



**Universidad
Zaragoza**

Proyecto Fin de Carrera

ANÁLISIS DE LAS COMPONENTES DE ALTA FRECUENCIA DE LA HRV EN PRUEBA DE ESFUERZO MEDIANTE MÉTODOS TIEMPO-FRECUENCIA

Ignacio de la Iglesia Palacios

Directora:
Raquel Bailón Luesma

Codirectora:
Nuria Garatachea Vallejo

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
Noviembre 2011

IGNACIO DE LA IGLESIA PALACIOS

**ANÁLISIS DE LAS COMPONENTES DE ALTA FRECUENCIA DE LA
HRV EN PRUEBA DE ESFUERZO MEDIANTE MÉTODOS TIEMPO-
FRECUENCIA**

Agradecimientos

A mis padres y mi hermana por sus preocupaciones y por haberme insistido tanto en la importancia de terminar este trabajo.

A Yolanda por apoyarme y entenderme tanto durante la elaboración del proyecto.

A Raquel y a Nuria por haber estado siempre disponibles y haber puesto tantas facilidades.

A los voluntarios para las pruebas de esfuerzo y a Jose Antonio Casajús por su colaboración desinteresada.

Análisis de las componentes de alta frecuencia de la HRV en prueba de esfuerzo mediante métodos tiempo-frecuencia

RESUMEN

El análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) es ampliamente utilizado como una medida no invasiva de la actividad del sistema nervioso autónomo (ANS) en condiciones estacionarias. Sin embargo, en condiciones no estacionarias y, en particular, durante la realización de ejercicio, tanto el análisis como la interpretación de las componentes principales de la HRV se complican. El análisis de la HRV durante la realización de ejercicio supone un reto desde el punto de vista metodológico y fisiológico y es de gran interés tanto por su potencial capacidad discriminadora en la identificación de determinadas enfermedades cardiovasculares como porque permite investigar los mecanismos de regulación cardiovascular en respuesta al estrés del ejercicio.

En este proyecto fin de carrera se analiza la HRV durante prueba de esfuerzo realizada sobre tapiz rodante en un conjunto de atletas. Se presta especial atención a las componentes de alta frecuencia de la HRV, en particular, a la componente sincrónica con la frecuencia respiratoria y a otra componente a la frecuencia de la zancada que, si bien no ha sido descrita en la literatura, es nuestra hipótesis que aparezca debida al acoplo cardiocomotor, que sí que ha sido documentado en pruebas de esfuerzo realizadas sobre cicloergómetro a la frecuencia del pedaleo.

El principal objetivo del proyecto es investigar la existencia de una componente en la HRV durante prueba de esfuerzo realizada sobre tapiz rodante relacionada con el acoplo cardiocomotor. El primer paso del proyecto consiste en el diseño del protocolo y registro de una base de datos de atletas durante prueba de esfuerzo que permita contrastar nuestra hipótesis. A partir de los datos de periodo cardíaco instantáneo registrados por un medidor de pulso comercial, se estima la señal de HRV a partir del modelo de modulación en frecuencia de pulsos por integración con umbral variante en el tiempo. La señal de HRV estimada se analiza en el dominio tiempo-frecuencia mediante la distribución pseudo Wigner-Ville suavizada (SPWVD). Después se definen las bandas frecuenciales asociadas a las componentes de la HRV de interés: una centrada en la frecuencia respiratoria, otra centrada en la frecuencia de la zancada, así como otras centradas en alias de la frecuencia de la zancada y sus armónicos originados por el muestreo intrínseco de la HRV por el propio ritmo cardíaco. Se calcula la potencia instantánea de cada una de estas componentes integrando la SPWVD en las correspondientes bandas frecuenciales, y se estudia su evolución durante la prueba de esfuerzo en función de diferentes umbrales fisiológicos.

Se observa que la potencia asociada a la componente de la cadencia y sus alias representa en media el $21,3 \pm 12,6\%$ de la potencia total de la HRV durante la prueba de esfuerzo, conduciendo a errores en la interpretación fisiológica de las componentes clásicas de la HRV si no es tomada en cuenta. La contribución de la potencia asociada a la cadencia en la potencia total de la HRV no sufre cambios significativos ni con el aumento en el consumo de oxígeno ni con la carga de trabajo. La potencia de la componente sincrónica con la respiración tiene una mayor contribución en la potencia total de la HRV a medida que el nivel de esfuerzo se aproxima al máximo, reflejando una modulación mecánica de la HRV debida a los propios movimientos respiratorios. Estos resultados cuestionan que la señal moduladora del ANS de la que partimos, tenga un origen puramente neurológico, pudiendo verse afectada por los efectos mecánicos que sobre el organismo y sobre el sistema cardiovascular, se dan en situaciones de alta exigencia física.

Tabla de contenidos

1	Introducción	1
1.1	Contexto	1
1.2	Motivación y antecedentes.....	1
1.3	La variabilidad del ritmo cardiaco	3
1.3.1	Origen fisiológico.....	4
1.3.2	Análisis de la HRV	4
1.3.3	HRV durante prueba de esfuerzo.....	5
1.4	Métodos de análisis tiempo frecuencia	6
1.5	Objetivos del proyecto fin de carrera	7
1.6	Organización.....	8
2	Materiales	11
2.1	Elaboración de la base de datos.....	11
2.2	Descripción de los sujetos	11
2.3	Elaboración y descripción del protocolo.	12
2.3.1	Prueba de esfuerzo máxima sobre tapiz rodante.	13
2.3.2	Prueba de esfuerzo submáxima en cicloergómetro a cadencia de pedaleo fija. 14	
2.3.3	Prueba de esfuerzo submáxima en tapiz rodante a frecuencia de zancada fija. 14	
2.4	Descripción de los equipos.....	15
2.4.1	Equipo de esfuerzo cardiorespiratorio modelo MasterScreenTM CPX.	15
2.4.2	Medidor de pulso cardiaco POLAR RS800CX.....	16
2.4.3	Registro digital para análisis Holter. Modelo Mortara H12+.	17
2.4.4	Descripción de las señales.....	17
3	Métodos	19
3.1	Estimación de las señales de estudio	19
3.2	Análisis tiempo-frecuencia de la HRV durante prueba de esfuerzo	21
3.3	Componentes de la HRV analizadas	23
3.4	Cálculo de parámetros fisiológicos.....	29
3.4.1	Estudio según umbrales fisiológicos	30
3.4.2	Estudio según velocidad	31

3.4.3	Estudio según VO_2	32
3.5	Índices de solapamiento	33
3.6	Análisis estadístico	35
4	Resultados	37
4.1	Resultados según umbrales fisiológicos.....	42
4.2	Resultados según velocidad	45
4.3	Resultados según VO_2	48
5	Discusión	53
6	Conclusión	63
7	Líneas futuras	65
Anexo I.	Modelos de la HRV	69
Anexo II.	Bases fisiológicas de los umbrales aeróbico y anaeróbico. Metodología para su determinación en prueba de esfuerzo incremental.....	75
Anexo III.	Mapas de potencia y evolución de las potencias en LF, HF y CF y sus alias. 77	
Anexo IV.	Valores obtenidos tras el procesado de las distintas pruebas de esfuerzo máximas. 85	
Anexo V.	Análisis estadístico aplicando el segundo método de consideración de solapamientos. 95	

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 del GTC existe un subgrupo especializado en el análisis de señales biomédicas y que pertenece al CIBER-BNN (Centro de Investigación Biomédica en Red – Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina). Este proyecto se enmarca dentro de las líneas de investigación de este subgrupo.

Este proyecto se ha realizado también con la colaboración del Departamento de Fisiatría y Enfermería (área de Educación Física y Deportiva) de la Universidad de Zaragoza, a través de la Doctora Nuria Garatachea quien además de dirigir el diseño del protocolo de adquisición de la base de datos, ha conseguido que se nos facilitara el Laboratorio del grupo GENUUD (Growth, Exercise, Nutrition and Development) de la Universidad de Zaragoza, para la realización de dichas pruebas.

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”, y proyecto TRA2009_0127 “DESARROLLO DE UN DETECTOR DEL GRADO DE SATURACION Y RELAJACION DEL CONDUCTOR A PARTIR DE SEÑALES BIOLÓGICAS EN ENSAYOS DE SIMULACION DE CONDUCCION”.

1.2 Motivación y antecedentes

El sistema nervioso autónomo (ANS, *autonomic nervous system*) es el encargado de mantener la homeostasis o equilibrio interno del cuerpo mediante la regulación de diferentes sistemas, entre ellos el sistema cardiovascular. Su actividad se ve afectada por diferentes patologías (fallo cardíaco, hipertensión, obesidad, apnea del sueño, diabetes) y condiciones fisiológicas (sueño, estrés ortostático, físico y mental), por lo que su parametrización resulta de gran interés, en especial si puede hacerse de manera no invasiva.

La variabilidad del ritmo cardíaco (HRV, *heart rate variability*) es ampliamente aceptada como una medida no invasiva de la actividad del sistema nervioso autónomo en condiciones estacionarias, y han sido publicados estándares de medida, interpretación

1 Introducción

fisiológica y uso clínico de la HRV [1]. Sin embargo, en condiciones no estacionarias, y, en particular, durante la realización de ejercicio, la interpretación de las componentes de la HRV es controvertida. Los factores que determinan la HRV en condiciones espontáneas, se ven alterados durante el ejercicio [2], y las características no estacionarias de la HRV durante el ejercicio hacen que las técnicas tradicionales de análisis de la HRV no sean válidas.

Por ejemplo, existe en la HRV una componente síncrona con la respiración que es considerada en condiciones de reposo una medida de la actividad del sistema parasimpático. Esta componente se localiza en la banda clásica de alta frecuencia (HF, *high frequency*), entre 0.15 y 0.4 Hz. Sin embargo, durante prueba de esfuerzo la respiración deja de estar localizada en la banda de HF y es necesario redefinir dicha banda de forma que siempre incluya la frecuencia respiratoria [3]. Aún con esta nueva definición de la banda, la interpretación de la componente de HF como una medida de la actividad del sistema parasimpático sigue siendo cuestionable, pues se ha observado también una modulación de la HRV a la frecuencia respiratoria debida al estiramiento mecánico del nodo seno-auricular inducido por los propios movimientos respiratorios y no mediada por el sistema parasimpático [4], que puede ser la principal responsable de la componente de la HRV síncrona con la respiración en intensidades de esfuerzo elevadas.

Recientemente, diversos estudios han demostrado la existencia en la HRV registrada durante prueba de esfuerzo realizada en cicloergómetro de una componente cuya frecuencia coincide con la frecuencia del pedaleo, y cuyo origen es aún tema de debate [3, 5, 6, 7]. Entre las posibles causas de dicha componente se encuentra una modulación de la presión sanguínea debida al bombeo de la sangre por la contracción de los músculos de las piernas a la frecuencia del pedaleo, que causa una modulación de la HRV. Este fenómeno puede considerarse una forma de acoplo cardiocomotor cuya finalidad es optimizar el flujo sanguíneo a los músculos y minimizar el coste energético de la contracción del músculo cardíaco [7].

El análisis de la HRV durante la realización de ejercicio supone un reto desde el punto de vista metodológico y fisiológico, que ha suscitado numerosas investigaciones y especulaciones. Desde el punto de vista clínico, el análisis de la HRV en ejercicio tiene interés ya que ciertos índices derivados de la HRV durante prueba de esfuerzo han mostrado capacidad discriminatória en la identificación de pacientes con enfermedades de las arterias coronarias [8, 9]. Desde el punto de vista fisiológico, el análisis de la HRV en ejercicio es interesante pues permite investigar los mecanismos de regulación autonómica cardiovascular en respuesta al estrés del ejercicio [10].

En este proyecto fin de carrera se analizará la HRV durante prueba de esfuerzo en un conjunto de atletas, que constituye un grupo de estudio de particular interés debido a que permite el estudio de la HRV a intensidades de ejercicio muy superiores a las soportadas por la población sedentaria. Se prestará especial atención a la caracterización de las componentes de alta frecuencia de la HRV, que son la componente síncrona con la frecuencia respiratoria, y la componente síncrona con el propio ejercicio. La hipótesis de este trabajo es que la componente de la HRV a la frecuencia del pedaleo observada en pruebas de esfuerzo realizadas sobre cicloergómetro, aparecerá también en pruebas de esfuerzo realizadas sobre

tapiz rodante pero, en este caso, a la frecuencia de la zancada, debido al acoplo cardiolocomotor. Para comprobar nuestra hipótesis se diseñará el protocolo de adquisición de una base de datos de atletas durante prueba de esfuerzo. Después se caracterizarán las componentes propias de la HRV, además de la nueva componente que pretendemos estudiar síncrona con la zancada, utilizando métodos de análisis tiempo-frecuencia que tengan en cuenta la alta no estacionariedad de la HRV durante prueba de esfuerzo, así como bandas frecuenciales variantes en el tiempo definidas en función de la frecuencia respiratoria y la frecuencia de la zancada. Por último se estudiará la evolución de las componentes de la HRV durante la prueba de esfuerzo, en función de diferentes umbrales y parámetros fisiológicos.

1.3 La variabilidad del ritmo cardiaco

La HRV tiene su origen en los impulsos generados en el nodo seno-auricular o SA. El instante en que se produce el impulso en el nodo SA viene aproximadamente determinado en la señal electrocardiográfica (ECG) por el inicio de la onda P, aunque en muchas ocasiones se utiliza como punto fiducial algún instante del complejo QRS más fácilmente detectable al tener mayor energía, como, por ejemplo, la onda R. La Figura 1-1 muestra un fragmento de señal ECG que comprende dos latidos cardiacos donde se muestran las principales ondas e intervalos temporales. Generalmente se emplea el inverso del intervalo RR (distancia entre ondas R) como medida del ritmo cardiaco. Aunque el ritmo cardiaco y, en consecuencia, su variabilidad, pueden obtenerse, al menos de manera aproximada, mediante otros métodos basados en el ECG e incluso otras señales, como es el caso del pulsioxímetro, que registra la señal de pulso fotopletoislográfica (PPG) [11].

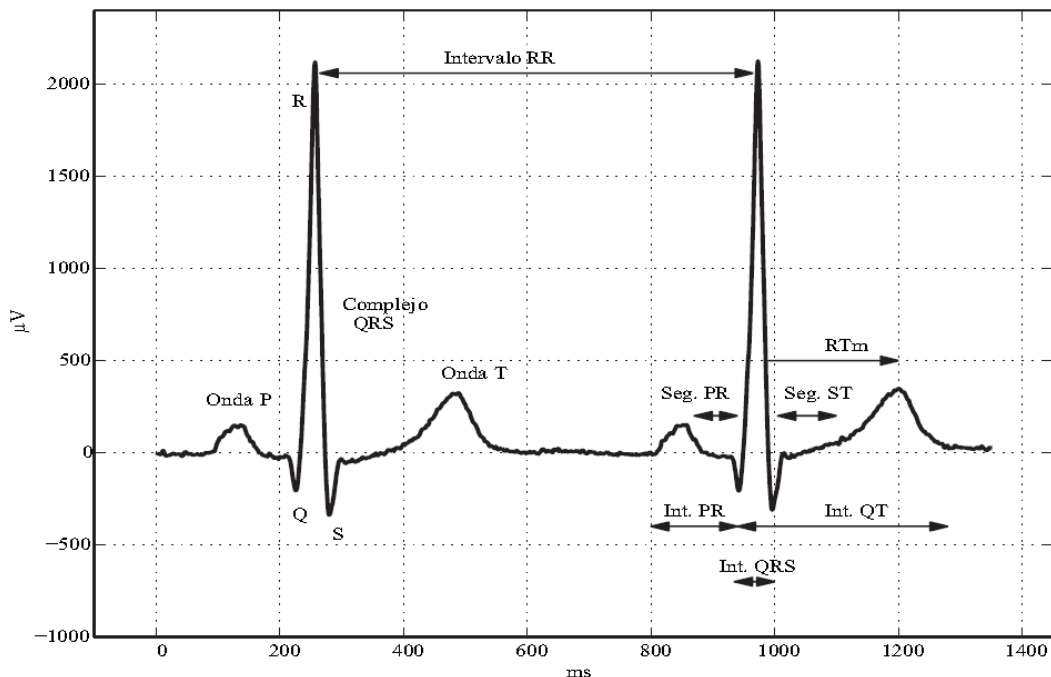


Figura 1-1 Señal ECG con las ondas e intervalos principales

1.3.1 Origen fisiológico

Desde los inicios de la electrocardiografía se ha observado que el ritmo cardíaco varía latido a latido. Se trata de pequeñas variaciones en torno a su valor medio y se denomina variabilidad del ritmo cardíaco. El ritmo cardíaco y su variabilidad latido a latido dependen del ritmo de disparo del nodo SA, que está controlado por el ANS a través de sus dos ramas: el sistema simpático y el sistema parasimpático o vagal. Por regla general, la acción del sistema simpático acelera el ritmo cardíaco mientras que la acción del sistema parasimpático lo decelera. La HRV se origina por la interacción entre los sistemas simpático y parasimpático, siendo dominante la acción del parasimpático en condiciones de reposo [12].

Además, el ANS recibe información de diferentes sistemas que influyen en la regulación de la HRV. Por ejemplo, la respiración tiene una clara influencia sobre el ritmo cardíaco, que aumenta durante la fase de inspiración, caracterizada por la inhibición de la estimulación parasimpática, y disminuye durante la expiración. Este fenómeno se denomina arritmia sinusal respiratoria (RSA, *respiratory sinus arrhythmia*) [13] y se ha convertido en un índice de medida de la estimulación parasimpática sobre el corazón en condiciones de reposo [14, 15]. Otro ejemplo, son los baroreceptores, que sensan variaciones en la presión sanguínea que son compensadas con variaciones en el ritmo cardíaco mediante el denominado barorreflejo [16].

1.3.2 Análisis de la HRV

Numerosos trabajos han demostrado la existencia en la HRV de al menos dos componentes principales bien diferenciadas [1]: una componente de baja frecuencia (LF, *low frequency*), entre 0.04 y 0.15 Hz y una componente de HF entre 0.15 y 0.4 Hz.

La componente LF se considera una medida de la estimulación simpática sobre el corazón, si bien su potencia absoluta puede verse modificada tanto por una estimulación simpática como parasimpática [17, 18], y su interpretación es controvertida tanto en condiciones de ejercicio como cuando la frecuencia respiratoria es muy baja y cae en la banda de LF. La componente HF se considera una medida de la estimulación parasimpática sobre el corazón y se debe principalmente a la RSA [19, 20], si bien ha de tenerse en cuenta que la amplitud de la RSA varía con el volumen tidal y la frecuencia respiratoria sin mediación del sistema parasimpático, como han demostrado estudios de la HRV tras la administración de fármacos inhibidores de la estimulación simpática y parasimpática [18, 21].

1.3.3 HRV durante prueba de esfuerzo

La prueba de esfuerzo o ergometría consiste en la monitorización continua de la señal ECG del paciente antes, durante y después de un ejercicio o esfuerzo. Se trata de un ejercicio físico controlado mediante tapiz rodante o cicloergómetro que sigue un protocolo estandarizado que incluye una primera fase de calentamiento, seguida de una fase de ejercicio ininterrumpido cuya intensidad varía progresivamente, y una fase final de recuperación [22], [23]. Cuando existe una anomalía significativa en una arteria coronaria, el flujo sanguíneo no puede aumentar en cantidad suficiente y se produce isquemia en el miocardio, inducida por el esfuerzo, que se manifestará como alteraciones en la señal ECG.

En deportistas, la prueba de esfuerzo es ampliamente utilizada. En primer lugar como método para comprobar la aptitud del organismo, en particular de su sistema cardiorrespiratorio, a esfuerzos físicos exigentes, y en segundo lugar para determinar parámetros fisiológicos útiles para la planificación de los entrenamientos y para la evaluación del estado de forma.

La prueba de esfuerzo progresiva requiere un aumento tanto en el ritmo cardíaco como en el volumen de eyección. Esto supone que al iniciarse el ejercicio la respuesta del ANS se caracterice por una inhibición de la estimulación parasimpática, seguida por una activación de la estimulación simpática cuando la intensidad del ejercicio es elevada [2, 24]. El efecto del ejercicio progresivo sobre la respiración es un aumento tanto de la frecuencia respiratoria como del volumen tidal. Conforme aumenta la intensidad del ejercicio el volumen tidal aumenta en primer lugar hasta estabilizarse en torno al 50-60% de la capacidad vital y es la frecuencia respiratoria la que aumenta posteriormente en mayor medida [2].

Durante un ejercicio dinámico, el ritmo cardíaco aumenta y su variabilidad disminuye [13]. Trabajos anteriores han mostrado que el ejercicio reduce tanto la componente LF como la HF de la HRV debido a la inhibición de la estimulación parasimpática [26, 27]. Sin embargo, existen resultados inconsistentes en cuanto a la evolución del cociente LF/HF [2].

En algunos casos, cuando la intensidad del ejercicio es elevada y aun cuando la variabilidad total de la HRV es mínima, se ha observado la presencia de oscilaciones de HF, no mediadas por el ANS (no afectan a la componente LF), que representan casi la totalidad de la HRV cuando la intensidad del ejercicio es máxima [24, 27, 28].

Se ha estudiado la evolución de la componente HF, asociada a la RSA, durante prueba de esfuerzo. Se ha observado que durante ejercicios de intensidad elevada, la RSA es la responsable principal de la HRV. La frecuencia de la RSA coincide con la frecuencia respiratoria. La amplitud de la RSA disminuye al comienzo del ejercicio debido a la inhibición de la estimulación parasimpática, sin embargo, al aumentar la intensidad del ejercicio se produce un aumento de la amplitud de la RSA de origen mecánico debido al aumento del flujo respiratorio.

El hecho de que la HRV dependa de numerosos factores cardiovasculares y de que estos a su vez se alteren en condiciones de esfuerzo, hace que el estudio de la HRV durante

1 Introducción

prueba de esfuerzo requiera consideraciones especiales tanto en el análisis como en su interpretación.

Además, el aumento del ritmo cardiaco durante la prueba de esfuerzo aumenta la frecuencia intrínseca de muestreo de la HRV y es posible medir la potencia en bandas frecuenciales que se extienden por encima del límite superior de la banda de HF en el análisis espectral clásico de HRV.

La frecuencia respiratoria durante prueba de esfuerzo puede alcanzar frecuencias entorno a 1 Hz, situando a la RSA fuera de la banda de HF clásica (0.15- 0.4 Hz). Por tanto, en el análisis espectral de la HRV durante prueba de esfuerzo necesitamos redefinir las bandas frecuenciales para estudiar la HRV para todas aquellas frecuencias con significado fisiológico, incluyendo, la frecuencia respiratoria [3].

Por otro lado, se ha demostrado desde hace tiempo [29] que en distintos casos de locomoción, como puede ser caminar, correr o pedalear, la cadencia de la zancada o la frecuencia de pedaleo pueden modular dinámicamente la frecuencia cardiaca [30, 31, 32, 33, 34]. Existen teorías que proponen que este acoplamiento cardiocomotor se produce para optimizar el flujo sanguíneo en la contracción muscular y así minimizar el gasto de energía en la contracción del músculo cardiaco [30, 31, 33, 34, 35]. Para investigar este acoplamiento cardiocomotor, la mayor parte de los estudios han confiado en la caracterización de la sincronización entre el ciclo de zancada y la ocurrencia de la onda R. Sin embargo, otros estudios como [36] muestran que la contracción de los músculos de las extremidades, no solo afectaba a los instantes de ocurrencia de las ondas R, sino que también modulaba la duración de los intervalos RR.

Como ya hemos visto, durante el ejercicio, se experimenta una marcada disminución de la HRV a medida que se aumenta la carga de esfuerzo como consecuencia de la disminución de la estimulación parasimpática, pero a pesar de tener gran relevancia fisiológica, existen pocos estudios que profundicen sobre la existencia de un efecto modulador de la zancada o la pedalada sobre la HRV durante el ejercicio.

1.4 Métodos de análisis tiempo frecuencia

Los métodos de análisis espectral clásicos, asumen la estacionariedad de la señal, representando la distribución de energía o potencia en el dominio frecuencial durante toda la duración de la señal.

Cuando la intensidad del ejercicio es elevada la HRV es altamente no estacionaria y entonces es necesario el empleo de métodos específicos como el análisis tiempo-frecuencia [37, 38] que permite representar la distribución de energía o potencia en el dominio frecuencial para todo instante de tiempo.

Los métodos de análisis tiempo - frecuencia pueden dividirse en tres categorías:

1. Métodos lineales no paramétricos: son aquellos cuya representación tiempo-frecuencia puede obtenerse mediante un filtrado lineal. Entre ellos cabe destacar la transformada de Fourier en ventanas de corta duración (STFT, *short time Fourier transform*), a partir de la cual se define el espectrograma, y la transformada wavelet, a partir de la cual se define el escalograma.
2. Métodos cuadráticos no paramétricos: son distribuciones bidimensionales tiempo-frecuencia que representan la densidad de energía o potencia conjuntamente en tiempo y frecuencia. En general, son representaciones cuadráticas de la señal. Aunque existen numerosas distribuciones que cumplen estas propiedades, la distribución de Wigner-Ville (WVD, *Wigner-Ville distribution*), así como diferentes versiones obtenidas mediante el filtrado de la WD y conocidas como la clase de Cohen, son las más empleadas.
3. Métodos paramétricos variantes en el tiempo: son aquellos que asumen que la señal está caracterizada por un modelo cuyos parámetros son variantes en el tiempo. Se emplean habitualmente modelos autorregresivos cuyos coeficientes se actualizan en el tiempo mediante algoritmos adaptativos, como por ejemplo el LMS (*least mean squares*) y el RLS (*recursive least squares*).

En este proyecto se utilizará como método tiempo-frecuencia la distribución pseudo Wigner-Ville suavizada (SPWVD, *smoothed pseudo Wigner-Ville distribution*), debido a su buena resolución conjunta tiempo-frecuencia y al hecho de poder ajustar independientemente las resoluciones temporal y frecuencial.

1.5 Objetivos del proyecto fin de carrera

El objetivo de este proyecto es el análisis de las componentes de alta frecuencia de la HRV en pruebas de esfuerzo sobre tapiz rodante realizadas a deportistas. Se prestará especial atención a la caracterización de la componente de la HRV síncrona con la respiración y a la componente relacionada con el acoplo cardiolocomotor, si existiese según nuestra hipótesis.

Previo al trabajo de procesamiento de las pruebas, el primer objetivo del proyecto ha sido el diseño, en colaboración con expertos en fisiología del ejercicio, de tres protocolos distintos de pruebas a realizar a sujetos con el objetivo de que la recogida de datos y las condiciones de realización de los test fueran los más adecuados para el posterior análisis, según se explicará en el apartado 2.3.

Una vez diseñados los protocolos de las pruebas de esfuerzo se ha conseguido reunir a 25 voluntarios, a los que se les ha sometido a 3 pruebas de esfuerzo distintas de acuerdo a los protocolos establecidos. En estas pruebas se han registrado los datos a procesar, elaborando una extensa base de datos que ha sido de utilidad para este proyecto y lo será para investigaciones futuras.

1 Introducción

Para el análisis de de la HRV durante prueba de esfuerzo se ha partido de la serie de intervalos RR obtenida a partir de un pulsómetro (ver apartado 2.4.2). A partir de las series de intervalos RR se ha obtenido la señal de HRV a partir del modelo de modulación en frecuencia de pulsos por integración con umbral variante (TVIPFM, *time-varying integral pulse frequency modulation*), que es una extensión del modelo IPFM (*integral pulse frequency modulation*) que tiene en cuenta que el periodo cardiaco durante la prueba de esfuerzo es variante con el tiempo.

Dada la alta no estacionariedad de la HRV durante prueba de esfuerzo, la señal de HRV se ha analizado mediante técnicas tiempo-frecuencia, en particular, mediante la distribución de pseudo Wigner-Ville suavizada SPWVD. Se han definido un conjunto de bandas variantes en el tiempo asociadas a la frecuencia respiratoria y a la frecuencia de la zancada. Después, se ha calculado la potencia instantánea de cada componente integrando los mapas tiempo-frecuencia en sus bandas correspondientes.

Finalmente, una vez cuantificadas las componentes de la HRV se ha tratado de analizar su comportamiento relacionándolo con momentos fisiológicamente relevantes durante esfuerzos de alta intensidad (umbrales aeróbicos y anaeróbicos, % de consumo máximo de oxígeno del sujeto (VO_2max)) o respecto de la intensidad del esfuerzo.

El procesamiento de las señales y la obtención de todas las gráficas en este proyecto se ha realizado con el software de cálculo matemático MATLAB.

1.6 Organización

A continuación se describen los capítulos restantes del proyecto:

2 Materiales: Se procede a la descripción de los sujetos que intervinieron en las pruebas de esfuerzo con las que se elaboró la base de datos, se describen los protocolos que se diseñaron para dichas pruebas. También aquí se describen los equipos utilizados para el registro de datos y las distintas señales utilizadas para el posterior procesamiento y análisis.

3 Métodos: En este capítulo se explica toda la base teórica en la que se basa el proyecto. Se empieza describiendo la estimación de la señal HRV a partir de las series de intervalos RR registradas, para a continuación introducir el análisis de la HRV durante prueba de esfuerzo utilizando para ello la SPWVD. Posteriormente se detalla cómo se han definido las bandas asociadas a cada una de las componentes frecuenciales estudiadas, cómo se ha llevado a cabo el cálculo de las potencias relativas a cada una de estas componentes y cómo se han obtenido los índices de solapamiento entre las bandas definidas. También se definen los parámetros fisiológicos utilizados y cómo han sido calculados. Finalmente se explica la metodología utilizada para el análisis estadístico.

4 Resultados: En este capítulo se presentan mapas tiempo-frecuencia representativos de algunas pruebas. Sobre estos mapas se muestran superpuestas la evolución de las frecuencias respiratorias y de zancada durante la fase de esfuerzo. Se muestran casos en los

que se aprecia la superposición entre componentes frecuenciales con alta potencia dentro del espectro de la HRV y frecuencias asociadas a la respiración o a la cadencia. Por último se ofrecen los resultados del análisis estadístico realizado.

5 Discusión: Se exponen de forma argumentada las interpretaciones de los resultados obtenidos.

6 Conclusión: Se recopilan las conclusiones y aportaciones realizadas.

7 Líneas futuras: Se exponen las posibles futuras extensiones del proyecto.

2 Materiales

2.1 Elaboración de la base de datos

Una parte importante de este proyecto fin de carrera ha consistido en la elaboración de una base de datos a partir de pruebas de esfuerzo realizadas a voluntarios. Se consiguió reunir a 25 sujetos para la realización de las pruebas programadas.

En total se realizaron 75 pruebas de esfuerzo, tres a cada una de los sujetos que se ofrecieron a colaborar con el estudio. Más adelante se describirán con más detalle los protocolos en los que se basó cada una de las pruebas, pero en todas ellas se realizó al menos un registro de la señal electrocardiográfica, un registro de datos respiratorios y un registro de intervalos RR con un pulsómetro comercial.

Los datos que fueron recogidos en estas 75 pruebas han constituido la base de trabajo para el posterior procesado y análisis de resultados.

Durante la elaboración de las pruebas máximas se contó con la supervisión de un médico especializado en medicina deportiva que supervisó el estado de todos los voluntarios durante el desarrollo de las distintas pruebas a las que se sometieron.

2.2 Descripción de los sujetos

En el estudio participaron 25 hombres adultos con una edad media de 33.4 ± 5.2 años (media \pm desviación estándar). Sus pesos medios, alturas e índices de masa corporal fueron 74.8 ± 7.0 kg, 178 ± 5.5 cm y 23.6 ± 2.1 kg/m² respectivamente.

Todos los sujetos que aceptaron someterse a las tres pruebas descritas eran practicantes activos de algún deporte. La mayor parte de ellos (16 de los 25) compartían su afición por el triatlón con lo que estaban familiarizados con la naturaleza de ambas pruebas, tanto la realizada en tapiz como la realizada en el cicloergómetro. Del resto la mayor parte eran practicantes y competían en carreras a pie.

Se intentó que el grupo de voluntarios fuera lo más homogéneo posible en cuanto a edad, peso y altura. Un resumen con las características de los sujetos se puede ver en la Tabla 2-1.

