



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Estimación de umbrales ventilatorios a partir de la
tasa respiratoria derivada del ECG

Ventilatory threshold estimation based on
ECG-derived respiratory rate

Autor

Diego García Domínguez

Directores

Raquel Bailón Luesma

Jesús Lázaro Plaza

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
2021



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D^a. Diego García Domínguez,

con nº de DNI 73027296L 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 (Grado/Máster)
Grado _____, (Título del Trabajo)
Estimación de umbrales ventilatorios a partir de la tasa respiratoria derivada

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

Zaragoza, 23 de junio de 2021

Fdo: Diego García Dominguez

AGRADECIMIENTOS

A todos y cada uno de los profesores e investigadores que han participado en este trabajo, aportando nuevas ideas y resolviendo dudas siempre que lo he necesitado.

A mi familia, por toda la paciencia que han tenido conmigo durante estos meses y por confiar en mí hasta el final.

A mis amigos, por apoyarme día a día y acompañarme en este camino.

Estimación de umbrales ventilatorios a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG

RESUMEN

La determinación de los umbrales ventilatorios es muy habitual en el ámbito deportivo, ya que permite predecir el rendimiento y diseñar programas de entrenamiento donde se individualicen las cargas de entrenamiento en función de los objetivos. También tiene su importancia en el área clínica, ya que permite valorar pronósticos de evolución de patologías y aporta importantes datos para la prescripción de ejercicio. Para estimar estos puntos de forma precisa, muchos investigadores han propuesto y validado diferentes formas de estimación, siendo la mayoría técnicas complejas, invasivas y caras.

Por ello, el propósito de este trabajo es estudiar la viabilidad de estimar el primer umbral ventilatorio (VT1) y el segundo umbral ventilatorio (VT2) mediante el uso de la frecuencia respiratoria derivada del electrocardiograma (ECG) durante la prueba de esfuerzo.

Se analizaron los ECG de 25 voluntarios sanos y entrenados durante una prueba de esfuerzo en cicloergómetro con carga de trabajo creciente.

Se parte de la hipótesis de 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 frecuencia respiratoria se estima a partir de una señal surrogada de la respiración derivada del ECG, y posteriormente a partir de esta frecuencia se estimaron VT1 y VT2. En este estudio se emplea el método QRS Slope Range para la estimación de la tasa respiratoria, el cual había sido validado en condiciones estacionarias y ha tenido que ser adaptado a las condiciones de prueba de esfuerzo. En cuanto a los umbrales, estos se estimaron como los puntos de cambio máximo en la pendiente de la frecuencia respiratoria utilizando un suavizado de splines polinómicos.

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 .

Se obtuvieron unos errores de estimación de -13.96 (54.74) W en VT1 y de -8.96 (39.17) W en VT2, los cuales sugieren que los umbrales ventilatorios pueden estimarse únicamente a partir de la señal ECG.

Ventilatory threshold estimation based on ECG-derived respiratory rate

ABSTRACT

The determination of ventilatory thresholds is very common in sports, since it allows predicting performance and designing training programs where training loads are individualized according to the objectives. It is also important in clinical area, since it allows assessing prognoses of pathology evolution and provides important data for exercise prescription. To estimate these points accurately, many researchers have proposed and validated different forms of estimation, most of which are complex, invasive and expensive techniques.

Therefore, the purpose of this work is to study the feasibility of estimating the first ventilatory threshold (VT1) and the second ventilatory threshold (VT2) by using electrocardiogram (ECG)-derived respiratory rate during exercise testing.

The ECG of 25 healthy volunteers during cycle ergometer exercise test with increasing workload were analyzed.

This project is based on the hypothesis that two strong non-linear increases occur in the pattern followed by the respiratory rate in the moments where the thresholds are reached.

Respiratory rate is estimated from a surrogated respiration signal derived from ECG, and subsequently from this rate VT1 and VT2 were estimated. In this study, time-varying respiratory rate was estimated from QRS slopes' range method, which had been validated under stationary conditions and had to be adapted to stress test conditions. Ventilatory threshold were estimated as the points of maximum change in respiratory rate slope using polynomial spline smoothing.

For the evaluation of the study, estimation thresholds were compared with reference thresholds, determined from the ventilatory equivalents of O₂ and CO₂.

Estimation errors of -13.96 (54.74) W for VT1 and -8.96 (39.17) W for VT2 were obtained, suggesting that ventilatory thresholds can be estimated from solely the ECG signal.

Índice

1. Introducción	1
1.1. Contexto y motivación	1
1.2. Hipótesis	2
1.3. Anatomía y actividad eléctrica del corazón	2
1.4. El electrocardiograma (ECG)	4
1.5. Influencia de la respiración en el ECG	7
1.6. Objetivos	7
1.7. Estructura de la memoria	8
2. Materiales	9
2.1. Población del estudio	9
2.2. Prueba de esfuerzo	9
2.3. Elección de derivación	10
3. Métodos	11
3.1. Detección	11
3.2. Preprocesado	13
3.3. EDR	14
3.3.1. Eliminación de valores atípicos	17
3.4. Estimación de la frecuencia respiratoria	18
3.4.1. Adaptación del método	19
3.5. Estimación de los umbrales ventilatorios	21
3.6. Evaluación	21
3.6.1. Medidas para la evaluación de la estimación de la frecuencia respiratoria	21
3.6.2. Medidas para la evaluación de la estimación de umbrales ventilatorios	23
4. Resultados	25
4.1. Resultados de la estimación de la frecuencia respiratoria	25

4.2. Resultados de la estimación de los umbrales ventilatorios	26
5. Discusión	31
6. Conclusiones y líneas futuras	35
7. Bibliografía	37
Lista de Figuras	41
Lista de Tablas	47
Lista de Acrónimos	51
Anexos	52
A. Resultados y representaciones para cada sujeto de la base de datos	55
B. Resultados de la estimación de umbrales ventilatorios a partir de la frecuencia de referencia	79
C. Comparaciones y mejoras de las modificaciones aplicadas	81
D. Publicación en congreso internacional	83

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 e Ingeniería de Aragón (I3A) de la Universidad de Zaragoza, así como al CIBER-BBN (Centro de Investigación Biomédica en Red – Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina).

La determinación del umbral aeróbico (AerT) y el umbral anaeróbico (AnaT) tiene una gran importancia práctica. En el ámbito deportivo, estos puntos fisiológicos pueden emplearse para controlar la intensidad del ejercicio durante el entrenamiento, diseñar programas de ejercicio, medir el progreso del entrenamiento y como predictores del rendimiento y fatiga [1, 2, 3]. Además, estos umbrales también poseen aplicaciones clínicas, como el pronóstico de enfermedades cardiorrespiratorias y prescripción de ejercicio en pacientes [4, 5].

En los últimos años, se han propuesto diferentes metodologías para la estimación del AerT y AnaT durante la prueba de esfuerzo incremental. El “estándar de oro” en la evaluación del AnaT es el análisis de la concentración de lactato en sangre [6, 7, 8]; este método invasivo requiere tomar muestras de sangre periódicas a los sujetos mientras realizan una prueba de ejercicio máxima, empleando un equipo específico.

También se han propuesto en la literatura muchas alternativas basadas en el análisis de los gases respiratorios [9, 10, 11, 12, 13], las cuales permiten la determinación de dos umbrales ventilatorios (VT) durante el ejercicio de carga incremental: VT1 y VT2. Estas alternativas que involucran parámetros del intercambio respiratorio son altamente reproducibles y precisas, sin embargo, requieren dispositivos engorrosos que interfieren con la respiración natural, además de ser muy costosos y limitados, siendo accesibles únicamente en laboratorios y centros especializados.

Por estas razones, existe un creciente interés por el desarrollo de métodos que

permitan determinar los umbrales ventilatorios de manera no invasiva, sencilla y de bajo coste. En este sentido, se han propuesto métodos basados en el electrocardiograma (ECG), que analizan parámetros como la frecuencia cardiaca [14], la variabilidad de la frecuencia cardiaca [11, 2] y aquellos que reflejan la inestabilidad de la repolarización ventricular [15].

En la línea de las investigaciones mencionadas anteriormente, en este trabajo se propone un nuevo método que estime los VT utilizando la frecuencia respiratoria derivada del ECG, evitando el uso de un analizador de gases y empleando una única derivación de ECG.

1.2. Hipótesis

La hipótesis sobre la que trabajamos 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.

Algunos investigadores han informado previamente de la validez y fiabilidad de estos aumentos de la frecuencia respiratoria frente al consumo de oxígeno como marcadores efectivos de los umbrales en atletas entrenados [11, 16] e individuos sedentarios y desentrenados [17]. En cambio, en este proyecto se quiere demostrar que los umbrales pueden llegar a ser estimados de forma fiable y robusta buscando los instantes donde se producen estos cambios sin necesidad de emplear la variable de consumo de oxígeno, evitando de esta forma el uso del analizador de gases. Para ello, en primer lugar, se derivará el patrón de frecuencia respiratoria a partir del ECG. Después, se ha empleado un método basado en el suavizado mediante splines polinómicos de la frecuencia respiratoria [18] para determinar estas aceleraciones abruptas en la frecuencia respiratoria que se consideran sustitutos de VT1 y VT2.

1.3. Anatomía y actividad eléctrica del corazón

El corazón es un órgano muscular cuya función principal es bombear sangre rica en oxígeno por todo el cuerpo. Las aurículas reciben la sangre que regresa al corazón y los ventrículos son los elementos principales de bombeo [19].

La sangre circula a través del corazón en una dirección. Dos conjuntos de válvulas caracterizan este flujo unidireccional: un conjunto (las válvulas auriculoventriculares) entre las aurículas y los ventrículos, y el segundo conjunto (las válvulas semilunares) entre los ventrículos y las arterias.

La aurícula derecha del corazón recibe la sangre pobre en oxígeno y cargada de

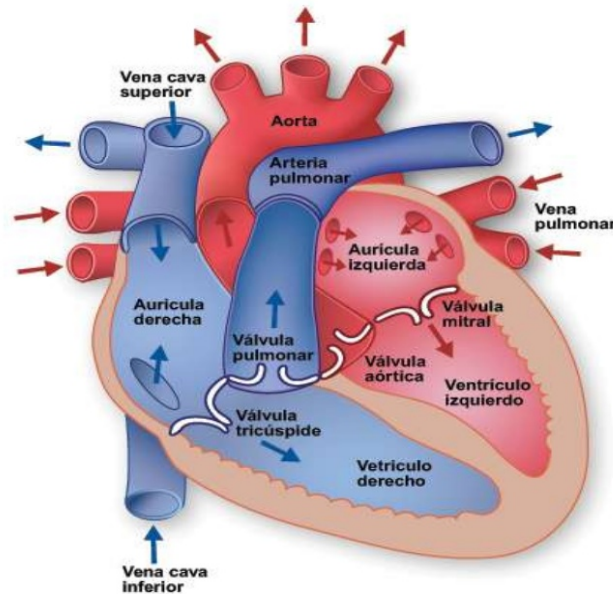


Figura 1.1: Anatomía del corazón.

dióxido de carbono, esta fluye hacia el ventrículo derecho y desde allí es bombeada a través de las arterias pulmonares a los pulmones, donde es oxigenada. Desde los pulmones la sangre viaja al lado izquierdo del corazón por las venas pulmonares, ingresando por la aurícula izquierda. La sangre oxigenada pasará al ventrículo izquierdo, donde será impulsada hacia los distintos tejidos del organismo a través de la arteria aorta. La sangre volverá otra vez al corazón a través de la vena cava superior e inferior, desembocando en la aurícula derecha [20].

Actividad eléctrica del corazón

El corazón puede contraerse gracias a la generación de potenciales de acción en forma espontánea por parte de un tipo de células cardiacas conocidas como marcapasos, ya que regulan la frecuencia del latido. La contracción de las células obedece a una despolarización eléctrica, donde cada célula es activada por el frente de activación eléctrico que viaja a través del miocardio.

La despolarización eléctrica se origina espontáneamente en el nodo sinoauricular (nodo SA). Después, la onda de despolarización se propaga por las aurículas, produciendo la despolarización auricular, hasta el nodo auriculoventricular (nódulo AV). Las células autorritmicas que lo conforman 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. Desde el nódulo AV, las señales eléctricas se transmiten por el haz de His, el cual se dividirá en dos haces conformados por fibras de Purkinje hasta los ventrículos. A medida que el frente se propaga, las diferentes células se contraen traduciéndose en una contracción del

ventrículo y bombeo de sangre al cuerpo [19].

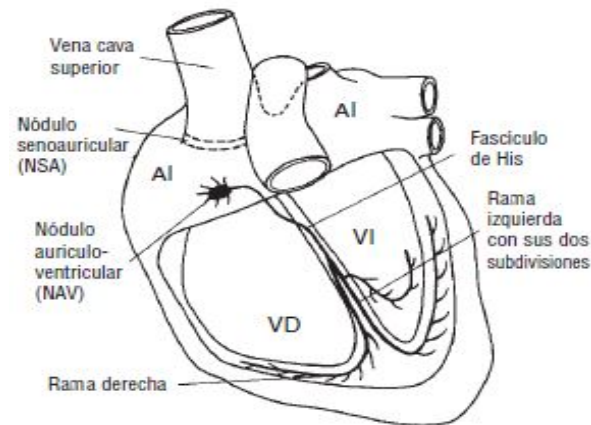


Figura 1.2: Estructura del sistema de conducción de los impulsos eléctricos generados por el músculo cardíaco (reproducida de [21]).

1.4. El electrocardiograma (ECG)

El registro de la actividad eléctrica generada por todas las células del corazón durante el ciclo cardíaco se llama electrocardiograma (ECG). Esta es una medida no invasiva que se obtiene aplicando electrodos sobre la superficie de la piel.

La forma del ECG se caracteriza por varias ondas que se desarrollan sucesivamente durante el ciclo cardíaco, las cuales reflejan despolarización o repolarización de las aurículas y ventrículos.

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

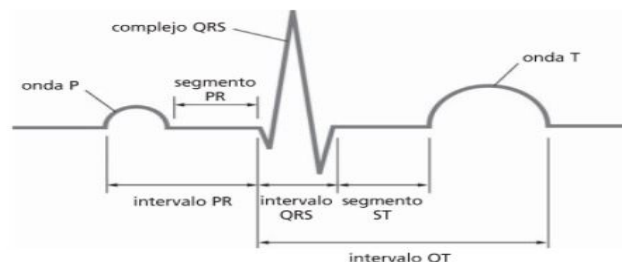


Figura 1.3: Ondas e intervalos característicos del electrocardiograma (reproducida de [21]).

Ciclo cardiaco

El ECG se puede seguir a través de un único ciclo de contracción-relajación del corazón, conocido como ciclo cardiaco. La fase de contracción es la “sístole” y la de relajación la “diástole”. El ECG comienza con la despolarización auricular. La contracción auricular se inicia durante la última parte de la onda P y continua durante el segmento P-R, momento en el que la señal eléctrica se enlentece mientras pasa a través del nódulo AV y el haz AV. La contracción ventricular comienza justo después de la onda Q y prosigue hasta la onda T. Los ventrículos se están repolarizando durante la onda T, lo que es seguido de la relajación ventricular. Durante el segmento T-P, el corazón es eléctricamente silencioso.

Derivaciones

Para valorar la función cardiaca en el ECG, sera necesario registrar la actividad eléctrica desde distintos puntos llamados derivaciones, aportando diferentes “vistas” eléctricas e información sobre distintas regiones del corazón.

En la actualidad, un ECG de 12 derivaciones es el patrón de referencia clínico, y se obtiene a partir de 10 electrodos: dos electrodos se colocan en los brazos y dos en las piernas, proporcionando la base para obtener las seis derivaciones de las extremidades, que comprenden las tres derivaciones bipolares y las tres derivaciones unipolares aumentadas, mientras que los otros seis electrodos se colocan sobre el tórax, constituyendo las seis derivaciones precordiales [21].

Derivaciones de las extremidades: Contemplan el corazón en un plano vertical denominado plano frontal. Para producir estas derivaciones, los electrodos se colocan en los brazos y en las piernas, designando cada uno de los electrodos de forma variable como positivo o negativo. Podremos distinguir dos grupos:

- **Derivaciones bipolares (I,II,III):** Recogen la diferencia de potencial entre un electrodo positivo y otro negativo. Estas tres derivaciones bipolares constituyen el triángulo de Einthoven, describiendo la actividad eléctrica del corazón desde tres direcciones diferentes del plano frontal.

$$I = V_{LA} - V_{RA} \quad (1.1)$$

$$II = V_{LL} - V_{RA} \quad (1.2)$$

$$III = V_{LL} - V_{LA} \quad (1.3)$$

VLA representa el potencial medido en el brazo izquierdo (“Left Arm”), VRA el potencial en el brazo derecho (“Right Arm”) y VLL en la pierna izquierda (“Left

Leg”)

- **Derivaciones monopolares aumentadas (aVR, aVL, aVF):** Estas se introdujeron para llenar los huecos de 60° en las direcciones de las derivaciones bipolares, y así completar la caracterización del plano frontal. Emplean los mismos electrodos que las bipolares pero se definen como la diferencia de voltaje entre una esquina del triángulo y el promedio de las esquinas restantes.

$$aVR = V_{RA} - \frac{V_{LA} + V_{LL}}{2} \quad (1.4)$$

$$aVL = V_{LA} - \frac{V_{RA} + V_{LL}}{2} \quad (1.5)$$

$$aVF = V_{LL} - \frac{V_{LA} + V_{RA}}{2} \quad (1.6)$$

En la Figura 1.4 se muestra el triángulo de Einthoven y se indican las seis derivaciones del plano frontal con sus ángulos de orientación adecuados.

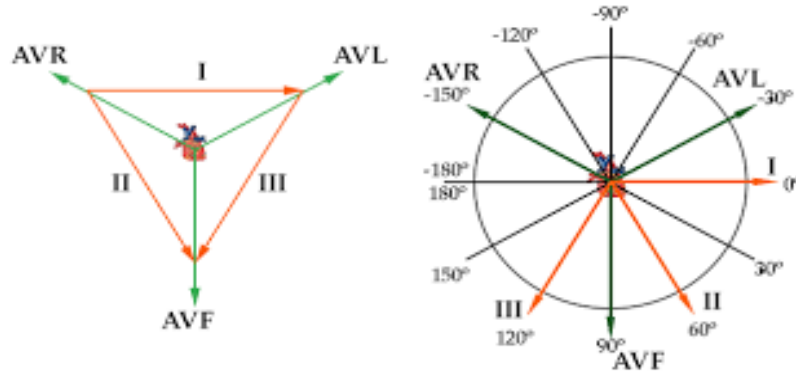


Figura 1.4: Ángulos de observación de las derivaciones bipolares y monopolares aumentadas. Triángulo de Einthoven.

Derivaciones precordiales (V1-V6): Las derivaciones precordiales, o derivaciones torácicas, definen un plano horizontal o transversal, y contemplan fuerzas eléctricas que se desplazan hacia delante y hacia atrás. Estas se obtienen a través de la colocación de los electrodos en la parte frontal del pecho y el lado izquierdo, cada electrodo se hace positivo sucesivamente y el cuerpo entero se toma como el área o campo común. Las derivaciones precordiales son unipolares y están relacionadas con el terminal central de Wilson (WTC), cuyo potencial es el promedio de los voltajes medidos en los brazos derecho e izquierdo y la pierna izquierda.

$$V_{WCT} = \frac{V_{LA} + V_{RA} + V_{LL}}{3} \quad (1.7)$$

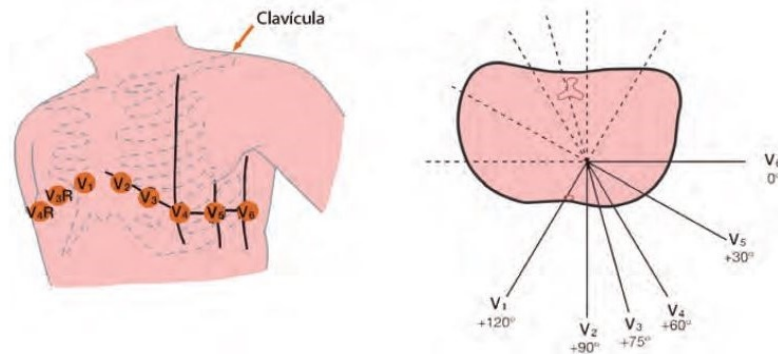


Figura 1.5: Localización de las derivaciones precordiales (reproducida de [21]).

