liderados por puntos R sucesivos), dado que estos intervalos RR reflejan la actividad del nodo sinusal.

Los métodos de medición de HRV se pueden dividir en tres grupos [23]:

- **Análisis en el dominio temporal:** Se basan en medidas estadísticas o geométricas de la serie de intervalos normales (sin ectópicos) de RR, como la desviación estándar (SD) de los intervalos NN (SDNN), la raíz cuadrada media (RMS) de las diferencias de intervalos de NN sucesivos (rMSSD), o el número de diferencias de intervalos de NN sucesivos superiores a 50 milisegundos (NN50), entre otros [13].
- **Análisis en el dominio frecuencia:** Se basan en la estimación de la densidad del espectro de potencia a partir de un fragmento de la serie de intervalos normales (sin ectópicos) de RR. Se estudian principalmente las dos bandas estándar del espectro en el análisis de HRV: las bandas de baja frecuencia (LF) y de alta frecuencia (HF) [13, 24, 25].
- **Análisis no lineal:** Se basa en medidas cuantitativas de la complejidad o regularidad de HRV, que se representan mediante parámetros como la dimensión de correlación (D2), la entropía aproximada (ApEn), la entropía de la muestra (SampEn) o el exponente de escala fractal (DFA) [26, 27].

## 1.5. Objetivos

El objetivo principal de este trabajo fin de máster es comprobar la viabilidad de la estimación de los umbrales ventilatorios en jóvenes deportistas durante una prueba de esfuerzo, a partir de la frecuencia respiratoria y la variabilidad de la frecuencia cardíaca derivadas de la señal de ECG proporcionada por un dispositivo wearable.

Para ello, se plantean varios retos específicos:

- Validar el método de estimación de umbrales ventilatorios propuesto en [28] a partir de la frecuencia respiratoria derivada del ECG proporcionado por una banda de pecho. Este método ha sido validado previamente en [29] a partir de una base de datos de hombres deportistas en la que el ECG fue registrado con un Holter de alta resolución (Mortara 48-hour H12+, Mortara Instrument, Milwaukee, Wisconsin), dispositivo con un alto coste y únicamente disponible en laboratorios y centros especializados. Por ello se quiere verificar su funcionamiento empleando un dispositivo wearable de bajo coste y comúnmente empleado por deportistas en sus entrenamientos, con el fin de poner al alcance de toda la población un método de estimación de los VT simple y preciso que proporcione información útil sobre su estado físico.
- Estimar los umbrales respiratorios mediante la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRVT) siguiendo la hipótesis presentada en [30]. Algunas investigaciones han validado como la identificación de dos fuertes aumentos en la potencia de la banda de alta frecuencia durante una prueba de esfuerzo en cicloergómetro [24] y cinta [25] supone un marcador fiable para la determinación de umbrales. Sin embargo, este proceso no se realiza de forma automática, sino que se lleva a cabo mediante la inspección visual de investigadores experimentados. Por lo tanto, se propone la implementación de este método de forma automática a partir de la señal ECG proporcionada por una banda de pecho.
- Combinar las dos técnicas de estimación presentadas con el fin de implementar una metodología más robusta que emplee tanto información de la respiración como de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, proporcionadas por un dispositivo no invasivo y de bajo coste. A partir de esta combinación se pretende reducir las diferencias a nivel individual de los diferentes métodos de estimación, y con ello evitar las consecuencias negativas que podría suponer la desviación en la determinación de estos puntos fisiológicos [31].

- Verificar la validez de los métodos de estimación propuestos en una base de datos con mujeres deportistas, ya que en anteriores trabajos no se ha estudiado su funcionamiento para este grupo [29, 24, 25]. A su vez, se pretende realizar una comparación de los resultados en la estimación de umbrales ventilatorios entre los diferentes grupos, de forma que sea posible conocer si existen diferencias importantes en la estimación en función del género.

## 1.6. Estructura de la memoria

La estructura seguida en la memoria es la siguiente:

- **Capítulo 2:** Se presentan las características de los participantes en el estudio, se describe como se realizó el registro de la base de datos y se define el protocolo llevado a cabo en la prueba de esfuerzo.
- **Capítulo 3:** Se explica el procedimiento seguido y se detallan los métodos empleados para alcanzar los objetivos planteados y su evaluación.
- **Capítulo 4:** Se presentan los principales resultados obtenidos.
- **Capítulo 5:** Se realiza la discusión e interpretación de los resultados, mencionando las limitaciones del estudio.
- **Capítulo 6:** Se recogen las conclusiones del trabajo y las líneas futuras a seguir a partir de este.

# Capítulo 2

## Materiales

### 2.1. Muestra del estudio

Para este estudio se registró una nueva base de datos, constituida por los registros electrocardiográficos y las señales respiratorias de 43 sujetos (23 hombres y 20 mujeres) sanos, jóvenes (entre 18 y 29 años), no fumadores y físicamente activos, los cuales realizan un mínimo de 3 sesiones de ejercicio a la semana.

El proceso de reclutamiento se llevó a cabo principalmente mediante el boca a boca, contactando con deportistas de diferentes disciplinas y entidades. Posteriormente, se les comunicó a los voluntarios las características y los objetivos del estudio vía correo electrónico, con el fin de que fueran informados y confirmaran su participación.

Las características de los participantes en este proyecto se resumen en la Tabla 2.1.

	N	Edad (años)	Altura (cm)	Peso (kg)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	máx.HR (bpm)
Hombres	23	22.8 ± 2.6	180.0 ± 5.1	73.5 ± 6.6	22.6 ± 1.4	192.7 ± 1.4
Mujeres	20	21.0 ± 1.8	166.2 ± 4.9	62.3 ± 6.4	22.5 ± 1.9	191.6 ± 1.7

Tabla 2.1: Características de la población del estudio (23 hombres y 20 mujeres). Los valores se presentan en términos de media ± desviación estándar. El máximo HR estimado a partir de la fórmula de [32] se denota máx.HR, y el índice de masa corporal se denota IMC.

### 2.2. Prueba de esfuerzo

En el contexto de este trabajo fin de máster, se llevó a cabo el registro de los datos del estudio en el laboratorio biomédico de la Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte de la Universidad de Zaragoza del campus de Huesca. Las mediciones trascurrieron entre las 9:00 y 20:00 horas, con una temperatura media de  $17.8 \pm 1.62^{\circ}\text{C}$  y porcentaje medio de humedad de  $38.2 \pm 2.44\%$ .

Previamente a la realización de las pruebas, se les informó a los voluntarios que debían cumplir los siguientes requerimientos [33]: 1) llevar ropa cómoda para la realización de la prueba; 2) realizar una correcta hidratación durante las 24h previas; 3) evitar la ingesta de cafeína u otras sustancias estimulantes antes de la prueba; 4) evitar el entrenamiento o la actividad física de alta intensidad el día de la prueba; 5) dormir correctamente (6-8h) la noche anterior a la prueba.

El mismo día de su participación en el estudio y de forma previa a las mediciones, los participantes se encargaron de cumplimentar tres cuestionarios:

- **PAR-Q:** Con el fin de identificar cualquier condición médica o factor de riesgo que limitara la participación de los voluntarios en el estudio, se pidió la cumplimentación del Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q) [34], el cual se adjunta en el Anexo B. Este cuestionario ha sido validado y comúnmente empleado en la evaluación de la aptitud física y la capacidad de las personas para su participación de manera segura en estudios y programas de ejercicio físico. Tras esta evaluación, el 100 % de los voluntarios resultaron aptos para la participación en la investigación.
- **IPAQ:** Para conocer si los sujetos se encontraban habituados a la práctica de actividad física en su vida diaria, se les realizó el International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) [35], el cual se adjunta en el Anexo C. El objetivo principal es recopilar información sobre la cantidad y la intensidad de actividad física realizada durante la semana, categorizando a las personas en diferentes niveles de actividad en función su nivel de actividad física total. Como resultado, se obtuvo que el 95.3 % de los sujetos (41 de los 43) poseía un nivel de actividad física alto, mientras que el 4.7 % restante de los sujetos (2 sujetos) reportó un nivel de actividad física moderado.
- **Cuestionario deportivo:** Con el objetivo de recopilar otros datos de posible interés para el estudio, como la disciplina deportiva practicada por los sujetos, el número de horas semanales dedicadas a su práctica y el nivel de competición que presentaban, los participantes completaron un último cuestionario sencillo y diseñado específicamente para el estudio. El cuestionario se adjunta en el Anexo D. En la Figura 2.1 se presenta un gráfico de sectores que ilustra los deportes practicados por los voluntarios.

Una vez cumplimentados los tres cuestionarios, se evaluaron algunas características antropométricas de los sujetos. En primer lugar, se midió la altura mediante 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. Después, a partir del uso de un analizador de composición corporal portátil (TANITA BC-601, Tanita Corp., Tokyo, Japan), se calculó el peso con una precisión de 0.1 kg y el porcentaje de grasa corporal, con ropa ligera y después de orinar. Posteriormente, se calculó el índice de masa corporal (IMC) dividiendo el peso en kilogramos entre la altura en metros al cuadrado.

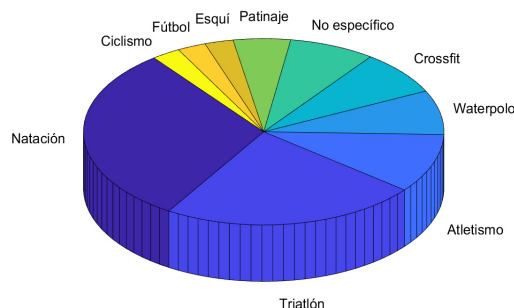


Figura 2.1: Recopilación de las disciplinas deportivas practicadas por parte de los participantes en el estudio.

Finalmente, los participantes realizaron una prueba de esfuerzo submáxima en cicloergómetro a cadencia de pedaleo fija. En ella se registró tanto la señal de ECG, empleando un dispositivo de banda de pecho, como las señales respiratorias, empleando un dispositivo analizador de gases.

El test realizado se divide en 3 etapas:

- **Etapa de calentamiento:** Los sujetos comenzaban la prueba en el cicloergómetro, manteniendo una carga de trabajo inicial de 50 watos (W) para ambos sexos durante 3 minutos. La frecuencia de pedaleo estaba fijada entre 60 y 70 revoluciones por minuto (rpm) durante toda la prueba.
- **Etapa de ejercicio:** Posteriormente, la carga de trabajo inicial fue incrementándose cada 30 segundos, 15 W en hombres y 10 W en mujeres, hasta que los voluntarios alcanzaban el segundo umbral ventilatorio (VT2). Una vez alcanzado este punto, la carga se mantenía durante 1 minuto adicional. La toma de decisión de finalizar la prueba de esfuerzo submáxima tras superar el VT2, fue realizada por dos investigadores distintos especializados en ciencias de la actividad física y el deporte. Esta etapa también se daba por concluida en el caso de cumplirse alguno de los siguientes criterios: alcanzar el 90 % de la frecuencia cardiaca máxima teórica calculada con la fórmula de Tanaka [32], superar o

igualar un cociente respiratorio de 1.1 o si el sujeto no es capaz de mantener una cadencia igual o mayor a 60 rpm.

- **Etapas de recuperación:** Finalmente los participantes tuvieron que continuar pedaleando a la carga de trabajo inicial de 50W durante 3 minutos.

Este estudio fue aprobado por el comité ético de investigación clínica de Aragón (Expediente: PI22/497), cuyo dictamen favorable se adjunta en el Anexo A, de acuerdo con los principios éticos de la Declaración de Helsinki para la investigación humana. Todos los participantes fueron informados de los riesgos potenciales del estudio y firmaron un consentimiento informado antes de participar en el mismo.



# Capítulo 3

## Métodos

### 3.1. Registro de datos

Los registros de ECG se realizaron a partir de una banda de pecho (Polar H10, Polar Electro Oy, Kempele, Finland), con una frecuencia de muestreo de 130 Hz [36]. Para el almacenamiento y observación en tiempo real de los mismos, el wearable Polar H10 se conectó vía Bluetooth con un smartphone empleando una aplicación móvil (ECG Logger, Tampere, Finland). Posteriormente, estas señales serán interpoladas a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz para obtener una mejor estimación de la frecuencia respiratoria y la HRV.

El registro de las señales del consumo de  $O_2$ ,  $CO_2$ , ventilación y frecuencia respiratoria se llevó a cabo empleando un analizador de gases (Ergocard CPX Pro, Medisoft, Belgium), que proporciona datos de los mismos para cada ciclo respiratorio. Este sistema era calibrado previamente a cada prueba siguiendo las recomendaciones del fabricante.

El procesamiento de estas señales se llevará a cabo mediante el software Matlab versión R2019b (MATLAB, MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

### 3.2. Preprocesado

#### Detecciones

Inicialmente, se llevará a cabo el proceso de detección, mediante el cual se obtiene la localización temporal de cada uno de los latidos que componen la señal electrocardiográfica. Para ello, se aplicó el algoritmo definido por [37] incluyendo las modificaciones presentadas en [38].