SUJETO	EDAD	PESO (kg)	ESTATURA (cm)	INICE DE MASA CORPORAL	CONSUMO MÁXIMO (ml/min)	CONSUMO MÁXIMO/KG (ml/min/kg)
HRV00	25,4	71	183	21,2	4011,60	56,50
HRV01	33,6	74,0	178	23,4	4801,59	64,89
HRV02	35,5	91	179	28,4	4801,62	52,77
HRV03	26,1	70	169	24,5	3972,00	56,74
HRV04	37,1	78	182	23,5	4722,66	60,55
HRV05	45,3	72	171	24,6	3724,61	51,73
HRV06	26,6	69	172	23,3	3309,18	47,96
HRV07	38,8	86	182	26,0	4848,47	56,38
HRV09	31,3	73	173	24,4	4467,35	61,20
HRV10	34,7	75	181	22,9	4623,45	61,65
HRV11	27,8	75	169	26,3	3714,02	49,52
HRV12	30,0	75	188	21,2	3617,54	48,23
HRV13	36,9	85	183	25,4	4188,32	49,27
HRV14	31,3	80,3	184	23,7	4850,22	60,40
HRV15	37,9	62	180	19,1	3931,14	63,41
HRV16	37,8	68	172	23,0	4112,39	60,48
HRV17	30,3	80	183	23,9	4622,76	57,78
HRV18	36,8	70,7	170	24,5	4115,97	58,22
HRV19	42,5	78	179	24,3	3866,12	49,57
HRV20	30,8	77	182	23,2	3795,03	49,29
HRV21	29,9	61,3	173	20,5	4148,56	67,68
HRV22	33,2	72	182	21,7	4324,85	60,07
HRV23	35,2	71,8	182	21,7	4743,07	66,06
HRV24	40,4	83	174	27,4	3953,35	47,63
HRV25	28,8	78,5	180	24,2	4741,13	60,40
media	33,4	74,8	178,0	23,6	4216,6	56,4
desv. Estándar	5,2	7,0	5,5	2,1	453,7	6,2

Tabla 2-1 - Características de los sujetos

Todos los sujetos cumplimentaron inicialmente un historial médico y leyeron y aceptaron un consentimiento informado sobre las características de las pruebas a las que se iban a someter.

A todos los voluntarios se les solicitó que durante los días en los que debían acudir a las pruebas no tomaran café ni otras sustancias estimulantes y que no hubieran realizado esfuerzos intensos ni en ese día ni en el anterior.

2.3 Elaboración y descripción del protocolo.

Con anterioridad al inicio de la elaboración de las pruebas a los sujetos se realizó el diseño de los protocolos que se aplicarían. Para este diseño se contó con la colaboración de la codirectora del proyecto, la Dra. en Fisiología del Ejercicio Nuria Garatachea. Se pensó en el diseño de tres pruebas. La primera de ellas consistía en una prueba de esfuerzo máxima sobre tapiz rodante con frecuencia de la zancada libre. El objetivo de esta prueba era estudiar si en pruebas de esfuerzo realizadas sobre tapiz rodante aparece una componente asociada al acoplo cardiolocomotor a la frecuencia de la zancada. Es importante que la frecuencia de la

zancada sea libre para que el ejercicio sea lo más natural posible, también es importante que la prueba sea máxima para poder relacionar esta componente con determinados momentos fisiológicos importantes en ejercicios de alta intensidad. La segunda prueba consistía en una prueba de esfuerzo submáxima (hasta el 90% del ritmo cardíaco máximo alcanzado en la prueba de esfuerzo máxima) realizada en cicloergómetro a una frecuencia de pedaleo constante. El objetivo de esta prueba era reproducir los resultados obtenidos en la literatura en los cuales se reportaba la existencia de una componente a la frecuencia del pedaleo en pruebas de esfuerzo submáximas realizadas en cicloergómetro a una frecuencia del pedaleo constante. La tercera prueba consistía en una prueba de esfuerzo submáxima realizada sobre tapiz rodante a una frecuencia de zancada fija e igual a la frecuencia del pedaleo de la prueba anterior. El objetivo de esta prueba consistía en comparar las componentes asociadas al acoplo cardiocomotor en pruebas de esfuerzo de intensidad similar pero realizando ejercicios tan fisiológicamente distintos como son la carrera y el pedaleo.

Si bien en el contexto de este proyecto fin de carrera se diseñaron los protocolos asociados a las tres pruebas y se registraron los datos de todas ellas, el análisis se ha realizado únicamente sobre los datos registrados durante la prueba de esfuerzo máxima, dejando el análisis de las restantes pruebas para estudios posteriores.

Las tres pruebas a las que los sujetos se sometieron pueden dividirse en 3 fases claramente diferenciadas: la primera consiste en 5 minutos donde cada voluntario permanece en una situación de reposo (sentado en una silla en el caso de las pruebas en tapiz o en el sillón en el caso de la prueba en el cicloergómetro), de esta manera podemos conocer los parámetros en reposo del atleta (frecuencia cardíaca, frecuencia y volumen respiratorio y tensión arterial); la segunda es la fase de esfuerzo, en la que el voluntario es sometido a un protocolo de carga de trabajo incremental, ya sea en el tapiz rodante o sobre la bici y que acaba con el esfuerzo máximo del deportista en la prueba; la tercera fase es la de recuperación en la que el sujeto vuelve poco a poco y preferiblemente de forma activa, sin una detención brusca, a sus parámetros cardiorespiratorios normales en reposo y que tiene una duración de unos 3 a 5 minutos.

Además de estas pruebas, a todos los voluntarios se les sometió a una prueba para obtener su composición corporal y control de la tensión arterial.

A continuación se describen con más detalle las características de cada una de las pruebas que se realizaron a los sujetos para la elaboración de la base de datos con la que se ha trabajado:

2.3.1 Prueba de esfuerzo máxima sobre tapiz rodante.

Se conoce como prueba máxima porque los sujetos, siempre siendo vigilados por un especialista, deben completar el protocolo diseñado hasta su límite de fatiga física provocada por el ejercicio.

2 Materiales

En el caso de la prueba máxima, una vez habían pasado los 5 minutos de la fase de reposo, el deportista se incorporaba y comenzaba la fase de esfuerzo propiamente dicha, en el caso de esta primera prueba se comenzaba a aplicar velocidad sobre el tapiz rodante. La pendiente era fija y de valor igual a 1° para simular el efecto del rozamiento con el aire en una carrera en el exterior. La velocidad inicial era de 8 km/h y cada minuto la velocidad de la cinta se incrementaba en 1 km/h hasta la extenuación del sujeto o la percepción de riesgo para el voluntario por el facultativo que supervisaba la prueba. En el momento en el que el deportista indicaba que había llegado a su máximo nivel de esfuerzo, la cinta comenzaba a ralentizarse comenzando la fase de recuperación en la que preferiblemente se intentaba que el sujeto no dejara de correr para conseguir una vuelta a la calma activa después del esfuerzo máximo.

A partir de esta prueba se determinaban los parámetros fisiológicos más relevantes de los voluntarios, tales como:

- Frecuencia cardiaca máxima (HRmax)
- Frecuencia cardiaca en reposo
- Consumo de oxígeno en reposo
- Consumo máximo de oxígeno (VO₂max)
- Umbral aeróbico
- Umbral anaeróbico

2.3.2 Prueba de esfuerzo submáxima en cicloergómetro a cadencia de pedaleo fija.

En este caso, y ya siendo conocidos los parámetros fisiológicos de cada sujeto, se determinó en primer lugar el 90% de la HRmax de cada uno de ellos. La prueba, al igual que en la máxima, comenzaba con 5 minutos de reposo sobre la bici, y una vez cumplido ese tiempo se iniciaba la prueba indicando al voluntario que la cadencia de pedaleo que debía mantener tenía que ser fija a 80 pedaladas por minuto. Cada sujeto podía visualizar su frecuencia de pedalada instantánea en un display incorporado en el cicloergómetro y era siempre supervisado por un colaborador para que se mantuviera siempre sobre la cadencia requerida. El protocolo de la prueba se iniciaba con 75W y consistía en incrementos de 25W de potencia por cada minuto de prueba. En este caso no finalizaba con el esfuerzo máximo del ciclista, sino que, una vez alcanzado el 90% de la HRmax ya no se continuaba incrementando la carga de trabajo y se mantenía la alcanzada durante dos minutos más, siempre tratando de mantener la cadencia de pedaleo lo más próxima posible a las 80 rpm. Una vez transcurridos estos dos minutos comenzaba la fase de recuperación activa, sin dejar de pedalear, de la misma manera que en el caso de la primera prueba.

2.3.3 Prueba de esfuerzo submáxima en tapiz rodante a frecuencia de zancada fija.

En la última prueba se utilizó también de nuevo el tapiz rodante. En este caso, como en el anterior, también se trataba de una prueba submáxima en la que los corredores debían

llegar al 90% de su HRmax. Al igual que en la primera prueba, los sujetos permanecían en reposo durante los cinco primeros minutos, tras los cuales la cinta se ponía en funcionamiento a una velocidad de 8 km/h con una pendiente fijada con un valor igual a 1°. En este caso también se les registraba la cadencia de la zancada y era el propio atleta quién, visualizando en un monitor de ritmo cardiaco su cadencia, debía ajustarla para mantenerla en el entorno de las 80 zancadas por minuto. Dependiendo de las características de cada atleta, algunos encontraban más dificultad que otros para mantener la frecuencia que se les requería. Normalmente los sujetos de mayor estatura tuvieron menos problemas. Cuando el deportista llegaba al 90% de su HRmax ya no se aplicaban incrementos a la velocidad de la cinta y se alargaba la prueba durante dos minutos a la velocidad donde se había alcanzado el umbral del 90%. En este caso la recuperación activa también comenzaba una vez habían finalizado estos dos minutos.

2.4 Descripción de los equipos.

En las distintas pruebas que han sido descritas fueron utilizados distintos equipos para registrar los parámetros de los deportistas que posteriormente han sido procesados y objeto de estudio en este proyecto.

Se decidió utilizar varios métodos de registro de datos aunque fueran redundantes entre sí, con el fin de contar con una base de datos que permitiera diferentes opciones de procesamiento de los datos obtenidos en las pruebas.

A continuación se describen los equipos utilizados:

- Equipo de esfuerzo cardiorespiratorio de la marca CareFusion, modelo MasterScreen™ CPX
- Medidor de pulso cardiaco comercial de la marca POLAR, modelo RS800CX
- Registro digital para análisis Holter. Modelo H12+ de la marca Mortara.

2.4.1 Equipo de esfuerzo cardiorespiratorio modelo MasterScreen™ CPX.

Este equipo cumplía una triple función. Por un lado era el encargado de gestionar los protocolos para el funcionamiento del tapiz rodante y del cicloergómetro durante las pruebas de acuerdo al diseño que se había establecido previamente, controlando los tiempos y aplicando los incrementos de velocidad o de potencia. Por otro lado, ofrecía la posibilidad de registrar una gran cantidad de datos sobre los sujetos durante las pruebas, principalmente datos cardiorespiratorios que han sido utilizados posteriormente para su análisis, y también permitía monitorizar en tiempo real estos parámetros lo que era fundamental para el control por parte del médico de la evolución de los participantes en las pruebas.

2 Materiales

En cuanto al registro de datos, el MasterScreen™ CPX estaba equipado con un medidor de ventilación por sensor de volumen digital bidireccional de alta precisión para los datos respiratorios y con un ECG de 12 derivaciones para obtener datos cardiacos. El primero permitía la medición de parámetros ergoespirométricos como por ejemplo el consumo de oxígeno (VO_2), producción de CO_2 (VCO_2), índice de CO_2/O_2 (RER), equivalente ventilatorio de O_2 y de CO_2 (VEO_2 , VECO_2), frecuencia respiratoria y la determinación de la curva de flujo-volumen en reposo y durante el esfuerzo. El ECG de 12 derivaciones permitía registrar parámetros cardiacos del sujeto como el ritmo cardiaco (HR, *heart rate*), el ritmo cardiaco de reserva (HRR) y también monitorizar en tiempo real la evolución del electro-cardiograma incluyendo un monitor automático del segmento ST. Sin embargo, el equipo no permitía la exportación del ECG de 12 derivaciones.

2.4.2 Medidor de pulso cardiaco POLAR RS800CX.

Fabricado por la marca finlandesa Polar Electro Oy, se trata de uno de los medidores de pulso cardiaco comerciales más avanzados del mercado.

El equipo en sí se compone de tres partes que se comunican entre ellas de forma inalámbrica:

Training computer Polar RS800CX. Es el reloj o unidad de pulsera donde se centraliza la recepción de datos de los distintos sensores con los que puede trabajar. En él se pueden visualizar en tiempo real todos los datos durante el ejercicio y desde él se pueden modificar los ajustes que el usuario necesite.

Transmisor Polar WearLink® W.I.N.D.™. Es el encargado de enviar la señal de frecuencia cardiaca al training computer. Se compone de una banda textil equipada con unos sensores que detectan los impulsos eléctricos generados por el sujeto, y de una unidad transmisora que codifica y envía los datos obtenidos en tiempo real al training computer. El Polar WearLink® W.I.N.D.™ trabaja con una frecuencia de transmisión de 2,4 GHz, con modulación GFSK y potencia máxima de salida de -5dBm (0,32mW).

Polar s3 stride sensor W.I.N.D.™. Transmite los datos de velocidad y ritmo y de distancia recorrida durante la carrera al training computer. El sensor también mide la cadencia y estima la longitud de los pasos al correr. Se trata de un sensor con forma de pastilla de unos 4x3x0.5 cm que se coloca atado a los cordones de la zapatilla del corredor.

La principal justificación para registrar los datos de las pruebas de esfuerzo con este equipo fue que permitía el registro de los intervalos RR de una manera sencilla, cómoda y accesible para el sujeto, con una calidad comparable a la obtenida a partir de la señal ECG [39, 40, 41, 42], sin la necesidad de colocar electrodos y cableado adicional para el registro de la señal ECG, ni del posterior procesamiento de la misma, que no resulta sencillo dada la alta no estacionariedad y contaminación de ruido muscular y artefactos de movimiento de la misma. Este hecho es importante si se piensa en aplicaciones del análisis de la HRV durante prueba de esfuerzo en el mundo deportivo, más allá del ámbito médico.

Además, el equipo *POLAR* permite registrar simultáneamente los datos de cadencia de zancada de los sujetos durante la prueba de esfuerzo, gracias al sensor Polar s3 stride sensor W.I.N.D.TM. Esto es lo que ha permitido manejar los datos relativos a la cadencia de zancada de cada sujeto y analizar sus relaciones con el comportamiento de la HRV.

2.4.3 Registro digital para análisis Holter. Modelo Mortara H12+.

Además del medidor de pulso cardiaco y el equipo de esfuerzo respiratorio, se utilizó un tercer sistema de almacenamiento de información durante la prueba. El registro de Holter H12+ almacena 12 derivaciones de ECG en una tarjeta compact flash hasta 48 horas.

Este dispositivo es comúnmente utilizado para grabar y posteriormente analizar la señal ECG de pacientes durante ciclos diarios, y poder detectar comportamientos anómalos que difícilmente pueden ser observados en una revisión puntual con un electrocardiograma convencional.

Utiliza una frecuencia de muestreo de 1000Hz por cada canal. Posee un display donde puede comprobarse derivación por derivación la calidad del ECG que se va a registrar. Debido a que es un dispositivo que se utiliza normalmente para que un paciente lo lleve puesto durante 24 horas o más, su peso es reducido, unos 125gr. Esto permitió que se pudiera colocar a los sujetos en el momento de realizar las distintas pruebas de esfuerzo gracias a un cinturón elástico alrededor de la cintura sin resultar excesivamente molesto para los atletas.

Si bien, como se ha explicado antes, existen estudios que avalan la validez de medidas de HRV obtenidas a partir del pulsómetro *POLAR* con respecto a las obtenidas a partir de la señal ECG registrada simultáneamente, en el diseño de esta base de datos se decidió incluir también el registro simultáneo del ECG para poder disponer de la señal de referencia con la cual poder comparar las medidas obtenidas a partir del pulsómetro. Sin embargo, dada su complejidad, la señal ECG registrada por el Holter no ha sido analizada en este proyecto y servirá para futuras investigaciones.

2.4.4 Descripción de las señales

Como se ha visto en el apartado anterior, tres equipos distintos independientes entre sí fueron utilizados para el registro de los distintos parámetros que posteriormente se pretendían procesar y analizar. Los equipos utilizados ofrecen los datos obtenidos en distintos formatos. Lo que se pretende a continuación es describir la forma en que los distintos equipos almacenaban los datos y como se han procesado para obtener las señales que luego se utilizarán en el estudio.

Medidor de pulso cardiaco POLAR RS800CX.

Los datos registrados por el monitor de pulso cardiaco en cada una de las pruebas realizadas, se volcaban en un PC a través de un software que ofrece el mismo fabricante *POLAR* (Polar ProTrainer 5), que permite al PC comunicarse con el Trainig Computer a través de un interfaz IR. De cada una de las pruebas de esfuerzo, el software Polar ProTrainer genera dos archivos de texto:

- Uno en el que se almacena la serie instantánea de intervalos RR expresados en milisegundos.
- Otro en el que se almacena la siguiente información registrada en intervalos de 1s (según se ha configurado): frecuencia cardiaca, cadencia de la zancada, velocidad y altitud.

Equipo de esfuerzo cardiorespiratorio modelo MasterScreen™ CPX.

Este equipo se configuró por personal especializado en este tipo de pruebas para ofrecer un informe con los datos más relevantes: el volumen de CO₂ expirado (en ml/min), el volumen de O₂ inspirado (en ml/min), la tasa respiratoria (en respiraciones/minuto), o el propio ritmo cardiaco. El MasterScreen™ CPX registra los datos respiración a respiración.

3 Métodos

3.1 Estimación de las señales de estudio

Señal HRV

La señal de HRV se estima a partir de la serie de intervalos RR registrada por el *POLAR*. En primer lugar se estiman los instantes de ocurrencia de cada latido t_k y se le aplica un algoritmo de detección de latidos ectópicos (latidos no generados en el nodo SA y, por tanto, no representativos de la actividad del ANS), falsas detecciones y falsos negativos (latidos que no han sido detectados) utilizando el método descrito en [43].

Para obtener la señal de HRV a partir de los instantes de ocurrencia de los latidos t_k se utiliza el modelo TVIPFM, que es una extensión del modelo IPFM (ampliamente utilizado para explicar la regulación del ritmo cardiaco por el ANS) que tiene en cuenta que el periodo cardiaco medio durante la prueba de esfuerzo es variante en el tiempo. El diagrama de bloques del modelo TVIPFM puede verse en la Figura 3-1. En este modelo la señal $m(t)$, asumida causal, de banda limitada, media nula y amplitud mucho menor que la unidad, representa la señal moduladora con información del ANS objetivo de estudio. Esta señal junto a un nivel de continua se integra hasta alcanzar un umbral que representa el periodo cardiaco medio y que en el modelo TVIPFM se asume variante en el tiempo $T(t)$. En el momento en el que se alcanza el umbral se genera la ocurrencia de un latido y se resetea la integral. A partir de los instantes de ocurrencia de los latidos t_k se estima la señal de ritmo cardiaco instantáneo $d_{HR}(t)$ utilizando los algoritmos descritos en [43], que tiene en cuenta la presencia de latidos ectópicos. Según [44] esta señal puede expresarse como

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

Si asumimos que las variaciones de $T(t)$ son más lentas que las de $m(t)$, y no solapan en frecuencia, podemos obtener el ritmo cardiaco medio $d_{HRM}(t) \cong \frac{1}{T(t)}$, filtrando paso bajo $d_{HR}(t)$. En este proyecto se ha utilizado una frecuencia de corte de 0.03 Hz. La señal de HRV clásica se define como $d_{HRV}(t) = d_{HR}(t) - d_{HRM}(t)$, por lo que podemos escribir

$$d_{HRV}(t) \cong \frac{m(t)}{T(t)}. \quad (3.2)$$

Esta señal de HRV está afectada tanto por las variaciones de la señal moduladora $m(t)$, que son las que nos interesa estimar, como por las variaciones del periodo cardiaco medio $T(t)$. En [44] se propuso una corrección de la señal de HRV por el periodo cardiaco medio de forma que la señal corregida reflejase únicamente las variaciones de la señal moduladora $m(t)$

$$\hat{m}(t) = \frac{d_{HRV}(t)}{d_{HRM}(t)}. \quad (3.3)$$

Finalmente, la señal de HRV corregida $\hat{m}(t)$ es muestreada con una frecuencia de muestreo de 4 Hz, obteniéndose la señal $\hat{m}(n)$.

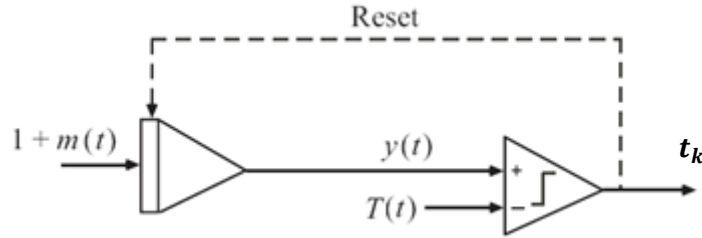


Figura 3-1 Diagrama del modelo TVIPFM

Un análisis más completo sobre el modelado de la HRV podemos encontrarlo en el Anexo I.

Señal HR ($F_{HR}(n)$) y señal de cadencia de zancada ($F_C(n)$) obtenidas por el POLAR

Las señales registradas por el *POLAR* están muestreadas con una frecuencia de muestreo de 1Hz, como se ha explicado antes. Para tener la misma resolución temporal que la señal de la HRV estimada en la sección anterior se han interpolado estas señales con un factor de interpolación de 4. Además la frecuencia de zancada interpolada ha sido filtrada paso bajo con una frecuencia de corte de 0.04 Hz para eliminar posibles variaciones no fisiológicas presentes en la señal registrada. A partir de ahora con $F_{HR}(n)$ nos referiremos a la señal HR interpolada a 4 Hz y expresada en Hz, y con $F_C(n)$ a la señal de cadencia de zancada una vez interpolada a 4 Hz, filtrada y expresada en Hz.

Señal HR ($F_{HR}^{CPX}(n)$), frecuencia respiratoria ($F_R(n)$), VO2 y VCO2 (obtenidas con el CPX).

Como hemos visto, el registro del *CPX* no tiene uniformidad temporal en la toma de muestras, de esta manera necesitamos conocer los momentos en los que las señales del *CPX* han sido tomadas para poder posteriormente interpolar todas estas señales en los mismos instantes que tenemos muestreadas las señales obtenidas con el *POLAR*.

Todas estas señales, una vez interpoladas se filtran paso bajo, con una frecuencia de corte de 0.04 Hz para eliminar las variaciones rápidas que no tienen un significado fisiológico. A partir de ahora con $F_{HR}^{CPX}(n)$ nos referiremos a la señal HR obtenida del *CPX* interpolada a 4 Hz y expresada en Hz, y con $F_R(n)$ a la señal de frecuencia respiratoria después de ser interpolada, filtrada y expresada en Hz.

La señal $F_{HR}^{CPX}(n)$ nos servirá para sincronizar las señales de los registros del *POLAR* y del *CPX*. El comienzo de medición de ambas señales solo podía sincronizarse gracias a un aviso de inicio que los colaboradores en la elaboración de la base de datos se daban por voz en el momento de realización de las pruebas. Por esta razón, en el momento del procesado fue necesaria hacer una sincronización más fina que se consiguió comparando las señales $F_{HR}^{CPX}(n)$ y $F_{HR}(n)$, aplicando posteriormente uno retardo o un adelanto.

En la Figura 3-2 se pueden ver representadas las señales que hemos introducido en este apartado.

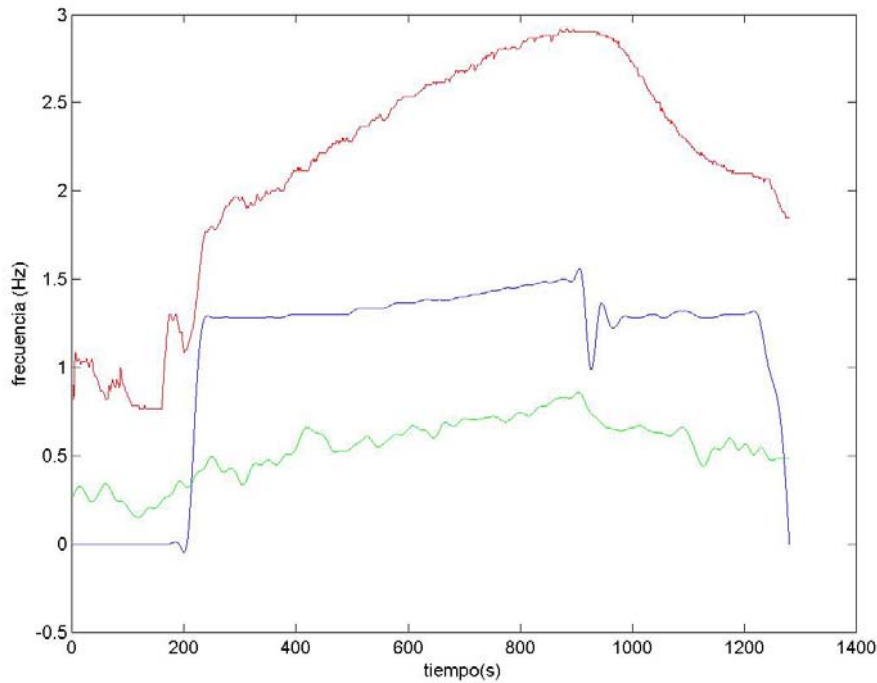


Figura 3-2 $F_{HR}(n)$ en rojo, $F_C(n)$ en azul y $F_R(n)$ en verde

3.2 Análisis tiempo-frecuencia de la HRV durante prueba de esfuerzo

En este proyecto se utilizará la distribución pseudo Wigner-Ville suavizada (SPWVD) para el análisis y representación tiempo-frecuencia de la HRV. Se elige esta distribución porque ofrece mejor resolución tiempo-frecuencia que otros métodos lineales no paramétricos, porque ofrece un control independiente del filtrado en tiempo y en frecuencia, importante en el caso de HRV durante prueba de esfuerzo, y porque proporciona estimaciones de potencia con menor varianza que los métodos paramétricos cuando existen cambios bruscos [45]. Por contra, el principal inconveniente de la SPWVD es la presencia de términos cruzados que se intentarán reducir mediante el filtrado frecuencial y temporal.

La Distribución Pseudo Wigner-Ville Suavizada

La SPWVD discreta de una señal discreta $x(n)$, se define como [46, 47, 48].

$$P_x(n, m) = 2 \sum_{k=-K+1}^{K-1} |h(k)|^2 \left[\sum_{n'=-N+1}^{N-1} g(n') x(n + n' + k) x^*(n + n' - k) \right] e^{-j2\pi \frac{m}{M} k}; \quad (3.4)$$

donde n y $m = -M + 1, \dots, M$, son los índices en tiempo y frecuencia respectivamente. El término $|h(k)|^2$ es una ventana de suavizado frecuencial de longitud $2K - 1$ ($2K - 1 < 2M$). El término $g(n')$ es una ventana de suavizado temporal simétrica de longitud $2N - 1$. Para conservar la energía las ventanas de suavizado están normalizadas tal que $|h(0)|^2 = 1$ y $\sum_{n'=-N+1}^{N-1} g(n') = 1$.

En la Figura 3-3 vemos la SPWVD de un registro de la base de datos durante la fase de esfuerzo.

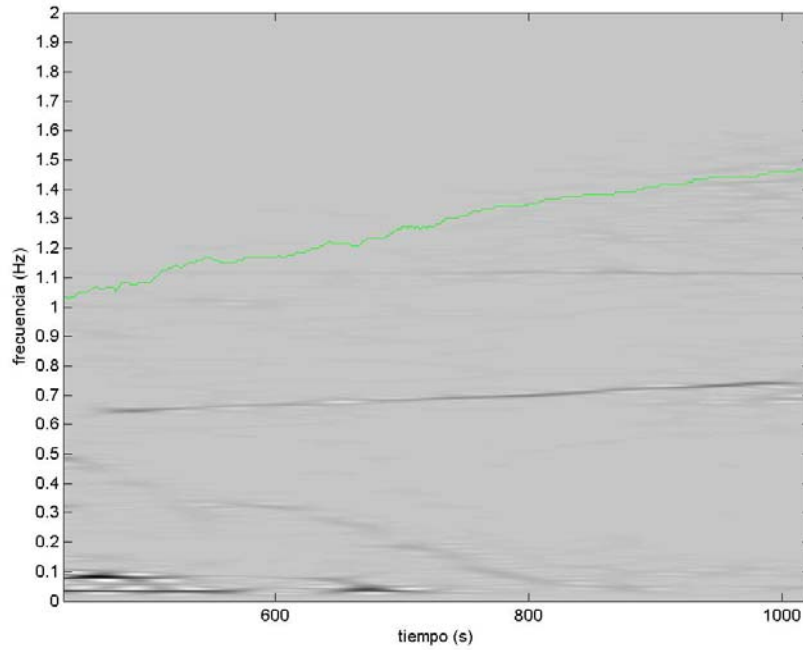


Figura 3-3 Mapa de potencia de una prueba de esfuerzo. En verde la señal $F_{HR}(n)/2$.

Las zonas oscuras corresponden a frecuencias con una potencia mayor, mientras que las zonas con colores más claros dentro de la escala de grises se corresponden con frecuencias de la densidad espectral de potencia de la HRV con menos potencia. La línea verde representa la evolución de la mitad de la frecuencia cardiaca del sujeto ($F_{HR}(n)/2$).

Esta línea marca el límite superior de frecuencia que se puede considerar en el análisis de la HRV debido a que la frecuencia de muestreo intrínseca de la HRV es el propio ritmo

cardíaco. Este hecho tiene implicaciones importantes, como se verá más adelante en relación con el concepto de *aliasing*.

En la Figura anterior podemos observar como al principio del ejercicio, todavía en intensidades de esfuerzo bajas, las frecuencias por debajo de 0.15 Hz son las que más potencia tienen, aunque también se aprecia la existencia de potencia en otras frecuencias más altas que serán objeto de este estudio y que se presentarán más adelante.

Se han probado distintas ventanas tanto para el filtrado frecuencial como para el temporal, optando al final en ambos casos por ventanas de Hamming de distinta longitud, 2K-1 y 2N-1, respectivamente.

La inspección visual de los mapas de potencia tiempo-frecuencia acompañada del cómputo de las potencias en las bandas de interés de varias pruebas de esfuerzo llevó a la elección de los parámetros 2K-1=513 y 2N-1=203 muestras.

Para el caso de la ventana para el filtrado temporal, si se aumentaba su longitud se perdía resolución en el seguimiento de la evolución temporal de las distintas componentes, haciendo lentos los transitorios en los casos en los que la potencia en determinadas componentes cambiaba abruptamente. En cambio, si se reducía la longitud del enventanado temporal, se ganaba resolución en el seguimiento de la evolución temporal de las distintas componentes, pero los términos cruzados no eran suficientemente atenuados dificultando la interpretación de la SPWVD y sobreestimando la potencia asociada a cada componente.

En el caso de la ventana frecuencial el compromiso era entre una mayor resolución frecuencial y una adecuada atenuación de los términos cruzados.

3.3 Componentes de la HRV analizadas

Como ya veíamos en la introducción, en los diferentes trabajos publicados sobre la interpretación fisiológica de la HRV y sobre su uso clínico se distinguen tres componentes frecuenciales: una componente de muy baja frecuencia (VLF) que se define en el rango de 0 a 0.04 Hz, una componente de baja frecuencia (LF) que va desde los 0.04 Hz hasta los 0.15 Hz y una componente de alta frecuencia (HF) entre los 0.15 y 0.4 Hz [45].

Además de estas bandas que pueden considerarse clásicas, como se ha explicado en la introducción, hay trabajos que describen componentes asociadas a las frecuencias de pedaleo o de zancada en el espectro de la HRV.

Para este estudio definimos tres componentes con sus bandas frecuenciales asociadas dentro del espectro de la HRV sobre las que se trabajará y de las que se tratará de cuantificar su potencia asociada e identificar sus patrones de comportamiento. Estas componentes corresponden a la clásica LF, a la componente de HF sincrona con la respiración y a la componente asociada al acoplo cardiolocomotor sincrona con el pedaleo o la zancada.