1.5. Influencia de la respiración en el ECG

El electrocardiograma, además de representar la actividad eléctrica en la superficie de la piel, contiene información respiratoria. Las señales con información respiratoria obtenidas a partir del ECG se conocen como señales EDR, para su obtención se aplican técnicas que explotan las variaciones en la morfología y frecuencia del electrocardiograma, el cual está modulado por la actividad respiratoria a través de 3 mecanismos diferentes: arritmia sinusal respiratoria (RSA), cambios en la posición relativa de los electrodos de registro y cambios en la impedancia torácica [22].

- La arritmia sinusal respiratoria (RSA) es la variabilidad de la frecuencia cardíaca en sincronía con la respiración, que consiste en un aumento de la frecuencia cardíaca durante la inspiración (se acorta el intervalo RR) y una disminución de ésta durante la espiración (se prolonga el intervalo RR).
- Las variaciones en la posición relativa de los electrodos de registro debido al movimiento del tórax durante la respiración dan como resultado alteraciones de la vía eléctrica entre ellos, afectando a la morfología del latido.
- Los cambios en la distribución de la impedancia torácica debidos al llenado y vaciado de los pulmones afectan directamente a la propagación eléctrica, que se refleja como una modulación de la morfología del ECG.

1.6. Objetivos

El objetivo principal de este trabajo fin de grado es comprobar la viabilidad de la estimación de los umbrales ventilatorios durante una prueba de esfuerzo a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG de una única derivación. Para ello, se plantean dos retos específicos:

- Obtener el patrón de la tasa respiratoria durante prueba de esfuerzo a partir del ECG de una derivación. Los métodos validados anteriormente para la estimación de la frecuencia respiratoria a partir del ECG de prueba de esfuerzo requieren más de una derivación del ECG. En este trabajo se utilizará un método basado en el rango de las pendientes del complejo QRS que trabaja sobre una única derivación del ECG, pero que no ha sido validado todavía en prueba de esfuerzo y deberá modificarse para adaptarse a las particulares características del ECG durante el ejercicio.
- Estimar los umbrales ventilatorios (VT1 y VT2) a partir de la frecuencia respiratoria derivada del ECG. Se utilizará la metodología propuesta en [18], pero sin hacer uso de los datos de consumo de oxígeno.

1.7. 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 y se describe 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 el objetivo y su evaluación.
- **Capítulo 4:** Se presentan los resultados obtenidos.
- **Capítulo 5:** Se realiza la discusión e interpretación de los resultados.
- **Capítulo 6:** Se exponen las conclusiones del proyecto y las posibles líneas de trabajo a seguir a partir de este.

Capítulo 2

Materiales

2.1. Población del estudio

La base de datos del estudio está constituida por los registros electrocardiográficos y las señales respiratorias de 25 hombres sanos, no fumadores y físicamente activos, los cuales realizan un mínimo de 3 sesiones de ejercicio aeróbico a la semana. Ninguno de ellos sufría algún tipo de desorden respiratorio y solo uno de ellos se encontraba bajo medicación en el momento de las pruebas.

A los voluntarios se les prohibió la ingesta de comida, alcohol o cafeína las 3 horas anteriores al estudio, además de evitar la realización de actividad física de alta intensidad y beber líquidos abundantemente durante las 24 horas previas.

En la Tabla 2.1 se muestran resumidas las características de los deportistas estudiados en este proyecto.

N	Edad (años)	Altura (cm)	Peso (kg)	IMC (kg/m ²)	máx.HR (bpm)
25	33.4 ± 5.2	178.0 ± 5.5	74.8 ± 7.0	23.6 ± 2.1	179 ± 8.4

Tabla 2.1: Características de la población del estudio (25 hombres voluntarios). Los valores se presentan en términos de media ± desviación estandar. El máximo HR alcanzado por los sujetos en una prueba máxima se denota como máx.HR.

2.2. Prueba de esfuerzo

Los 25 participantes realizaron una prueba de esfuerzo submáxima en cicloergómetro a cadencia de pedaleo fija [23], dividida en 3 etapas:

- **Etapas de reposo:** Inicialmente los sujetos permanecían sentados y sin hablar durante 5 minutos.

- **Etapas de ejercicio:** Posteriormente, los sujetos realizaron la prueba del cicloergómetro, la cual comienza con una carga de trabajo inicial de 75W que se incrementaba 25W cada minuto hasta que los voluntarios alcanzaban el 90% de su

ritmo cardiaco/frecuencia cardiaca (HR) máximo (determinado previamente en una prueba de esfuerzo máxima en cinta) cuyos valores medios se adjuntan en la Tabla 2.1. Una vez alcanzado este punto, la carga se mantiene durante 2 minutos adicionales. La frecuencia de pedaleo estaba fijada a 80 rpm.

- **Etapa de recuperación:** Finalmente los participantes tuvieron que continuar pedaleando con una carga de 75W durante 3-5 minutos.

Durante el test se registraron las derivaciones I, II, III, aVL, aVR, aVF, V4, V5 y V6 de la señal ECG, con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, empleando un Holter de alta resolución (Mortara 48-hour H12+, Mortara Instrument, Milwaukee, Wisconsin). Además, también fueron registradas las señales del consumo de O_2 , CO_2 , ventilación y la frecuencia respiratoria empleando un dispositivo analizador de gases Oxycon Pro (Jaeger/Viasys, Alemania), que proporciona datos de los mismos para cada ciclo respiratorio.

Toda la información sobre la elaboración del protocolo y la descripción de los equipos fue presentada en [23]. La realización de la prueba tuvo lugar en la Universidad de Zaragoza y el protocolo de estudio fue aprobado por el comité institucional de ética de acuerdo con los principios éticos de la Declaración de Helsinki para la investigación humana. Todos los participantes del estudio firmaron un consentimiento informado antes de participar en el mismo.

2.3. Elección de derivación

El método propuesto en este trabajo puede aplicarse a cualquier derivación del ECG, en este primer estudio se ha escogido la más adecuada para la aplicación, desde el punto de vista de la obtención de una estimación robusta de la información respiratoria.

La derivación escogida será la derivación precordial V4, ya que tras realizar un análisis visual hemos comprobado como esta derivación se encuentra menos afectada por el ruido externo inducido en el ECG durante la prueba de esfuerzo en la mayoría de sujetos.

Capítulo 3

Métodos

3.1. Detección

La detección en el ámbito del procesado de la señal electrocardiográfica se define como el proceso mediante el cual se obtiene la localización temporal de cada uno de los latidos que componen la señal. Es muy importante que este proceso inicial se lleve a cabo de forma correcta, ya que los errores en la detección provocarán fallos en la señal de respiración derivada del ECG (EDR) que a su vez empeorarán la estimación frecuencial.

Inicialmente se aplicó el método presentado en [24] directamente sobre la señal ECG para realizar las detecciones, sin embargo se observó que el detector no funcionaba correctamente, ya que la cantidad de energía de la onda T y sus componentes frecuenciales altas en ejercicio provocaban algunos fallos de decisión dando lugar a dobles detecciones o a detecciones en la onda T en vez de en la onda R como se quería, tal como se puede observar en la Figura 3.1.

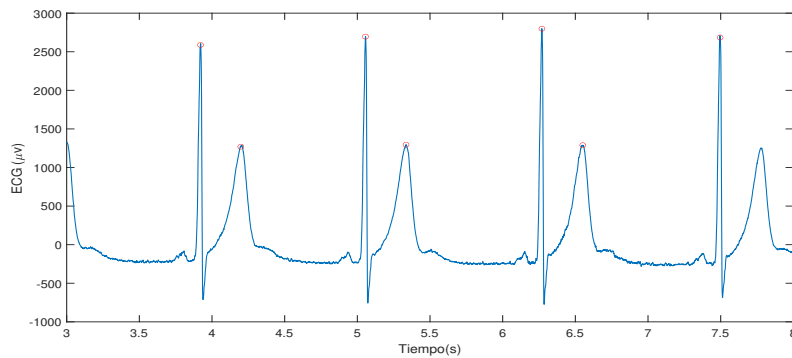


Figura 3.1: Fragmento de la señal ECG con dobles detecciones.

Con el fin de evitar estos errores y optimizar el proceso de detección, primero se aplicó un filtro paso alto con frecuencia de corte 5 Hz, de tal forma que atenúe la onda T y minimice el número de malas detecciones. Una vez realizado el filtrado, los

complejos QRS de la derivación V4 del ECG son localizados a partir de [24]. 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.

Las detecciones van a estar localizadas en la onda R del complejo, lo cual es una ventaja para el posterior enventanado y eliminación de la línea de base, ya que realizando las detecciones en una única derivación y teniéndolas en una onda en concreto nos va a fijar algunos parámetros.

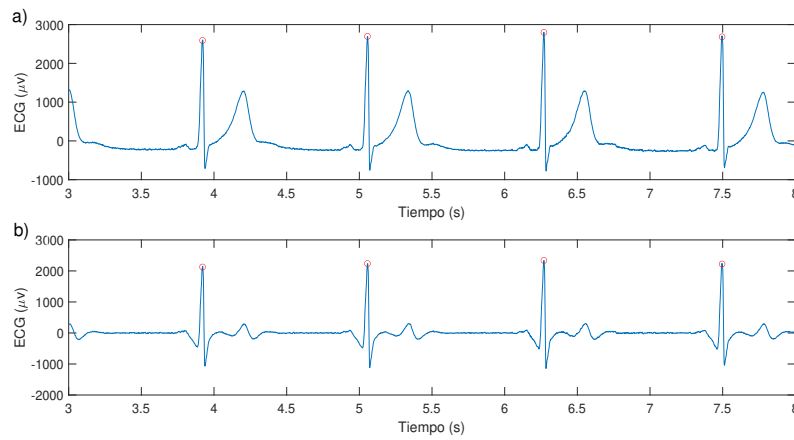


Figura 3.2: a) Ejemplo de detección en onda R sobre la señal ECG tras las modificaciones b) Ejemplo de ECG filtrado paso alto sobre el que se aplicará el algoritmo de detección.

Se aplicará el algoritmo de incidencias [25] para realizar la detección y corrección de los posibles latidos anómalos o falsas detecciones obteniendo de esta forma el vector de las detecciones normales del ECG y un vector donde se incluyen además las detecciones anómalas corregidas (menos del 0.8 % de los latidos fueron etiquetados como ectópicos o falsas detecciones). El vector con las detecciones normales será el que se emplee en el resto del trabajo, mientras que el vector con las detecciones corregidas se usará únicamente para la obtención de las series RR. Este método establece un criterio para la detección de anomalías basándose en la variación del ritmo cardiaco instantáneo, imponiendo un umbral que si es superado se detecta una anomalía.

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

En la Figura 3.3 se muestra un ejemplo del HR de un sujeto durante la prueba de esfuerzo, diferenciando las distintas etapas de la misma.

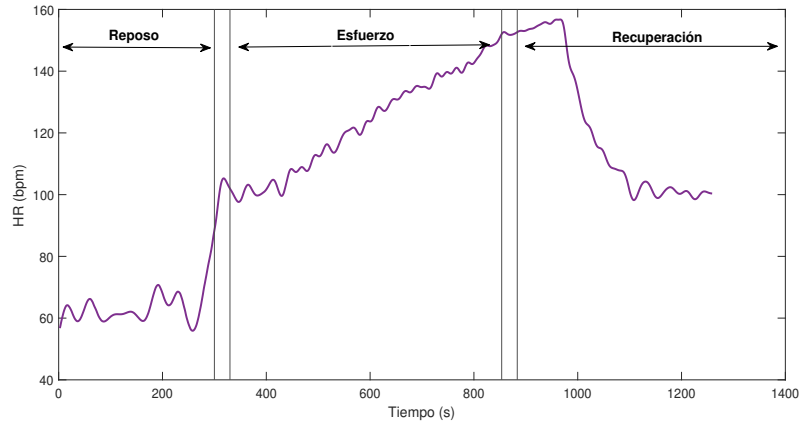


Figura 3.3: Evolución temporal del HR derivado del ECG a lo largo de la prueba de esfuerzo para un sujeto dado. Las líneas verticales negras diferencian las distintas etapas que conforman el test.

3.2. Preprocesado

Eliminación de la línea de base

El primer paso seguido será 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 isoelectrica producidas por interferencias en baja frecuencia debidas principalmente a la respiración, los movimientos corporales y el contacto deficiente de los electrodos [26].

Para su eliminación, el método empleado será la interpolación con splines cúbicos [26], donde se selecciona un punto en cada latido por el que pasa la línea isoelectrica, se interpola para hallar su valor y finalmente se resta de la señal para corregirlo.

Debido a que el método no está diseñado para prueba de esfuerzo, donde se alcanzan ritmos cardiacos altos, la selección de los puntos isoelectricos realizada por el algoritmo era incorrecta durante los intervalos de más intensidad, es por ello que surgió la necesidad de modificar su criterio, variando la elección del punto isoelectrico en función del RR de la siguiente forma:

- Si $RR(i) > 430$ ms: Tomo como punto isoelectrico el valor situado 60 milisegundos antes del complejo QRS.
- Si $RR(i) < 430$ ms y $RR(i) > 390$ ms: Tomo como punto isoelectrico el valor situado 56 milisegundos antes del complejo QRS.
- Si $RR(i) < 390$ ms y $RR(i) > 355$ ms: Tomo como punto isoelectrico el valor situado 52 milisegundos antes del complejo QRS.

- Si $RR(i) < 355$ ms y $RR(i) > 300$ ms: Tomo como punto isoelectrico el valor situado 48 milisegundos antes del complejo QRS.
- Si $RR(i) < 300$ ms: Tomo como punto isoelectrico el valor situado 44 milisegundos antes del complejo QRS.

Filtrado de ruido muscular

La presencia de ruido muscular resulta un problema muy importante en los registros de ECG adquiridos durante el ejercicio, ya que su contenido espectral se superpone al del complejo QRS y la información respiratoria se verá afectada [26].

Con el fin de eliminar la presencia de este, aplicamos un filtrado paso banda entre 0.5 Hz y 45 Hz [27] con un filtro FIR de orden 300, de tal forma que la pendiente sea muy pronunciada y se evite la distorsión de fase. Esta frecuencia de corte también nos va a permitir evitar la aparición de la componente de ruido eléctrico en 50 Hz, cuya amplitud podría enmascarar la señal. Se comparó la aplicación de otros filtrados propuestos con distintas frecuencias de corte con el elegido en este estudio, obteniendo un resultados en términos de error en la estimación de umbrales ventilatorios mejores con este último.

En la Figura 3.4 se puede observar el resultado de aplicar el preprocesado sobre la señal inicial.

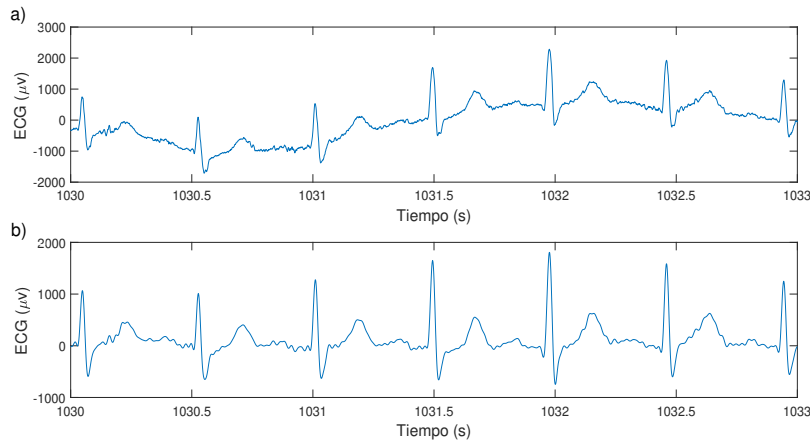


Figura 3.4: Resultado del filtrado y eliminación de la línea de base sobre la señal ECG: a) Señal ECG original, b) Señal resultante del preprocesado.

3.3. EDR

El siguiente paso será obtener la señal con información respiratoria a partir del ECG, conocida como señal EDR. En este trabajo se empleará el método Slope Range (SR)

[27], basado en detectar los cambios inducidos por la respiración en las pendientes del complejo QRS al igual que otros métodos estudiados previamente [28, 22]. El método consiste en obtener una señal con información 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.

La ventaja de este método frente a los anteriores es su sencilla implementación y menor coste computacional, sin dejar de lado la robustez. Otra de sus ventajas es que solo necesitamos una única derivación para obtener la señal.

El método SR puede subdividirse en las siguientes fases: Cálculo de la derivada, enventanado, estimación de pendientes y cálculo de la señal EDR-SR.

Cálculo de la derivada

El primer paso será hallar la primera derivada de la señal ECG, de tal forma que posteriormente podamos hallar los instantes asociados a los puntos de máxima variación de las pendientes de subida y bajada:

$$y'(n) = y(n) - y(n - 1) \quad (3.1)$$

donde $y(n)$ representa el valor de la señal ECG en la muestra n -ésima.

Enventanado

Previamente a la obtención de los puntos de máxima pendiente de subida y de bajada, será necesario enventanar cada uno de los latidos que conforman la señal derivada del ECG. Al tratarse de una prueba de esfuerzo, los participantes alcanzan altos niveles de intensidad y por consiguiente altos HR. Por lo tanto, habrá que ser más restrictivos y disminuir el tamaño de ventana presentado en [27], donde los participantes realizaban una prueba en reposo y además presentaban patologías cardiacas, por lo que la anchura del QRS era mayor. En este trabajo se realiza el enventanado de la señal de forma simétrica respecto al punto de detección de la onda R, empleando una longitud de ventana de 80 ms.

Estimación de pendientes

El siguiente paso será determinar el instante asociado a la máxima pendiente de subida y máxima pendiente de bajada del complejo QRS. Para ello, se va a realizar una modificación con respecto al método propuesto en [27], donde los puntos de máxima pendiente de subida se escogían siempre como el máximo de la primera derivada, independientemente de si se producían en la pendiente entre las ondas Q-R o en el

segmento ST. El inconveniente de esto es si debido a la morfología del complejo QRS de los sujetos, se introducía una oscilación extra en la EDR debida a que en ocasiones el máximo se producía entre las ondas Q-R y en otras se producía entre las ondas S-T, como se representa en la Figura 3.5.

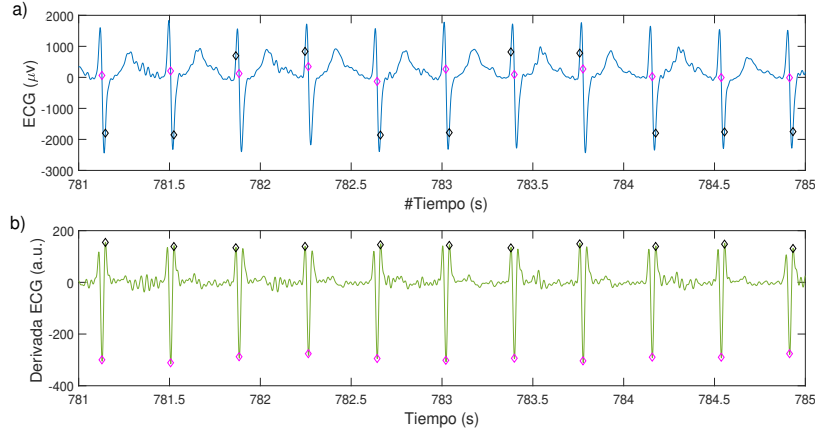


Figura 3.5: a) Ejemplo de estimación de los puntos de máxima pendiente subida y bajada sobre la señal ECG. b) Máximos y mínimos de la primera derivada del ECG.

