

Trabajo Fin de Grado

CARACTERIZACIÓN DEL ACOPLO
CARDIOLOCOMOTOR EN PRUEBA DE ESFUERZO
MEDIANTE EL PROCESADO DE LA SEÑAL DE
VARIABILIDAD DEL RITMO CARDIACO

Autor: Alberto Hernando Sanz

Director: David Hernando Jumilla
Ponente: Raquel Bailón Luesma

Escuela de Ingeniería y Arquitectura
Junio 2014

ALBERTO HERNANDO SANZ

CARACTERIZACIÓN DEL ACOPLO
CARDIOLOCOMOTOR EN PRUEBA DE ESFUERZO
MEDIANTE EL PROCESADO DE LA SEÑAL DE
VARIABILIDAD DEL RITMO CARDIACO.

AGRADECIMIENTOS

A mi familia, compañeros y amigos por apoyarme en los momentos más complicados y darme ánimos.

A Antonio por aguantarme todos estos años; a Laura, por acompañarme en este viaje y a Paula, sólo por estar ahí (aunque no esté).

A Raquel y a David por su ayuda, su amabilidad, su cercanía y su paciencia.

RESUMEN

El análisis de la variabilidad del ritmo cardiaco (HRV, Heart Rate Variability) en reposo es considerado una medida no invasiva de la regulación del corazón mediante el sistema nervioso autónomo (ANS, Autonomic Nervous System), que se ve afectada en numerosas patologías. El análisis de la HRV durante la realización de ejercicio es de gran interés por su capacidad para detectar determinadas enfermedades cardíacas así como para avanzar en el entendimiento de la respuesta de la regulación cardiovascular a situaciones de estrés. Sin embargo, el análisis de la HRV durante ejercicio constituye un reto tanto desde el punto de vista metodológico como fisiológico, ya que las técnicas de análisis e interpretación de la HRV en reposo presentan ciertas limitaciones al ser aplicadas durante ejercicio. Una de las principales limitaciones es el acople cardiolocomotor, que se muestra como una componente de la HRV a la frecuencia de zancada o pedaleo, según el tipo de ejercicio, que, en determinados momentos, solapa y enmascara las componentes de la HRV relacionadas con la actividad del ANS.

El principal objetivo de este trabajo fin de grado consiste en caracterizar el acople cardiolocomotor que aparece en la HRV durante ejercicio así como estudiar y atenuar su influencia en la interpretación de la HRV. Para ello se analizará una base de datos que contiene el ritmo cardiaco instantáneo de 25 sujetos realizando tres pruebas de esfuerzo con diferentes protocolos, además del registro simultáneo de variables respiratorias de interés. La HRV se analiza utilizando una distribución tiempo-frecuencia, en particular la distribución pseudo Wigner-Ville suavizada (SPWVD). Después se calcula la potencia instantánea en cada una de las bandas de interés. Se redefine la banda clásica de la HRV asociada al sistema parasimpático (alta frecuencia) para estar centrada en la frecuencia respiratoria. Además, se calcula la potencia en una banda centrada en la frecuencia de pedaleo o zancada, así como en las bandas correspondientes tanto a su alias, como al de sus armónicos. La potencia de todas estas bandas está asociada al acople cardiolocomotor.

En la primera parte del proyecto, se estudia el acople cardiolocomotor en función del tipo e intensidad del ejercicio. Se observa que en pruebas de esfuerzo en cinta, tanto máximas como submáximas, no hay un patrón claro de comportamiento de dicho acople en función de la intensidad del ejercicio. Sin embargo, en pruebas de esfuerzo en bici, el acople cardiolocomotor es bajo a intensidades de ejercicio bajas y aumenta con la intensidad del ejercicio, estando en torno al 5% de la potencia total en el umbral aeróbico y alrededor del 30% en el anaeróbico.

En la segunda parte del proyecto se desarrolla un método para atenuar el efecto del acople cardiolocomotor en las componentes de la HRV relacionadas con la actividad del ANS. Se observa que en el caso de las pruebas de esfuerzo en bici la atenuación del efecto del acople cardiolocomotor conduce a una interpretación de la HRV distinta con respecto a no atenuar dicho efecto. La interpretación de la HRV una vez atenuado el efecto del acople cardiolocomotor es más cercano a la fisiología, en particular, se aprecia un aumento de la potencia en la banda de HF a medida que se incrementa la intensidad de la prueba.

ÍNDICE

1. Introducción	11
1.1. Contexto	11
1.2. Motivación	11
1.3. Objetivos	12
1.4. Organización de la memoria	13
2. Materiales 15	
2.1. Sujetos	15
2.2. Pruebas realizadas	15
2.3. Señales registradas	17
3. Métodos 19	
3.1. Obtención de las señales	19
3.1.1. Señal HRV	19
3.1.2. Otras señales de interés	20
3.1.3. Sincronismo de señales	20
3.2. Análisis tiempo-frecuencia	21
3.3. Componentes a analizar	22
3.4. Cálculo de los parámetros fisiológicos	24
3.4.1. Estudio según umbrales fisiológicos	24
3.4.2. Estudio según velocidad	25
3.4.3. Estudio según el consumo de oxígeno	26
3.4.4. Definición de los parámetros	27
3.5. Solapamiento y atenuación de sus efectos	28
3.6. Análisis estadístico	31
3.6.1. Text de Kolgomorov-Smirnov	31
3.6.2. Prueba de los signos de Wilcoxon	31

4. Resultados y discusión	33
4.1. Estudio de los casos	33
4.2. Caracterización de la componente de cadencia	34
4.2.1. Resultados obtenidos	34
4.2.2. Discusión de los resultados obtenidos	36
4.3. Tratamiento del solape	37
4.4. Resultados del estudio por intervalos	38
4.4.1. Resultados según umbrales fisiológicos	38
4.4.2. Resultados según velocidad	40
4.4.3. Resultados según consumo de oxígeno	42
4.4.4. Discusión de los resultados obtenidos	45
5. Conclusiones	47
6. Líneas futuras	49
Bibliografía	51
Anexos	53
1. Anexo 1. Modelos de la HRV	55
A.1.1. Modelos TVIPFM	55
2. Anexo 2. Determinación de los umbrales aeróbico y anaeróbico	59
3. Anexo 3. Mapas tiempo-frecuencia y evolución de las potencias asociadas a cada banda	61
4. Anexo 4. Valores estadísticos de los dos métodos	87
A.4.1. Caso de P_MAX	88
A.4.2. Caso de P_SUBM_C	92
A.4.3. Caso de P_SUBM_B	96
5. Anexo 5. Lista de siglas y acrónimos	101

1. INTRODUCCIÓN

1.1. CONTEXTO

Este proyecto se ha desarrollado dentro del Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones (GTC), perteneciente al Departamento de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones de la Escuela de Ingeniería y Arquitectura y al Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), ambos pertenecientes a su vez a la Universidad de Zaragoza. Dentro de este grupo se encuentra el de Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation (BSICoS), donde se ha desarrollado específicamente el trabajo.

Además BSICoS pertenece al grupo CIBER-BNN (Centro de Investigación Biomédica en Red – Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina). Este proyecto se enmarca dentro de las líneas de investigación de este grupo, en el contexto de una beca de iniciación a la investigación.

En cuanto a los proyectos en los que se contextualiza este trabajo, se encuentra el proyecto TEC2010-21703-C03-02 “Procesado multimodal de señales biomédicas para el análisis y la caracterización fisiológica de afecciones cardiovasculares, respiratorias y autonómicas”.

1.2. MOTIVACIÓN

La variabilidad del ritmo cardiaco (Heart Rate Variability, HRV) se considera una medida no invasiva de la regulación del sistema nervioso autónomo (Autonomic Nervous System, ANS) sobre el corazón, que puede verse afectada por diversas patologías (cardiovasculares, metabólicas, psiquiátricas...) y situaciones fisiológicas (estrés, ejercicio, somnolencia...) [1]. El ANS se divide en dos ramas: el sistema simpático, asociado al reflejo de “flight or fly” cuyo efecto sobre el corazón es aumentar el ritmo cardiaco y la contractilidad cardíaca; y el sistema parasimpático, asociado al reflejo de “rest and digest”, cuyo efecto sobre el corazón es disminuir el ritmo cardiaco. Estos dos sistemas son antagónicos y están en permanente lucha. La dominancia de uno sobre otro permite al organismo adaptarse a las distintas condiciones fisiológicas o patológicas.

Este estudio se centra en el análisis de la HRV durante prueba de esfuerzo. El análisis de la HRV en este tipo de pruebas ha demostrado cierta eficacia a la hora de detectar pacientes con afecciones en las arterias coronarias [2, 9], sin embargo su análisis e interpretación es controvertido ya que las características de la HRV durante prueba de esfuerzo, como su no estacionariedad o la variación del ritmo cardíaco, hacen que no sean aplicables los métodos clásicos de análisis e interpretación de la misma [3].

En un análisis espectral de la HRV se encuentran dos bandas características: la primera, la banda de baja frecuencia (también llamada de LF, de 0,04Hz a 0,15Hz)

cuya interpretación es difícil de realizar debido a que recoge efectos del sistema simpático y parasimpático [7]; y la segunda, la de alta frecuencia o HF que está relacionada con el sistema parasimpático, clásicamente asociada al intervalo de 0,15 a 0,4Hz. Se ha comprobado que en las pruebas de esfuerzo esta componente no permanece constante dentro de la banda clásica, si no que varía en relación al cambio de la frecuencia respiratoria, estando centrada en ella, por lo que es necesario redefinirla [4].

Otras componentes de interés están relacionados con el acople cardiolocomotor [5], que aparece a la frecuencia de cadencia (CF), ya sea de zancada o de pedaleo (según el tipo de ejercicio) y que en determinados momentos se solapan con la banda de HF, provocando interpretaciones erróneas en la potencia a estudiar. En la literatura ya se había determinado la existencia de dichas componentes en pruebas de cicloergómetro [4, 5], de manera que se pretende descubrir si este comportamiento es extensivo a otras pruebas y determinar unos patrones comunes a ellas. En caso de hallarlos, se podría establecer un protocolo para limitar la influencia de las componentes asociadas a la frecuencia locomotora en la señal de la HRV y obtener unas medidas no contaminadas que nos permita una cuantificación robusta de la actividad (dominancia) de los sistemas simpático o parasimpático, y así detectar posibles alteraciones cardiacas fisiológicas o patológicas.

El fin de este proyecto es avanzar en la comprensión de la regulación del ANS durante esfuerzo mediante el adecuado análisis e interpretación de la HRV. Se toma como referencia el proyecto fin de carrera "Análisis de las componentes de alta frecuencia de la HRV en prueba de esfuerzo mediante métodos tiempofrecuencia" [6, 7] que pone las bases de la investigación a realizar. Se cuenta con la base de datos registrada en el contexto de dicho trabajo con la colaboración del Grupo GENUD (Growth, Exercise, Nutrition and Development) del Departamento de Fisiología y Enfermería de la Universidad de Zaragoza, en especial de la doctora Nuria Garatachea.

1.3. OBJETIVOS

El objetivo de este proyecto es doble:

- Caracterizar el acople cardiolocomotor en la HRV de prueba de esfuerzo en función del tipo e intensidad del ejercicio.
- Desarrollar un método de identificación y eventual corrección de las zonas de solapamiento entre las componentes relacionadas con el acople cardiolocomotor y las relacionadas con el ANS (componentes de LF y HF) que pueden llevar a una mala interpretación de la HRV.

Para ello se analizará una base de datos que contiene las series de intervalos RR de deportistas, donde cada intervalo equivale a una medida de la distancia entre dos latidos consecutivos. Estos sujetos realizan diferentes pruebas de esfuerzo (máximas y submáximas, en cinta y en bicicleta, a frecuencia de zancada libre o fija). También se analizan variables respiratorias registradas simultáneamente como la frecuencia respiratoria y el consumo de oxígeno (VO2).

1.4. ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA

A continuación se detallan el resto de capítulos del proyecto:

2) Materiales: se describen las características de los sujetos que formaron la base de datos, así como los protocolos a seguir para la realización de las pruebas.

3) Métodos: se explica la base teórica en la que se sustenta el proyecto. Se detalla:

- La obtención de la señal de la HRV a partir de las series RR registradas.
- Su análisis mediante técnicas tiempo-frecuencia.
- La definición de las bandas asociadas a las componentes y el cálculo de la potencia relativa de cada una de ellas para caracterizarlas.
- La creación de un método que elimine el solape y mejore la interpretación de los datos obtenidos.
- La explicación de los métodos usados para obtener los valores de los análisis estadísticos.

4) Resultados: presentación de los mapas tiempo frecuencia de cada una de las pruebas, la potencia asociada a cada una de sus bandas, los diagramas de cajas que muestran su distribución según los intervalos y los valores estadísticos obtenidos. Todos estos cálculos se realizarán con el programa de software MATLAB.

5) Discusión: se interpretan los resultados obtenidos en el apartado anterior.

6) Conclusión: se resumen las conclusiones obtenidas a lo largo de todo el estudio.

7) Líneas futuras: se exponen las futuras ampliaciones del proyecto.

2. MATERIALES

2.1. SUJETOS

La base de datos analizada cuenta con 25 pacientes adultos completamente sanos y que practicaban algún deporte regularmente en el momento del registro. En la Tabla 1 se recoge información sobre los sujetos: edad, peso, altura, índice de masa corporal y el consumo máximo de oxígeno.

	EDAD	PESO (kg)	ESTATURA (cm)	INDICE MASA CORPORAL	CONSUMO MÁXIMO (ml/min)	CONSUMO MÁXIMO/KG (ml/min/kg)
Media	33.4	74.8	178	23.6	4216.6	56.4
Desv. estándar	5.2	7	5.5	2.1	453.7	6.2

Tabla 1 – Características de los sujetos

2.2. PRUEBAS REALIZADAS

El número de pruebas a realizar se fija en 3:

- Prueba máxima en tapiz rodante (P_MAX): prueba de esfuerzo máxima en tapiz rodante con la frecuencia de zancada libre, que ya fue estudiada en el estudio anterior y tomamos como base para este trabajo.
- Prueba submáxima sobre tapiz rodante o cinta (P_SUBM_C): mismo ejercicio que en la prueba anterior pero sin llegar a la intensidad de ritmo cardiaco, si no que se limita al 90% este parámetro y se establece una frecuencia de zancada fija a 80 revoluciones por minuto.
- Prueba submáxima sobre cicloergómetro o bicicleta (P_SUBM_B): igual que la segunda, sólo modifica el aparato sobre el que se realiza.

Las pruebas se pueden dividir en tres fases: la fase de reposo, en la que el sujeto está sentado sin realizar esfuerzo físico y se controlan sus constantes vitales normales y que dura aproximadamente 5 minutos; la fase de esfuerzo, en la que se empieza con el ejercicio y se va aumentando su intensidad poco a poco hasta alcanzar el umbral máximo; y la última fase o de recuperación, en la que se vuelve poco a poco y de forma activa a los parámetros normales en el reposo, siendo su duración entre 3 y 5 minutos.

Después de los cinco minutos de reposo, el sujeto comienza la realización de la prueba física. En caso de hacerla sobre la cinta rodante, la velocidad de inicio es de 8km/h, que va aumentando en 1km con cada minuto que avanza. Por otro lado, si la

prueba se hace sobre el cicloergómetro, no se contabiliza en función de la velocidad, sino en función de la potencia, comenzando con 75W y aumentando 25W con cada minuto transcurrido.

Durante la prueba de esfuerzo, en el caso máximo la zancada era de frecuencia libre, mientras que en los dos casos submáximos se imponía una frecuencia de cadencia de 80rpm.

En las pruebas submáximas la fase intermedia no llega hasta el consumo máximo, sino que se detiene al alcanzar el umbral del 90% del ritmo cardiaco máximo y luego se registran dos minutos en los que se mantiene la intensidad de la prueba.

A continuación en la Figura 1 se representa la variación del ritmo cardiaco en función del tiempo que dura la prueba de esfuerzo. Se aprecian las cuatro fases indicadas en la descripción previa de las pruebas submáximas: en rojo intervalo inicial; en verde zona de esfuerzo hasta el 90% de HR máximo; en amarillo los dos minutos estables; en azul vuelta al reposo.

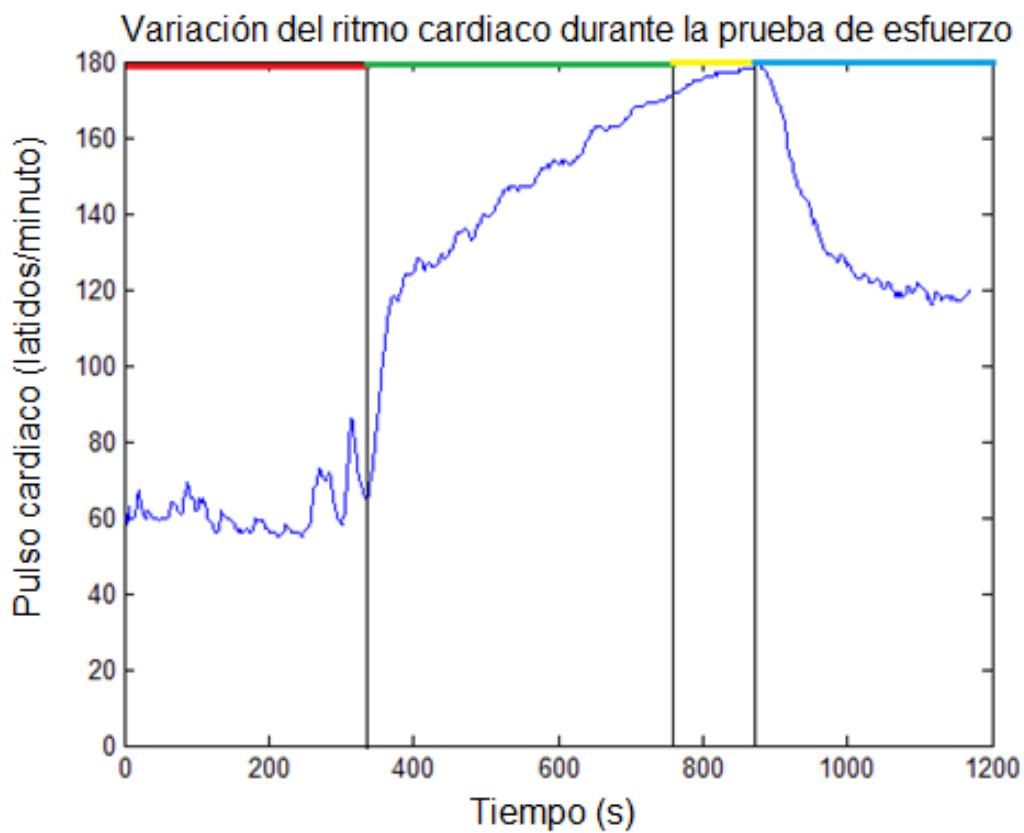


Figura 1 - Representación de la variación del ritmo cardiaco en función de los intervalos

2.3. SEÑALES REGISTRADAS

En cuanto al seguimiento de los parámetros se utilizaron dos equipos distintos:

- El equipo de esfuerzo cardiorespiratorio JEAGER que registraba los datos del ritmo cardiaco, así como consumo de oxígeno, producción de CO₂, frecuencia respiratoria y el tiempo transcurrido durante la prueba.
- El medidor de pulso cardiaco POLAR que proporciona un fichero con la serie RR instantánea con una resolución de 1ms. Además, gracias a un sensor de cadencia colocado en las zapatillas, proporciona un fichero de la frecuencia de zancada estimada a 1Hz.

3. MÉTODOS

3.1. OBTENCIÓN DE LAS SEÑALES

3.1.1 Señal HRV

La HRV tiene su origen en los impulsos generados en el nodo seno-auricular, que se pueden detectar de manera sencilla sobre el electrocardiograma (ECG) guiándonos por señales de alta energía, como la onda R del complejo QRS en muchas ocasiones. El equipo POLAR proporciona directamente el intervalo de tiempo entre dos ondas R consecutivas (intervalo RR).

A partir de las serie de intervalos RR registrada por el POLAR, se procede a estimar los instantes de ocurrencia de los latidos. En primer lugar, se identificarán los posibles latidos ectópicos o falsas detecciones para su posterior corrección.

Con esta información, se procede a estimar la variabilidad del ritmo cardiaco asumiendo el modelo TVIPFM (Time Varying Integral Pulse Frequency Modulation). Dicho modelo es una extensión del modelo IPFM (Integral Pulse Frequency Modulation) [8] que tiene en cuenta que el periodo cardiaco medio durante una prueba de esfuerzo va variando con el tiempo.

Así podemos estimar la señal de ritmo cardiaco instantáneo $d_{HR}(t)$ según [9] y que se expresa como:

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

siendo $m(t)$ la señal moduladora que asumimos es la que contiene la información sobre el ANS y $T(t)$, el periodo cardiaco variante en el tiempo, que es el umbral que determina la generación de un latido.

Asumiendo que las variaciones del umbral descritas por el método son más lentas que las de la señal moduladora $m(t)$ que la origina, se puede describir el ritmo cardiaco medio como:

$$d_{HRM}(t) \cong \frac{1}{T(t)} \quad (2)$$

En la práctica, esta componente la estimamos filtrando la señal $d_{HR}(t)$ con un filtro paso bajo de frecuencia de corte 0.01Hz.

La señal de HRV se calcula como $d_{HR}(t) - d_{HRV}(t)$, quedando:

$$d_{HRV}(t) \cong \frac{m(t)}{T(t)} \quad (3)$$

Con estas señales, se puede estimar una señal de HRV corregida que solo tenga en cuenta las variaciones de la señal moduladora, que será la que utilicemos para la realización del proyecto:

$$\hat{m}(t) = \frac{d_{HRV}(t)}{d_{HRM}(t)} \quad (4)$$

Esta última señal es la que se utiliza para la realización del proyecto con el modelo TVIPFM. Para más información consultar el Anexo 1.

En este estudio se trabaja con las señales descritas anteriormente muestreadas a 4Hz. Por lo tanto, se toma esta frecuencia como la frecuencia de trabajo.

3.1.2 Otras señales de interés

Señal de cadencia y de HRM dadas por el polar

El instrumento de medida POLAR devuelve los valores de cadencia y del ritmo cardiaco medio (HR medio), pero muestreados a una frecuencia de 1Hz, por lo que será necesario interpolarlos para que se correspondan con los 4Hz. De aquí obtenemos la información sobre la señal centrada en la frecuencia respiratoria ($F_R(n)$). Posteriormente se filtra con un filtro paso bajo de 0.01Hz la componente asociada a la frecuencia locomotora ($F_c(n)$) para eliminar posibles variaciones no fisiológicas en la señal.

Señal de la frecuencia respiratoria, consumo de oxígeno, consumo de dióxido de carbono y HR (ritmo cardiaco) obtenidas por el JEAGER

Para completar el estudio, los datos restantes son proporcionados por el otro equipo de monitorización del paciente, permitiéndonos realizar los cálculos estadísticos en función del consumo de oxígeno y de los umbrales definidos. También aporta información sobre el ritmo cardiaco. Como en el caso anterior, las señales deben ser muestreadas a la frecuencia de trabajo y posteriormente filtrarlas para evitar variaciones no deseadas.

3.1.3. Sincronismo de las señales

En algunos casos, por una ligera variación de la puesta en marcha de los equipos de medida, las señales no estaban sincronizadas. En las pruebas máximas tanto el POLAR como el JEAGER proporcionaban el ritmo cardiaco, pudiéndose usar para la sincronización de las señales.

En cambio, en las submáximas el JEAGER no registró el ritmo cardiaco. La decisión final para sincronizar ambas señales fue el guiarse por el comportamiento del consumo de oxígeno del JEAGER respecto a la variación del HR del POLAR. Si están bien sincronizadas, las dos deben tener un comportamiento similar, siendo

estables en su parte inicial y teniendo una subida remarcable al empezar la actividad física, como se observa en la figura 2. En caso de no coincidir, se adelanta o retrasa una de las señales para corregir el desfase.

En la Figura 2 se representa el HRM del POLAR (en azul) y el consumo de oxígeno (en rojo) a lo largo de la prueba, proporcionado por el JEAGER. Ambas señales han sido normalizadas respecto a su valor máximo. Para estar sincronizadas las dos señales de los diferentes aparatos, ambas deberían experimentar una subida en el mismo instante, pero el consumo de oxígeno lo hace más tarde de lo esperado. La solución, representada en negro, es desplazar esta última de forma que su subida concuerde con la del HR.

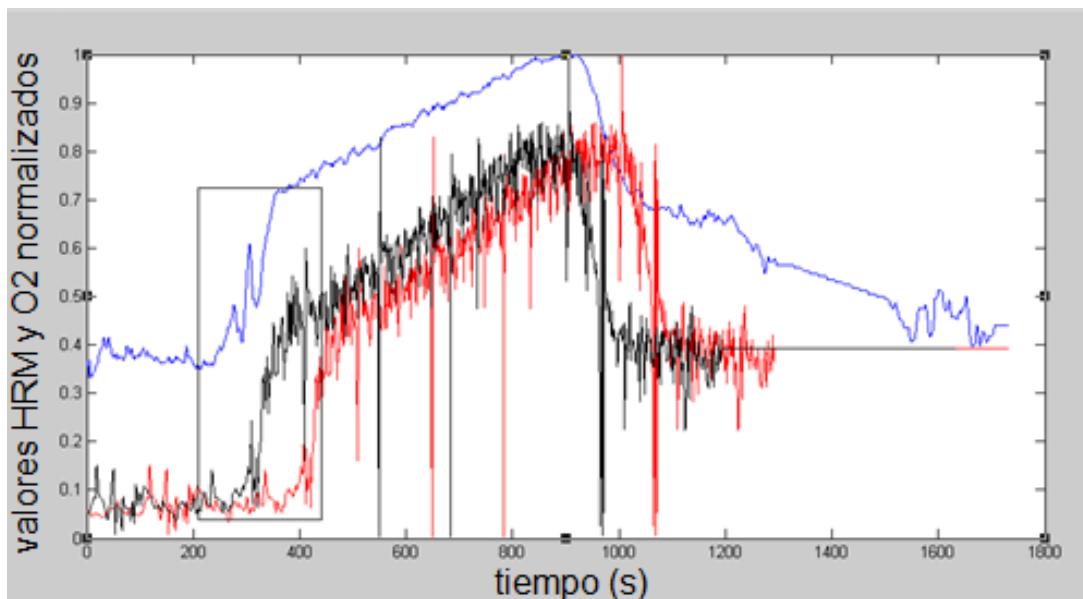


Figura 2 - Sincronismo de señales

3.2. ANÁLISIS TIEMPO FRECUENCIA

Para el estudio de las pruebas de esfuerzo se realiza una representación tiempo-frecuencia de la HRV, debido a su falta de estacionariedad. La técnica utilizada es la distribución pseudo Wigner-Ville suavizada [10, 18], un método cuadrático no paramétrico que ofrece la posibilidad de ajustar independientemente las resoluciones en tiempo y en frecuencia dándonos mayor capacidad de análisis en casos concretos, así como la menor varianza ante un cambio brusco.

Dicha distribución $P_{HRV}(n,m)$ responde a la siguiente expresión matemática:

$$P_{HRV}(n, m) = 2 \sum_{k=-K+1}^{K-1} |h(k)|^2 \left[\sum_{n'=-N+1}^{N-1} g(n') d_{HRV}(n + n' + k) d_{HRV}^*(n + n' - k) \right] e^{-j2\pi \frac{m}{M} k} \quad (5)$$

Donde n y m son los índices en tiempo y en frecuencia, M es el número de frecuencias a evaluar y $h(k), g(n)$ responden a ventanas de suavizado frecuencial y temporal, siendo su longitud $2K+1$ y $2N+1$ respectivamente. Estos parámetros

tienen como valor K=512 y N=101, que son los valores que permiten una mejor resolución en ambos ejes [6].

Esta distribución puede ser representada en función de la frecuencia y el tiempo, mostrando la potencia en su interior como un mapa de grises donde las zonas oscuras son las de mayor potencia.

3.3. COMPONENTES A ANALIZAR

Se van a estudiar las componentes asociadas a 3 bandas:

- 1) Ω_{LF} : banda de LF, de 0,04Hz a 0,15Hz.
- 2) Ω_{HF} : banda de HF, centrada en la frecuencia respiratoria (F_R), como indican los estudios realizados sobre pruebas de esfuerzo físico, con 0,125Hz de ancho para cada lado [16].

$$\Omega_{HF}(n) = [F_R(n) - 0.125, F_R(n) + 0.125] \quad (6)$$

- 3) Ω_{CF} : banda centrada a la frecuencia de cadencia (F_C), ya sea de zancada o de pedaleo. Su anchura es igual a la de centrada en la frecuencia respiratoria.

$$\Omega_{CF}(n) = [F_C(n) - 0.125, F_C(n) + 0.125] \quad (7)$$

La frecuencia de muestreo intrínseca de la HRV es el propio ritmo cardiaco. Por tanto, existe un límite máximo a partir del cual no tiene sentido estudiar la HRV, y que coincide con la mitad del HR medio. Además, si la frecuencia de la cadencia excede dicho límite, se produce aliasing. De hecho, es común observar alias de la componente centrada en la frecuencia de la cadencia y sus armónicos en la HRV de prueba de esfuerzo. Se considerarán las siguientes componentes, asociadas a alias de la componente fundamental de la cadencia.

- Ω_{CF1} : banda centrada en $F_{C1} = -F_{HR} + 2F_C$

$$\Omega_{CF1}(n) = [F_{C1}(n) - 0.125, F_{C1}(n) + 0.125] \quad (8)$$

- Ω_{CF2} : banda centrada en $F_{C2} = F_{HR} - F_C$

$$\Omega_{CF2}(n) = [F_{C2}(n) - 0.125, F_{C2}(n) + 0.125] \quad (9)$$

- Ω_{CF3} : banda centrada en $F_{C3} = F_{HR} - 2F_C$

$$\Omega_{CF3}(n) = [F_{C3}(n) - 0.125, F_{C3}(n) + 0.125] \quad (10)$$

Donde F_{HR} es la frecuencia cardiaca.

El motivo de centrarnos en estos tres armónicos se explica con la Figura 3, donde se visualiza cómo al replicarse el espectro por el efecto del muestreo tenemos una componente de alias dentro de la parte visible del espectro [6].

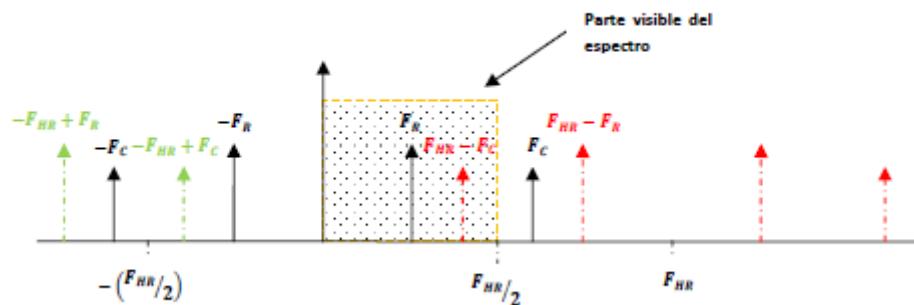


Figura 3 – Aparición del alias dentro de la parte visible del espectro

En la Figura 4 se muestra un ejemplo de mapa tiempo-frecuencia donde se aprecia las componentes descritas en este punto.