La potencia asociada a cada una de las componentes se calcula a partir de la SPWVD según:

$$P_I(n) = \frac{1}{2} \frac{1}{2K-1} \sum_{m=m_{Il}}^{m_{Iu}} P_m(n, m) \quad (3.5)$$

donde I representa cada una de las componentes, y m_{Il} y m_{Iu} son, respectivamente, los índices asociados a las frecuencias inferior y superior de las correspondientes bandas frecuenciales de cada componente, que se definen a continuación.

Definición de bandas frecuenciales para cada una de las componentes de la HRV analizadas

1) La banda frecuencial asociada a la componente de LF se define de manera clásica entre 0.04 y 0.15 Hz.

2) Para la componente de HF no se ha considerado la banda clásica de 0.15 a 0.4 Hz ya que, según se ha explicado anteriormente, esta componente es debida fundamentalmente a la RSA y, por tanto, depende de la frecuencia respiratoria, que, en pruebas de esfuerzo excede frecuentemente los 0.4 Hz. En este proyecto la banda asociada a la componente de HF se ha definido centrada en la frecuencia respiratoria, $F_R(n)$ obtenida a partir de los registros del equipo de esfuerzo cardiorrespiratorio, según se ha explicado en el apartado 3.1. La anchura de la banda se ha elegido inversamente proporcional a la longitud de la ventana de filtrado frecuencial utilizada en la SPWVD, según:

$$BW = 4 \left(\frac{4 \cdot F_S}{2K-1} \right) \quad (3.6)$$

Para el valor de longitud de ventana frecuencial elegido en el análisis la anchura de la banda asociada a la componente de HF es de 0.125 Hz. En cualquier caso existe un límite superior y un límite inferior que no se permite sobrepasar a la banda de HF. El límite inferior es 0.15 Hz y representa el límite superior de la banda de LF, y el límite superior viene dado por la mitad del ritmo cardiaco medio, debido, como ya se explicó a que la frecuencia de muestreo intrínseca de la HRV es el propio HR. El ritmo cardiaco medio se ha obtenido a partir de la señal $F_{HR}(n)$ registrada por el *POLAR*.

3) Para la componente asociada al acoplo cardiolocomotor, denominada a partir de ahora componente de la cadencia (CF, *cadence frequency*), bien de la zancada o bien del pedaleo, la banda frecuencial se define centrada en la frecuencia o cadencia de la zancada, $F_C(n)$, que obtenemos a partir del registro del pulsómetro según se ha explicado en el apartado 3.1. La anchura de esta banda

se define igual que para la componente de HF y se imponen los mismos límites inferior y superior.

En la Figura 3-4 se muestra el mismo mapa de potencia que se presentaba en la Figura 3-3, pero esta vez con las bandas HF y CF superpuestas y con la diferencia de que se ha eliminado de la representación la banda LF porque al ser la que más potencia concentra especialmente al principio de la prueba provoca que el resto de componentes no se vean tan nítidas si se representan conjuntamente.

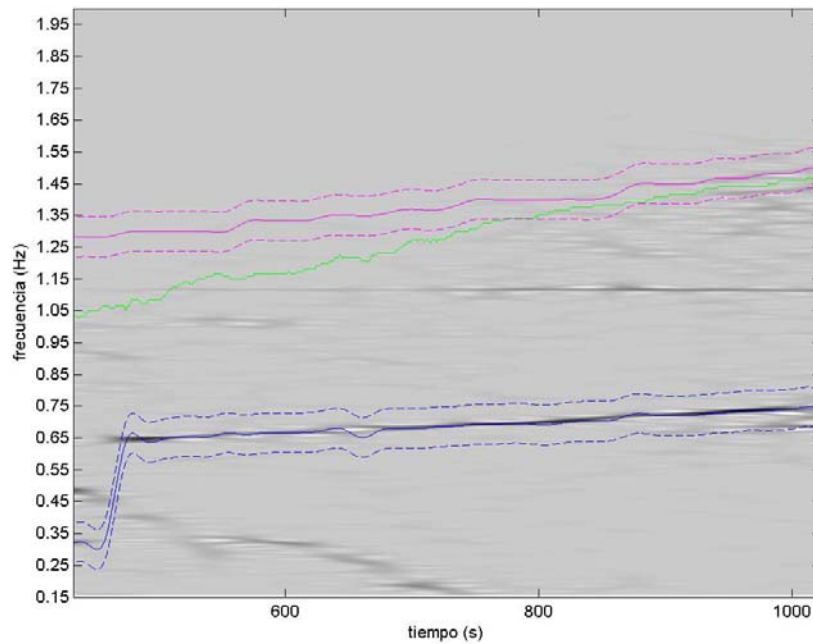


Figura 3-4 Mapa de potencia con superposición de componentes de HF y CF y sus bandas asociadas. La línea continua azul representa la señal $F_R(n)$ y en azul discontinuo su banda asociada. En rosa continuo la señal $F_C(n)$ y en discontinuo los límites de su banda asociada.

Términos debidos al aliasing

Uno de los efectos que se debe tener en cuenta al analizar la HRV durante prueba de esfuerzo es la aparición de términos debidos al *aliasing* dentro de la zona del espectro que se está analizando.

Como ya se ha dicho, la frecuencia de muestreo intrínseca de la HRV es el propio ritmo cardiaco. Si pensamos en el modelo TVIPFM, para estimar la señal moduladora con información del ANS, sólo disponemos de información en los instantes de ocurrencia de los latidos. Como consecuencia, el espectro de la señal moduladora estimada, $\hat{m}(n)$, consiste en la repetición periódica del espectro de la señal $m(t)$ en los múltiplos de la frecuencia de muestreo, es decir, del ritmo cardiaco. En la Figura 3-5 presentamos un ejemplo para introducir este fenómeno. Consideremos que la señal original está compuesta de dos tonos puros, uno a la frecuencia de la respiración F_R , representando la componente de HF y otro a la frecuencia de la zancada F_C , representando la componente de CF. Si, como se ha dibujado en

la Figura 3-5, F_C es mayor que $F_{HR}/2$ al replicarse el espectro por el efecto del muestreo tendremos una componente alias de la componente centrada en F_C en $F_{HR} - F_C$ (dibujada en rojo) que aparecerá en la parte del espectro visible en nuestro análisis¹.

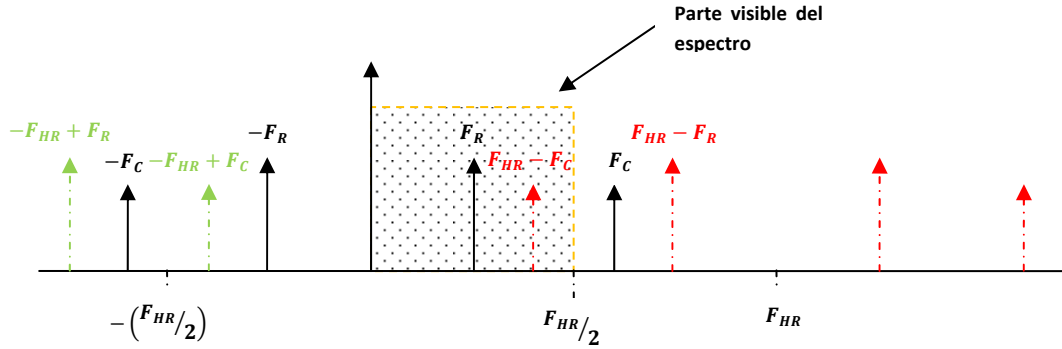


Figura 3-5 Aparición de alias de la componente centrada en F_C dentro del espectro de trabajo

Si la componente de la cadencia no es una senoide perfecta, además del tono a la frecuencia fundamental F_C , contendrá también armónicos en las frecuencias múltiplos de F_C , que también son susceptibles de originar alias en el espectro comprendido entre 0 y $F_{HR}/2$. En este trabajo, además de las componentes de la HRV descritas anteriormente, se han estudiado los alias asociados a la componente de la cadencia que aparecerán en las siguientes frecuencias:

- $F_{HR}(n) - F_C(n)$
- $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$
- $F_{HR}(n) - 2F_C(n)$

La potencia asociada a cada uno de estos alias se calcula según se definió en ((3.5) en una banda centrada en la correspondiente frecuencia instantánea anteriormente definida, con una anchura de 0.125 Hz, y con las mismos límites inferior y superior considerados para las componentes de HF y CF. En la Figura 3-6 se muestra el mismo mapa que hemos venido mostrando como ejemplo, con estas componentes superpuestas, dibujadas en color blanco ($-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$) y azul claro ($F_{HR}(n) - F_C(n)$). En la banda centrada en $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$ se pueden ver claramente frecuencias con altos valores de potencia. Como se observa esta componente aparece en la primera mitad de la prueba y evoluciona desde frecuencias próximas a 0.5 Hz en el inicio hasta acabar introduciéndose en la banda de LF sobre el segundo 700.

¹ Nota: el fenómeno del *aliasing* no está relacionado con el modelo TVIPFM y se produce en cualquier representación de la HRV escogida.

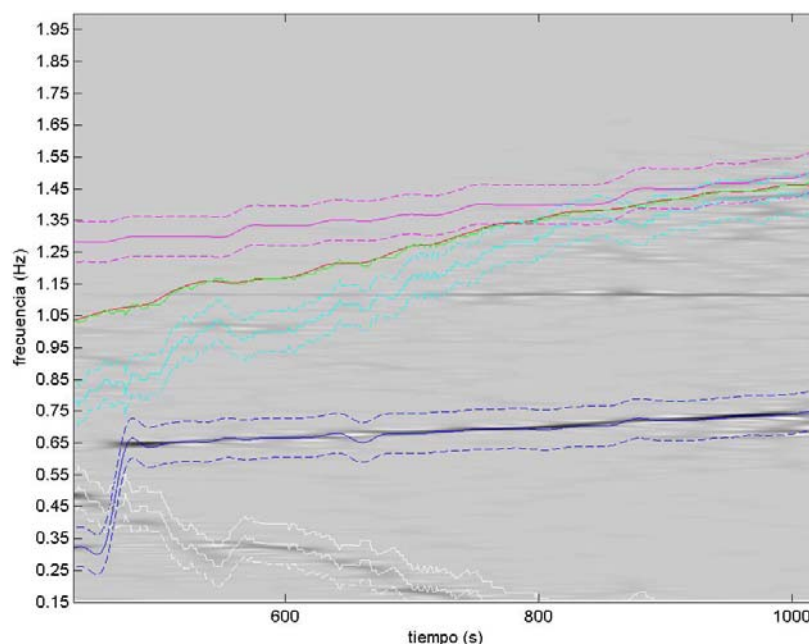


Figura 3-6 Mapa de potencia con superposición de componentes de HF y CF y los alias asociados a la componente de la cadencia (en blanco el correspondiente a $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$ y en azul claro el correspondiente a $F_{HR}(n) - F_C(n)$)

Puede comprobarse que estas componentes debidas al *aliasing* pueden ser significativas y claramente visibles en el mapa de potencias. Además, pueden introducir errores en el cálculo de la potencia de las otras componentes de la HRV debido a la intersección entre estas componentes y las correspondientes a LF y/o HF.

En resumen, si no tuviéramos en cuenta estos términos podríamos encontrarnos errores en la estimación de la potencia asociada a las componentes frecuenciales que se pretenden estudiar, producidas principalmente por dos efectos:

- i) Omisión en el cómputo de la potencia total asociada a la componente de la cadencia de la potencia asociada estos términos provenientes del *aliasing*.
- ii) Sobreestimación de la potencia de la componente de HF o LF al verse solapadas sus bandas frecuenciales con las de algunos de estos términos.

Las medidas que hemos tomado para aminorar estos efectos no deseados han consistido en:

- i) Al calcular la potencia asociada a la componente de la cadencia considerar no solo la potencia en la banda centrada en la frecuencia de la zancada, sino, además, la de todos sus alias en el espectro entre 0 y $F_{HR}(n)/2$.
- ii) Calcular y cuantificar los instantes en los que las bandas asociadas a las componentes de LF y HF solapan con la componente de la cadencia o

sus alias. Cuando este fenómeno de solapamiento ocurre no somos capaces de diferenciar cuánta de la potencia que existe en la banda, durante el intervalo de tiempo que dura el solapamiento, corresponde a cada una de las componentes solapadas, con lo que únicamente podremos calcular el porcentaje de tiempo que aparece este fenómeno. A esto es a lo que nos referiremos como índices de solapamiento entre bandas frecuenciales, descritos con más detalle en el punto 3.5.

En la Figura 3-7 se muestra la evolución de la potencia asociada a la componente de la cadencia y a cada uno de sus alias durante la prueba de esfuerzo en el ejemplo que venimos viendo en éste capítulo.

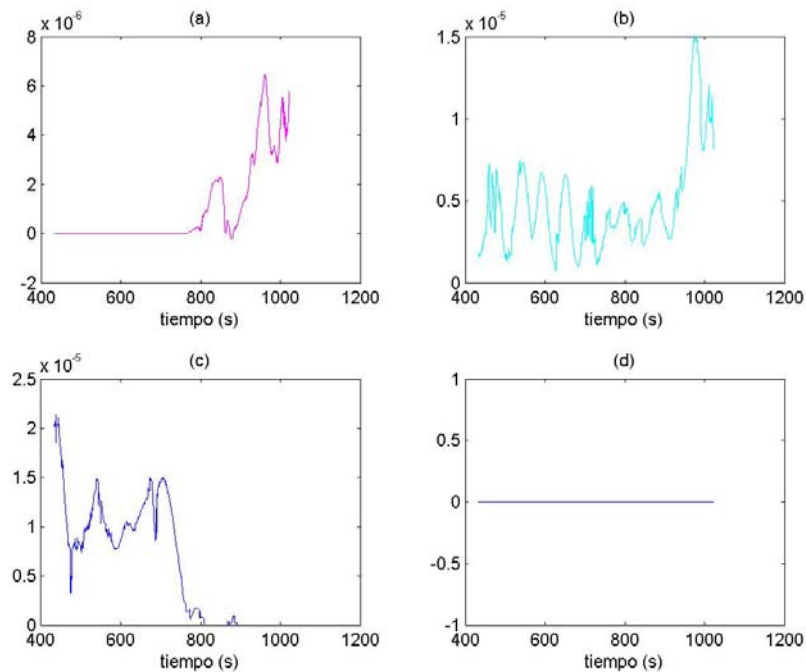


Figura 3-7 Potencia asociada a cada una de las componentes asociadas a la cadencia. En (a) potencia de la componente centrada en $F_C(n)$; en (b) potencia de la componente del alias centrado en $F_{HR}(n) - F_C(n)$; en (c) la potencia del alias centrado en $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$; y en (d) la potencia del alias centrado en $F_{HR}(n) - 2F_C(n)$

La potencia que corresponde a la componente fundamental de la cadencia se ve que es nula hasta el segundo 800 aproximadamente, momento en el que en la Figura 3-6 se ve que la banda asociada a esta cadencia comienza a intersectar con el límite superior de nuestro espectro marcado por la frecuencia $F_{HR}(n)/2$, a partir de ese momento comienza a computar la potencia asociada a esta componente. Las componentes que corresponden con los términos en $F_{HR}(n) - F_C(n)$ (Figura 3-6 (b)) y en $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$ (Figura 3-6 (c)) que son visibles en el mapa de potencia son las contribuciones más significativas de todas las relacionadas con la CF, y en concreto la componente correspondiente a $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$ vemos que es la que más potencia tiene en este caso particular. Por último se observa que la componente

correspondiente al término en $F_{HR}(n) - 2F_C(n)$ no tiene potencia en ningún momento y es debido a que esta componente no aparece en este caso en la parte del espectro que estudiamos y que representamos en el mapa de potencia ($0 - F_{HR}(n)/2$) Hz.

Por último y como resumen de todo lo explicado en este punto, vemos la evolución de la potencia de las componentes que hemos estudiado sobre las bandas que han sido definidas.

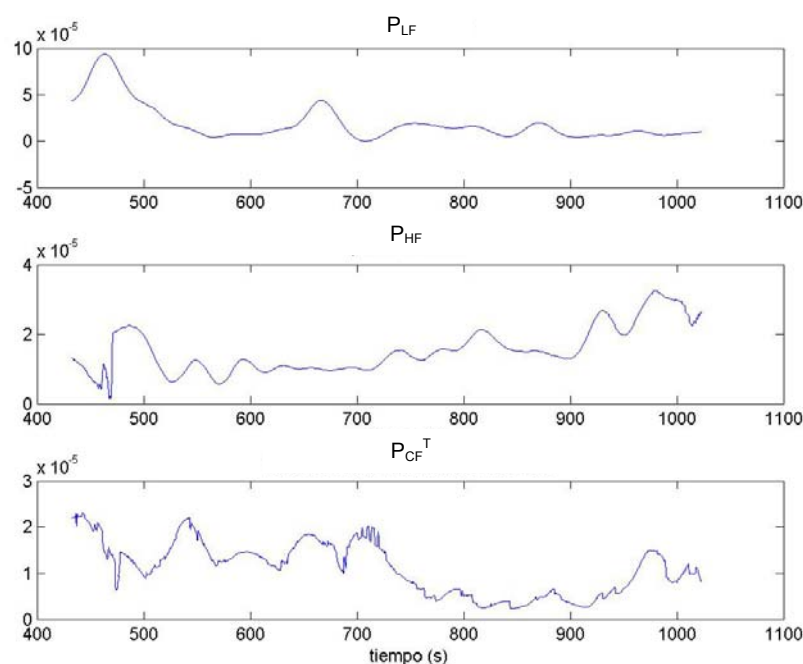


Figura 3-8 Evolución de la potencia durante la prueba de esfuerzo asociada a la potencia en LF (P_{LF}), en HF (P_{HF}) y la suma de las componentes relacionadas con CF (P_{CF}^T)

3.4 Cálculo de parámetros fisiológicos

Una vez que ya han sido explicadas cuales son las componentes frecuenciales que van a ser objeto de este estudio (LF, HF y CF) y que se ha explicado cómo se va a realizar la cuantificación de la potencia para cada una de estas componentes, vamos a proceder a definir los momentos que se han considerado significativos desde el punto de vista fisiológico para estudiar la evolución de la potencia asociada a cada una de estas componentes.

Se han definido 3 planos de estudio distintos, y para cada uno de ellos se ha hecho un estudio estadístico sobre el comportamiento de la potencia de cada componente de interés:

- En primer lugar se ha decidido estudiar la potencia asociada a estas componentes en 4 momentos significativos de la prueba: segundo minuto después de haber comenzado la prueba de esfuerzo (INI), último minuto antes del fin de la prueba, donde cada sujeto alcanzaba su frecuencia cardiaca máxima (FIN), un minuto en torno al umbral aeróbico (VT1) y un minuto en torno al umbral anaeróbico (VT2).

- En segundo lugar se han estudiado estas componentes en 5 intervalos de tiempo relacionados con la velocidad máxima. Éste método nos permite relacionar el comportamiento de la potencia asociada a estas componentes con un índice de la carga del ejercicio al que cada sujeto está sometido. Tomando como referencia la velocidad máxima que alcanzó cada voluntario se han definido 5 intervalos: de 0 a 20%, de 20 a 40%, de 40 a 60%, de 60 a 80% y de 80 al 100% el incremento de velocidad en la prueba.
- De forma análoga a lo visto con la velocidad máxima, también se ha dividido la prueba en otros 5 intervalos relacionando la evolución de la potencia de cada componente con el VO_2max de cada sujeto durante la prueba de esfuerzo máxima. Para esto se han calculado los siguientes parámetros: a) VO_2 en reposo: se obtiene promediando VO_2 de cada sujeto durante los minutos de reposo previos al inicio de la fase de esfuerzo; b) VO_2max , es el máximo volumen de oxígeno por unidad de tiempo (medido en ml/min o ml/kg/min) que el organismo del deportista consigue transportar y utilizar; c) delta de VO_2 (ΔVO_2): es el margen que existe entre el VO_2max y el VO_2 en reposo. Así dividiremos la prueba de esfuerzo en 5 umbrales según nos encontremos en el 0-20%, 20-40%, 40-60%, 60-80% o 80-100% del ΔVO_2 .

3.4.1 Estudio según umbrales fisiológicos

En primer lugar se ha decidido diferenciar 4 momentos durante la prueba de esfuerzo que puedan tener un significado fisiológico para evaluar la evolución de la HRV y ver si se aprecian cambios significativos en su distribución de potencia en relación a estos momentos metabólicamente significativos.

Los momentos INI y FIN pretenden reflejar respectivamente el estado de esfuerzo moderado al inicio de la prueba y el momento de esfuerzo máximo al final.

Los momentos VT1 y VT2 corresponden al umbral aeróbico y umbral anaeróbico respectivamente.

En el 0 se ha incluido una descripción de los fundamentos fisiológicos de estos umbrales y la metodología seguida para determinar estos instantes en las distintas pruebas de esfuerzo.

En la Figura 3-9 aparece dibujado en azul la evolución del ritmo cardiaco de un voluntario durante la prueba de esfuerzo. Se indican los momentos de inicio y fin de la fase de esfuerzo. También se indican los momentos correspondientes al VT1 y al VT2. Superpuestos en rojo podemos ver los intervalos de tiempo correspondientes a INI y a FIN. También se superponen en verde los intervalos de 1 minuto centrados en los umbrales VT1 y VT2. En estas franjas rojas y verdes será donde se calculen las potencias de las distintas componentes para luego analizar su evolución en estos instantes. Hay que decir que en muchos casos, los instantes INI y VT1 se solapaban, esto es debido a que el umbral aeróbico se alcanza

relativamente pronto y cerca del inicio de la prueba, y dependiendo del sujeto se podía dar el caso de que estos intervalos se superpusieran.

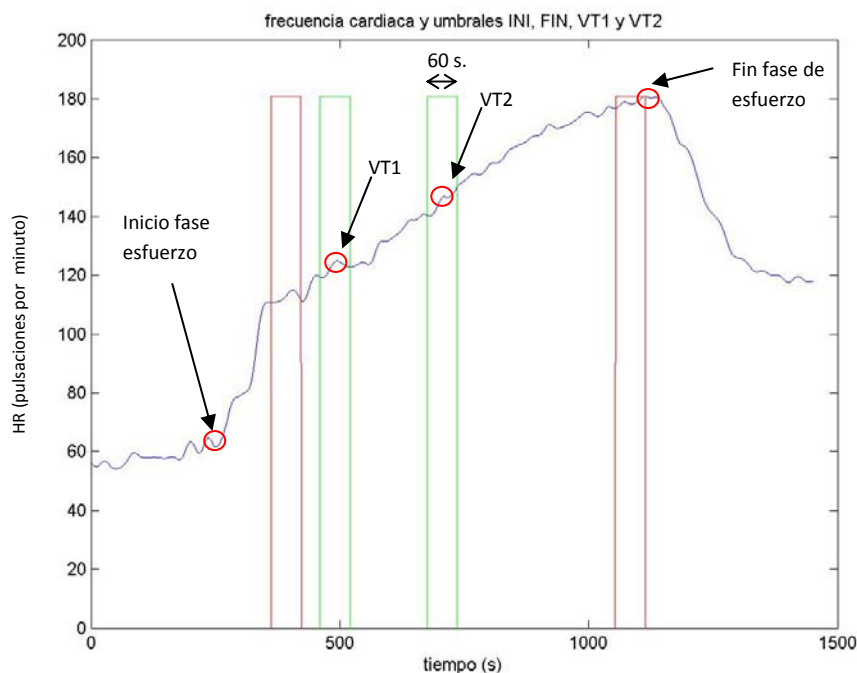


Figura 3-9 Evolución de la frecuencia cardíaca (HR) durante la prueba de esfuerzo con intervalos INI, FIN (en rojo), y VT1 y VT2 (en verde).

3.4.2 Estudio según velocidad

Vamos a utilizar la Figura 3-10 para explicar los intervalos atendiendo a la carga de trabajo. En el caso del tapiz rodante, la carga máxima de trabajo se puede relacionar con la velocidad máxima que cada uno de los sujetos alcanza durante la prueba (V^{\max}). A partir de ahí se define el diferencial de velocidad como $\Delta V = V^{\max} - V^{\text{ini}}$. Esta V^{ini} es la velocidad que la cinta lleva al comienzo de la prueba y como hemos visto en el capítulo 2.3.1 donde describíamos el protocolo, es igual a 8 Km/h. Esta velocidad se va incrementando 1 km/h cada minuto hasta llegar a la V^{\max} . En la figura podemos ver en verde el aumento escalonado de la velocidad. En este caso los intervalos se calculan dividiendo en 5 el ΔV y estableciendo los límites de 20, 40, 60, 80 y 100%, de esta forma tendremos 5 intervalos donde la velocidad en la prueba se encontrará entre el 0 y el 20% del ΔV , entre el 20 y el 40% y así sucesivamente hasta el último intervalo que comprenderá las velocidades entre el 80 y el 100% de este ΔV . Hemos creído ilustrativo superponer en un ejemplo estos intervalos con la evolución del ritmo cardíaco (en azul en la Figura 3-10).

3 Métodos

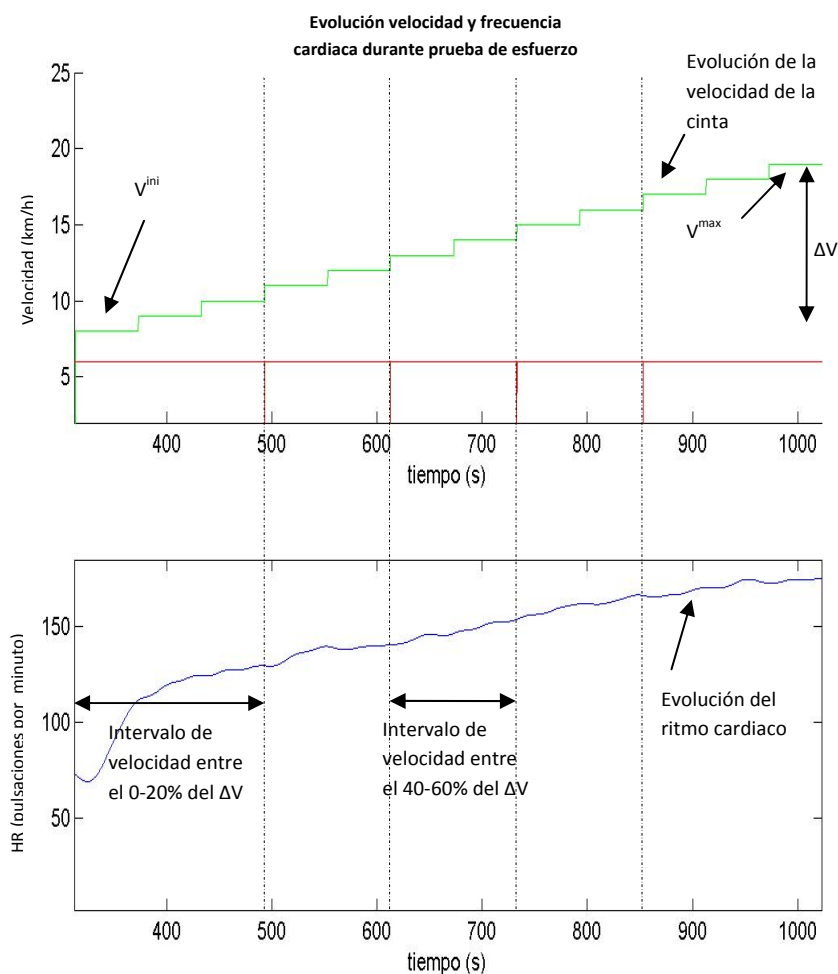


Figura 3-10 Evolución de la frecuencia cardiaca y de la velocidad de la cinta desde la velocidad inicial hasta la velocidad máxima. Superposición de intervalos considerados.

3.4.3 Estudio según VO_2

En la Figura 3-11 aparece representado el VO_2 en una de las pruebas. En este caso hemos representado el intervalo de tiempos de la prueba donde se estudiará la potencia de las componentes en estudio, desde el inicio del ejercicio hasta el final del esfuerzo. En verde en la parte de debajo de la figura podemos ver el nivel del VO_2 en reposo del sujeto, que en el caso de este voluntario era de 473 ml/min. Este dato se ha calculado promediando los datos de VO_2 durante los minutos de reposo antes del inicio del esfuerzo. También se puede ver en línea roja el VO_{2max} que en este caso era de 4641 ml/min. Como se ha explicado antes, a partir de estos datos se halla el $\Delta VO_2 = 4641 - 473 = 4168$ ml/min, y a partir de aquí calculamos los intervalos del 20, 40, 60, 80 y 100% de este ΔVO_2 . Lo que está representado en la figura como escalones, son los distintos intervalos de tiempo donde el VO_2 permanece en una banda (entre 20 y 40% por ejemplo).

Como aspecto importante a considerar para la interpretación posterior de los datos obtenidos, hay que prestar atención a que los dos primeros intervalos definidos en este caso (0-20% y 20-40% del ΔVO_2) resultarán siempre mucho más cortos en tiempo que los siguientes. Esto es debido a que desde el inicio de la prueba el VO_2 no aumenta de forma lineal sino que se incrementa más rápidamente al principio y progresivamente a medida que se llega al máximo, los incrementos son menores. Más adelante volveremos a este problema cuando detallemos cómo se ha procedido al cómputo de las potencias.

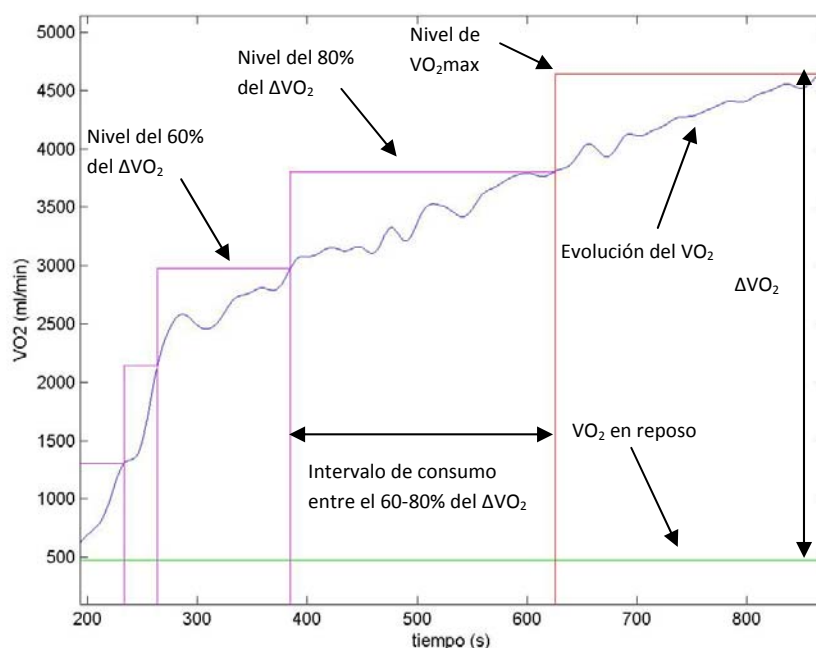


Figura 3-11 Evolución del VO_2 durante la fase de esfuerzo de la prueba con los umbrales del 20, 40, 60, 80 y 100% del ΔVO_2

3.5 Índices de solapamiento

Como se ha visto en el punto 3.3 tanto la CF como sus alias, pueden solaparse en momentos de la prueba con las componentes de LF y de HF. Se han decidido calcular lo que hemos llamado índices de solapamiento entre bandas frecuenciales. Estos índices nos indican el tanto por ciento de tiempo dentro de un intervalo de los que se han definido en el punto anterior, donde se está produciendo un solapamiento entre dos bandas frecuenciales asociadas a componentes distintas.

Definimos dos tipos de solapamientos dependiendo de las frecuencias involucradas:

- LF con CF (incluidos los alias)
- HF con CF (incluidos los alias)

En la Figura 3-12 podemos ver un mapa de potencia con las bandas superpuestas donde tenemos dos momentos de solapamiento, uno con HF y otro con LF.