Con el fin de evitar este problema, se va a introducir un criterio de selección de punto de máxima pendiente de subida en función de la morfología, el cual consiste en que a partir de la observación de los 30 primeros latidos de la señal ECG, tomaremos siempre el instante producido en la pendiente que se ha observado que predomina (calculando el número de veces en las que la pendiente entre las ondas Q-R es mayor que la pendiente entre las ondas S-T, en ese caso la pendiente seleccionada sería la Q-R) en este fragmento de la señal. Una vez observada la morfología del ECG, a esta serie predominante se le denomina pendiente de subida (y_{US}), y se obtiene a partir de la elección del máximo correspondiente a los segmentos Q-R o S-T de la primera derivada de la señal ECG, mientras la serie de pendientes de bajada (y_{DS}) será obtenida hallando el mínimo de la primera derivada de la señal ECG.

Cálculo de la señal EDR-SR

A continuación, hallamos la señal de información respiratoria EDR-SR como la diferencia entre las series con los puntos de máxima pendiente de subida y de bajada en el ECG.

$$d_{SR}(i) = y_{US}(i) - y_{DS}(i) \quad (3.2)$$

En la Figura 3.6 se muestra un fragmento de las señales que constituyen este método.

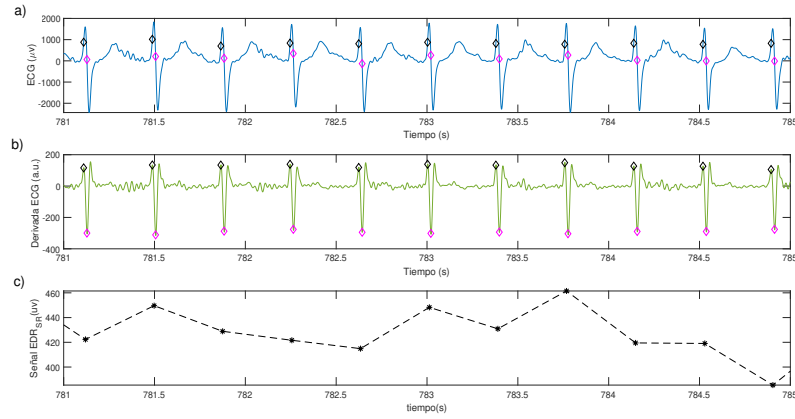


Figura 3.6: a) Resultado de la estimación de los puntos de máxima pendiente en el ECG tras las modificaciones. b) Elección de máximo y mínimo de la primera derivada según el método propuesto. c) Señal EDR-SR resultante.

3.3.1. Eliminación de valores atípicos

Finalmente, será necesario eliminar los posibles valores atípicos y detectar posibles errores de la señal EDR, de tal forma que la posterior estimación de la frecuencia respiratoria sea correcta.

Eliminaremos los valores atípicos aplicando el método basado en el cálculo de la desviación absoluta de la mediana (MAD) definido en [29], cuyos parámetros adaptaremos a nuestro protocolo de prueba de esfuerzo, ya que tras una primera aplicación se observó como no funcionaba del todo bien. Se implementaron las siguientes modificaciones:

- Aumento el valor de la muestra inicial a partir de la cual empiezo a detectar los posibles errores. El motivo de este aumento es dejar suficientes muestras para calcular la desviación típica y así evitar que se realicen falsas detecciones de atípicos al comienzo de la señal. Mientras que en [29] comenzaban la detección a partir de la muestra 2, nosotros aumentamos este valor hasta 10.
- La primera muestra de la señal EDR se excluye a la hora de realizar el computo del umbral, ya que esta primera muestra puede ser errónea debido a problemas de inicialización del aparato, y por tanto repercutir negativamente en la detección de errores.

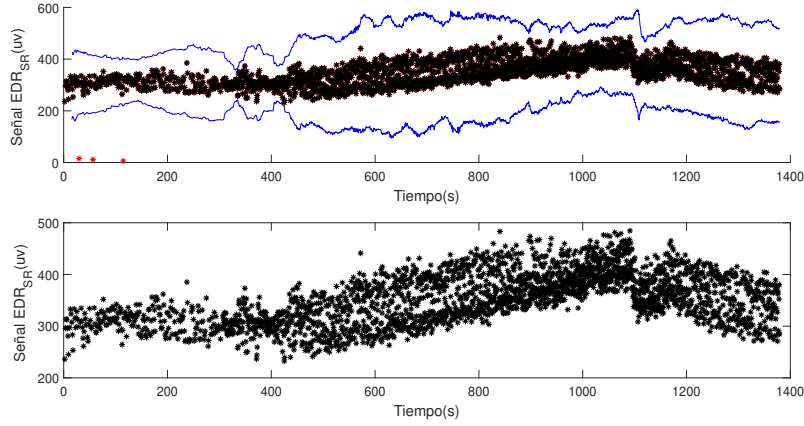


Figura 3.7: Ejemplo de funcionamiento del método de eliminación de valores atípicos. El umbral se representa de color azul, los valores atípicos de color rojo y los valores normales de color negro.

3.4. Estimación de la frecuencia respiratoria

A partir de la señal EDR se obtiene una estimación de la frecuencia respiratoria empleando un algoritmo similar al presentado en [29]. Este algoritmo consta de 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

El método empleado para la estimación espectral de potencia será el método de Lomb [30], ya que la señal EDR no está muestreada de forma uniforme y puede presentar 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

Posteriormente, con el fin de reducir la varianza para el k -ésimo intervalo, se obtiene un espectro $\bar{S}_k(f)$ a partir de los 5 últimos espectros $S_k(f)$, que serán promediados con la condición de que cumplan ciertos criterios de picudez. En este trabajo, el término picudez se refiere a la potencia en el intervalo de integración centrado alrededor del pico más grande con respecto al total de potencia. La picudez debe superar el 75 % para que el espectro entre en el promediado.

Estimación de la frecuencia respiratoria

Finalmente, la frecuencia respiratoria estimada $f_r(k)$ se obtiene sobre el espectro

promediado $\bar{S}_k(f)$ si es lo suficientemente picudo, basándonos en la localización del pico más alto del espectro $\hat{f}(k)$. Para garantizar una estimación fiable, la frecuencia seleccionada deberá cumplir los siguientes criterios de amplitud y proximidad a la frecuencia de referencia: tiene que ser mayor que f_{min} Hz y además estar situada dentro del intervalo de referencia $\Omega(k)$ definido por la Ecuación 3.3, donde $f_w(k)$ es la frecuencia de referencia obtenida como el promediado exponencial de las anteriores estimaciones, empleando la Ecuación 3.4, donde β denota el factor de olvido. Si no se cumplen los criterios, la frecuencia respiratoria no se estimará en ese instante de tiempo.

$$\Omega(k) = [f_w(k) - \delta, f_w(k) + \delta] \quad (3.3)$$

$$f_w(k+1) = \beta f_w(k) + (1 - \beta) \hat{f}(k) \quad (3.4)$$

En la Figura 3.8 se muestra ejemplo de la elección de picos en la estimación frecuencial.

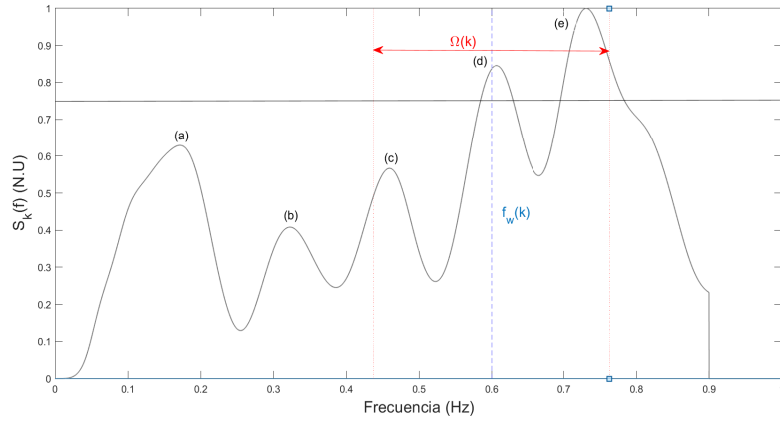


Figura 3.8: Ejemplo de selección de pico para un espectro $S_k(f)$ y frecuencia de referencia $f_w(k)$ (línea discontinua azul) dados. Los picos (a) y (b) no se encuentran dentro del intervalo de referencia $\Omega(k)$ (color rojo). El pico (c) no cumple con el criterio de potencia, marcado con la línea horizontal negra. El pico (d) será elegido frente al (e) ya que aunque ambos cumplen los criterios, el pico (d) se encuentra más próximo a la frecuencia de referencia.

3.4.1. Adaptación del método

El método de estimación de frecuencia respiratoria presentado en [29] está diseñado para estimar la frecuencia a partir de un intervalo de esfuerzo, es decir, no se analizaba reposo, solo analizaba el tiempo durante el esfuerzo. Es por ello que será necesario modificar los valores de algunos parámetros, teniendo en cuenta en que instante de

la prueba se encuentra el sujeto en cada momento. En la línea de lo mencionado, se adaptó el algoritmo realizando las siguientes modificaciones:

Aumento del factor de olvido β

En la transición de la etapa de reposo a la etapa de esfuerzo durante la prueba se produce un aumento muy rápido de la frecuencia respiratoria, además en algunos instantes de la etapa de reposo la estimación frecuencial se ve afectada por interferencias de baja frecuencia. Es por ello que será necesario aumentar el valor de β a 0.8 en la Ecuación 3.4, de forma que se dé más importancia al promediado de las estimaciones anteriores y menos al valor actual de la frecuencia de referencia, de este modo damos menor fiabilidad a la estimación actual y mayor al computo de las anteriores a la hora de actualizar la frecuencia de referencia.

Variación de la longitud del intervalo de búsqueda

Para la actualización del intervalo definido en la Ecuación 3.3, se va a asumir que la frecuencia respiratoria no va a variar más de $\delta = 0.1625$ Hz por cada 5 s cuando el sujeto ya se ha adentrado en la etapa de ejercicio hasta antes del final de esta, y $\delta = 0.3$ Hz en las transiciones de ejercicio a reposo y recuperación, ya que ahí es donde se van a producir los cambios más significativos en la frecuencia.

Límite de la frecuencia a estimar

La frecuencia mínima estimada es $f_{min} = 0.125$ Hz, ya que no se esperan frecuencias respiratorias más bajas en la prueba de esfuerzo y se evita tomar como estimación las interferencias de baja frecuencia.

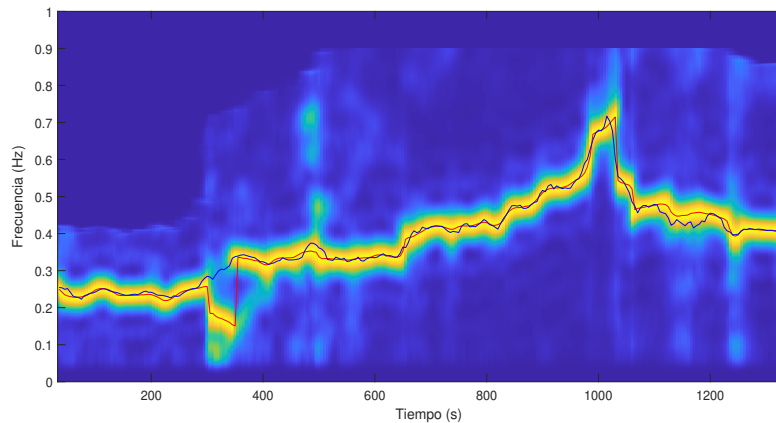


Figura 3.9: Representación tiempo-frecuencia de la tasa respiratoria: comparación de la frecuencia estimada (línea roja) frente a la frecuencia de referencia (línea azul).

3.5. Estimación de los umbrales ventilatorios

Para concluir el proceso, se realiza la estimación de los umbrales ventilatorios a partir de la frecuencia estimada, empleando un algoritmo basado en el presentado en [18]. La hipótesis bajo la que se trabaja es la descrita en la Sección 1.2.

Primero, seleccionamos el intervalo de esfuerzo situado entre el 80 % y el 90 % del HR máximo determinado en una prueba máxima en cinta previa. Con el fin de evitar pequeñas variaciones y mantener la tendencia esperada de la frecuencia respiratoria, se ajustó al intervalo una spline polinomial de sexto grado.

Posteriormente se calcula la segunda derivada del spline ajustado, obteniendo otra función polinómica que representa la aceleración y consta de 3 posibles extremos: dos máximos y un mínimo, o viceversa. El objetivo es detectar a dos máximos locales que corresponden a fuertes aumentos de la frecuencia respiratoria. Si la segunda derivada solo presenta un máximo local, aumentaremos la longitud del intervalo de búsqueda teniendo en cuenta la posición en la que se sitúa este máximo:

- Si el máximo se encuentra antes del centro del intervalo, este será aumentado por el final.
- Si el máximo se encuentra 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 del intervalo será de 5 s por el final, mientras que de 30 s por el principio, debido a la menor duración disponible en la parte final de la etapa de ejercicio.

Finalmente, el primer máximo local se tomará como estimación de VT1, y el segundo como estimación de VT2.

Tras el análisis del método sobre la base de datos, se obtuvieron unos porcentajes de inicio y final del intervalo de ajuste de 71.8 % y 90.1 % en media respectivamente.

3.6. Evaluación

3.6.1. Medidas para la evaluación de la estimación de la frecuencia respiratoria

El método propuesto en la Sección 3.4 va a ser evaluado a partir de la comparación entre la frecuencia estimada por este a partir de la ECG de prueba de esfuerzo frente a la frecuencia respiratoria de referencia, obtenida a partir de la frecuencia registrada simultáneamente durante la realización de la prueba submáxima según se explica en la Sección 2.2.

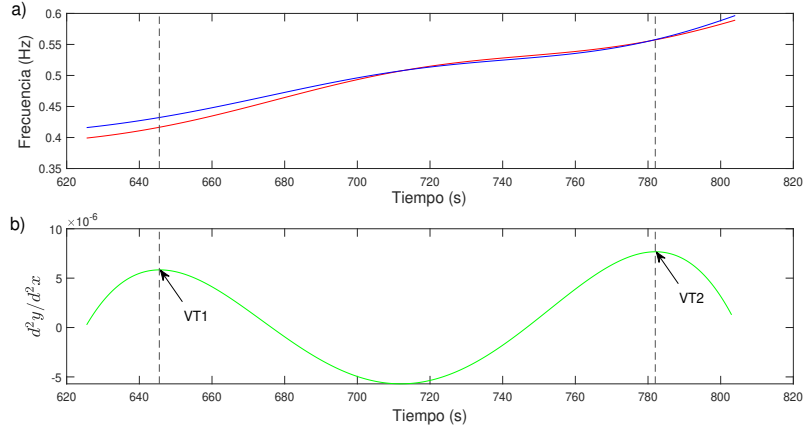


Figura 3.10: a) Intervalo de la frecuencia respiratoria estimada (línea roja) y frecuencia de referencia (línea azul) durante la prueba de ejercicio sobre el que se ajusta un spline polinómico de orden 6. b) Segunda derivada del spline polinómico. Los máximos locales en esta función implican aceleraciones en la tasa respiratoria que son tomadas como estimaciones de los VT.

La frecuencia respiratoria de referencia $\hat{f}_{ref}(k)$ se obtiene a partir del filtrado de la tasa respiratoria tomada por el analizador de gases durante la prueba de esfuerzo. Este filtrado consiste en hacer una media equivalente a la resolución de nuestra frecuencia estimada, calculando la media de las muestras en una ventana de 40 segundos deslizada cada 5 segundos. Una vez filtrada, se realiza la interpolación de la señal a los valores k donde se el método estima la frecuencia.

En la Figura 3.11 se muestra gráficamente el resultado de este filtrado, así como la cantidad de ruido que existía en la señal previa a la realización de este.

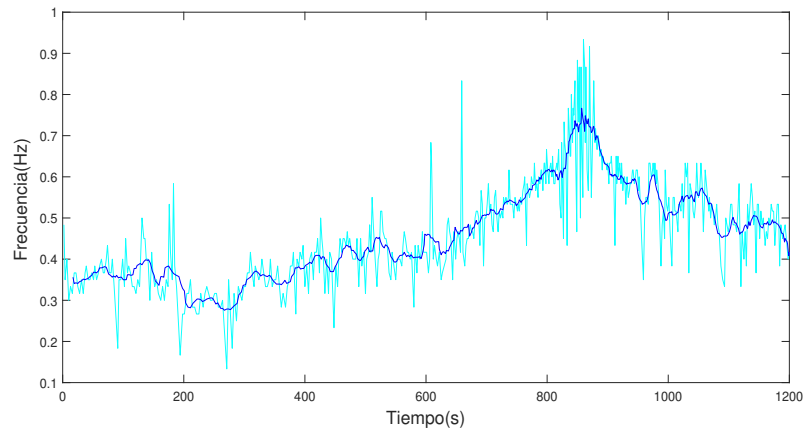


Figura 3.11: Evolución temporal de la frecuencia respiratoria tomada por el Jaeger durante la prueba de esfuerzo antes y después de realizar el filtrado.

Para cada sujeto q se definen las series de error absoluto y error relativo, donde k indexa el espectro promedio $\bar{S}_k(f)$ a partir del cual se estima $\hat{f}(k)$.

$$\epsilon_{a,q}(k) = |\hat{f}_q(k) - \hat{f}_{ref,q}(k)|, \quad (3.5)$$

$$\epsilon_{r,q} \%(k) = \frac{|\hat{f}_q(k) - \hat{f}_{ref,q}(k)|}{\hat{f}_{ref,q}(k)} \times 100 \%, \quad (3.6)$$

Una vez definidas las series de error para cada sujeto, el error intrasujeto medio se caracterizará a partir de la media \pm la desviación estándar de estas. Se va a evaluar la estimación para cada una de las etapas de la prueba de esfuerzo explicadas en la Sección 2.2, con el fin de que podamos ver la robustez del método en cada una de ellas.

3.6.2. Medidas para la evaluación de la estimación de umbrales ventilatorios

Con el fin de evaluar la validez de la aplicación final de este trabajo, se calcula la mediana y el rango intercuartílico (IQR) del error entre los VT estimados por el método expuesto y los VT de referencia determinados previamente por una experta en ciencias del deporte. El error en la estimación se calcula con la diferencia entre umbrales estimados y los umbrales de referencia.

Los VT de referencia para cada sujeto se obtuvieron a partir de los equivalentes ventilatorios de O_2 y CO_2 , es decir, VE/VO_2 y VE/VCO_2 , tal y como se explica en [23].

Los resultados se presentan en términos de tiempo y carga de trabajo a efectos de comparar con otras publicaciones [15]. De esta manera, las estimaciones se convirtieron de segundos a vatios, asumiendo un incremento lineal de la carga de trabajo. Los resultados de la estimación también se presentan en términos de frecuencia cardíaca y consumo de oxígeno.

También se evaluará la bondad del método de estimación de umbrales empleando los gráficos de Bland-Altman. Se establecen los límites $\pm 50W$ como límites de precisión aceptables, al igual que en [15].

Capítulo 4

Resultados

De los 25 participantes en el estudio, uno de ellos tuvo que ser descartado debido a que no están registrados sus umbrales ventilatorios de referencia, y por tanto no podemos evaluar el método, además otro sujeto tuvo que ser excluido ya que no fue posible estimar su frecuencia respiratoria a partir del ECG.