Primero se aplicó un filtro paso alto con frecuencia de corte 5 Hz. A partir de este filtrado se logra una atenuación de la onda T, cuya cantidad de energía y componentes frecuenciales altas en ejercicio provocaban algunos fallos en la identificación de latidos,

minimizando de esta manera el número de malas detecciones. Cabe recalcar que este filtrado se realiza únicamente para el proceso de detección, y una vez realizada esta y obtenidos los índices de los latidos se vuelve a la señal original sin filtrar.

Una vez filtrada la señal de ECG, se realizan las detecciones de los complejos QRS a partir de [37]. Estas detecciones van a estar localizadas en la onda R del complejo, lo cual es una ventaja para el posterior procesado de la señal.

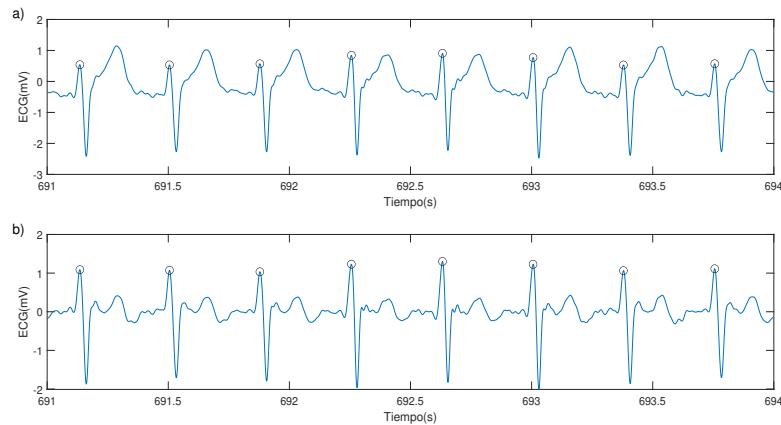


Figura 3.1: a) Ejemplo de detección en onda R sobre la señal ECG. b) Ejemplo de ECG filtrado paso alto sobre el que se aplicará el algoritmo de detección.

### Eliminación de ectópicos (incidencias)

A continuación, se aplicará el algoritmo de incidencias [39], cuyo objetivo es realizar la detección y corrección de los posibles latidos anómalos y falsas detecciones. Como resultado, este método proporciona por un lado el vector de las detecciones normales del ECG, y por otro lado un vector donde se incluyen además las detecciones anómalas corregidas. El criterio establecido por el método para la detección de anomalías se basa en la variación del ritmo cardiaco instantáneo, imponiendo un umbral que en el caso de ser superado se detecta una anomalía.

A partir de la serie con las detecciones anómalas corregidas, se calcula el intervalo RR, definido como la distancia temporal entre dos ondas R consecutivas, y a partir de él se obtiene la frecuencia cardiaca (HR) de los sujetos durante el test, tal y como se explica en la Sección 3.3.2.

En la siguiente figura se muestra un ejemplo del HR medio de un individuo durante una prueba de esfuerzo, con distinción de sus diferentes etapas:

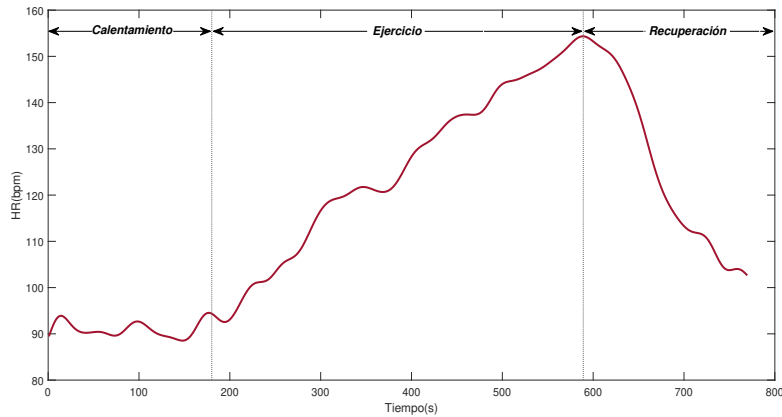


Figura 3.2: Evolución temporal del HR medio derivado del ECG a lo largo de la prueba de esfuerzo para un sujeto dado. Las líneas de puntos verticales negras diferencian las distintas etapas que conforman el test.

### Eliminación de la línea de base

Posteriormente, se llevará a cabo la eliminación del ruido producido por la desviación de la línea de base. Esta fuente de ruido se genera por las variaciones en la línea isoeletrica producidas por las interferencias en baja frecuencia debidas principalmente a la respiración, los movimientos corporales y el contacto deficiente de los electrodos o wearables.

Para su eliminación, se aplicará el método de interpolación con splines cúbicos definido por [23], en el cual se selecciona un punto en cada latido por el que pasa la línea isoeletrica, se interpolan estos puntos para hallar el valor de la desviación, y finalmente se resta de la señal para corregirla. Con el fin de adaptar este método a la prueba de esfuerzo, se aplican las modificaciones presentadas en [38], de manera que la elección de puntos isoeletricos varía en función del RR del sujeto, adaptándose a los intervalos de mayor intensidad.

### Filtrado de ruido muscular

Para concluir la etapa de preprocesado, se pretende eliminar la presencia del ruido muscular en los registros de ECG adquiridos durante el ejercicio, lo cual resulta de vital importancia ya que su contenido espectral se superpone al del complejo QRS, afectando tanto a la información respiratoria como a la información de HRV [23].

Para ello se aplica un filtrado paso banda de respuesta finita al impulso (FIR), con frecuencias de corte 0.5 Hz y 45 Hz [40] y orden 300, de forma que la pendiente del filtro sea muy pronunciada y evite la distorsión de fase. Esta frecuencia de corte también va a permitir evitar la aparición de la componente de ruido eléctrico en 50 Hz, cuya amplitud podría enmascarar la señal.

En la Figura 3.3 se puede observar el resultado de aplicar el preprocesado sobre la señal inicial.

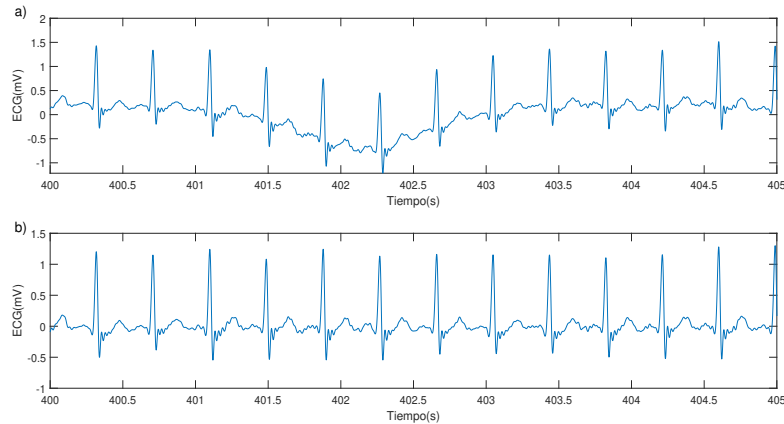


Figura 3.3: Resultado del filtrado y eliminación de la línea de base sobre la señal ECG: a) Señal ECG original, b) Señal resultante del preprocesado.

### 3.3. Estimación de los umbrales ventilatorios

#### 3.3.1. Método 1: Estimación a partir de la frecuencia respiratoria

##### Hipótesis

La hipótesis sobre la que se apoya este método es que en el patrón de la frecuencia respiratoria se producen incrementos exponenciales o puntos de ruptura que se pueden tomar como marcadores de los VT [7, 10].

Inicialmente, algunos investigadores demostraron la validez y fiabilidad de estos aumentos de la frecuencia respiratoria frente al consumo de oxígeno como marcadores efectivos de los umbrales en deportistas entrenados [28] e individuos sedentarios [11].

Posteriormente, se obtuvieron unos grandes resultados en la estimación de los umbrales sin necesidad de emplear la variable de consumo de oxígeno, únicamente a partir de la frecuencia respiratoria derivada de un electrocardiograma proporcionado por un Holter, evitando de esa forma el uso del analizador de gases [29].

En cambio, en este proyecto se quiere demostrar que es posible la estimación de los umbrales ventilatorios de forma fiable y robusta buscando los instantes donde se producen los aumentos a partir de la señal proporcionada por una banda de pecho, sin necesidad de emplear un Holter y poniendo este método al alcance de cualquier deportista.

## Señal respiratoria derivada del electrocardiograma (EDR)

El primer paso será derivar la señal con información respiratoria a partir del ECG, conocida como señal EDR, una vez finalizada la etapa de preprocesado (Sección 3.2). Los métodos de obtención de la señal EDR se basan en la detección de los cambios en la morfología del complejo QRS inducidos por la respiración.

En este trabajo se empleará el método Slope Range (SR) [40], el cual permite obtener la señal respiratoria a partir de la diferencia entre los valores de los puntos de máxima pendiente de subida y los de los puntos de máxima pendiente de bajada dentro del intervalo QRS, independientemente de su tiempo relativo de ocurrencia. A la hora de implementar el algoritmo, se han tenido en cuenta las modificaciones presentadas en [29].

La elección de este método se basa en los buenos resultados obtenidos en la estimación de la frecuencia respiratoria, sin dejar de lado su robustez y su sencilla implementación y menor coste computacional frente a otras alternativas [41]. Además, este método únicamente necesita una derivación para obtener la señal, lo que ofrece una gran ventaja para su uso en dispositivos wearable [42].

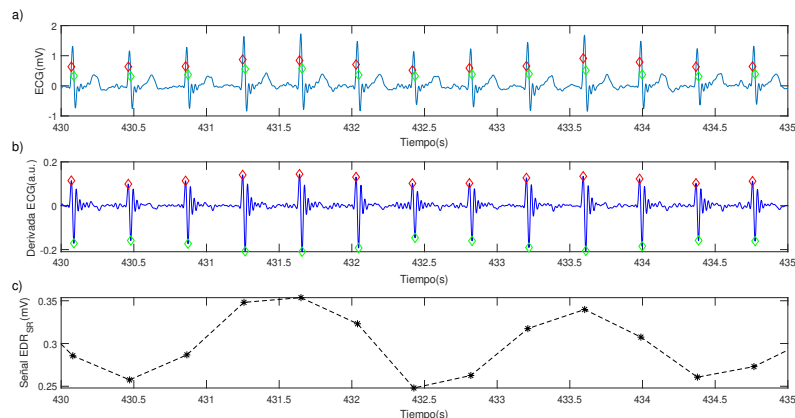


Figura 3.4: a) Resultado de la estimación de los puntos de máxima pendiente de subida y bajada en el ECG. b) Elección de máximo y mínimo de la primera derivada según el método propuesto. c) Señal EDR-SR resultante.

## Eliminación de valores anómalos

Una vez obtenida la señal EDR, será necesario detectar sus posibles errores y eliminar los posibles valores atípicos, ya que estos pueden empeorar la posterior estimación de la frecuencia respiratoria.

Este proceso se llevará a cabo a partir de la aplicación del método definido en [43], basado en el cálculo de un umbral a partir de la desviación absoluta de la mediana (MAD), por encima del cual se eliminarán los valores atípicos identificados.

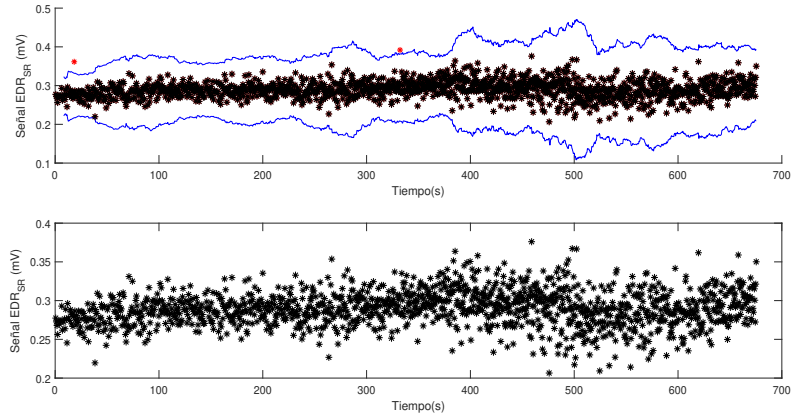


Figura 3.5: a) Resultado de la estimación de los puntos de máxima pendiente de subida y bajada en el ECG. b) Elección de máximo y mínimo de la primera derivada según el método propuesto. c) Señal EDR-SR resultante.

### Estimación de la frecuencia respiratoria

El siguiente paso será la estimación de la frecuencia respiratoria a partir de la señal EDR aplicando el algoritmo presentado en [43] junto con las adaptaciones implementadas en [29]. En este método se pueden diferenciar 3 partes: la estimación de espectros de potencia, el promediado condicionado a la picudez y la estimación de la frecuencia respiratoria.