3 Métodos

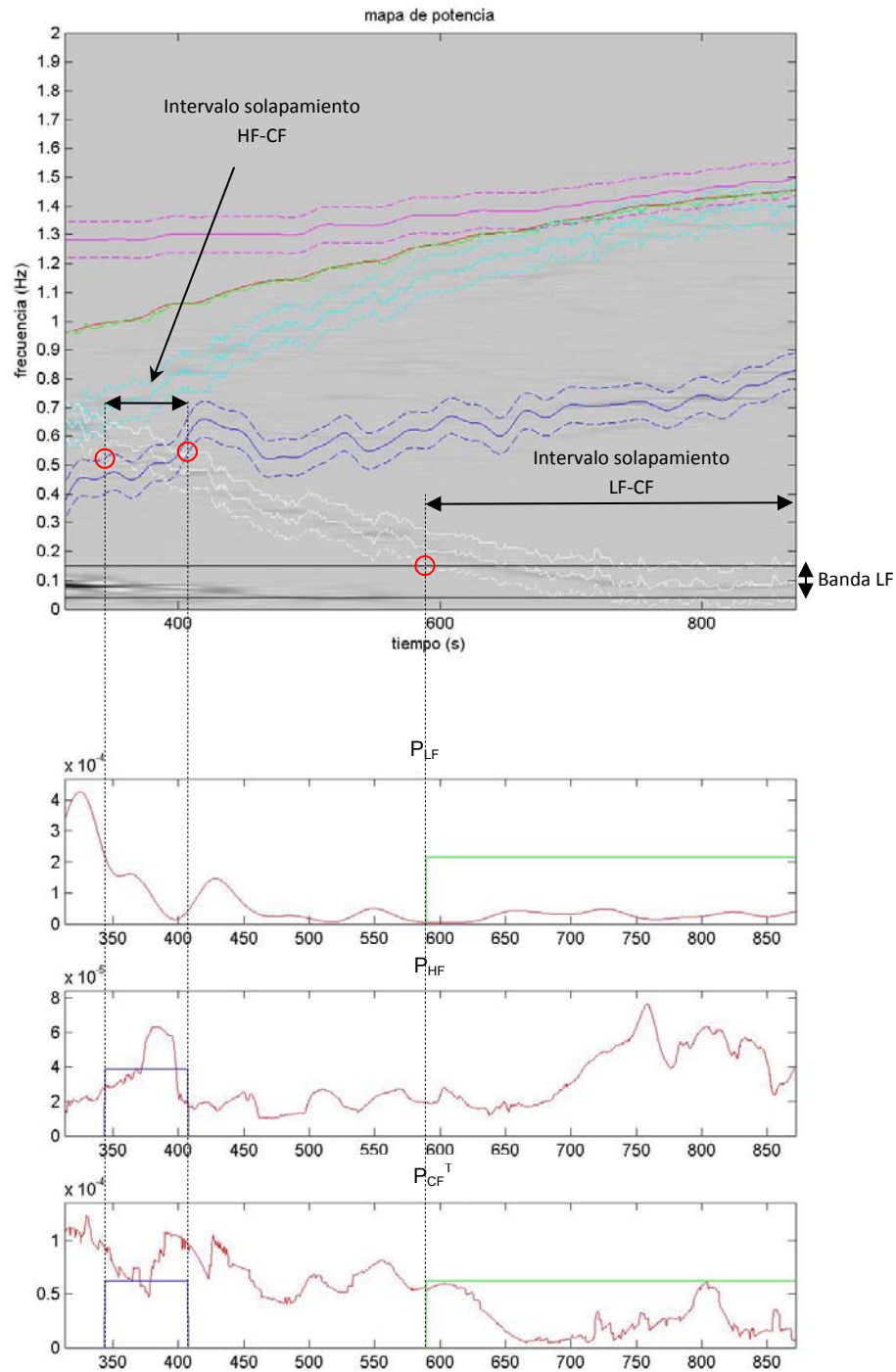


Figura 3-12 Comparación de mapa de potencias con potencia asociada a cada componente LF, HF y CF y solapamientos existentes entre CF-HF y CF-LF

En ambos casos, el solapamiento se produce con el alias centrado en $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$. Marcamos con círculos rojos los instantes inicial y final del solapamiento. En este caso el efecto de solapamiento es visible en las gráficas que representan la potencia de cada componente. Vemos que en el intervalo que dura el solapamiento con HF la potencia de HF aumenta sensiblemente y a medida que va desapareciendo la superposición de las bandas,

regresa a valores cercanos a los que tenía previos al solape. Aquí tenemos un caso en el que durante un intervalo de solapamiento estamos viendo potencia en la banda de HF que seguramente no está relacionada con el sistema parasimpático ni con la respiración sino que se debe a la contribución de un término asociado a CF.

En segundo lugar la componente en $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$ acaba solapándose con la banda de LF (representada por dos líneas negras sólidas en 0.04 y 0.15 Hz en el mapa de potencia). En este caso no se observa un incremento muy notable de la potencia en LF a medida que se va produciendo el solapamiento pero lo que sí es más significativo es el decaimiento de la potencia asociada a CF debido a que su banda asociada está limitada inferiormente por 0.15 Hz, aunque en el mapa veamos con claridad que sigue siendo visible la existencia de potencia coincidiendo con la frecuencia $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$.

3.6 Análisis estadístico

Se definen a continuación las variables y métodos empleados en el análisis estadístico.

Índices de estudio

En primer lugar para cada instante de tiempo se ha calculado la potencia de cada componente como se ha visto en ((3.5) y posteriormente se ha normalizado dividiéndola por la potencia total de la HRV en ese mismo instante, definida como

$$P_{TOT}(n) = \frac{1}{2} \frac{1}{2K-1} \sum_{m=m_1}^{m_2} P_m(n, m) \quad (3.7)$$

donde en este caso m_1 corresponde al índice frecuencial asociado a la frecuencia 0.04 Hz y m_2 a $F_{HR}(n)/2$.

Una vez que ya tenemos para cada instante, la potencia de cada componente normalizada, calcularemos la media de estas potencias normalizadas durante los intervalos temporales que han sido definidos en el punto 3.4, ya sea atendiendo a los umbrales, al consumo o a la velocidad.

A continuación a modo de ejemplo incluimos la expresión para el cálculo de la potencia de HF normalizada, en el umbral VT1:

$$\overline{P_{HF}^{VT1}} = \frac{1}{N} \sum_{n=n_1}^{n_2} \frac{P_{HF}(n)}{P_{TOT}(n)} \quad (3.8)$$

donde n_1 es la primera muestra del intervalo VT1 y n_2 es la última, y N es el número de muestras sobre las que promediamos.

3 Métodos

Estos valores medios en los intervalos serán los resultados que utilizaremos como entrada para el análisis estadístico.

Al final del apartado 3.4.3 se ha planteado como un posible problema la corta duración de los intervalos de 0-20% y 20-40% del ΔVO_2 , que hace que para el promediado en estos intervalos se considera un menor número de muestras que para el cálculo del promediado en el resto de intervalos de más duración, siendo el resultado menos robusto.

Test de Kolmogorov-Smirnov.

Una vez calculados los índices de estudio aplicaremos sobre cada uno de ellos un test de Kolmogorov-Smirnov. Este test compara los valores de un conjunto de datos con los una distribución normal estándar. La hipótesis nula es que el conjunto de datos tiene una distribución normal, mientras que la hipótesis alternativa es que el conjunto de datos no se ajusta a esta distribución. Efectuaremos el test con un umbral de confianza de 0.05, lo que significa que si el resultado del test es menor que este 0.05 rechazaremos la hipótesis nula con un error del 5% asumiendo que el conjunto de datos no se ajusta a una distribución normal estándar.

En la presentación de resultado veremos que estos datos efectivamente no se ajustan a una distribución normal.

Por tanto, para comparar estadísticamente los datos entre los instantes de tiempo considerados se utilizará la prueba de los signos de Wilcoxon.

Prueba de los signos de Wilcoxon.

La prueba de los signos de Wilcoxon es una prueba no paramétrica para comparar la mediana de dos muestras relacionadas y determinar si existen diferencias entre ellas. Es utilizada cuando no se puede suponer la normalidad de dichas muestras.

Al comparar dos conjuntos de muestras, la hipótesis nula es que el vector diferencia de ambos conjuntos proviene de una distribución continua, simétrica y de mediana igual a cero, frente a la alternativa de que la distribución no sea de mediana igual a cero. La evaluación se realiza calculando el estadístico p que representa la probabilidad de que la hipótesis nula sea cierta, por lo tanto valores pequeños de p pondrán en duda la hipótesis nula.

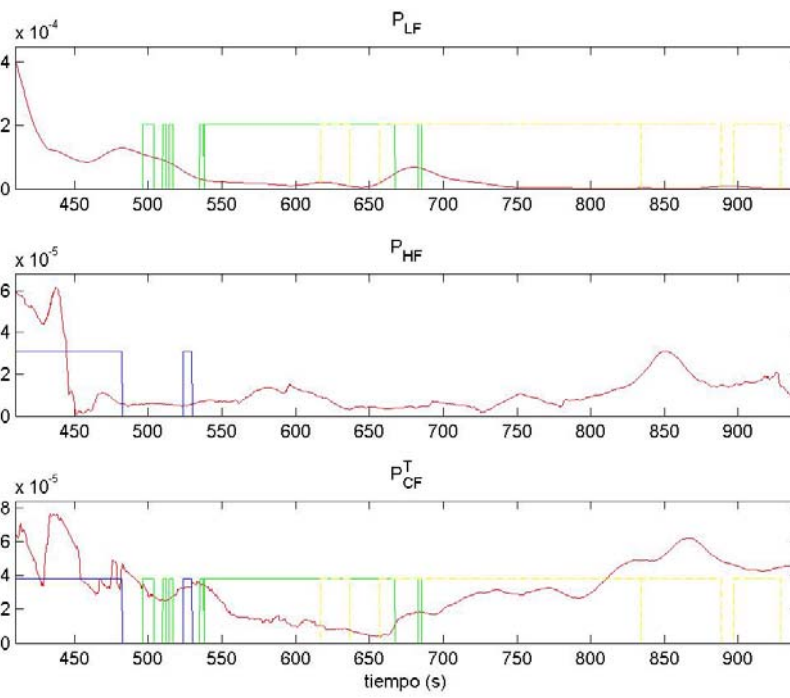
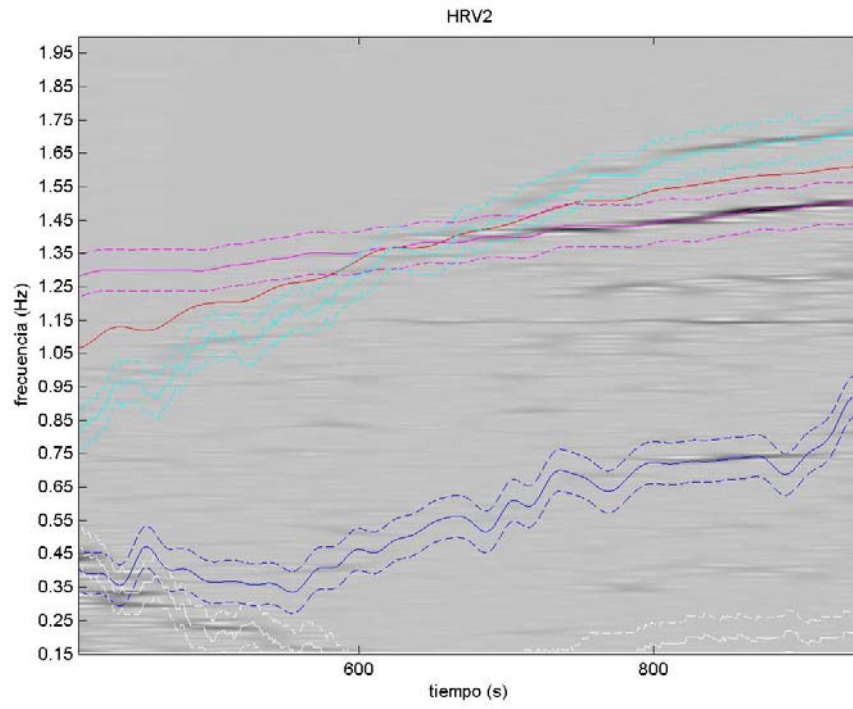
Calcularemos el estadístico p para todas las posibles comparaciones entre dos instantes de los definidos en 3.4.

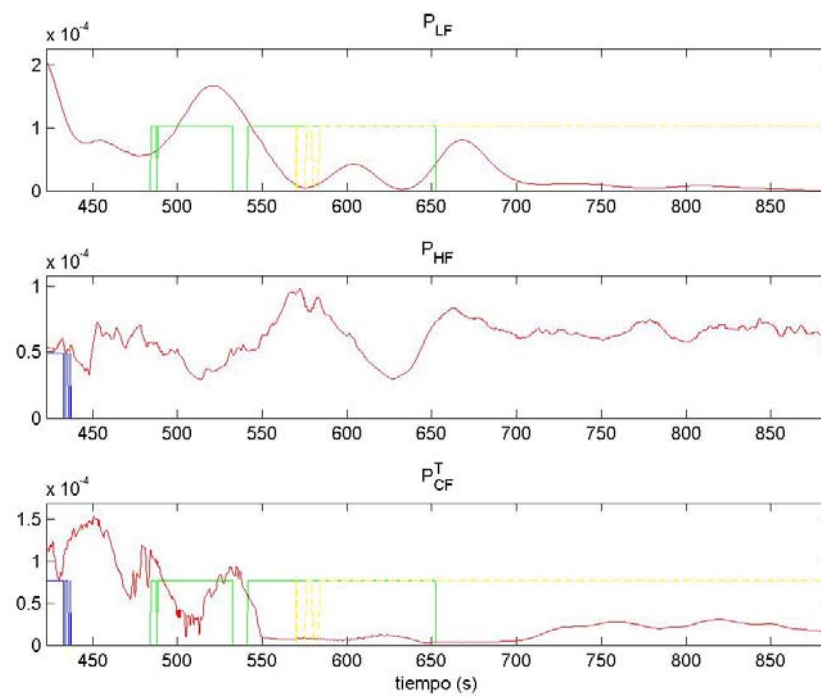
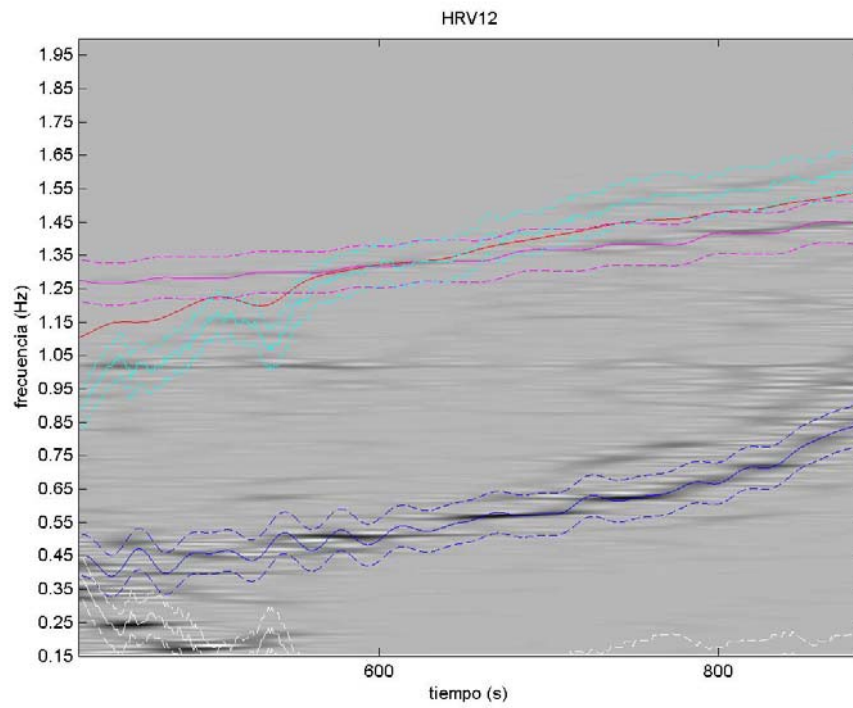
4 Resultados

De las 25 pruebas máximas que fueron realizadas sobre tapiz rodante, dos tuvieron que ser descartadas por problemas en la adquisición de datos, seguramente debidos a un mal funcionamiento en el registro de datos RR por el *POLAR*.

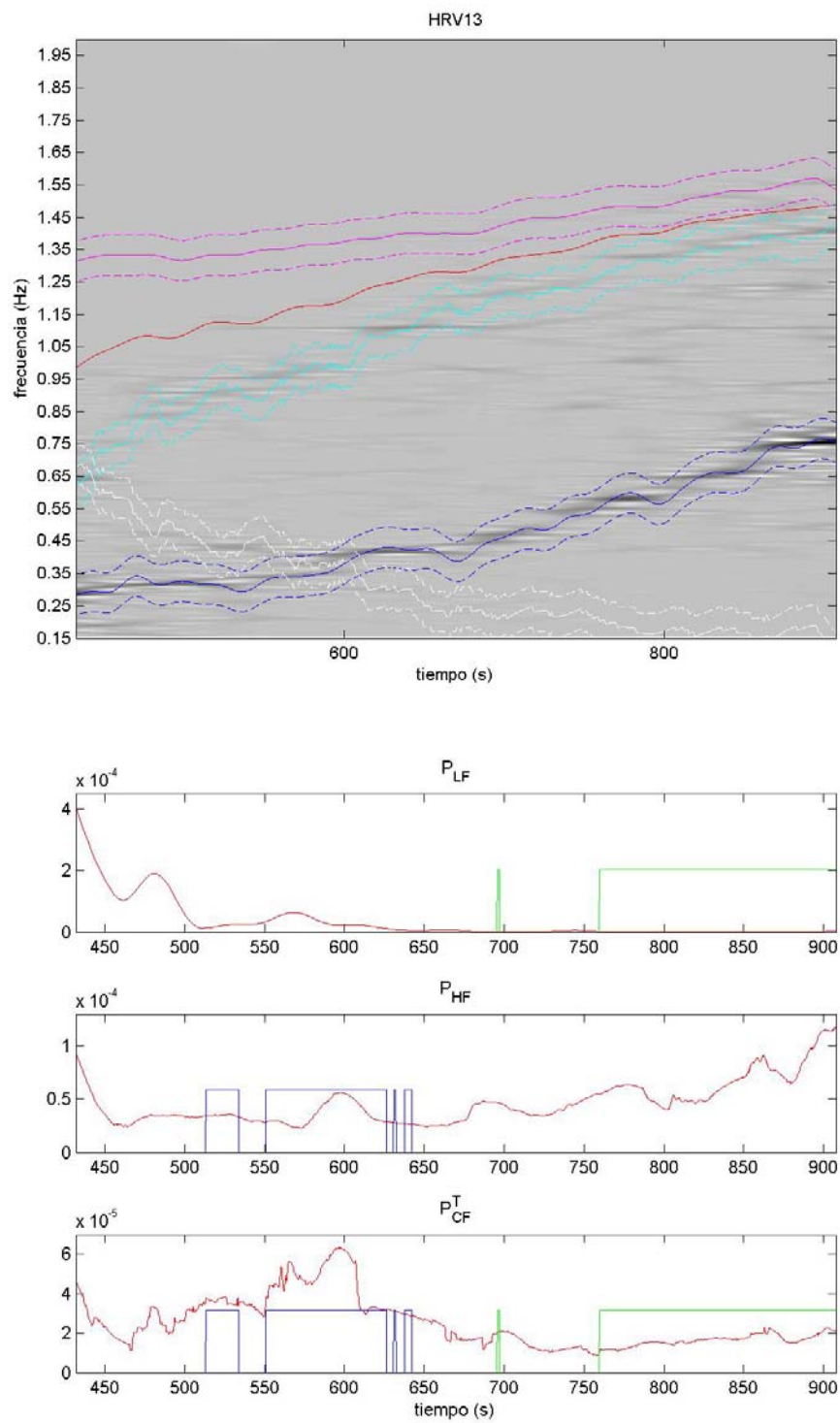
Para comenzar con éste capítulo de resultados presentamos 4 mapas de potencia representativos correspondientes a 4 pruebas de esfuerzo de sujetos distintos.

4 Resultados





4 Resultados



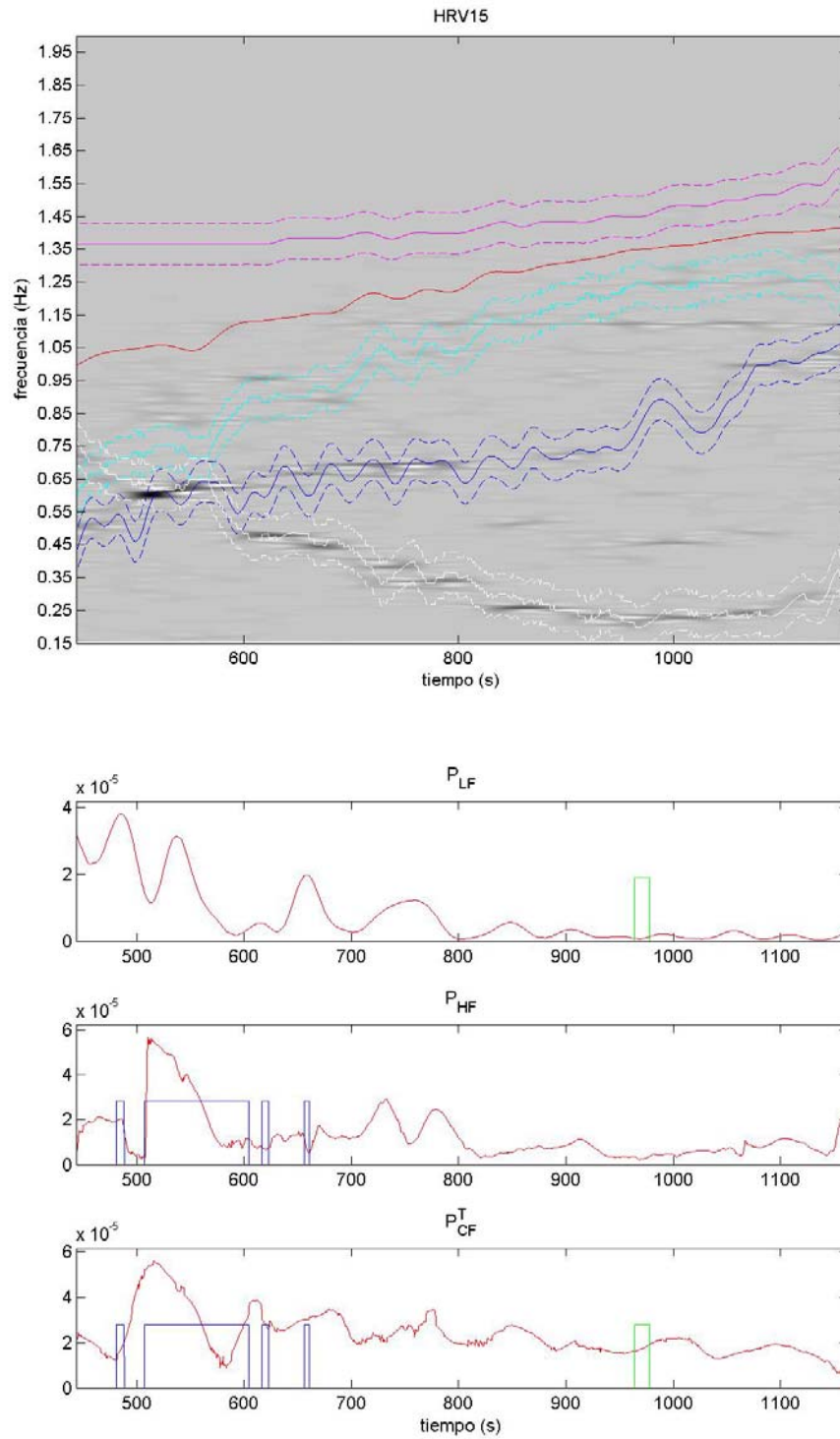


Figura 4-1 Mapas de potencia y evolución de la potencia en LF, HF y CF, en prueba de esfuerzo de 4 sujetos distintos. En los mapas: en rojo $F_{HR}/2$, en rosa F_C , en azul oscuro F_R , en azul claro $F_{HR} - F_C$ y en blanco $-F_{HR} + 2F_C$. En las gráficas, en azul solapamiento HF-CF y sus alias, en verde y amarillo los solapamientos entre LF-CF y sus alias

Los mapas de potencia representados en la Figura 4-1 corresponden al intervalo de tiempo de esfuerzo del deportista, se han eliminado los minutos previos de reposo del inicio de la prueba y los finales de recuperación. Debajo de cada mapa aparece la representación de la potencia asociada a cada componente y su comportamiento con el tiempo. Hemos representado el valor de potencia en las bandas de LF, de HF y todas las contribuciones relacionadas con la cadencia. También se han representado sobre las gráficas de potencia, los intervalos de solapamiento entre CF y sus alias con LF y HF.

En esta figura se ve claramente que al superponer el mapa de potencia obtenido a partir de los datos RR de cada uno de los sujetos, con la frecuencia respiratoria registrada también en la prueba, y con las componentes relacionadas con la frecuencia de la zancada, las zonas de potencia que se aprecian en el espectro de la HRV coinciden bastante fielmente con las señales registradas. Efectivamente estamos encontrando potencia tanto en la banda de LF y de HF, fenómenos que ya estaban descritos y que eran esperados, como en las bandas asociadas a la CF, que era uno de los objetivos que nos proponíamos en el planteamiento del proyecto.

La potencia asociada a CF y sus alias representa una media del $21,3 \pm 12,6\%$ de la potencia total de la HRV durante la prueba de esfuerzo, promediando las pruebas de todos los sujetos.

Ahora que ya se ha visto que estas componentes aparecen, vamos a presentar los resultados estadísticos con los que hemos intentado caracterizarlas en distintos instantes de la prueba de esfuerzo, relacionándolas con parámetros fisiológicos como son los umbrales ventilatorios, con la carga de trabajo a la que está sometido el deportista, o con el consumo de O_2 durante la prueba.

En el Anexo III se incluyen todos los mapas de potencia correspondientes a las pruebas de esfuerzo analizadas, junto con la evolución de la potencia asociada a cada componente estudiada.

En el 0 se adjuntan las tablas con los datos completos obtenidos después de todo el procesado. En este apartado nos limitaremos a presentar las matrices de Wilcoxon y los diagramas de cajas obtenidos a partir de estos datos, que son los instrumentos estadísticos que nos permiten analizar fácilmente los resultados.

4.1 Resultados según umbrales fisiológicos

En la Figura 4-2 presentamos los diagramas de cajas correspondientes a LF, HF y CF según los instantes que han sido definidos en 3.4.

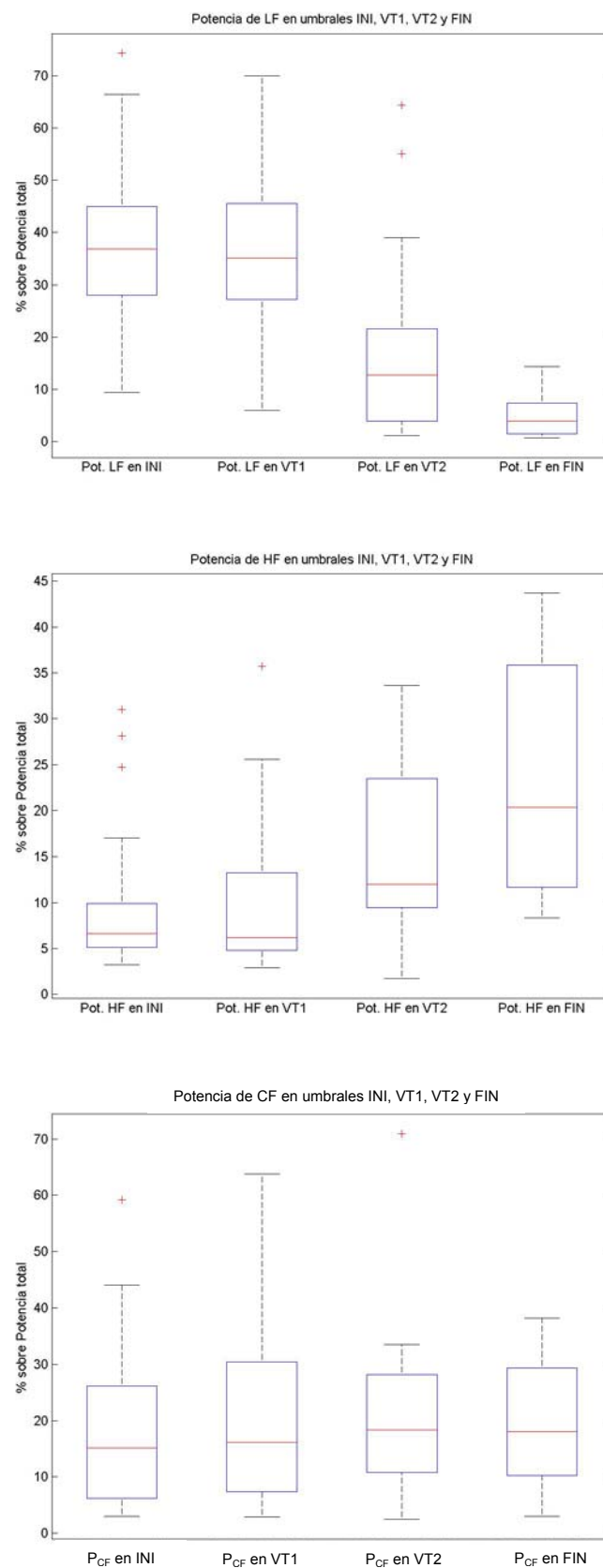


Figura 4-2 Diagramas de cajas correspondientes a la LF, HF y CF en los minutos definidos como INI, VT1, VT2 y FIN

4 Resultados

Podemos ver que en ninguna de las 3 componentes se observa una gran variación entre el instante INI y el instante VT1. También se observa que tanto en LF como en HF, la variación de los dos últimos umbrales (VT2 y FIN) sí que es significativa con el resto, mientras que para la CF, no se aprecian variaciones significativas en ninguno de los intervalos considerados durante la prueba de esfuerzo.

Completamos la presentación de los resultados obtenidos en los umbrales fisiológicos con las matrices de Wilcoxon para los casos de LF y de HF. No mostramos la matriz para la CF al resultar la comparación entre todos los umbrales no significativa (NS). En estas matrices representamos el estadístico p que hemos introducido en 3.6.

umbrales LF	INI	VT1	VT2	FIN
INI		NS	0,00048292	4,01E-05
VT1	NS		0,00077888	4,01E-05
VT2	0,00048292	0,00077888		0,00110318
FIN	4,01E-05	4,01E-05	0,00110318	

umbrales HF	INI	VT1	VT2	FIN
INI		NS	0,01858462	0,00048292
VT1	NS		0,01557647	0,00077888
VT2	0,01858462	0,01557647		0,00240107
FIN	0,00048292	0,00077888	0,00240107	

Tabla 4-1 Matrices de comparación de índices de Wilcoxon para LF y HF en umbrales fisiológicos INI, VT1, VT2 y FIN

En la Figura 4-3 adjuntamos para finalizar con los resultados obtenidos según estos umbrales, los diagramas de cajas que muestran el solapamiento entre LF-CF y HF-CF en los distintos instantes de estudio. Mientras que entre LF y CF solo se dan fenómenos de solapamiento en los intervalos de tiempo VT2 y FIN, no encontrándose casos, salvo 3 excepciones, en los intervalos INI y VT1, el comportamiento entre HF y CF es el inverso, con solapamientos casi inexistentes entre estas dos componentes en VT2 y FIN y solapamientos significativos en los dos primeros intervalos.