4.1. Resultados de la estimación de la frecuencia respiratoria

En esta sección se muestran los resultados obtenidos de la estimación de la tasa respiratoria realizada con el método SR. Para evaluar dichas estimaciones, estas se comparan con la frecuencia respiratoria de referencia, obtenida a partir de la frecuencia registrada con el analizador de gases simultáneamente a la señal ECG durante la prueba.

A continuación se muestra como ejemplo la representación de la frecuencia estimada frente a la frecuencia de referencia para un sujeto concreto.

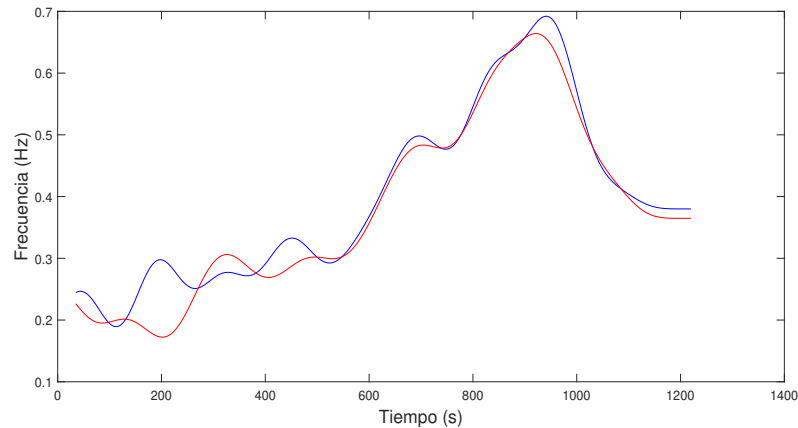


Figura 4.1: Evolución temporal de la frecuencia estimada (línea roja) frente a la frecuencia de referencia (línea azul) durante la prueba de esfuerzo para un sujeto dado.

El error absoluto (ϵ_a) y el error relativo (ϵ_r) del registro para cada etapa y el conjunto de la prueba de esfuerzo obtenidos por el método de la Sección 3.4 a partir de la señal EDR-SR se muestran en la Tabla 4.1, además del porcentaje de tiempo para el cual se logra estimar la frecuencia respiratoria (T %).

	ϵ_a (Hz)	ϵ_r (%)	T %
Reposo	0.029 ± 0.038	11.40 ± 13.86	63.77
Esfuerzo	0.031 ± 0.033	7.26 ± 8.71	93.70
Recuperación	0.042 ± 0.048	8.07 ± 9.49	91.82
Total	0.034 ± 0.047	8.65 ± 12.63	85.95

Tabla 4.1: Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria a partir del ECG: Promedio del error intrasujeto en términos de media \pm desviación estándar obtenido para la base de datos.

Tras analizar los resultados de la Tabla 4.1, se puede apreciar como durante el tramo de esfuerzo se obtiene menor error relativo y mayor porcentaje de tiempo de estimación, lo cual es esperable ya que el método de estimación frecuencial empleado fue diseñado para analizar únicamente intervalos de esfuerzo [29]. Durante la zona de reposo se obtiene un error absoluto inferior, esto es debido al bajo porcentaje del tiempo total en el cual se estima la frecuencia (únicamente el 63.77 %), es por ello que al tener solo en la computación del error los instantes en los que se estima la frecuencia, el error absoluto va a ser menor. Este bajo porcentaje de tiempo total estimado en la etapa de reposo es debido a la aparición de interferencias en la banda de 0.1 Hz, donde como no se esperaba tener esos valores y estar por debajo del límite impuesto de $f_{min} = 0.125$ Hz, se incumplían los criterios del método y no se estimaba la frecuencia. Por lo tanto, la estimación frecuencial en la etapa de reposo se puede considerar como algo pobre. Sin embargo, para alcanzar nuestro objetivo final lo importante es la robustez de la estimación en la zona de esfuerzo, ya que ahí es donde van a darse los umbrales ventilatorios.

4.2. Resultados de la estimación de los umbrales ventilatorios

La Figura 4.2 muestra un ejemplo de la frecuencia respiratoria derivada de la señal ECG de un sujeto, así como los VT de estimados y de referencia. En el Anexo A se recogen las gráficas de todos los sujetos analizados de nuestra base de datos.

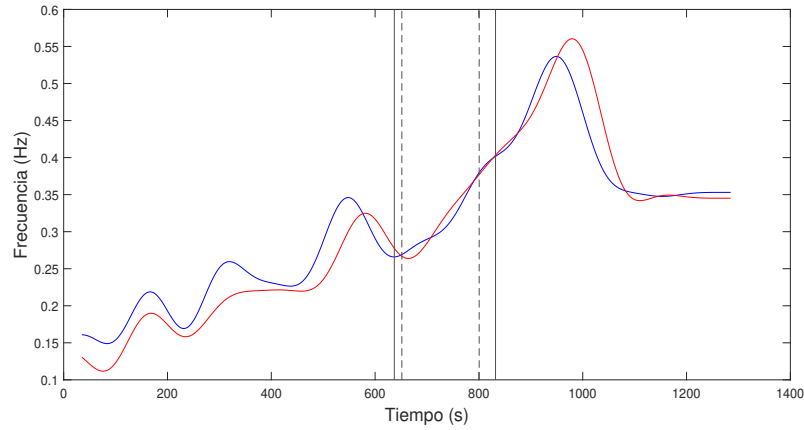


Figura 4.2: Evolución temporal de la frecuencia estimada (línea roja) frente a la frecuencia de referencia (línea azul) durante la prueba de esfuerzo para un sujeto dado. Las líneas continuas representan el instante de tiempo de ocurrencia de los VT de referencia. Las líneas a puntos representan el instante de tiempo de ocurrencia de los VT estimados.

La estimación de los umbrales VT1 y VT2 fue posible para el 100 % de los participantes, una vez excluidos los dos sujetos problemáticos mencionados anteriormente, obteniéndose los resultados en la estimación mostrados en la Tabla 4.2 y los errores de estimación mostrados adjuntos en la Tabla 4.3.

máx.HR (bpm)	173.1(15.5)
% máx.HR en VT1 _{referencia}	77.3(6.3)
% máx.HR en VT1 _{estimado}	76.2(8.3)
% máx.HR en VT2 _{referencia}	88.6(4.9)
% máx.HR en VT2 _{estimado}	87.1(3.1)
máx.consumo de O2 (L/min)	3.7(0.6)
% máx.consumo de O2 en VT1 _{referencia}	73.7(9.8)
% máx.consumo de O2 en VT1 _{estimado}	72.1(16.4)
% máx.consumo de O2 en VT2 _{referencia}	91.3(7.9)
% máx.consumo de O2 en VT2 _{estimado}	88.2(7.5)
máx.carga de trabajo (W)	350(50)
% máx.carga de trabajo en VT1 _{referencia}	80(10.3)
% máx.carga de trabajo en VT1 _{estimado}	76.9(12.3)
% máx.carga de trabajo en VT2 _{referencia}	100(7.5)
% máx.carga de trabajo en VT2 _{estimado}	92.8(7.7)

Tabla 4.2: Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG durante la prueba de esfuerzo (mediana(IQR)). La abreviatura máx. se refiere al valor máximo de la variable alcanzado durante la prueba submáxima.

Los diagramas de caja de la Figura 4.3 muestran la distribución del error de estimación de VT1 y VT2, calculado como la diferencia entre los VT estimados menos

	Error(s)	%<60s	%<120s
VT1	-33.5(131.37)	56.5	87.0
VT2	-21.5(94)	65.2	95.6

Tabla 4.3: Resultados de la estimación de umbrales ventilatorios en función del tiempo. El error se expresa en términos de mediana(IQR). Las columnas %60s %120s denotan el porcentaje de sujetos cuyo error en la estimación de los VT es inferior a 60 segundos y 120 segundos respectivamente.

los VT medidos, en términos de carga de trabajo y tiempo respectivamente.

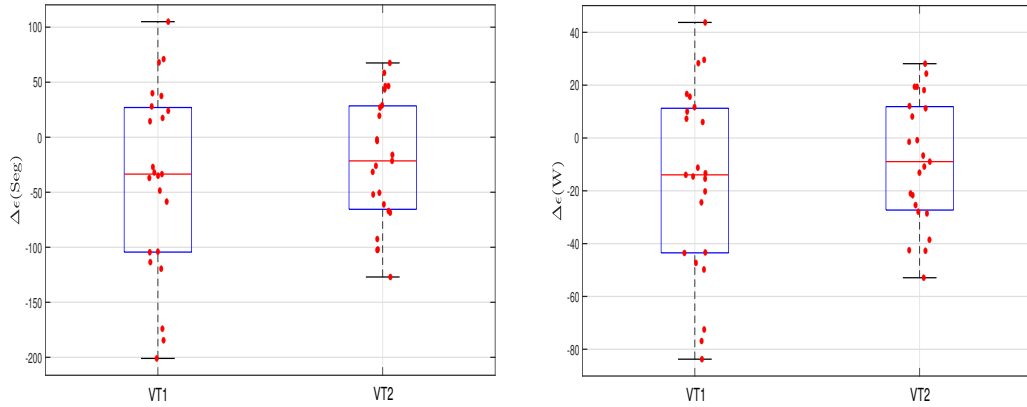


Figura 4.3: Diagramas de caja del error de estimación de los VT. Los círculos representan los valores de los diferentes sujetos.

En términos de carga de trabajo, se consiguió un error en términos de mediana (IQR) de -13.96 (54.74) W en VT1 y de -8.96 (39.17) W en VT2. Las estimaciones logradas para VT2 son mejores que las de VT1, esto puede ser debido a que el aumento producido en la frecuencia respiratoria correspondiente al umbral es más fuerte, y por tanto puede ser detectado por el algoritmo de forma más precisa.

Para poder visualizar la concordancia entre los umbrales estimados y los umbrales de referencia, vamos a utilizar los gráficos de Bland-Altman, representados en la Figura 4.4.

La interpretación de los gráficos de Bland-Altman 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 que punto ambas son equivalentes.

Como podemos observar, todos los valores se encuentran dentro del intervalo de confianza del 95 %, tanto para VT1 como para VT2. Sin embargo, para VT1 podemos observar como el intervalo de confianza es más amplio que los $\pm 50W$ que habíamos establecido como límites de precisión aceptable. En cambio, VT2 si que cumple con

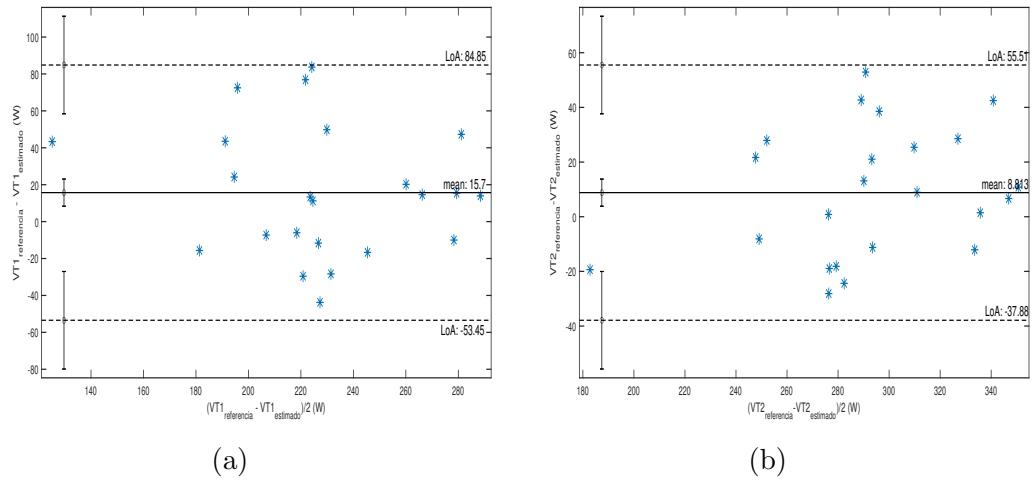


Figura 4.4: Gráficos de Bland-Altman (diferencia vs media) de los errores en la estimación del VT1 (a) y VT2 (b). La línea continua representa la media del error de estimación, mientras que las líneas discontinuas representan los intervalos de confianza (media ± 1.96 desviaciones estándar). Los asteriscos azules representan los valores de los diferentes sujetos.

estos límites de precisión, por lo que las estimaciones obtenidas a través del método serán fiables.

Capítulo 5

Discusión

Este trabajo presenta un enfoque alternativo para la identificación de los umbrales ventilatorios a través de los aumentos producidos en la frecuencia respiratoria derivada del ECG.

Una decisión importante desde el punto de vista del procesamiento de señal fue la modificación del método de detecciones del complejo QRS en la señal ECG. En anteriores estudios se observó como el método wavelets [24] presentaba errores al aplicarse sobre bases de datos de protocolos de esfuerzo, es por ello que se probaron distintas formas de realizar la detección del complejo QRS. En primer lugar se aplicó el método wavelets sobre la señal ECG, pero se descartó al observar la cantidad de errores que se producían en algunos sujetos. Después se probó a aplicar wavelets con la modificación de algunos parámetros aplicada a prueba de esfuerzo, opción descartada debido a que no producía ninguna mejora respecto a la anterior. Finalmente se comprobó que al filtrar paso alto la señal ECG y aplicar el método wavelets sobre esta señal filtrada, mejoraban mucho las detecciones, corrigiendo la mayoría de los errores detectados y logrando de esta manera mejores resultados en la aplicación final, los cuales se presentan en el Anexo C.

Otra modificación implementada en términos de procesamiento en este proyecto fue el cambio en la elección del punto isoelectrico a lo largo de la prueba de esfuerzo debido a los altos ritmos cardiacos alcanzados a lo largo de esta. Se decidió añadir nuevos umbrales en función del RR, definidos en la Sección 3.2, de tal forma que cuando el HR fuera alto y la duración de los latidos se acorte, el punto escogido siga en la zona isoelectrica entre las ondas P y Q en vez de caer por error sobre estas.

Una vez realizado el preprocesado de señal ECG, se llevo a cabo la derivación de la tasa respiratoria a partir de la señal ECG empleando el método Slope Range. Sobre el método se aplicó una modificación a la hora de tomar los puntos de máxima pendiente de subida. El cambio consistía en escoger siempre el punto de máxima pendiente de subida localizado en la pendiente Q-R o la pendiente S-T en función de la morfología

predominante de cada sujeto, observando los primeros segundos de la señal. El motivo de este cambio fue evitar las posibles oscilaciones surgidas al tomar unas veces el punto localizado en la pendiente Q-R y otras en localizado en la pendiente S-T a lo largo de la prueba, las cuales podrían repercutir en la estimación de la frecuencia respiratoria. Se comprobó la mejora de este nuevo método en el Anexo C, descartando la propuesta inicial donde se tomaba siempre el punto de máxima pendiente de subida independiente de donde tuviera lugar.

Sobre la señal EDR obtenida se aplicó el método de eliminación de valores atípicos [29], donde tras observar algunos errores en su funcionamiento para la base de datos estudiada, se decidieron realizar dos pequeñas modificaciones: aumentar el valor de la muestra inicial a partir de la cual empiezo a detectar los posibles errores, y excluir la primera muestra de la señal EDR. Los resultados de la comparación llevada a cabo entre la versión inicial y la modificada se muestran en Anexo C, obteniendo con la segunda un mejor rendimiento.

La estimación de la frecuencia respiratoria se realizó mediante el método presentado en [29], aunque surgió la necesidad de introducir algunos cambios. La adaptación de este método y sus motivos se expone en la Sección 3.4.1, mientras que la mejora obtenida en los resultados respecto a la primera aplicación del método se cuantifica en el Anexo C.

Finalmente, tras la aplicación del método de estimación de los umbrales respiratorios a partir de la tasa respiratoria presentado en este trabajo, se obtuvo un error menor de 60 segundos en la estimación de VT1 para el 57 % de los sujetos, mientras que para VT2 se cumplía en el 66 % de los sujetos. Hay que tener en cuenta que un error de menos de 60 segundos podría representar un error de 0 W en términos de carga de trabajo, dado que durante la prueba de ciclismo incremental la carga de trabajo se incrementó 25 W por minuto. Para el 87 % de los participantes se consiguió un error inferior a 120 segundos en la estimación de VT1, y en cuanto a la estimación de VT2 se cumplió para el 96 %.

Además de la estimación de umbrales a partir de la frecuencia respiratoria estimada, también se probó la estimación de estos a partir de frecuencia respiratoria de referencia, obteniendo un error en términos de mediana (IQR) de -15.00 (47.19) W respecto a VT1 y de -12.71 (30.99) W respecto a VT2. Los resultados correspondientes se adjuntan en el Anexo B, pudiendo concluir que la estimación a partir de la frecuencia de referencia será similar a la realizada a partir de la frecuencia respiratoria estimada.

Estos resultados podrían variar en función de la derivación del ECG escogida, siendo posible aplicar un criterio para elegir la mejor en función de la relación señal a ruido en cada sujeto, o incluso combinar la información de distintas derivaciones para mejorar la determinación de los umbrales.

En un estudio previo [15], se propuso utilizar la inestabilidad de repolarización ventricular (dT) y sus oscilaciones de baja frecuencia (LFdT) para la estimación de VT2, consiguiendo con dT errores ligeramente menores respecto a los de este trabajo (-4.7 ± 25.2 W en términos de media \pm desviación estándar), sin embargo, mientras que esos métodos requieren mas de una derivación, la metodología actual basada en Slope Range puede implementarse a partir de una única derivación del ECG.

Este trabajo presenta algunas limitaciones que conviene destacar. La primera es el reducido número de sujetos participantes en el estudio. Además, estos conforman un grupo muy homogéneo de varones y deportistas entrenados, condicionando los resultados del estudio. El uso de umbrales de HR para identificar las aceleraciones en la frecuencia respiratoria también supone una limitación, ya que podría resultar en una sobreestimación de los VT. Respecto a esta limitación, también fue un inconveniente la falta de artículos de referencia en los que basarnos para tomar los umbrales de HR para la estimación de VT1, ya que al contrario que para VT2, no encontramos estudios que mostraran un porcentaje en el que basar nuestro ajuste. A pesar de que el criterio de umbrales impuesto fue determinado experimentalmente, este rango de 80 % a 90 % coincide muy bien con el rango de umbrales estimados de nuestra base de datos, cuyos resultados se adjuntan en la Tabla 4.2.

Otra limitación de este método es que se necesitaría realizar la prueba de esfuerzo máxima para determinar el HR máximo de cada sujeto, entonces hemos repetido los resultados determinando el HR máximo a partir de la fórmula presentada en [31], alcanzando los mismos resultados que cuando era hallado a partir de la prueba de esfuerzo, dando un error de -13.96 (54.74) W y -8.96 (39.17) W la estimación de VT1 y VT2 respectivamente. La diferencia en la estimación del valor de máximo HR mediante la prueba de esfuerzo y la alternativa [31] es de -3.06 bpm en media con -0.09 bpm en mínimo y -16.15 bpm en máximo. Por lo tanto, esta limitación sería resuelta y no supondría un problema a la hora de una futura implementación del método.

Los resultados alcanzados en este proyecto, presentados en la Sección 4.2 muestran que los incrementos bruscos en el patrón de frecuencia respiratoria están fuertemente asociados con los umbrales ventilatorios, siendo posible tomar estos puntos como marcadores efectivos para la estimación de los VT, a pesar de las limitaciones presentadas.

Capítulo 6

Conclusiones y líneas futuras

En este proyecto se ha desarrollado una metodología a partir de la cual se estimen de forma robusta los umbrales ventilatorios en sujetos sometidos a una prueba de esfuerzo.

Los resultados sugieren que los VT pueden derivarse de las aceleraciones sufridas en la frecuencia respiratoria derivada de ECG de derivación única. Este método no invasivo, simple y económico podría funcionar bien en este grupo específico de sujetos para los que se aplica, además, podría integrarse en dispositivos portátiles como bandas para el pecho, ya que solo requiere una derivación de ECG, lo que resulta atractivo especialmente en deportes al aire libre.