- **Estimación de espectros de potencia** La estimación espectral de potencia se lleva a cabo a partir del método de Lomb [44]. La elección de este método se debe a que la señal EDR no está muestreada uniformemente y es posible que presente huecos debido a la eliminación de valores atípicos. El periodograma de Lomb  $S_k(f)$  se estima en intervalos de 40 s cada 5 s, empleando ventanas de 12 s con un solapamiento del 50 %.
- **Promediado condicionado a la picudez** Con el fin de reducir la varianza del  $k$ -ésimo intervalo, a continuación se obtiene el espectro  $\bar{S}_k(f)$  a partir de los 5 últimos espectros  $S_k(f)$ , que serán promediados en el caso de que cumplan los criterios de picudez. La picudez debe superar el 75 % para que espectro entre en el promediado, y su término se refiere a la potencia en el intervalo de integración centrado alrededor del pico más grande respecto al total de potencia.
- **Estimación de la frecuencia respiratoria** Por último, la frecuencia respiratoria estimada  $f_r(k)$  se calcula tomando la frecuencia en la que se encuentra el pico más alto del espectro  $\hat{f}(k)$  si el espectro  $\bar{S}_k(f)$  es lo suficientemente picudo. Esta elección deberá cumplir con los criterios de amplitud y proximidad a la

frecuencia de referencia definidos en [38], de forma que se garantice una estimación fiable de la frecuencia respiratoria del sujeto.

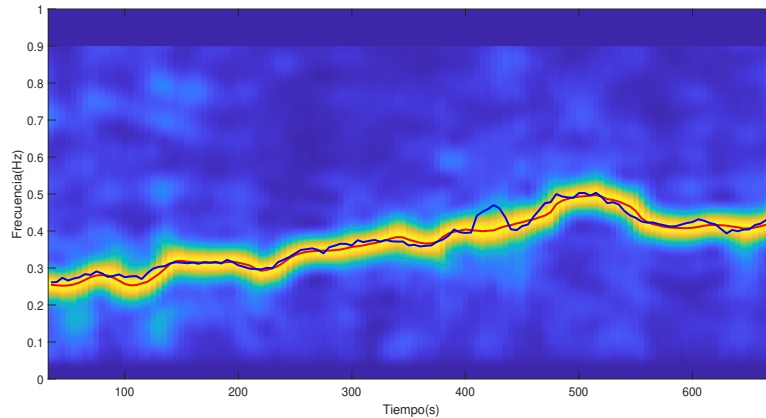


Figura 3.6: Representación tiempo-frecuencia de la tasa respiratoria: comparación de la frecuencia estimada (línea roja) a partir del ECG frente a la frecuencia de referencia proporcionada por el analizador de gases (línea azul) durante la prueba.

### Estimación de los VT

Para concluir el proceso, se realiza la determinación de los umbrales ventilatorios a partir de la frecuencia respiratoria estimada, aplicando el algoritmo presentado en [38]. Este método basado en el propuesto en [28], sigue la hipótesis de que es posible identificar dos fuertes incrementos en la frecuencia respiratoria que se corresponden con los VT .

Primero, se selecciona el intervalo de esfuerzo entre el 80 % y el 90 % del HR máximo del sujeto, zona sobre la cual se realizará la búsqueda de los umbrales. Con el fin de evitar la realización de una prueba de esfuerzo máxima para determinar el HR máximo, se aplica la fórmula presentada en [32]. A continuación, se ajusta un spline polinomial de sexto orden sobre esta zona con el fin de evitar pequeñas variaciones y mantener la tendencia esperada por la frecuencia respiratoria.

Una vez ajustado el spline, se calcula su segunda derivada, obteniendo como resultado una nueva función polinómica que representa la aceleración y consta de 3 posibles extremos: dos máximos y un mínimo, o viceversa. El objetivo es detectar dos máximos locales sobre la función que correspondan con fuertes aumentos de la frecuencia respiratoria. En el caso de que la segunda derivada presente un único máximo local, se aumentará el intervalo de búsqueda teniendo en cuenta la posición en la que se encuentra este máximo:

- Si el máximo se sitúa antes del centro del intervalo, este será aumentado por el final.
- Si el máximo se sitúa después del centro del intervalo, este será aumentado por el principio.
- Si no presenta ningún máximo local, este será aumentado por ambos extremos.

El aumento de intervalo será de 5 segundos por el final, mientras que de 30 segundos por el principio, lo cual se debe a la menor duración disponible en la parte final de la etapa de ejercicio.

Finalmente, el primer máximo se tomará como estimación del primer umbral ventilatorio (VT1), y el segundo como estimación del segundo umbral ventilatorio (VT2). La estimación de los umbrales ventilatorios en el intervalo de ejercicio seleccionado sobre la frecuencia respiratoria estimada para un sujeto representativo se muestra en la Figura 3.7.

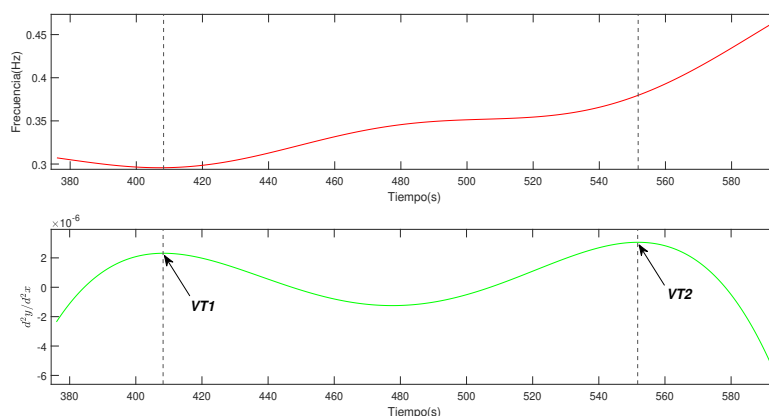


Figura 3.7: a) Intervalo de frecuencia respiratoria estimada durante la prueba de esfuerzo sobre el que se ajusta el spline polinómico de sexto grado. b) Segunda derivada del spline polinómico. Los máximos locales en esta función implican aceleraciones de la frecuencia respiratoria que se toman como estimaciones de los VT.

### 3.3.2. Método 2: Estimación a partir de la variabilidad de la frecuencia cardiaca

#### Hipótesis

El efecto del ejercicio sobre la variabilidad de la frecuencia cardiaca ha sido estudiado en múltiples investigaciones a lo largo de los últimos años [45]. Tras sus resultados, se ha demostrado como al sobrepasar los umbrales ventilatorios, en la banda de alta frecuencia (HF) derivada de la HRV, se produce un incremento de la potencia.



Además, en estas investigaciones se vio como estos incrementos estaban asociados con la hiperpnea inducida en el ejercicio de alta intensidad, debido a un mecanismo conocido como retroalimentación electromecánica. Este efecto no se debe a mecanismos neurales, sino a efectos mecánicos de la respiración sobre el nodo SA [46]. Se ha demostrado que conforme aumenta la intensidad del ejercicio, aumenta la frecuencia respiratoria alcanzando una situación de hiperpnea, que provoca un estrechamiento y estiramiento del nodo SA que alterará la frecuencia cardiaca y se verá reflejado en el espectro de la potencia de HF [30].

Tras estas investigaciones, múltiples autores buscaron estimar los umbrales derivados de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRVT) a partir de los incrementos en la potencia instantánea de la banda de HF y en el pico del espectro tanto en prueba de esfuerzo en cicloergómetro [24, 12], como en cinta [25, 9, 13]. Los resultados de estos estudios concluyeron que la estimación de los HRVT a partir del análisis espectral del HRV era posible, tomando como estimación los puntos donde se producían fuertes incrementos de la potencia de alta frecuencia debidos al patrón respiratorio.

Por ello, la hipótesis sobre la que se trabaja es que se producen dos fuertes aumentos en el índice frecuencial de potencia en la banda de HF de HRV derivado de la señal ECG de la banda de pecho, y estos aumentos tienen lugar tras superar los umbrales aeróbico y anaeróbico.

### Señal de variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRV)

Partiendo de la serie de latidos con los latidos anómalos corregidos, obtenida tras la aplicación de [39] en la Sección 3.2, se procede a estimar la HRV asumiendo el modelo TVIPFM (Time Varying Integral Pulse Frequency Modulation) [47].

Este modelo se utiliza para representar el control de la frecuencia cardíaca por parte del sistema nervioso autónomo (ANS), basándose en el modelo IPFM (Integral Pulse Frequency Modulation) pero teniendo en cuenta que el periodo cardiaco medio durante una prueba de esfuerzo es variante en el tiempo.

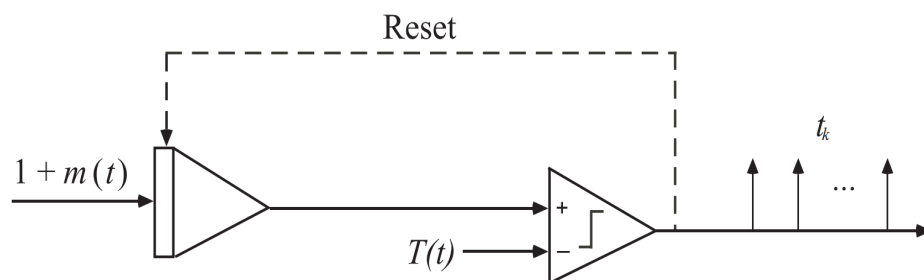


Figura 3.8: Esquema del modelo TVIPFM. Reproducido y modificado de [47].

En primer lugar, se calcula la señal de frecuencia cardiaca instantánea  $d_{HR}(t)$ , muestreada a 4 Hz, a partir de la serie de latidos normales empleando el modelo IPFM:

$$d_{HR}(t) = \frac{1 + m(t)}{T(t)} \quad (3.1)$$

donde  $m(t)$  representa la señal de modulación del (ANS) sobre el ritmo cardiaco y  $T(t)$  es el periodo cardiaco medio, ambos variantes en el tiempo.

Partiendo de que las variaciones de la frecuencia cardiaca media se consideran más lentas que las variaciones de la señal moduladora, se obtiene la señal de ritmo cardiaco variante en el tiempo  $d_{HRM}(t)$ , de forma práctica mediante el filtrado de paso bajo de la señal  $d_{HR}(t)$ , con una frecuencia de corte de 0.03 Hz:

$$d_{HRM}(t) = \frac{1}{T(t)} \quad (3.2)$$

La señal HRV se calcula como:

$$d_{HRV}(t) = d_{HR}(t) - d_{HRM}(t) = \frac{m(t)}{T(t)} \quad (3.3)$$

Por último, se estima la señal moduladora  $m(t)$ , en la cual se recoge la información de la actividad del ANS sin la influencia del HR:

$$m(t) = \frac{d_{HRV}(t)}{d_{HRM}(t)} \quad (3.4)$$

Las diferentes señales obtenidas en el proceso pueden observarse en la Figura 3.9.

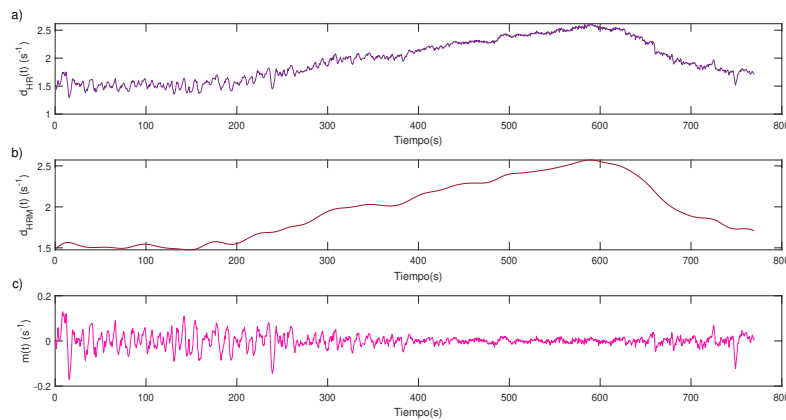


Figura 3.9: a) Señal de ritmo cardiaco instantáneo  $d_{HR}(t)$ . b) Señal de ritmo cardiaco medio  $d_{HRM}(t)$ . c) Señal moduladora  $m(t)$ .

## Análisis tiempo-frecuencia de la señal de HRV

A partir de la distribución pseudo Wigner-Ville suavizada (SPWVD), se realizó el análisis tiempo-frecuencia sobre la señal  $m(t)$  para caracterizar la respuesta rápida del ANS durante la prueba de esfuerzo [48]. Para atenuar las interferencias, se emplearon las ventanas de suavizado en tiempo y frecuencia de Hamming descritas en [49].

La elección de este método se debe a que proporciona mejor resolución que los métodos lineales no paramétricos, un control independiente del filtrado de tiempo y frecuencia, y estimaciones de potencia con una varianza más baja que los métodos paramétricos cuando se producen cambios rápidos.