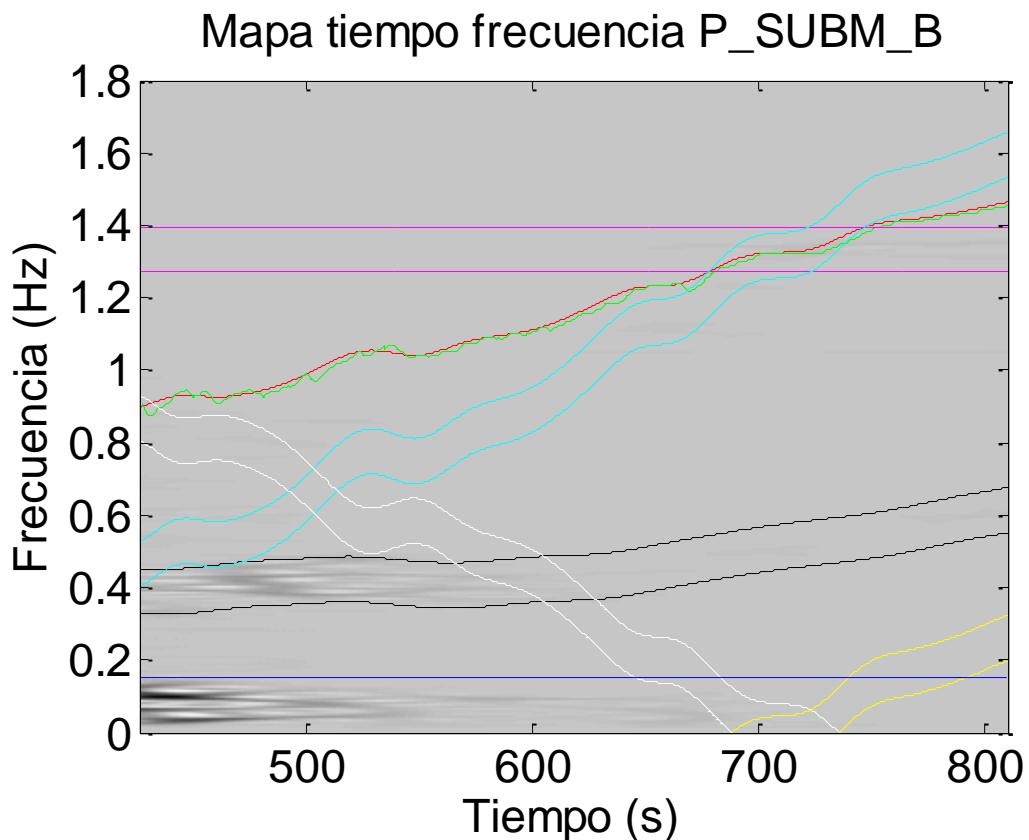


Figura 4 – Mapa T-F con las bandas: en azul Ω_{LF} ; en negro Ω_{HF} ; en verde límite superior F_{HR} ; en magenta Ω_{CF} ; en blanco Ω_{CF1} ; en cyan Ω_{CF2} ; en amarillo Ω_{CF3}

Cada una de estas bandas definidas y representadas, poseen una potencia propia que las caracteriza. Estas se definen como:

$$P_{LF}(n) = \sum_{m \in \Omega_{LF}} P_{HRV}(n, m) \quad (11)$$

$$P_{HF}(n) = \sum_{m \in \Omega_{HF}} P_{HRV}(n, m) \quad (12)$$

$$P_{CF}(n) = \sum_{m \in \Omega_{CF}} P_{HRV}(n, m) \quad (13)$$

$$P_{CF1}(n) = \sum_{m \in \Omega_{CF1}} P_{HRV}(n, m) \quad (14)$$

$$P_{CF2}(n) = \sum_{m \in \Omega_{CF2}} P_{HRV}(n, m) \quad (15)$$

$$P_{CF3}(n) = \sum_{m \in \Omega_{CF3}} P_{HRV}(n, m) \quad (16)$$

3.4. CÁLCULO DE LOS PARÁMETROS FISIOLÓGICOS

En el trabajo previo [6] se definieron una serie de parámetros donde se centraba el estudio de la potencia localizada según una serie de umbrales determinados, por lo que se repite el análisis con los mismos parámetros para establecer una comparación y localizar puntos comunes entre todas las pruebas de esfuerzo.

Los umbrales definidos se dividen en 3 categorías, dentro de las cuales se realiza un estudio estadístico para las potencias. Así se estudia la potencia según el momento de la prueba en el que se encontraba, o según su porcentaje de velocidad o de consumo de oxígeno respecto de los totales medidos.

3.4.1. Estudio según los umbrales fisiológicos

Se mide la potencia de cada sujeto en 4 intervalos de tiempo característicos: primero a los cinco minutos, donde el paciente acaba la parte de reposo y empieza el ejercicio (INI); luego un minuto en torno al umbral aeróbico (VT1) y otro minuto en torno al anaeróbico (VT2); por último se hace el mismo procedimiento un minuto antes de alcanzar el pico máximo de esfuerzo (FIN).

En las pruebas P_SUBM_C y P_SUBM_B se definen los mismos puntos, con la ligera variación del punto final, pues aquí no se llega hasta el esfuerzo máximo, por lo que el punto a estudiar es el momento en el que el sujeto alcanza el 90% del ritmo cardíaco máximo. Este último valor no es comparable a la medida tomada en la prueba máxima.

En la Figura 5 se muestra la variación del pulso cardíaco en función del tiempo que dura la prueba de esfuerzo, destacando los distintos intervalos donde se mide la potencia de la HRV. Precisamente se eligen estos umbrales porque son muestras muy repartidas en el tiempo, que permiten ver la evolución de la HRV a lo largo de toda la prueba de esfuerzo. Cabe destacar la proximidad en los dos primeros intervalos, debido a que nada más comenzar la prueba se sobrepasa ya el umbral aeróbico.

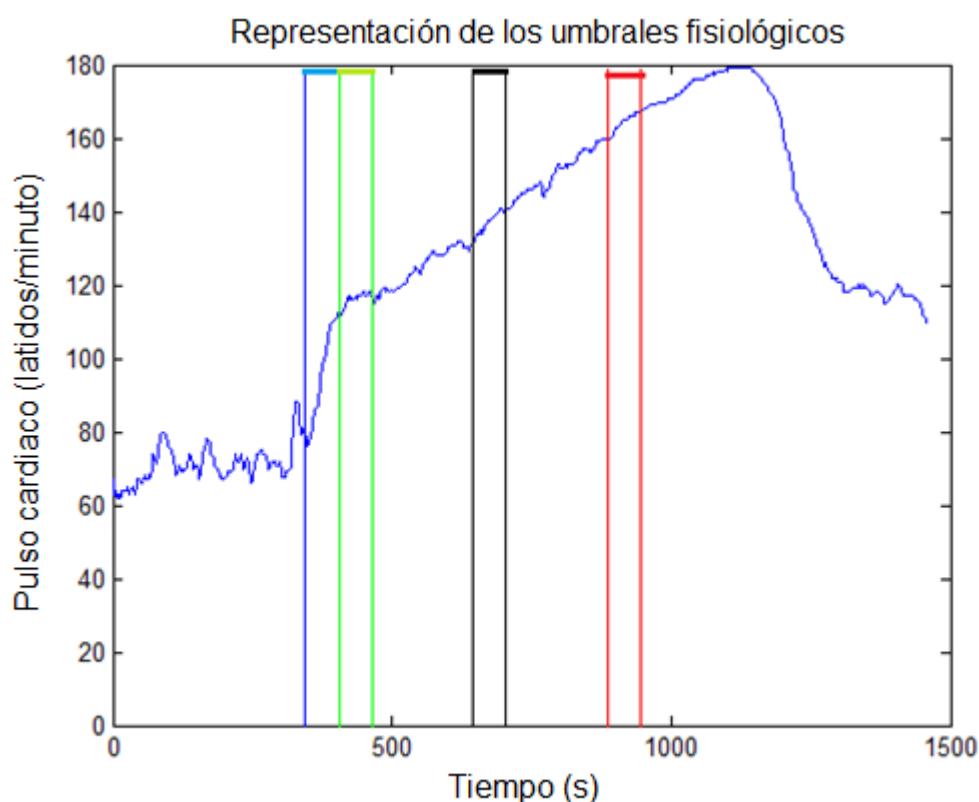


Figura 5 – Gráfica de HR medio en función de los umbrales: azul inicio; verde umbral aeróbico; negro umbral anaeróbico; rojo final

3.4.2. Estudio según la velocidad

Repitiendo el proceso de análisis anterior, se divide la velocidad en 5 intervalos de la misma duración, según su incremento. En la Figura 6 se ve esta evolución, cómo crece de manera constante la velocidad en función del tiempo, conforme a lo esperado. Ahora el último tramo no es igual de largo que los otros, puesto que no alcanzamos la velocidad máxima de la prueba anterior. Por lo tanto, este último intervalo no es comparable entre pruebas de distinta índole.

Para mayor facilidad, nombraremos a estos intervalos como:

- Intervalo de 0% a 20%: 0-20_v
- Intervalo de 20% a 40%: 20-40_v
- Intervalo de 40% a 60%: 40-60_v
- Intervalo de 60% a 80%: 60-80_v

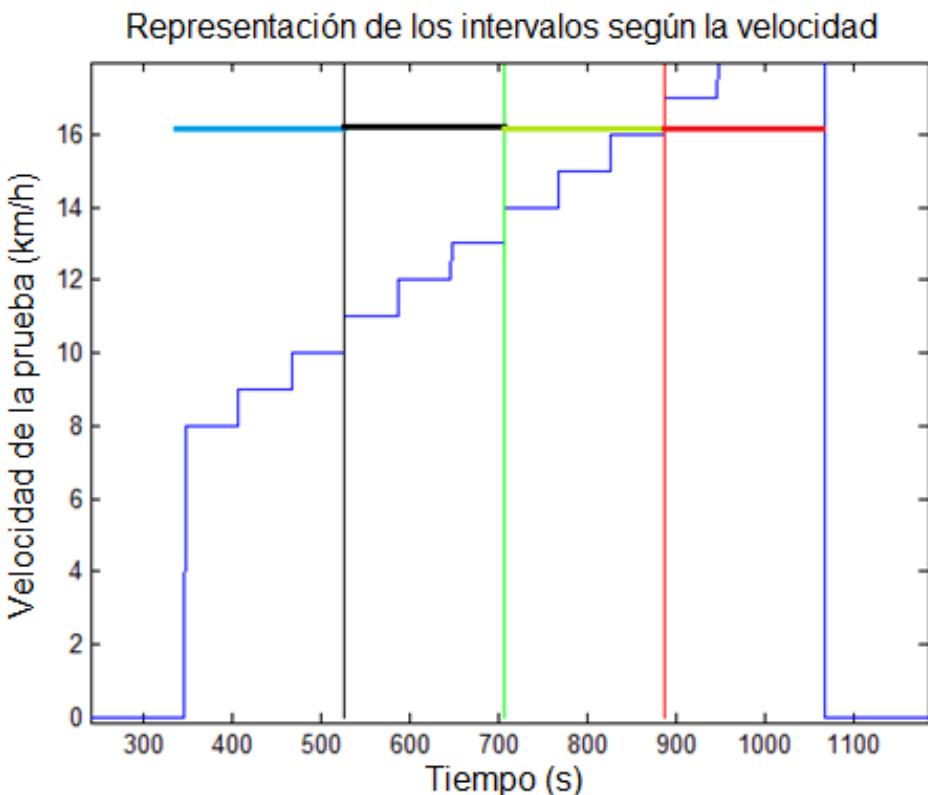


Figura 6 – Gráfica de la velocidad dividida en sus porcentajes: azul 0-20_v; negro 20-40_v; verde 40-60_v; rojo 60-80_v.

Destacar que este método no se puede realizar para P_SUBM_B, pues aquí no se realiza la prueba en función de la velocidad sino que se incrementa la potencia. Así pues, haremos un estudio en función de la carga de potencia añadida, pero no será comparable con los estudios tanto de las máximas como de las submáximas que sí dependen de la velocidad.

3.4.3 Estudio según el consumo de O₂

Para este caso, ocurre una situación similar al estudio de velocidad. Como referencia se toma la prueba máxima que se dividía en 5 zonas siguiendo el porcentaje de consumo, sólo que esta vez no tienen la misma duración pues el gasto de oxígeno no es constante. Ahora, el intervalo final tampoco llega hasta el consumo máximo, por lo que tampoco podemos compararla con el estudio previo.

Igualmente, renombramos estos intervalos siguiendo una estructura similar al apartado anterior:

- Intervalo de 0% a 20%: 0-20₀
- Intervalo de 20% a 40%: 20-40₀
- Intervalo de 40% a 60%: 40-60₀
- Intervalo de 60% a 80%: 60-80₀

En la Figura 7 se puede observar los detalles comentados arriba, como el crecimiento rápido en los primeros compases de la prueba y su posterior disminución del ritmo de crecimiento.

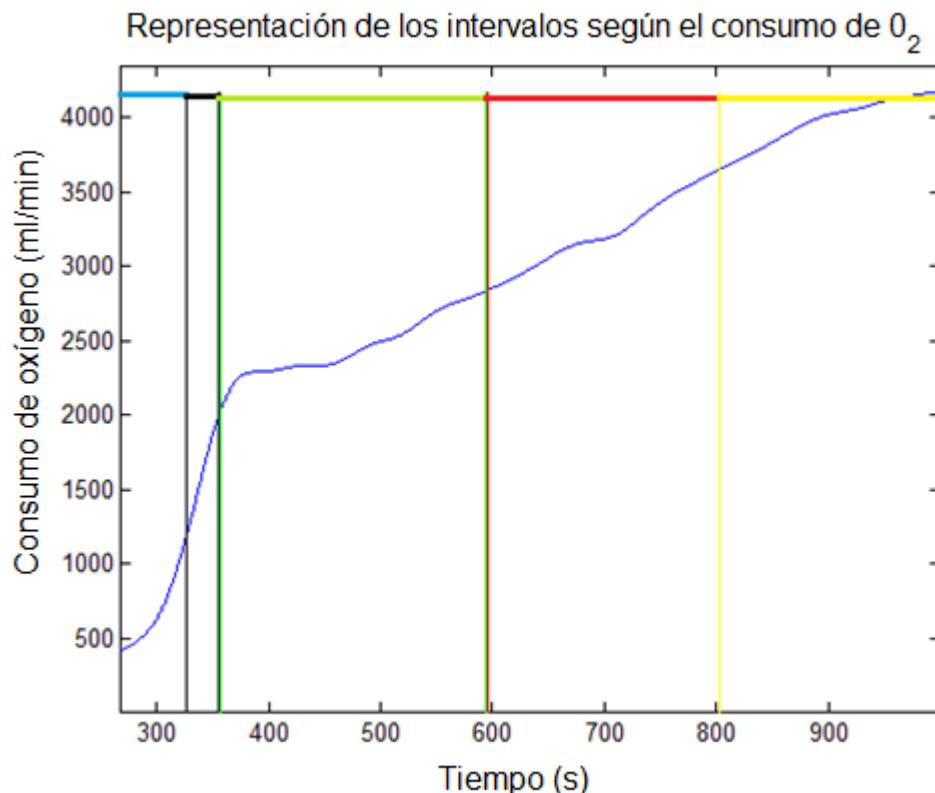


Figura 7 – División por porcentaje de O₂: azul de 0 a 20; negro de 20 a 40; verde de 40 a 60; rojo de 60 a 80; amarillo de 80 a 100

3.4.4. Definición de los parámetros

Ya hemos definido la potencia de cada una de las componentes asociadas a las bandas así como los intervalos de interés en los que nos centramos en el estudio (punto 3.3 y 3.4). Por lo tanto, para realizar el análisis estadístico es necesario definir la potencia de cada una de las bandas dentro de ese intervalo temporal, normalizándola entre todas las potencias involucradas en ese instante para poder realizar una comparación [6, 16].

$$P_{TOT}(n) = P_{HF}(n) + P_{LF}(n) + P_{CF}(n) + P_{CF1}(n) + P_{CF2}(n) + P_{CF3}(n) \quad (17)$$

$$\overline{P_{LF}^{INT}} = \frac{1}{N} \sum_{n=INT_i}^{INT_f} \frac{P_{LF}(n)}{P_{TOT}(n)} \quad (18)$$

$$\overline{P_{HF}^{INT}} = \frac{1}{N} \sum_{n=INT_i}^{INT_f} \frac{P_{HF}(n)}{P_{TOT}(n)} \quad (19)$$

$$\overline{P_{CF}^{INT}} = \frac{1}{N} \sum_{n=INT_i}^{INT_f} \frac{P_{CF}(n) + P_{CF1}(n) + P_{CF2}(n) + P_{CF3}(n)}{P_{TOT}(n)} \quad (20)$$

Donde INT representa el intervalo donde se quiere calcular la potencia, siendo INT_i e INT_f el comienzo y el final del intervalo que tomamos para calcularlo y siendo N el número total de muestras sobre las que promediamos.

3.5. SOLAPAMIENTO Y ATENUACIÓN DE SUS EFECTOS

Ya se ha mostrado en el punto 3.3 de este estudio la existencia de las componentes de cadencia y sus alias que pueden afectar a nuestro trabajo. La principal superposición que se va a estudiar es la mezcla de las componentes de CF con las de HF.

Dentro de nuestro principal problema, se pueden dar dos casos:

- Caso 1: la potencia de HF es mucho menor que la de cadencia o alguno de sus alias durante todo el intervalo (Figura 8.a). Si observamos la potencia instantánea en las bandas Ω_{HF} y Ω_{CF1} , $P_{CF1}(n)$ es considerablemente mayor que $P_{HF}(n)$, excepto cuando hay solapamiento, que tienen valores similares.
- Caso 2: la señal de HF es la de mayor potencia en todo el intervalo y la de CF aumenta sólo cuando se da el solape (Figura 8.b).

A continuación representamos un ejemplo de cada uno de los dos casos anteriores. La figura 8.a muestra en la gráfica superior el plano tiempo frecuencia de un ejemplo donde es la potencia de CF la que domina respecto a la potencia de HF. En la gráfica inferior se representa la evolución temporal de $P_{HF}(n)$ en negro y $P_{CF2}(n)$ en rojo, marcando con líneas verticales los intervalos donde ambas bandas se solapan. La figura 8.b muestra la misma representación pero en el caso que la

potencia de HF sea la que domina sobre la de CF. Las potencias representadas también corresponden a $P_{HF}(n)$ en negro y $P_{CF2}(n)$ en rojo.

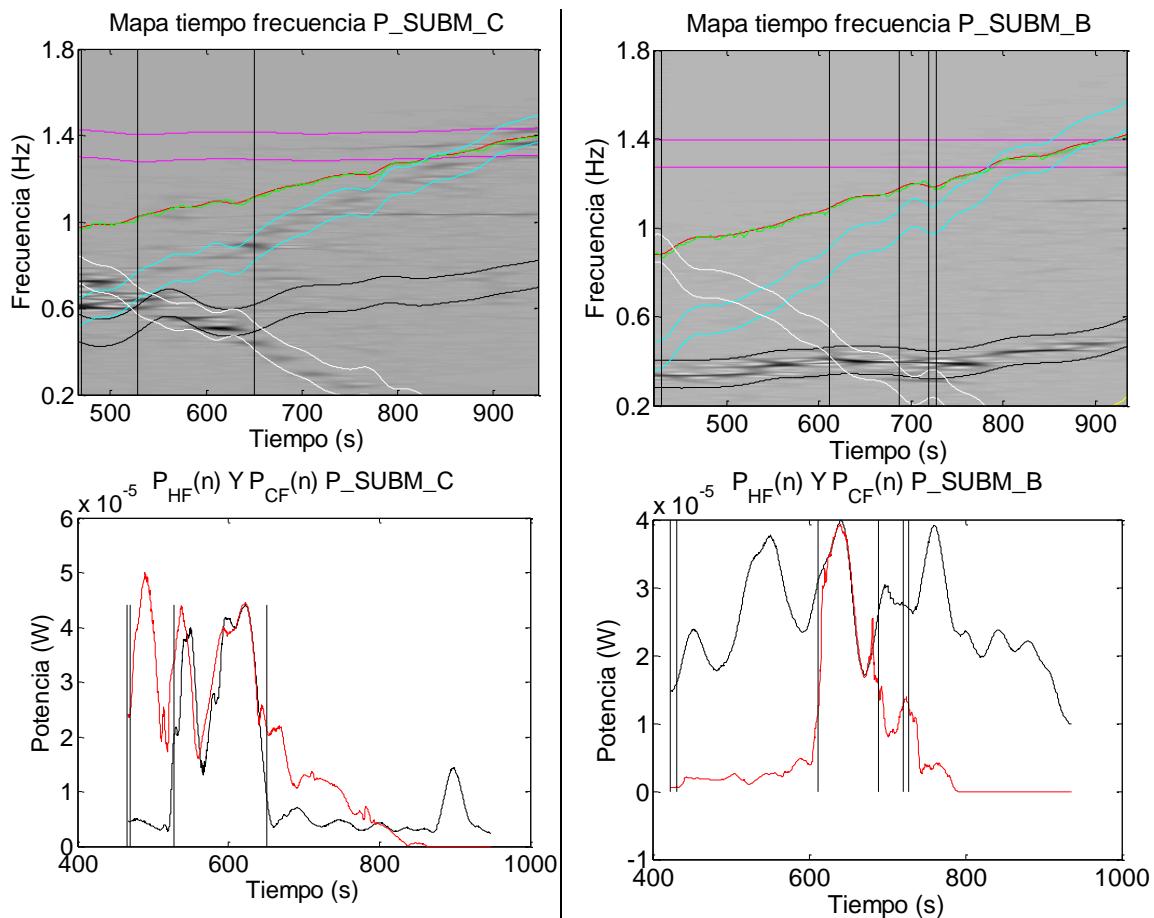


Figura 8 - Representación de los dos casos. Figura 8.a: a la izquierda dominio de CF (caso 1). Figura 8.b, a la derecha dominio de HF (caso 2).

Uno de los objetivos de este proyecto es desarrollar un algoritmo que detecte estos intervalos de solapamiento y corrija o atenué el efecto de la componente relacionada con el acople cardiolocomotor sobre las componentes de HF y LF, consideradas medidas de la actividad del ANS.

Para cada uno de los tipos de solape mencionados, se propone un protocolo a seguir:

- Para el caso 1, se elimina el pico de potencia de HF. Para ello se resta a la potencia de HF un porcentaje de la potencia asociada a la cadencia. La potencia de CF queda igual.
- Para el caso 2, se elimina la potencia de más que posee la banda de cadencia, restando a la potencia de CF un porcentaje de la de HF. Ésta queda igual.

En el siguiente mapa conceptual representado en la Figura 9 se muestra el método propuesto de forma esquemática, siendo Ω la banda indicada y K el porcentaje de solape a eliminar según la cantidad de solape que haya.

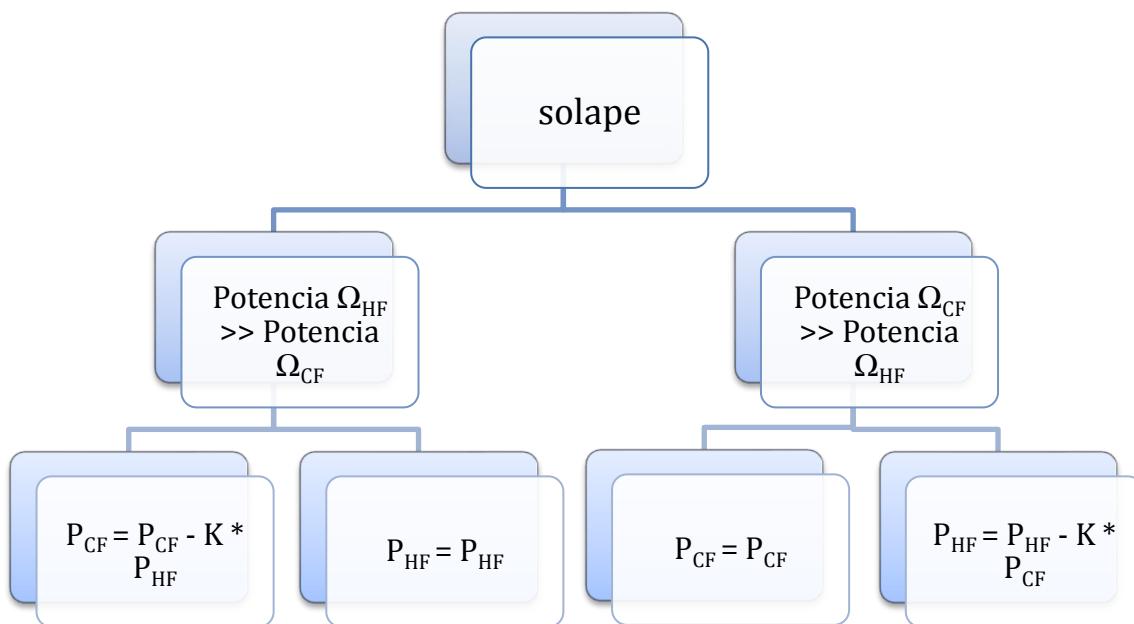


Figura 9 - Esquemático del método para combatir el solape

Para tratar esta superposición de manera que la señal final contenga solamente información propia, eliminando parte de la potencia de la banda solapada, diferenciamos tres tipos de solape en función del cual varía K, el porcentaje a eliminar:

- 1) Un solape fuerte, donde el porcentaje se encuentra por encima del 80%. En esta ocasión, se propone eliminar un 80% de la señal con mayor potencia durante el intervalo a la otra señal.
- 2) Un solape intermedio, reconociendo como solape de esta clase aquel cuyo valor esté entre el 30% y el 80%. Así, se propone eliminar un 40% de la señal con mayor potencia durante el intervalo a la otra señal.
- 3) Para evitar picos bruscos al final de los intervalos, se puede reducir en un 10% aquellas zonas donde el solape vaya entre el 20% y el 30%.

Aplicando este método se corrige $P_{HF}(n)$ o $P_{CF}(n)$ en cada sujeto, dependiendo de la distribución de potencia en sus bandas, por lo que también se modifica la potencia total. Al variar estos valores, los parámetros $\overline{P_{HF}^{INT}}$ y $\overline{P_{LF}^{INT}}$ también se modifican, puesto que dependen de ellos como se ve en (18) y (19). Por lo tanto es necesaria una comparación de los resultados obtenidos de manera que podamos comprobar si esta propuesta produce una mejora apreciable en la interpretación de la HRV.

3.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Una vez definidas las potencias de cada banda dentro de los intervalos, procedemos a analizar los valores de potencia obtenidos de manera que nos permitan caracterizar la componente de cadencia y comparar los resultados del método propuesto para tratar el solape.

3.6.1. Test de Kolmogorov-Smirnov

El primer paso que debemos dar es conocer cómo de bien se ajusta nuestra distribución de datos a una distribución teórica, lo que facilitaría su análisis. Para ello, empleamos un test de probabilidad del tipo no paramétrico para comparar los valores del conjunto de datos con los de una distribución normal estándar [11].

3.6.2. Prueba de los signos de Wilcoxon

Como esperamos que el resultado del método anterior nos indique que los datos no siguen una distribución normal, recurrimos a la prueba de los signos de Wilcoxon. Esta prueba no paramétrica determina la diferencia entre dos muestras comparadas a partir de su mediana, en pruebas cuya población es pequeña [11].

Su punto de partida consta de tener dos observaciones (x_i e y_i) cuyos valores queremos comprobar si son iguales o no. Para ello obtenemos el valor de la resta de todas las muestras de las observaciones, que configuran una distribución continua y simétrica con una mediana común. Comparando las dos mediciones de rango (medianas) se puede determinar que la diferencia no se deba al azar, para lo que se necesita que ésta sea estadísticamente significativa. Esto se consigue si el resultado de esta prueba da un valor menor que 0.02.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. ESTUDIO DE LOS CASOS

De todas las pruebas analizadas, para ambos casos el paciente número 18 y el caso de P_SUBM_C del paciente número 17 tuvieron que ser descartado por problemas en los registros del JEAGER.

Centrando el análisis en las dos pruebas submáximas, se observa que en P_SUBM_C no hay un patrón claro sobre qué componente tiene mayor potencia, mientras que en P_SUBM_B la potencia relacionada con el ANS siempre es mayor que la asociada a la cadencia.

A continuación se representa en la Figura 10 2 mapas tiempo-frecuencia con sus correspondientes bandas, que muestran el registro de la prueba desde el comienzo de la misma hasta el punto en el que se alcanza el 90% del esfuerzo máximo registrado.

- En la imagen de la izquierda, la distribución de las zonas con mayor potencia (más oscuras) siguen el trazo marcado por la banda de un alias de la zancada.
- En la imagen de la derecha, ocurre el caso contrario: aquí es la banda de HF (en negro) la que acumula las zonas con mayor distribución de potencia.

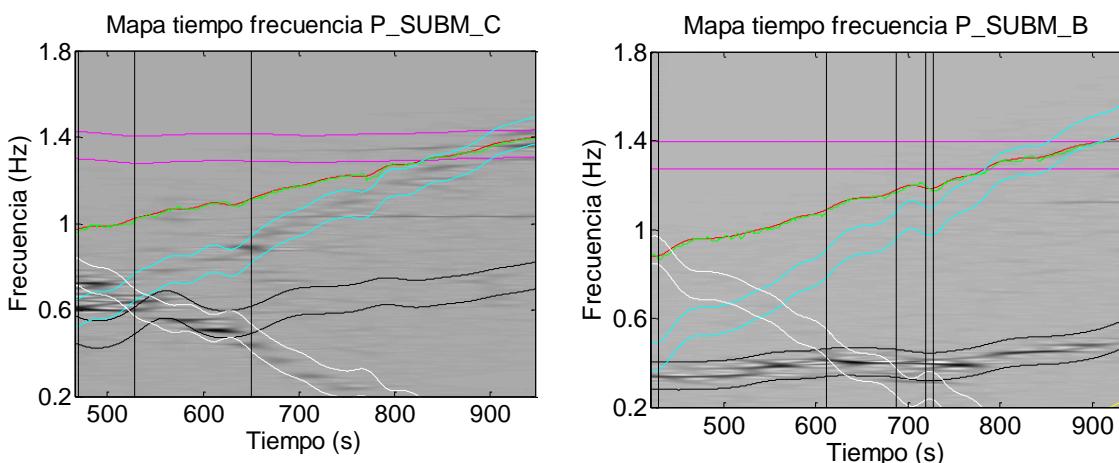


Figura 10 – Representación de los dos casos: a la izquierda, solape con dominio de CF; a la derecha, solape con dominio de HF

En el Anexo 3 está la representación de los mapas tiempo-frecuencia y las gráficas sobre la distribución de potencias para todos los casos de P_SUBM_C y P_SUBM_B.