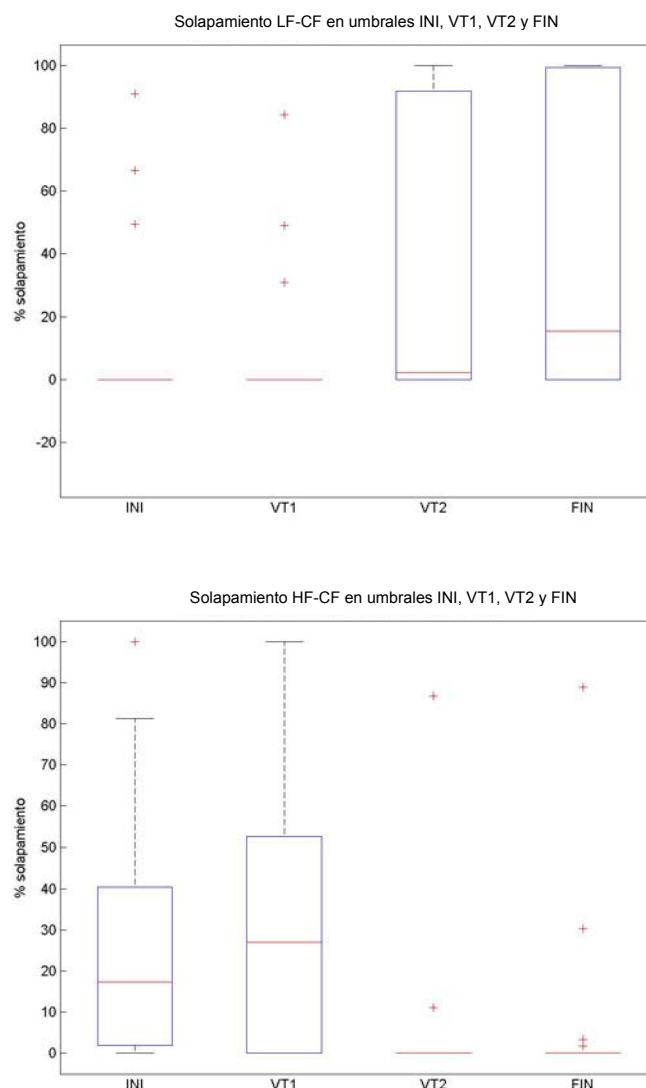


Figura 4-3 Diagramas de cajas del solapamiento existente entre LF-CF y HF-CF en umbrales fisiológicos

4.2 Resultados según velocidad

En la Figura 4-4 representamos los diagramas de cajas en los rangos definidos de acuerdo al porcentaje del ΔV . Mientras que para el caso de la LF y de la HF se observan diferencias significativas en los valores de potencia obtenidos, decreciendo significativamente para el caso de LF a medida que aumenta la velocidad de la prueba, y aumentando en el caso de la HF, para el caso de la CF no se observan comportamientos significativamente distintos entre ninguno de los intervalos considerados.

4 Resultados

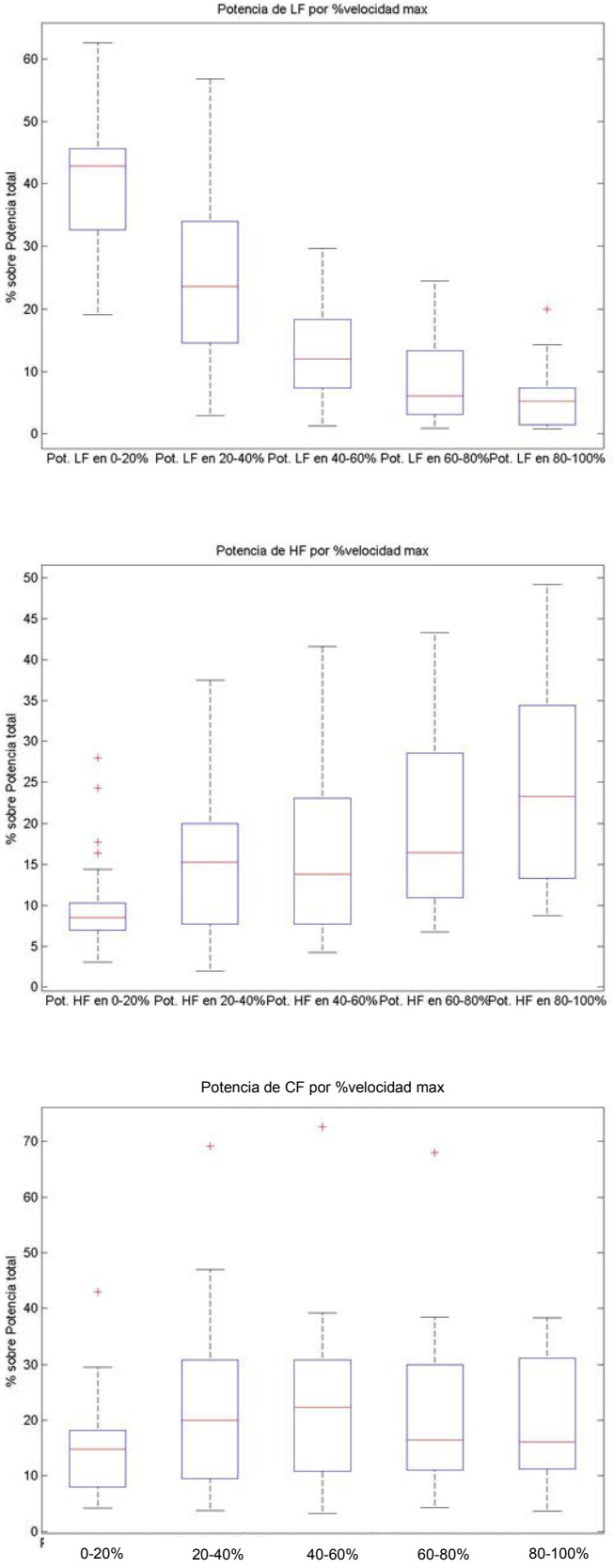


Figura 4-4 Diagramas de cajas correspondientes a la LF, HF y CF según rangos de velocidad sobre ΔV

Esta percepción que tenemos al analizar visualmente los diagramas de cajas se confirma con los datos que arrojan las matrices de Wilcoxon al comparar estos resultados. No incluimos la matriz relativa a la CF porque como ya se había previsto ofrece resultados no significativos entre cualquiera de los rangos considerados. En el caso de la LF vemos que todos los índices del test de Wilcoxon son bastante bajos, lo que indica que las diferencias entre las potencias cuantificadas en los 5 tramos son bastante significativas, evidenciándose una disminución en la potencia en LF a medida que la velocidad aumenta. En el caso de la HF observamos el comportamiento inverso, aumentando su potencia asociada a medida que se incrementa la velocidad. Según los índices de las matrices, sólo el cambio entre el intervalo 20-40% y 40-60% no es significativo, siendo relevantes el resto de comparaciones entre tramos, pudiendo considerar estadísticamente significativo el aumento de la potencia en HF a medida que aumenta la velocidad en la prueba de esfuerzo.

LF %ΔV	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%		4,0254E-05	2,7016E-05	2,70E-05	2,70E-05
20-40%	4,0254E-05		0,00023304	8,7261E-05	4,59E-05
40-60%	2,7016E-05	0,00023304		0,01767456	4,18E-04
60-80%	2,70E-05	8,7261E-05	0,01767456		0,00018326
80-100%	2,70E-05	4,59E-05	4,18E-04	0,00018326	

HF %ΔV	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%		0,00424971	0,01158824	1,92E-03	1,62E-04
20-40%	0,00424971		NS	0,03081437	1,41E-03
40-60%	0,01158824	NS		NS	4,25E-03
60-80%	1,92E-03	0,03081437	NS		0,00513921
80-100%	1,62E-04	1,41E-03	4,25E-03	0,00513921	

Tabla 4-2 Matrices de comparación de índices de Wilcoxon para LF y HF en rangos sobre %ΔV

A continuación vemos los diagramas de cajas de los solapamientos. Lo más destacable es el alto índice de solapamiento que en este caso tenemos entre LF y CF en el intervalo de velocidades 80-100%, y en menor medida en el 60-80%. Debido a la forma en la que tratamos estos solapamientos entre LF y CF, se puede pensar que este efecto contribuye a que la potencia asociada a CF en los intervalos de alta velocidad no se incrementa porque las componentes que más contribuyen están solapándose en esos intervalos con LF, descontándose su contribución del total.

4 Resultados

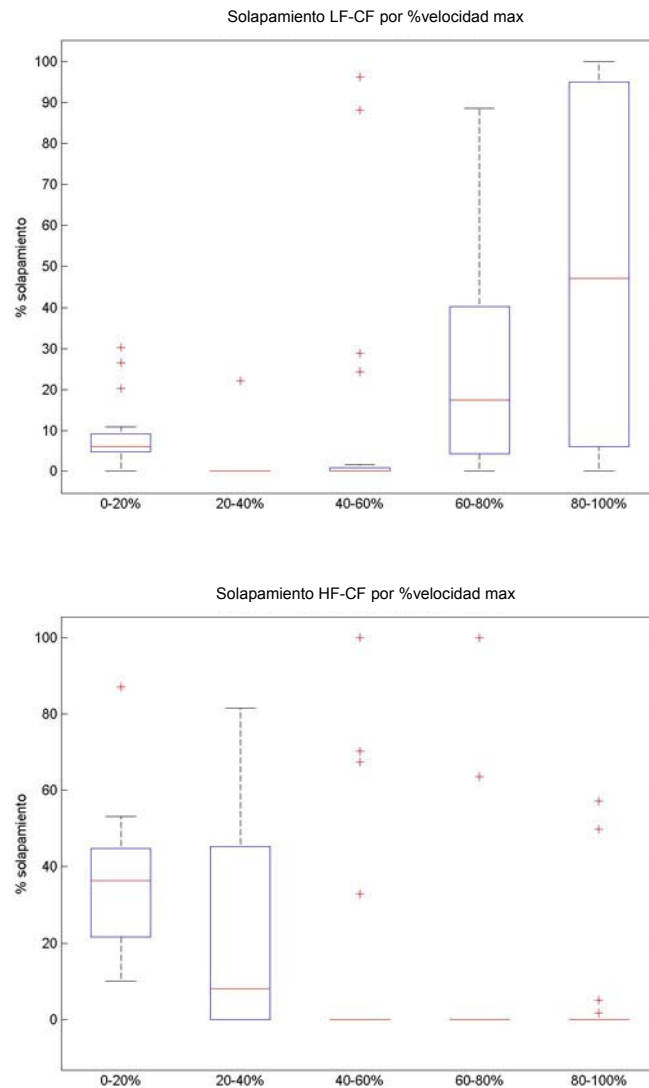


Figura 4-5 Diagramas de cajas del solapamiento existente entre LF-CF y HF-CF en rangos sobre $\% \Delta V$

4.3 Resultados según VO_2

Ahora presentamos los resultados que se han obtenido al dividir la prueba de esfuerzo en 5 rangos según el porcentaje sobre el ΔVO_2 .

En la Figura 4-6 adjuntamos los diagramas de cajas correspondientes a las tres componentes estudiadas y sus valores en los rangos que ya hemos definido en 3.4.

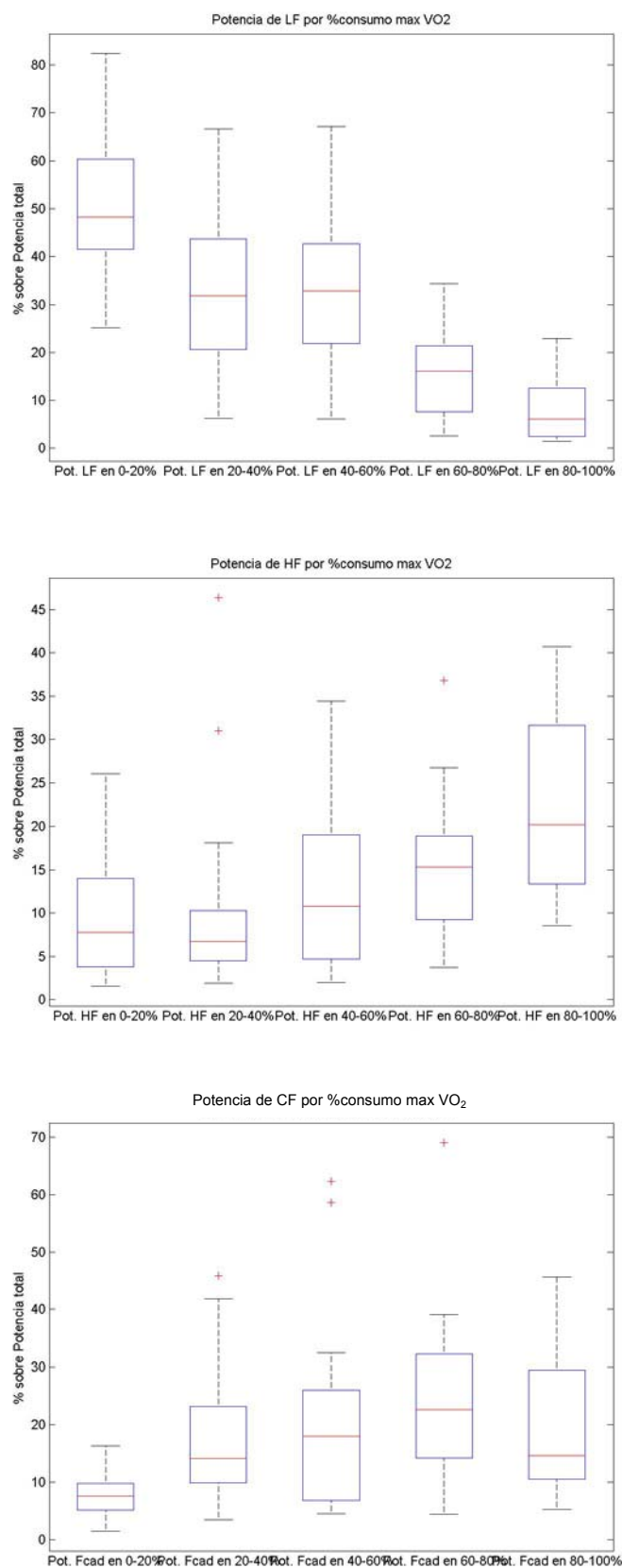


Figura 4-6 Diagrama de cajas correspondientes a la LF, HF y CF según rangos de consumo sobre ΔVO_2

4 Resultados

La tendencia de la potencia en LF y en HF según los intervalos de consumo durante la prueba tiene un comportamiento similar al observado según la velocidad. Se aprecia que a medida que la prueba avanza la potencia en LF se va reduciendo pasando de valores medianos próximos al 50% de la potencia total, cuando estamos en valores de VO_2 bajos, a significar menos de un 10% cuando los valores de consumo son próximos al máximo. Vemos en la matriz correspondiente que la potencia en esta banda de LF varía significativamente entre los intervalos considerados según el consumo, a excepción del caso entre los umbrales 20-40% y 40-60% ΔVO_2 . En el caso de la potencia en HF también se aprecia un patrón de aumento del peso de la potencia en esa componente a medida que aumenta el consumo del deportista, sin embargo este aumento no es tan claro en los primeros intervalos, y sólo cuando nos aproximamos a valores altos de VO_2 el peso de la potencia asociada a la HF comienza a aumentar significativamente, llegando a valores en mediana próximos al 20% de la potencia total cuando el consumo ΔVO_2 se encuentra entre el 80-100%. El porcentaje de potencia asociada a la CF y a sus alias es bajo en el primer intervalo de consumo, aumentando significativamente en el intervalo entre el 20-40% ΔVO_2 para luego permanecer bastante estable en las siguientes divisiones según el consumo, no cambiando significativamente como vemos en la matriz de la Tabla 4-3. Desde este segundo intervalo 20-40% ΔVO_2 y hasta el final, la mediana del porcentaje de la potencia asociada a las componentes de la cadencia sobre la potencia total se mueve en valores entre el 15 y el 20%.

LF %ΔVO_2	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%		0,0014711	0,00264242	5,96E-05	5,96E-05
20-40%	0,0014711		NS	0,00021417	5,96E-05
40-60%	0,00264242	NS		0,00028104	6,90E-05
60-80%	5,96E-05	0,00021417	0,00028104		0,0007962
80-100%	5,96E-05	5,96E-05	6,90E-05	0,0007962	

HF %ΔVO_2	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%		NS	NS	1,90E-02	4,77E-04
20-40%	NS		NS	0,02730632	4,14E-03
40-60%	NS	NS		NS	5,72E-03
60-80%	1,90E-02	0,02730632	NS		0,0014711
80-100%	4,77E-04	4,14E-03	5,72E-03	0,0014711	

CF %ΔVO_2	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%		0,00086348	0,00073775	3,86E-04	1,18E-03
20-40%	0,00086348		NS	NS	NS
40-60%	0,00073775	NS		NS	NS
60-80%	3,86E-04	NS	NS		NS
80-100%	1,18E-03	NS	NS	NS	

Tabla 4-3 Matrices de comparación de índices de Wilcoxon para LF, HF y CF en rangos sobre % ΔVO_2

En cuanto al fenómeno del solapamiento entre las componentes asociadas a la CF con HF y LF se aprecia que los solapamientos entre LF y CF son más importantes cuando el $\% \Delta VO_2$ tiene valores por encima del 60%, mientras que los solapamientos entre HF y CF son mucho más frecuentes para valores de $\% \Delta VO_2$ menores que el 60%.

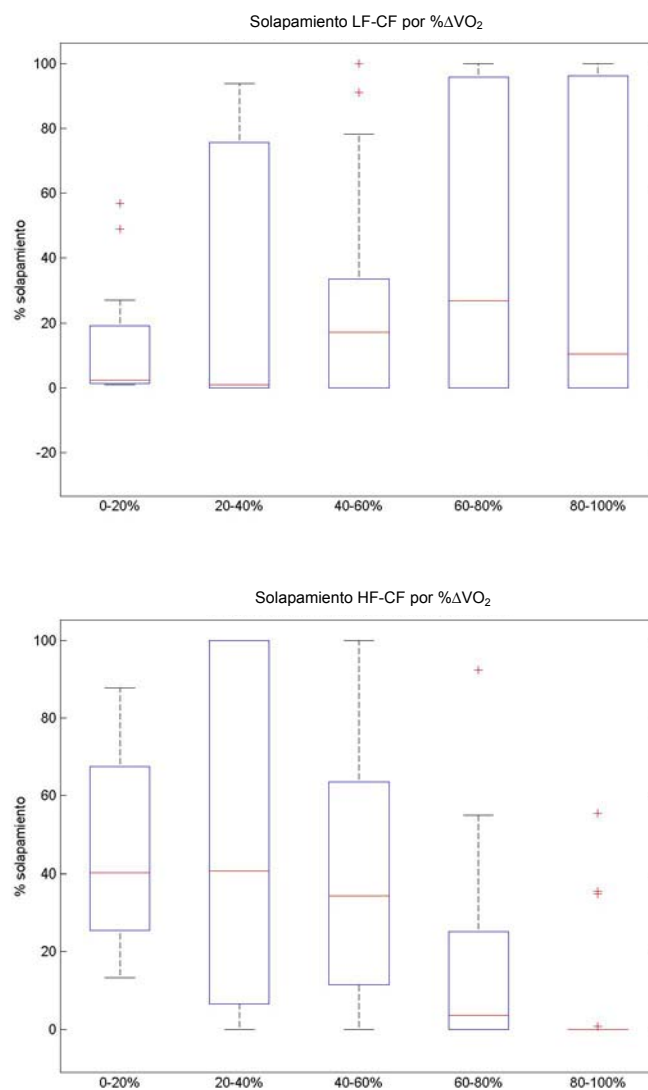


Figura 4-7 Diagramas de cajas del solapamiento existente entre LF-CF y HF-CF en rangos sobre $\% \Delta VO_2$

5 Discusión

Aparición de la componente de la cadencia de forma consistente en la mayor parte de las pruebas.

En las 23 pruebas consideradas como válidas, la simple inspección visual de los mapas de potencia de cada una de ellas ya revela de forma clara en muchos casos la existencia de potencia en componentes relacionadas con la CF, bien en su frecuencia fundamental o en las que aparecen en el espectro fruto del fenómeno del aliasing.

Además de la apreciación visual sobre los mapas de potencia, al calcular las potencias observadas en las bandas asociadas a cada componente, vemos como efectivamente la CF tiene una potencia significativa, tanto, que a veces incluso es sensiblemente mayor que la potencia asociada a la HF o a la LF.

En la Figura 4-1 se han adjuntado unos ejemplos de mapas de potencia donde se observa la existencia de potencia en las bandas asociadas a estas componentes de la cadencia (incluidos los alias) y también unos gráficos de la evolución de la potencia de cada una de las bandas consideradas durante el transcurso de la prueba.

De esta forma ya hemos conseguido uno de los objetivos del proyecto, comprobar la existencia consistente de una componente asociada a la frecuencia de zancada en el espectro de la HRV.

Ahora nos centraremos en describir los comportamientos de las componentes contempladas según los tres planos de estudio que hemos planteado para su análisis.

Discusión sobre los datos en los distintos planos de estudio.

(i) Según umbrales fisiológicos.

Hemos visto en el capítulo de resultados que las variaciones entre el intervalo INT y el VT1 no son significativas para ninguna de las tres componentes. Esto puede ser debido a que en muchas ocasiones el instante INT, que recordamos que era el correspondiente al segundo minuto de la prueba, se solapaba con el instante VT1, que era el que correspondía al minuto en torno al umbral aeróbico. En cambio, atendiendo a los momentos VT2 y FIN, sí que se observan cambios significativos en el comportamiento tanto de la HF como de la LF, comportándose como era de esperar, con una disminución significativa del peso de las potencias de la banda de LF a medida que aumenta el esfuerzo, y un incremento del peso de la potencia asociada a la HF [10]. Aunque las variaciones del peso de la componente de la cadencia no sean sustanciales entre los distintos intervalos considerados, sí que es de destacar que la mediana en todos los intervalos considerados ronda el 15% del total de potencia del espectro, lo que nos indica que es una componente con una potencia asociada relevante.

En cuanto a los solapamientos en estas bandas, vemos que aunque el valor medio no es muy elevado, si que existe gran dispersión de datos en el porcentaje de solapamiento entre LF y las componentes asociadas a la cadencia en los dos últimos intervalos (VT2 y FIN). Si tenemos en cuenta que en el momento que la banda asociada a alguna componente de la cadencia intersectaba la banda de LF se dejaban de computar la potencia de esas frecuencias solapadas en la componente asociada a la cadencia, la existencia de altos valores de solapamiento entre LF y las bandas asociadas a la cadencia podría influir en que potencia existente en alias de la frecuencia de la cadencia no esté siendo contada por verse esta banda solapada con la LF. Por la misma razón, podemos estar contando potencia en LF que se debe alguna componente relacionada con la cadencia solapada, pudiendo alterar la tendencia esperada de disminución del peso de la componente LF a medida que aumenta el esfuerzo.

(ii) Según velocidad

En este caso, debido a que los incrementos de velocidad durante la prueba eran uniformes en el tiempo, los rangos en los que se ha dividido la prueba atendiendo al $\% \Delta V$ resultan bastante constantes en cuanto a su duración, diferenciándose cada intervalo en ± 1 min con los demás.

Si observamos el comportamiento de las componente asociadas a la cadencia de acuerdo a esta división, vemos que tampoco en este caso existen cambios significativos entre el peso de la potencia asociada a las mismas entre los distintos momentos considerados. De la misma manera que veíamos en el caso anterior, aunque la potencia asociada a las componentes de la cadencia no cambie significativamente a lo largo de la prueba, si que vemos en los diagramas de cajas de la Figura 4-4 que durante todos los intervalos sigue teniendo una mediana superior al 15% de potencia sobre el total.

La potencia de LF si que tiene una tendencia claramente en disminución, siendo las variaciones entre los distintos intervalos fuertemente significativas.

La potencia en HF también se comporta según lo esperado. En general vemos que la tendencia es que las componentes de HF tengan más potencia relativa a medida que la prueba avanza, evolucionando desde valores próximos al 8% en el rango 0-20 y llegando a un valor mediano cercano al 25% en el 80-100 $\% \Delta V$.

De nuevo, lo más relevante en cuanto a los solapamientos es la existencia de estos entre LF y los alias de la componente de la cadencia en el último intervalo correspondiente al 80-100 $\% \Delta V$. El efecto de estos solapamientos ha sido ya explicado en el caso anterior. En cuanto a los solapamientos entre HF y las componentes de la cadencia, aunque sólo son significativos en el rango 0-20 $\% \Delta V$, algunos valores altos que aparecen en los intervalos 40-60 $\% \Delta V$ y 60-80 $\% \Delta V$ (cruces rojas en los diagramas de cajas de la Figura 4-5) pueden ser los responsables de que no resulten significativos los cambios que en la evolución del la HF aparecen como tal.

(iii) Según consumo

En el estudio según $\% \Delta VO_2$, a diferencia del anterior en el que teníamos en cuenta los incrementos de velocidad, los intervalos en los que dividimos el tiempo de la prueba no son

constantes. Como ya hemos introducido en 3.4.3 los dos o tres primeros intervalos (los correspondientes a los niveles de consumo entre 0-20%, 20-40% y 40-60%) duran poco tiempo y en ellos se promedian pocos valores de potencia, mientras que en los dos últimos rangos de consumo, los correspondientes a los valores de ΔVO_2 entre el 60-80% y el 80-100%, son bastante más largos. Esto es debido a las características propias de la curva de VO_2 frente al tiempo, donde ya vimos que no se comporta de manera lineal sino que en los primeros momentos de esfuerzo aumenta rápidamente y luego a medida que se llega al máximo los incrementos son mucho menores. Por esto el “paso” por los niveles bajos de consumo es muy rápido, mientras que el valor de VO_2 permanece más tiempo en los rangos entre el 60-80% y el 80-100%. Esta explicación además nos permite hacer otra consideración que ilustraremos en la Figura 5-1. En esta figura se ha representado la evolución del VO_2 de un sujeto durante una prueba en la parte superior y se han superpuesto los valores que determinan los intervalos donde estudiaremos cada una de las componentes. En la parte de abajo se han representado las componentes frecuenciales HF y las asociadas a la cadencia y sus alias. Aquí se puede ver con claridad lo que explicábamos en el párrafo anterior: los umbrales 0-20%, 20-40% y 40-60% son relativamente cortos en tiempo comparados con los umbrales 60-80% y 80-100%.

En la Figura 5-1 también se puede observar que la banda correspondiente a la CF (dibujada en rosa en la gráfica inferior) tiene un transitorio al inicio de la prueba. Esto es debido a dos efectos que se suman: el primero es que el tapiz rodante donde se realizaban las pruebas tenía una gran inercia, tanto de inicio como de parada, con lo que una vez dada la señal de comienzo de la prueba, tardaba varios segundos en alcanzar la velocidad inicial de 8 km/h, y durante este tiempo el sujeto iba caminando adecuando su paso a la velocidad de la cinta; el segundo efecto es el transitorio que introduce la medida del podómetro del *POLAR* que también tarda unos segundos en promediar y estabilizar los primeros datos sobre la frecuencia de la zancada. Estos dos efectos ocurren a la vez que el deportista ya ha comenzado la actividad con lo que el VO_2 comienza a incrementarse. En este caso de la Figura 5-1 vemos que efectivamente en el intervalo 0-20% todas las medidas de potencia que se hagan sobre las bandas asociadas a la cadencia serán erróneas, así como los índices de solapamiento calculados, porque está en pleno transitorio de inicio. En este caso de ejemplo, estos efectos provocados por el transitorio de inicio se ven restringidos al primer intervalo pero hay bastantes casos en los que también se extienden al segundo e incluso al tercero, por la corta duración que tienen como hemos explicado antes.

Esto nos lleva a tomar con cautela los datos de potencia obtenidos para las componentes de la cadencia en los primeros intervalos según el $\% \Delta VO_2$, y darle más validez a la evolución de las distintas componentes en los intervalos finales (40-60%, 60-80% y 80-100%).

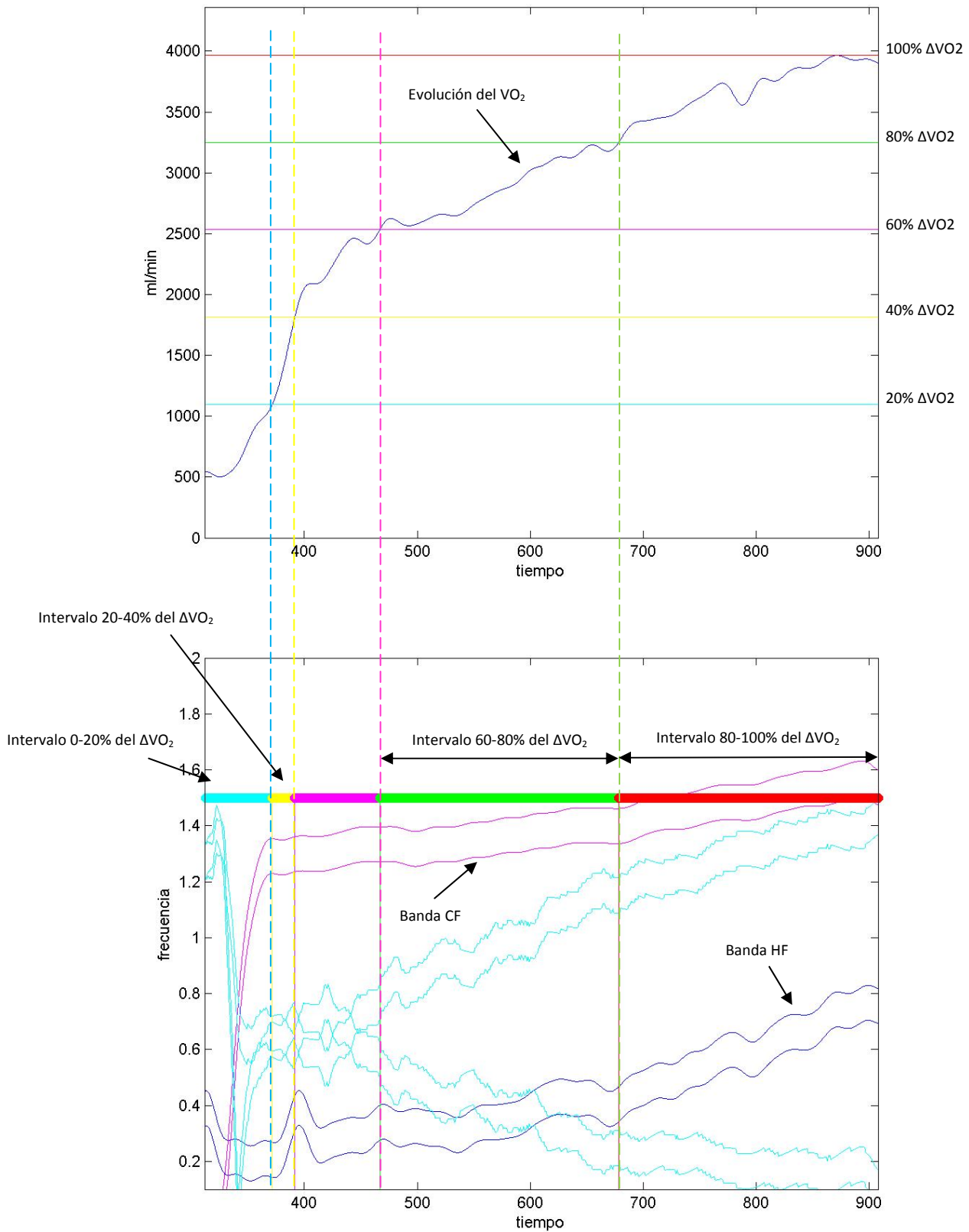


Figura 5-1 Arriba: evolución del VO_2 y distintos umbrales superpuestos. Abajo en azul oscuro banda de HF, en rosa banda de CF y en azul claro bandas en $-F_{HR}(n)+2F_C(n)$ y $F_{HR}(n)-2F_C(n)$ y en líneas gruesas de colores los intervalos según $\% \Delta\text{VO}_2$.

Una vez que hemos hecho esta consideración, podemos analizar con más precisión tanto los resultados ofrecidos por los diagramas de cajas como por las matrices de Wilcoxon.

Vemos que en la componente de LF el descenso de peso de la potencia en su banda sobre la potencia total sigue siendo claro, aunque no se aprecia muy claramente entre los intervalos 2 y 3. Esto puede ser perfectamente explicado por los efectos que hemos explicado anteriormente y por el alto valor del solapamiento entre los alias de CF y la LF en el rango 20-40% que puede verse en la Figura 4-7. También en este caso la tendencia de la potencia en LF es a disminuir a medida que aumenta el VO_2 .

Un análisis similar podemos hacer para el caso de la potencia en HF donde obtenemos que sólo son significativas las variaciones con los dos últimos intervalos. Notar que es realmente en cuanto el VO_2 pasa del 60% cuando comienza a tener más importancia el peso de la potencia en HF.