Una vez obtenido el espectro de potencia tiempo-frecuencia de la señal moduladora  $S_m(t, f)$ , se calculó la potencia instantánea integrando la densidad de potencia tiempo-frecuencia en las bandas de frecuencia definidas a continuación:

- **Banda de baja frecuencia (LF)**: Situada entre 0.04 Hz y 0.15 Hz. La potencia instantánea en la banda de LF ( $P_{LF}(t)$ ) refleja la actividad simpática y parasimpática del ANS.

$$P_{LF}(t) = \int_{0,04}^{0,15} S_m(t, f)df \quad (3.5)$$

- **Banda de alta frecuencia (HF)**: Centrada en la frecuencia respiratoria estimada interpolada a 4 Hz ( $f_r(t)$ ) y con un ancho de banda de 0.125 Hz. La potencia instantánea en la banda de HF ( $P_{HF}(t)$ ) refleja la actividad parasimpática y las variaciones del ritmo cardiaco relacionadas con el ciclo respiratorio.

$$P_{LF}(t) = \int_{f_r(t) - \frac{0,125}{2}}^{f_r(t) + \frac{0,125}{2}} S_m(t, f)df \quad (3.6)$$

## Estimación de los HRVT

Por último, se realiza la estimación de los umbrales de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a partir de la  $P_{HF}(t)$  obtenida del análisis frecuencial de HRV. Para ello, se propone un novedoso método basado en la hipótesis seguida en [24, 25] de que existen dos incrementos abruptos en la potencia de alta frecuencia al sobrepasar los umbrales aeróbico y anaeróbico.

Para llevar a cabo la búsqueda de estos puntos, se empleará una modificación del algoritmo utilizado para la estimación de umbrales ventilatorios a partir de la frecuencia respiratoria, el cual fue validado en [29] y se ha utilizado previamente en la Sección

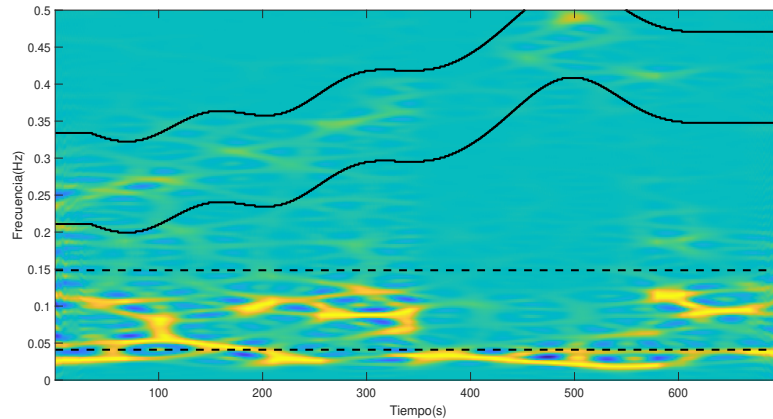


Figura 3.10: Representación tiempo-frecuencia de HRV. La línea negra discontinua representa la banda LF, mientras que la línea negra continua representa la banda de HF.

3.3.1. En este caso, el spline polinómico de sexto orden se ajustará en el intervalo de la potencia de HF situado entre el 80 % y el 90 % del HR máximo del sujeto, con el fin de mantener la tendencia esperada y encontrar los dos incrementos. A continuación, se realizarán los mismos pasos vistos anteriormente, calculando la segunda derivada y detectando los dos máximos resultantes en esta función, tomando como estimación del primer umbral derivado de la frecuencia cardiaca (HRVT1) el primer máximo y como estimación del segundo umbral derivado de la frecuencia cardiaca (HRVT2) el segundo máximo. En el caso de no obtenerse los dos máximos esperados, se realizarán los incrementos del intervalo de ajuste pertinentes.

La estimación de los umbrales de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en el intervalo de ejercicio seleccionado sobre la potencia de alta frecuencia para un sujeto representativo se muestra en la Figura 3.11.

### 3.3.3. Método 3: Estimación a partir de la combinación de metodologías

#### Hipótesis

La hipótesis sobre la que se apoya este método fue sugerida en [50], donde se estudió como la combinación de diferentes métodos de estimación de VT puede aumentar la validez y fiabilidad de las estimaciones. Esta investigación demostró como la combinación de los métodos mejoraba la precisión en evaluación de los VT respecto al uso de métodos de estimación individuales. Sin embargo, estos resultados solo combinan parámetros de intercambio de gases.

Por ello, en esta sección se propone la combinación de diferentes metodologías, una basada en la frecuencia respiratoria (Sección 3.3.1) y otra basada en la variabilidad

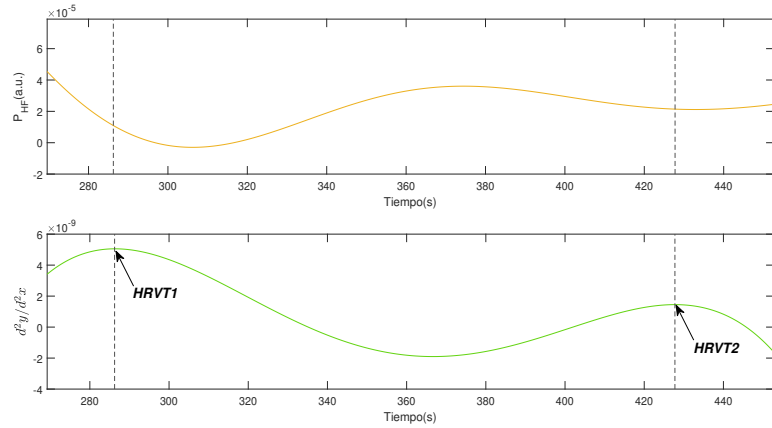


Figura 3.11: a) Intervalo de la potencia de HF obtenida a partir del análisis de HRV durante la prueba de esfuerzo sobre el que se ajusta el spline polinómico de sexto grado. b) 2<sup>a</sup> derivada del spline. Los máximos locales en esta función implican aceleraciones de la potencia de la banda HF que se toman como estimaciones de los HRVT.

de la frecuencia cardiaca (Sección 3.3.2), las cuales representan diferentes subsistemas fisiológicos y es posible realizar su implementación a partir de un único dispositivo. A estos umbrales obtenidos tras la combinación de los obtenidos a partir los dos métodos les denominaremos umbrales combinados (CT).

El objetivo de esta combinación es reducir la presencia de sesgo inter e intraindividuo en la estimación de umbrales, y con ello aumentar la fiabilidad de los resultados y evitar posibles consecuencias negativas.

### Estimación de los CT

La estimación de los umbrales combinados se realiza a partir del promedio de los VT y HRVT, obteniendo así el primer umbral combinado (CT1) y el segundo umbral combinado (CT2), tal y como se muestra a continuación:

$$CT1 = \frac{VT1 + HRVT1}{2} \quad (3.7)$$

$$CT2 = \frac{VT2 + HRVT2}{2} \quad (3.8)$$

## 3.4. Evaluación

La validación de la aplicación final de este trabajo se llevo a cabo a partir de la comparación entre los VT, HRVT y CT estimados por los métodos planteados y los VT de referencia determinados previamente por dos expertos en ciencias del deporte. Los errores de estimación se calculan como la diferencia entre los umbrales estimados y los de referencia:

$$\Delta\epsilon_a = VT_{est,a} - VT_{ref,a} \quad (3.9)$$

donde el subíndice  $a$  denota si se trata del primer umbral o el segundo, y el resultado podrá darse tanto en latidos por minuto (bpm) como en segundos (s).

Para la estimación de los VT de referencia se empleo el método de equivalentes ventilatorios. Este método emplea las variables respiratorias obtenidas a partir del analizador de gases, concretamente la ventilación por minuto ( $VE$ ), y el consumo de  $O_2$  y  $CO_2$  ( $VO_2$  y  $VCO_2$ ), basándose en la evolución temporal del equivalente ventilatorio de  $O_2$  ( $VE/VO_2$ ) y de  $CO_2$  ( $VE/VCO_2$ ), que representan la ventilación por minuto necesaria para consumir un litro de  $O_2$  o producir un litro de  $CO_2$ , respectivamente. El punto en el que  $VE/VO_2$  comienza a aumentar sin un incremento en  $VE/VCO_2$  se toma como VT1 de referencia ( $VT1_{ref}$ ), mientras que aquel en el que  $VE/VCO_2$  comienza a crecer simultáneamente con  $VE/VO_2$  se toma como VT2 de referencia ( $VT2_{ref}$ ).

Los resultados se presentan en términos de tiempo y latidos por minuto, siendo expresados a partir de la media y la desviación estándar. También se realizará una evaluación de la bondad de los métodos de estimación de umbrales empleando los gráficos de Bland-Altman [51].

# Capítulo 4

## Resultados

### 4.1. Resultados de la estimación de los umbrales ventilatorios

De los 43 participantes en el estudio, dos de ellos tuvieron que ser descartados debido a que no alcanzaron el 80 % de su frecuencia cardiaca máxima, y por lo tanto no fue posible estimar sus umbrales ventilatorios. Se analizaron un total de 41 sujetos, de los cuales un 54 % son hombres ( $N = 22$ ) y el 46 % restante son mujeres ( $N = 19$ ).

Tras la exclusión de los dos sujetos mencionados anteriormente, la estimación de los umbrales VT, HRVT y CT fue posible para el 100 % de los participantes, obteniéndose los resultados en la estimación mostrados en la Tabla 4.1.

	Hombres	Mujeres	Total
máx.HR (bpm)	$191.6 \pm 1.7$	$192.7 \pm 1.4$	$192.1 \pm 1.6$
% máx.HR en $VT1_{ref}$	$66.9 \pm 6.9$	$67.5 \pm 10.4$	$67.2 \pm 8.6$
% máx.HR en VT1	$62.2 \pm 8.7$	$63.7 \pm 8.8$	$62.9 \pm 8.7$
% máx.HR en HRVT1	$68.3 \pm 7.5$	$70.1 \pm 7.8$	$69.1 \pm 7.6$
% máx.HR en CT1	$65.3 \pm 7.5$	$66.9 \pm 7.9$	$66.0 \pm 7.6$
% máx.HR en $VT2_{ref}$	$77.2 \pm 7.5$	$79.1 \pm 10.0$	$78.1 \pm 8.6$
% máx.HR en VT2	$77.8 \pm 7.0$	$78.9 \pm 8.3$	$78.3 \pm 7.6$
% máx.HR en HRVT2	$81.0 \pm 6.1$	$81.5 \pm 7.3$	$81.2 \pm 6.6$
% máx.HR en CT2	$79.4 \pm 6.4$	$80.2 \pm 7.7$	$79.8 \pm 7.0$

Tabla 4.1: Resultados de la evaluación de los métodos de estimación de umbrales respiratorios (media  $\pm$  std) en función del género. La abreviatura máx. se refiere al valor máximo estimado a partir de la fórmula de [32].

En la Figura 4.1 se muestra unos fragmentos de la frecuencia respiratoria y la distribución de potencia en la banda de HF del espectro de HRV, derivados de la señal ECG de un sujeto, así como su HR medio y los umbrales estimados y de referencia.

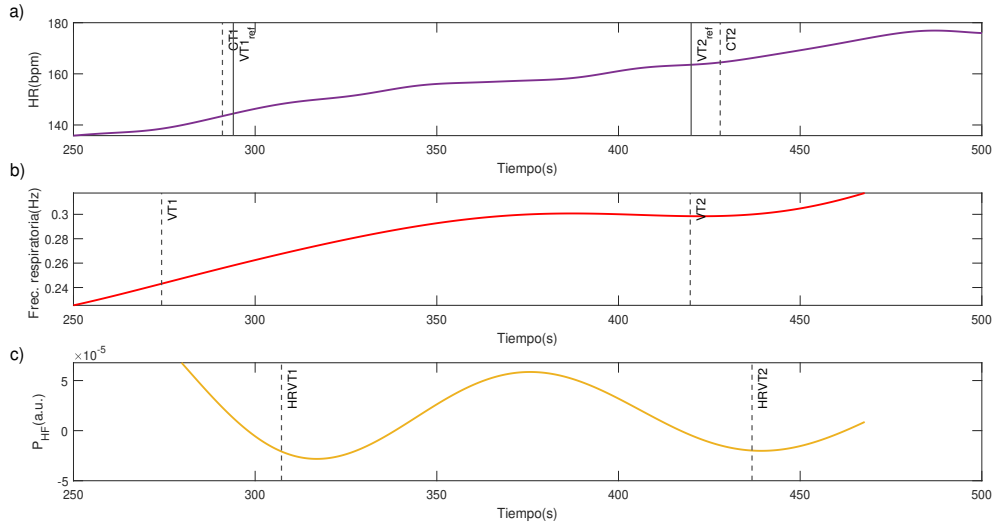


Figura 4.1: a) Estimación de los CT y comparación frente a los  $VT_{ref}$ . b) Estimación de los VT a partir de la frecuencia respiratoria. c) Estimación de los HRVT a partir de la  $P_{HF}(t)$  derivada de HRV. Las líneas continuas representan el instante de tiempo de ocurrencia de los umbrales de referencia. Las líneas discontinuas negras representan el instante de tiempo de ocurrencia de los umbrales estimados.