4.2. CARACTERIZACIÓN DE LA COMPONENTE DE CADENCIA

4.2.1 Resultados obtenidos

Para caracterizar esta componente, se estudia la potencia de la misma en los intervalos definidos en el punto 3.5 para las tres bases de datos. El análisis se hace en función de la intensidad del ejercicio y según el tipo de prueba de esfuerzo.

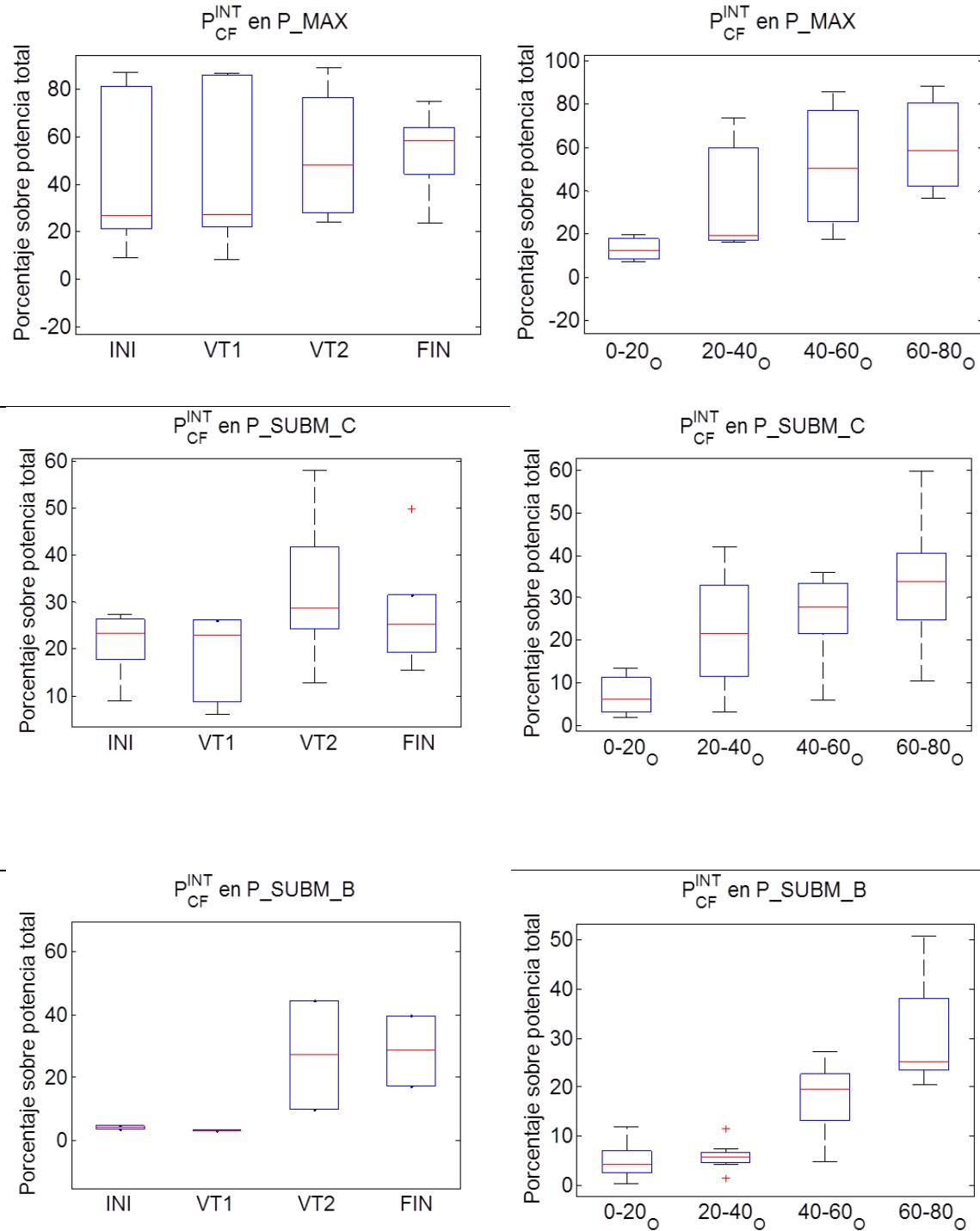


Figura 11 - Representación de la componente de cadencia por intervalos cuando no se solapa con ninguna otra banda

En la Figura 11 se aprecia el comportamiento de la componente asociada a la cadencia en función de las distintas pruebas y de los distintos intervalos elegidos para su estudio. Así en la primera columna aparece la evolución respecto a los umbrales fisiológicos y en la segunda respecto a la concentración de O₂. Las tres filas representan cada una las distintas pruebas de esfuerzo analizadas, siendo la primera P_MAX, la del medio P_SUBM_C y la de abajo P_SUBM_B. Los valores de este diagrama se obtienen sólo cuando la componente de cadencia no tiene solape. Si en ese momento se superponen dos bandas, cuando su porcentaje de solapamiento sobrepasa el 30%, estos datos se desechan porque no aportan información sólo de la cadencia. Para que la comparación sea extensible a las 3 pruebas únicamente se analizan en este apartado el caso de los umbrales fisiológicos y la variación del consumo de oxígeno.

En la Figura 12 se muestran las variaciones de algunos de los parámetros en función del tipo de ejercicio realizado. Los intervalos destacados para el estudio son aquellos que contienen información relevante del mismo y que son comparables para los tres casos. En esta ocasión estudiamos VT1, VT2, 40-60₀ y 60-80₀.

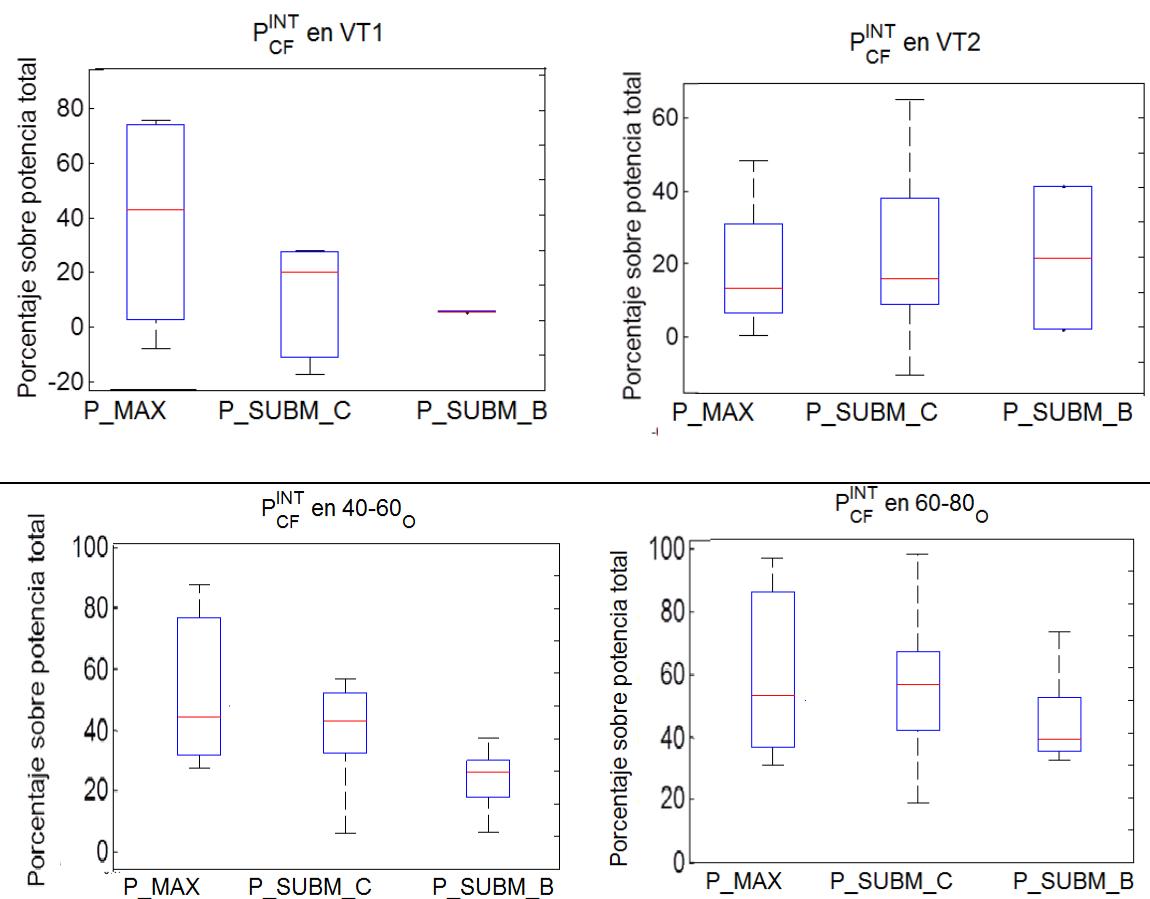


Figura 12 – Cambio en los parámetros según el tipo de ejercicio

4.2.2. Discusión de los resultados obtenidos

La componente asociada a la cadencia aparece en todos los casos del estudio analizados y tiene diversas formas de manifestarse, ya sea en su banda natural o en las correspondientes a los alias de los distintos armónicos que aparecen.

Una vez definidas las bandas de estudio del trabajo, nos centramos en la asociada a la cadencia y sus alias, puesto que uno de nuestros objetivos consiste en la caracterización de esta componente. Nuestra finalidad es hacer un estudio previo de esta componente cuando no hay solape con las otras bandas para así intentar marcar las pautas que sigue su distribución. De esta manera buscamos entender su comportamiento a lo largo de la prueba de esfuerzo para saber cuándo nos aporta mayor información y cuál puede ser el origen de la misma.

A partir de los resultados mostrados sobre la potencia de cadencia en cada uno de los intervalos, se puede concluir que el valor y la evolución del acople cardiolocomotor durante la prueba de esfuerzo parece ser dependiente del tipo e intensidad del ejercicio. A intensidades de ejercicio bajas-medias (VT1, 20-40₀, 40-60₀) el acople cardiolocomotor es menor en P_SUBM_B que en P_SUBM_C, mientras que en intensidades de ejercicio altas (VT2, 60-80) no existe tanta diferencia.

En P_SUBM_B se observa una tendencia de aumento del acople cardiolocomotor al aumentar la intensidad del ejercicio, que corrobora los resultados publicados en [5], mientras que esta tendencia no es tan clara en cinta, como ya se reportó en [16].

Otra forma de demostrar esta dependencia del acople cardiolocomotor con la intensidad y el tipo de esfuerzo se puede observar al contemplar los mapas tiempo-frecuencia de un mismo sujeto a la vez. Se ve en la mayoría de ellos la repetición de patrones en las 3 pruebas o en al menos dos de ellas (que generalmente son la máxima y la submáxima en cinta). El patrón más repetido es la aparición de solape sólo en la prueba submáxima de bici, siempre con la misma componente de la cadencia, y las otras dos sin solape. Este caso ocurre en 15 de los 25 sujetos. En el Anexo 3 se presentan los mapas tiempo-frecuencia del mismo sujeto enfrentados en la misma hoja para poder apreciar con claridad este hecho.

A partir de los datos obtenidos y consultando bibliografía especializada en el tema [3, 5, 14], se llega a la conclusión de que el acople cardiolocomotor es debido a la modulación dinámica del retorno venoso a través de la contracción de los músculos de las piernas. El incremento de ese flujo venoso tiene un efecto sobre el ritmo cardiaco, estimulándolo o disminuyéndolo según lo necesite el cuerpo [12, 13, 17].

De esta forma se puede hablar de un acople entre el sistema locomotor y el cardíaco, optimizando el flujo cardíaco hacia los músculos y reduciendo el consumo de energía. En definitiva, buscando la eficiencia del organismo humano para situaciones de alta exigencia física [15].

4.3. TRATAMIENTO DEL SOLAPE

En el apartado 3.6 se ha propuesto un método para paliar los efectos que el solape tiene sobre nuestro estudio.

En la Figura 13 se muestran 4 imágenes, relacionadas dos a dos. Muestran dos casos donde $P_{HF}(n)$ es mayor que $P_{CF}(n)$ durante todo el intervalo en el primer caso (imágenes de la izquierda) y otro justo el caso contrario (imágenes de la derecha). En ambos casos hay solape entre las dos bandas, representados por una línea negra horizontal que marca la zona de solape. Para cada uno de los lados, la imagen superior representa la gráfica de las dos potencias en el caso original, mientras que en la imagen inferior se ve el mismo caso pero con la potencia de la banda solapada corregida según el método propuesto.

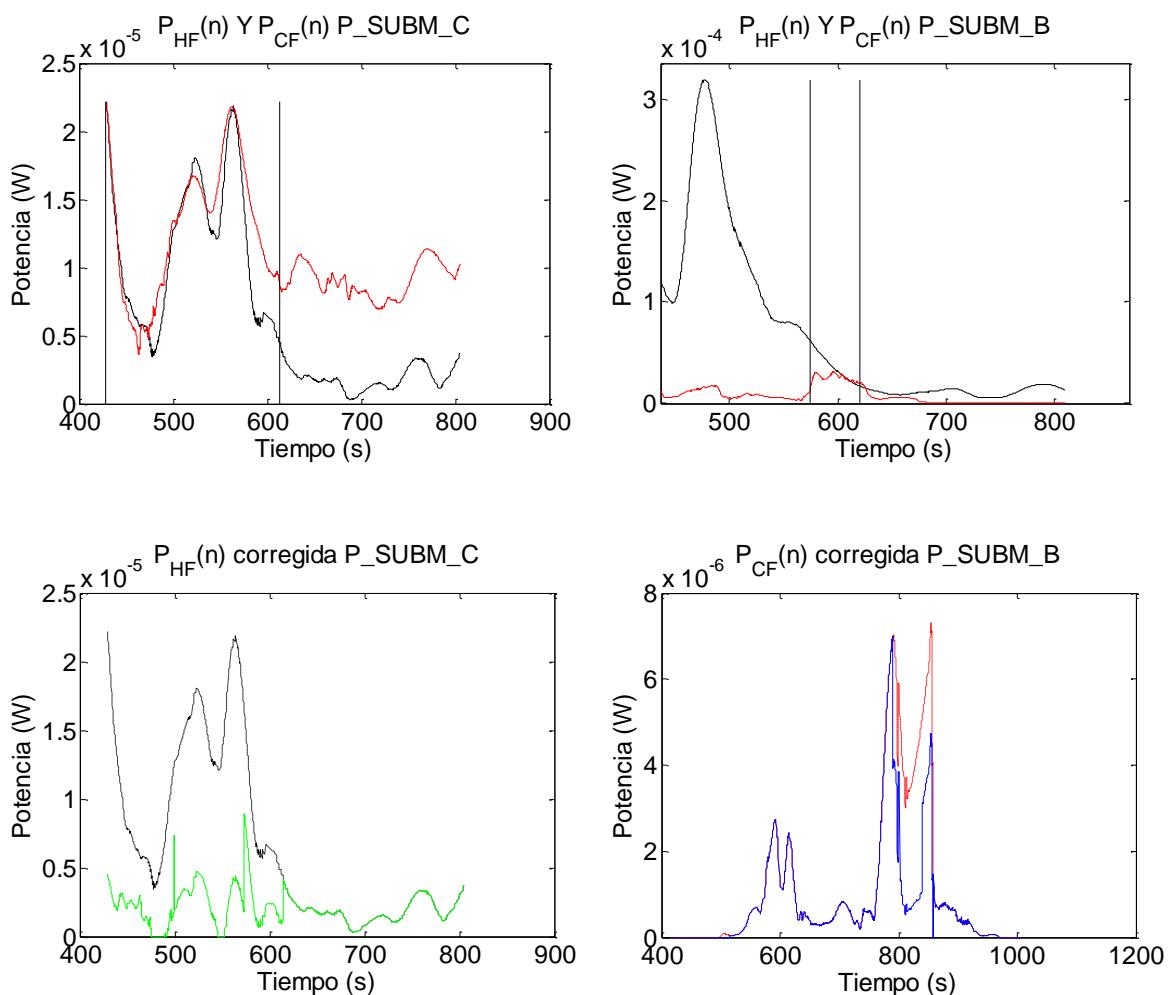


Figura 13 – Representación de los nuevos valores de las potencias no dominantes; en la izquierda, en verde, la nueva potencia de HF; en la derecha, en azul, la nueva potencia de cadencia

En el Anexo 3 se recogen los resultados de las gráficas de $P_{HF}(n)$ corregidas.

4.4. RESULTADOS DEL ESTUDIO POR INTERVALOS

Se procede a continuación a analizar los resultados del estudio estadístico así como los valores de \overline{P}_{LF}^{INT} y \overline{P}_{HF}^{INT} . El objetivo es caracterizar estos dos parámetros de potencia relacionados con el ANS.

Consideraremos dos métodos con el fin de determinar el impacto en la interpretación de la HRV del método propuesto para la atenuación del efecto del acople cardiolocomotor:

- 1) Método 1: estudio de los parámetros de potencia originales, con el inconveniente de que en las zonas de solape se puede contabilizar por duplicado $P_{HF}(n)$ o $P_{CF}(n)$, uno en su propia banda y otro en la solapada.
- 2) Método 2: estudio de los parámetros de potencia corrigiendo $P_{HF}(n)$ y $P_{CF}(n)$ en los intervalos donde se solapan, de manera que no se contabilicen doblemente, con el método descrito en el apartado 3.5.

4.4.1. Resultados según los umbrales fisiológicos

Se representa la potencia en cada uno de los umbrales fisiológicos mediante un diagrama de cajas para los 3 tipos de pruebas, y para los dos estudios comentados en la introducción de este apartado.

En la Figura 14 se observa el comportamiento de las pruebas en LF, sin y con tratamiento de solape. Aunque sólo se represente una gráfica, en este caso la del P_{MAX} , el comportamiento de las otras dos es similar, siendo alto el nivel de \overline{P}_{LF}^{INT} en los primeros intervalos y disminuyendo conforme avanza la prueba de esfuerzo. No se representan sus resultados estadísticos al no haber diferencias significativas.

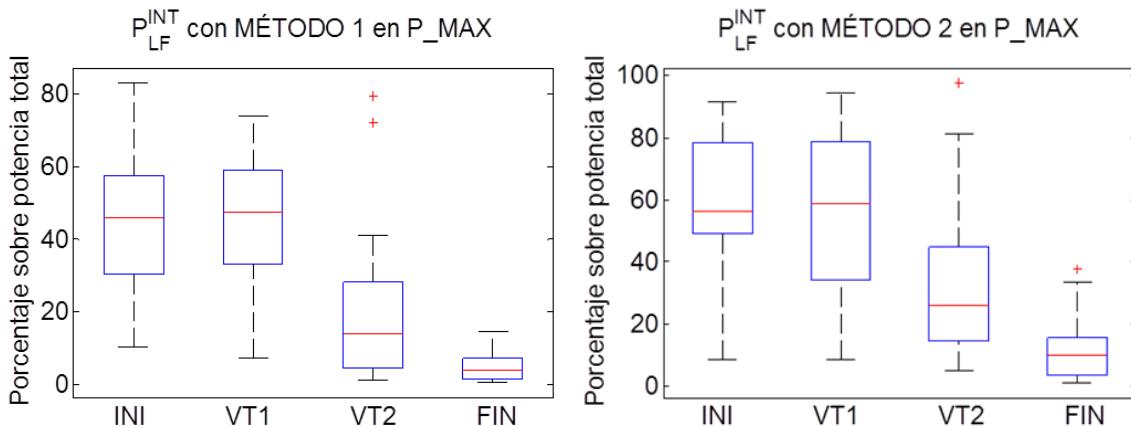


Figura 14 – Representación potencia LF para los valores originales (izquierda) y los modificados por el método (derecha) para las máximas

Todos los casos siguen el comportamiento esperado, visto en la literatura [15] donde la potencia disminuye conforme aumenta la intensidad de la prueba. La principal diferencia entre las dos imágenes representadas está en los niveles de potencia, siendo más altos en todos los intervalos en el caso representativo del método 2, pero sin introducir cambios significativos entre ambos métodos.

De igual modo, se repite este análisis para el caso de P_{HF}^{INT} . En la Figura 15 se pueden observar algunas variaciones, representando los casos de P_MAX (el de P_SUBM_B es similar) y el de P_SUBM_C. En la Figura 16 se representan las matrices de Wilcoxon asociadas a los casos representados. Se comparan los intervalos entre sí, de forma que indiquen diferencias relevantes. Si el valor de salida de las tablas es menor que el umbral fijado (0.02), el cambio es significativo (en verde). Si no lo es, no hay grandes diferencias (en rojo).

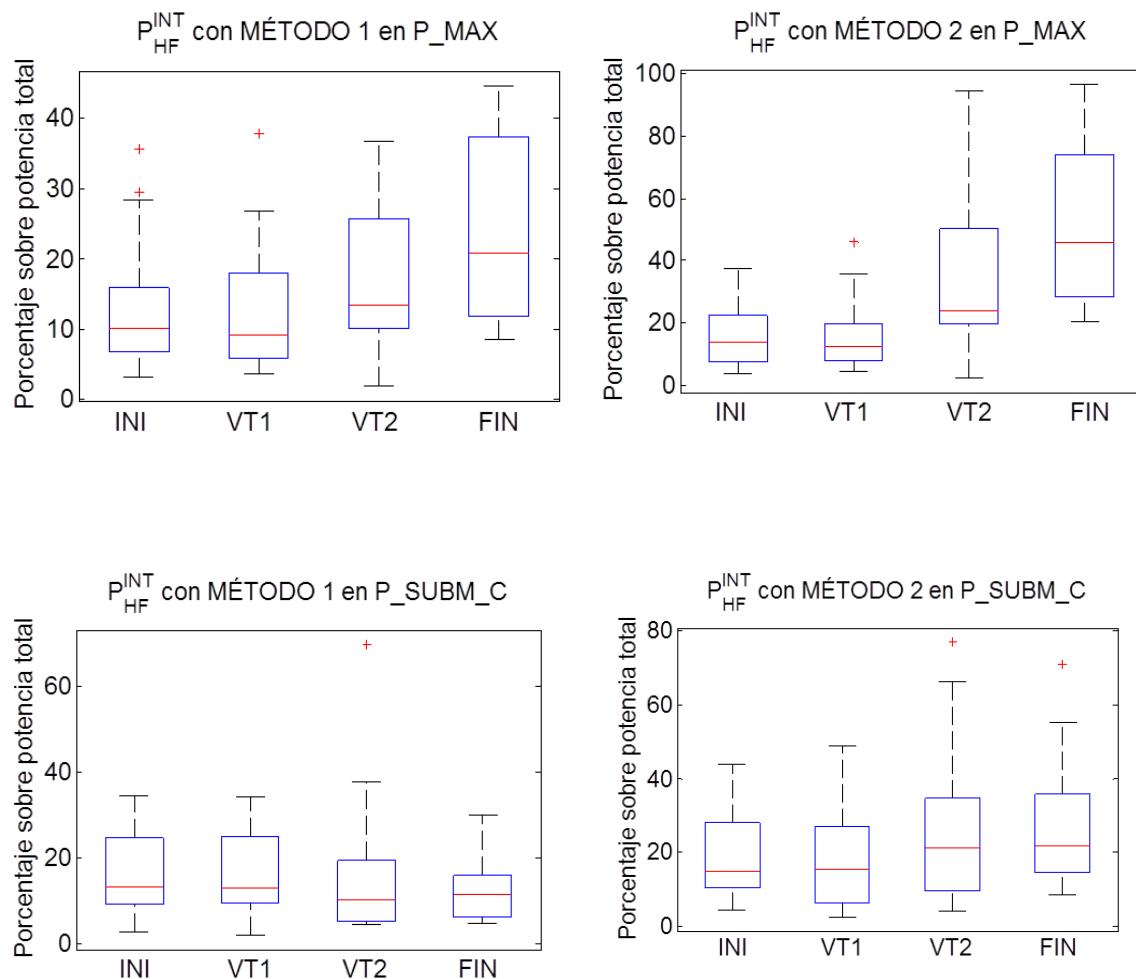


Figura 15 - Representación potencia HF para los valores originales (izquierda) y los modificados por el método (derecha). Primera fila máximas; segunda, submáximas cinta.

P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	1	NC	0.05	0.001
VT1	NC	1	0.05	0.001
VT2	0.05	0.05	1	0.006
FIN	0.001	0.001	0.006	1

P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	1	NC	1E-3	5.3 E-5
VT1	NC	1	9.8 E-4	6 E-5
VT2	0.001	9.8 E-4	1	0.006
FIN	5.3 E-5	6 E-5	0.006	1

P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	1	NC	0.26	0.18
VT1	NC	1	0.66	0.26
VT2	0.26	0.66	1	0.7
FIN	0.18	0.26	0.7	1

P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	1	NC	0.057	0.028
VT1	NC	1	0.02	0.014
VT2	0.057	0.02	1	0.306
FIN	0.028	0.014	0.306	1

Figura 16 – Matrices Wilcoxon para los valores originales (izquierda) y los modificados (derecha). Parte superior máximas y parte inferior submáximas cinta

Aquí sí que hay diferencias entre las tres pruebas de esfuerzo. Para P_MAX y P_SUBM_B la evolución de la potencia es similar, aumentando en los intervalos finales su nivel de potencia respecto a los iniciales, como también se registra en la literatura [15]. La diferencia entre ambas es que el aumento de la potencia es más marcado en el método 2. Como se aprecia en el test estadístico, todos los umbrales fisiológicos son significativamente diferentes entre sí para el segundo método, mientras que no lo son para el primero.

En el caso de P_SUBM_C no encontramos este mismo comportamiento: en ambos métodos se aprecia una estabilidad entre los valores de los dos primeros intervalos y de los dos últimos. En cambio, en la gráfica correspondiente al método 1 se observa una disminución de los valores de potencia, mientras que en la del método 2 se da el caso contrario, pues aquí la potencia aumenta. Esto se muestra también con el test estadístico: el incremento de potencia de VT1 a VT2 y FIN se registra como un cambio significativo en la matriz de Wilcoxon sólo para el segundo método.

4.4.2. Resultados según la velocidad

Ahora se representa los mismos diagramas para el estudio realizado en función de la velocidad. El intervalo 80%-100% no entra en el estudio, ya que en las pruebas submáximas la velocidad en este intervalo llega como máximo al 80.7%, siendo no comparable con la prueba máxima. También añadir que en el caso de P_SUBM_B no es posible realizar este estudio por no realizarlo en función de la velocidad sino de la potencia.

Para \overline{P}_{LF}^{INT} se observa (Figura 17) un comportamiento similar en los dos estudios, siendo la potencia muy alta en los intervalos iniciales y luego reduciéndose cuando llega a los últimos intervalos. Se representa un solo caso debido a la similitud de

las pruebas. No se representan sus resultados estadísticos al no haber diferencias significativas.

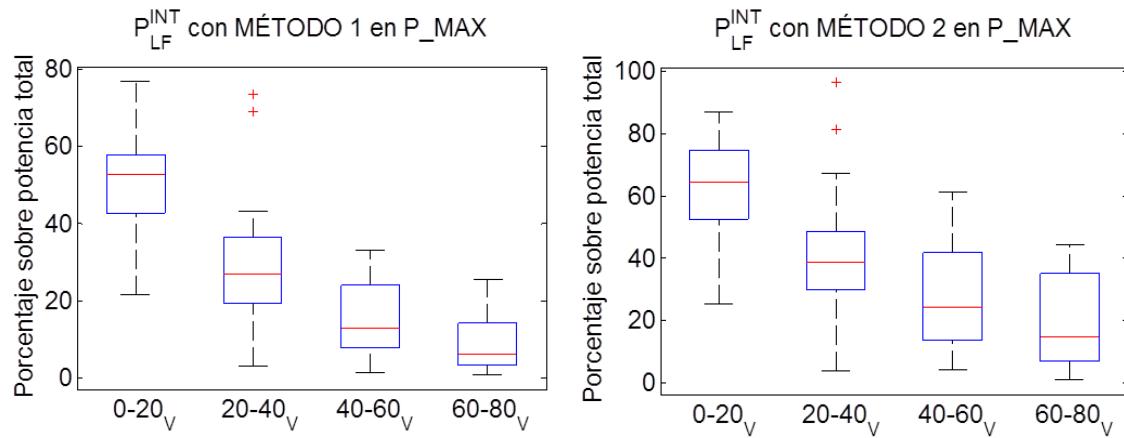


Figura 17 – Representación potencia LF para los valores originales (izquierda) y los modificados por el método (derecha).

Igualmente se repite los diagramas de cajas para ver la variación de P_{HF}^{INT} donde se registran los cambios, mostrados en la Figura 18. Así mismo se muestran las matrices de Wilcoxon de cada uno de estos casos en la Figura 19.

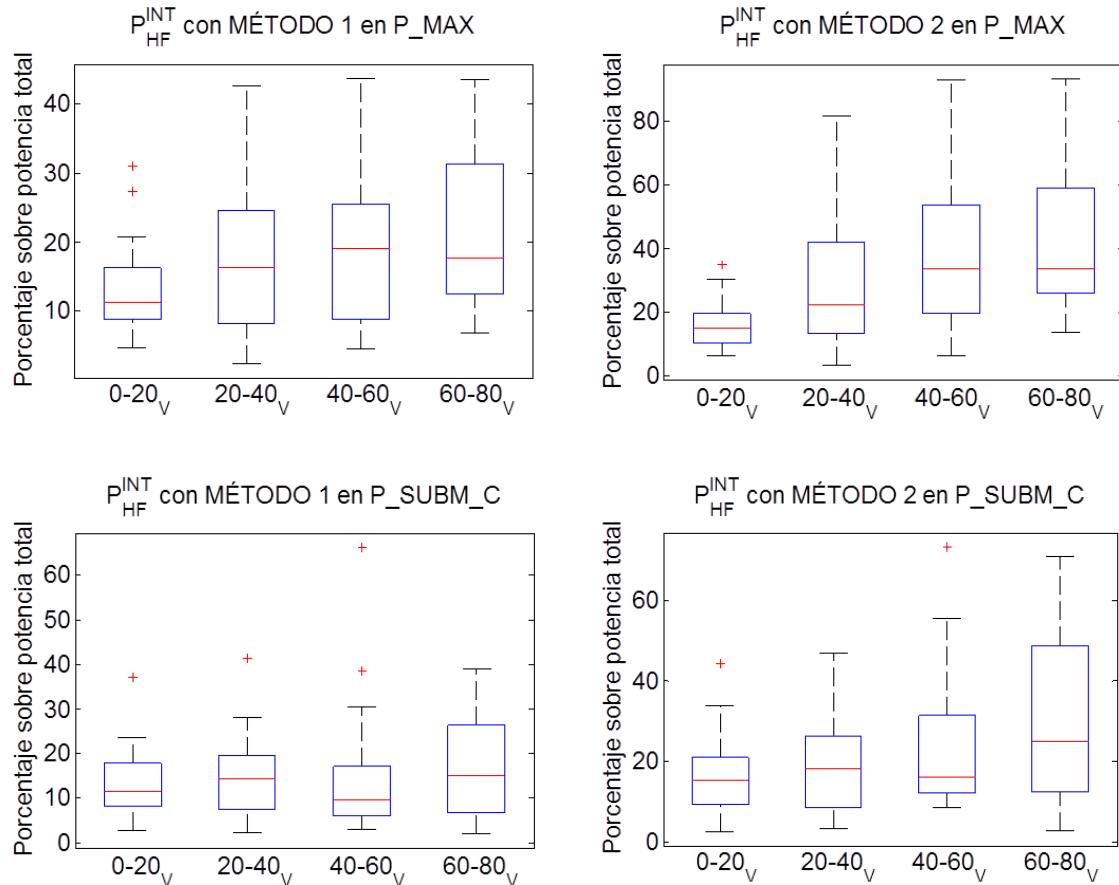


Figura 18 - Representación potencia HF para los valores originales (izquierda) y los modificados por el método (derecha). Primera fila máximas; segunda, submáximas cinta.