En caso de la cadencia, sólo es significativo el cambio entre los valores del primer intervalo con todos los demás, siendo el valor de la potencia asociada a la cadencia en este primer intervalo (0-20% ΔVO_2) muy bajo. Esto es claramente debido al transitorio que afecta a la cadencia y sus componentes asociadas al inicio de la prueba, que hace que la potencia computada en estas bandas durante el primer intervalo no sea representativa y sea muy baja. Si no tenemos en cuenta este valor en el primer intervalo, volvemos a ver que independientemente del % ΔVO_2 , el peso de la potencia asociada a la cadencia no varía de forma sustancial a lo largo de la prueba manteniendo la mediana de los valores considerados en torno al 15-20% de la potencia total.

Efectos del solapamiento de las componentes y métodos de paliar estos efectos. Errores en la interpretación de potencia en bandas clásicas debidas al solapamiento de bandas con alias.

Ya se ha explicado a lo largo de esta memoria los casos de solapamiento que se dan principalmente entre las bandas de LF y HF con las bandas que aparecen por los efectos del *aliasing*.

Estos solapamientos pueden llevar a obtener conclusiones erróneas a la hora de interpretar la potencia de las componentes de HF y de LF como una medida de la actividad del ANS. En el punto 3.5 hemos visto un caso en el que debido a un solapamiento entre la HF y la componente en $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$ teníamos una falsa aparición de potencia en la banda de HF debido a la contribución de un alias de la CF. A continuación en la Figura 5-2 mostramos otro ejemplo claro de este efecto de solapamiento.

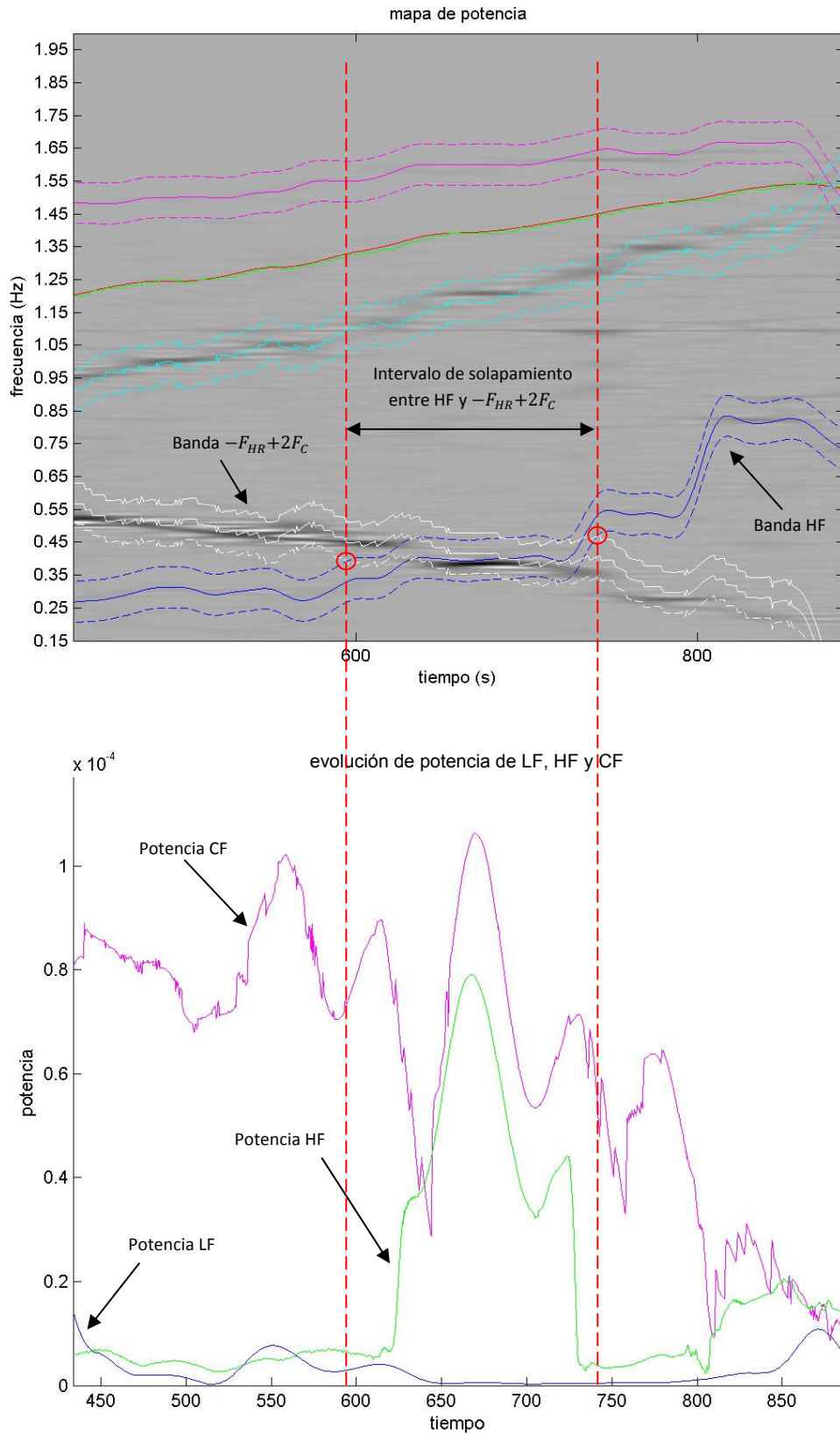


Figura 5-2 Arriba mapa de potencia con solapamiento entre las bandas HF y $-F_{HR}(n)+2F_C(n)$; abajo evolución de las potencia de las componentes de LF (azul), HF (verde) y CF (rosa), con el efecto de incremento de potencia en HF durante el efecto de solapamiento con el alias de la cadencia

En este caso vemos que la potencia asociada a la cadencia es mayor que la correspondiente a la LF (que sabemos que decae rápidamente al inicio del ejercicio) y a la HF durante prácticamente toda la prueba, aunque hay que apuntar que en la Figura 5-2 se han omitido los dos primeros minutos en los que la LF tiene una potencia muy alta y aunque decrece rápidamente no dejaría apreciar el resto de componentes. En la evolución de la potencia en HF a lo largo de la prueba vemos que cuando se produce el solapamiento con la banda en $-F_{HR}+2F_C$, hacia el segundo 600, comienza a aumentar su potencia mientras dura el solapamiento, volviendo después del segundo 700 cuando van dejando de coincidir ambas bandas a los valores previos al instante inicial de solapamiento.

Si pretendiéramos utilizar el análisis de la potencia dentro de las bandas de LF y de HF para evaluar la actividad del sistema simpático y parasimpático, respectivamente, sin tener en cuenta la existencia de una componente asociada a la cadencia de la zancada que como estamos viendo lleva aparejada una potencia significativa, podríamos llegar a conclusiones erróneas sobre la actividad del sistema parasimpático en este caso.

Con estos ejemplos se expone claramente la importancia que tiene considerar los solapamientos tanto de la frecuencia de la zancada como de sus componentes asociadas con las bandas clásicas de LF y HF, y los problemas de interpretación que podemos tener si no prestamos la debida atención a estos fenómenos.

Con esta premisa, se ha pensado en elaborar un método más preciso para el tratamiento del solapamiento en este estudio.

Se ha modificado cómo decidir si existe o no solapamiento y cómo tratar en el análisis estadístico los valores en los que el porcentaje de solapamiento es alto. Hasta ahora habíamos procedido así:

- Contabilizar como solapamiento entre bandas aquellos instantes en los que aunque fuera solo en una muestra estas bandas coincidieran.
- No eliminar para el análisis estadístico ningún valor independientemente del % de solapamiento observado.

Y en el nuevo método de tratamiento del solapamiento:

- Consideramos que existe solapamiento a partir del momento en que exista más del 40% de coincidencia entre dos bandas.
- En los casos en los que el solapamiento, una vez computado de esta nueva manera, supere el 60% de los instantes del intervalo donde está calculado el valor de potencia de una determinada componente, este valor no es tenido en cuenta para su análisis estadístico, por considerarse que puede no ser representativo.

Los diagramas de cajas y las matrices de Wilcoxon obtenidos con esta nueva forma de considerar los solapamientos están recogidos en el 0.

Hay que tener en cuenta que esta manera de considerar los solapamientos hace que eliminemos muchos sujetos para hacer el análisis estadístico. En la Tabla 5-1 mostramos el

número de casos que después de la eliminación de los valores con índices de solapamiento mayores al 60% nos han quedado para el análisis estadístico.

	<i>LF</i>	<i>HF</i>	<i>CF</i>
<i>Umbrales</i>	16	20	12
<i>Consumo</i>	11	17	6
<i>Velocidad</i>	15	20	10

Tabla 5-1 Número de valores consideradas para el estudio estadístico según criterio de estudio y banda frecuencial.

Lo más relevante de estos nuevos resultados estadísticos es que dejan ver de forma más clara lo que ya habíamos interpretado en los resultados originales:

- Los cambios en el estudio según umbrales entre INI y VT1 no son significativos en ningún caso, debido a que en muchos casos estos intervalos se solapan.
- Los cambios entre los 3 primeros umbrales según el $\% \Delta \text{VO}_2$ para las 3 componentes tampoco son significativos, debido al efecto del transitorio del consumo al inicio de la prueba que hemos explicado anteriormente.
- La potencia en LF como era de esperar disminuye a medida que aumenta el nivel de esfuerzo, bien sea medido a través de incrementos de velocidad o de consumo.
- La potencia de HF como también era de esperar, experimenta un aumento en el peso sobre la potencia total a medida que el nivel de esfuerzo se aproxima al máximo.
- Existe una componente frecuencial claramente relacionada con la cadencia de zancada que estadísticamente no sufre cambios muy significativos ni con el aumento en el VO_2 ni con el aumento de la carga de trabajo ($\%$ velocidad máxima), ni siendo observada en los distintos umbrales fisiológicos considerados. Pese a no variar significativamente sí que tiene un peso sobre el total de la potencia de la HRV bastante notable manteniéndose de forma estable con valores medianos en torno al 15-20% de la potencia total.

Caso de aparición de componentes frecuenciales en el entorno de 1 Hz.

En bastantes casos de las pruebas procesadas, al hacer un primer análisis de los mapas de potencia como los que se han ido mostrando, se ha observado la existencia de potencia en torno a frecuencias próximas a 1Hz. Esta potencia aparece en los mapas de forma continua a lo largo de toda la duración del ejercicio. Lo podemos ver en la Figura 5-3 donde se ha señalado con una flecha la aparición de estas potencias. Este fenómeno se ha observado en el 60% de las pruebas analizadas. Se encuentran dos valores de frecuencia de esta componente no esperada dependiendo de la prueba que se analice. En algunas pruebas esta componente se encuentra en frecuencias muy próximas a 1Hz, mientras que en otras pruebas, la potencia de esta componente se agrupa en frecuencias próximas a 1.14Hz, no manteniéndose constantes estas frecuencias a lo largo de las pruebas donde son visibles.

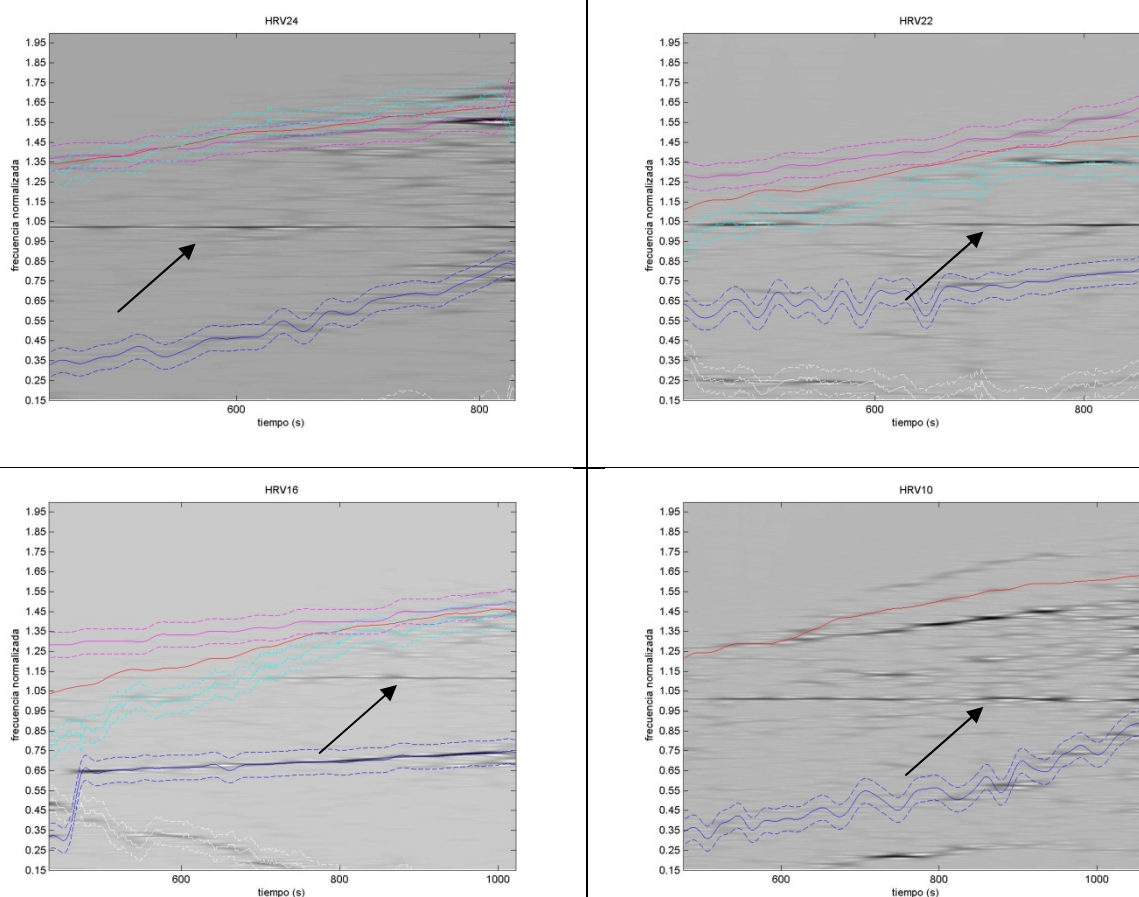


Figura 5-3 Ejemplos de mapas en los que se observa potencia a lo largo de la prueba en una banda muy definida en torno a 1Hz (HRV24, HRV22, HRV10) o 1.14Hz (HRV16).

Tratando de buscar una explicación para este fenómeno se ha pensado en que pueda deberse a un fenómeno que introduzca de forma sistemática alguno de los equipos utilizados para el registro de datos. En este caso podríamos pensar que el *POLAR*, en su manera de detectar y registrar los intervalos RR, proceso del que desconocemos los detalles, introduzca un error sistemático de detección que se refleje en esta componente no esperada, descartando de esta manera su origen fisiológico. Una forma de comprobar si esta hipótesis que aquí planteamos es cierta o no, es utilizando los registros del ECG que se tomaron con el Holter, sometiéndolos a un proceso de detección de instantes RR y realizando un procesamiento idéntico al realizado a los registros del *POLAR*. Si esta componente siguiera apareciendo no sería achacable al procesamiento del pulsómetro, y habría que pensar en otras causas.

Comparación con anteriores trabajos publicados. Interpretaciones sobre la aparición de la componente de la zancada.

Finalmente, si comparamos nuestro estudio con otros ya publicados con anterioridad que describían la existencia de una componente asociada al pedaleo (PFC, *pedalling frequency component*), nosotros hemos descrito la existencia de una componente asociada a la cadencia de la zancada en la carrera a pie (CF).

En [7] se describe que la PFC aumenta a la vez que aumenta la intensidad del ejercicio aunque también encuentran valores altos de esta PFC al principio del ejercicio que se relacionan con solapamiento con la HF. En nuestro caso, la potencia asociada a la cadencia no aumenta de manera significativa con el nivel de esfuerzo, lo que consideramos debido a que a diferencia de en [7] nosotros sí que consideramos los alias de la CF y hemos visto que éstos tienen un valor notable al comienzo de la prueba.

También en [7] se afirma que para valores de cargas de trabajo altas (superiores al 60% de la potencia máxima desarrollada por los ciclistas durante las pruebas sobre el cicloergómetro), la HRV está gobernada principalmente por dos componentes, la debida a la RSA, y la PFC, suponiendo aproximadamente un 60 y un 40% respectivamente sobre la densidad espectral de potencia de la HRV. En este aspecto nuestro estudio es coincidente, siendo a partir del 60% del ΔV cuando tanto la HF como la componente de la cadencia comienzan a ser significativamente más importantes que la potencia en LF. Sin embargo en nuestro caso, los valores típicos estadísticos de porcentaje de potencia sobre la potencia total en el momento de esfuerzo máximo están alrededor del 15% para la cadencia y sobre el 20% para la HF. El 65% de la potencia total restante corresponderá en una pequeña parte a la contribución de la componente en LF y en mayor medida a toda la potencia que exista en el espectro correspondiente a términos cruzados, otros alias no considerados u otras componentes no analizadas que pueden existir.

La evidencia de la existencia de una componente asociada a la cadencia en la HRV y que se mantiene más o menos constante con el incremento de la carga de trabajo es consistente con la suposición de que esta componente puede ser inducida mecánicamente, y ser originada por la modulación dinámica del retorno venoso por la contracción rítmica de los músculos de las piernas. En efecto, la alternancia entre las fases concéntrica y de reposo durante una secuencia de contracciones dinámicas convierten en pulsátil el flujo venoso, incrementándose durante la contracción y viéndose reducido durante la fase de relajamiento [49, 50, 51]. Como ya se introducía en [7], el incremento en el flujo venoso debido a las contracciones sucesivas y alternadas, puede acentuar una apropiada precarga cardiaca y activar una respuesta cronotrópica positiva del nodo sinoauricular a la frecuencia de locomoción.

Diversos estudios [30, 31, 33, 34, 35] han propuesto que el acoplamiento entre los sistemas locomotor y cardiaco optimiza el flujo sanguíneo hacia los músculos responsables del ejercicio y minimiza el consumo de energía debido a la contracción cardiaca. Podemos pensar entonces, que una modulación a la frecuencia cardiaca con un origen mecánico puede contribuir a optimizar en alguna medida la eficiencia de la contracción cardiaca, aunque también es posible que dicha modulación únicamente refleje una respuesta homeostática del corazón.

Los resultados obtenidos en este proyecto cuestionan que la señal moduladora de la que partimos, tenga un origen puramente neurológico, pudiendo verse afectada por los efectos mecánicos que sobre el organismo y más concretamente sobre el sistema cardiovascular del deportista, se dan en situaciones de alta exigencia física.

6 Conclusión

Al comienzo de este proyecto introducíamos el análisis la HRV como un instrumento no invasivo para la valoración de la actividad del ANS sobre el sistema cardiaco y, en particular, de la actividad de sus dos ramas, el sistema simpático y el parasimpático.

Hemos descrito la existencia de dos componentes clásicas ya estudiadas en la HRV, la componente en la banda de LF, considerada como una medida de la actividad del sistema simpático sobre el sistema cardiaco, y la banda de HF, considerada como una medida de la actividad del sistema parasimpático y estrechamente ligada con la frecuencia respiratoria a través de la RSA.

Además de estas dos componentes ya descritas y conocidas, existen estudios recientes [5, 7] que describen la existencia de otra componente frecuencial relevante en la HRV observada en registros efectuados a ciclistas durante pruebas de esfuerzo incrementales. Esta nueva componente estaría relacionada con la frecuencia de pedaleo del sujeto durante la prueba.

Uno de los principales objetivos del proyecto era comprobar si en pruebas de esfuerzo realizadas sobre tapiz rodante aparecía también una componente similar pero, en este caso, a la frecuencia de la zancada, que, según nuestra hipótesis estaría relacionada con el mismo acoplo cardiolocomotor que la componente a la frecuencia del pedaleo en las pruebas de esfuerzo sobre cicloergómetro.

Para validar nuestra hipótesis y poder caracterizar la componente esperada elaboramos tres protocolos distintos de pruebas de esfuerzo, aunque como ya se ha explicado, finalmente este trabajo se ha centrado en el análisis de las pruebas máximas sobre tapiz rodante.

Mediante el modelo TVIPFM, hemos estimado la señal moduladora con información del ANS a partir de los instantes de ocurrencia de los latidos. Posteriormente, y sirviéndonos de la SPWVD como método de análisis tiempo-frecuencia hemos estudiado sus componentes frecuenciales y su evolución a lo largo de la prueba de esfuerzo.

En resumen, en este proyecto se demuestra que la señal moduladora del ANS obtenida a partir de la HRV de sujetos durante la realización de pruebas de esfuerzo, es significativamente influenciada por la cadencia de la zancada del deportista. Se ha observado la aparición de una componente a la frecuencia de la zancada, así como alias asociados a la misma que son debidos al propio muestreo de la señal moduladora por el ritmo cardiaco.

Se ha llegado a la conclusión que para velocidades sobre el tapiz rodante superiores al 60% del incremento de velocidad total en la prueba, la potencia en las componentes de la cadencia y la HF son las predominantes en el espectro de la HRV.

6 Conclusión

La existencia de esta componente de la cadencia así como de sus alias puede provocar solapamientos entre sus bandas correspondientes y las de LF y HF, provocando la aparición de potencia en componentes en las que realmente no existe. El desconocimiento de este fenómeno puede ocasionar errores al interpretar la potencia tanto de LF o de HF como indicadores de la actividad de los sistemas simpático y parasimpático respectivamente.

Por último, estos resultados cuestionan que la señal moduladora del ANS de la que partimos, tenga un origen puramente neurológico, pudiendo verse afectada por los efectos mecánicos que sobre el organismo y sobre el sistema cardiovascular, se dan en situaciones de alta exigencia física.

7 Líneas futuras

A la hora de plantear líneas futuras que tengan que ver con este proyecto, hay que recordar que ya desde la concepción de este trabajo se pensó en elaborar tres protocolos distintos para realizar distintas pruebas que pudieran permitir comparar los resultados.

Estas pruebas que han formado parte de la realización de este proyecto están hechas y sus datos registrados, con lo que el trabajo inmediato consistiría en proceder a su análisis estadístico.

Una de las pruebas se realizó en cicloergómetro fijando la cadencia de la pedalada del sujeto en 80 rpm, mientras que la tercera se realizó de nuevo sobre tapiz rodante también forzando al sujeto a mantener una cadencia de zancada de 80 rpm.

El análisis de estas dos pruebas y la comparación con los resultados obtenidos en el presente trabajo podrían dar más elementos para la interpretación de estos fenómenos de acoplamiento cardiocomotor.

En concreto, se sugiere que podrían ser analizados en detenimiento aspectos como:

- (i) Si se modifica el comportamiento de la componente asociada a la zancada en el caso en el que esta cadencia es fijada previamente para el deportista.
- (ii) Si esta componente estudiada presenta un comportamiento distinto cuando las pruebas son submáximas en lugar de máximas.
- (iii) Si existen diferencias destacables en la aparición de esta componente dependiendo de que el esfuerzo sea corriendo o pedaleando.

Por último también sugerimos el estudio del origen de la componente próxima a 1 Hz cuya existencia se ha descrito en este proyecto y de la que no tenemos certeza sobre su procedencia.

Anexos

Anexo I. Modelos de la HRV

El modelo de modulación en frecuencia de pulsos por integración (IPFM), ha sido asumido para explicar los mecanismos usados por el sistema nervioso autónomo, ANS, para controlar el ritmo cardiaco. El modelo IPFM está basado en la hipótesis de que la influencia del sistema simpático y parasimpático sobre el nodo sinoatrial, nodo SA, puede representarse por una señal formada por una componente de continua, que determina el ritmo cardiaco medio, y una señal moduladora con media nula, responsable de la variabilidad del ritmo cardiaco.

Una modificación de este modelo, especialmente apropiado para prueba de esfuerzo es el TVIPFM, que establece que la señal HRV se puede modelar a partir de una componente de baja frecuencia, que determina el ritmo cardiaco variante en tiempo durante la prueba de esfuerzo, y una señal moduladora con media nula, responsable de la variabilidad del ritmo cardiaco.

El modelo TVIPFM

La principal desventaja del estudio de variabilidad del ritmo cardiaco durante prueba de esfuerzo con modelo IPFM es que basa el análisis en un periodo cardíaco medio constante cuando en realidad el periodo cardíaco varía notablemente durante la prueba. Con el objeto de considerar un periodo cardíaco $T(t)$ función del tiempo que se ajuste más a la experiencia definimos un modelo IPFM con periodo cardíaco variante en el tiempo (TVIPFM).

La Figura I-1 representa el diagrama de bloques del modelo TVIPFM. El diagrama de bloques es idéntico al del modelo IPFM salvo que el umbral $T(t)$, es función del tiempo.

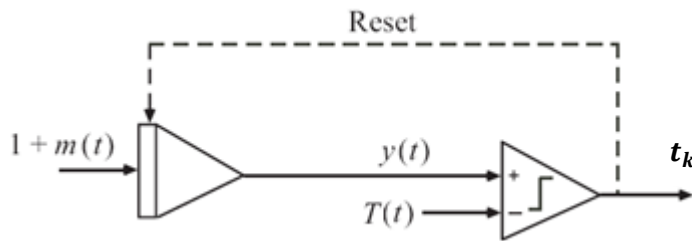


Figura I-1 Diagrama del modelo TVIPFM

El periodo cardíaco $T(t)$ se puede definir como la suma de una componente constante T_{dc} y otra variable en el tiempo $T_{ac}(t)$,

$$T(t) = T_{dc} + T_{ac}(t). \quad (I.1)$$

En [56] se interpreta que la señal $m(t)$ representa la modulación simpático-vagal y $T_{ac}(t)$ es el estiramiento del nodo sinusal, es decir, tanto $m(t)$ como $T_{ac}(t)$ son responsables de las variaciones de la HRV, pero tienen diferente origen fisiológico.

Asumiendo que el primer latido ocurre en el instante $t = 0$, la serie de los instantes de ocurrencia de los latidos puede generarse mediante el modelo TVIPFM como,

$$\int_0^{t_k} (1 + m(\tau)) d\tau = \sum_{j=1}^k (T_{dc} + T_{ac}(t_j)) = k \cdot T_{dc} + \sum_{j=1}^k T_{ac}(t_j) \quad (1.2)$$

donde k y t_k son el orden y el instante de ocurrencia, respectivamente, del latido k -ésimo.

Si en el intervalo $t_{k-i} - t_k$ consideramos que las variaciones de $T_{ac}(t_j)$, con $k-i \leq j \leq k$, son suficientemente pequeñas como para considerarlas constantes en el intervalo, $T_{ac}(t_j) \cong T_k$ para $t_{k-i} \leq t_j \leq t_k$,

$$\int_{t_{k-i}}^{t_k} (1 + m(\tau)) d\tau = \sum_{j=k-i+1}^k (T_{dc} + T_{ac}(t_j)) \cong i \cdot (T_{dc} + T_k) \quad (1.3)$$

donde i es el número de latidos en el intervalo $t_{k-i} - t_k$.

Si generalizamos a tiempo continuo,

$$\int_{t_{k-i}}^t (1 + m(\tau)) d\tau = I(t)(T_{dc} + T_k). \quad (1.4)$$

donde $I(t)$ es la función índice continua definida en el intervalo $t_{k-i} \leq t \leq t_k$ tal que $I(t_j) = j - (k - i)$ para $k - i \leq j \leq k$.

Por tanto, el ritmo cardíaco instantáneo $d_{HR}(t)$, en el intervalo $t_{k-i} \leq t \leq t_k$, se puede obtener como la derivada con respecto al tiempo de la función índice $I(t)$,

$$\frac{dI(t)}{dt} = \frac{1 + m(t)}{T_{dc} + T_k}, \quad (1.5)$$

Finalmente, haciendo tender $i \rightarrow 0$, podemos escribir,

$$d_{HR}^A(t) = \frac{1 + m(t)}{T_{dc} + T_{ac}(t)}. \quad (1.6)$$

Si definimos el ritmo cardíaco medio $d_{HRM}^A(t)$ al igual que en el modelo IPFM como $d_{HR}^A(t)$ filtrado paso bajo (FPB),

$$d_{HRM}^A(t) \cong \frac{1}{T_{dc} + T_{ac}(t)}, \quad (1.7)$$

expresión que será cierta siempre que las variaciones de $\frac{1}{T_{dc} + T_{ac}(t)}$ sean menores que las variaciones de $\frac{m(t)}{T_{dc} + T_{ac}(t)}$, y definiendo la señal de HRV como $d_{HRV}^A(t) = d_{HR}^A(t) - d_{HRM}^A(t)$, podemos escribir,

$$d_{HRV}^A(t) \cong \frac{m(t)}{T_{dc} + T_{ac}(t)}. \quad (1.8)$$

Observamos que en este caso, las variaciones de $d_{HRV}^A(t)$ reflejan tanto las variaciones de la señal moduladora $m(t)$ como del periodo cardíaco medio, $T_{dc} + T_{ac}(t)$.

Para obtener una estimación de las variaciones de la señal moduladora es necesario corregir la estimación $d_{HRV}^A(t)$ con la estimación del ritmo cardíaco medio $d_{HRM}^A(t)$,

$$\hat{m}(t) = \frac{d_{HRV}^A(t)}{d_{HRM}^A(t)}. \quad (I.9)$$

Las expresiones anteriores, ((I.7)),((I.8)),((I.9)) sugieren un modelo alternativo equivalente al modelo TVIPFM para el estudio de la HRV en prueba de esfuerzo basado en el modelo IPFM en el que las variaciones del periodo cardíaco medio observadas se consideran debidas a una señal moduladora $m_T(t)$, diferente de $m(t)$ y de más baja frecuencia. En este caso, la nueva señal moduladora $m_2(t) = m(t) + m_T(t)$.

La Figura I-2 representa el diagrama de bloques del modelo TVIPFM equivalente, idéntico al del modelo IPFM salvo que la nueva entrada al modelo, $1 + m_2(t) = (1 + m(t)) + m_T(t)$, tiene sumada la señal $m_T(t)$ que es la modulación responsable del periodo variante.

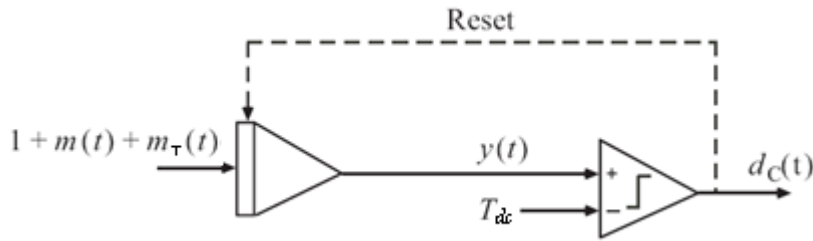


Figura I-2 Diagrama del modelo TVIPFM con periodo constante

Asumiendo que el primer latido ocurre en el instante $t = 0$, la serie de los instantes de ocurrencia de los latidos puede generarse mediante el nuevo modelo TVIPFM como,

$$\int_0^{t_k} (1 + m(\tau) + m_T(\tau)) d\tau = \sum_{j=1}^k T_{dc} = k \cdot T_{dc}, \quad (I.10)$$

donde k y t_k son el orden y el instante de ocurrencia, respectivamente, del latido k -ésimo.