Además, en la Tabla 4.2 se recogen los errores en la estimación de los VT, HRVT y CT en segundos, así como el porcentaje de sujetos cuyo error es inferior a 60 y 120 segundos.

	$\Delta\epsilon(s)$	%<60 s	%<120 s
VT1	$-58.1 \pm 76.0$	48.7	78.0
VT2	$0.6 \pm 45.0$	78.0	97.5
HRVT1	$23.6 \pm 80.9$	63.4	90.2
HRVT2	$38.1 \pm 46.6$	63.4	97.5
CT1	$-17.2 \pm 68.7$	70.7	90.2
CT2	$19.3 \pm 42.4$	80.4	100

Tabla 4.2: Resultados de la estimación de umbrales en función del tiempo. El error se expresa en términos de media  $\pm$  std. Las columnas %60 s y %120 s denotan el porcentaje de sujetos cuyo error en la estimación respecto a la referencia es inferior a 60 segundos y 120 segundos respectivamente.

Las diferencias en el rendimiento de la estimación entre los tres métodos pueden observarse en la Figura 4.2. Estos diagramas de caja muestran la distribución del error de estimación de los métodos, calculado como la diferencia entre los umbrales estimados menos los VT de referencia en términos de tiempo de latidos por minuto.

Como se muestra en la Tabla 4.3, en términos de latidos por minuto se consiguió un error de  $-8.1 \pm 12.0$  bpm en VT1 y  $0.4 \pm 6.5$  bpm en VT2 empleando el método de estimación basado en la frecuencia respiratoria derivada del ECG, mientras que se



obtuvo un error de  $3.8 \pm 13.8$  bpm en HRVT1 y  $6.0 \pm 6.9$  bpm en HRVT2 en base a la estimación a partir de la distribución de potencia de la banda de HF del HRV, y un error de  $-2.1 \pm 11.7$  bpm en CT1 y  $3.2 \pm 6.2$  bpm en CT2 a partir de la combinación de los dos primeros.

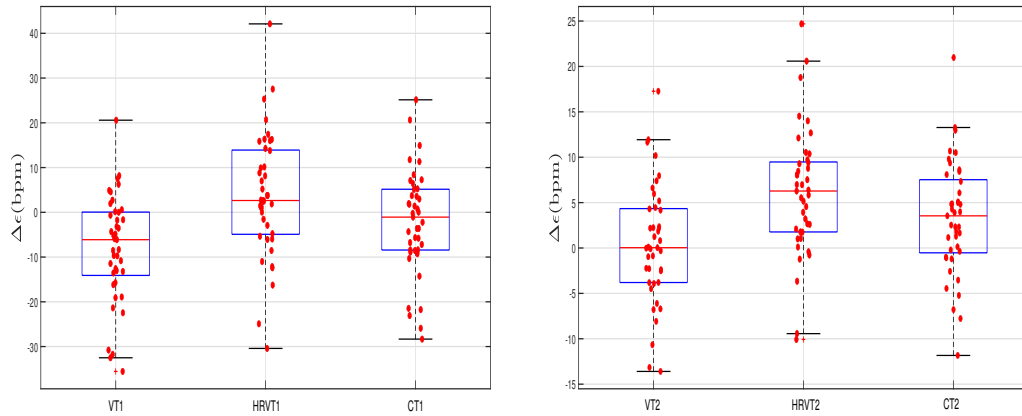


Figura 4.2: Diagramas de caja del error de estimación de los umbrales respiratorios. Los círculos representan los valores de los diferentes sujetos.

	$\Delta\epsilon_{VT1}$ (bpm)			$\Delta\epsilon_{VT2}$ (bpm)		
	Mét. 1	Mét. 2	Mét. 3	Mét. 1	Mét. 2	Mét. 3
Hombres	$-9.0 \pm 14.5$	$2.6 \pm 15.1$	$-3.1 \pm 13.5$	$1.0 \pm 7.7$	$7.2 \pm 7.1$	$4.1 \pm 6.8$
Mujeres	$-7.1 \pm 8.4$	$5.1 \pm 12.4$	$-1.0 \pm 9.4$	$-0.3 \pm 4.9$	$4.7 \pm 6.6$	$2.1 \pm 5.5$
Total	$-8.1 \pm 12.0$	$3.8 \pm 13.8$	$-2.1 \pm 11.7$	$0.4 \pm 6.5$	$6.0 \pm 6.9$	$3.2 \pm 6.2$

Tabla 4.3: Comparación de resultados de estimación de umbrales ventilatorios (media  $\pm$  std) en función de los latidos por minuto en función del género.

En la Figura 4.3 se muestran los diagramas de Bland-Altman para la evaluación de los umbrales estimados a partir de los diferentes métodos propuesto. La interpretación de estos gráficos es la siguiente: en el eje de abscisas se representa la media de cada par de variables comparadas, mientras que en el eje de ordenadas aparece la diferencia entre ellas. Esto nos permite estudiar las desviaciones que presenta una medida respecto a la otra, y hasta qué punto ambas son equivalentes.

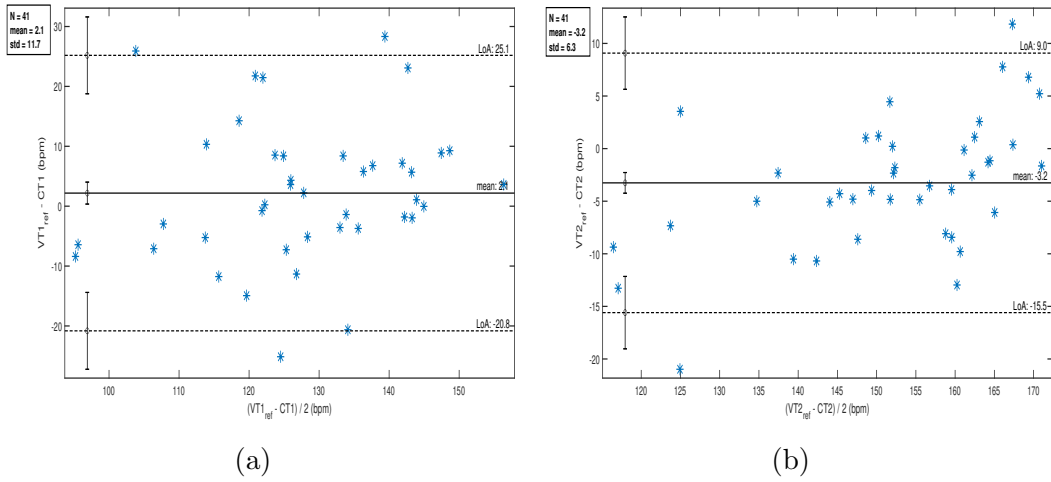


Figura 4.3: Gráficos de Bland-Altman (diferencia vs media) de los errores en la estimación respecto a  $VT1_{ref}$  (a) y  $VT2_{ref}$  (b) aplicando el método de combinación de marcadores. La línea continua representa la media del error de estimación, mientras que las líneas discontinuas representan los intervalos de confianza (LoA) calculados mediante la media  $\pm 1.96$  desviaciones estándar. Los asteriscos azules representan los valores de los diferentes sujetos.

Como se puede observar, prácticamente todos los valores se encuentran dentro del intervalo de confianza del 95 %, tanto para el primer umbral como para el segundo.

# Capítulo 5

## Discusión

Este trabajo presenta un enfoque alternativo para la identificación de los umbrales ventilatorios, a partir de la combinación de los umbrales derivados de la frecuencia respiratoria VT y los umbrales derivados de la variabilidad de la frecuencia cardiaca HRVT, empleando el ECG proporcionado por una banda de pecho.

En anteriores estudios, se demostró como cada una de estas metodologías lograba una buena concordancia en la identificación de umbrales respiratorios respecto al “gold standard”, sin embargo, estos estudios también mostraron como existen ciertas variaciones intrapersonales e interpersonales [29, 28, 24]. Con el fin de alcanzar una estimación más robusta y reducir esta variabilidad, en el presente trabajo se ha propuesto evaluar la combinación de los umbrales relacionados con variabilidad de la frecuencia cardiaca y la frecuencia respiratoria en un solo valor promedio, obteniendo los CT.

El propósito principal del trabajo ha sido la validación de los métodos de estimación de umbrales a partir del ECG proporcionado por un dispositivo wearable con menor relación señal a ruido, menor coste y totalmente al alcance población, respecto a otros estudios que empleaban dispositivos engorros, de alto coste y únicamente disponibles en centros especializados. Esto ha permitido llevar a cabo una exploración más en profundidad de los dos métodos de estimación de umbrales presentados en el trabajo. Por un lado, ha sido necesario validar los algoritmos presentados en [38, 24, 25] en mujeres deportistas, lo cual no se había hecho hasta el momento. Por otro lado, se ha llevado a cabo una automatización del método propuesto por [24, 25], de forma que los umbrales sean detectados por el algoritmo y no a partir de la inspección visual de investigadores expertos, habilitando así su implementación en dispositivos portátiles. Por último, se ha evaluado un nuevo enfoque basado en la combinación de los marcadores obtenidos a partir de las diferentes metodologías de estimación de umbrales.

Comparando los errores obtenidos en este trabajo fin de máster frente a los

presentados en [38], se puede apreciar como en este estudio se han mejorado notablemente los resultados de estimación de umbrales. Por un lado, se ha aumentado el porcentaje de sujetos cuyo error es inferior a 60 segundos, pasando de 56.5% a 70.7% en el caso de VT1, y de 65.2% a 95.6% en el caso de VT2. Por otro lado, se ha disminuido el error en la estimación, alcanzando un error medio de  $-17.2 \pm 68.7$  s para VT1 y  $19.3 \pm 42.4$  s para VT2 en términos de media  $\pm$  desviación estándar, frente a  $-33.5(131.4)$  s para VT1 y  $-21.5(94)$  s para VT2 en términos de media(rango intercuartílico).

Analizando los resultados respecto a la base de datos al completo, en cuanto a la aplicación del método de estimación de umbrales ventilatorios a partir de la tasa respiratoria, se obtuvo un error en términos de media  $\pm$  desviación estándar de  $8.1 \pm 12.0$  bpm respecto a  $VT1_{ref}$  y de  $0.4 \pm 6.5$  bpm respecto a  $VT2_{ref}$ . Además, se obtuvo un error menor de 60 segundos en la estimación de VT1 para el 49% de los sujetos, mientras que para VT2 se cumplía en el 78% de los sujetos. En cuanto al método de estimación de umbrales a partir de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, se obtuvo un error de  $3.8 \pm 13.8$  bpm respecto a  $VT1_{ref}$  y de  $6.0 \pm 6.9$  bpm respecto a  $VT2_{ref}$ . Además, en el 63% de los participantes se consiguió un error inferior a 60 segundos en la estimación de HRVT1, y en cuanto a la estimación de HRVT2 se cumplió para el 63%. A partir de estos resultados, podemos observar como el método basado en la frecuencia respiratoria proporciona una mejor estimación de VT2 en comparación con VT1, mientras que para el método basado en la potencia de la banda de HF pasa lo contrario, donde las estimaciones logradas para HRVT1 son mejores que las de HRVT2. Esto puede ser debido a que los aumentos producidos en la frecuencia respiratoria y la potencia en alta frecuencia correspondientes a VT2 y HRVT1 respectivamente sean más fuertes, y por lo tanto puedan ser detectados por el algoritmo de forma más precisa.

Finalmente, realizando el promedio de las dos estimaciones, se obtuvo de  $-2.1 \pm 11.7$  bpm respecto a  $VT1_{ref}$  y de  $3.2 \pm 6.2$  bpm respecto a  $VT2_{ref}$ , lo cual indica que esta combinación permite reducir la desviación respecto a los métodos aplicados por separado y se obtiene una importante mejora en la estimación del primer umbral. Las mejoras en la robustez también se ven reflejadas en el aumento de sujetos con errores inferiores a 60 segundos, alcanzando un 71% en el caso de CT1 y un 80% en el caso de CT2.

En cuanto a la comparación de resultados en la estimación entre hombres y mujeres, se observa como el rendimiento de los métodos es similar en ambos géneros, siguiendo el comportamiento visto para la base de datos completa. Cabe destacar que los errores de estimación obtenidos en el caso de las mujeres son menores que los obtenidos para los hombres, además de proporcionar una menor desviación. Por ejemplo, en el caso de

emplear como método de estimación la combinación de los umbrales estimados a partir de la frecuencia respiratoria y la HRV, se obtiene un error de  $-1.0 \pm 9.4$  bpm en VT1 y  $2.1 \pm 5.5$  bpm en VT2 para las mujeres, frente a un  $-3.1 \pm 13.5$  bpm en VT1 y  $4.1 \pm 6.8$  bpm en VT2 en hombres. Por lo tanto, estos resultados han permitido validar el buen funcionamiento de los métodos aplicados en el presente trabajo en mujeres deportistas.