Este proyecto se enmarca en una investigación mucho mayor, centrada en la estimación de umbrales respiratorios 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 mujeres deportistas.
- Seguir optimizando este método, mejorando las detecciones, el preprocesado o la estimación frecuencial.
- Estudiar los resultados de la estimación de umbrales sobre el resto de derivaciones del ECG, especialmente en las que nos podrían proporcionar los wearables. Analizar también si supondría una mejora sobre la estimación la combinación de información procedente de distintas derivaciones .
- Incluir información de la variabilidad de ritmo cardiaco (HRV) obtenida en [32] para mejorar la estimación de umbrales, principalmente la de VT1.
- Combinar el método presentado en este estudio junto con los de dT y LFdT para ver si es posible implementar un método más robusto que emplee la información proporcionada por ambos.

- Estudiar la complementariedad del método presentado en este proyecto y el propuesto en [15] para la estimación de umbrales ventilatorios. Realizar una comparación de casos entre ambos métodos. Ver si siempre van bien los dos en algunos sujetos, en otros sujetos un método va bien y el otro no, y si ambos son complementarios y podemos obtener una mejor estimación si se combina la información obtenida por ambos.
- Buscar nuevas características de dispersión de la repolarización ventricular obtenidas a partir del ECG de única derivación que nos sirvan para la estimación de umbrales respiratorios y que logren mejores resultados.
- Estudiar la aplicación de este método en otras derivaciones del ECG.
- Llevar este método a la práctica implementándolo en dispositivos como Polar que proporcionar una derivación del ECG.

Capítulo 7

Bibliografía

- [1] R. Di Michele, G. Gatta, A. Leo, M. Cortesi, F. Andina, E. Tam, M. Da Boit, and F. Merni, “Estimation of the anaerobic threshold from heart rate variability in an incremental swimming test,” *Journal of strength and conditioning research / National Strength Conditioning Association*, vol. 26, pp. 3059–66, 12 2011.
- [2] D. Ramos-Campo, J. Rubio-Arias, V. Avila-Gandía, A. Luque, C. Marín-Pagán, and P. Alcaraz, “Heart rate variability to assess ventilatory thresholds in professional basketball players,” *Journal of Sport and Health Science*, vol. 6, 01 2016.
- [3] A. Erdogan, C. Cetin, H. Karatosun, and M. Baydar, “Non-invasive indices for the estimation of the anaerobic threshold of oarsmen,” *The Journal of international medical research*, vol. 38, pp. 901–15, 06 2010.
- [4] L. Stefani, G. Mascherini, and G. Galanti, “Aerobic threshold for exercise prescription,” *International Journal of Clinical Medicine*, vol. 1, pp. 6–9, 01 2010.
- [5] K. Wasserman and M. McIlroy, “Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise,” *The American Journal of Cardiology*, vol. 14, pp. 844–852, 01 1965.
- [6] K. Svedahl and B. Macintosh, “Anaerobic threshold: The concept and methods of measurement,” *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquée*, vol. 28, pp. 299–323, 05 2003.
- [7] S. Aunola and H. Rusko, “Reproducibility of aerobic and anaerobic thresholds in 20-50 year old men,” *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 53, pp. 260–6, 02 1984.
- [8] 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, 10 1979.
- [9] R. Nikooie, R. Gharakhanlo, H. Rajabi, M. Bahraminegad, and A. Ghaffari, “Noninvasive determination of anaerobic threshold by monitoring the %spo(2) changes and respiratory gas exchange,” *Journal of strength and conditioning research / National Strength Conditioning Association*, vol. 23, pp. 2107–13, 10 2009.
 - [10] E. Santos and A. Giannella-Neto, “Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds,” *European journal of applied physiology*, vol. 93, pp. 315–24, 12 2004.
 - [11] D. Carey, L. Schwarz, G. Pliego, and R. 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, pp. 482–8, 12 2005.
 - [12] E. Gassi and A. Bankoff, “Anaerobic threshold determination through ventilatory and electromyographics parameters,” *Electromyography and clinical neurophysiology*, vol. 50, pp. 131–5, 04 2010.
 - [13] T. Meyer, A. Lucia, C. 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 Suppl 1, pp. S38–48, 03 2005.
 - [14] 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, pp. 287–94, 04 2007.
 - [15] J. Milagro, A. Hernández-Vicente, D. Hernando, J. Casajus, N. Garatachea, R. Bailón, and E. Pueyo, “Estimation of the second ventilatory threshold through ventricular repolarization profile analysis,” *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports*, vol. 31, 10 2020.
 - [16] D. Cannon, F. Kolkhorst, and M. Buono, “On the determination of ventilatory threshold and respiratory compensation point via respiratory frequency,” *International journal of sports medicine*, vol. 30, pp. 157–62, 02 2009.

- [17] C. O’Leary and S. Stavrianeas, “Respiratory rate and the ventilatory threshold in untrained sedentary participants,” *Journal of Exercise Physiology Online*, vol. 15, pp. 1–10, 01 2012.
- [18] 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.
- [19] D. U. Silverthorn, *Fisiologia humana: Un enfoque integrado*. 2008.
- [20] V. Billat, *Fisiología y metodología del entrenamiento. De la teoría a la práctica*.
- [21] M. S. Thaler, *El libro del ECG*. 2007.
- [22] J. Milagro, D. Hernando, J. Lazaro, J. Casajus, N. Garatachea, E. Gil, and R. Bailón, “On deriving tidal volume from electrocardiogram during maximal effort test,” 12 2018.
- [23] I. de la Iglesia Palacios, “Análisis de las componentes de alta frecuencia de la hrv en prueba de esfuerzo mediante métodos tiempo-frecuencia,” trabajo fin de grado, Universidad de Zaragoza, 2011.
- [24] 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.
- [25] 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.
- [26] L. Sörnmo and P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. 2005.
- [27] 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.
- [28] 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.

- [29] 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.
- [30] N. Lomb, “Least-squares frequency analysis of unevenly spaced data,” *Astrophysics and Space Science*, vol. 39, pp. 447–462, 02 1976.
- [31] 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.
- [32] 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.

Lista de Figuras

1.1. Anatomía del corazón.	3
1.2. Estructura del sistema de conducción de los impulsos eléctricos generados por el músculo cardíaco (reproducida de [21]).	4
1.3. Ondas e intervalos característicos del electrocardiograma (reproducida de [21]).	4
1.4. Ángulos de observación de las derivaciones bipolares y monopolares aumentadas. Triángulo de Einthoven.	6
1.5. Localización de las derivaciones precordiales (reproducida de [21]). . . .	7
3.1. Fragmento de la señal ECG con dobles detecciones.	11
3.2. a) Ejemplo de detección en onda R sobre la señal ECG tras las modificaciones b) Ejemplo de ECG filtrado paso alto sobre el que se aplicará el algoritmo de detección.	12
3.3. Evolución temporal del HR derivado del ECG a lo largo de la prueba de esfuerzo para un sujeto dado. Las líneas verticales negras diferencian las distintas etapas que conforman el test.	13
3.4. Resultado del filtrado y eliminación de la línea de base sobre la señal ECG: a) Señal ECG original, b) Señal resultante del preprocesado. . . .	14
3.5. a) Ejemplo de estimación de los puntos de máxima pendiente subida y bajada sobre la señal ECG. b) Máximos y mínimos de la primera derivada del ECG.	16
3.6. a) Resultado de la estimación de los puntos de máxima pendiente en el ECG tras las modificaciones. b) Elección de máximo y mínimo de la primera derivada según el método propuesto. c) Señal EDR-SR resultante. . .	17
3.7. Ejemplo de funcionamiento del método de eliminación de valores atípicos. El umbral se representa de color azul, los valores atípicos de color rojo y los valores normales de color negro.	18

3.8.	Ejemplo de selección de pico para un espectro $S_k(f)$ y frecuencia de referencia $f_w(k)$ (línea discontinua azul) dados. Los picos (a) y (b) no se encuentran dentro del intervalo de referencia $\Omega(k)$ (color rojo). El pico (c) no cumple con el criterio de potencia, marcado con la línea horizontal negra. El pico (d) será elegido frente al (e) ya que aunque ambos cumplen los criterios, el pico (d) se encuentra mas próximo a la frecuencia de referencia.	19
3.9.	Representación tiempo-frecuencia de la tasa respiratoria: comparación de la frecuencia estimada (línea roja) frente a la frecuencia de referencia (línea azul).	20
3.10.	a) Intervalo de la frecuencia respiratoria estimada (línea roja) y frecuencia de referencia (línea azul) durante la prueba de ejercicio sobre el que se ajusta un spline polinómico de orden 6. b) Segunda derivada del spline polinómico. Los máximos locales en esta función implican aceleraciones en la tasa respiratoria que son tomadas como estimaciones de los VT.	22
3.11.	Evolución temporal de la frecuencia respiratoria tomada por el Jaeger durante la prueba de esfuerzo antes y después de realizar el filtrado. . .	22
4.1.	Evolución temporal de la frecuencia estimada (línea roja) frente a la frecuencia de referencia (línea azul) durante la prueba de esfuerzo para un sujeto dado.	25
4.2.	Evolución temporal de la frecuencia estimada (línea roja) frente a la frecuencia de referencia (línea azul) durante la prueba de esfuerzo para un sujeto dado. Las líneas continuas representan el instante de tiempo de ocurrencia de los VT de referencia. Las líneas a puntos representan el instante de tiempo de ocurrencia de los VT estimados.	27
4.3.	Diagramas de caja del error de estimación de los VT. Los círculos representan los valores de los diferentes sujetos.	28
4.4.	Gráficos de Bland-Altman (diferencia vs media) de los errores en la estimación del VT1 (a) y VT2 (b). La línea continua representa la media del error de estimación, mientras que las líneas discontinuas representan los intervalos de confianza (media ± 1.96 desviaciones estándar). Los asteriscos azules representan los valores de los diferentes sujetos.	29

A.1. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 1. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	55
A.2. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 2. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	56
A.3. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 3. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	57
A.4. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 5. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	58
A.5. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 6. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	59
A.6. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 7. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	60
A.7. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 8. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	61

A.8. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 9. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	62
A.9. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 10. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	63
A.10. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 11. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	64
A.11. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 12. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	65
A.12. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 13. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	66
A.13. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 14. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	67
A.14. Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 15. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	68

A.15.Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 16. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	69
A.16.Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 18. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	70
A.17.Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 19. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	71
A.18.Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 20. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	72
A.19.Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 21. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	73
A.20.Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 22. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	74
A.21.Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 23. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	75

A.22.	Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 24. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	76
A.23.	Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 25. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.	77
B.1.	Diagramas de caja del error de estimación de los VT a partir de la frecuencia de referencia. Los círculos representan los valores de los diferentes sujetos.	80
B.2.	Gráficos de Bland-Altman (diferencia vs media) de los errores en la estimación del VT1 (a) y VT2 (b) a partir de la frecuencia de referencia. La línea continua representa la media del error de estimación, mientras que las líneas discontinuas representan los intervalos de confianza (media $\pm 1,96$ desviaciones estándar). Los asteriscos azules representan los valores de los diferentes sujetos.	80

Lista de Tablas

2.1. Características de la población del estudio (25 hombres voluntarios). Los valores se presentan en términos de media \pm desviación estandar. El máximo HR alcanzado por los sujetos en una prueba máxima se denota como máx.HR.	9
4.1. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria a partir del ECG: Promedio del error intrasujeto en términos de media \pm desviación estándar obtenido para la base de datos.	26
4.2. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG durante la prueba de esfuerzo (mediana(IQR)). La abreviatura máx. se refiere al valor máximo de la variable alcanzo durante la prueba submáxima. . . .	27
4.3. Resultados de la estimación de umbrales ventilatorios en función del tiempo. El error se expresa en términos de mediana(IQR). Las columnas %60s %120s denotan el porcentaje de sujetos cuyo error en la estimación de los VT es inferior a 60 segundos y 120 segundos respectivamente.	28
A.1. Sujeto 1. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	56
A.2. Sujeto 1. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	56
A.3. Sujeto 2. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	56
A.4. Sujeto 2. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	57
A.5. Sujeto 3. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	57
A.6. Sujeto 3. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	57

A.7. Sujeto 5. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	58
A.8. Sujeto 5. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	58
A.9. Sujeto 6. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	59
A.10. Sujeto 6. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	59
A.11. Sujeto 7. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	60
A.12. Sujeto 7. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	60
A.13. Sujeto 8. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	61
A.14. Sujeto 8. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	61
A.15. Sujeto 9. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	62
A.16. Sujeto 9. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	62
A.17. Sujeto 10. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	63
A.18. Sujeto 10. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	63
A.19. Sujeto 11. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	64
A.20. Sujeto 11. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	64
A.21. Sujeto 12. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	65
A.22. Sujeto 12. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	65
A.23. Sujeto 13. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	66
A.24. Sujeto 13. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	66

A.25.Sujeto 14. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	67
A.26.Sujeto 14. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	67
A.27.Sujeto 15. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	68
A.28.Sujeto 15. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	68
A.29.Sujeto 16. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	69
A.30.Sujeto 16. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	69
A.31.Sujeto 18. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	70
A.32.Sujeto 18. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	70
A.33.Sujeto 19. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	71
A.34.Sujeto 19. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	71
A.35.Sujeto 20. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	72
A.36.Sujeto 20. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	72
A.37.Sujeto 21. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	73
A.38.Sujeto 21. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	73
A.39.Sujeto 22. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	74
A.40.Sujeto 22. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	74
A.41.Sujeto 23. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	75
A.42.Sujeto 23. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	75

A.43.Sujeto 24. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	76
A.44.Sujeto 24. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	76
A.45.Sujeto 25. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).	77
A.46.Sujeto 25. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.	77
B.1. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG durante la prueba de esfuerzo (mediana(IQR)). La abreviatura máx. se refiere a el valor máximo de la variable alcanzado durante la prueba submáxima.	79
B.2. Resultados de la estimación de umbrales ventilatorios a partir de la frecuencia de referencia en función del tiempo. El error se expresa en términos de mediana(IQR). Las columnas %60s %120s denotan el porcentaje de sujetos cuyo error en la estimación de los VT es inferior a 60 segundos y 120 segundos respectivamente.	80
C.1. Comparación de los resultados obtenidos en la estimación de de la tasa respiratoria a partir del ECG mediante los métodos originales frente a los resultados obtenidos empleando los métodos modificados. Errores intrasujeto en términos de media \pm desviación típica obtenidos para la base de datos.	81
C.2. Comparación de los resultados obtenidos en la estimación de los VT mediante los métodos originales frente a los resultados obtenidos empleando los métodos modificados. Error intrasujeto en términos de mediana(IQR).	81

Lista de Acrónimos

AerT Aerobic Threshold (Umbral aeróbico).

AnaT Anaerobic Threshold (Umbral anaeróbico).

ECG Electrocardiograma.

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

HR Heart Rate (Frecuencia cardiaca).

HRV Heart Rate Variability (Variabilidad del ritmo cardiaco).

IMC Índice de Masa Corporal.

IQR Interquartile Range (Rango intercuartílico).

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

RSA Respiratory sinus arrhythmia (Arritmia sinusal respiratoria).

SR Slope Range.

VT Ventilatory Thresholds (Umbrales ventilatorios).

VT1 First Ventilatory Threshold (Primer umbral ventilatorio).

VT2 Second Ventilatory Threshold (Segundo umbral ventilatorio).

Anexos

Anexos A

Resultados y representaciones para cada sujeto de la base de datos

A lo largo del presente anexo se incluyen las tablas con los resultados de la estimación de la tasa respiratoria y de los umbrales ventilatorios a partir del ECG, correspondientes a cada uno de los sujetos analizados de la base de datos. Se incluye además una representación de las estimaciones frente a las referencias con el fin de observar su precisión gráficamente.

Sujeto 1

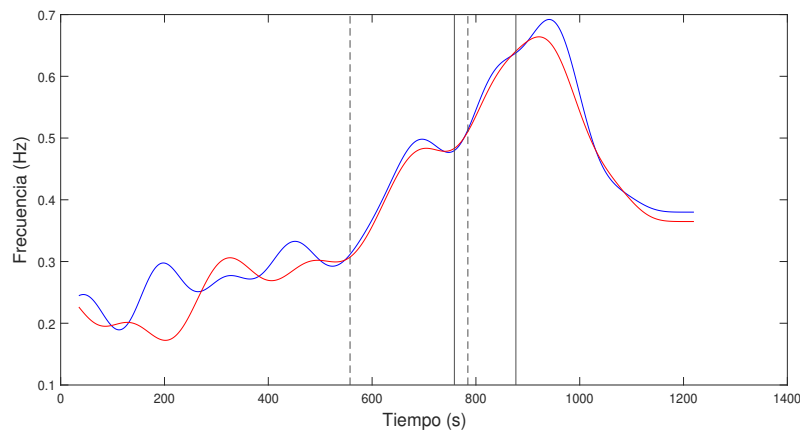


Figura A.1: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 1. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0557 ± 0.0537	19.5649 ± 16.8654	96.2963
Esfuerzo	0.0199 ± 0.0243	5.0979 ± 6.4380	100
Recuperación	0.0288 ± 0.0336	5.5086 ± 5.2905	100
Total	0.0307 ± 0.0379	8.5426 ± 11.2844	99.1597

Tabla A.1: Sujeto 1. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-201	-83.75
VT2	-92.5	-38.54

Tabla A.2: Sujeto 1. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 2

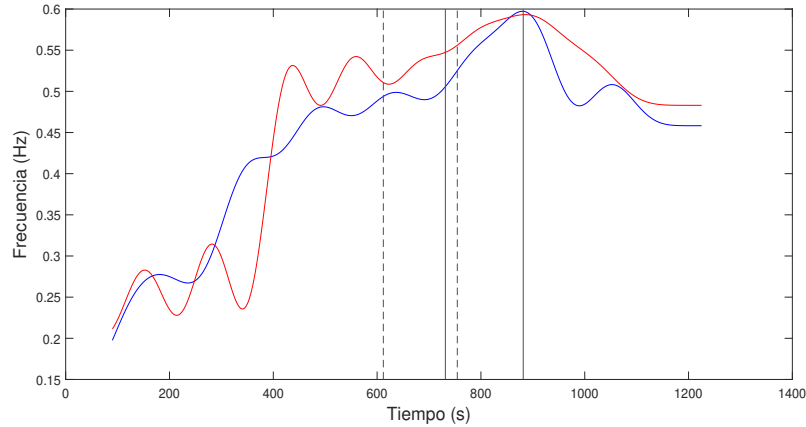


Figura A.2: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 2. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0092 ± 0.0201	3.2725 ± 6.8999	46.2963
Esfuerzo	0.042 ± 0.0674	9.1432 ± 15.6558	84.3750
Recuperación	0.0276 ± 0.0269	5.5586 ± 5.7118	100
Total	0.0287 ± 0.0481	6.3658 ± 11.2039	80.7531

Tabla A.3: Sujeto 2. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-119.5	-49.79
VT2	-127	-52.92