P_{HF}^{INT}	0 – 20 _V	20 – 40 _V	40 – 60 _V	60 – 80 _V
0 – 20 _V	1	0.015	0.021	0.01
20 – 40 _V	0.015	1	0.316	0.05
40 – 60 _V	0.021	0.316	1	0.2
60 – 80 _V	0.01	0.05	0.2	1

P_{HF}^{INT}	0 – 20 _V	20 – 40 _V	40 – 60 _V	60 – 80 _V
0 – 20 _V	1	0.002	1.12 E-4	5.95 E-5
20 – 40 _V	0.002	1	0.003	0.002
40 – 60 _V	1.12 E-4	0.003	1	0.009
60 – 80 _V	5.95 E-5	0.002	0.009	1

P_{HF}^{INT}	0 – 20 _V	20 – 40 _V	40 – 60 _V	60 – 80 _V
0 – 20 _V	1	0.715	0.715	0.391
20 – 40 _V	0.715	1	0.447	0.81
40 – 60 _V	0.715	0.447	1	0.426
60 – 80 _V	0.391	0.81	0.426	1

P_{HF}^{INT}	0 – 20 _V	20 – 40 _V	40 – 60 _V	60 – 80 _V
0 – 20 _V	1	0.09	0.03	0.01
20 – 40 _V	0.09	1	0.217	0.005
40 – 60 _V	0.03	0.217	1	0.016
60 – 80 _V	0.01	0.005	0.016	1

Figura 19 – Matrices Wilcoxon para los valores originales (izquierda) y los modificados (derecha). Parte superior máximas y parte inferior submáximas cinta

Aunque P_MAX presenta gran similitud entre usar el método para tratar el solape o no, la potencia aumenta en mayor proporción con el segundo método, donde se observa que las diferencias de potencia son significativas. Por el contrario en el primer método no lo son. Esto se respalda con las matrices de Wilcoxon.

Para P_SUBM_C sí que se aprecia un ligero aumento en el segundo intervalo únicamente en el caso original pero no muy significativo. Por otro lado, cuando se trata el solape este aumento se aprecia en el paso de 40-60_V a 60-80_V, aumentando mucho la potencia en este último. Esto se refleja en los valores del test estadístico, donde el intervalo 60-80_V es significativamente diferente al resto.

4.4.3. Resultados según el consumo de oxígeno

Por último se representan los mismos diagramas de cajas para el caso en el que se estudia la evolución de potencia según el grado de consumo de oxígeno. Igual que en el punto anterior, el último intervalo no es comparable con el de las máximas, pues no se llega al mayor nivel de consumo. De media entre los casos se alcanza el 83,4% del consumo total en la cinta y el 80,42% en el cicloergómetro.

Para P_{LF}^{INT} se vuelve a mostrar la igualdad de los resultados en las tres pruebas, porque aunque varíen los valores de sus medianas, la distribución de los 3 estudios tanto para el caso original como para el caso del solape tratado es muy parecida, siendo alta al principio la potencia y luego disminuyendo conforme pasa la prueba de esfuerzo.

En la Figura 20 se representa los diagramas de cajas de uno de los tres estudios, en este caso P_MAX, debido a la igualdad de éste con los otros dos. No se representan sus resultados estadísticos al no haber diferencias significativas.

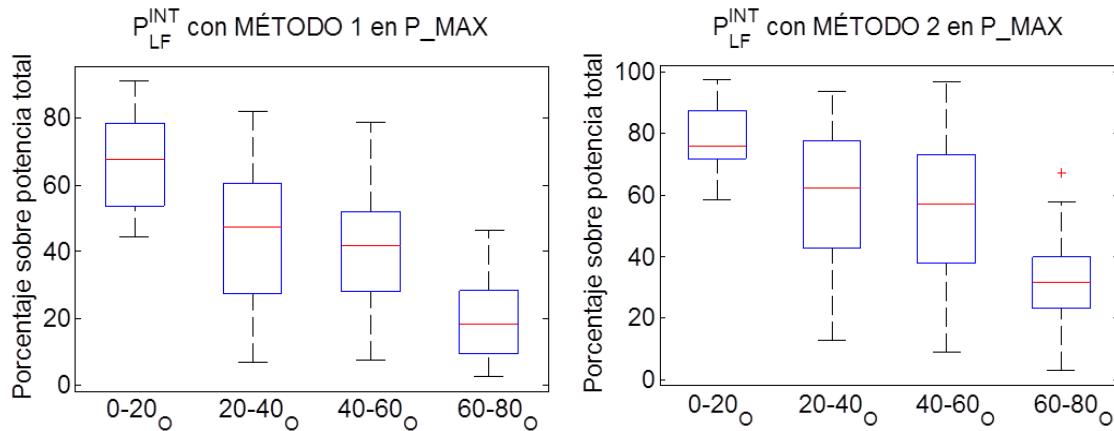


Figura 20 – Representación potencia LF para los valores originales (izquierda) y los modificados por el método (derecha).

Como el caso más significativo se encuentra en P_{HF}^{INT} , repetimos el mismo estudio para sus valores de potencia. En la Figura 21 se muestran dos de las tres pruebas, para ver la diferencia entre la P_MAX donde ambos métodos tienen un mismo patrón (y que es aplicable para P_SUBM_B) y la P_SUBM_C. También se muestran en la figura 22 las matrices de Wilcoxon asociadas a las pruebas anteriores.

El comportamiento es parecido tratando o sin tratar el solape para P_MAX Y P_SUBM_B, modificando únicamente la variación del aumento de potencia de un método a otro, siendo mayor en el método 2, donde las diferencias entre intervalos son significativas en el último tramo. Mientras que con el primer método las diferencias sólo son significativas entre los intervalos más alejados, con el segundo se aprecia que el aumento de potencia del último intervalo es mayor, teniendo diferencias significativas con el resto de intervalos.

Para P_SUBM_C se ve que sí que hay una diferencia entre los dos casos, variando el nivel de potencia de los intervalos más altos. Aunque se corrige la distribución de la potencia de un método a otro consiguiendo que no disminuya cuando debería aumentar, la potencia se mantiene casi lineal, por lo que la variación de un intervalo a otro no es significativa, como se aprecia en los valores del test estadístico.

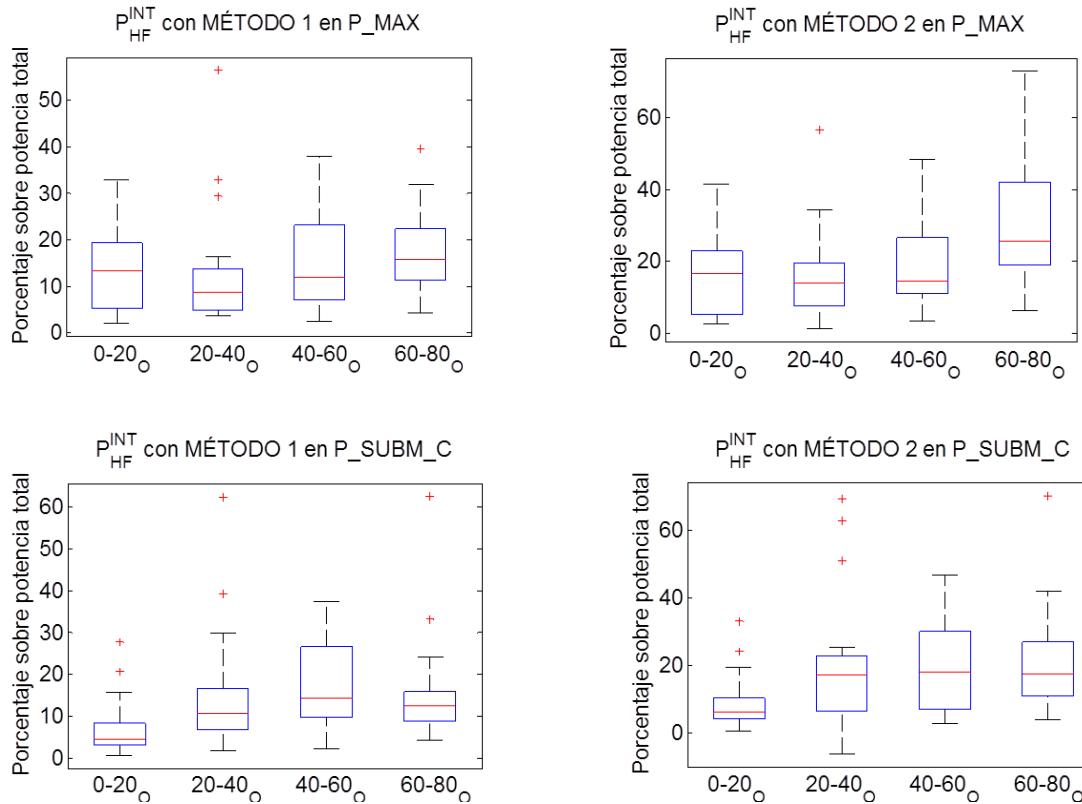


Figura 21 - Representación potencia HF para los valores originales (izquierda) y los modificados por el método (derecha). Primera fila máximas; segunda, submáximas cinta.

P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	1	NC	0.71	0.191
20 - 40 ₀	NC	1	0.247	0.093
40 - 60 ₀	0.71	0.247	1	0.079
60 - 80 ₀	0.191	0.093	0.079	1

P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	1	NC	2 E-3	1.2 E-4
20 - 40 ₀	NC	1	0.08	1.63 E-4
40 - 60 ₀	2 E-3	0.08	1	3.38 E-4
60 - 80 ₀	1.2 E-4	1.63 E-4	3.38 E-4	1

P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	1	NC	4.5 E-4	3 E-3
20 - 40 ₀	NC	1	0.192	0.614
40 - 60 ₀	4.5 E-4	0.192	1	0.322
60 - 80 ₀	3 E-3	0.614	0.322	1

P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	1	NC	1 E-3	6 E-4
20 - 40 ₀	NC	1	0.79	0.48
40 - 60 ₀	1 E-3	0.79	1	0.96
60 - 80 ₀	6 E-4	0.48	0.96	1

Figura 22 – Matrices Wilcoxon para los valores originales (izquierda) y los modificados (derecha). Parte superior máximas y parte inferior submáximas cinta

Todas los diagramas de cajas que muestran la variación de potencia de acuerdo a los intervalos analizados, así como las matrices de Wilcoxon tanto con o sin tratamiento del solape que muestran si dos poblaciones son significativamente distintas se recogen en el Anexo 4.

4.4.4. Explicación de los resultados obtenidos

Estudios para la banda de LF

Para $\overline{P_{LF}^{INT}}$, se observa que la potencia obtenida es mayor en los intervalos iniciales y va disminuyendo conforme avanza la prueba. Esto ocurre con cualquiera de los dos métodos explicados y también para cualquier tipo de las 3 pruebas.

La principal diferencia entre seleccionar el método 1 o el método 2 se ve en el valor de las medianas de potencia. Siempre que no se trata el solape este valor es menor, sea cual sea la prueba y el intervalo seleccionado. Este hecho ocurre debido a que al ser potencias normalizadas su valor depende de $P_{HF}(n)$ y $P_{CF}(n)$ como se puede observar en la fórmula (18). Al reducir una de estas potencias, debido a que previamente estaba contaminada al haber solape, usando el método 2 se consigue disminuir el valor de estos parámetros, mientras que el de $P_{LF}(n)$ es el mismo, por lo que su valor aumenta.

Estudios para la banda de HF

Tanto para P_{MAX} como para P_{SUBM_B} la evolución es la misma usando el método que trata el solape como no usándolo. En ambos casos la potencia es menor en los intervalos iniciales (ya sea de umbrales fisiológicos como de porcentaje de consumo de O_2) y va aumentando al avanzar la prueba de esfuerzo. La principal diferencia entre las gráficas de los dos casos se observa en que la subida de potencia entre intervalos se hace más pronunciada cuando tratamos el solape. Este resultado lo podemos interpretar a partir de la fórmula (19). Al tratar la señal, hemos bajado el valor de P_{HF} pero también el de P_{CF} y el de todos sus alias, dependiendo de qué tipo de potencia domina en cada sujeto. Para estos dos casos (P_{MAX} y P_{SUBM_B}), donde P_{HF} es mucho mayor que P_{CF} , se baja mucho más la potencia de la banda de cadencia que la de respiración, por lo que el resultado final es coherente que sea mayor.

El caso de P_{SUBM_C} es el que presenta mayor variación. Aquí los diagramas de ambos métodos no tienen una distribución parecida entre sí, sino que cambian notablemente. Para los datos originales, vemos cómo disminuye P_{HF} al aumentar la intensidad del ejercicio para todas las pruebas analizadas. Por otro lado, para los diagramas obtenidos con el método para tratar el solape vemos que la potencia no disminuye, pero que tampoco podemos hablar de un aumento significativo, si no de que se estabiliza en un valor más o menos constante a pesar del incremento del ejercicio. Estos dos hechos nos hacen pensar en que en esta prueba la potencia asociada a la banda de cadencia es mayor. Esto concuerda con la situación de que en algunos sujetos que presentan solape sea mayor P_{CF} que P_{HF} a tenor de lo visto

en las gráficas de potencias. Por lo tanto, al emplear el método propuesto no eliminamos tanta cantidad de potencia de cadencia como en los casos anteriores, incluso en algunos sujetos nos vemos obligados a eliminar información de la banda de HF que es redundante, lo que explica que la mediana de potencia que observamos se estabilice.

Resumen de las conclusiones generales de ambos

Para acabar, resumiendo las conclusiones dadas para los dos tipos de potencia, podemos determinar que las diferencias más notables se aprecian en el estudio de los valores de HF, sobre todo para el caso de P_SUBM_C. Los resultados obtenidos mediante el método propuesto son coherentes con los publicados en la literatura [6, 15, 16]. Por lo tanto, consideramos nuestra propuesta de eliminar la potencia solapada que interfiere en la señal como válida para lidiar con los problemas relacionados con el aliasing.

5. CONCLUSIONES

Al inicio del proyecto se propone el análisis de la HRV como un método no invasivo para valorar la actividad del ANS sobre el sistema cardiaco, distinguiendo sus dos principales ramas, el sistema simpático y el parasimpático, encargadas de la regulación del cuerpo humano. Dichas componentes se miden en las bandas de LF y HF de la HRV respectivamente. Esta última se centra en la banda respiratoria debido a las características del análisis en las pruebas de esfuerzo. De igual manera aparece otra componente ligada a la frecuencia de zancada o pedaleo, que aparece en el estudio y en ocasiones se superpone a las dos bandas definidas, entorpeciendo su medida.

Uno de los objetivos de este proyecto es caracterizar dicho acople y hallar parámetros comunes o diferencias entre sus componentes, estudiando para ello 3 pruebas de esfuerzo de distinta intensidad y diferente modo de trabajo. Para ello usamos el modelo TVIPFM para estimar la señal moduladora y la SPWVD como método de análisis tiempo-frecuencia, que nos representa la evolución de la potencia de las diversas componentes en función de la frecuencia y el tiempo. De esta manera se han encontrado comportamientos comunes entre distintos sujetos dentro de la misma prueba (en todos los pacientes se observa un solape entre la banda de respiración y la de cadencia para la prueba submáxima en bici), así como patrones comunes entre las 3 pruebas de un mismo voluntario (se repiten los comportamientos en las tres pruebas a pesar de ser sujetos distintos). Del mismo modo se observa un comportamiento similar del ritmo cardiaco en función de la concentración de velocidad o de consumo de oxígeno, independientemente del sujeto o de la prueba analizada.

Una vez caracterizada la componente de la cadencia y determinados los intervalos donde solapa con otras componentes, se centra el estudio en el solape con otras bandas de interés. El otro objetivo del trabajo es encontrar un método que establezca un protocolo de acción cuando dos bandas se solapan. Si esto ocurre, bien la potencia de la cadencia o bien la de la banda que lleva información del sistema nervioso se verán alteradas en ese intervalo, llevando a una interpretación errónea de los datos registrados. Por ello, estudiando la evolución de las componentes en el mapa tiempo-frecuencia proporcionado por la SPWVD, se puede determinar de qué componente proviene realmente esa potencia estimada, y cuál de ellas está siendo alterada por ella. Sabiendo esto, se propone un nuevo método (método 2) que interprete que potencia está contaminada y elimine esta información en función del solape que tenga en ese momento y se procede a su comparación con los resultados originales (método 1) y con los esperados.

Así podemos concluir que del trabajo se extraen nuevas teorías como la caracterización de la banda de cadencia o la mejora en la estimación de las componentes de la HRV relacionadas con el ANS si utilizamos un método que elimine el solape aparecido y se abren nuevas expectativas, lo que da pie a realizar otras futuras investigaciones.

6. LÍNEAS FUTURAS

Una vez analizada la base de datos dispuesta con la información de las tres pruebas distintas entre sí, se abre la posibilidad a investigar zonas que no han quedado cubiertas en este estudio o que se pueden modificar para obtener más datos útiles. El principal aspecto a destacar sería el estudio de los dos minutos registrados en el caso de las pruebas submáximas donde se mantenía la velocidad constante, que daría una idea de qué ocurre con las mismas componentes en caso de que el ejercicio sea continuo y de una intensidad elevada.

Por otra parte, en cuanto al método propuesto para eliminar el efecto nocivo que el solape introduce en el estudio de la potencia de la señal de salida, también sería susceptible de realizar nuevos estudios sobre él. En concreto, la principal propuesta a realizar sería extrapolar el estudio del solape de la componente de cadencia con la componente de HF al estudio del solape de la componente de cadencia con la componente de LF, para estudiar en profundidad la variación del sistema simpático y la información que él aporta.

Pero sin duda alguna el futuro proyecto más importante comprendería el estudio de la posible mejora de los índices de la HRV sin efecto del acople cardiolocomotor en la identificación de sujetos con enfermedades de las arterias coronarias [

Para acabar, tanto en este trabajo como en el otro del que partimos se ha visualizado la existencia de una componente a 1HZ cuyo origen suponemos pero que no es cierto del todo debido a que no aparece en todos los casos. Por ello, otra propuesta sería estudiar esta componente para determinar de dónde procede.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] The task force of ESC and NASPE, "Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use," *Eur. Heart J.* 17, 354-381, 1996.
- [2] R. Bailón, J. Mateo, S. Olmos, P. Serrano, J. García, A. del Río, I. Ferreira, P. Laguna, "Coronary artery disease diagnosis based on exercise electrocardiogram indexes from repolarisation, depolarisation and heart rate variability," *Med. Biol. Eng. & Comput.* 41, 561-571, 2003.
- [3] F. Cottin, Y. Papelier, "Regulation of cardiovascular system during dynamic exercise: integrative approach," *Crit. Rev. Physical Rehab. Med.*, 14 (1) 53-81, 2002.
- [4] R. Bailón, P. Laguna, L. Mainardi, and L. Sörnmo, "Analysis of heart rate variability using time-varying frequency bands based on respiratory frequency," in *Proc. 29th Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 6674-6677, IEEE-EMBS Society, Lyon, 2007.
- [5] G. Blain, O. Meste, A. Blain, S. Bermon. "Time-frequency analysis of heart rate variability reveals cardiolocomotor coupling during dynamic cycling exercise in humans," *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 296: H1651-H1659, 2009
- [6] "Análisis de las componentes de alta frecuencia de la HRV en prueba de esfuerzo mediante métodos tiempo frecuencia" Trabajo fin de carrera, autor: I. de la Iglesia, directora: R. Bailón, titulación Ingeniería de Telecomunicación, Universidad de Zaragoza, 2011.
- [7] S. Akselrod, "Components of heart rate variability: basic studies," in M. Malik and AJ. Camm, editors, *Heart Rate Variability*, pp. 147-163. New York, Futura Publishing Company, Inc., 1995.
- [8] R. Bailón, G. Laouini, C. Grao, M. Orini, P. Laguna and O. Meste. "The integral pulse frequency modulation model with time-varying threshold: application to heart rate variability analysis during exercise stress testing." *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 58, no. 3, 2011
- [9] R. Bailón, P. Serrano, P. Laguna. "Influence of time-varying mean heart rate in coronary artery disease diagnostic performance of heart rate variability indices from exercise stress testing," *Journal of Electrocardiology* 44 (2011) 445-452
- [10] S. Pola, A. Macerata, M. Emdin, and C. Marchesi. "Estimation of the power spectral density in non-stationary cardiovascular time series: assessing the role of the timefrequency representations (TFR)," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 43(1), pp. 46-59, 1996.
- [11] Daniel, Wayne W. "Bioestadística: base para el análisis de las ciencias de la salud", editorial Limusa Willey, 4º edición, pp. 380 - 460, 2002.

- [12] Niizeki K, Miyamoto Y. "Phase-dependent heartbeat modulation by muscle contractions during dynamic handgrip in humans," *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 276: H1331–H1338, 1999.
- [13] Niizeki K. "Intramuscular pressure-induced inhibition of cardiac contraction: implications for cardiac-locomotor synchronization," *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 288: R645–R650, 2005.
- [14] Niizeki K, Kawahara K, Miyamoto Y. "Interaction among cardiac, respiratory, and locomotor rhythms during cardiolocomotor synchronization," *J Appl Physiol* 75: 1815–1821, 1993.
- [15] A. Aubert, B. Seps, F. Beckers, "Heart rate variability in athletes," *Sports Med.* 33(12) 889–919, 2003.
- [16] R. Bailón, N. Garatachea, I. de la Iglesia, J.A. Casajús and P. Laguna "Influence of running stride frequency in heart rate variability analysis during treadmill exercise testing" IEEE transactions on biomedical engineering, VOL. 60, NO. 7, 2013
- [17] Folkow B, Gaskell P, Waaler BA. "Blood flow through limb muscles during heavy rhythmic exercise," *Acta Physiol Scand* 80: 61–72, 1970.
- [18] John O' Toole, Mostefa Mesbah and Boualem Boashash "A discrete time and frequency wigner-ville distribution: properties and implementation" Signal Processing Research Laboratory, Queensland University of Technology, GPO Box 2434, Brisbane, QLD 4001, Australia.
- [19] R. Bailón, P. Serrano, P. Laguna (2011). "Influence of time-varying mean heart rate in coronary artery disease diagnostic performance of heart rate variability indices from exercise stress testing". *Journal of Electrocardiology*, vol.44, pp. 445–452, doi:10.1016/j.jelectrocard.2011.02.001

ANEXOS

ANEXO 1. MODELOS DE LA HRV

El modelo en frecuencia de pulsos por integración (IPFM) se utiliza para modelar el control del ritmo cardiaco por parte del Sistema Nervioso Autónomo (ANS). Dicho modelo está basado en que la influencia del sistema simpático y parasimpático sobre el nodo sinoauricular se representan mediante una señal con componente de continua que determina el ritmo cardiaco medio, y una componente moduladora responsable de la variabilidad del ritmo cardiaco.

La desventaja de este método en pruebas de esfuerzo que reflejan la variabilidad del ritmo cardiaco, es que supone un periodo cardiaco medio constante, cuando en realidad varía. Para nuestro trabajo, empleamos una variante de este modelo conocido como TVIPFM.

A1.1. EL MODELO TVIPFM

La principal variación de este modelo respecto a su antecesor consiste en que el periodo cardiaco $T(t)$ varía en función del tiempo, ajustándose a nuestros requisitos.

La Figura 20 representa el diagrama de bloques del modelo, con el umbral variante en función del tiempo.

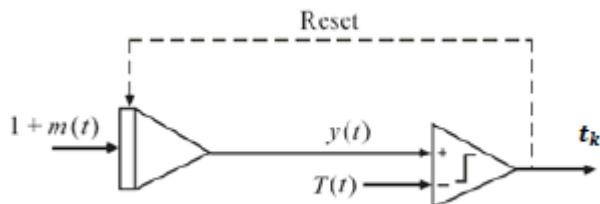


Figura 23 – Diagrama de bloques del modelo TVIPFM

El periodo cardiaco $T(t)$ se define como la suma de una componente constante $T_{dc}(t)$ y otra variable $T_{ac}(t)$, siendo esta última una de las responsables de la variación de la HRV, junto con $m(t)$, pero teniendo las dos distintos orígenes fisiológicos.

$$T(t) = T_{dc} + T_{ac}(t) \quad (21)$$

Si asumimos que el primer instante de ocurrencia del latido es en el $t=0$, la serie que describe este fenómeno se expresa:

$$\int_o^{t_k} (1 + m(\tau)) d\tau = \sum_{j=1}^k (T_{dc} + T_{ac}(t_j)) = k * T_{dc} + \sum_{j=1}^k T_{ac}(t_j) \quad (22)$$

Siendo k y t_k el orden y el instante de ocurrencia del latido k -ésimo.

De esta manera definimos el ritmo cardiaco instantáneo $d_{HR}(t)$ como

$$d_{HR}(t) = \frac{1+m(t)}{T_{dc}+T_{ac}(t)} \quad (23)$$

Igual que en el caso anterior, podemos definir un ritmo cardiaco medio y otro variable, siendo su suma la componente expuesta en la ecuación superior.

$$d_{HRM}(t) = \frac{1}{T_{dc}+T_{ac}(t)} \quad (24)$$

$$d_{HRV}(t) = \frac{m(t)}{T_{dc}+T_{ac}(t)} \quad (25)$$

Para obtener la estimación de la variación de la señal moduladora recurrimos a las expresiones anteriores.

$$\hat{m}(t) = \frac{d_{HRV}(t)}{d_{HRM}(t)} \quad (26)$$

Estas expresiones sugieren un modelo alternativo en el que las variaciones del periodo cardiaco medio observadas sean debidas a una nueva señal moduladora $m_T(t)$ responsable del periodo variante $T_{ac}(t)$. Esta nueva señal es diferente a $m(t)$ y tiene una frecuencia más baja. Así se llega a la expresión del modelo TVIPFM equivalente, cuya nueva señal moduladora es: $m_2(t) = m(t) + m_T(t)$

En la figura 21 se representa el diagrama de bloques de este nuevo modelo:

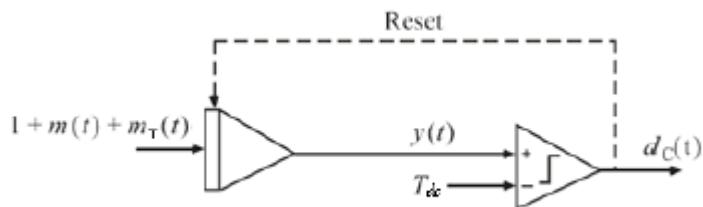


Figura 24 – Diagrama de bloques del modelo TVIPFM con periodo constante

Realizando un análisis parecido al caso anterior, vemos que esta vez la serie que describe los instantes de ocurrencia de los latidos es:

$$\int_o^{t_k} (1 + m(\tau) + m_T(\tau)) d\tau = \sum_{j=1}^k T_{dc} = k * T_{dc} \quad (27)$$

Por lo tanto las nuevas señales de HR, HRM y HRV responden a las siguientes expresiones:

$$d_{HR}^{cte}(t) = \frac{1+m(t)+m_T(t)}{T_{dc}} \quad (28)$$

$$d_{HRM}^{cte}(t) = \frac{1+m_T(t)}{T_{dc}} \quad (29)$$

$$d_{HRV}^{cte}(t) = \frac{m(t)}{T_{dc}} \quad (30)$$

Por lo que la nueva señal moduladora estimada en este proceso responde a la expresión:

$$\widehat{m^{cte}}(t) = \frac{d_{HRV}^{cte}(t)}{d_{HRM}^{cte}(t)} \quad (31)$$

En resumen, comparando los dos modelos propuestos, se aprecia que ambos son iguales si las variaciones de $T_{ac}(t)$ son menores que las de T_{dc} . La principal variación entre ambos reside en dónde colocamos la componente variable con el tiempo que modifica el umbral, característica imprescindible para el estudio de pruebas de esfuerzo.

Como conclusión, ahora la señal estimada $\hat{d}_{HRV}(t) = \frac{\hat{m}(t)}{T}$ ya no viene escalada por un factor T constante, si no que ahora varía en el tiempo, lo que supone un buen punto de partida para el análisis a realizar.

ANEXO 2. DETERMINACIÓN DE LOS UMBRALES AERÓBICO Y ANAERÓBICO

El estudio de los parámetros sobre los intervalos temporales se hace en función de dos puntos significativos: el umbral aeróbico (VT1) y el anaeróbico (VT2). Ellos dos marcan los límites del modelo trifásico propuesto por Skinner y McLellan en 1980 para ejercicios incrementales:

- Fase 1: amortiguación celular del lactato con aumento de la producción de CO₂ en relación con el VO₂. Esta parte va desde el inicio de la prueba hasta el umbral VT1.
- Fase 2: incremento de la ventilación pulmonar proporcional al aumento del VCO₂, mientras que la presión alveolar de CO₂ se mantiene relativamente constante. Esta parte está comprendida entre los dos puntos.
- Fase 3: compensación respiratoria de la acidosis metabólica, con descenso de la presión alveolar de CO₂. Esta parte va desde el segundo umbral hasta el final de la prueba.

Por lo tanto, podemos definir el concepto de umbral anaeróbico como el momento al partir del cual la producción aeróbica de energía es suplementada por mecanismos anaeróbicos. Además la demanda de oxígeno de los músculos sobrepasa el aporte de oxígeno a la mitocondria, provocando una acumulación progresiva de lactato. Cuando la acumulación de este ácido comienza a alcanzar valores importantes, se produce una liberación de iones de hidrógeno (H⁺), que amortiguan los sistemas tampón del organismo para mantener constante el pH. Este hecho da como resultado un exceso de CO₂.

Así con una intensidad moderada (antes de alcanzar el VT2) la vía aeróbica es la forma de obtener la energía, resultando CO₂ y H₂O como productos finales. Cuando sobrepasamos ese límite, aparte de esta fuente de generación de CO₂, también aparece la conseciente de la amortiguación de los H⁺ generados, por lo que será necesario aumentar la ventilación pulmonar. Por lo tanto a partir del análisis de los datos obtenidos sobre la concentración de gases, podemos determinar los umbrales de la prueba.

Para la determinación del umbral aeróbico (VT1) se sigue el criterio del aumento del ratio VE/VO₂, que se mantiene a intensidades muy bajas al inicio del ejercicio hasta que comienza a elevarse. Este momento corresponde con la localización temporal del umbral que define el final de la fase 1 y el principio de la fase 2.

El criterio establecido para la determinación del segundo umbral (VT2) tiene que ver con la relación del volumen del lactato respecto al del dióxido de carbono. Este nivel permanece constante en los intervalos iniciales de la prueba, aumentando los dos a la vez. Llega un punto en que este equilibrio se rompe a favor de la producción de lactato, produciéndose un aumento en la relación VE/VCO₂ que determina la situación del umbral anaeróbico.