En este caso, la señal HR se obtiene como,

$$d_{HR}^B(t) = \frac{1 + m(t) + m_T(t)}{T_{dc}} \quad (I.11)$$

la señal de HRM filtrando paso bajo $d_{HR}^B(t)$,

$$d_{HRM}^B(t) = \frac{1 + m_T(t)}{T_{dc}}, \quad (I.12)$$

y finalmente la señal de HRV,

$$d_{HRV}^B(t) = d_{HR}^B(t) - d_{HRM}^B(t) = \frac{m(t)}{T_{dc}} \quad (I.13)$$

Este nuevo modelo TVIPFM es equivalente al modelo TVIPM definido en primer lugar solo si, comparando ((I.2) con ((I.10),

$$-\int_0^{t_k} m_T(\tau) d\tau = \sum_{j=1}^k T_{ac}(t_j) \quad (I.14)$$

Sin embargo, si las variaciones del periodo cardíaco medio $T_{ac}(t)$, son pequeñas frente al periodo cardíaco medio T_{dc} , es decir $x = \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}} \rightarrow 0$, podemos aplicar la aproximación $\frac{1}{1+x} \cong 1 - x$ para obtener $d_{HRM}^B(t)$, el ritmo cardíaco medio, HRM, en Hz, del nuevo modelo TVIPFM,

$$\begin{aligned} d_{HRM}^A(t) &= \frac{1}{T_{dc} + T_{ac}(t)} = \frac{1}{T_{dc}} \left(\frac{1}{1 + \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}}} \right) \cong \frac{1}{T_{dc}} \left(1 - \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}} \right) = \\ &= \frac{1 - \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}}}{T_{dc}} = \frac{1 + m_T(t)}{T_{dc}} = d_{HRM}^B(t) \end{aligned} \quad (I.15)$$

definiendo la señal moduladora de más baja frecuencia $m_T(t)$ como,

$$m_T(t) = -\frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}} \quad (I.16)$$

También se puede obtener $d_{HR}^B(t)$, el ritmo cardíaco instantáneo, HR, en Hz,

$$\begin{aligned} d_{HR}^A(t) &= \frac{1 + m(t)}{T_{dc} + T_{ac}(t)} = (1 + m(t)) \cdot d_{HRM}^A(t) \cong (1 + m(t)) \left(\frac{1 - \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}}}{T_{dc}} \right) = \\ &= \frac{1 + m(t) - \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}} - \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}} m(t)}{T_{dc}} = \frac{1 + \left(1 - \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}} \right) m(t) - \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}}}{T_{dc}}, \end{aligned} \quad (I.17)$$

sabiendo que $m_T(t) = -\frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}}$ y despreciando $\frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}}$, tal que $\left(1 - \frac{T_{ac}(t)}{T_{dc}} \right) \cong 1$,

$$d_{HR}^B(t) = \frac{1 + m(t) + m_T(t)}{T_{dc}} \quad (I.18)$$

y finalmente $d_{HRV}^B(t)$, la variabilidad del ritmo cardíaco, HRV, expresado en Hz,

$$d_{HRV}^B(t) = d_{HR}^B(t) - d_{HRM}^B(t) = \frac{1 + m(t) + m_T(t)}{T_{dc}} - \frac{1 + m_T(t)}{T_{dc}} = \frac{m(t)}{T_{dc}} \quad (I.19)$$

En resumen, si comparamos el modelo TVIPFM inicial con el propuesto posteriormente, vemos que si las variaciones de $T_{ac}(t)$ son pequeñas frente a T_{dc} , ambos modelos son equivalentes y podemos expresar,

$$\hat{m}^A(t) = \frac{d_{HRV}^A(t)}{d_{HRM}^A(t)} \cong \frac{m(t)}{1 + m_T(t)} = \frac{d_{HRV}^B(t)}{d_{HRM}^B(t)} = \hat{m}^B(t) \quad (I.20)$$

Para el modelo IPFM, la señal HRV $\hat{d}_{HRV}(t) = \frac{\hat{m}(t)}{T}$, viene escalada por un factor $1/T$ que aunque supuesto constante, ya hemos afirmado que es variante en tiempo. Por lo tanto la

$\hat{d}_{HRV}(t)$ del modelo IPFM no representaba un buen punto de partida para el análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco durante prueba de esfuerzo. Con la introducción del modelo TVIPFM este problema se soluciona ya que consideramos un periodo cardíaco variante en tiempo.

Anexo II. Bases fisiológicas de los umbrales aeróbico y anaeróbico. Metodología para su determinación en prueba de esfuerzo incremental.

En un ejercicio incremental como los realizados para la elaboración de la base de datos podemos distinguir 3 fases (I, II y III), divididas por dos puntos significativos: el umbral aeróbico (VT1) y el anaeróbico (VT2). Existe un modelo trifásico, propuesto por Skinner y McLellan (1980) que describe la transición del metabolismo aeróbico al anaeróbico durante ejercicios incrementales y máximos.

- Fase I: amortiguación celular del lactato con aumento de la producción de CO₂ en relación con el VO₂.
- Fase II: incremento de la ventilación pulmonar proporcional al aumento del VCO₂, mientras que la presión alveolar de CO₂ se mantiene relativamente constante.
- Fase III: compensación respiratoria de la acidosis metabólica, con descenso de la presión alveolar de CO₂.

De esta manera, el concepto genérico de umbral anaeróbico sería el momento a partir del cual la producción aeróbica de energía es suplementada por mecanismos anaeróbicos. Además la demanda de oxígeno de los músculos metabólicamente activos sobrepasa el aporte de oxígeno a la mitocondria, y eso provoca una acumulación progresiva de lactato.

En pruebas de esfuerzo incrementales, existe un nivel de esfuerzo en el cual las células musculares del organismo del deportista comienzan a producir ácido láctico de forma importante, abandonando éste la célula muscular, dando lugar a una liberación de iones hidrógeno (H⁺). Éstos son amortiguados por los sistemas tampón del organismo manteniendo constante el pH. Este amortiguamiento de los H⁺ da como resultado un exceso de CO₂. Durante fases de esfuerzo bajas a moderadas, la vía aeróbica es la forma de obtención de energía, teniendo como productos finales CO₂ y H₂O. Cuando la vía glucolítica empieza a ser relevante habrá dos fuentes de CO₂ generándose de forma simultánea: una correspondiente a la vía aeróbica y otra correspondiente a la glucolítica (amortiguación de los H⁺ generados). La consecuencia fisiológica será una estimulación del centro respiratorio y el consiguiente aumento de la ventilación pulmonar con la finalidad de eliminar CO₂.

Metodología de determinación del umbral ventilatorio

Las zonas de esfuerzo correspondientes a VT1 y VT2 han sido determinadas después del análisis de las variables obtenidas sobre el intercambio de gases.

Algunas variables respiratorias, como el ratio VE/VO₂, cumplen un patrón de comportamiento en el que se mantienen relativamente inalterables o disminuyen en intensidades bajas o moderadas de ejercicio, antes de comenzar a elevarse. Se ha demostrado que durante la realización de ejercicios incrementales, la VE y la VCO₂ aumentan en la misma cuantía durante las primeras cargas de trabajo después de haber sobrepasado el VT1 (fase II). Así el VE/VCO₂ permanece estable durante algunas cargas de trabajo superiores a la detección

del umbral aeróbico. De esta manera, el criterio de incremento del VE/VO_2 es el método más específico y el que menos errores de detección provoca en la determinación del umbral aeróbico (VT1).

El análisis del intercambio de gases durante una prueba incremental también permite detectar la transición de fase II a fase III. A mayores intensidades de ejercicio, la participación del sistema glucolítico aeróbico de obtención de energía es cada vez más importante, lo que implica un aumento progresivo de la producción de lactato. Cuando el equilibrio entre producción y aclaramiento de lactato se rompe a favor de la producción, el lactato se acumula en la sangre y se instaura progresivamente una acidosis metabólica (fase III). Durante esta fase ocurre un aumento desproporcionado de la VE que además rompe su relación lineal con la VCO_2 , lo que implica que se observa un incremento del VE/VCO_2 que en la fase II permanecía estable. Este criterio permite la determinación por medio del análisis del intercambio de gases de la transición metabólica de la fase II a la fase III, lo que denominamos como VT2.

Entonces, analizando las variables de intercambio de gases, podemos identificar el VT1 como la intensidad de ejercicio correspondiente con una inicial pérdida de la linealidad de la VE, junto con el inicio del aumento continuado del VE/VO_2 . Por su parte, VT2 puede ser determinado por un segundo cambio no lineal de la VE y del VE/VO_2 , junto con un marcado aumento continuado del VE/VCO_2 , más allá del punto de determinación del VT1.

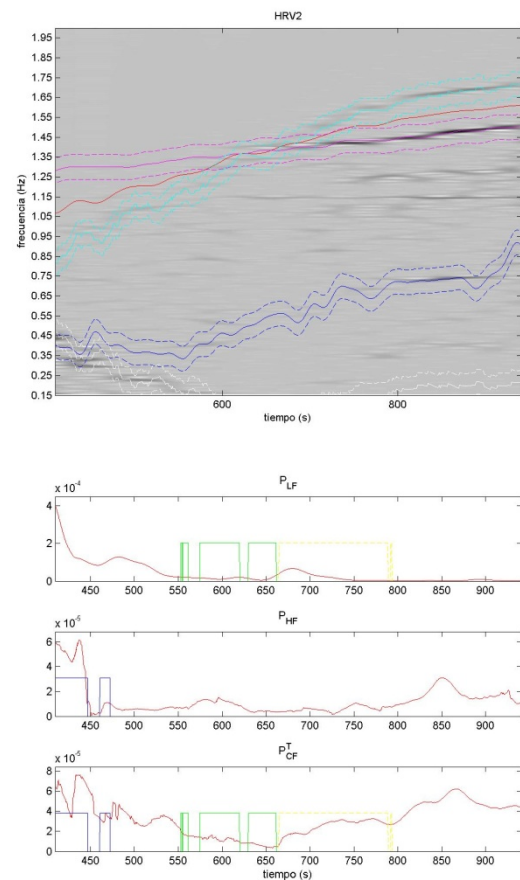
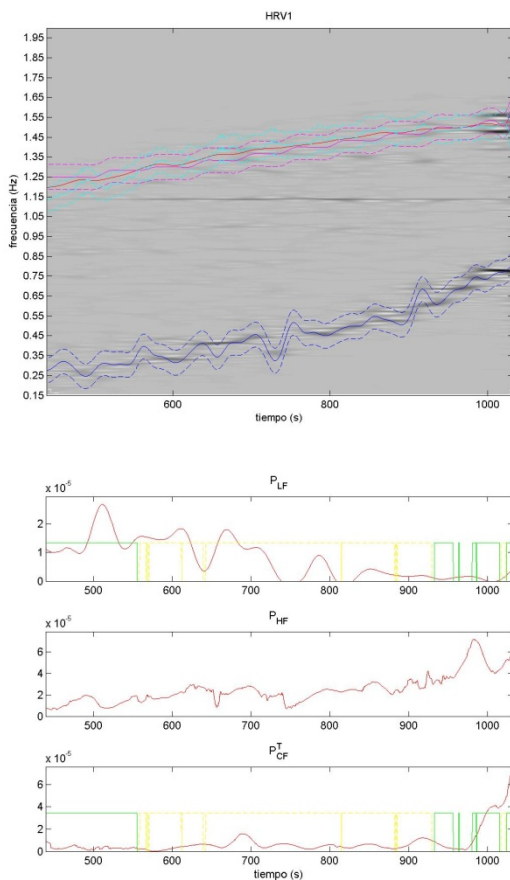
Anexo III. Mapas de potencia y evolución de las potencias en LF, HF y CF y sus alias.

En este anexo se incluyen los mapas de potencia correspondientes a todas las pruebas que han sido consideradas para el análisis estadístico.

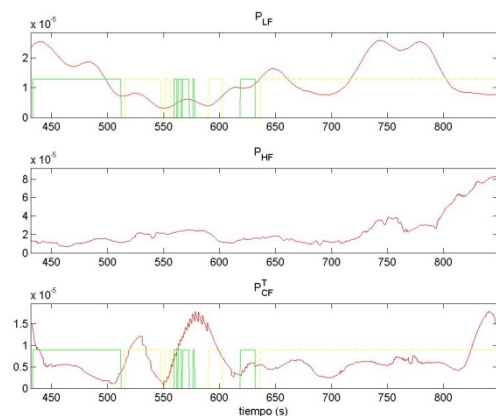
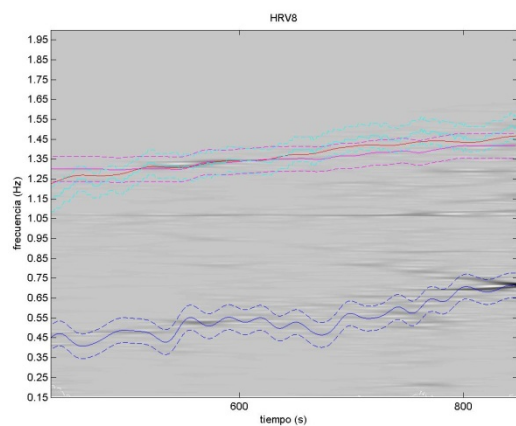
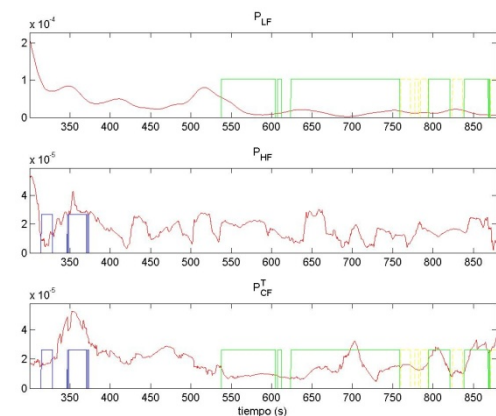
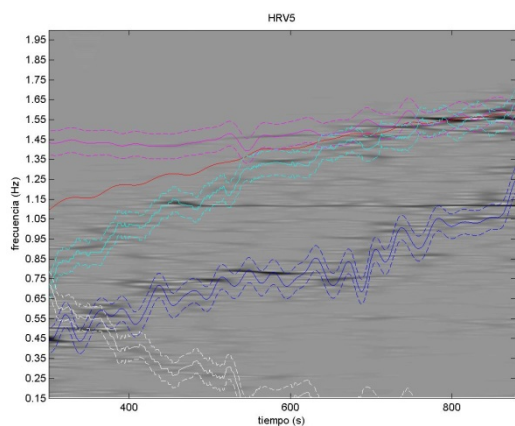
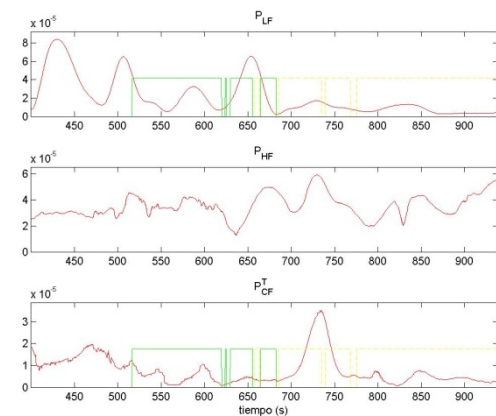
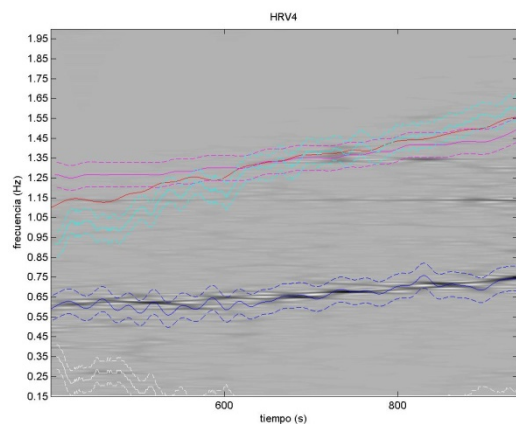
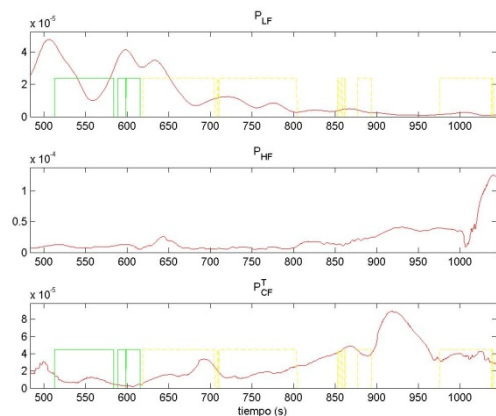
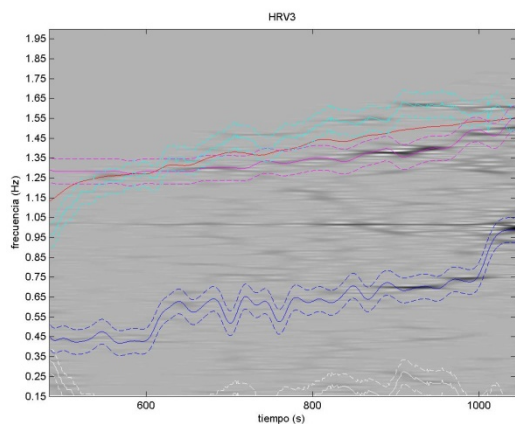
En los mapas se representa en línea sólida azul oscuro $F_R(n)$ con su banda asociada delimitada por líneas punteadas. En rosa sólido $F_C(n)$ con su banda en líneas punteadas. En rojo representamos la señal correspondiente a $F_{HR}(n)/2$. En azul claro y en blanco representamos $F_{HR}(n) - F_C(n)$ y $-F_{HR}(n) + 2F_C(n)$ respectivamente, también con sus bandas asociadas.

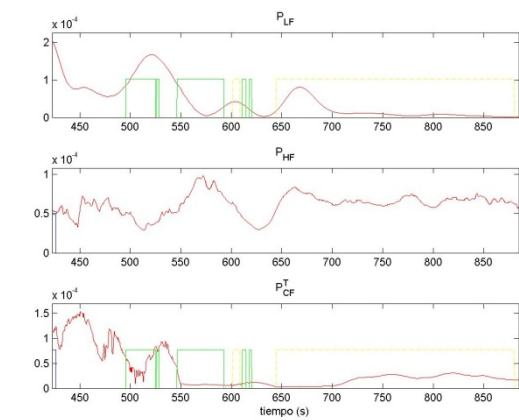
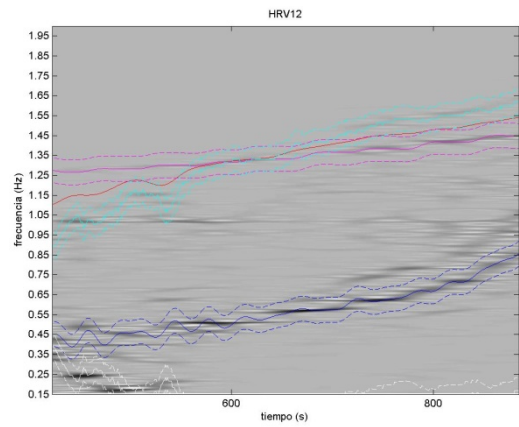
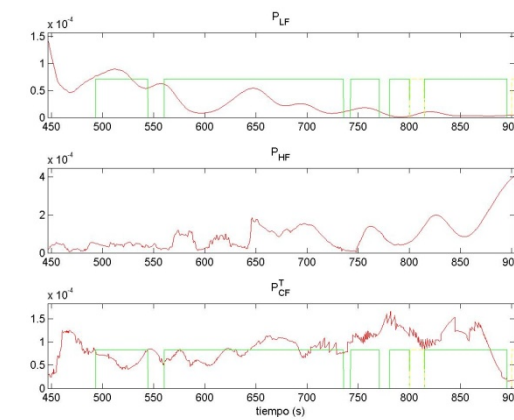
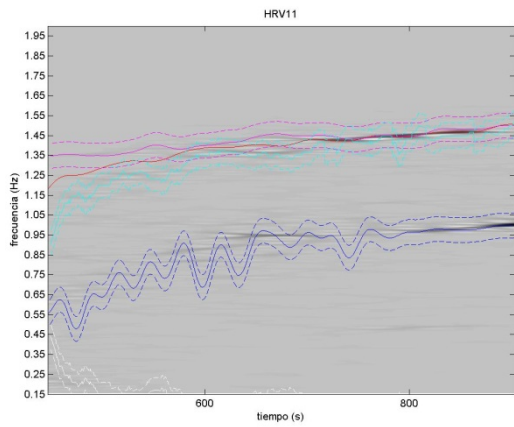
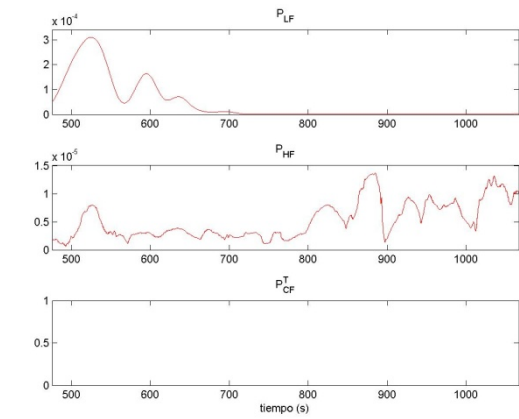
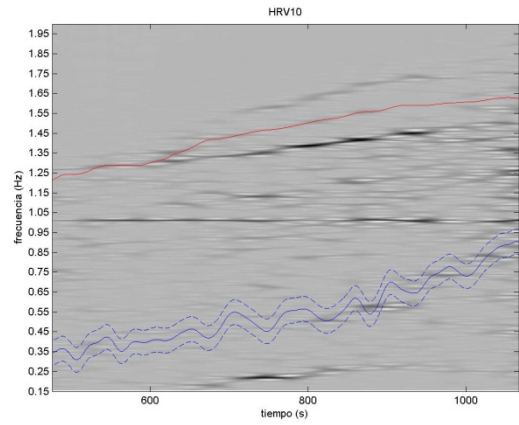
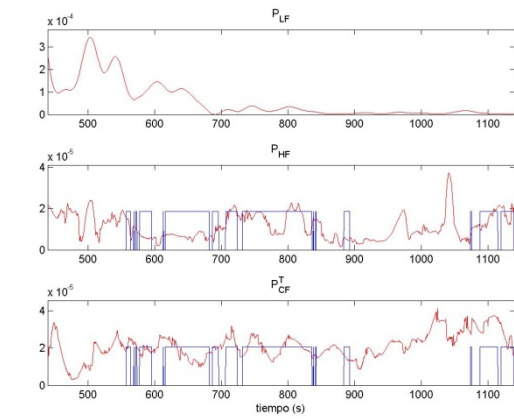
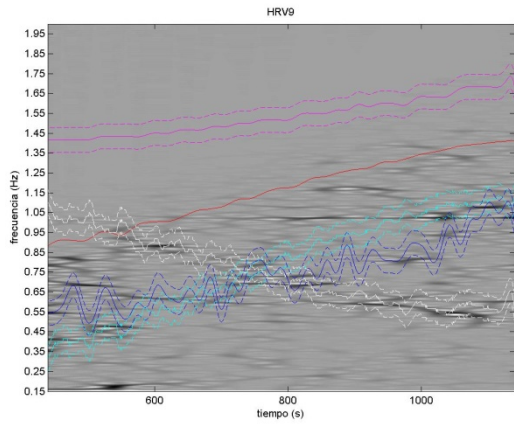
Debajo de cada mapa se han incluido las gráficas que muestran la evolución de las tres componentes estudiadas: LF, HF y CF. En el caso de la potencia asociada a CF en estas gráficas representamos la potencia de todas sus componentes asociadas. En estas figuras también se han incluido en verde y amarillo los instantes de solapamientos entre LF y las componentes asociadas a CF, y en azul los solapamientos entre HF y CF.

Los solapamientos que se representan en estas figuras son calculados según la forma que se ha introducido en el apartado 5, considerando que existe solapamiento sólo si éste es superior al 40%.

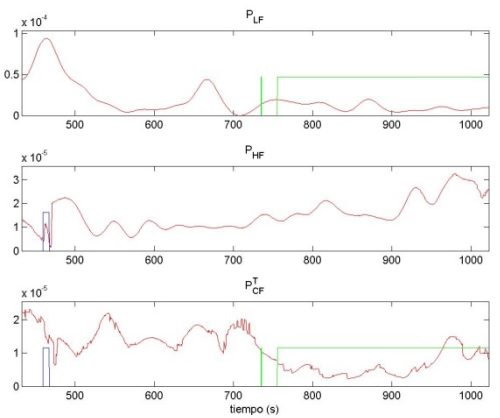
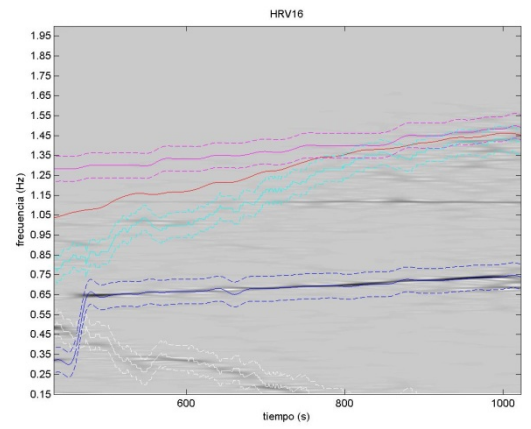
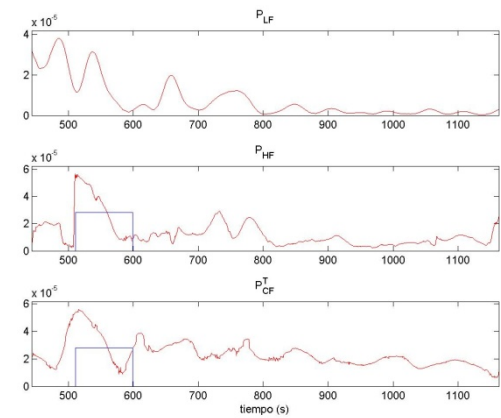
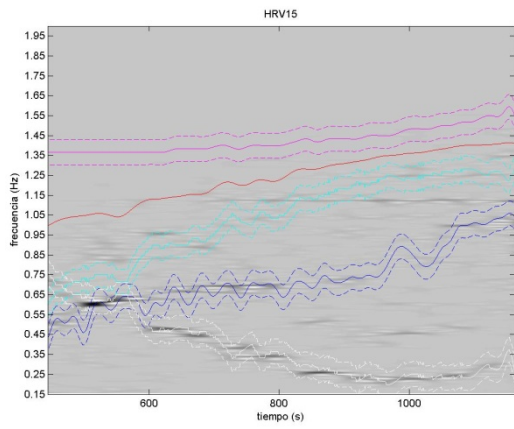
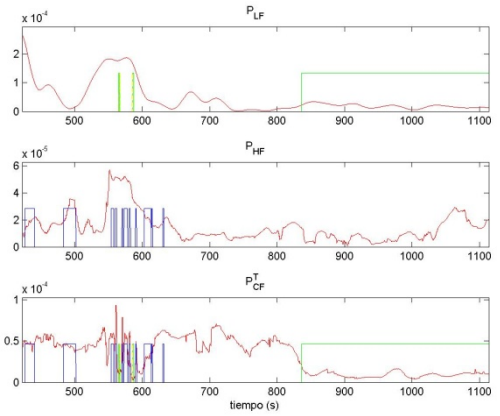
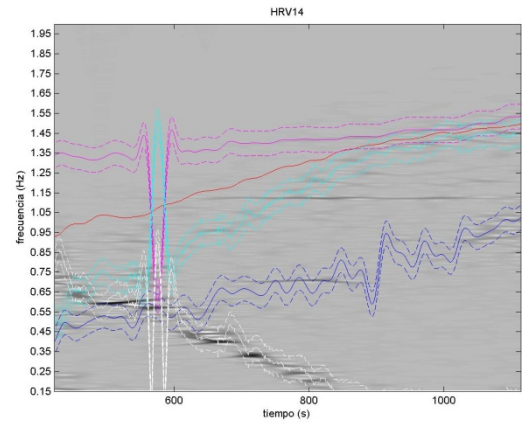
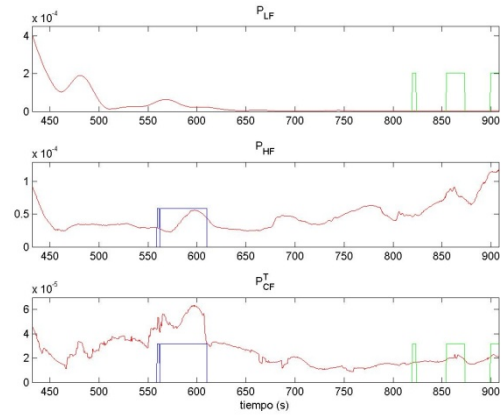
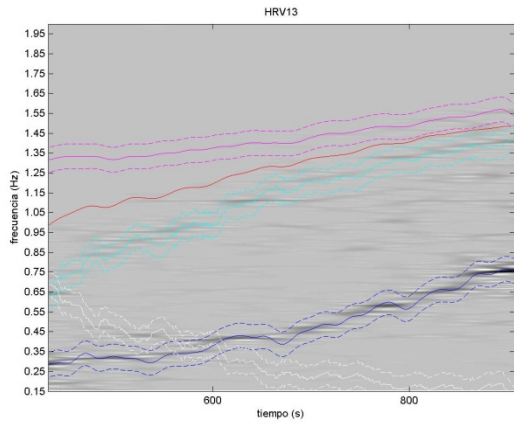


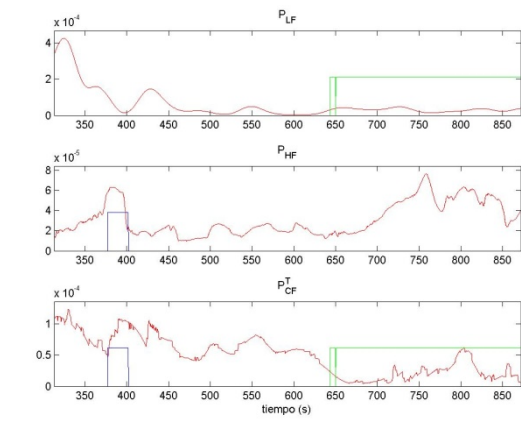
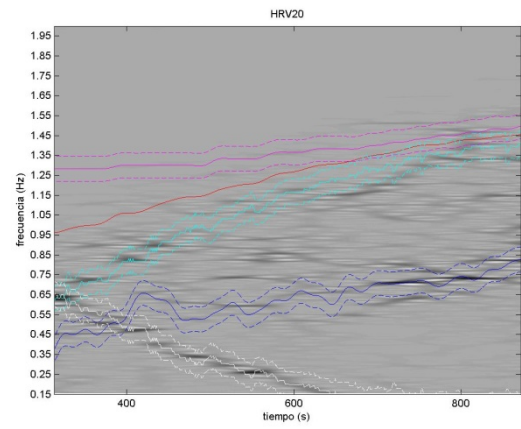
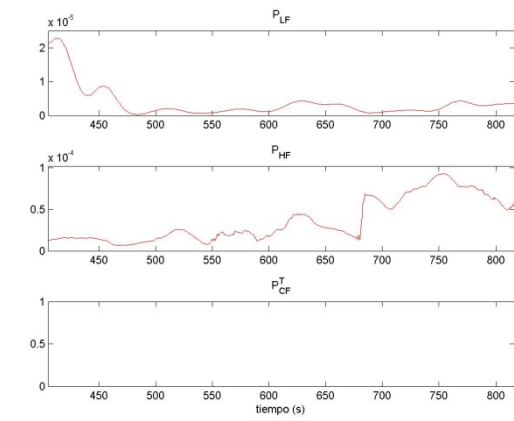
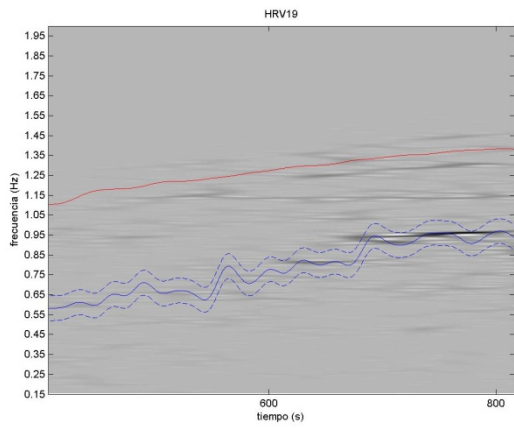
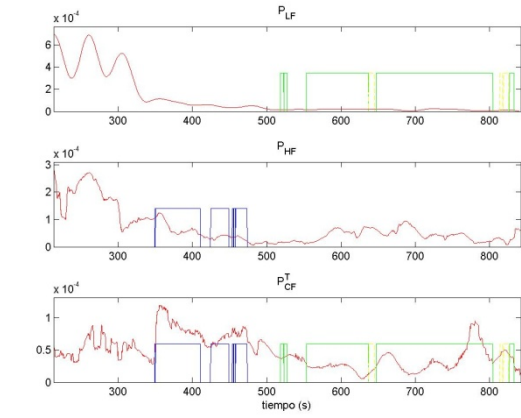
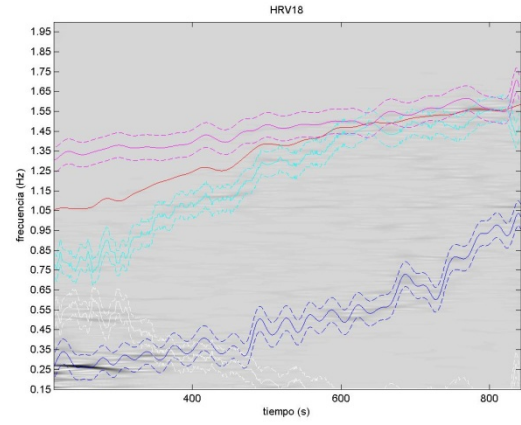
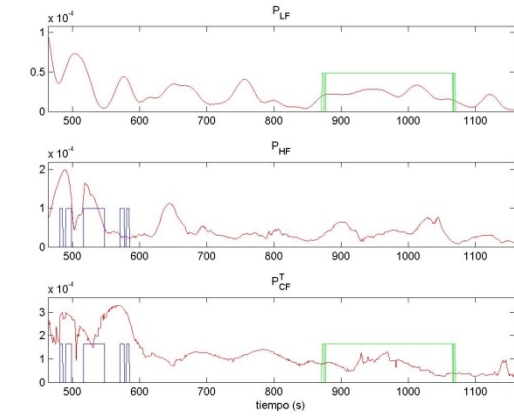
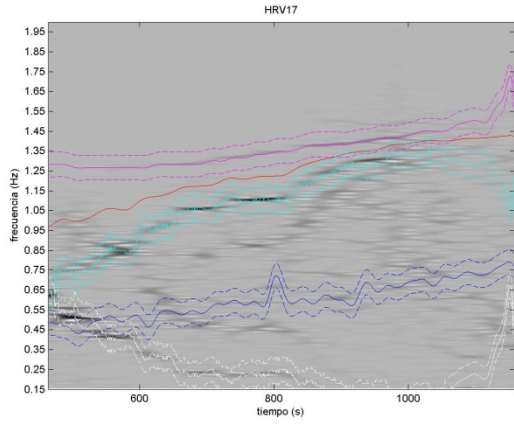
Anexos