Tabla A.4: Sujeto 2. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 3

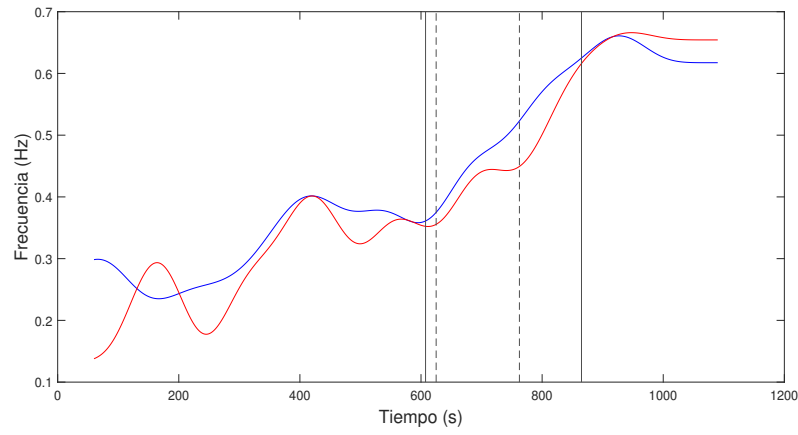


Figura A.3: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 3. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	ϵ_a (Hz)	ϵ_r (%)	T %
Reposo	0.0187 ± 0.0470	6.5280 ± 16.1418	18.5185
Esfuerzo	0.0345 ± 0.0321	7.8688 ± 6.7797	98.9011
Recuperación	0.0320 ± 0.0348	5.5060 ± 6.8499	90
Total	0.0291 ± 0.0376	6.6995 ± 10.0480	73.0233

Tabla A.5: Sujeto 3. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	17.5	7.29
VT2	-102.5	-42.71

Tabla A.6: Sujeto 3. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 5

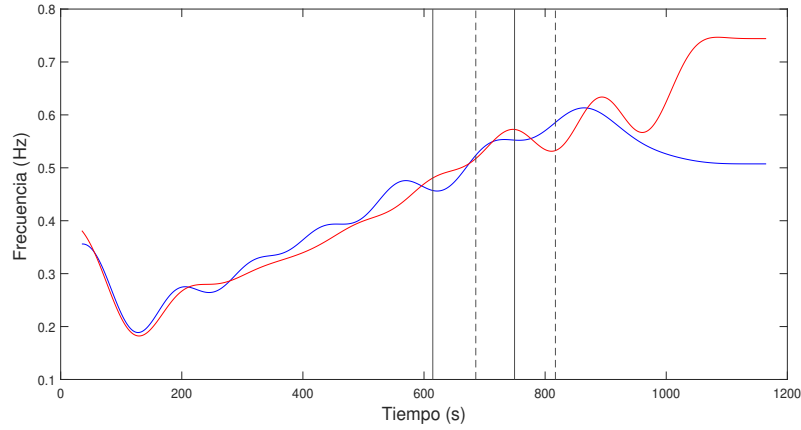


Figura A.4: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 5. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0176 ± 0.0190	6.7778 ± 7.5660	98.1481
Esfuerzo	0.0283 ± 0.0309	6.4181 ± 7.2150	94.7368
Recuperación	0.0641 ± 0.0844	11.8162 ± 15.9110	83.8235
Total	0.0361 ± 0.0545	7.9985 ± 10.8230	92.5110

Tabla A.7: Sujeto 5. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	71	29.58
VT2	67.5	28.12

Tabla A.8: Sujeto 5. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 6

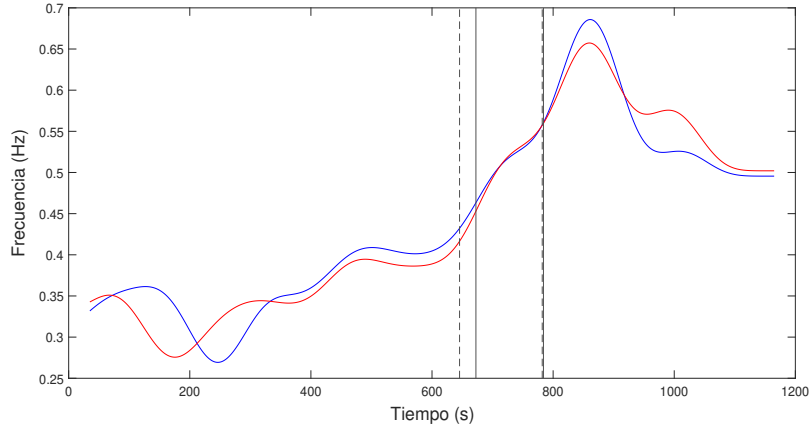


Figura A.5: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 6. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T%
Reposo	0.0210 ± 0.0281	6.4450 ± 8.7276	74.0741
Esfuerzo	0.0167 ± 0.0178	3.9295 ± 4.1833	100
Recuperación	0.0245 ± 0.0311	4.3443 ± 5.5347	91.1765
Total	0.0197 ± 0.0250	4.5486 ± 5.9766	91.1894

Tabla A.9: Sujeto 6. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-27	-11.25
VT2	-2	-0.83

Tabla A.10: Sujeto 6. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 7

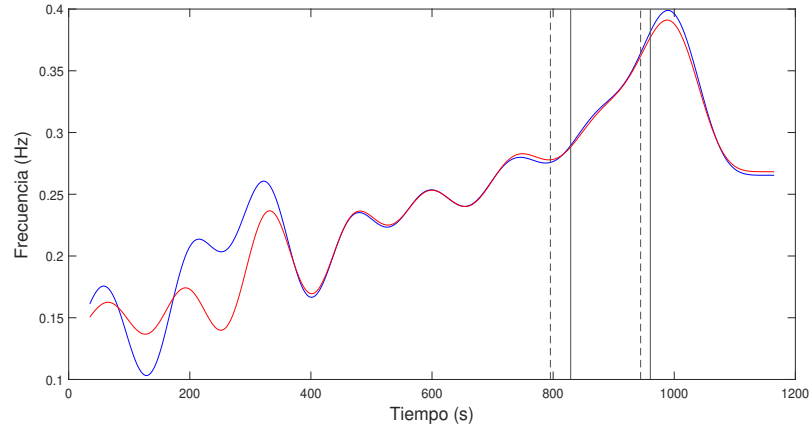


Figura A.6: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 7. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0325 ± 0.0346	14.9669 ± 14.8419	72.2222
Esfuerzo	0.005 ± 0.0068	2.0664 ± 2.9440	100
Recuperación	0.0157 ± 0.0132	5.5935 ± 4.7797	100
Total	0.0137 ± 0.0217	5.8310 ± 9.4551	92.9515

Tabla A.11: Sujeto 7. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-33.5	-13.96
VT2	-16	-6.67

Tabla A.12: Sujeto 7. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 8

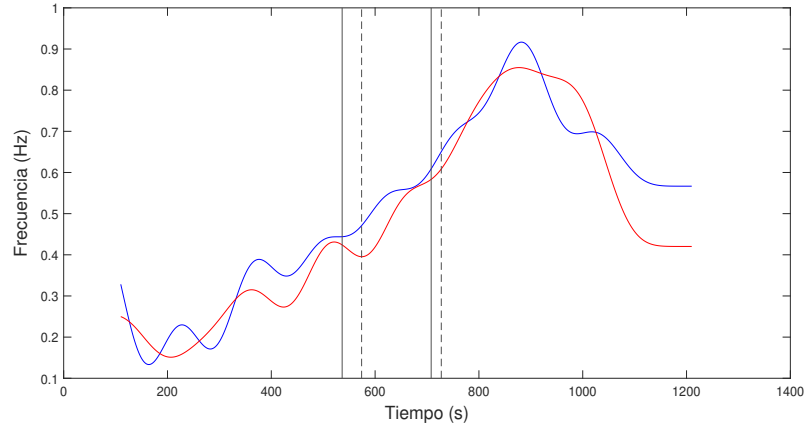


Figura A.7: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 8. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0160 ± 0.0404	5.9836 ± 14.3420	22.2222
Esfuerzo	0.0629 ± 0.0562	12.7637 ± 11.3782	88.7640
Recuperación	0.072 ± 0.0833	10.2737 ± 12.6803	81.9277
Total	0.05345 ± 0.0673	9.9134 ± 12.6708	69.9153

Tabla A.13: Sujeto 8. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	37.5	15.62
VT2	19.5	8.12

Tabla A.14: Sujeto 8. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 9

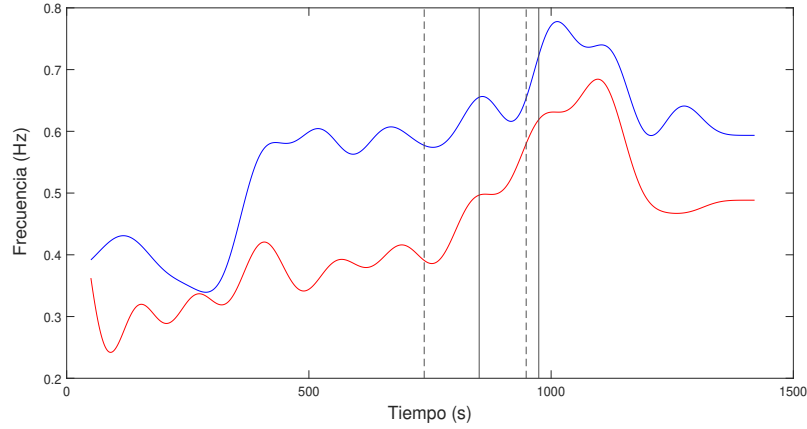


Figura A.8: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 9. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0302 ± 0.0563	7.3434 ± 13.4300	46.2963
Esfuerzo	0.1778 ± 0.0638	28.3068 ± 10.0051	99.2908
Recuperación	0.1028 ± 0.0658	15.5515 ± 9.6177	98.6301
Total	0.1255 ± 0.0856	20.2391 ± 13.6870	87.4101

Tabla A.15: Sujeto 9. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-113.5	-47.29
VT2	-26	-10.83

Tabla A.16: Sujeto 9. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 10

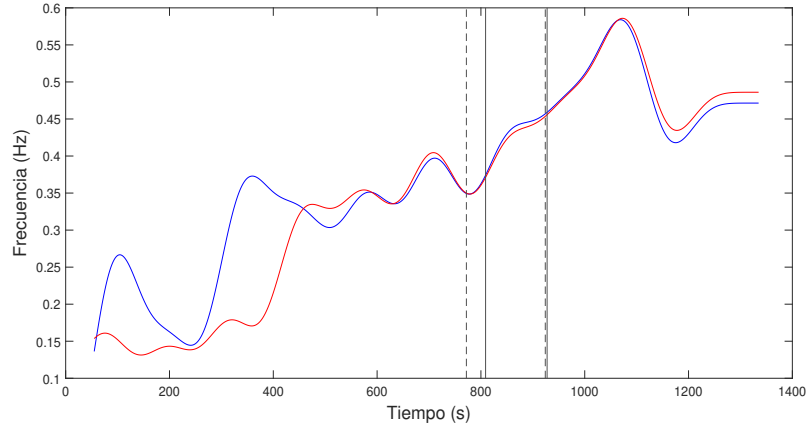


Figura A.9: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 10. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0628 ± 0.0525	25.9944 ± 18.8315	77.7778
Esfuerzo	0.0230 ± 0.0456	5.9576 ± 11.4863	92.1875
Recuperación	0.0324 ± 0.0258	6.9542 ± 5.8552	100
Total	0.0344 ± 0.0457	10.5391 ± 14.7575	90.4215

Tabla A.17: Sujeto 10. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-37	-15.42
VT2	-3.5	-1.46

Tabla A.18: Sujeto 10. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 11

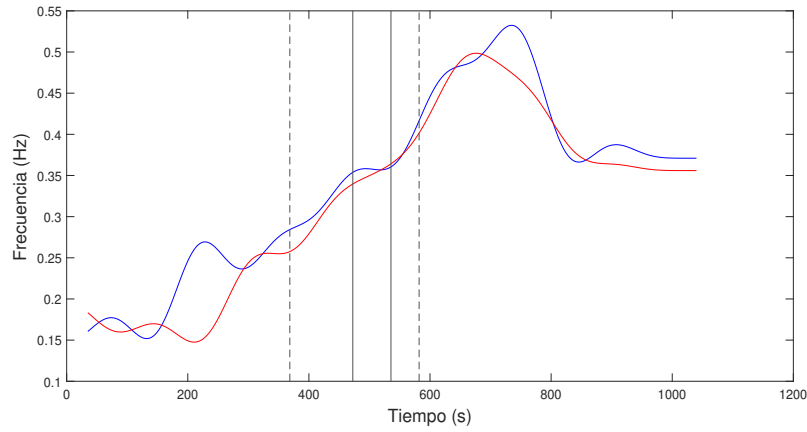


Figura A.10: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 11. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0211 ± 0.0255	9.2172 ± 10.2325	81.4815
Esfuerzo	0.0163 ± 0.0151	4.4251 ± 4.5427	100
Recuperación	0.0241 ± 0.0261	5.4050 ± 5.2094	100
Total	0.0221 ± 0.0251	6.3915 ± 7.1344	95.0495

Tabla A.19: Sujeto 11. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-104	-43.33
VT2	46.5	19.37

Tabla A.20: Sujeto 11. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 12

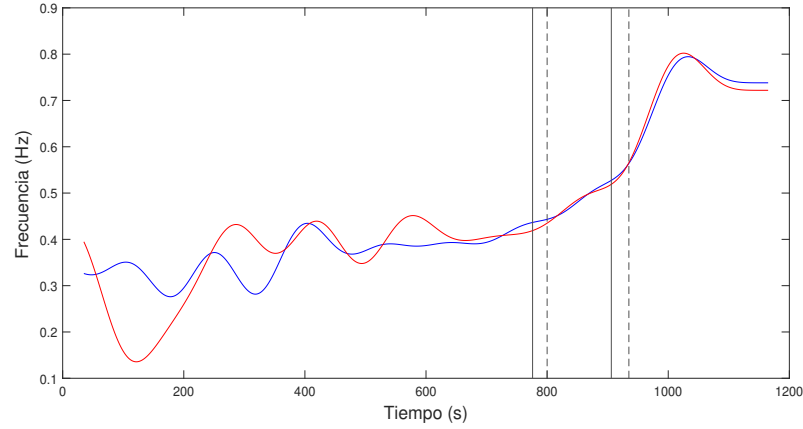


Figura A.11: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 12. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0573 ± 0.0866	15.1451 ± 21.5575	55.5556
Esfuerzo	0.0164 ± 0.0214	3.9785 ± 5.3720	87.6033
Recuperación	0.0243 ± 0.0230	3.4410 ± 3.2320	95.2381
Total	0.0286 ± 0.0512	6.9208 ± 13.3557	81.4978

Tabla A.21: Sujeto 12. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	24	10
VT2	29	12.08

Tabla A.22: Sujeto 12. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 13

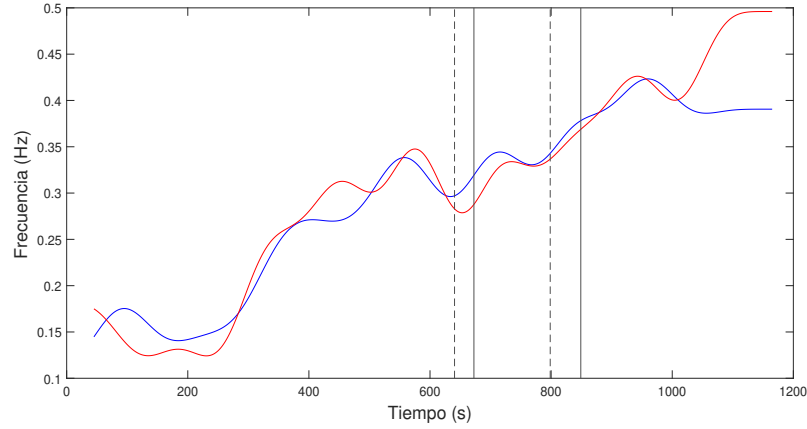


Figura A.12: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 13. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0171 ± 0.0182	9.6873 ± 9.9781	59.2592
Esfuerzo	0.0180 ± 0.0156	5.7147 ± 5.0802	88.4615
Recuperación	0.1158 ± 0.1741	27.5647 ± 41.4091	100
Total	0.0433 ± 0.0992	12.4560 ± 23.6923	85.0220

Tabla A.23: Sujeto 13. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-32	-13.33
VT2	-50.5	-21.04

Tabla A.24: Sujeto 13. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 14

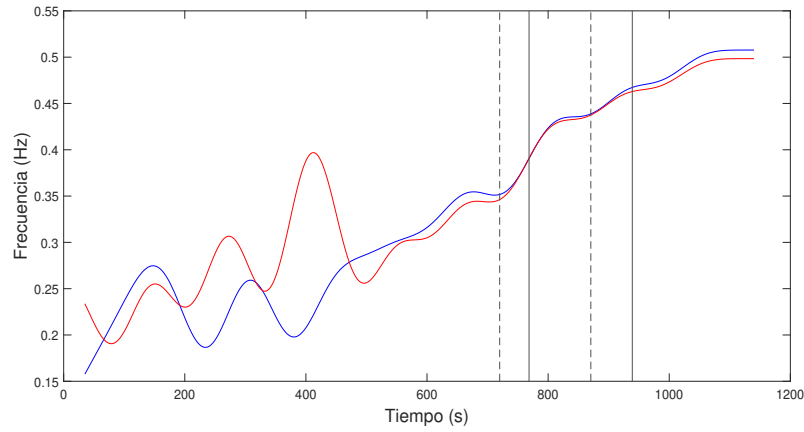


Figura A.13: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 14. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0321 ± 0.0280	13.2367 ± 12.3068	94.4444
Esfuerzo	0.0322 ± 0.0510	12.3283 ± 22.4029	99.1304
Recuperación	0.0177 ± 0.0193	3.3830 ± 3.6867	90.6977
Total	0.0285 ± 0.0406	10.4323 ± 17.7119	96.3964

Tabla A.25: Sujeto 14. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-48.5	-20.21
VT2	-68.5	-28.54

Tabla A.26: Sujeto 14. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 15

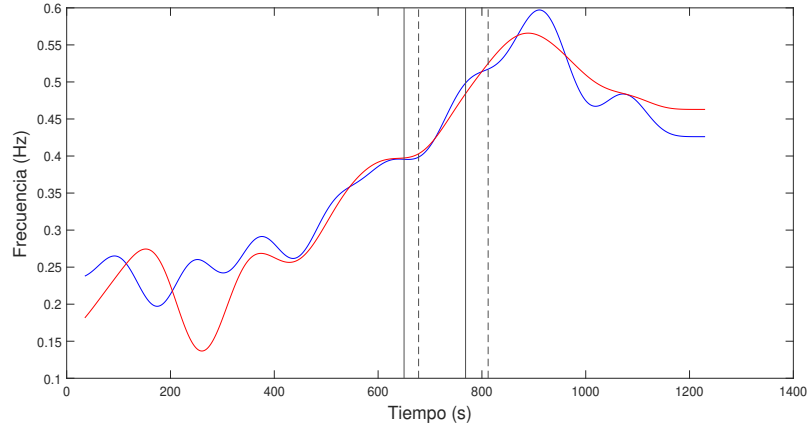


Figura A.14: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 15. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0562 ± 0.0556	20.1628 ± 18.2644	85.1852
Esfuerzo	0.0131 ± 0.0119	3.4767 ± 3.5141	95.4128
Recuperación	0.0246 ± 0.0230	4.9241 ± 4.5637	91.0448
Total	0.0263 ± 0.0346	7.7665 ± 11.5255	91.6667

Tabla A.27: Sujeto 15. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	28	11.67
VT2	43.5	18.12