ANEXO 3. MAPAS TIEMPO-FRECUENCIA Y EVOLUCIÓN DE LAS POTENCIAS ASOCIADAS A CADA BANDA.

A continuación se representan los mapas de potencia de cada uno de los sujetos presentados a la realización de la base de datos. En la misma página se exponen las gráficas para las pruebas submáximas de un mismo sujeto, colocando en la columna de la izquierda el caso de P_SUBM_C y en la derecha P_SUBM_B.

Las dos columnas siguen la misma distribución:

- Gráfica superior: mapa tiempo frecuencia desde el inicio de la prueba (cuando empieza a realizar el ejercicio) hasta el punto donde se alcanza el umbral del 90% del pulso cardiaco máximo.
- Gráfica intermedia: representación de las potencias de interés. Si no hay solape sólo aparece $P_{HF}(n)$. Si existe, aparte de ella también se representa la potencia de la banda solapada (ya sea $P_{CF}(n)$, $P_{CF1}(n)$, $P_{CF2}(n)$, o $P_{CF3}(n)$).
- Gráfica inferior: representación de $P_{HF}(n)$ corregida según el método propuesto en caso de que haya solape de una banda de cadencia que sea la que tiene mayor potencia durante todo el intervalo representado. Esta gráfica sólo aparece en algunos sujetos de P_SUBM_C.

También existen unas líneas verticales en las dos primeras representaciones que delimitan los intervalos donde el solape es mayor del 40%.

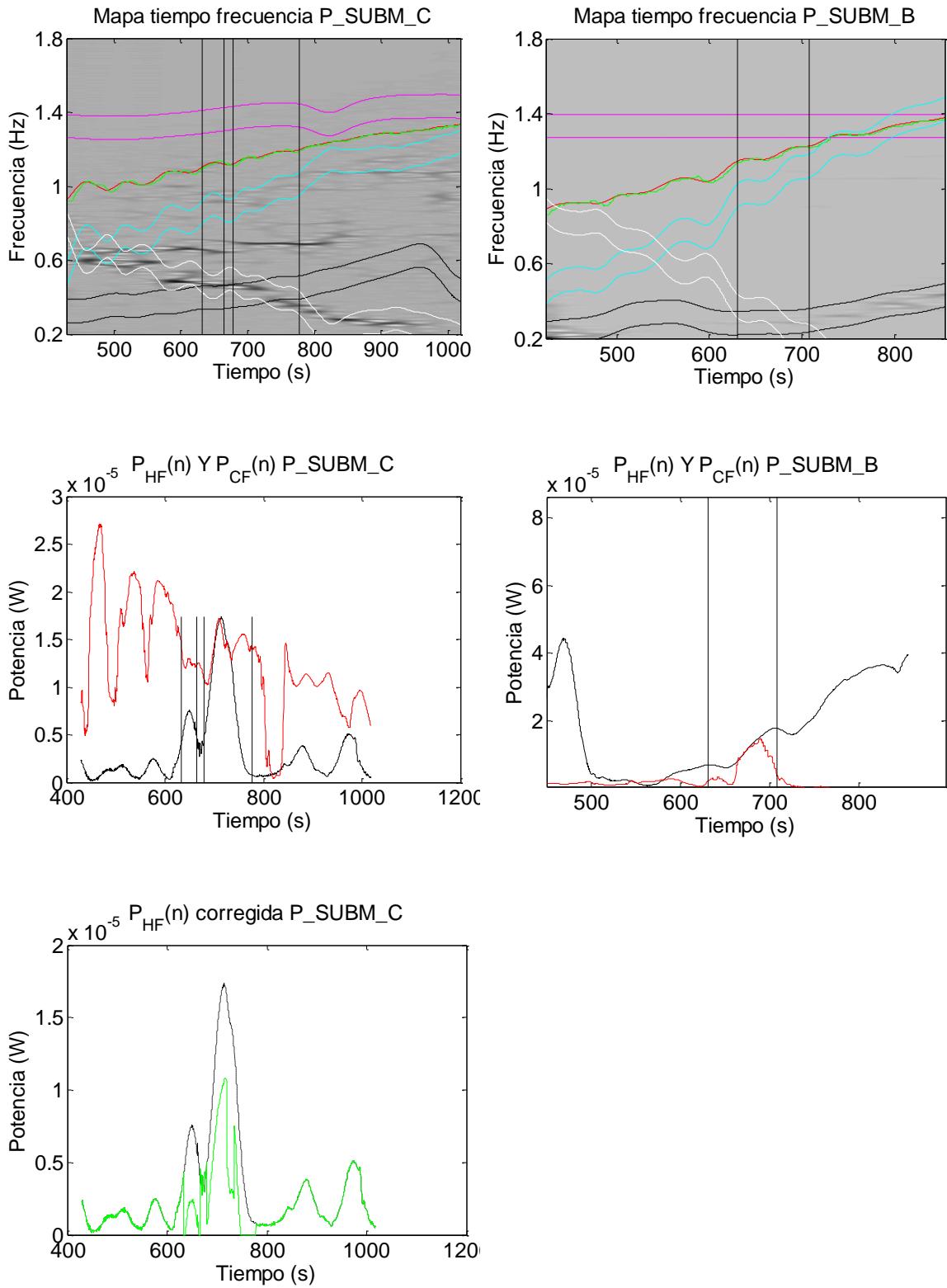
Los colores usados en el mapa tiempo-frecuencia son:

- Negro para la banda de HF (F_{HR})
- Magenta para la banda de la cadencia (F_C)
- Amarillo para la banda correspondiente a $2*F_{HR}(n)-F_C(n)$
- Blanco para la banda correspondiente a $-F_{HR}(n)+2*F_C(n)$
- Azul claro para la banda correspondiente a $F_{HR}(n)-F_C(n)$

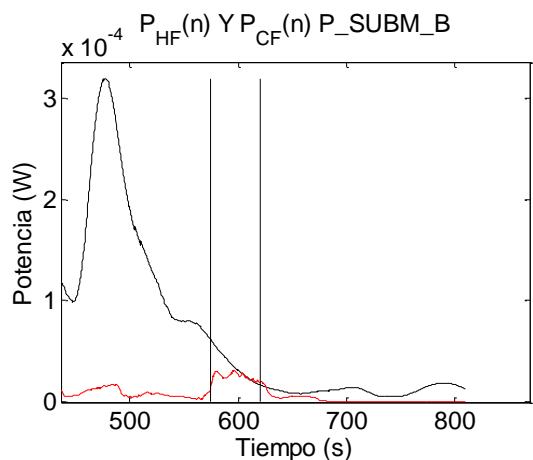
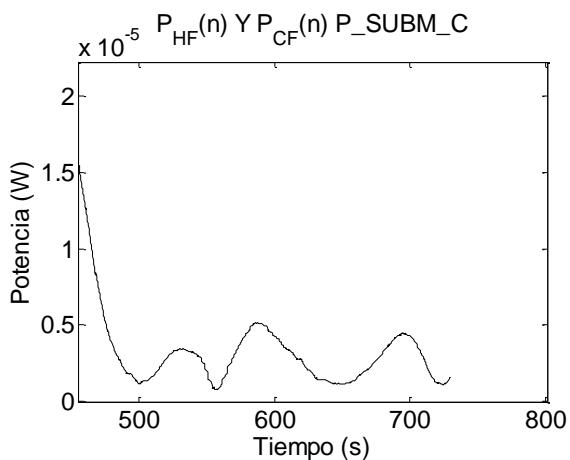
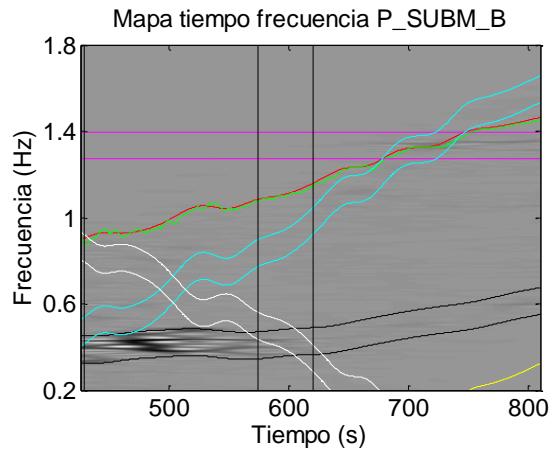
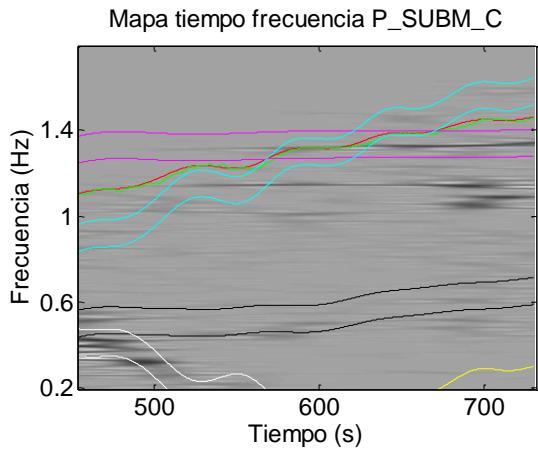
Los colores usados para la representación de las potencias son los mismos salvo el cambio del blanco por el rojo, para poder distinguirlo bien.

En la última gráfica, la modificación de $P_{HF}(n)$ aparece en color verde y en negro el valor de la original en los intervalos donde aparece solape y por tanto se ha empleado el método.

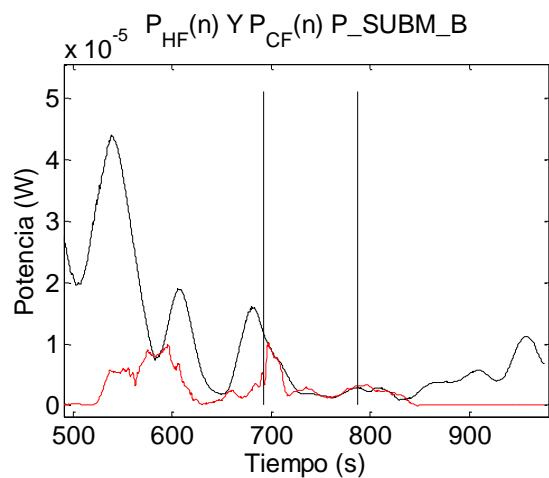
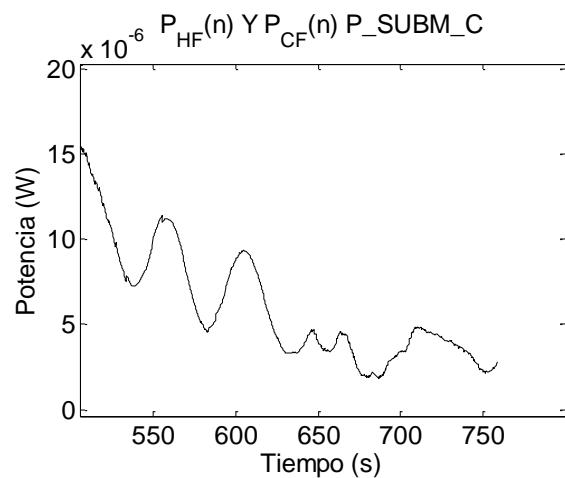
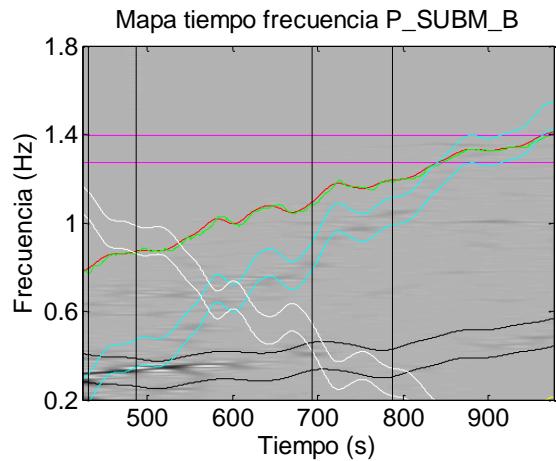
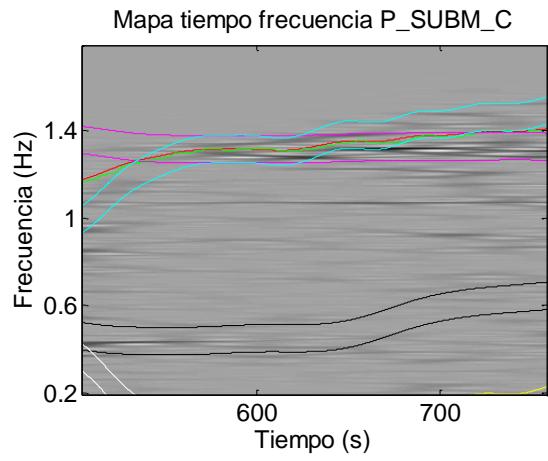
SUJETO 1.



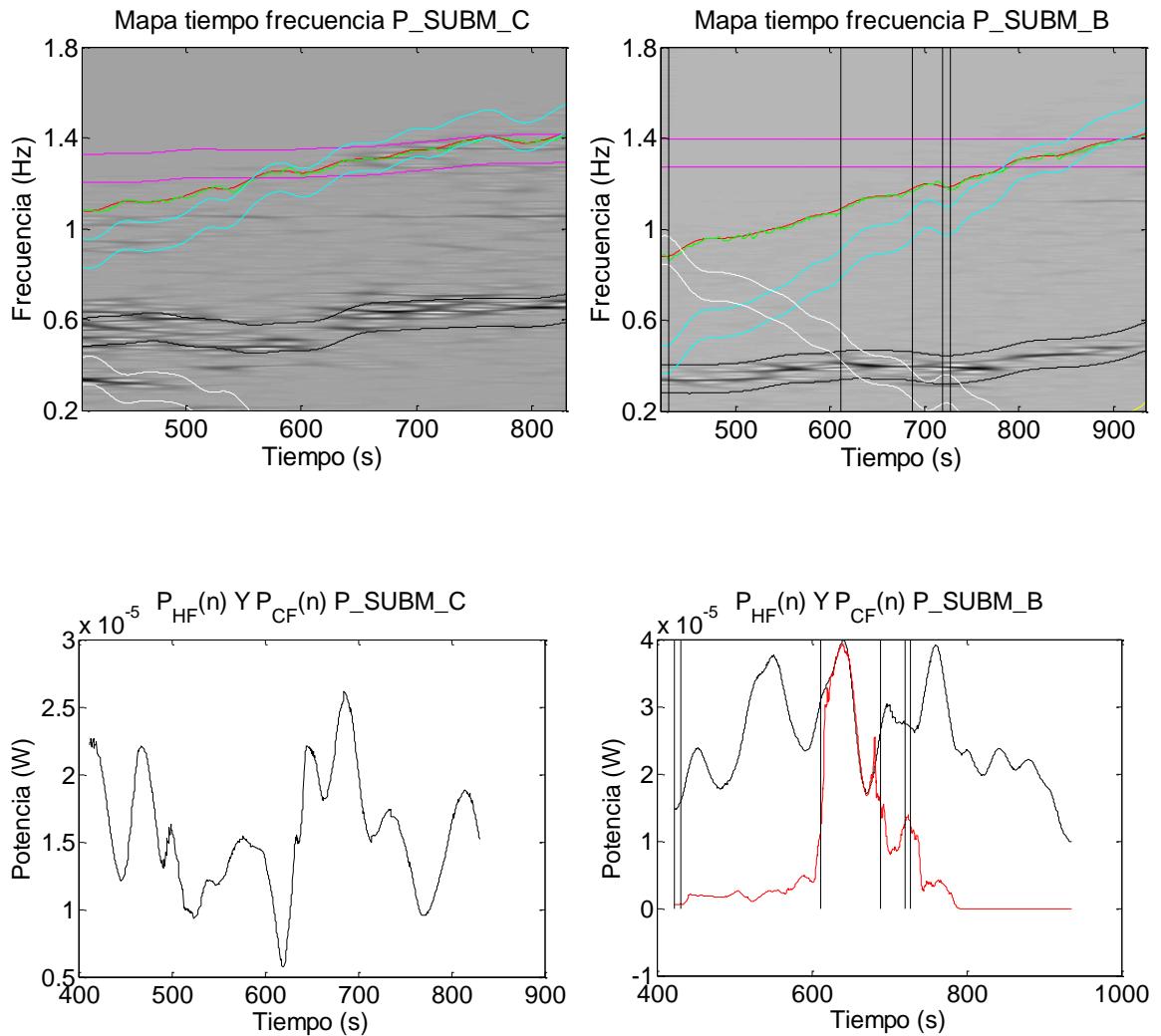
SUJETO 2.



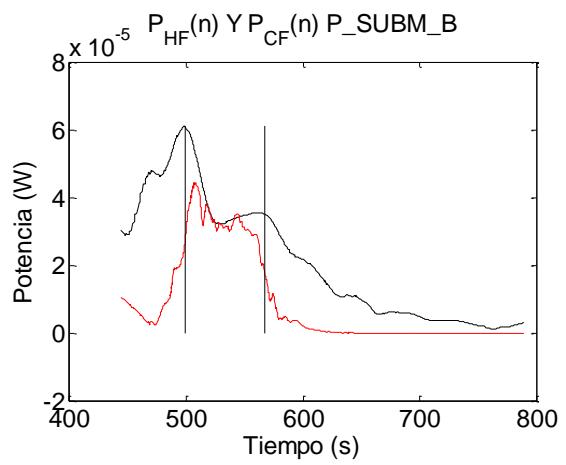
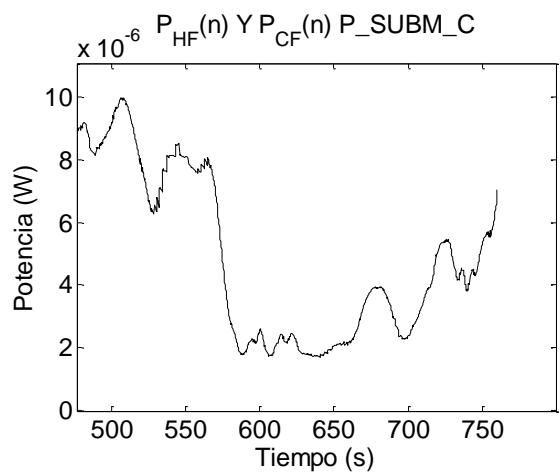
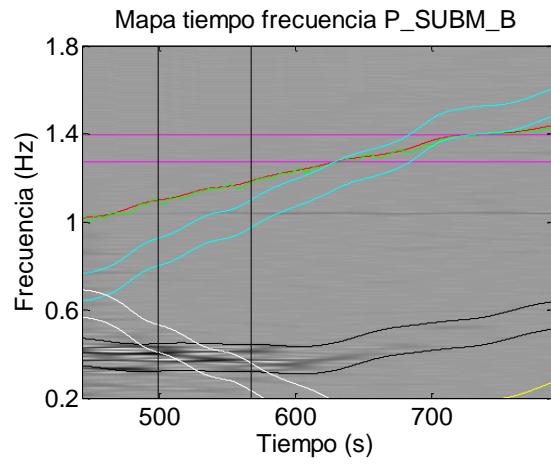
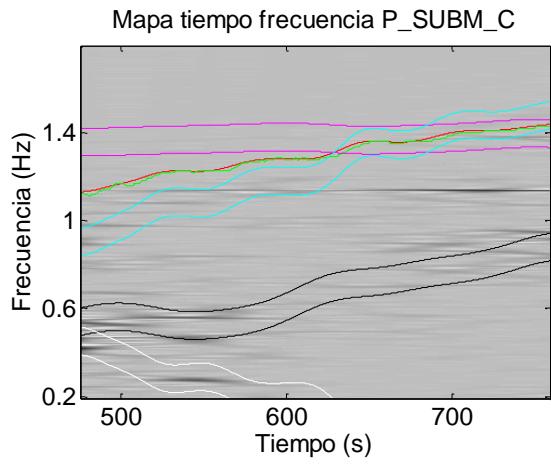
SUJETO 3.



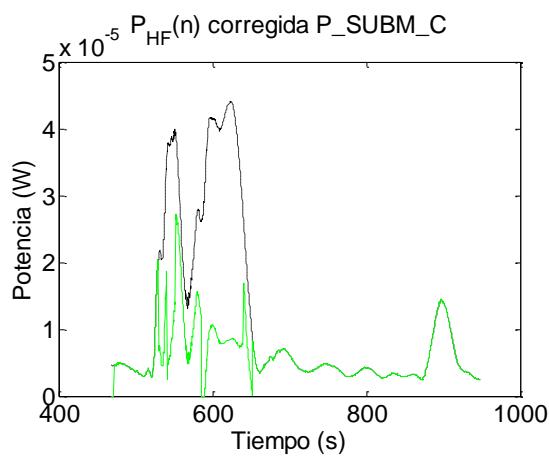
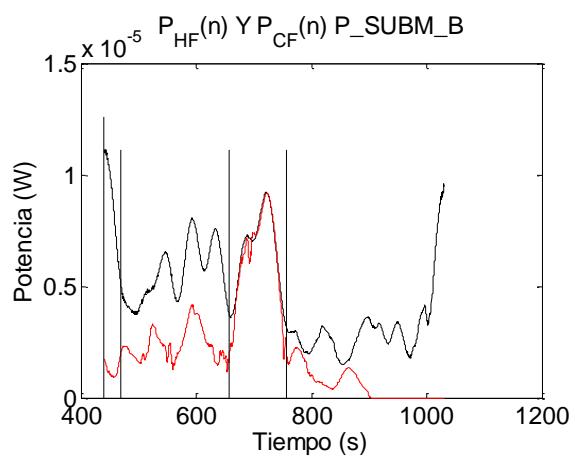
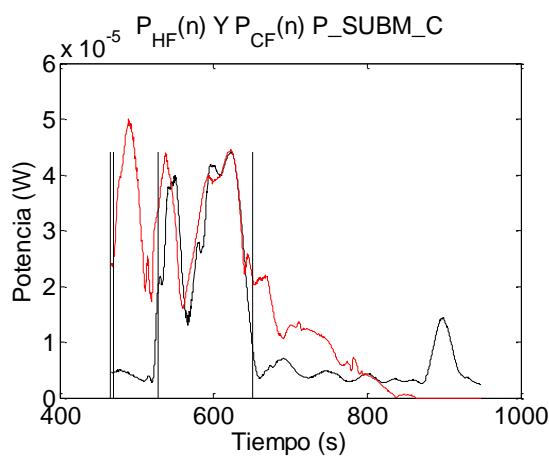
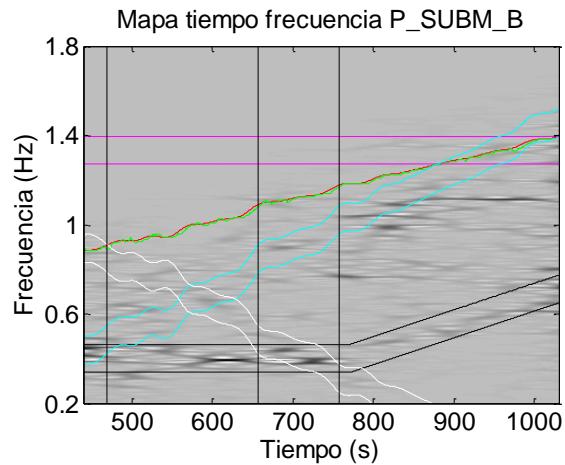
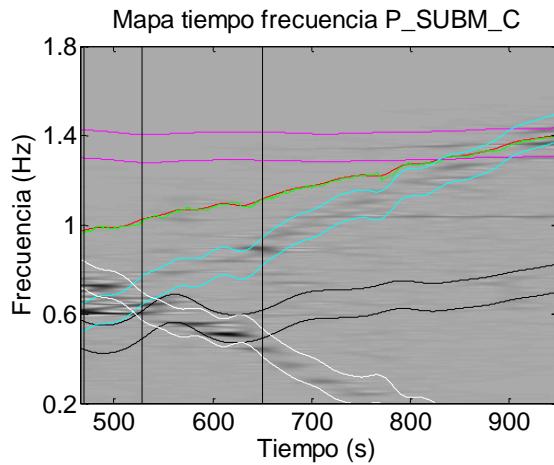
SUJETO 4.



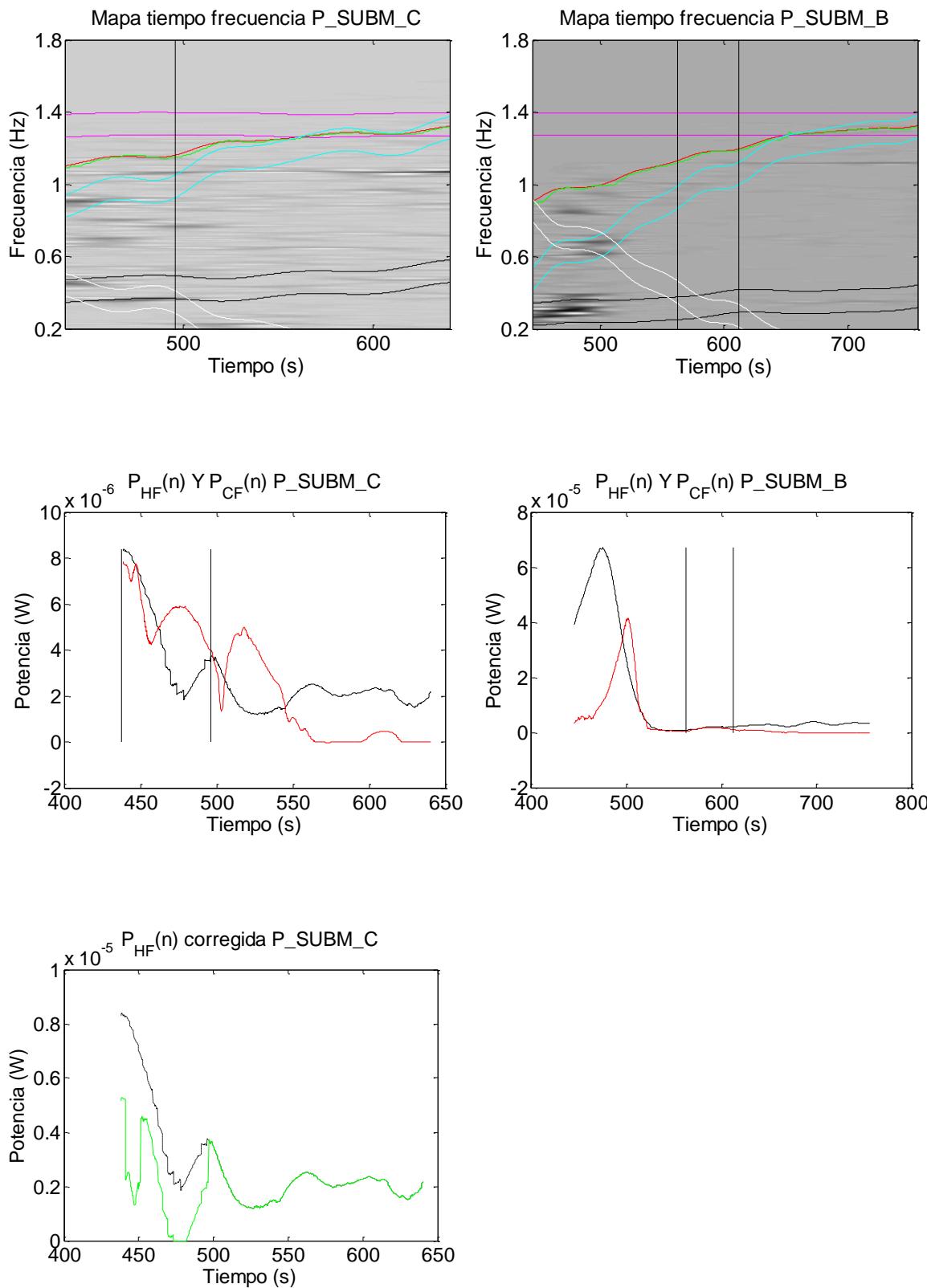
SUJETO 5.



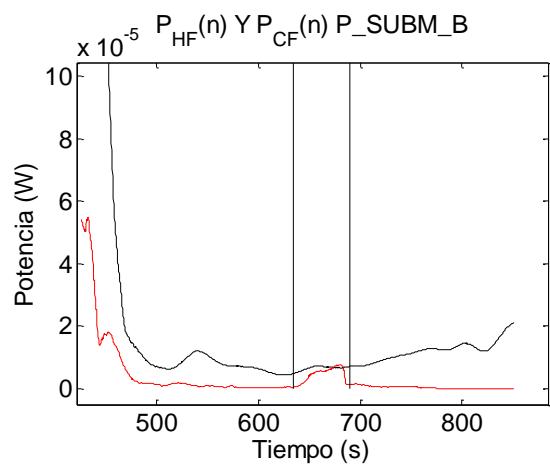
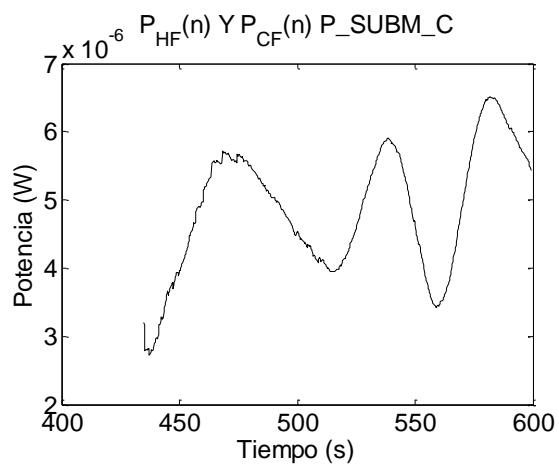
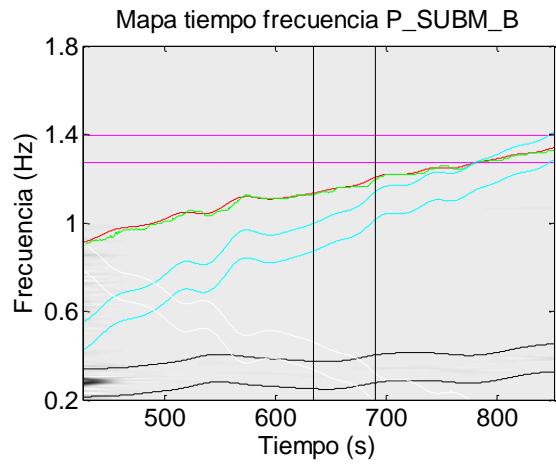
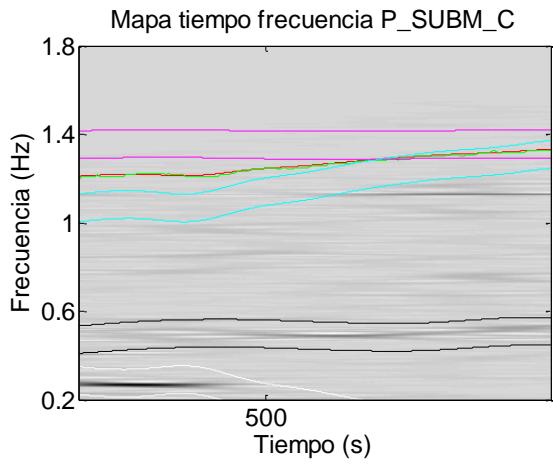
SUJETO 6.