Si se analiza la concordancia de las estimaciones del conjunto de participantes en el estudio respecto de la referencia, los resultados de validación de VT (VT1: sesgo =  $8.1 \pm 12.0$  bpm, LoA = 15.4 a 31.8 bpm, VT2: sesgo =  $0.4 \pm 6$  bpm, LoA = 13.3 a 12.4 bpm) son similares a los de HRVT (HRVT1: sesgo =  $3.8 \pm 13.8$  bpm, LoA = 30.9 a 23.3 bpm, HRVT2: sesgo =  $6.1 \pm 7.0$  bpm, LoA = 19.7 a 7.5 bpm), siendo un aspecto a destacar que los sesgos en ambos umbrales tienen magnitud similar pero en direcciones opuestas. Al realizar la combinación de los valores de estimación obtenidos de cada método, el sesgo relativo al primer umbral mejora notablemente (CT1: sesgo =  $2.1 \pm 11.7$  bpm, LoA = 20.8 a 25.1 bpm), manteniendo un rango de LoA similar. En el caso de del segundo umbral, (CT2: sesgo =  $-3.2 \pm 6.3$  bpm, LoA = 15.5 a 9.0 bpm), tanto el sesgo como el rango se ven mejorados respecto a HRVT2, aunque el resultado es ligeramente peor al ofrecido por VT2.

Con el fin de analizar los resultados obtenidos en este trabajo frente a nuevas líneas de investigación centradas en la detección de umbrales, se ha propuesto la comparación de los resultados de la combinación de métodos de estimación en este trabajo, proporcionados por el método de Bland-Altman, frente a los obtenidos en la reciente línea de investigación centrada en la detección de umbrales a partir del análisis no lineal de la HRV. En cuanto a la estimación del primer umbral, se obtiene un sesgo medio de  $2.1 \pm 11.7$  bpm y LoA desde -20.8 hasta 25.1 bpm, frente al sesgo medio de  $-1.9 \pm 5.3$  bpm y y LoA desde -12 hasta 8 bpm obtenido en [26]. En lo que respecta a la estimación del segundo umbral, se obtiene un sesgo medio de  $-3.2 \pm 6.3$  bpm y LoA desde -15.5 hasta 9.9 bpm, frente al sesgo medio de  $-4 \pm 10$  bpm y y LoA desde -24 hasta 16 bpm obtenido en [27]. Analizando los resultados de la comparación, se puede observar como mientras que la estimación del segundo umbral ventilatorio es más consistente en este trabajo, la estimación del primer umbral ventilatorio tiene menor concordancia frente al método basado en el análisis no lineal de HRV. Por lo tanto, sería interesante en un futuro validar las estimaciones proporcionadas por este novedoso método, incluso estudiar su combinación con los métodos implementados en este trabajo.

Este trabajo presenta algunas limitaciones que conviene destacar. La primera es la homogénea población del estudio en cuanto a edad y condición física, formada por hombres y mujeres jóvenes deportistas, lo cual podría condicionar los resultados del

estudio. Sin embargo, el hecho de incluir mujeres supone una fortaleza frente a las investigaciones previas, donde no se validaban los resultados en este género.

El uso de umbrales de HR para acotar las zonas de estimación también supone una limitación, ya que podría resultar en una sobreestimación de los VT. Respecto a esta limitación, existen muy pocos artículos en la que basarse a la hora de tomar los umbrales para la estimación de VT1 [52, 53], además los valores señalados por los mismos difieren. Por ello, se decidió aplicar el mismo rango determinado experimentalmente en [29], ya que este rango de 80 % a 90 % debido a los buenos resultados obtenidos en la población de deportistas. Tras la aplicación de los métodos de estimación sobre la base de datos, en el caso del método basado en la frecuencia respiratoria se obtuvieron unos porcentajes de inicio y final del intervalo de ajuste de 57.7 % y 82.0 % en media respecto al HR máximo estimado a partir de [32] respectivamente, mientras que en el método basado en la HRV obtuvieron unos porcentajes de 63.3 % y 81.5 % en media respecto al HR máximo. Por lo tanto, pese a los buenos resultados en la determinación de umbrales, en un futuro será necesario evaluar nuevos intervalos de búsqueda, ya que los rangos obtenidos difieren de lo que se esperaba inicialmente.

Otro aspecto a tener en cuenta, el cual fue mencionado en [54], es la posible diferencia en la estimación de umbrales en función del dispositivo de registro. En ese estudio se demostró como existía un sesgo de 4 bpm por debajo en la estimación del umbral a partir de la cinta de pecho Polar H7 respecto a un ECG de 3 derivaciones. Sin embargo, la precisión en la detección del pico R, principal responsable de estas diferencias, se ha mejorado en el dispositivo Polar H10 [36], lo que implica que en este estudio el problema es menor. Como se desconoce hasta que punto el Polar H10 ha supuesto una mejora, sería conveniente realizar un estudio de comparación entre los distintos dispositivos a la hora de realizar la estimación de umbrales.

Además de la posible falta de precisión basada en el dispositivo, es posible que exista una variación significativa en las mediciones en función de la colocación de la banda de pecho, al igual que existe entre las diferentes derivaciones del ECG [55]. Estas desviaciones pueden deberse a la variación en el eje cardiaco interpersonal, lo cual lleve a ligeros cambios en la forma de onda del ECG y la relación señal a ruido según la ubicación del dispositivo, causando posibles variaciones en los resultados de la estimación de umbrales.

Por último, es importante conocer los efectos que tiene la aparición de la componente de pedaleo en el análisis espectral, tanto para la estimación de la frecuencia respiratoria como para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca [56, 49]. Esta componente ha sido observada en varios sujetos, y en el futuro se estudiará como mitigar su efecto sobre la estimación de umbrales.

Los resultados alcanzados en este proyecto, presentados en la Sección 4.1 muestran que tanto los incrementos bruscos en el patrón de frecuencia respiratoria, como los incrementos en la banda de alta frecuencial del espectro de HRV, están fuertemente asociados con los umbrales aeróbico y anaeróbico, siendo posible tomar estos puntos como marcadores efectivos para su estimación. Además, se ha demostrado como combinación de ambas metodologías permite realizar una estimación más robusta y no invasiva de los mismos.

Hasta el momento, los umbrales solo podían ser registrados mediante los enfoques “gold standard”, con dispositivos como analizadores de gases y pruebas de lactato, lo cual no estaba al alcance de la mayoría de la población y además también podían conducir a cierta variabilidad en los resultados [6].

A pesar de las limitaciones presentadas, el enfoque presentado en este trabajo ofrece a los usuarios un fácil acceso a los datos de los umbrales, únicamente necesitando una banda de pecho disponible en el mercado que proporcione la señal de ECG y los algoritmos de identificación de umbrales desarrollados.





# Capítulo 6

## Conclusiones y líneas futuras

En este proyecto se ha desarrollado un nuevo enfoque en la estimación del umbral aeróbico y el umbral anaeróbico, el cual se basa en la combinación de dos metodologías distintas (una basada en la respiración y otra en la variabilidad de la frecuencia cardiaca) para identificar de forma robusta estos puntos en sujetos sometidos a una prueba de esfuerzo.

Los resultados sugieren que los umbrales ventilatorios pueden derivarse, por un lado de las aceleraciones sufridas en la frecuencia respiratoria, y por otro lado de los incrementos en la potencia de la banda de alta frecuencia de HRV, ambas derivadas del ECG de derivación única proporcionado por un dispositivo wearable de banda de pecho.

Esta metodología no invasiva, simple y económica puede ofrecer grandes resultados para el grupo específico de sujetos en el que se aplica, siendo especialmente atractivo en el mundo del deporte al requerir una sola derivación, permitiendo su uso en deportes al aire libre.

Este proyecto se enmarca en una investigación mucho mayor, centrada en la estimación de umbrales metabólicos a partir de ECG de forma robusta y su posible implementación en dispositivos para deportistas, es por ello que existe un amplio abanico de líneas futuras a seguir.

A continuación se proponen algunas de ellas:

- Analizar una base de datos mayor, donde se incluyan también hombres y mujeres sedentarios y con diferentes patologías.
- Seguir optimizando los algoritmos aplicados en los diferentes métodos, mejorando las detecciones, el preprocesado, la estimación frecuencial o el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.
- Llevar este método a la práctica a partir del desarrollo de una aplicación de

Matlab, de forma que pueda ser usado por cualquier persona interesada en la estimación de umbrales en el ámbito deportivo, clínico o de la vida cotidiana.

- Estudiar la implementación del método propuesto en [26, 27] para la estimación de umbrales de variabilidad de la frecuencia cardiaca a partir de la señal ECG del Polar H10. Una vez validado, estudiar la combinación de los tres métodos para ver si es posible implementar un método aún más robusto que emplee información de la respiración, del análisis frecuencial del HRV y del análisis no lineal del HRV.
- Analizar la validez del método en pruebas de esfuerzo realizadas al aire libre, así como en diferentes disciplinas deportivas, estudiando la influencia de la actividad en la calidad de la señal y las diferencias en el cálculo de la frecuencia respiratoria y el HRV. Además, será necesario examinar como influyen los rebotes intermitentes, como los que se observan al correr, ya que pueden alterar el eje cardiaco y con ello la morfología de la onda del ECG registrada por el dispositivo.

# Capítulo 7

## Bibliografía

- [1] T. Meyer, A. Lucia, C. P. Earnest, and W. Kindermann, “A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters-theory and application,” *International journal of sports medicine*, vol. 26, no. S 1, pp. S38–S48, 2005.
- [2] W. Kindermann, G. Simon, and J. Keul, “The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training,” *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 42, pp. 25–34, 1979.
- [3] G. J. Balady, R. Arena, K. Sietsema, J. Myers, L. Coke, G. F. Fletcher, D. Forman, B. Franklin, M. Guazzi, M. Gulati, *et al.*, “Clinician’s guide to cardiopulmonary exercise testing in adults: a scientific statement from the american heart association,” *Circulation*, vol. 122, no. 2, pp. 191–225, 2010.
- [4] K. Wasserman and M. B. McIlroy, “Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise,” *The American journal of cardiology*, vol. 14, no. 6, pp. 844–852, 1964.
- [5] O. Faude, W. Kindermann, and T. Meyer, “Lactate threshold concepts: how valid are they?,” *Sports medicine*, vol. 39, pp. 469–490, 2009.
- [6] J. G. Pallarés, R. Morán-Navarro, J. F. Ortega, V. E. Fernández-Elías, and R. Mora-Rodriguez, “Validity and reliability of ventilatory and blood lactate thresholds in well-trained cyclists,” *PloS one*, vol. 11, no. 9, p. e0163389, 2016.
- [7] D. G. Carey, L. A. Schwarz, G. J. Pliego, and R. L. Raymond, “Respiratory rate is a valid and reliable marker for the anaerobic threshold: implications for measuring change in fitness,” *Journal of sports science & medicine*, vol. 4, no. 4, p. 482, 2005.

- [8] P. Hofmann, V. Bunc, H. Leitner, R. Pokan, and G. Gaisl, "Heart rate threshold related to lactate turn point and steady-state exercise on a cycle ergometer," *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 69, no. 2, pp. 132–139, 1994.
- [9] M. Buchheit, R. Solano, and G. P. Millet, "Heart-rate deflection point and the second heart-rate variability threshold during running exercise in trained boys," *Pediatric exercise science*, vol. 19, no. 2, pp. 192–204, 2007.
- [10] D. T. Cannon, F. W. Kolkhorst, and M. J. Buono, "On the determination of ventilatory threshold and respiratory compensation point via respiratory frequency," *International journal of sports medicine*, pp. 157–162, 2009.
- [11] C. B. O’Leary and S. Stavrianeas, "Respiratory rate and the ventilatory threshold in untrained sedentary participants.," *Journal of Exercise Physiology Online*, vol. 15, no. 4, 2012.
- [12] G. Blain, O. Meste, T. Bouchard, and S. Bermon, "Assessment of ventilatory thresholds during graded and maximal exercise test using time varying analysis of respiratory sinus arrhythmia," *British journal of sports medicine*, vol. 39, no. 7, pp. 448–452, 2005.
- [13] D. J. Ramos-Campo, J. A. Rubio-Arias, V. Ávila-Gandía, C. Marín-Pagán, A. Luque, and P. E. Alcaraz, "Heart rate variability to assess ventilatory thresholds in professional basketball players," *Journal of Sport and Health Science*, vol. 6, no. 4, pp. 468–473, 2017.
- [14] J. Stanley, J. M. Peake, and M. Buchheit, "Cardiac parasympathetic reactivation following exercise: implications for training prescription," *Sports medicine*, vol. 43, pp. 1259–1277, 2013.
- [15] R. Beneke, R. M. Leithäuser, and O. Ochentel, "Blood lactate diagnostics in exercise testing and training," *International journal of sports physiology and performance*, vol. 6, no. 1, pp. 8–24, 2011.
- [16] T. D. Noakes, A. S. C. Gibson, and E. V. Lambert, "From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans: summary and conclusions," *British journal of sports medicine*, vol. 39, no. 2, pp. 120–124, 2005.