Tabla A.28: Sujeto 15. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 16

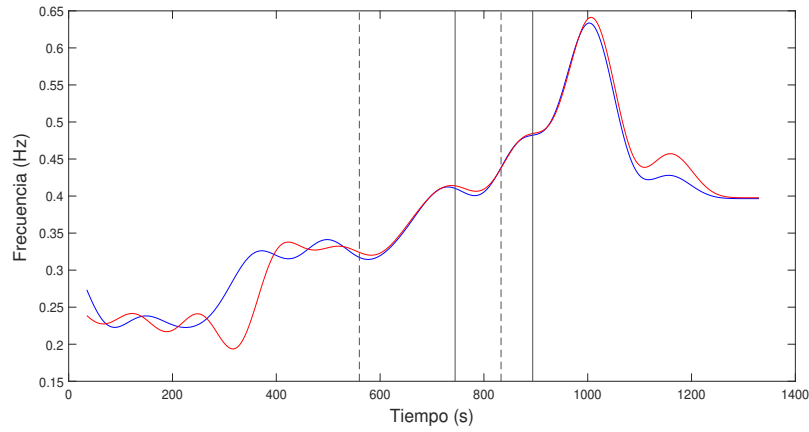


Figura A.15: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 16. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0056 ± 0.0058	2.2791 ± 2.1696	100
Esfuerzo	0.0125 ± 0.0318	3.6508 ± 9.9124	100
Recuperación	0.0126 ± 0.0161	2.6340 ± 3.1576	100
Total	0.0129 ± 0.0274	3.6721 ± 8.5400	100

Tabla A.29: Sujeto 16. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-184.5	-76.87
VT2	-61	-25.42

Tabla A.30: Sujeto 16. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 18

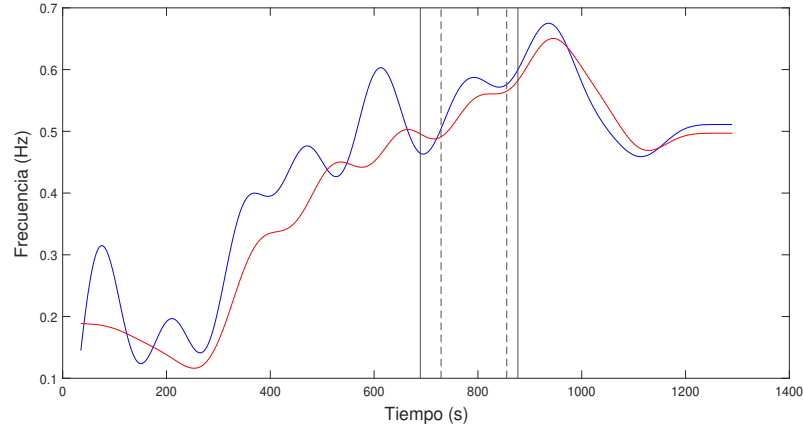


Figura A.16: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 18. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0185 ± 0.0389	7.8648 ± 13.6836	31.4815
Esfuerzo	0.0348 ± 0.0534	6.5721 ± 9.7748	81.1321
Recuperación	0.0413 ± 0.0311	7.1124 ± 5.0629	100
Total	0.0345 ± 0.0461	7.5091 ± 10.6170	76.9841

Tabla A.31: Sujeto 18. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	40	16.67
VT2	-21.5	-8.96

Tabla A.32: Sujeto 18. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 19

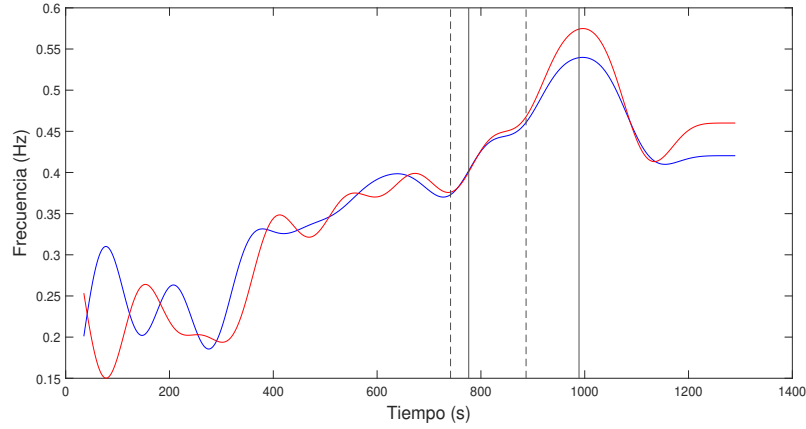


Figura A.17: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 19. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0306 ± 0.0563	10.2841 ± 17.3102	38.8889
Esfuerzo	0.0102 ± 0.0151	2.6125 ± 4.3377	95
Recuperación	0.0294 ± 0.0271	6.1588 ± 5.7676	85.2941
Total	0.0215 ± 0.0345	5.8273 ± 10.3463	79.7619

Tabla A.33: Sujeto 19. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-35	-14.58
VT2	-102	-42.5

Tabla A.34: Sujeto 19. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 20

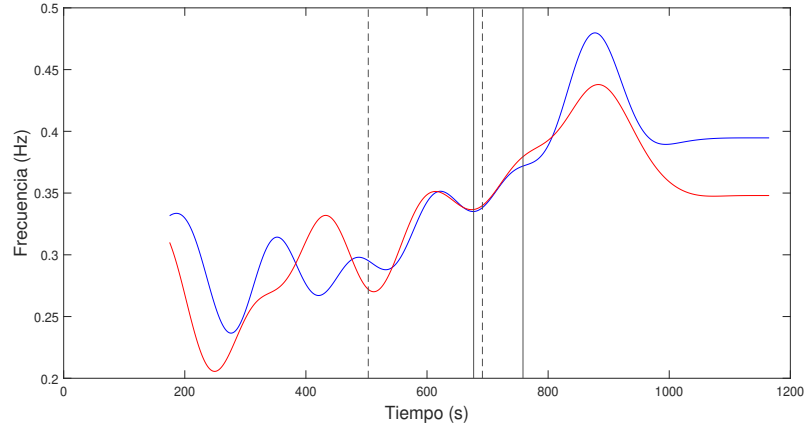


Figura A.18: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 20. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0148 ± 0.0430	4.6531 ± 13.4922	24.0740
Esfuerzo	0.0180 ± 0.0253	5.6056 ± 8.0107	90.5882
Recuperación	0.0439 ± 0.0683	11.1796 ± 18.5210	80.7692
Total	0.0256 ± 0.0494	7.1157 ± 13.8912	69.6035

Tabla A.35: Sujeto 20. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-174	-72.5
VT2	-67	-27.92

Tabla A.36: Sujeto 20. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 21

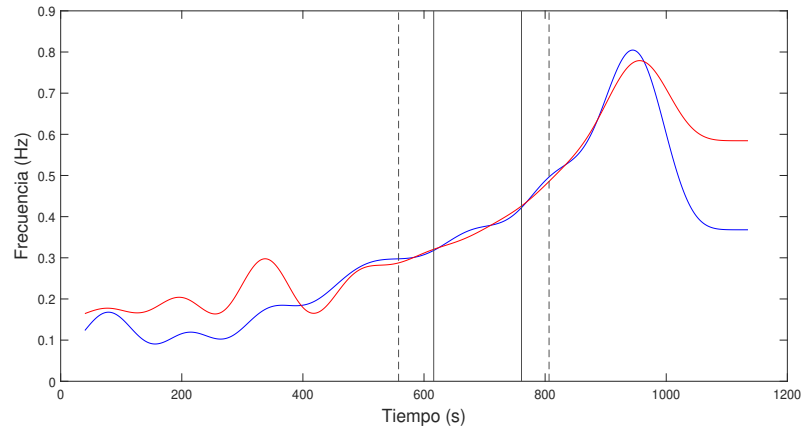


Figura A.19: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 21. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.034 ± 0.0362	27.5761 ± 30.4020	62.9630
Esfuerzo	0.0175 ± 0.0208	7.1247 ± 11.7092	94.2857
Recuperación	0.0385 ± 0.0511	6.9222 ± 10.4816	65.3846
Total	0.0296 ± 0.0448	13.8135 ± 25.2513	79.6380

Tabla A.37: Sujeto 21. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-58	-24.17
VT2	45.5	18.96

Tabla A.38: Sujeto 21. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 22

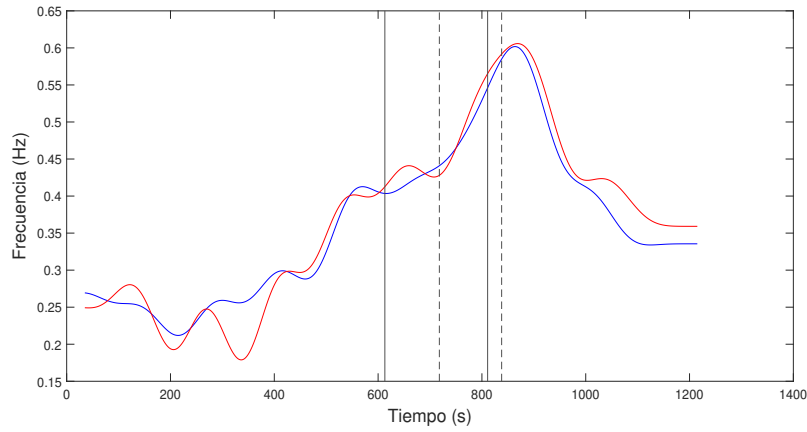


Figura A.20: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 22. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0140 ± 0.0211	5.6129 ± 8.8092	75.9259
Esfuerzo	0.0207 ± 0.0291	5.8354 ± 10.0602	100
Recuperación	0.0231 ± 0.0240	6.0891 ± 6.7650	98.3607
Total	0.0206 ± 0.0273	6.2306 ± 9.5508	94.0928

Tabla A.39: Sujeto 22. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	105	43.75
VT2	27	11.25

Tabla A.40: Sujeto 22. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 23

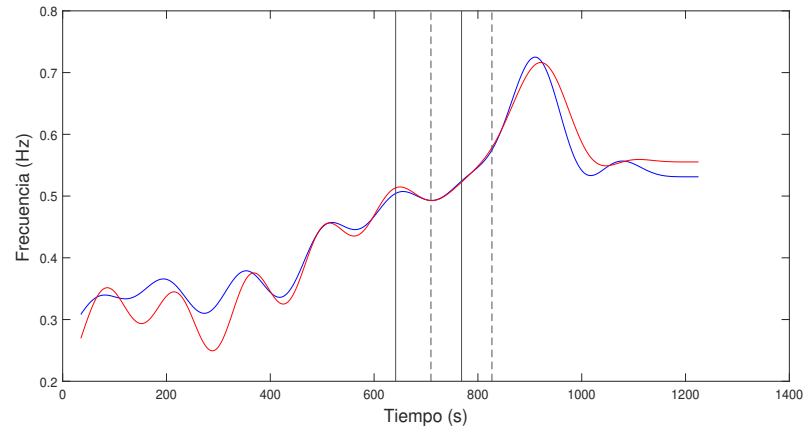


Figura A.21: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 23. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0399 ± 0.0450	11.2553 ± 13.0518	81.4815
Esfuerzo	0.0189 ± 0.0159	4.2636 ± 3.8397	100
Recuperación	0.0240 ± 0.0253	4.0931 ± 4.3317	100
Total	0.0255 ± 0.0293	5.8764 ± 7.8160	95.3975

Tabla A.41: Sujeto 23. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	68	28.33
VT2	58.5	24.37

Tabla A.42: Sujeto 23. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 24

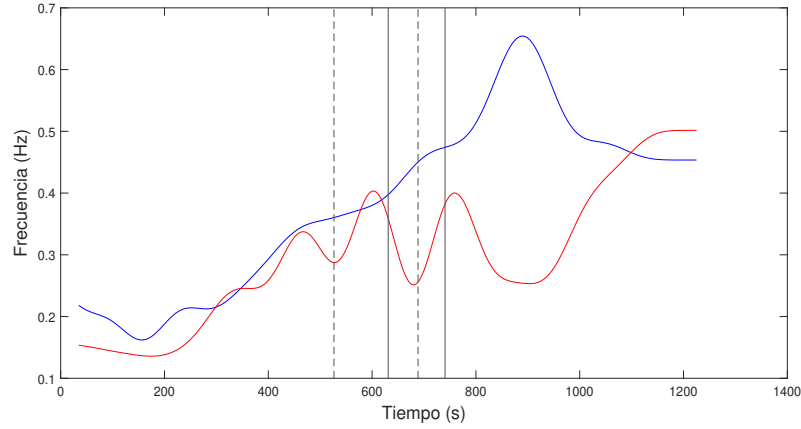


Figura A.22: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 24. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0329 ± 0.0391	14.8008 ± 16.5014	51.8519
Esfuerzo	0.0422 ± 0.0653	10.8651 ± 15.3924	67.0732
Recuperación	0.1221 ± 0.1551	20.3651 ± 24.2484	66.6667
Total	0.0709 ± 0.1132	15.3421 ± 19.7244	64.0167

Tabla A.43: Sujeto 24. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	-104.5	-43.54
VT2	-52	-21.67

Tabla A.44: Sujeto 24. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Sujeto 25

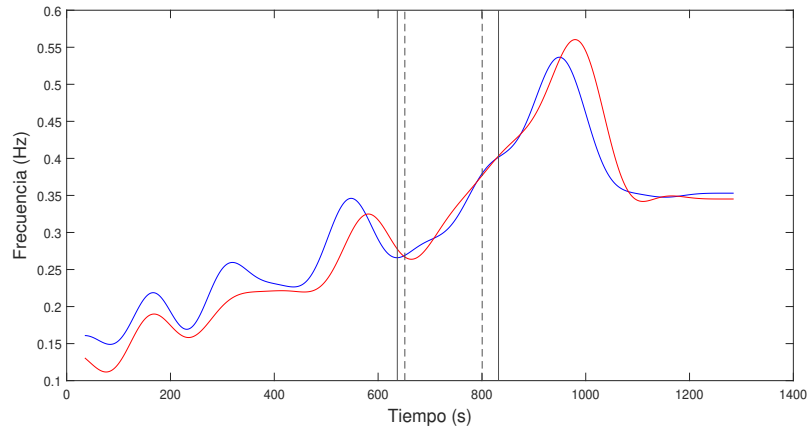


Figura A.23: Representación de los resultados obtenidos en el estudio correspondientes al sujeto 25. Las líneas continuas representan los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT de referencia, mientras que las líneas discontinuas los instantes de ocurrencia en el tiempo de los VT estimados.

	$\epsilon_a(\text{Hz})$	$\epsilon_r(\%)$	T %
Reposo	0.0295 ± 0.0308	13.6324 ± 13.4697	72.2222
Esfuerzo	0.0278 ± 0.0348	8.8957 ± 10.3394	98.0769
Recuperación	0.0224 ± 0.0390	5.3130 ± 9.5161	92.7711
Total	0.0266 ± 0.0357	8.8580 ± 11.4079	90.4382

Tabla A.45: Sujeto 25. Resultados de la evaluación del método de estimación de la tasa respiratoria (media \pm desviación estándar).

	tiempo(s)	carga de trabajo(W)
VT1	14.5	6.04
VT2	-31.5	-13.12

Tabla A.46: Sujeto 25. Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios.

Anexos B

Resultados de la estimación de umbrales ventilatorios a partir de la frecuencia de referencia

En este anexo se adjuntan los resultados obtenidos en la estimación de umbrales ventilatorios empleando la frecuencia respiratoria de referencia, obtenida a partir de la frecuencia registrada con el analizador de gases simultáneamente a la señal ECG durante la prueba. Se logro la estimación de VT1 y VT2 para el 100 % de los participantes.

máx.HR (bpm)	173.1(15.5)
% máx.HR en VT1 _{referencia}	77.3(6.3)
% máx.HR en VT1 _{estimado}	75.0(2.9)
% máx.HR en VT2 _{referencia}	88.6(4.9)
% máx.HR en VT2 _{estimado}	87.6(3.4)
máx.consumo de O2 (L/min)	3.7(0.6)
% máx.consumo de O2 en VT1 _{referencia}	73.7(9.8)
% máx.consumo de O2 en VT1 _{estimado}	71.1(13.2)
% máx.consumo de O2 en VT2 _{referencia}	91.3(7.9)
% máx.consumo de O2 en VT2 _{estimado}	87.7(9.5)
máx.carga de trabajo (W)	350(50)
% máx.carga de trabajo en VT1 _{referencia}	80(10.3)
% máx.carga de trabajo en VT1 _{estimado}	75.0(10.1)
% máx.carga de trabajo en VT2 _{referencia}	100(7.5)
% máx.carga de trabajo en VT2 _{estimado}	92.8(9.3)

Tabla B.1: Resultados de la evaluación del método de estimación de umbrales ventilatorios a partir de la tasa respiratoria derivada del ECG durante la prueba de esfuerzo (mediana(IQR)). La abreviatura máx. se refiere a el valor máximo de la variable alcanzado durante la prueba submáxima.

	Error(s)	%<60s	%<120s
VT1	-36.0(113.2)	65.2	78.3
VT2	-30.5(74.4)	52.2	91.3

Tabla B.2: Resultados de la estimación de umbrales ventilatorios a partir de la frecuencia de referencia en función del tiempo. El error se expresa en términos de mediana(IQR). Las columnas %60s %120s denotan el porcentaje de sujetos cuyo error en la estimación de los VT es inferior a 60 segundos y 120 segundos respectivamente.

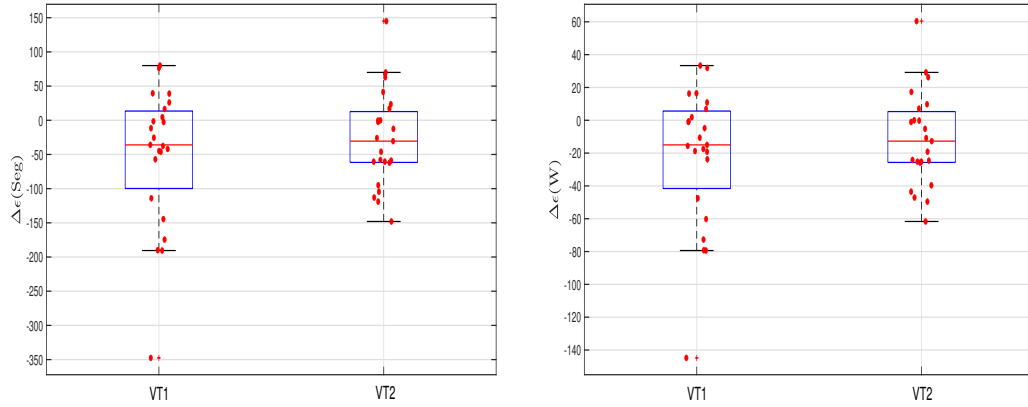


Figura B.1: Diagramas de caja del error de estimación de los VT a partir de la frecuencia de referencia. Los círculos representan los valores de los diferentes sujetos.

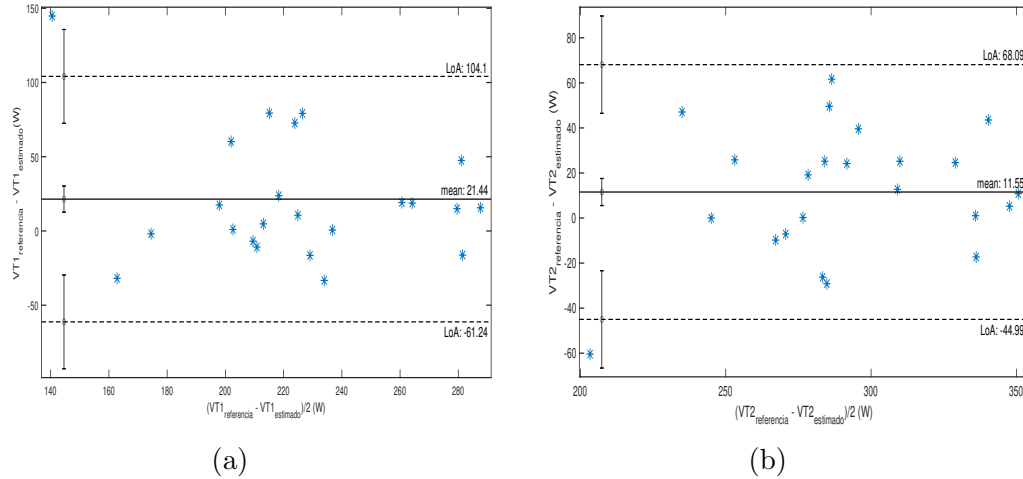


Figura B.2: Gráficos de Bland-Altman (diferencia vs media) de los errores en la estimación del VT1 (a) y VT2 (b) a partir de la frecuencia de referencia. La línea continua representa la media del error de estimación, mientras que las líneas discontinuas representan los intervalos de confianza (media \pm 1,96 desviaciones estándar). Los asteriscos azules representan los valores de los diferentes sujetos.