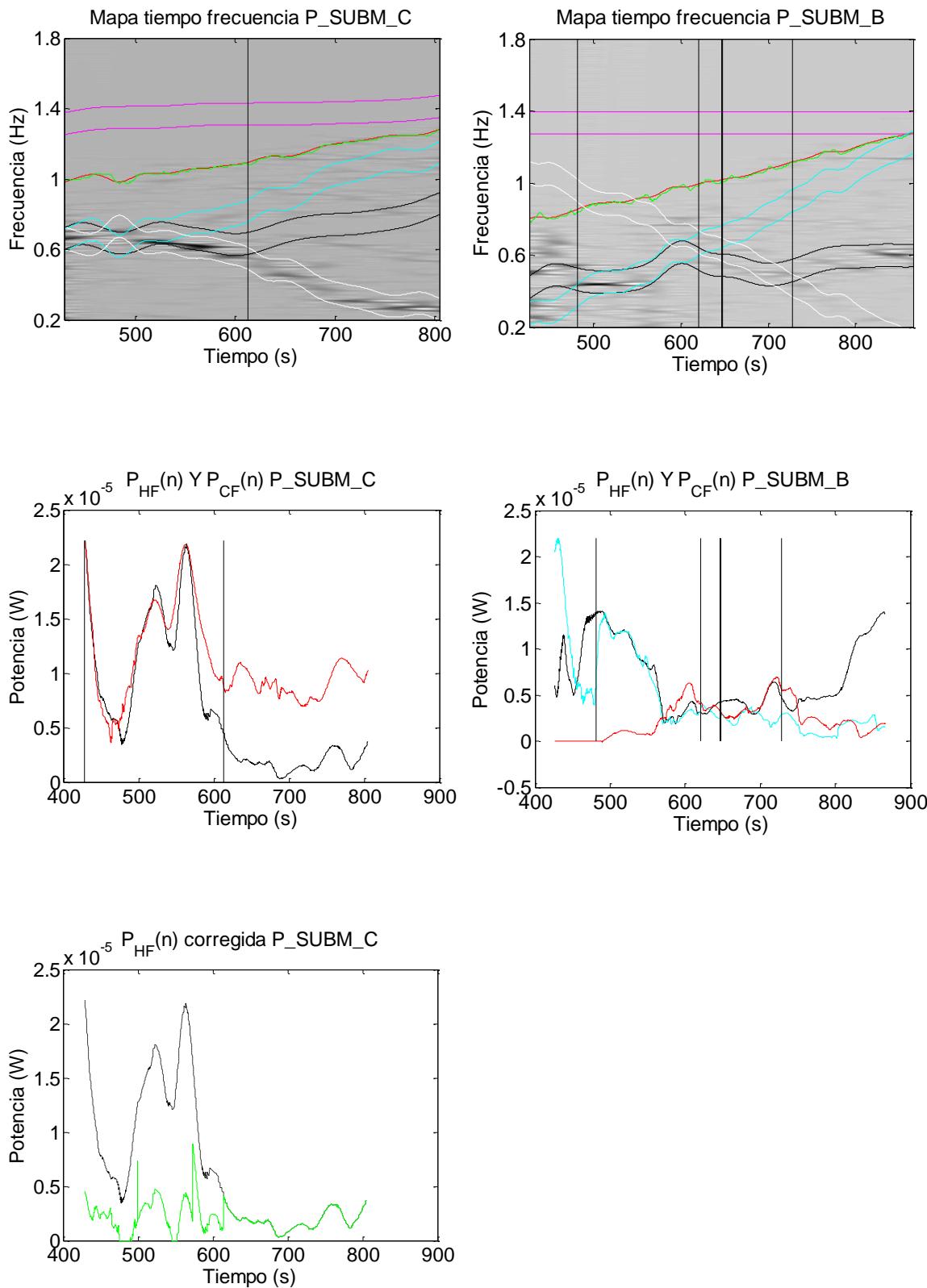
SUJETO 7.



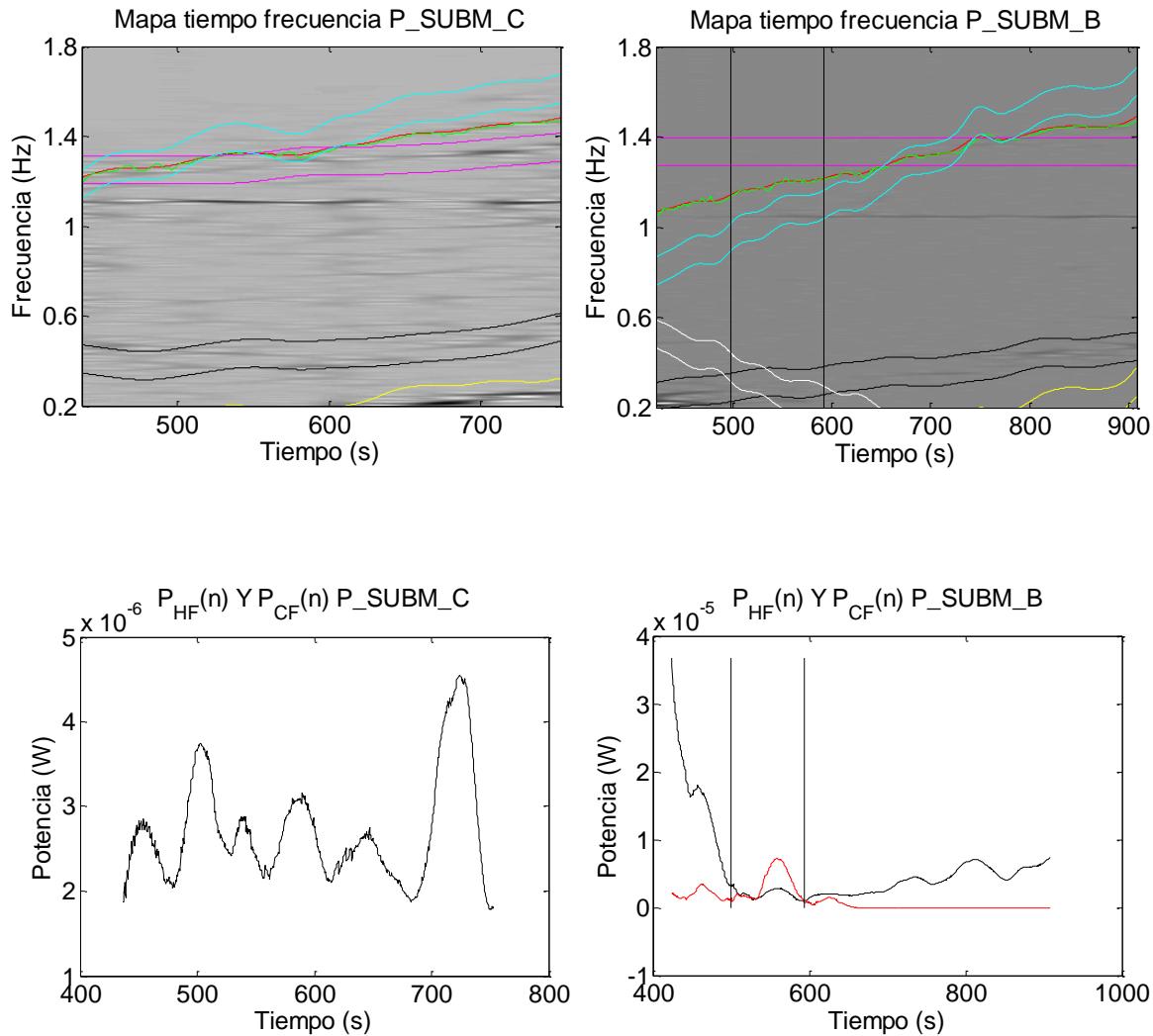
SUJETO 8.



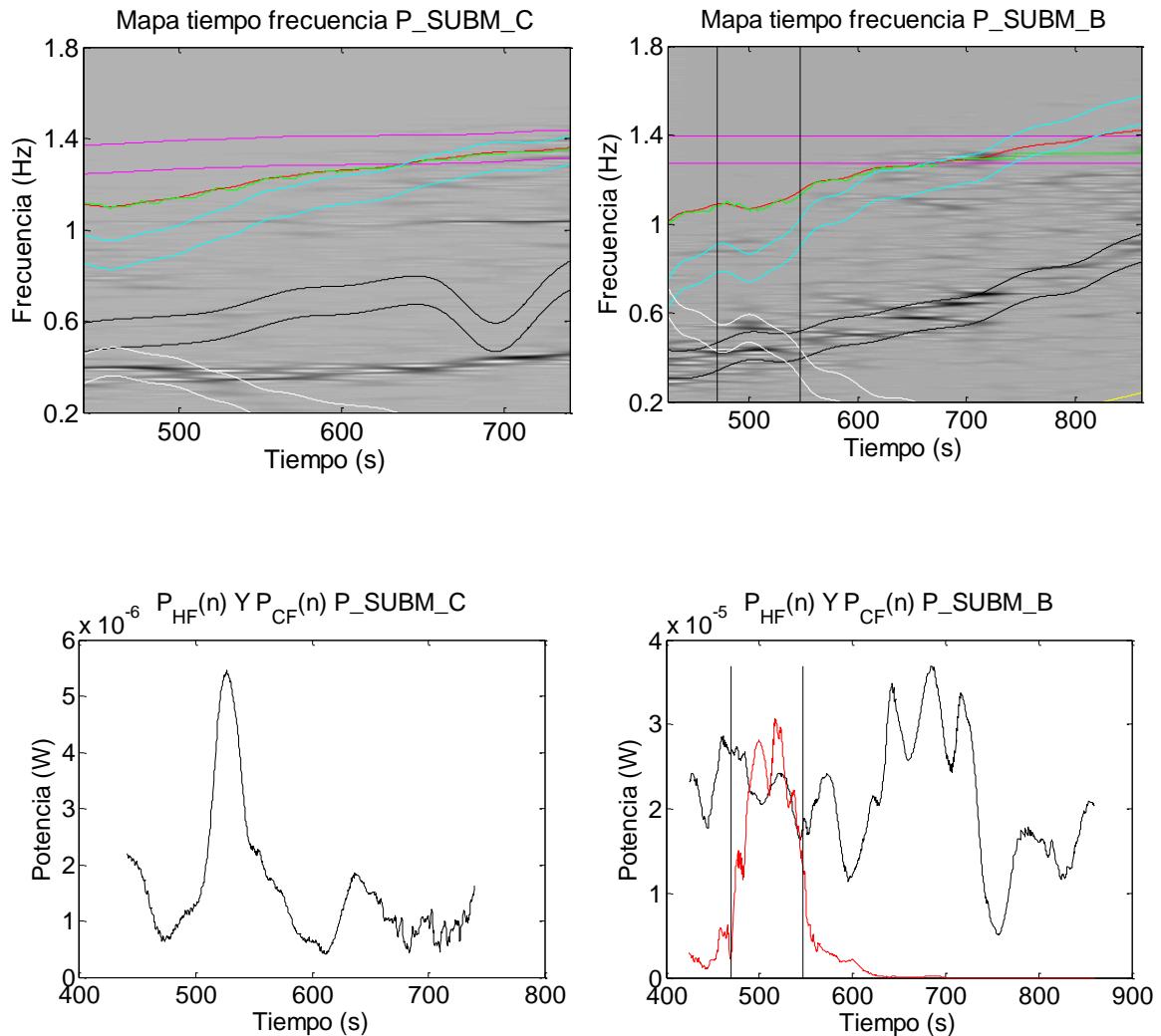
SUJETO 9.



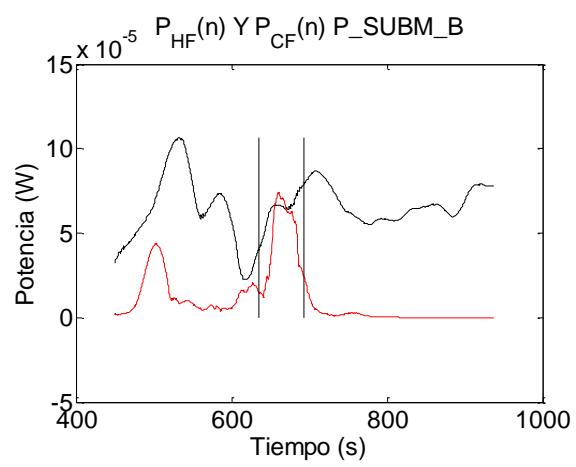
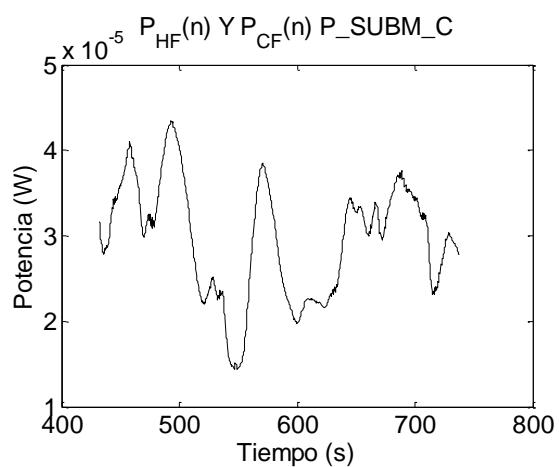
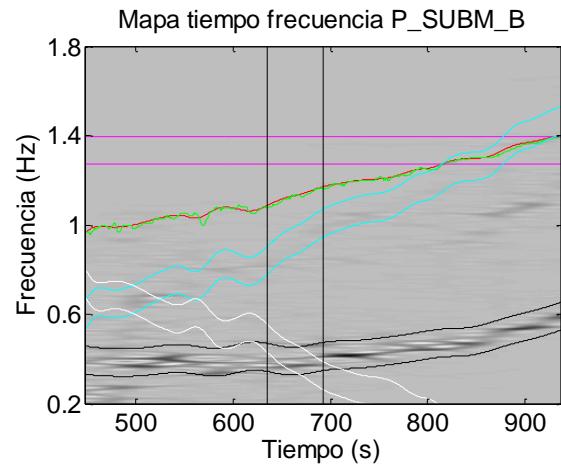
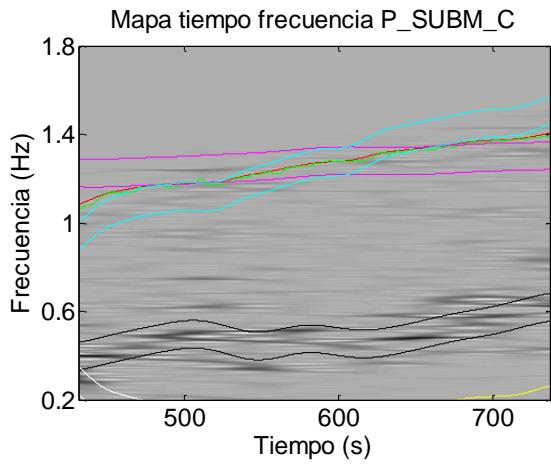
SUJETO 10.



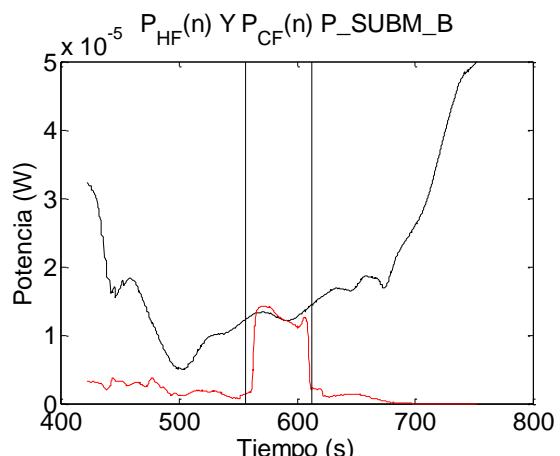
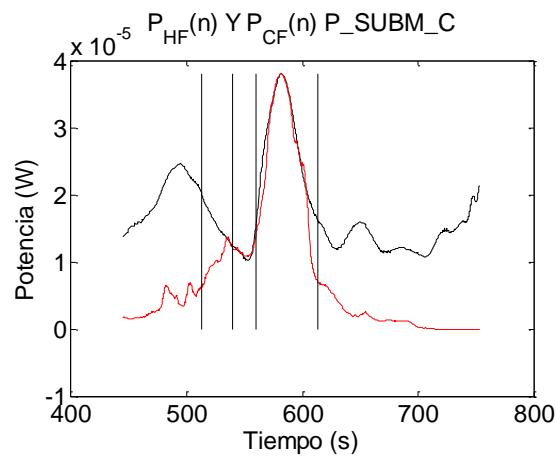
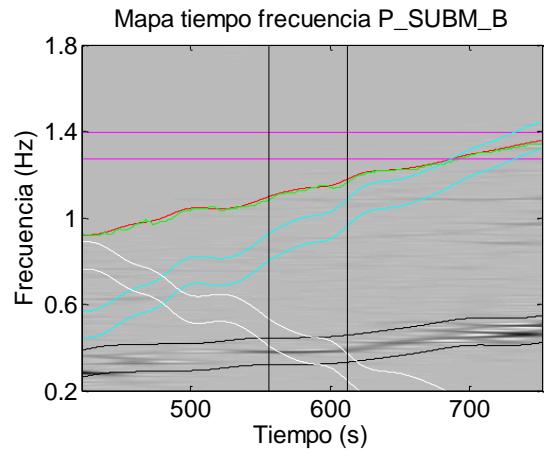
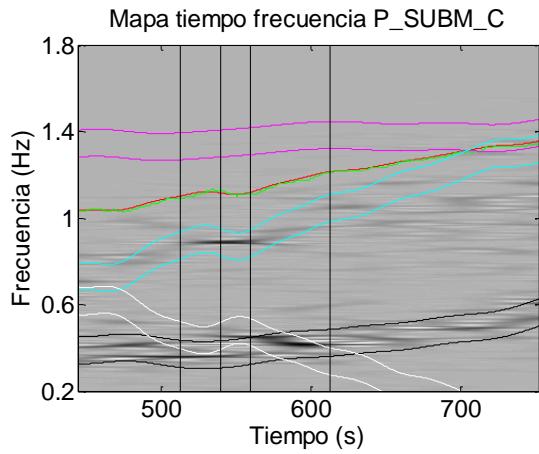
SUJETO 11.



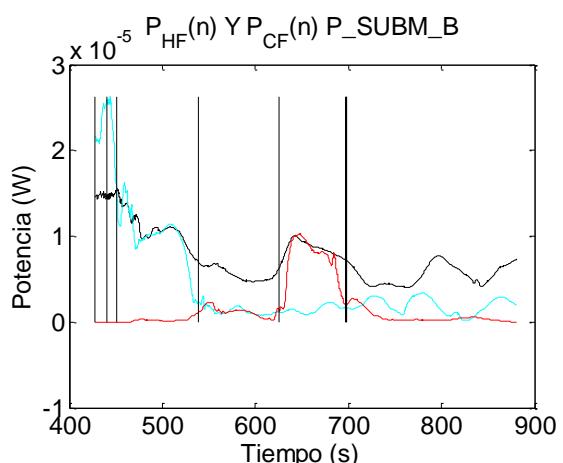
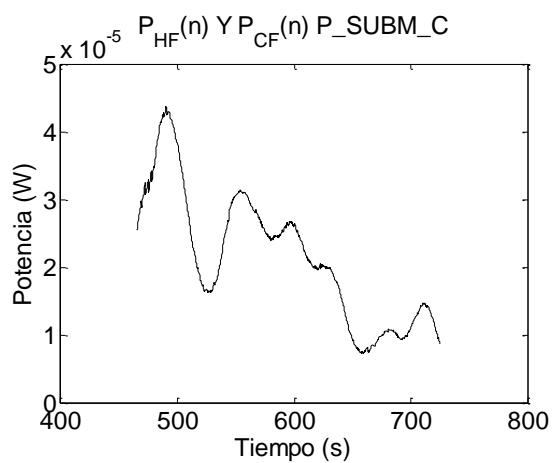
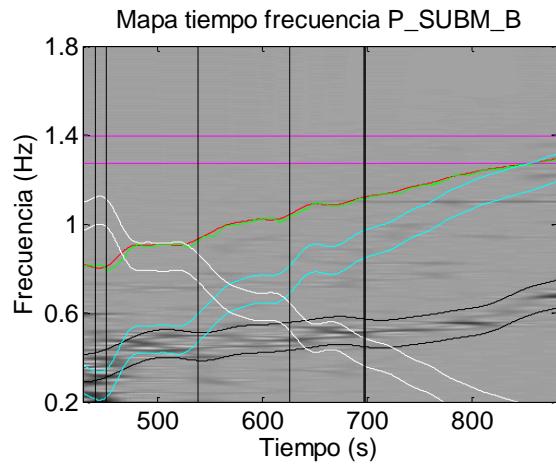
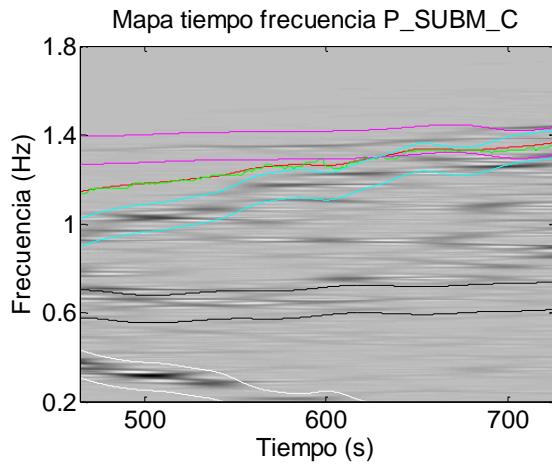
SUJETO 12.



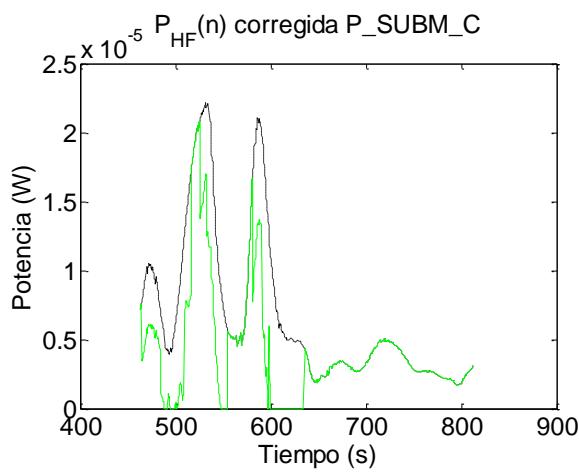
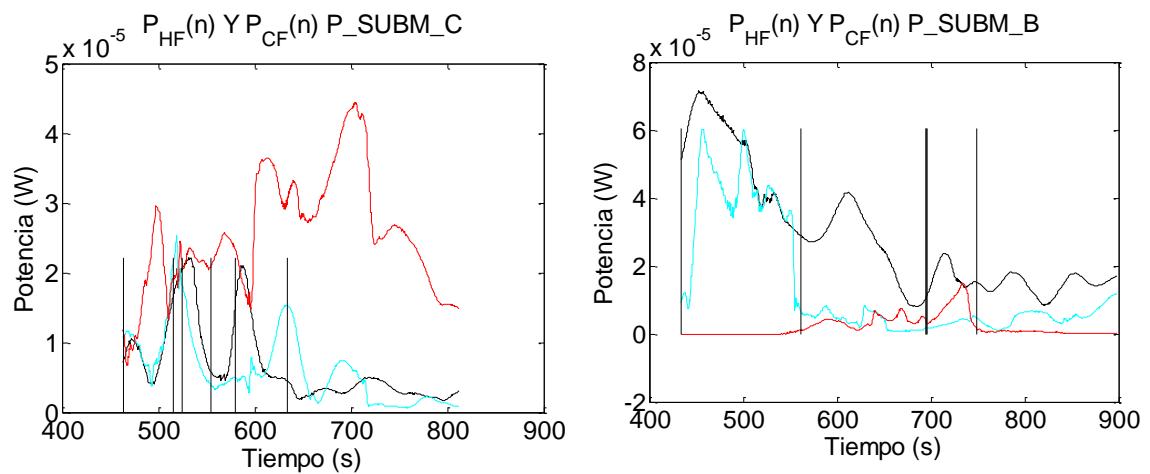
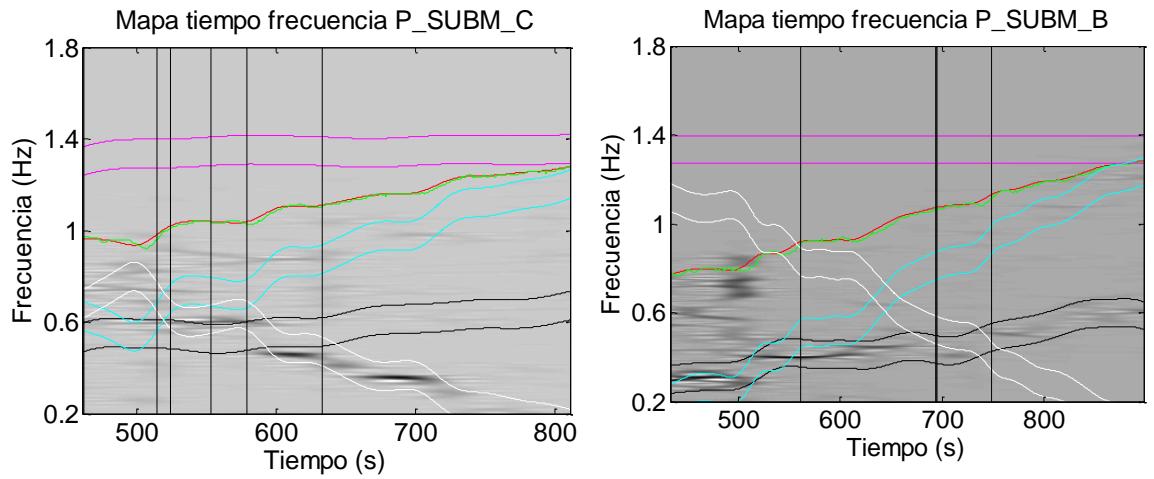
SUJETO 13.



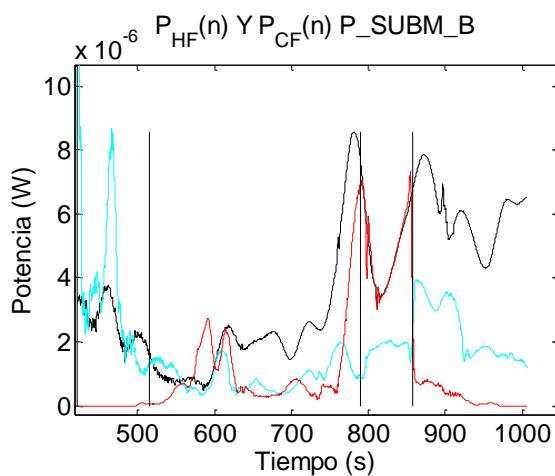
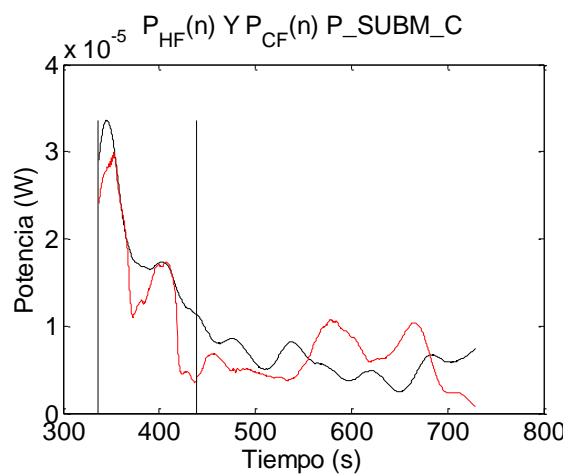
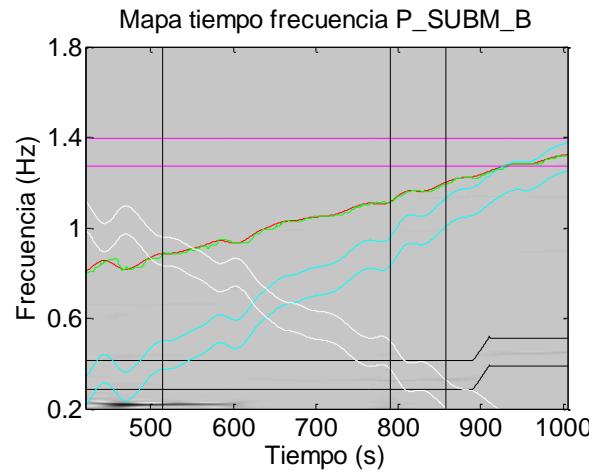
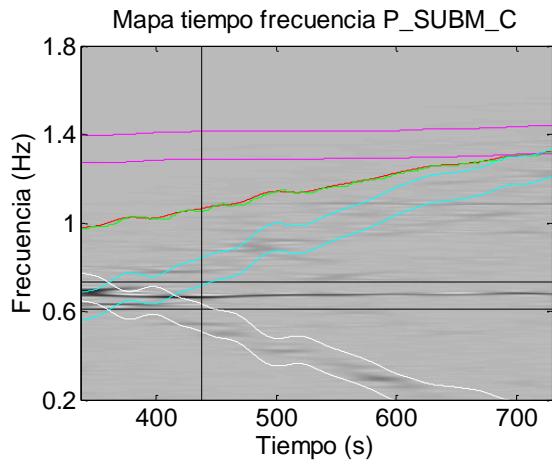
SUJETO 14.



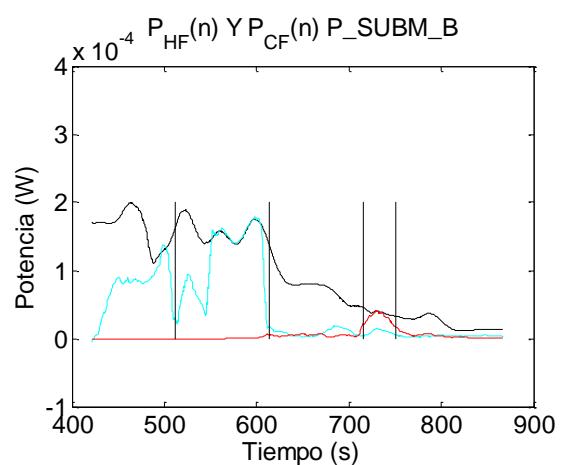
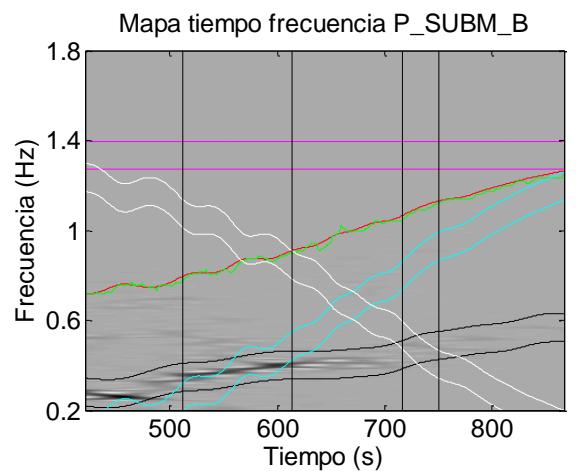
SUJETO 15.