- [17] T. Skála, M. Vícha, M. Rada, J. Vácha, J. Flašík, and M. Táborský, “Feasibility of evaluation of polar h10 chest-belt ecg in patients with a broad range of heart conditions,” *Cor Vasa*, vol. 64, pp. 411–422, 2022.
- [18] J. D. Stone, H. K. Ulman, K. Tran, A. G. Thompson, M. D. Halter, J. H. Ramadan, M. Stephenson, V. S. Finomore Jr, S. M. Galster, A. R. Rezai, *et al.*, “Assessing the accuracy of popular commercial technologies that measure resting heart rate and heart rate variability,” *Frontiers in Sports and Active Living*, p. 37, 2021.
- [19] I. Alikhani, K. Noponen, A. Hautala, R. Ammann, and T. Seppänen, “Spectral fusion-based breathing frequency estimation; experiment on activities of daily living,” *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 17, no. 1, pp. 1–12, 2018.
- [20] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*. Elsevier Inc., 2006.
- [21] A. L. Goldberger, Z. D. Goldberger, and A. Shvilkin, *Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach*. Elsevier Inc., 2018.
- [22] M. S. Thaler, *El libro del ECG*. 2007.
- [23] L. Sörnmo and P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. 2005.
- [24] F. Cottin, P.-M. Leprêtre, P. Lopes, Y. Papelier, C. Médigue, and V. Billat, “Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling,” *International journal of sports medicine*, pp. 959–967, 2006.
- [25] F. Cottin, C. Médigue, P. Lopes, P.-M. Leprêtre, R. Heubert, and V. Billat, “Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test,” *International journal of sports medicine*, vol. 28, no. 04, pp. 287–294, 2007.
- [26] B. Rogers, D. Giles, N. Draper, O. Hoos, and T. Gronwald, “A new detection method defining the aerobic threshold for endurance exercise and training prescription based on fractal correlation properties of heart rate variability,” *Frontiers in physiology*, vol. 11, p. 596567, 2021.
- [27] B. Rogers, D. Giles, N. Draper, L. Mourot, and T. Gronwald, “Detection of the anaerobic threshold in endurance sports: validation of a new method using correlation properties of heart rate variability,” *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, vol. 6, no. 2, p. 38, 2021.

- [28] T. Cross, N. Morris, D. Schneider, and S. Sabapathy, “Evidence of break-points in breathing pattern at the gas-exchange thresholds during incremental cycling in young, healthy subjects,” *European journal of applied physiology*, vol. 112, pp. 1067–76, 07 2011.
- [29] D. García, S. Kontaxis, A. Hernández-Vicente, D. Hernando, J. Milagro, E. Pueyo, N. Garatachea, R. Bailón, and J. Lázaro, “Ventilatory thresholds estimation based on ecg-derived respiratory rate,” in *2021 Computing in Cardiology (CinC)*, vol. 48, pp. 1–4, 2021.
- [30] F. Cottin, C. Médigue, P.-M. Leprêtre, Y. Papelier, J.-P. Koralsztein, and V. Billat, “Heart rate variability during exercise performed below and above ventilatory threshold,” *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 36, no. 4, pp. 594–600, 2004.
- [31] D. Iannetta, E. C. Inglis, C. Fullerton, L. Passfield, and J. M. Murias, “Metabolic and performance-related consequences of exercising at and slightly above mlss,” *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, vol. 28, no. 12, pp. 2481–2493, 2018.
- [32] H. Tanaka, K. D. Monahan, and R. S. Douglas, “Age-predicted maximal heart rate revisited,” *Journal of the american college of cardiology*, vol. 37, pp. 153–156, 2001.
- [33] K. Wasserman, *Principles of exercise testing and interpretation: including pathophysiology and clinical applications*. 2011.
- [34] S. Thomas, R. Jeff, and S. Roy J., “Revision of the physical activity readiness questionnaire (par-q),” *Canadian journal of sport science*, vol. 17, pp. 781–794, 1992.
- [35] C. L. Craig, A. L. Marshall, M. Sjöström, A. E. Bauman, M. L. Booth, B. E. Ainsworth, M. Pratt, U. Ekelund, A. Yngve, and J. F. Sallis, “International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity,” *Medicine & science in sports & exercise*, vol. 8, pp. 1381–1395, 2003.
- [36] “Polar h10 ecg explained,” tech. rep., Polar Electro Oy, 2019.
- [37] J. P. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, “A wavelet-based ecg delineator: Evaluation on standard databases,” *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 51, pp. 570–81, 05 2004.

- [38] D. García, “Estimación de umbrales ventilatorios a partir de la tasa respiratoria derivada del ecg,” trabajo fin de grado, Universidad de Zaragoza, 2021.
- [39] J. Mateo and P. Laguna, “Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal,” *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 50, pp. 334–43, 04 2003.
- [40] S. Kontaxis, J. Lazaro, V. Corino, F. Sandberg, R. Bailón, P. Laguna, and L. Sörnmo, “Ecg-derived respiratory rate in atrial fibrillation,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. PP, pp. 1–1, 06 2019.
- [41] J. Lazaro, A. Alcaine, D. Romero, E. Gil, P. Laguna, E. Pueyo, and R. Bailón, “Electrocardiogram derived respiratory rate from qrs slopes and r-wave angle,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 40, pp. 2072–2083, 08 2014.
- [42] C. Varon, J. Morales, J. Lázaro, M. Orini, M. Deviaene, S. Kontaxis, D. Testelmans, B. Buyse, P. Borzée, L. Sörnmo, *et al.*, “A comparative study of ecg-derived respiration in ambulatory monitoring using the single-lead ecg,” *Scientific reports*, vol. 10, no. 1, p. 5704, 2020.
- [43] R. Bailón, L. Sörnmo, and P. Laguna, “A robust method for ecg-based estimation of the respiratory frequency during stress testing,” *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 53, pp. 1273–85, 08 2006.
- [44] N. Lomb, “Least-squares frequency analysis of unevenly spaced data,” *Astrophysics and Space Science*, vol. 39, pp. 447–462, 02 1976.
- [45] F. Cottin, C. Médigue, and Y. Papelier, “Effect of heavy exercise on spectral baroreflex sensitivity, heart rate, and blood pressure variability in well-trained humans,” *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, vol. 295, no. 3, pp. H1150–H1155, 2008.
- [46] P. Kohl, P. Hunter, and D. Noble, “Stretch-induced changes in heart rate and rhythm: clinical observations, experiments and mathematical models,” *Progress in biophysics and molecular biology*, vol. 71, pp. 91–138, 1999.
- [47] R. Bailón, G. Laouini, C. Grao, M. Orini, P. Laguna, and O. Meste, “The integral pulse frequency modulation model with time-varying threshold: application to heart rate variability analysis during exercise stress testing,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 58, no. 3, pp. 642–652, 2010.

- [48] W. Martin and P. Flandrin, “Wigner-ville spectral analysis of nonstationary processes,” *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, vol. 33, no. 6, pp. 1461–1470, 1985.
- [49] D. Hernando, A. Hernando, J. A. Casajus, P. Laguna, N. Garatachea, and R. Bailón, “Methodological framework for heart rate variability analysis during exercise: application to running and cycling stress testing,” *Medical & biological engineering & computing*, vol. 56, pp. 781–794, 2018.
- [50] S. E. Gaskill, B. C. Ruby, A. J. Walker, O. A. Sanchez, R. C. SERFASS, and A. S. LEON, “Validity and reliability of combining three methods to determine ventilatory threshold,” *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 33, no. 11, pp. 1841–1848, 2001.
- [51] J. M. Bland and D. G. Altman, “Measuring agreement in method comparison studies,” *Statistical methods in medical research*, vol. 8, no. 2, pp. 135–160, 1999.
- [52] M. Marocolo, M. A. M. Simim, A. Bernardino, I. R. Monteiro, S. D. Patterson, and G. R. da Mota, “Ischemic preconditioning and exercise performance: shedding light through smallest worthwhile change,” *European Journal of Applied Physiology*, vol. 119, pp. 2123–2149, 2019.
- [53] H. Cerda-Kohler, D. Haichelis, P. Reuquén, B. Miarka, M. Homer, D. Zapata-Gómez, and E. Aedo-Muñoz, “Training at moderate altitude improves submaximal but not maximal performance-related parameters in elite rowers,” *Frontiers in Physiology*, vol. 13, p. 931325, 2022.
- [54] B. Rogers, D. Giles, N. Draper, L. Mourot, and T. Gronwald, “Influence of artefact correction and recording device type on the practical application of a non-linear heart rate variability biomarker for aerobic threshold determination,” *Sensors*, vol. 21, no. 3, p. 821, 2021.
- [55] V. Jeyhani, M. Mäntysalo, K. Noponen, T. Seppänen, and A. Vehkaoja, “Effect of different ecg leads on estimated r-r intervals and heart rate variability parameters,” in *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 3786–3790, IEEE, 2019.
- [56] G. Blain, O. Meste, A. Blain, and S. Bermon, “Time-frequency analysis of heart rate variability reveals cardiocomotor coupling during dynamic cycling exercise in humans,” *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, vol. 296, no. 5, pp. H1651–H1659, 2009.



- [57] N. J. Stapelberg, D. L. Neumann, D. H. Shum, H. McConnell, and I. Hamilton-Craig, “The sensitivity of 38 heart rate variability measures to the addition of artifact in human and artificial 24-hr cardiac recordings,” *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, vol. 23, no. 1, p. e12483, 2018.



# Lista de Figuras

1.1.	Anatomía del corazón (reproducida de [20]). . . . .	3
1.2.	Ondas e intervalos característicos del electrocardiograma (reproducida de [21]). . . . .	4
2.1.	Recopilación de las disciplinas deportivas practicadas por parte de los participantes en el estudio. . . . .	11
3.1.	a) Ejemplo de detección en onda R sobre la señal ECG. b) Ejemplo de ECG filtrado paso alto sobre el que se aplicará el algoritmo de detección.	14
3.2.	Evolución temporal del HR medio derivado del ECG a lo largo de la prueba de esfuerzo para un sujeto dado. Las líneas de puntos verticales negras diferencian las distintas etapas que conforman el test. . . . .	15
3.3.	Resultado del filtrado y eliminación de la línea de base sobre la señal ECG: a) Señal ECG original, b) Señal resultante del preprocesado. . . .	16
3.4.	a) Resultado de la estimación de los puntos de máxima pendiente de subida y bajada en el ECG. b) Elección de máximo y mínimo de la primera derivada según el método propuesto. c) Señal EDR-SR resultante.	17
3.5.	a) Resultado de la estimación de los puntos de máxima pendiente de subida y bajada en el ECG. b) Elección de máximo y mínimo de la primera derivada según el método propuesto. c) Señal EDR-SR resultante.	18
3.6.	Representación tiempo-frecuencia de la tasa respiratoria: comparación de la frecuencia estimada (línea roja) a partir del ECG frente a la frecuencia de referencia proporcionada por el analizador de gases (línea azul) durante la prueba. . . . .	19
3.7.	a) Intervalo de frecuencia respiratoria estimada durante la prueba de esfuerzo sobre el que se ajusta el spline polinómico de sexto grado. b) Segunda derivada del spline polinómico. Los máximos locales en esta función implican aceleraciones de la frecuencia respiratoria que se toman como estimaciones de los VT. . . . .	20
3.8.	Esquema del modelo TVIPFM. Reproducido y modificado de [47]. . . .	21

3.9.	a) Señal de ritmo cardiaco instantáneo $d_{HR}(t)$ . b) Señal de ritmo cardiaco medio $d_{HRM}(t)$ . c) Señal moduladora $m(t)$ . . . . .	22
3.10.	Representación tiempo-frecuencia de HRV. La línea negra discontinua representa la banda LF, mientras que la línea negra continua representa la banda de HF. . . . .	24
3.11.	a) Intervalo de la potencia de HF obtenida a partir del análisis de HRV durante la prueba de esfuerzo sobre el que se ajusta el spline polinómico de sexto grado. b) 2ª derivada del spline. Los máximos locales en esta función implican aceleraciones de la potencia de la banda HF que se toman como estimaciones de los HRVT. . . . .	25
4.1.	a) Estimación de los CT y comparación frente a los $VT_{ref}$ . b) Estimación de los VT a partir de la frecuencia respiratoria. c) Estimación de los HRVT a partir de la $P_{HF}(t)$ derivada de HRV. Las líneas continuas representan el instante de tiempo de ocurrencia de los umbrales de referencia. Las líneas discontinuas negras representan el instante de tiempo de ocurrencia de los umbrales estimados. . . . .	28
4.2.	Diagramas de caja del error de estimación de los umbrales respiratorios. Los círculos representan los valores de los diferentes sujetos. . . . .	29
4.3.	Gráficos de Bland-Altman (diferencia vs media) de los errores en la estimación respecto a $VT1_{ref}$ (a) y $VT2_{ref}$ (b) aplicando el método de combinación de marcadores. La línea continua representa la media del error de estimación, mientras que las líneas discontinuas representan los intervalos de confianza (LoA) calculados mediante la media $\pm 1.96$ desviaciones estándar. Los asteriscos azules representan los valores de los diferentes sujetos. . . . .	30