Anexos C

Comparaciones y mejoras de las modificaciones aplicadas

A continuación se van a comparar los resultados de la estimación frecuencial y la estimación de umbrales ventilatorios empleando los métodos originales validados por sus autores frente a los resultados obtenidos empleando los métodos modificados aplicados en este trabajo.

	Métodos		Originales	
	Rep.	Esf.	Rec.	Total
Ea(Hz)	0.089 ± 0.073	0.051 ± 0.058	0.049 ± 0.050	0.059 ± 0.076
Er(%)	33.25 ± 26.01	12.46 ± 15.28	9.23 ± 9.65	16.32 ± 23.25
T %	89.45	95.17	93.52	93.13

	Métodos		Modificados	
	Rep.	Esf.	Rec.	Total
Ea(Hz)	0.029 ± 0.038	0.031 ± 0.033	0.042 ± 0.048	0.034 ± 0.047
Er(%)	11.40 ± 13.86	7.26 ± 8.71	8.07 ± 9.49	8.65 ± 12.63
T %	63.77	93.70	91.82	85.95

Tabla C.1: Comparación de los resultados obtenidos en la estimación de de la tasa respiratoria a partir del ECG mediante los métodos originales frente a los resultados obtenidos empleando los métodos modificados. Errores intrasujeto en términos de media \pm desviación típica obtenidos para la base de datos.

	Métodos	Originales	Métodos	Modificados
	VT1	VT2	VT1	VT2
Error(s)	-21(111)	-18.5(80.37)	-33.5(131.37)	-21.5(94)
%<60s	60.9	65.2	56.5	65.2
%<120s	78.3	95.6	87.0	95.6

Tabla C.2: Comparación de los resultados obtenidos en la estimación de los VT mediante los métodos originales frente a los resultados obtenidos empleando los métodos modificados. Error intrasujeto en términos de mediana(IQR).

En la Tabla C.1 podemos observar la mejoría en términos de error en cuanto a lo que estimación frecuencial se refiere de aplicar los métodos modificados frente a los métodos originales. Sin embargo, como se puede apreciar en la Tabla C.2, la mejora que suponen estos cambios no se ve reflejada, esto es debido a que en algunos sujetos la estimación de los umbrales casualmente es buena a pesar de que la frecuencia estimada no lo sea.

Anexos D

Publicación en congreso internacional

Ventilatory Thresholds Estimation Based on ECG-derived Respiratory Rate

Diego García¹, Spyridon Kontaxis^{1,2}, Adrián Hernández-Vicente^{1,3}, David Hernando^{1,2}, Javier Milagro^{1,2}, Esther Pueyo^{1,2}, Nuria Garatachea^{3,4}, Raquel Bailón^{1,2}, Jesús Lázaro^{1,2}

¹ BSICoS Group, I3A, IIS Aragón, University of Zaragoza, Spain

² CIBER - Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Spain

³ GENU Research Group, FCSD, IA2, University of Zaragoza, Spain

⁴ CIBER in Physiopathology of Obesity and Nutrition (CIBER-Obn), Madrid, Spain

Abstract

The purpose of this work is to study the feasibility of estimating the first and second ventilatory thresholds (VT1 and VT2, respectively) by using electrocardiogram (ECG)-derived respiratory rate during exercise testing. The ECGs of 25 healthy volunteers during cycle ergometer exercise test with increasing workload were analyzed. Time-varying respiratory rate was estimated from an ECG-derived respiration signal obtained from QRS slopes' range method. VT1 and VT2 were estimated as the points of maximum change in respiratory rate slope using polynomial spline smoothing. Reference VT1 and VT2 were determined from the ventilatory equivalents of O₂ and CO₂. Estimation errors of -13.96 (54.84) W for VT1 and -8.06 (39.63) W for VT2 (median (interquartile range)) were obtained, suggesting that ventilatory thresholds can be estimated from solely the ECG signal.

1. Introduction

Determination of the aerobic threshold (AerT) and anaerobic threshold (AnaT) has remarkable practical importance. These physiological points can be used by coaches and athletes to control exercise intensity during training, design exercise programmes, measure training progress, and as predictors of performance and fatigue [1]. Furthermore, AerT and AnaT have also clinical applications, such as the prognosis of cardiorespiratory diseases. Different methodologies for estimation of AerT and AnaT during incremental exercise testing have been proposed in the literature. The “gold standard” in AnaT assessment is the analysis of blood lactate concentration [2]. It remains an invasive method that requires periodic blood sampling from subjects during an exercise maximal test, using specific equipment. Several non-invasive alternatives based on the analysis of respiratory gases have been proposed in the literature [3, 4]. Some researchers have previously re-

ported the validity and reliability of exponential increases or respiratory rate breakpoints with respect to oxygen consumption as effective markers of ventilatory thresholds (VT) in trained athletes [4,5] and untrained sedentary individuals [6]. Techniques that involve respiratory exchange parameters enable the assessment of two VT during incremental load exercise: VT1 and VT2. These alternatives are highly reproducible and accurate, however, they require cumbersome devices that also interfere with natural breathing, as well as being very expensive and limited, accessible only in specialized laboratories and centres. For these reasons, studies based on electrocardiogram (ECG) derived parameters such as ventricular repolarization instability [7] or heart rate (HR) [1, 8] were developed by researchers as cheap, simple to perform and non-invasive methods for determining ventilatory thresholds. A computerised method that used polynomial spline smoothing presented in [9] has been employed to determine these abrupt accelerations in respiratory rate which are considered surrogates of VT1 and VT2. The objective of this work is to propose a new method that estimates VT using the respiratory rate derived from single lead ECG. This method, unlike those proposed in [4–6,9], does not require the analysis of oxygen consumption, so the use of a gas analyser is avoided.

2. Materials and methods

2.1. Database

Twenty-five males aged 33.4 ± 5.2 years volunteered to participate in this study. All of them were physically active, doing at least 3 days/week of regular aerobic training, and none of them had a diagnosed pathology/condition. The subjects were not active smokers. Each subject gave his written informed consent before participating in the investigation. The participants performed a submaximal cycle ergometer test (Quasar MED LT h/p Cosmos, Nussdorf-Traunstein Germany), divided in three

stages: a 5-minute resting stage, during which the subjects remained sat and without talking, an exercise stage and a recovery stage. The exercise started at 75W on the cycle ergometer, increasing 25W each minute. The cadence frequency was fixed at 80 rpm, and the workload kept on increasing until the volunteers reached the 90% of their maximum HR (previously recorded from a maximal treadmill test performed in a different day), after that the load was kept for two more minutes. In the recovery stage they were asked to keep on pedalling at 75W for 3-5 additional minutes. The ECG was recorded using a high-resolution Holter (Mortara 48-hour H12+, Mortara Instrument, Milwaukee, Wisconsin) with a sampling rate of 1000 Hz. Leads I, II, III, aVL, aVR, aVF, V4, V5 and V6 were obtained. Recordings were performed at University of Zaragoza (Spain) and the study protocol was approved by the institutional ethics committee according to the ethical principles of the Declaration of Helsinki for Human Research. Study population characteristics are presented in Table 1.

Table 1. Study population characteristics (25 male volunteers). Values are presented as mean \pm standard deviation, except from the maximum heart rate (Max. HR, provided as median [25th, 75th percentiles] since it was not normally distributed).

Age (years)	33.4 \pm 5.2
Height (cm)	178.0 \pm 5.5
Weight (kg)	74.8 \pm 7.0
Body Mass Index (kg/m ²)	23.6 \pm 2.1
Max. HR (bpm)	180.0 [172.0, 186.0]

2.2. EDR signal

An ECG-derived respiration (EDR) signal was obtained using the QRS slope range method [10], which exploits the respiratory-related variations of the QRS slopes. First, QRS-complexes were detected on lead V4 by using wavelet-based detector, applied on the ECG signal high-pass filtered with a cut-off frequency of 5 Hz, in order to attenuate T wave and minimize the number of bad detections. Identification of misdetections and ectopic beats was carried out, and instantaneous HR series was derived. Then the original ECG signal was bandpass filtered with 0.5 and 45 Hz cut off frequencies. QRS slope range was estimated from the first derivative of the ECG signal as the maximum slope minus the minimum slope within each QRS interval, starting 40 ms before R wave detection and ending 40 ms after. In some QRS morphologies it might happen that maximum slope is found before minimum slope in some beats and after it in others. To avoid this,

the first 3 minutes of ECG are analyzed for each subject to determine if maximum slope appears predominantly before or after minimum slope, and this criterium is applied in the rest of the analysis restricting the search for the maximum slope to the interval before or after the minimum slope. Then, a median absolute deviation (MAD)-based outlier rejection similar to that used in [11] was applied to obtain the unevenly sampled EDR signal.

2.3. Respiratory rate measurement

An estimation of respiratory rate was obtained from the EDR signal by using a similar algorithm to that presented in [11]. This algorithm comprises 3 parts: the power spectrum estimation, the peak-conditioned average, and the respiratory rate estimation. Since the EDR signal was unevenly sampled and presented gaps due to outliers removal, Lomb's method was used for power spectrum estimation. Lomb's periodogram $S_k(f)$ is estimated in 40-s intervals (12-s windows with 50% overlap) every 5 sec [11]. Subsequently, in order to reduce the variance for the k^{th} interval, a peak-conditioned averaged spectrum $\bar{S}_k(f)$ is obtained considering only the five last spectra $S_k(f)$ that are peaked enough. Finally, $f_r(k)$ is estimated from $\bar{S}_k(f)$, only if it is peaked enough, based on the location of the largest peak. To ensure a reliable respiratory rate estimation, $f_r(k)$ must be higher than f_{min} Hz and it should be also located within a reference interval $f_w(k) - \delta, f_w(k) + \delta$, where $f_w(k)$ is an exponential average of previous estimates. It is assumed that the respiratory rate may vary up to $\delta = 0.1625$ Hz per 5s when the subject has already entered the exercise stage until before the end of this, and $\delta = 0.3$ Hz in the transition from rest to exercise, because there is where the most significant changes in respiratory rate occur. The minimum estimated frequency is $f_{min} = 0.125$ Hz, since lower respiratory rates are not expected in exercise stress test. The value of forgetting factor in exponential average is $\beta = 0.8$, so as to $f_w(k)$ updates faster and follows the harshest changes. Subsequently, HR and $f_r(k)$ signals are interpolated with a 2 Hz sampling frequency prior to threshold estimation.

2.4. Ventilatory threshold estimation

An algorithm based on the one presented in [9] is used for estimating the ventilatory thresholds. The underlying hypothesis is that two separate abrupt accelerations in respiratory rate during incremental exercise, corresponding to VT1 and VT2, are observed. First, the exercise interval is selected from 80% to 90% of the maximum HR determined from a previous maximal treadmill test. In order to suppress small variations and maintain the expected trend of respiratory rate a sixth-degree polynomial spline was fitted to the interval. Then, the second-order derivative of the

fitted line was calculated, obtaining another polynomial function which represents the acceleration and consists of 3 possible extremes: two maxima and one minima, or vice versa. The objective is detect to two local maxima that correspond to sharp increases in respiratory rate. If only one local maxima was present in the second-derivative the beginning or the end of the search interval is augmented taking into account whether the position of the peak was before or after the centre of the interval, respectively. If no local maxima was present the interval was augmented by both sides. The interval is augmented at the end by 5s, while at the beginning by 30s, due to the less available duration at the final part of the exercise stage. Finally, the first local maximum is taken as the estimation of VT1, and the second local maximum as the estimation of VT2. Ventilatory thresholds estimation on the selected exercise interval of the estimated respiratory rate for a representative subject are displayed in Figure 1.

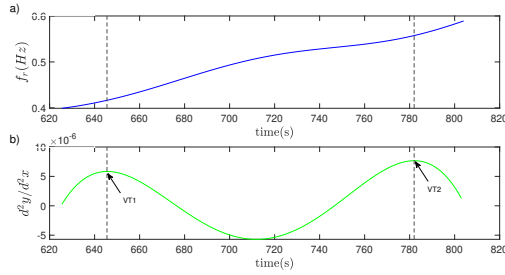


Figure 1. a) Interval of estimated respiratory rate during exercise testing in which the sixth-degree polynomial spline is fitted. b) Second-order derivate polynomial spline. Local maximum in this function implies respiratory rate accelerations that are taken as VT estimations.

2.5. Performance measurements

In order to evaluate the performance of the proposed method, the median and the interquartile range (IQR) of the error between the estimated VTs and a reference VTs determined by an expert in sport sciences is used. The reference VTs for each subject was obtained from the ventilatory equivalents of O_2 and CO_2 , i.e., VE/VO_2 and VE/VCO_2 , respectively.

For comparison purposes with previous studies, the results are presented in terms of workload. In this way, the estimations were converted from seconds to watts, assuming a linear increment of the workload. Estimation errors are also presented in terms of heart rate and oxygen consumption.

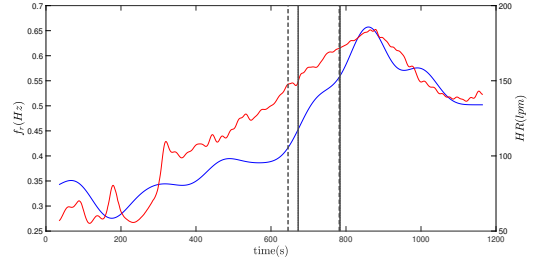


Figure 2. Temporal evolution of estimated respiratory rate (blue, left axis) and ECG-derived HR (red, right axis) during the exercise test for a given subject. The solid lines represent the time occurrences of reference VTs, whereas the dashed lines represent the time occurrences of estimated VTs.

3. Results

One subject had to be discarded due to missing reference VT and another one was excluded since respiratory rate could not be estimated from the ECG. Figure 2 shows an example of the respiratory rate and HR derived from the ECG signal of one subject, as well as the reference and estimated VTs. VT1 and VT2 could be identified in the remaining participants, with estimation errors shown in Table 2. In terms of workload, a median estimation error and IQR of -13.96 (54.84) W was archive in VT1 and -8.06 (39.63) W in VT2.

Table 2. VT estimation errors. Results are presented in terms of median (%).

	workload (W (%))	HR ((bpm (%))	((L/min) (%))
VT1	-13.96 (8.89)	-2.16 (5.69)	-96.87 (9.10)
VT2	-8.06 (6.51)	-1.58 (2.97)	-12.94 (5.80)

Figure 3 shows a boxplot of the distribution estimation error ($\Delta\epsilon(W)$) of VT1 and VT2, calculated as the subtraction of estimated VTs minus reference VTs in terms of workload.

4. Discussion

This paper presents an alternative approach for identifying the ventilatory thresholds through increases in respiratory rate derived from the ECG signals. In most subjects ($\sim 80\%$) an error lower than 60 seconds was observed in VT2 estimation and lower than 120 seconds in VT1 estimation. Note that an error less than 60 seconds could represent an error of 0W in terms of workload, given that during the incremental cycling test the workload was increased 25W per minute. In a previous study [7], the performance of the ventricular repolarization instability (dT)

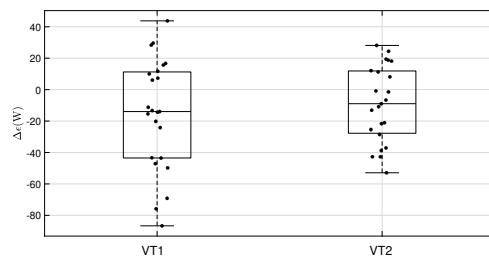


Figure 3. Boxplots of the error in the estimation of VTs. The filled circles represent the values for the different subjects.

and its low-frequency oscillations (LFd/T) in estimating VT2 were studied, yielding dT slightly lower errors than in this work (-4.7 ± 25.2 W in terms of mean \pm standard deviation), but require more than one lead to be employed, while the present methodology based on slope range technique can be implemented in single-lead ECGs. Results showed that abrupt increases in respiratory rate pattern are strongly associated with the ventilatory thresholds, being possible to take these points as effective markers for VT estimation. This work presents some limitations that must be highlighted. The first limitation is the small number of subjects ($n = 23$) who participated in this study. Moreover, they belong to a homogeneous group of healthy sportsmen in a relatively small age range. Therefore the range of ventilatory thresholds and maximum exercise values will be relatively small, and the applicability of the results in other populations should be investigated in further studies. Another limitation is the use of predefined HR thresholds obtained from a previous maximum effort test for identifying the accelerations in respiratory rate.

5. Conclusions

The results suggest that VTs can be derived from accelerations in single lead ECG-derived respiratory rate. This non-invasive, simple and economic method could work well in this specific group of subjects for which it is applied, moreover it could be integrated in wearable devices like chest bands since it requires only one ECG-lead, resulting in appealing especially in outdoor sports.

Acknowledgments

This work was supported in part by projects RTI2018-097723-B-I00 funded by AEI and FEDER and Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation (BSI-CoS) group (T39-20R) funded by Gobierno de Aragón and FEDER and by CIBER in Bioengineering, Biomaterials &

Nanomedicine (CIBER-BBN) through Instituto de Salud Carlos III. The computation was performed by the ICTS NANBIOSIS, specifically by the High Performance Computing Unit of CIBER-BBN at University of Zaragoza.

References

- [1] Kindermann W, Simon G, Keul J. The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *Eur J Appl Physiol* 1979;42(1):25-34.
- [2] Svedahl K, MacIntosh BR. Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement. *Can J Appl Physiol* 2003;28(2):299-323.
- [3] Santos EL, Giannella-Neto A. Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds. *Eur J Appl Physiol* 2004;93(3):315-324.
- [4] Carey DG, Schwarz LA, Pliego GJ, Raymond RL. Respiratory rate is a valid and reliable marker for the anaerobic threshold: implications for measuring change in fitness. *J Sports Sci Med* 2005;4(4):482-488.
- [5] Cannon DT, Kolkhorst FW, Buono MJ. On the determination of ventilatory threshold and respiratory compensation point via respiratory frequency. *Int J Sports Med* 2009;30(3):157-162.
- [6] O'Leary CB, Stavrianeas S. Respiratory Rate and the Ventilatory Threshold in Untrained Sedentary Participants. *JE-Ponline* 2012;15(4):1-10.
- [7] Milagro J, Hernández-Vicente A, Hernando D, Casajús JA, Garatachea N, Bailón R, Pueyo E. Estimation of the second ventilatory threshold through ventricular repolarization profile analysis. *Scand J Med Sci Sports* 2021;31(2):339-349.
- [8] Cottin F, Médigue C, Lopes P, Leprêtre PM, Heubert R, Billat V. Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. *Int J Sports Med* 2007;28(4):287-294.
- [9] Cross TJ, Morris NR, Schneider DA, Sabapathy S. Evidence of break-points in breathing pattern at the gas-exchange thresholds during incremental cycling in young, healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 2012;112(3):1067-1076.
- [10] Kontaxis S, Lázaro J, Corino VD, Sandberg F, Bailón R, Laguna P, Sörnmo L. ECG-derived respiratory rate in atrial fibrillation. *IEEE Trans Biomed Eng* 2020;67(3):905-914.
- [11] Bailón R, Sörnmo L, Laguna P. A robust method for ECG-based estimation of the respiratory frequency during stress testing. *IEEE Trans Biomed Eng* 2006;53(7):1273-1285.

Address for correspondence:

Diego García
Universidad de Zaragoza, C/ María de Luna 1, L.3.07, 50018 Zaragoza, Spain
721630@unizar.es