SUJETO 16.

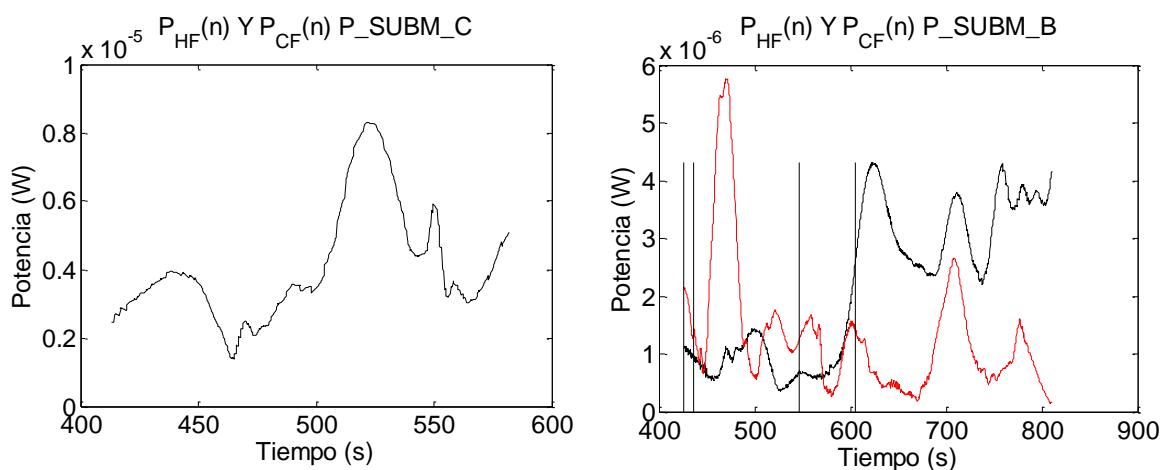
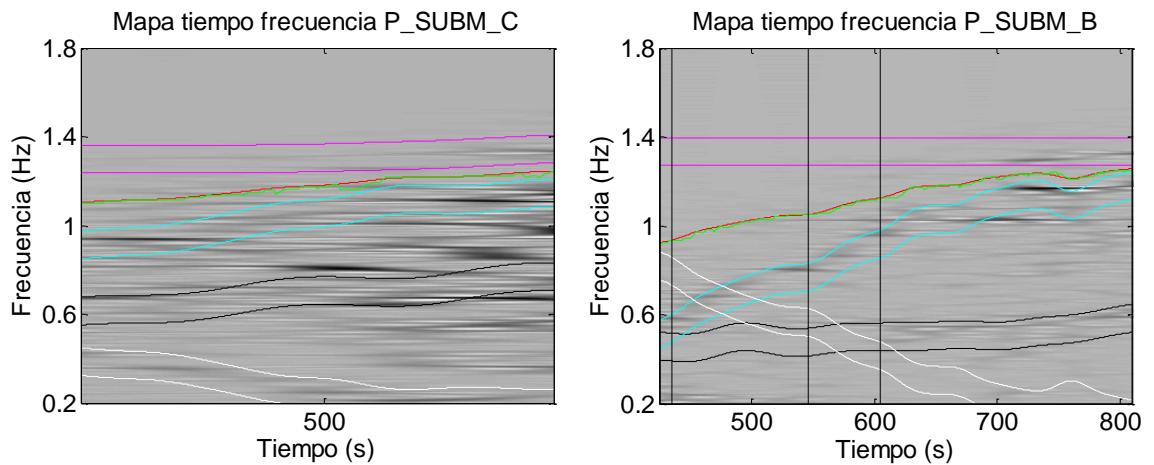


SUJETO 17.*

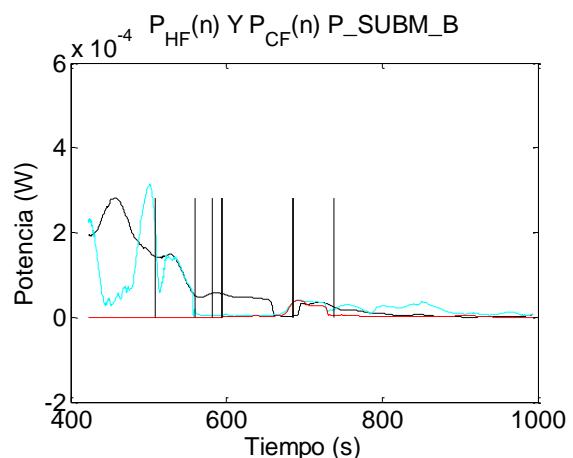
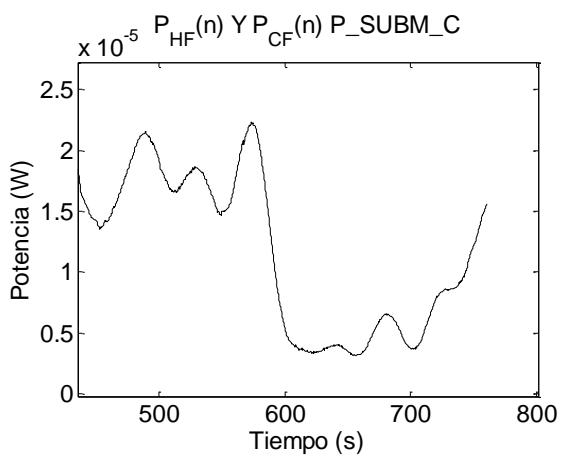
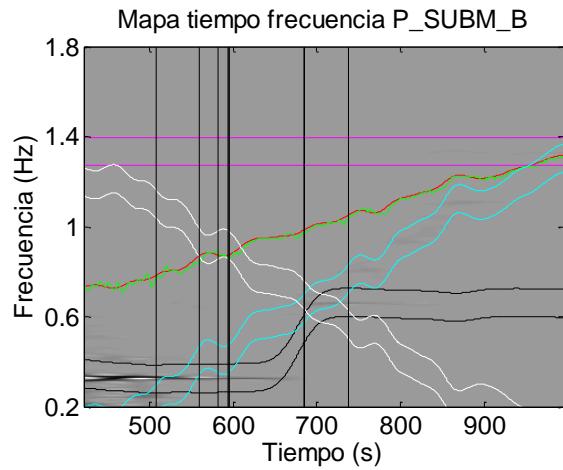
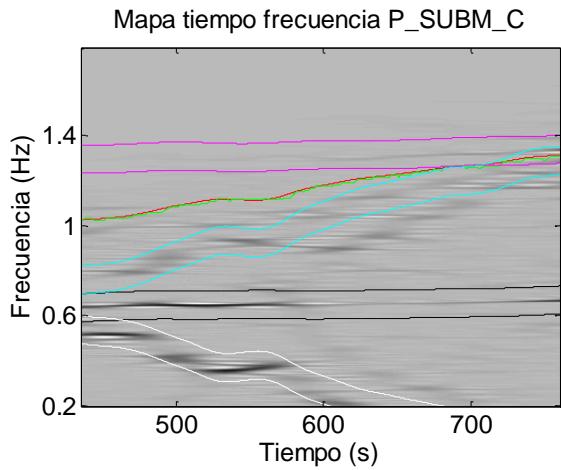


*Fallo en el registro de la prueba P_SUBM_C

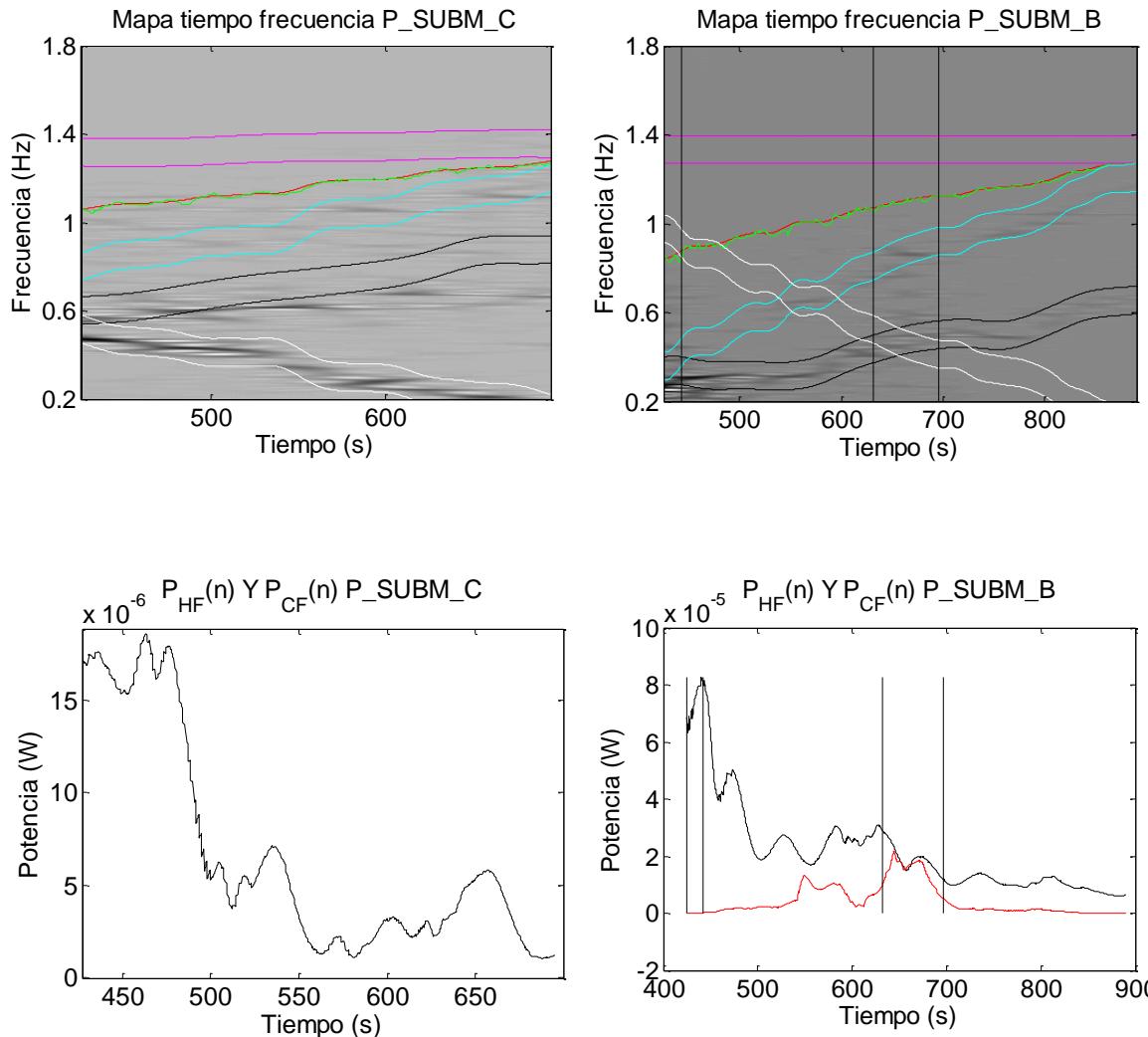
SUJETO 19.



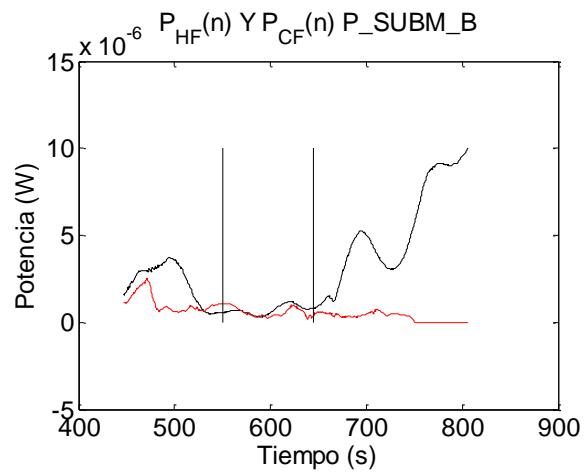
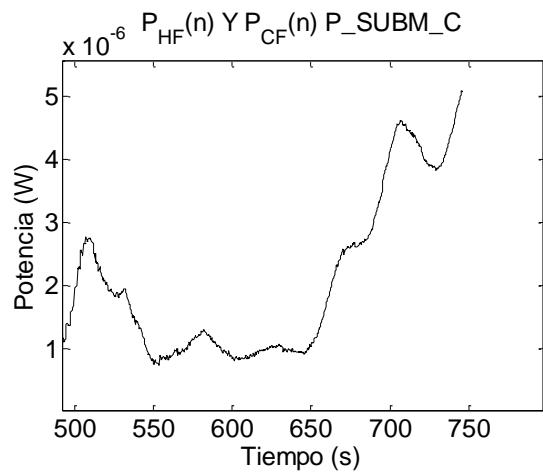
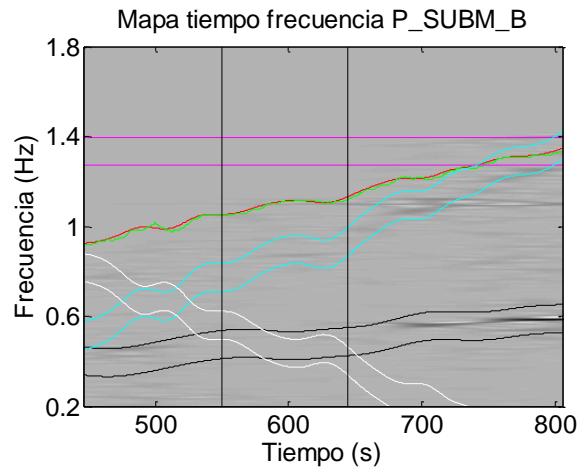
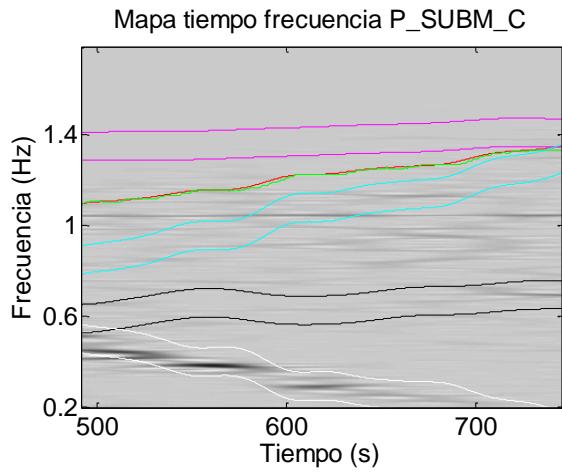
SUJETO 20.



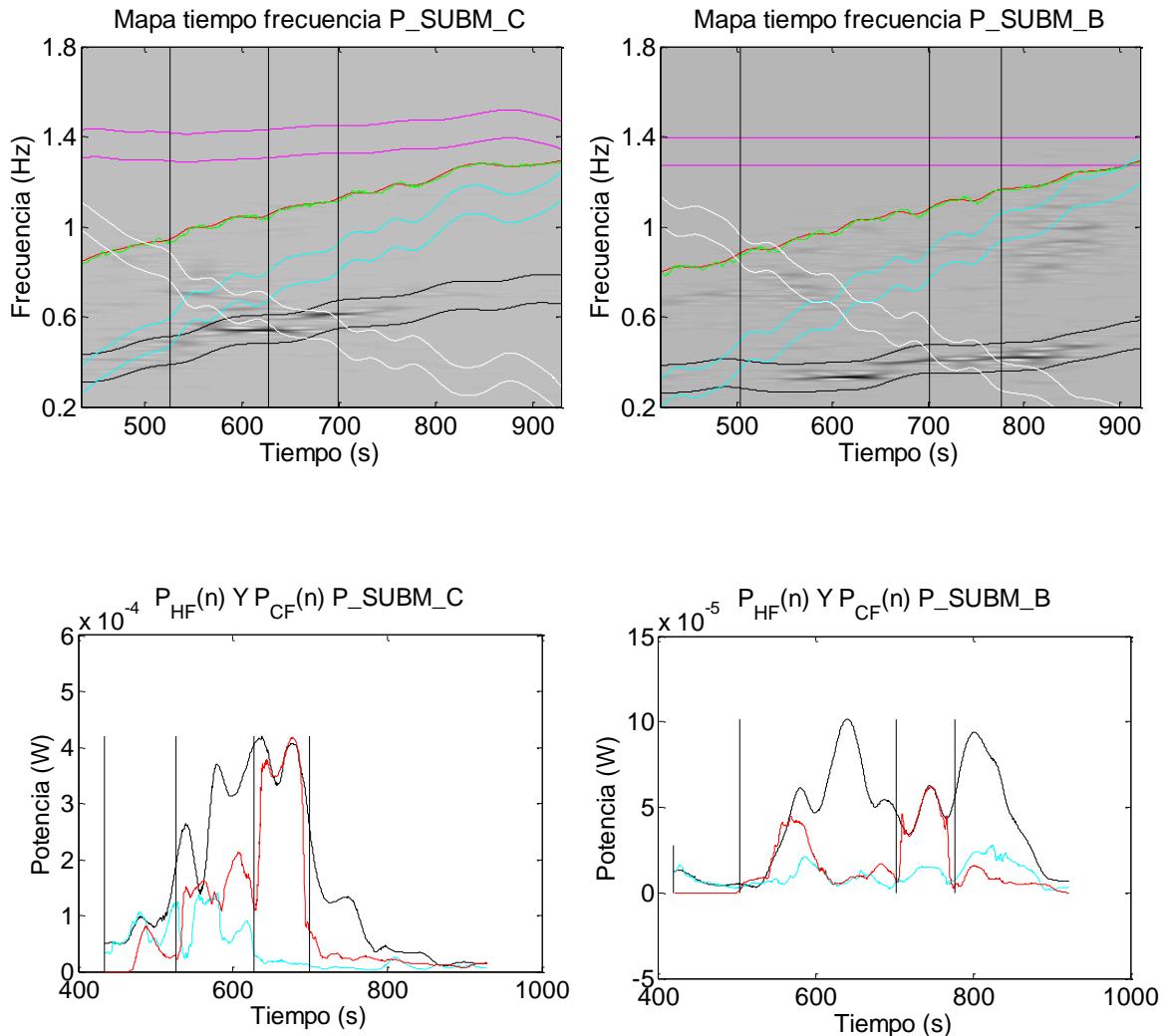
SUJETO 21.



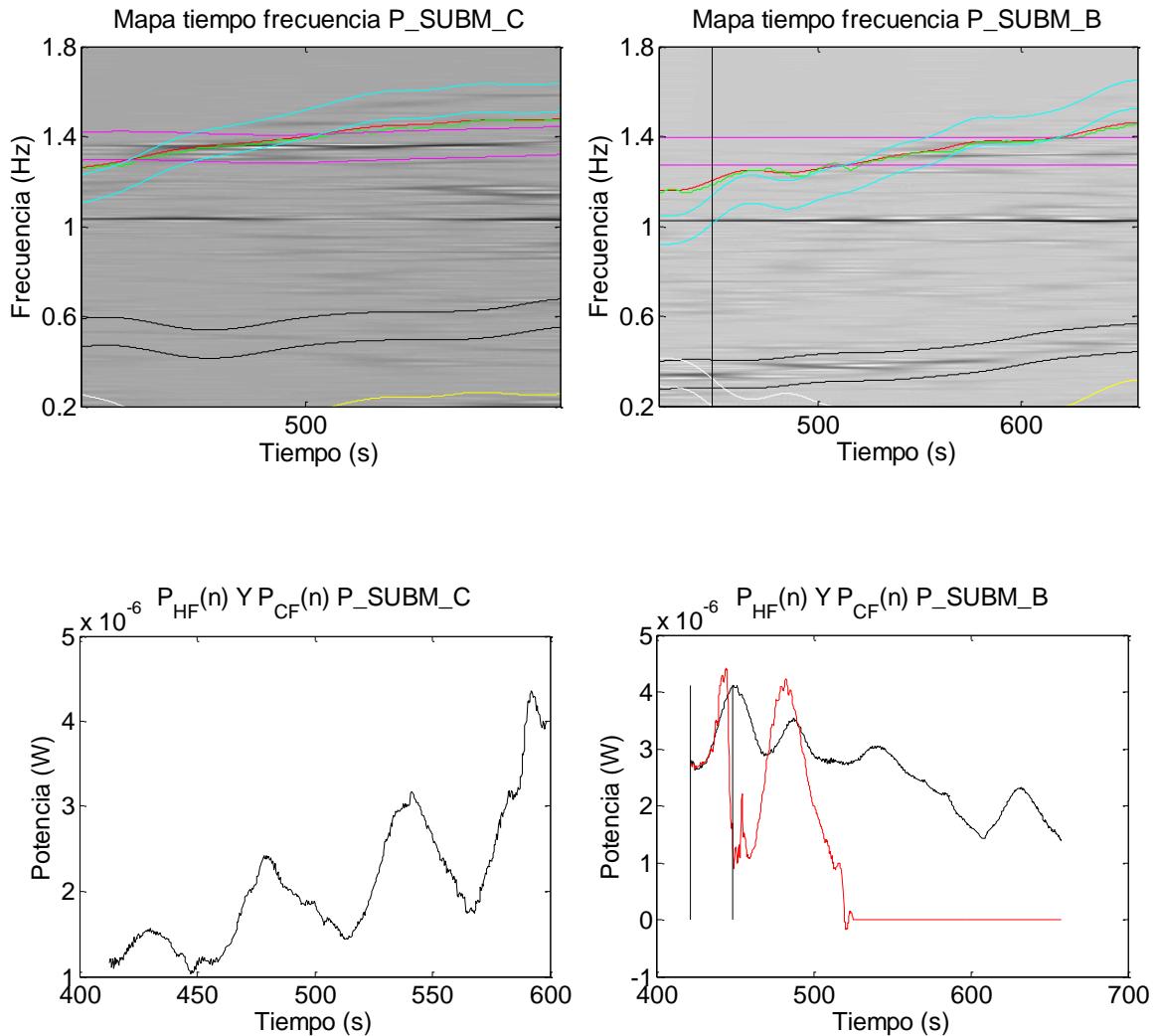
SUJETO 22.



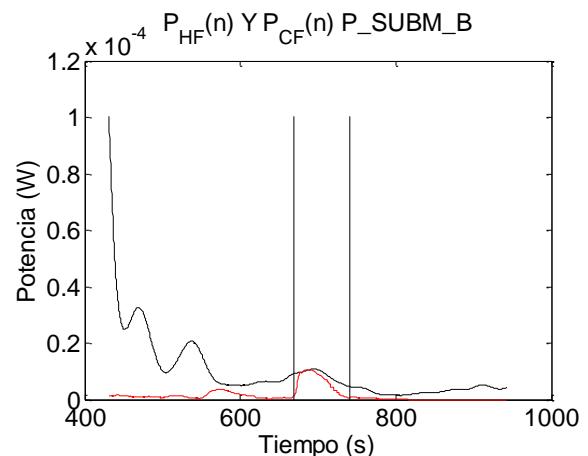
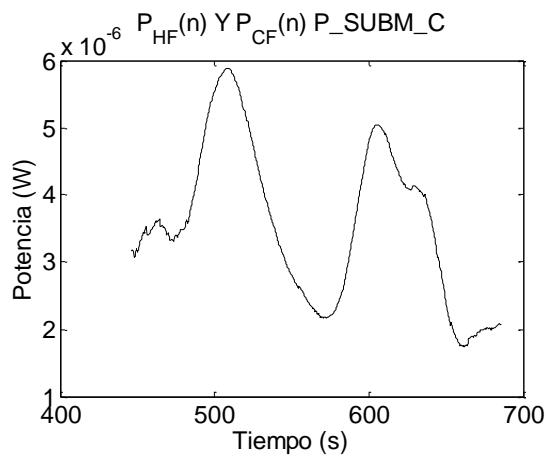
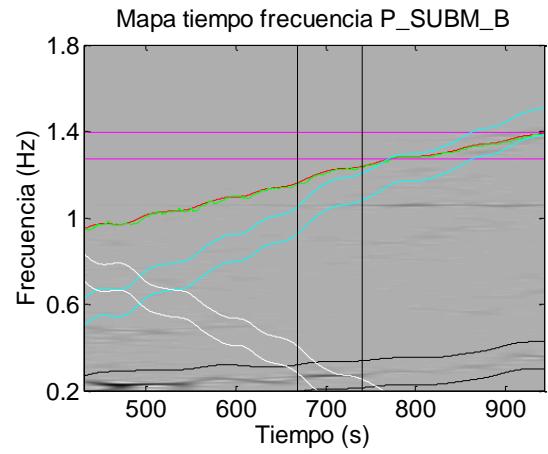
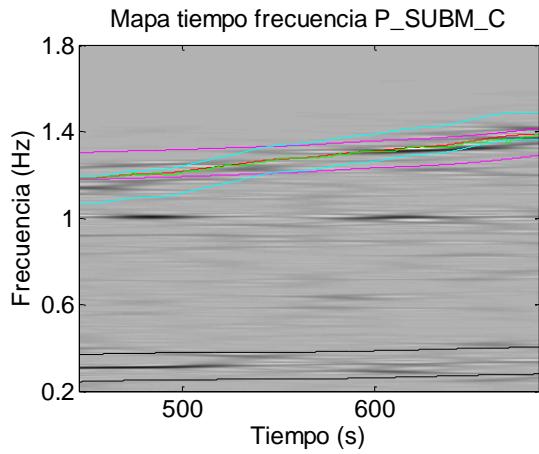
SUJETO 23.



SUJETO 24.



SUJETO 25.



ANEXO 4. VALORES ESTADÍSTICOS DE LOS DOS MÉTODOS

Por último, se registran los datos sobre las medias y las variaciones de los parámetros de potencia representadas en los diagramas de cajas que acompañan al estudio realizado. Estos datos se registran tanto de $P_{LF}(n)$ como de $P_{HF}(n)$, para el caso en el que se procesa la señal original y el caso en el que se trata el solape con el método propuesto.

Con estos valores obtenemos los diagramas de cajas y las matrices de Wilcoxon asociadas que nos ayudan a analizar las conclusiones del trabajo y que se presentan a continuación.

Se busca que los valores de un intervalo sean significativamente diferentes respecto a los de sus intervalos. Estas diferencias se reflejan en los valores de la matriz de Wilcoxon representada, fijando el umbral de decisión en 0.02. Se compara la potencia de un intervalo con el del resto de intervalos de su división y cualquier valor menor a este umbral es significativamente diferente.

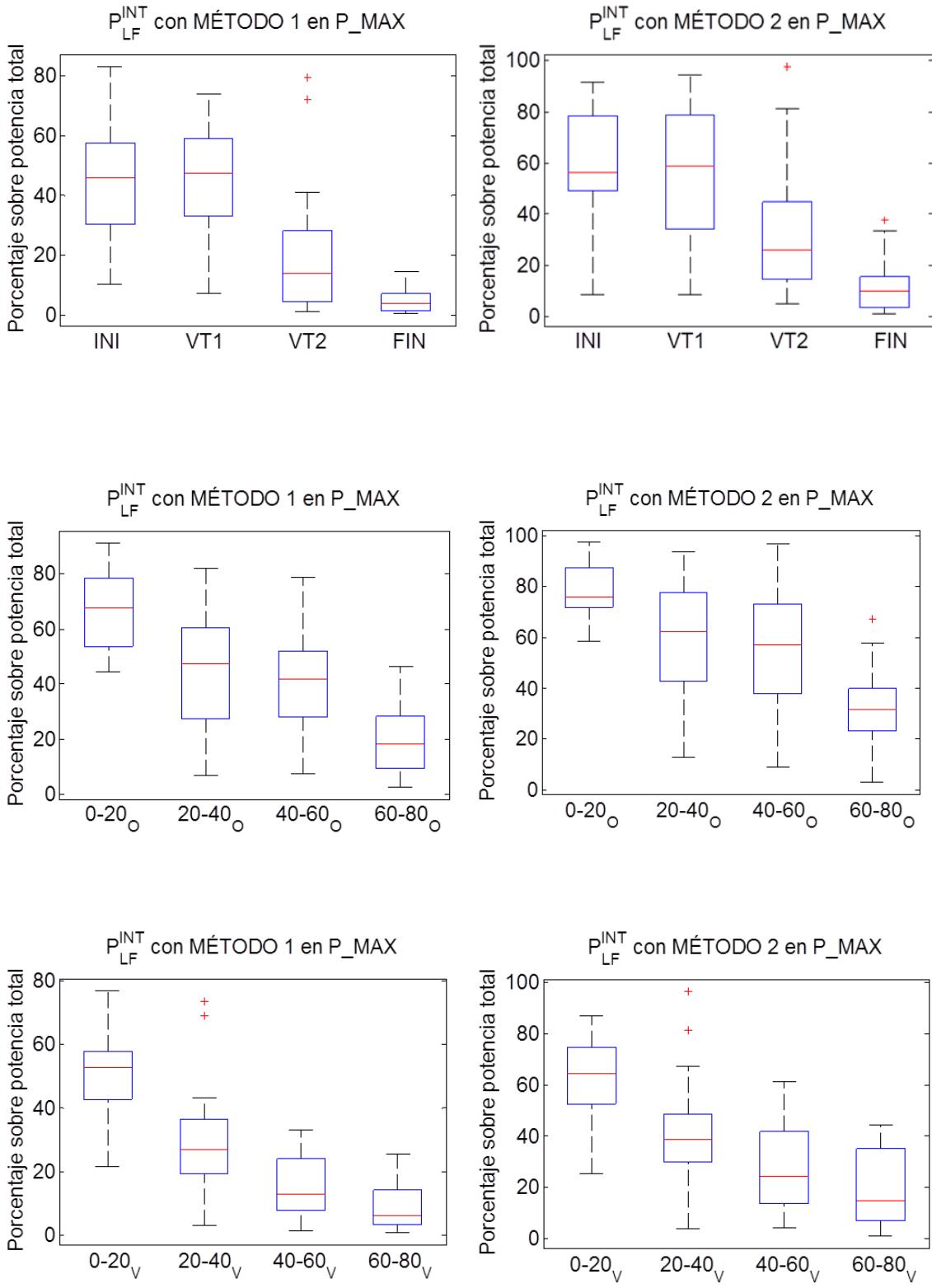
La forma de indicar que la comparación entre las potencias de dos intervalos es significativamente diferente consiste en resaltar los números en verde. Si por el contrario no se observa esta diferencia, se resaltan en rojo.

Cabe destacar que el hecho de comparar unos umbrales con otros hace que la matriz de salida sea simétrica respecto a la diagonal.

Los intervalos que están muy próximos entre sí no se consideran (NC), como es el caso de INI con VT1 y el de 0-20₀ con 20-40₀.