# Lista de Tablas

2.1. Características de la población del estudio (23 hombres y 20 mujeres). Los valores se presentan en términos de media $\pm$ desviación estándar. El máximo HR estimado a partir de la fórmula de [32] se denota máx.HR, y el índice de masa corporal se denota IMC. . . . .	9
4.1. Resultados de la evaluación de los métodos de estimación de umbrales respiratorios (media $\pm$ std) en función del género. La abreviatura máx. se refiere al valor máximo estimado a partir de la fórmula de [32]. . . .	27
4.2. Resultados de la estimación de umbrales en función del tiempo. El error se expresa en términos de media $\pm$ std. Las columnas %60 s y %120 s denotan el porcentaje de sujetos cuyo error en la estimación respecto a la referencia es inferior a 60 segundos y 120 segundos respectivamente. .	28
4.3. Comparación de resultados de estimación de umbrales ventilatorios (media $\pm$ std) en función de los latidos por minuto en función del género.	29



# Lista de Acrónimos

**AerT** Aerobic Threshold (Umbral aeróbico).

**AnaT** Anaerobic Threshold (Umbral anaeróbico).

**ANS** Autonomic Nervous System (Sistema nervioso autónomo).

**CT** Combined Thresholds (Umbrales combinados).

**CT1** First Combined threshold (Primer umbral combinado).

**CT2** Second Combined threshold (Segundo umbral combinado).

**ECG** Electrocardiogram (Electrocardiograma).

**EDR** ECG-Derived Respiration (Respiración derivada del ECG).

**FIR** Finite Impulse Response (Respuesta finita al impulso).

**HF** High Frequency (Alta frecuencia).

**HR** Heart Rate (Frecuencia cardiaca).

**HRV** Heart Rate Variability (Variabilidad del ritmo cardiaco).

**HRVT** HRV-related thresholds (Umbrales de la variabilidad del ritmo cardiaco).

**HRVT1** First HRV-related threshold (Primer umbral de la variabilidad del ritmo cardiaco).

**HRVT2** Second HRV-related threshold (Segundo umbral de la variabilidad del ritmo cardiaco).

**IMC** Body Mass Index (Índice de masa corporal).

**IPFM** Integral Pulse Frequency Modulation (Modulación integral por frecuencia de pulsos).

**LF** Low Frequency (Baja frecuencia).

**LT** Lactate Thresholds (Umbrales de lactato).

**MAD** Median Absolut Deviation (Desviación absoluta de la mediana).

**SPWVD** Smoothed pseudo Wigner-Ville distribution (Distribución pseudo Wigner-Ville suavizada).

**SR** Slope Range (Rango de pendiente).

**TVIPFM** Time Varying Integral Pulse Frequency Modulation (Modelo de Modulación de Frecuencia de Pulso Integral Variable en el Tiempo).

**VT** Ventilatory Thresholds (Umbrales ventilatorios).

**VT1** First Ventilatory Threshold (Primer umbral ventilatorio).

**VT1<sub>ref</sub>** First Reference Ventilatory Threshold (Primer umbral ventilatorio de referencia).

**VT2** Second Ventilatory Threshold (Segundo umbral ventilatorio).

**VT2<sub>ref</sub>** Second Reference Ventilatory Threshold (Segundo umbral ventilatorio de referencia).



# Anexos



## Anexos A

### Dictamen favorable para la realización del estudio

Dña. María González Hinjos, Secretaria del CEIC Aragón (CEICA)

**CERTIFICA**

**1º.** Que el CEIC Aragón (CEICA) en su reunión del día 30/11/2022, Acta Nº 21/2022 ha evaluado la propuesta del Trabajo:

**Título: Evaluación del rendimiento en jóvenes deportistas a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG de la banda de pecho Polar H10**

**Alumno: Diego García Domínguez**

**Directoras: Raquel Bailón Luesma y Nuria Garatachea Vallejo**

**Versión protocolo: Versión 2- 25/11/2022**

**Versión documento de información y consentimiento: Versión 2- 5/11/2022**

**2º.** Considera que

- El proyecto se plantea siguiendo los requisitos de la Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación Biomédica y los principios éticos aplicables.
- El Tutor/Director garantiza la confidencialidad de la información, la obtención de los consentimientos informados y el adecuado tratamiento de los datos, en cumplimiento de la legislación vigente y la correcta utilización de los recursos materiales necesarios para su realización.

**3º.** Por lo que este CEIC emite **DICTAMEN FAVORABLE a la realización del proyecto.**

Lo que firmo en Zaragoza

María González Hinjos  
Secretaria del CEIC Aragón (CEICA)

## Anexos B

### Cuestionario de aptitud para la actividad física (PAR-Q)

## CUESTIONARIO DE APTITUD PARA LA ACTIVIDAD FÍSICA (PAR-Q)

El PAR-Q (Physical Activity Readiness Questionnaire) es una herramienta que sirve para la detección de posibles problemas sanitarios y cardiovasculares en personas sanas en apariencia que quieren iniciar un programa de ejercicio físico de baja, media o alta intensidad.

### Muchas gracias por su colaboración

1.- ¿Alguna vez le ha diagnosticado un médico una enfermedad cardíaca, recomendándole que solo haga actividad física supervisada por personal sanitario?	<input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No
2.- ¿Sufre de dolores frecuentes en el pecho cuando realiza algún tipo de actividad física?	<input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No
3.- ¿En el último mes, le ha dolido el pecho cuando no estaba haciendo actividad física?	<input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No
4.- ¿Con frecuencia pierde el equilibrio debido a mareos, o alguna vez ha perdido el conocimiento?	<input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No
5.- ¿Tiene problemas en los huesos o articulaciones (por ejemplo, en la espalda, rodillas o cadera) que pudiera agravarse al aumentar la actividad física?	<input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No
6.- ¿Alguna vez le ha recetado el médico algún fármaco para la presión arterial u otro problema cardiocirculatorio?	<input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No
7.- ¿Tiene conocimiento, por experiencia propia, o debido al consejo de algún médico, de cualquier otra razón física que le impida hacer ejercicio sin supervisión médica?	<input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No

### Aviso

Si ha respondido afirmativamente a alguna de las preguntas anteriores, usted no es apto para la participación en el presente estudio. Además, le recomendamos la realización de un reconocimiento médico antes de iniciar cualquier tipo de actividad física, con el fin de evitar riesgos durante la práctica de la misma.

## Anexos C

### Cuestionario internacional de actividad física (IPAC)

## CUESTIONARIO INTERNACIONAL DE ACTIVIDAD FÍSICA (IPAQ)

Nos interesa conocer el tipo de actividad física que usted realiza en su vida cotidiana. Las preguntas se referirán al tiempo que destinó a estar activo/a en los **últimos 7 días**. Por favor responda cada pregunta aún si usted no se considera una persona activa. Le informamos que este cuestionario es totalmente anónimo.

### Muchas gracias por su colaboración

<p>Piense en todas las actividades <b>INTENSAS</b> que usted realizó en los <b>últimos 7 días</b>. Las actividades físicas intensas se refieren a aquellas que implican un esfuerzo físico fuerte y le hacen respirar mucho más intensamente que lo normal. Piense <b>soló</b> en aquellas actividades que realizó durante por lo menos <b>10 minutos</b> seguidos.</p>	
<p>1.- Durante los <b>últimos 7 días</b>, ¿en cuántos realizo actividades físicas intensas tales como levantar pesos pesados, cavar, ejercicios hacer aeróbicos o andar rápido en bicicleta?</p>	<p>_____ días por semana (Indique el número)  <input type="checkbox"/> Ninguna actividad física intensa (Pase a la pregunta 3)</p>
<p>2.- Habitualmente, ¿Cuánto tiempo en total dedicó a una actividad física <b>intensa</b> en uno de esos días?</p>	<p>_____ horas al día          _____ minutos por día  <input type="checkbox"/> No sabe/no está seguro</p>
<p>Piense en todas aquellas actividades <b>MODERADAS</b> que usted realizó en los <b>últimos 7 días</b>. Las actividades físicas moderadas son aquellas que requieren un esfuerzo físico moderado y le hace respirar algo más fuerte que lo normal. Piense <b>soló</b> en aquellas actividades que realizó durante por lo menos <b>10 minutos</b> seguidos.</p>	
<p>3.- Durante los <b>últimos 7 días</b>, ¿Cuántos días hizo usted actividades físicas <b>moderadas</b> tal como cargar objetos livianos, pedalear en bicicleta a paso regular, o jugar dobles de tenis? No incluya caminar</p>	<p>_____ días por semana (Indique el número)  <input type="checkbox"/> Ninguna actividad física moderada (Pase a la pregunta 5)</p>
<p>4.- Habitualmente, ¿Cuánto tiempo en total dedicó a una actividad física <b>moderada</b> en uno de esos días?</p>	<p>_____ horas al día          _____ minutos por día  <input type="checkbox"/> No sabe/no está seguro</p>
<p>Piense acerca del tiempo que usted dedicó a <b>CAMINAR</b> en los <b>últimos 7 días</b>. Esto incluye caminar en el trabajo o en casa, para trasladarse de un lugar a otro, o cualquier otra caminata que usted realizó únicamente por recreación, deporte, ejercicio, o placer.</p>	
<p>5.- Durante los <b>últimos 7 días</b>, ¿Cuántos días <b>caminó</b> usted por lo menos 10 minutos seguidos?</p>	<p>_____ días por semana (Indique el número)  <input type="checkbox"/> No camino (Pase a la pregunta 7)</p>
<p>6.- Habitualmente, ¿Cuánto tiempo en total dedicó a <b>caminar</b> en uno de esos días?</p>	<p>_____ horas al día          _____ minutos por día  <input type="checkbox"/> No sabe/no está seguro</p>
<p>La última pregunta se refiere al tiempo que usted permaneció <b>SENTADO</b> durante los días hábiles de los <b>últimos 7 días</b>. Esto incluye el tiempo sentado en el trabajo, en casa, estudiando, y en su tiempo libre. Puede incluir el tiempo sentado ante un escritorio, leyendo, viajando en autobús, o recostado mirando la tele.</p>	
<p>7.- Habitualmente, ¿Cuánto tiempo pasó <b>sentado</b> en uno de esos días hábiles?</p>	<p>_____ horas al día          _____ minutos por día  <input type="checkbox"/> No sabe/no está seguro</p>



## Valor del test

- 1) Actividad Física **Intensa**: 8 MET x minutos x días por semana
- 2) Actividad Física **Moderada**: 4 MET x minutos x días por semana
- 3) **Caminatas**: 3'3 MET x minutos de caminata x días por semana

A continuación, sume los tres valores obtenidos:

**Total** = Actividad física intensa + Actividad física moderada + Caminatas

## Criterios de clasificación

<b>Nivel de actividad física alto</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Reporte de 7 días de cualquier combinación de caminata, con actividad física moderada y/o actividad física intensa, logrando un total de al menos 3000 MET-min/semana</li><li>• O cuando se reporta actividad física intensa por lo menos 3 días por semana logrando un total de al menos 1500 MET-min/semana</li></ul>
<b>Nivel de actividad física moderado</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Reporte de 3 o más días de actividad física intensa por lo menos 20 minutos por día.</li><li>• O cuando se reportan 5 o más días de actividad física moderada y/o caminata al menos 30 minutos por día.</li><li>• O cuando se describen 5 o más días de cualquiera de las combinaciones de caminata, actividad física moderada o intensa logrando al menos 600 MET-min/semana</li></ul>
<b>Nivel de actividad física bajo</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Se define cuando el nivel de actividad física del sujeto no esté incluido en las categorías alta o moderada</li></ul>

## Resultado

- Nivel de actividad alto
- Nivel de actividad moderado
- Nivel de actividad bajo



## Anexos D

### Cuestionario del participante

## CUESTIONARIO DEL PARTICIPANTE

Datos personales
Código:
Nombre:
Apellidos:
Fecha de nacimiento:
Género:
Correo electrónico:

Medidas antropométricas
Peso (kg):
Altura (cm):
IMC:

Otras medidas
Frecuencia cardiaca máxima (lpm):
Frecuencia cardiaca en reposo (lpm):
Presión sanguínea (mm Hg):

Datos del entorno
Fecha y hora:
Temperatura (°C):
Humedad (g/cm <sup>3</sup> ):

Datos de la actividad física
Deporte o ejercicio físico que practica:
Horas semanales: <input type="checkbox"/> 1-5 horas <input type="checkbox"/> 6-10 horas <input type="checkbox"/> 11-15 horas <input type="checkbox"/> 16-20 horas <input type="checkbox"/> 21 horas o más
Nivel de competición: <input type="checkbox"/> No compito <input type="checkbox"/> Regional <input type="checkbox"/> Autonómico <input type="checkbox"/> Nacional <input type="checkbox"/> Internacional
Resultado IPAQ: <input type="checkbox"/> Nivel de actividad alto <input type="checkbox"/> Nivel de actividad moderado <input type="checkbox"/> Nivel de actividad bajo