A4.1. CASO DE P_MAX

Diagramas y Matrices de Wilcoxon para P_{LF}^{INT}



P_{LF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	1.8 E-4	4E-5
VT1	NC	-	1.6 E-4	4E-5
VT2	1.8 E-4	1.6 E-4	-	7E-4
FIN	4E-5	4E-5	7E-4	-

P_{LF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	2.1 E-4	5.3 E-5
VT1	NC	-	1.7 E-4	5.3 E-5
VT2	2.1 E-4	1.7 E-4	-	0.002
FIN	5.3 E-5	5.3 E-5	0.002	-

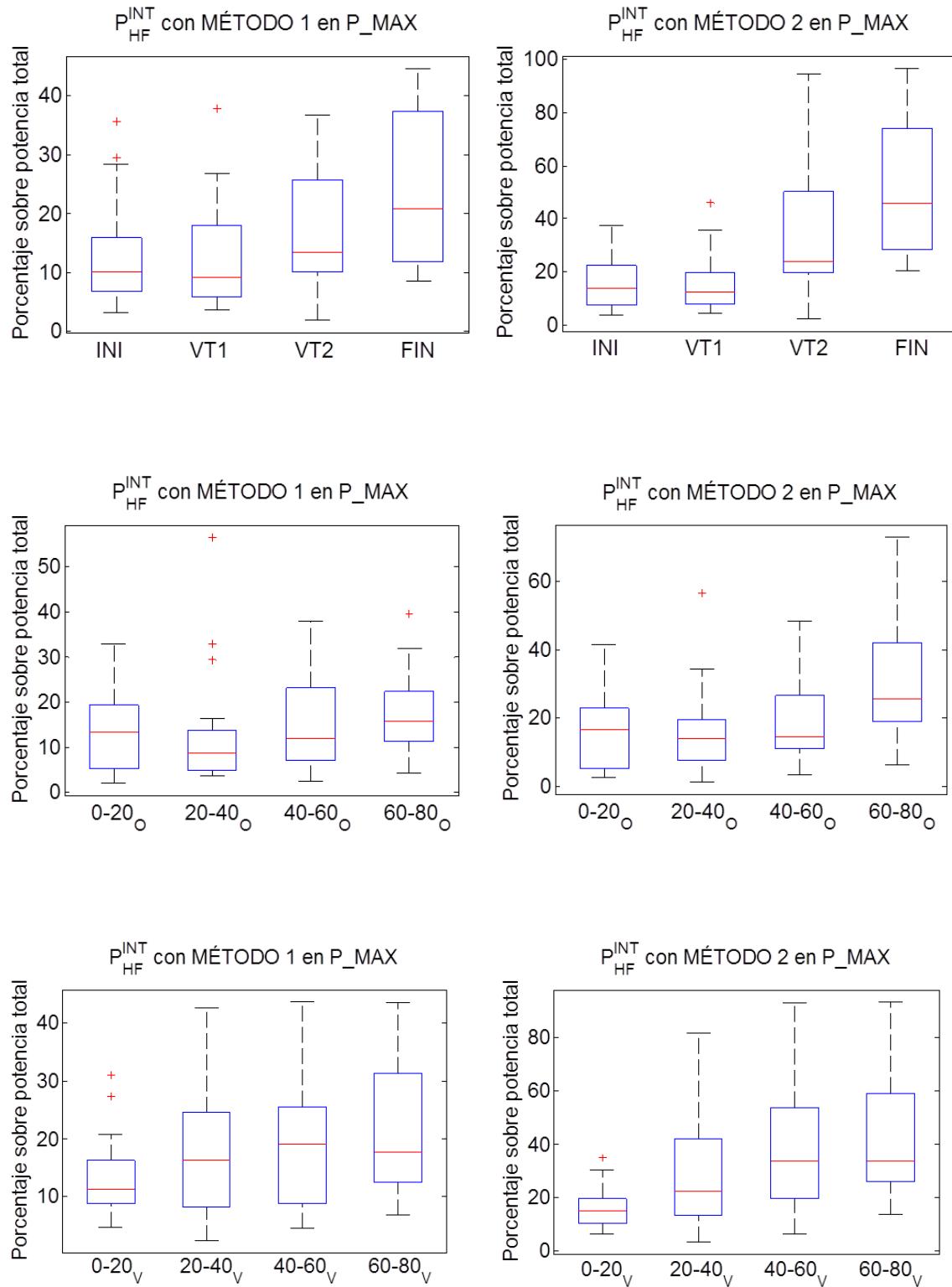
P_{LF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	5.17 E-4	8.86 E-5
20 - 40 ₀	NC	-	0.31	1.4 E-4
40 - 60 ₀	5.17 E-4	0.31	-	1.2 E-4
60 - 80 ₀	8.86 E-5	1.4 E-4	1.2 E-4	-

P_{LF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	0.002	1.2 E-4
20 - 40 ₀	NC	-	0.08	1.63 E-4
40 - 60 ₀	0.002	0.08	-	3.38 E-4
60 - 80 ₀	1.2 E-4	1.63 E-4	3.38 E-4	-

P_{LF}^{INT}	0 - 20 _v	20 - 40 _v	40 - 60 _v	60 - 80 _v
0 - 20 _v	-	4.6 E-5	3.09 E-5	3.09 E-5
20 - 40 _v	4.6 E-5	-	7.35 E-4	1.12 E-4
40 - 60 _v	3.09 E-5	7.35 E-4	-	0.001
60 - 80 _v	3.09 E-5	1.12 E-4	0.001	-

P_{LF}^{INT}	0 - 20 _v	20 - 40 _v	40 - 60 _v	60 - 80 _v
0 - 20 _v	-	1.43 E-4	1.27 E-4	4 E-5
20 - 40 _v	1.43 E-4	-	0.005	8.21 E-4
40 - 60 _v	1.27 E-4	0.005	-	0.006
60 - 80 _v	4 E-5	8.21 E-4	0.006	-

Diagramas y Matrices de Wilcoxon para P_{HF}^{INT}



P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	0.05	0.001
VT1	NC	-	0.05	0.001
VT2	0.05	0.05	-	0.006
FIN	0.001	0.001	0.006	-

P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	0.001	5.3 E-5
VT1	NC	-	9.8 E-4	6 E-5
VT2	0.001	9.8 E-4	-	0.006
FIN	5.3 E-5	6 E-5	0.006	-

P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	0.71	0.191
20 - 40 ₀	NC	-	0.247	0.093
40 - 60 ₀	0.71	0.247	-	0.079
60 - 80 ₀	0.191	0.093	0.079	-

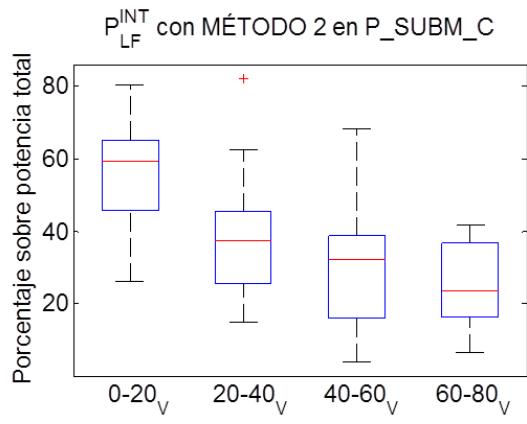
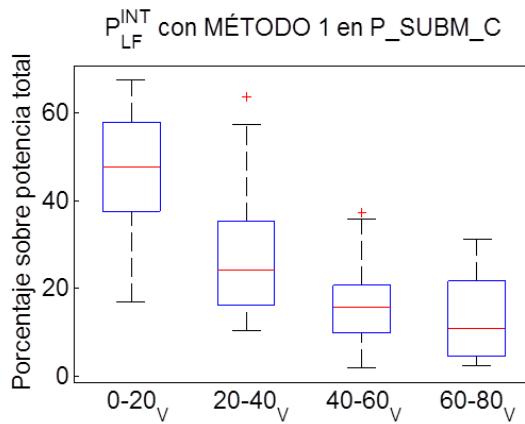
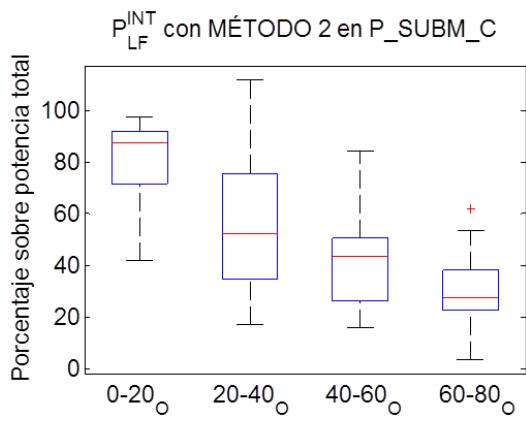
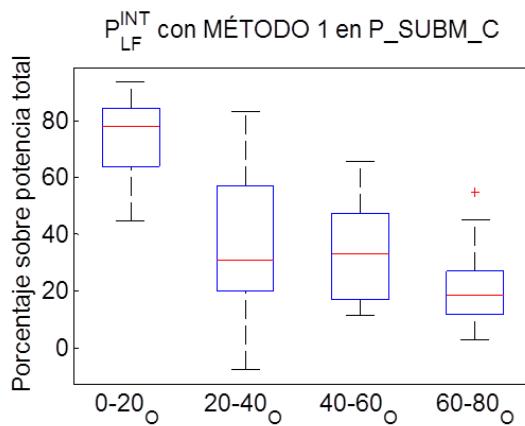
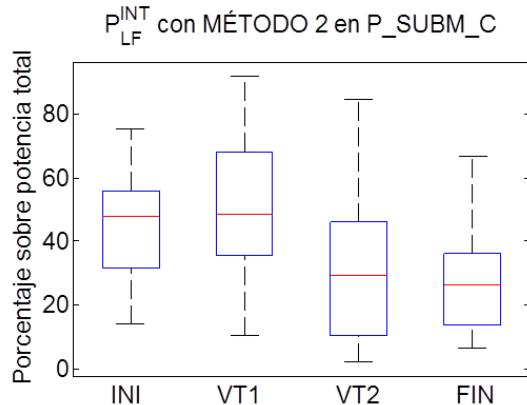
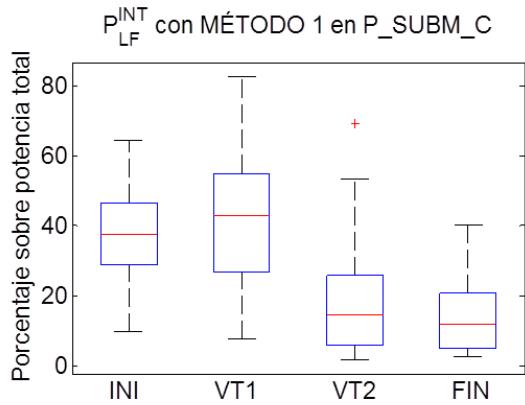
P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	0.002	1.2 E-4
20 - 40 ₀	NC	-	0.08	1.63 E-4
40 - 60 ₀	0.002	0.08	-	3.38 E-4
60 - 80 ₀	1.2 E-4	1.63 E-4	3.38 E-4	-

P_{HF}^{INT}	0 - 20 _v	20 - 40 _v	40 - 60 _v	60 - 80 _v
0 - 20 _v	-	0.015	0.021	0.01
20 - 40 _v	0.015	-	0.316	0.05
40 - 60 _v	0.021	0.316	-	0.2
60 - 80 _v	0.01	0.05	0.2	-

P_{HF}^{INT}	0 - 20 _v	20 - 40 _v	40 - 60 _v	60 - 80 _v
0 - 20 _v	-	0.002	1.12 E-4	5.95 E-5
20 - 40 _v	0.002	-	0.003	0.002
40 - 60 _v	1.12 E-4	0.003	-	0.009
60 - 80 _v	5.95 E-5	0.002	0.009	-

A4.2. CASO DE P_SUBM_C

Diagramas y Matrices de Wilcoxon para P_{LF}^{INT}



P_{LF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	0.005	3.3 E-4
VT1	NC	-	3.8 E-4	1.8 E-4
VT2	0.005	3.8 E-4	-	0.6
FIN	3.3 E-4	1.8 E-4	0.6	-

P_{LF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	6.6 E-4	2.7 E-5
VT1	NC	-	9.9 E-5	2.7 E-5
VT2	6.6 E-4	9.9 E-5	-	5.9 E-5
FIN	2.7 E-5	2.7 E-5	5.9 E-5	-

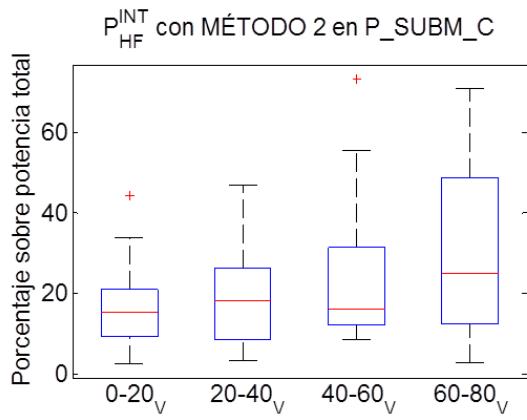
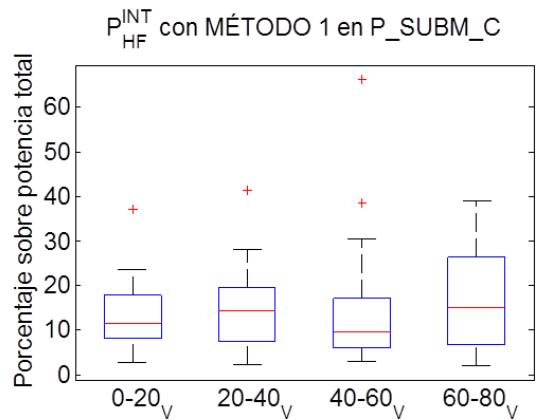
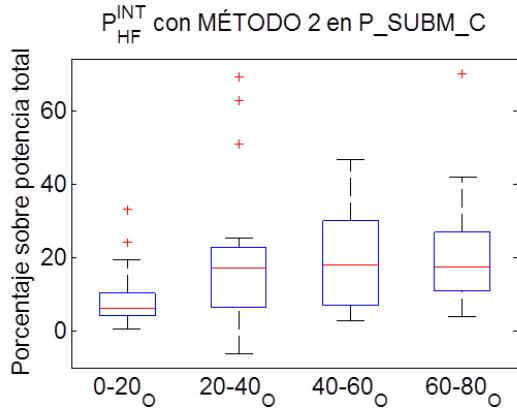
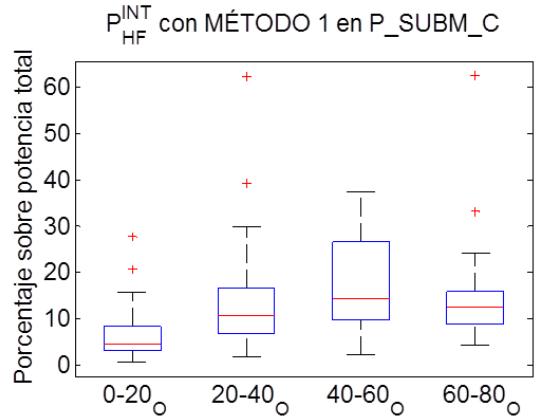
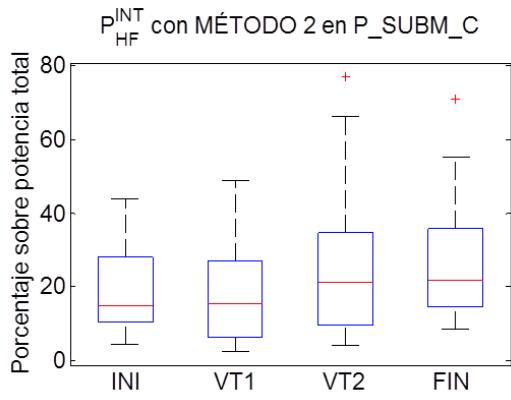
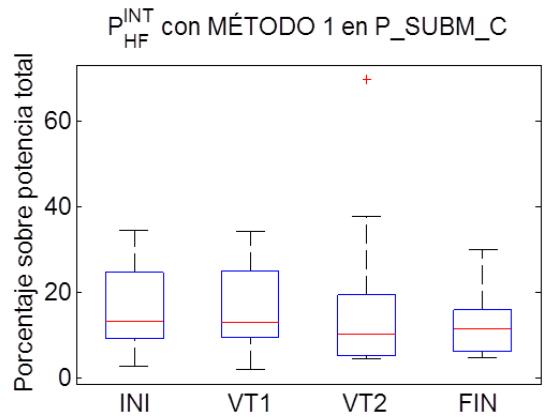
P_{LF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	1.2 E-4	8.86 E-5
20 - 40 ₀	NC	-	0.15	0.003
40 - 60 ₀	1.2 E-4	0.15	-	0.001
60 - 80 ₀	8.86 E-5	0.003	0.001	-

P_{LF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	1.89 E-4	8.86 E-5
20 - 40 ₀	NC	-	0.017	0.001
40 - 60 ₀	1.89 E-4	0.017	-	0.019
60 - 80 ₀	8.86 E-5	0.001	0.019	-

P_{LF}^{INT}	0 - 20 _v	20 - 40 _v	40 - 60 _v	60 - 80 _v
0 - 20 _v	-	7.69 E-5	2.7 E-5	1.22 E-4
20 - 40 _v	7.69 E-5	-	0.002	3.66 E-4
40 - 60 _v	2.7 E-5	0.002	-	0.58
60 - 80 _v	1.22 E-4	3.66 E-4	0.58	-

P_{LF}^{INT}	0 - 20 _v	20 - 40 _v	40 - 60 _v	60 - 80 _v
0 - 20 _v	-	2 E-4	5.26 E-4	1.22 E-4
20 - 40 _v	2 E-4	-	0.07	0.005
40 - 60 _v	5.26 E-4	0.07	-	0.8
60 - 80 _v	1.22 E-4	0.005	0.8	-

Diagramas y Matrices de Wilcoxon para P_{HF}^{INT}



P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	0.26	0.18
VT1	NC	-	0.66	0.26
VT2	0.26	0.66	-	0.7
FIN	0.18	0.26	0.7	-

P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	0.057	0.028
VT1	NC	-	0.02	0.014
VT2	0.057	0.02	-	0.306
FIN	0.028	0.014	0.306	-

P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	4.5 E-4	0.003
20 - 40 ₀	NC	-	0.192	0.614
40 - 60 ₀	4.5 E-4	0.192	-	0.322
60 - 80 ₀	0.003	0.614	0.322	-

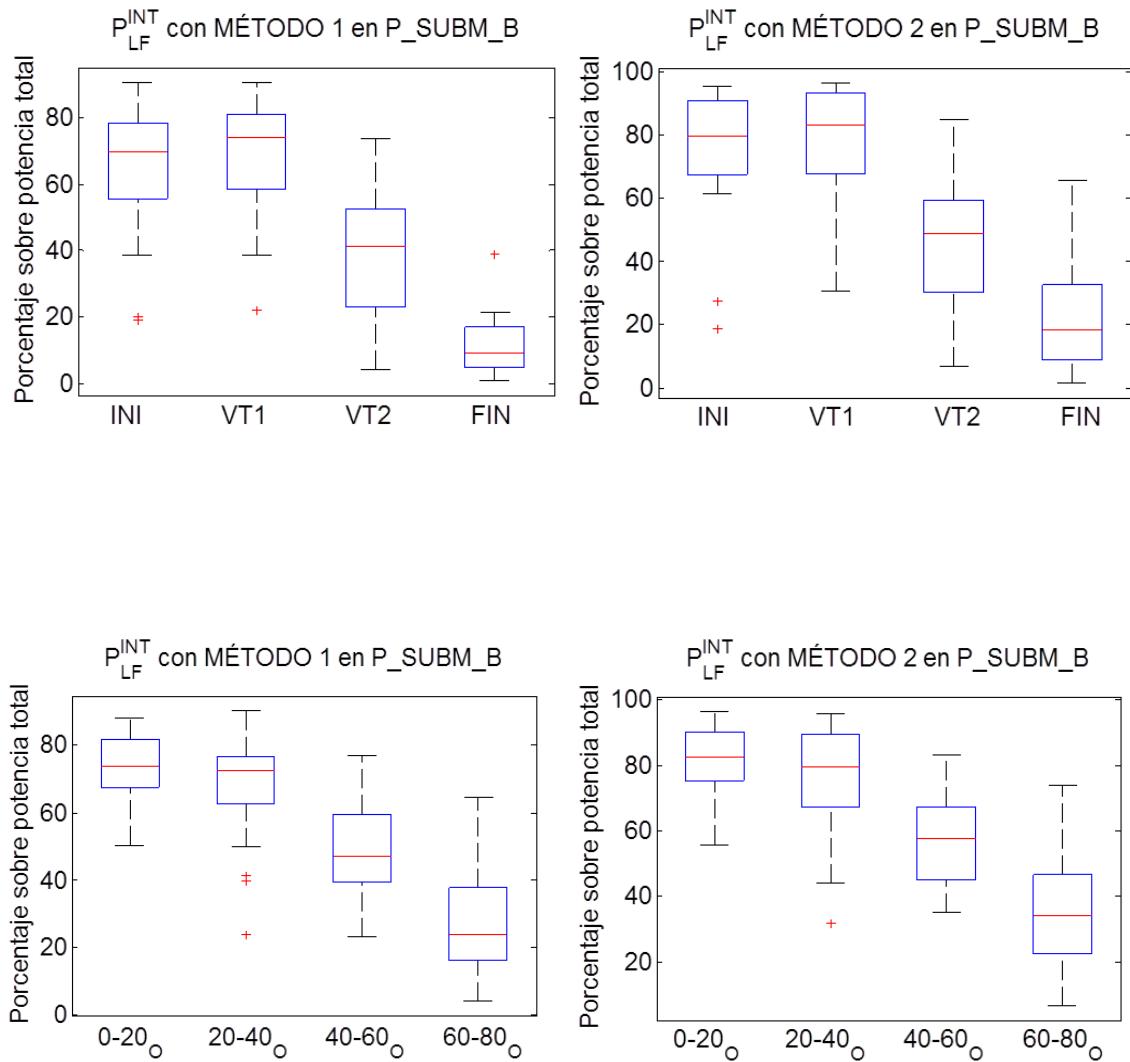
P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	0.001	6 E-4
20 - 40 ₀	NC	-	0.79	0.48
40 - 60 ₀	0.001	0.79	-	0.96
60 - 80 ₀	6 E-4	0.48	0.96	-

P_{HF}^{INT}	0 - 20 _v	20 - 40 _v	40 - 60 _v	60 - 80 _v
0 - 20 _v	-	0.715	0.715	0.391
20 - 40 _v	0.715	-	0.447	0.81
40 - 60 _v	0.715	0.447	-	0.426
60 - 80 _v	0.391	0.81	0.426	-

P_{HF}^{INT}	0 - 20 _v	20 - 40 _v	40 - 60 _v	60 - 80 _v
0 - 20 _v	-	0.09	0.03	0.01
20 - 40 _v	0.09	-	0.016	0.005
40 - 60 _v	0.03	0.016	-	0.217
60 - 80 _v	0.01	0.005	0.217	-

A4.3. CASO DE P_SUBM_B

Diagramas y Matrices de Wilcoxon para \overline{P}_{LF}^{INT}



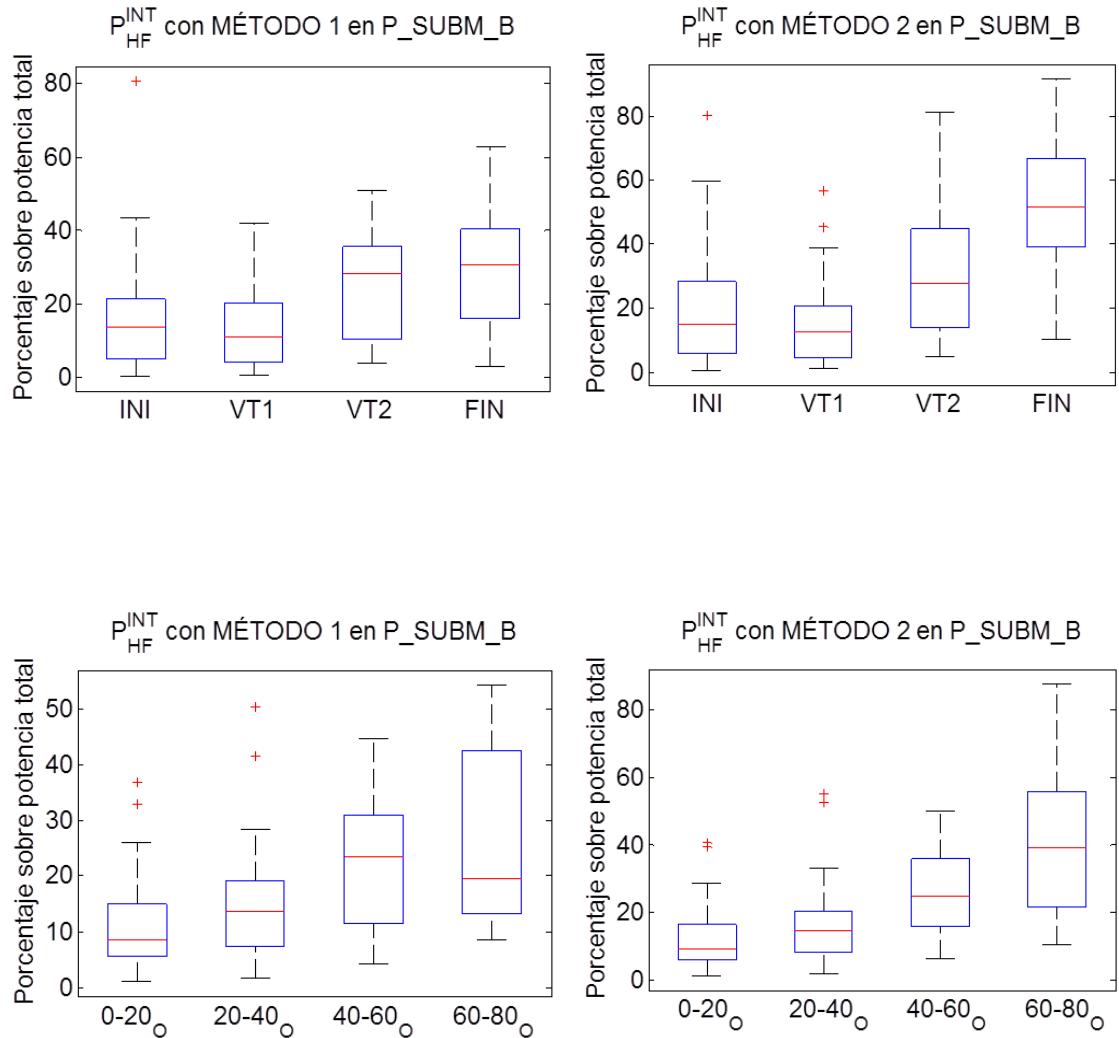
P_{LF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	0.001	2.7 E-5
VT1	NC	-	2.9 E-4	2.7 E-5
VT2	0.001	2.9 E-4	-	3.5 E-5
FIN	2.7 E-5	2.7 E-5	3.5 E-5	-

P_{LF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	6.6 E-4	2.7 E-5
VT1	NC	-	9.9 E-5	2.7 E-5
VT2	6.6 E-4	9.9 E-5	-	5.9 E-5
FIN	2.7 E-5	2.7 E-5	5.9 E-5	-

P_{LF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	9.2 E-5	5.96 E-5
20 - 40 ₀	NC	-	7.96 E-4	5.96 E-5
40 - 60 ₀	9.2 E-5	7.96 E-4	-	5.96 E-5
60 - 80 ₀	5.96 E-5	5.96 E-5	5.96 E-5	-

P_{LF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	1.6 E-4	5.96 E-4
20 - 40 ₀	NC	-	1 E-3	5.96 E-4
40 - 60 ₀	1.6 E-4	1 E-3	-	1.41 E-4
60 - 80 ₀	5.96 E-4	5.96 E-4	1.41 E-4	-

Diagramas y Matrices de Wilcoxon para P_{HF}^{INT}



P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	0.04	0.004
VT1	NC	-	0.01	3 E-4
VT2	0.04	0.01	-	0.2
FIN	0.004	3 E-4	0.2	-

P_{HF}^{INT}	INI	VT1	VT2	FIN
INI	-	NC	0.02	2.1 E-4
VT1	NC	-	3 E-3	3.5 E-5
VT2	0.02	3 E-3	-	1 E-3
FIN	2.1 E-4	3.5 E-5	1 E-3	-

P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	0.005	0.004
20 - 40 ₀	NC	-	0.036	0.012
40 - 60 ₀	0.005	0.036	-	0.092
60 - 80 ₀	0.004	0.012	0.092	-

P_{HF}^{INT}	0 - 20 ₀	20 - 40 ₀	40 - 60 ₀	60 - 80 ₀
0 - 20 ₀	-	NC	0.002	1.62 E-4
20 - 40 ₀	NC	-	0.01	3.67 E-4
40 - 60 ₀	0.002	0.01	-	6 E-3
60 - 80 ₀	1.62 E-4	3.67 E-4	6 E-3	-

ANEXO 5. LISTA DE SIGLAS Y ACRÓNIMOS

- HRV: Variabilidad del ritmo cardiaco
- ANS: Sistema nervioso autónomo
- SPWD: Pseudo distribución Wigner-Ville
- LF: baja frecuencia (0.04Hz – 0.15Hz)
- HF: alta frecuencia (centrada en la frecuencia respiratoria)
- CF: frecuencia de la cadencia (pedaleo o zancada)
- VO₂: consumo de oxígeno
- P_{MAX}: prueba máxima
- P_{SUBM_C}: prueba submáxima en cinta
- P_{SUBM_B}: prueba submáxima en bici
- HR: ritmo cardiaco
- ECG: electrocardiograma
- IPFM: modelo en frecuencia de pulsos por integración
- TVIPFM: modelo en frecuencia de pulsos por integración variante en el tiempo
- $\Omega_{HF}(n)$: banda de HF
- $\Omega_{LF}(n)$: banda de LF
- $\Omega_{CF}(n)$: banda de CF
- $\Omega_{CF1}(n)$: banda del primer alias
- $\Omega_{CF2}(n)$: banda del segundo alias
- $\Omega_{CF3}(n)$: banda del tercer alias
- F_R(n): frecuencia respiratoria
- F_{HR}(n): frecuencia del ritmo cardiaco
- F_C(n): frecuencia de la cadencia
- F_{CF1}(n): frecuencia del primer alias
- F_{CF2}(n): frecuencia del segundo alias
- F_{CF3}(n): frecuencia del tercer alias
- P_{LF}(n): potencia asociada la banda de LF
- P_{HF}(n): potencia asociada la banda de HF
- P_{CF}(n): potencia asociada la banda de CF
- P_{CF1}(n): potencia asociada la banda del primer alias
- P_{CF2}(n): potencia asociada la banda del segundo alias
- P_{CF3}(n): potencia asociada la banda del tercer alias
- P_{LF}^{INT} : potencia de LF en un intervalo concreto
- P_{HF}^{INT} : potencia de HF en un intervalo concreto
- P_{CF}^{INT} : potencia de CF en un intervalo concreto
- INI, VT1, VT2, FIN: intervalos relacionados con los umbrales fisiológicos
- 0-20₀, 20-40₀, 40-60₀, 60-80₀: intervalos relacionados con el consumo de oxígeno
- 0-20_v, 20-40_v, 40-60_v, 60-80_v: intervalos relacionados con la velocidad