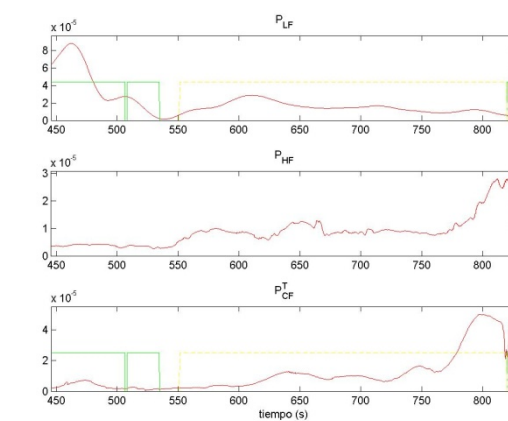
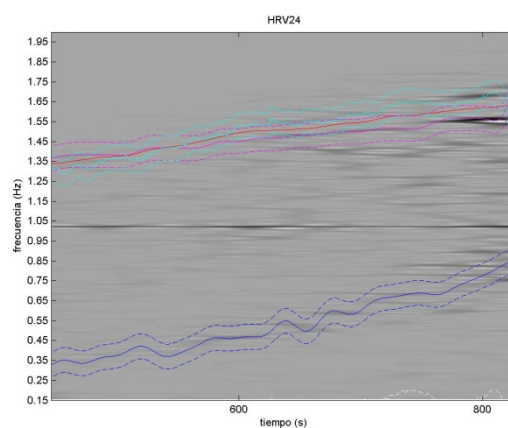
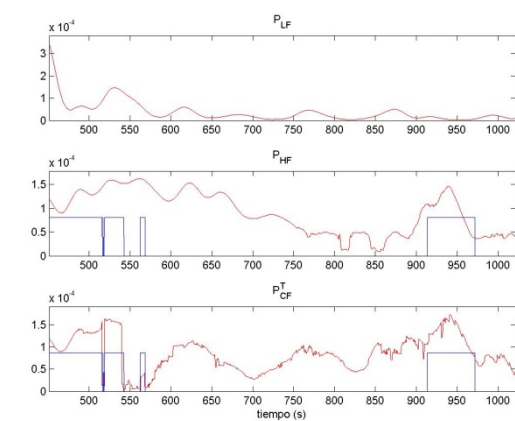
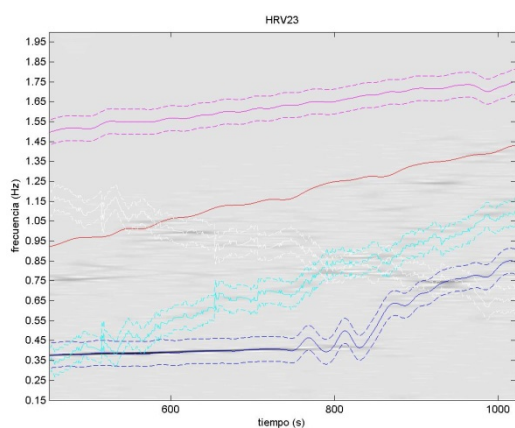
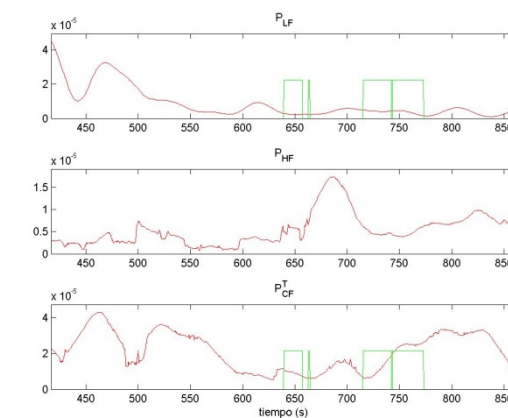
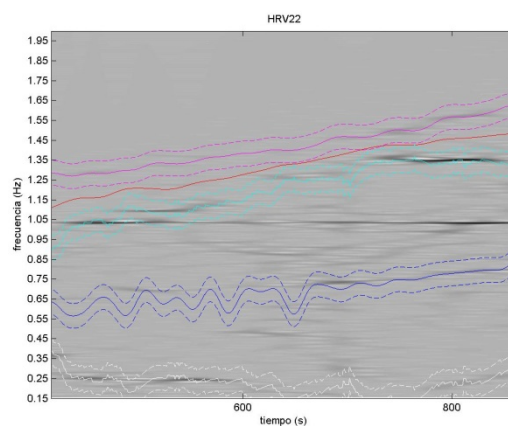
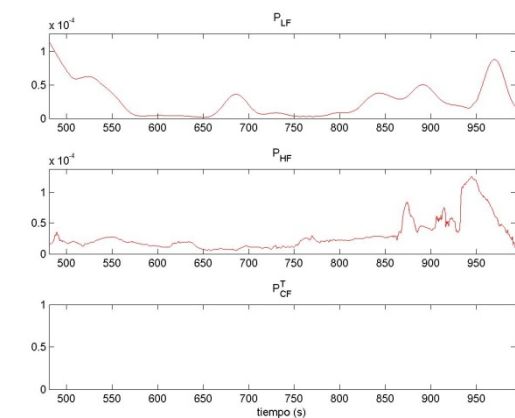
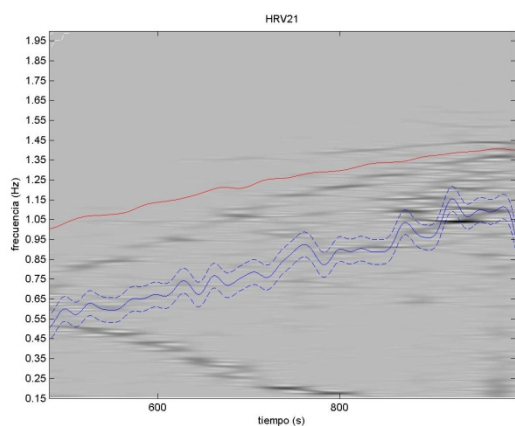


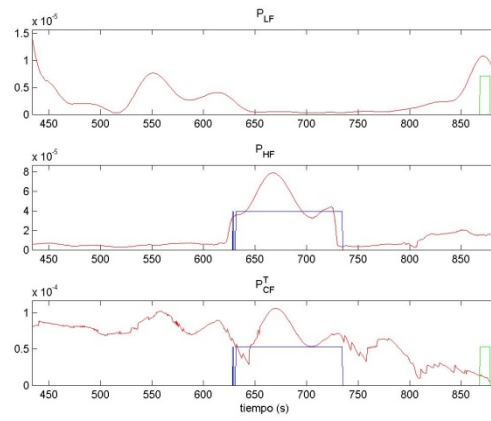
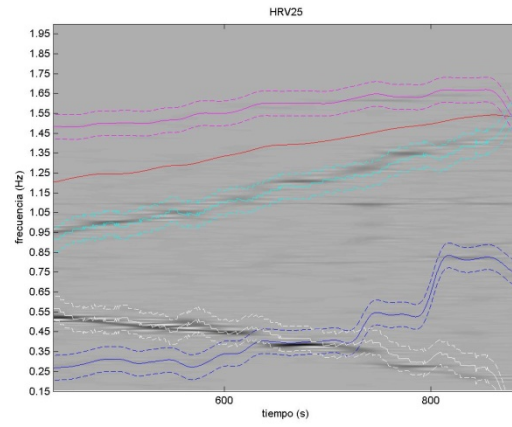
Anexos





Anexos





Anexo IV. Valores obtenidos tras el procesamiento de las distintas pruebas de esfuerzo máximas.

Los valores relativos a los solapamientos que se muestran en este anexo han sido calculados según la forma que se ha introducido en el apartado 5, considerando que existe solapamiento sólo si éste es superior al 40%.

Datos según análisis en umbrales.

	<i>mean</i> <i>pLF</i> <i>INI</i>	<i>mean</i> <i>pLF</i> <i>VT1</i>	<i>mean</i> <i>pLF</i> <i>VT2</i>	<i>mean</i> <i>pLF</i> <i>FIN</i>	<i>std</i> <i>pLF</i> <i>INI</i>	<i>std</i> <i>pLF</i> <i>VT1</i>	<i>std</i> <i>pLF</i> <i>VT2</i>	<i>std</i> <i>pLF</i> <i>FIN</i>
HRV00	34,3	31,4	17,3	0,8	6,6	8,3	7,1	0,7
HRV01	53,7	55,3	21,6	3,1	10,5	9,7	5,3	2,3
HRV02	11,8	16,0	6,5	1,1	3,6	6,4	1,5	0,7
HRV03	10,7	10,0	21,6	2,8	2,7	3,0	13,3	0,1
HRV04	41,5	42,3	39,0	13,1	14,3	13,0	9,9	7,3
HRV05	48,7	71,3	2,6	3,8	20,9	2,0	1,1	2,0
HRV06	4,8	4,6	8,9	5,5	1,5	1,7	3,4	1,0
HRV07	10,9	10,1	14,5	6,9	7,2	5,9	5,4	3,0
HRV08	74,5	62,1	55,1	4,8	6,4	15,2	2,6	1,9
HRV09	49,8	55,6	64,4	1,3	11,2	13,2	10,7	0,4
HRV10	25,4	17,6	12,5	1,0	3,0	4,4	7,4	0,4
HRV11	38,7	38,3	33,4	0,8	8,1	8,3	8,8	0,5
HRV12	66,4	70,0	3,4	0,6	11,8	5,9	2,0	0,3
HRV13	43,6	28,5	20,1	13,9	9,7	11,6	6,9	3,0
HRV14	34,4	33,7	10,8	2,3	11,3	11,6	3,2	1,0
HRV15	34,9	36,9	29,3	10,4	1,5	3,6	6,9	2,0
HRV16	9,4	9,7	2,8	4,1	6,5	6,6	1,0	2,3
HRV17	45,0	45,4	9,5	7,3	6,3	6,9	1,2	2,5
HRV18	28,1	31,5	1,2	1,5	2,0	6,3	0,7	0,5
HRV19	37,2	55,7	11,1	14,4	10,3	10,5	6,2	2,3
HRV20	36,4	45,5	3,7	11,2	18,6	7,8	2,1	4,6
HRV21	29,7	30,5	3,9	3,6	3,1	3,6	0,5	1,7
HRV22	45,4	27,3	5,6	5,8	17,5	15,2	3,5	2,4
HRV23	43,2	36,5	15,5	5,9	4,3	4,9	7,5	2,1
HRV24	9,7	6,0	3,9	1,7	6,0	4,5	1,0	0,6

	<i>mean pHF INI</i>	<i>mean pHF VT1</i>	<i>mean pHF VT2</i>	<i>mean pHF FIN</i>	<i>std pHF INI</i>	<i>std pHF VT1</i>	<i>std pHF VT2</i>	<i>std pHF FIN</i>
HRV00	17,1	16,3	32,1	42,0	2,0	2,0	5,8	13,0
HRV01	5,3	5,6	10,8	10,3	1,6	2,0	2,8	2,6
HRV02	6,5	6,4	6,6	30,6	1,7	1,7	1,4	11,2
HRV03	5,1	5,9	24,2	35,9	1,8	2,9	8,2	6,7
HRV04	4,2	4,3	14,5	16,3	2,2	2,3	3,5	3,9
HRV05	1,0	3,3	2,2	2,5	0,9	0,8	0,8	0,5
HRV06	6,0	5,3	7,0	20,2	1,0	1,5	1,3	11,2
HRV07	24,7	23,2	23,5	42,9	8,1	9,9	3,9	6,9
HRV08	3,2	4,3	2,9	21,3	0,9	1,6	0,8	6,7
HRV09	5,1	2,9	1,7	11,7	3,0	1,6	0,5	3,4
HRV10	4,6	7,0	17,1	65,3	1,6	3,9	11,1	17,2
HRV11	13,4	13,3	13,0	29,5	3,7	3,9	4,1	3,4
HRV12	9,0	11,7	31,2	43,7	5,5	5,2	7,4	4,1
HRV13	7,5	18,0	5,1	20,8	4,0	12,2	0,6	4,4
HRV14	3,7	4,9	22,1	18,2	1,7	3,1	7,2	4,9
HRV15	8,0	9,2	11,9	36,3	3,2	1,8	3,1	3,6
HRV16	4,8	4,9	9,4	8,3	1,8	2,3	2,3	2,5
HRV17	28,1	25,6	9,8	17,0	14,8	14,6	2,0	6,0
HRV18	5,8	3,5	28,9	41,0	4,0	2,8	12,5	2,9
HRV19	9,9	5,4	9,7	19,9	3,2	2,1	2,2	5,4
HRV20	6,1	9,4	14,4	27,1	4,1	3,4	2,5	11,9
HRV21	7,9	10,0	12,1	8,8	8,6	8,7	5,1	1,4
HRV22	31,0	35,7	33,6	17,6	13,0	7,4	11,0	2,0
HRV23	3,8	4,8	11,1	11,2	1,8	2,0	3,6	2,4
HRV24	6,8	4,2	5,1	11,4	9,1	0,9	1,3	5,0

	<i>mean Pcad INI</i>	<i>mean Pcad VT1</i>	<i>mean Pcad VT2</i>	<i>mean Pcad FIN</i>	<i>std Pcad INI</i>	<i>std Pcad VT1</i>	<i>std Pcad VT2</i>	<i>std Pcad FIN</i>
HRV00	15,2	14,4	5,9	24,2	5,4	5,5	2,5	10,0
HRV01	8,3	8,9	21,4	31,0	2,6	2,4	7,0	3,1
HRV02	26,9	26,1	15,9	12,1	7,0	7,9	2,2	4,5
HRV03	6,7	6,6	2,4	3,0	1,9	1,6	0,5	1,1
HRV04	2,9	2,8	16,2	18,0	1,4	1,3	6,5	5,8
HRV05	2,2	3,1	47,0	19,1	1,1	0,9	8,1	12,1
HRV06	40,9	35,9	21,8	5,4	3,0	7,3	5,7	1,2
HRV07	32,9	31,9	10,2	6,1	5,3	6,6	4,5	2,2
HRV08	3,4	5,7	9,9	38,1	1,5	3,1	1,7	13,3
HRV09	-	-	-	-	-	-	-	-

HRV10	22,9	18,2	22,6	15,9	16,9	10,5	3,3	13,6
HRV11	17,0	16,5	18,5	9,4	5,5	5,2	7,7	1,3
HRV12	5,9	6,9	18,4	9,7	1,3	1,0	4,8	1,2
HRV13	23,9	36,5	32,8	13,1	11,9	10,7	8,9	1,3
HRV14	11,7	12,9	28,8	29,6	2,3	3,0	2,8	7,6
HRV15	14,2	16,2	17,8	14,3	4,6	2,9	3,3	2,3
HRV16	59,2	59,0	33,4	15,2	13,8	13,9	6,8	6,7
HRV17	4,0	3,9	18,7	18,8	0,9	0,9	2,9	9,6
HRV18	-	-	-	-	-	-	-	-
HRV19	19,8	20,3	30,4	7,2	3,7	2,4	2,4	3,2
HRV20	-	-	-	-	-	-	-	-
HRV21	20,3	22,3	12,5	31,1	3,7	4,6	1,8	4,4
HRV22	30,6	35,8	26,6	28,8	13,0	7,6	3,4	5,2
HRV23	6,0	12,0	4,1	23,9	4,0	4,8	1,0	4,6
HRV24	44,0	63,8	71,0	35,7	12,3	11,1	2,6	15,2

	% <i>solap.</i> HF-CF INI	% <i>solap.</i> HF-CF VT1	% <i>solap.</i> HF-CF VT2	% <i>solap.</i> HF-CF FIN	% <i>solap.</i> LF-CF INI	% <i>solap.</i> LF-CF VT1	% <i>solap.</i> LF-CF VT2	% <i>solap.</i> LF-CF FIN
HRV00	23,2	16,2	0,0	0,0	60,2	78,0	0,0	68,5
HRV01	28,6	38,2	0,0	0,0	0,0	0,0	48,5	0,0
HRV02	0,0	0,0	0,0	1,2	0,0	0,0	0,0	17,0
HRV03	29,5	29,0	0,0	0,0	0,0	0,0	71,0	6,6
HRV04	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	59,3
HRV05	0,4	87,6	0,0	0,0	32,8	0,0	100,0	0,0
HRV06	40,2	41,9	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0	39,8
HRV07	14,1	21,6	0,0	0,0	0,0	0,0	22,0	0,0
HRV08	5,8	5,8	68,0	75,5	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV09	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV10	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	4,1	73,4	70,5
HRV11	37,3	36,5	0,0	0,0	0,0	0,0	54,4	0,0
HRV12	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	44,0
HRV13	0,0	30,7	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0
HRV14	33,2	32,8	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV15	5,8	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0
HRV16	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV17	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	44,4	100,0
HRV18	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV19	11,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0
HRV20	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV21	36,1	53,1	0,0	0,0	0,0	0,0	32,0	0,0

HRV22	100,0	100,0	0,0	11,2	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV23	2,5	41,9	0,0	0,0	58,9	28,2	15,4	7,9
HRV24	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0

Resultados según VO₂.

	<i>mean pLF 0- 20%</i>	<i>mean pLF 20- 40%</i>	<i>mean pLF 40- 60%</i>	<i>mean pLF 60- 80%</i>	<i>mean pLF 80- 100%</i>	<i>std pLF 0-20%</i>	<i>std pLF 20-40%</i>	<i>std pLF 40-60%</i>	<i>std pLF 60-80%</i>	<i>std pLF 80- 100%</i>
HRV00	52,9	45,1	25,9	13,6	2,3	11,0	9,9	7,9	7,6	3,1
HRV01	69,0	41,5	13,5	45,0	17,6	13,3	1,3	20,9	16,2	15,1
HRV02	42,1	15,6	22,6	20,8	2,0	2,2	9,1	12,3	12,0	1,9
HRV03	77,7	19,2	12,0	21,2	9,4	6,7	14,1	1,9	14,0	7,1
HRV04	53,7	22,9	45,0	30,5	16,7	9,9	12,1	7,2	14,1	8,7
HRV05	55,0	73,5	41,3	4,4	21,2	16,8	1,4	28,6	8,9	21,4
HRV06	64,9	12,6	15,8	16,5	4,7	4,7	12,6	14,0	9,4	2,9
HRV07	57,4	20,9	11,4	15,6	12,4	12,4	3,5	2,5	10,0	4,6
HRV08	70,2	66,6	58,3	34,4	8,4	6,1	6,5	13,0	18,8	5,7
HRV09	25,4	46,9	67,1	21,0	1,5	14,0	13,3	16,4	17,7	0,6
HRV10	48,1	26,0	25,7	16,1	4,0	5,8	5,3	3,6	7,7	3,2
HRV11	82,5	35,6	35,5	29,9	10,6	15,4	3,9	9,1	10,8	10,4
HRV12	46,3	55,3	62,7	20,5	1,4	18,8	14,6	15,3	13,2	1,1
HRV13	56,5	41,7	40,0	14,5	22,9	18,4	9,7	14,1	10,3	7,6
HRV14	25,2	43,2	20,0	7,7	3,1	9,4	9,1	10,9	4,0	1,5
HRV15	53,4	33,9	40,5	22,6	17,8	17,9	1,4	7,8	13,5	8,0
HRV16	42,6	6,2	9,2	6,1	5,8	22,9	1,4	5,1	3,4	2,4
HRV17	64,8	52,8	45,0	21,8	7,1	6,6	3,4	6,7	11,0	3,5
HRV18	39,7	27,5	28,6	6,7	1,7	11,6	1,3	2,3	8,1	0,8
HRV19	43,6	30,2	47,7	15,4	15,4	12,8	3,9	13,4	12,1	5,4
HRV20	44,0	20,1	33,4	6,4	12,8	17,1	9,7	17,4	5,8	5,8
HRV21	64,7	35,2	32,9	19,8	5,4	11,1	0,6	0,6	7,6	2,4
HRV22	58,9	24,3	25,6	7,5	6,1	12,8	7,5	18,0	4,0	3,9
HRV23	39,5	31,9	41,9	33,2	13,7	13,0	0,8	3,6	15,9	6,7
HRV24	35,7	10,7	6,2	2,6	2,4	17,7	8,3	5,5	1,6	3,5

	<i>mean pHF 0- 20%</i>	<i>mean pHF 20- 40%</i>	<i>mean pHF 40- 60%</i>	<i>mean pHF 60- 80%</i>	<i>mean pHF 80- 100%</i>	<i>std pHF 0- 20%</i>	<i>std pHF 20- 40%</i>	<i>std pHF 40- 60%</i>	<i>std pHF 60- 80%</i>	<i>std pHF 80- 100%</i>
HRV00	18,5	14,5	18,9	26,7	38,5	19,0	5,1	5,4	5,9	11,8
HRV01	8,9	5,8	10,9	7,1	7,6	2,2	0,6	4,9	5,0	3,4
HRV02	13,9	7,9	7,8	10,2	15,9	8,0	1,5	2,8	4,4	8,9
HRV03	3,4	6,8	4,5	20,9	32,6	3,3	4,9	1,0	6,8	6,5

HRV04	1,7	4,1	8,8	14,2	16,5	1,1	1,1	4,6	6,7	6,6
HRV05	3,4	3,1	2,9	5,7	4,5	2,2	0,2	2,2	5,3	6,0
HRV06	1,6	3,7	5,7	7,3	12,2	0,2	0,6	1,3	1,4	7,9
HRV07	7,8	9,5	20,1	22,3	24,2	4,9	0,9	10,2	6,4	11,5
HRV08	6,7	4,0	4,3	8,6	13,0	3,0	1,1	1,9	5,9	7,7
HRV09	14,6	7,9	2,0	3,8	11,0	6,6	4,7	1,2	1,5	4,3
HRV10	1,7	2,6	4,8	13,5	33,2	0,7	1,7	1,8	8,1	17,9
HRV11	2,6	4,6	11,7	15,3	34,2	0,3	0,9	2,1	4,8	7,9
HRV12	9,6	5,2	11,1	22,9	40,7	6,2	2,5	4,8	7,7	4,6
HRV13	4,4	7,3	12,3	7,7	13,7	2,1	4,1	8,3	3,8	8,2
HRV14	3,5	2,9	20,6	18,2	13,5	2,5	1,3	14,6	7,3	5,3
HRV15	7,6	4,0	9,4	15,4	31,2	4,2	1,4	3,9	5,8	6,5
HRV16	13,6	5,4	16,7	12,5	10,8	6,2	1,5	12,5	6,7	4,8
HRV17	26,0	31,0	20,4	15,7	20,2	19,5	8,9	10,5	7,2	8,7
HRV18	1,5	1,9	6,8	18,1	31,3	0,8	0,7	2,7	7,9	10,2
HRV19	10,3	9,6	9,5	10,6	19,8	1,9	2,3	5,4	4,9	7,2
HRV20	10,8	5,5	10,8	9,5	20,0	7,6	0,6	4,2	3,7	8,9
HRV21	3,9	18,1	19,5	3,8	8,5	5,4	8,0	3,3	3,1	3,9
HRV22	14,6	46,4	34,4	36,8	22,6	7,8	5,8	8,9	11,4	11,9
HRV23	14,4	5,2	4,1	7,5	10,5	7,1	2,2	1,9	4,0	2,1
HRV24	7,2	12,7	3,9	16,4	21,9	1,9	10,8	1,7	20,9	18,5

	<i>mean Pcad 0- 20%</i>	<i>mean Pcad 20- 40%</i>	<i>mean Pcad 40- 60%</i>	<i>mean Pcad 60- 80%</i>	<i>mean Pcad 80- 100%</i>	<i>std Pcad 0- 20%</i>	<i>std Pcad 20- 40%</i>	<i>std Pcad 40- 60%</i>	<i>std Pcad 60- 80%</i>	<i>std Pcad 80- 100%</i>
HRV00	5,3	12,1	7,8	6,5	10,5	7,4	7,5	5,3	3,6	8,9
HRV01	6,7	5,9	28,1	20,0	19,7	3,8	1,3	11,0	7,8	7,7
HRV02	8,8	15,7	22,2	13,3	24,2	8,6	5,8	9,6	6,1	8,9
HRV03	5,1	8,5	5,5	6,2	5,3	4,4	1,9	1,0	3,6	4,2
HRV04	1,5	5,0	9,2	18,3	14,3	1,1	1,2	8,5	7,8	5,8
HRV05	2,2	2,6	17,0	37,9	23,4	1,5	0,3	19,6	14,3	14,3
HRV06	3,2	23,8	37,8	19,7	10,6	2,4	11,6	8,0	4,2	8,1
HRV07	13,5	20,4	32,5	14,2	6,1	9,7	1,9	6,7	11,0	3,5
HRV08	5,1	3,6	4,9	14,8	29,5	3,7	0,6	3,3	6,1	9,0
HRV09	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
HRV10	1,4	20,4	12,8	21,5	29,6	1,4	19,3	10,2	4,9	10,1
HRV11	3,4	10,3	13,2	22,2	8,4	1,7	3,4	1,9	9,8	4,4
HRV12	4,6	4,4	6,6	25,0	11,4	5,4	0,4	1,2	10,4	2,7
HRV13	8,1	23,6	23,8	39,1	13,6	6,0	12,4	14,1	12,0	5,7
HRV14	6,2	9,9	31,5	36,1	33,5	4,9	1,1	12,8	7,0	7,0
HRV15	9,4	10,3	14,6	21,6	10,4	5,8	2,2	3,6	8,0	4,5
HRV16	10,4	41,9	58,6	36,5	20,3	5,8	13,6	14,4	7,6	7,1
HRV17	6,0	3,4	4,5	23,1	14,1	7,7	0,7	1,1	9,2	7,4
HRV18	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Anexos

HRV19	10,8	12,4	21,5	32,2	10,5	6,8	2,2	3,4	5,7	6,6
HRV20	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
HRV21	9,8	23,2	26,0	31,1	22,8	8,0	7,1	3,0	13,0	11,4
HRV22	16,3	45,8	24,3	25,1	36,3	9,3	6,1	12,2	4,5	9,6
HRV23	8,2	15,8	6,8	4,4	15,1	7,5	4,5	3,7	2,2	6,5
HRV24	6,9	27,1	62,3	69,1	45,6	7,6	5,9	11,4	8,1	23,3

	% <i>solap.</i> HF-CF 0- 20%	% <i>solap.</i> HF-CF 20- 40%	% <i>solap.</i> HF-CF 40- 60%	% <i>solap.</i> HF-CF 60- 80%	% <i>solap.</i> HF-CF 80- 100%	% <i>solap.</i> LF-CF 0- 20%	% <i>solap.</i> LF-CF 20- 40%	% <i>solap.</i> LF-CF 40- 60%	% <i>solap.</i> LF-CF 60- 80%	% <i>solap.</i> LF-CF 80- 100%
HRV00	15,1	26,4	4,0	0,0	0,0	54,2	46,5	0,0	0,0	38,6
HRV01	17,3	0,0	0,0	35,8	0,0	1,4	19,4	51,7	0,0	0,0
HRV02	8,6	58,5	0,0	0,0	0,0	18,6	56,0	0,0	0,0	0,0
HRV03	10,2	40,0	21,8	0,0	0,0	0,7	53,1	70,8	0,0	0,0
HRV04	15,5	0,0	14,6	10,8	0,0	1,5	0,0	52,5	88,3	60,3
HRV05	8,6	13,0	27,8	0,0	0,6	6,1	0,0	5,7	85,7	43,4
HRV06	18,4	21,2	20,2	0,0	0,0	1,7	38,5	100,0	76,3	35,4
HRV07	38,7	52,3	39,0	1,3	0,0	1,9	65,4	22,1	0,0	0,0
HRV08	18,6	0,0	7,2	76,5	24,4	0,7	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV09	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV10	19,1	3,0	0,0	0,0	0,0	3,7	47,9	100,0	80,4	83,7
HRV11	8,5	26,9	8,9	16,0	0,0	6,4	66,0	5,0	0,0	0,0
HRV12	12,1	0,0	0,0	23,8	0,0	1,9	0,0	0,0	0,0	27,1
HRV13	39,8	8,9	26,7	0,0	0,0	1,1	1,4	0,0	69,9	100,0
HRV14	36,2	58,9	38,5	0,0	0,0	1,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV15	24,6	4,8	8,0	0,4	0,0	2,1	0,0	0,0	81,9	100,0
HRV16	38,7	0,0	32,1	0,9	0,0	0,8	0,0	0,0	72,2	41,8
HRV17	13,4	0,0	0,0	39,2	0,0	0,8	0,0	0,0	74,0	79,7
HRV18	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV19	38,9	89,2	6,0	7,4	0,0	1,0	0,0	0,0	74,4	100,0
HRV20	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV21	15,2	85,7	100,0	3,1	0,0	1,2	0,0	14,4	49,2	0,0
HRV22	52,9	100,0	59,5	0,0	23,9	1,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV23	17,8	100,0	3,3	0,0	0,0	31,4	72,7	0,0	0,0	5,4
HRV24	19,5	0,0	0,0	21,6	32,0	8,1	0,0	0,0	0,0	6,4

Resultados según velocidad.

	<i>mean pLF 0- 20%</i>	<i>mean pLF 20- 40%</i>	<i>mean pLF 40- 60%</i>	<i>mean pLF 60- 80%</i>	<i>mean pLF 80- 100%</i>	<i>std pLF 0-20%</i>	<i>std pLF 20- 40%</i>	<i>std pLF 40- 60%</i>	<i>std pLF 60- 80%</i>	<i>std pLF 80- 100%</i>
HRV00	35,3	24,6	11,9	3,0	1,8	15,8	4,8	5,7	4,5	1,2
HRV01	55,0	39,1	28,3	6,1	2,4	13,7	17,3	14,5	6,6	2,0
HRV02	27,2	27,5	6,6	1,5	0,8	13,8	8,0	3,4	1,0	0,3
HRV03	38,9	14,2	18,1	9,0	5,5	28,0	6,3	11,1	1,0	3,5
HRV04	45,6	30,1	29,7	13,4	14,3	12,7	3,4	14,5	7,5	5,6
HRV05	45,1	65,3	35,4	2,8	2,5	16,1	14,4	27,3	1,4	1,9
HRV06	20,5	22,6	10,2	1,9	5,6	24,7	12,1	3,7	0,7	1,1
HRV07	30,3	20,6	12,2	13,2	7,3	24,1	9,5	5,8	2,2	3,1
HRV08	62,6	52,8	18,3	10,8	7,4	13,8	9,6	9,6	7,9	4,4
HRV09	51,6	56,8	10,2	1,5	1,4	25,2	14,0	9,3	0,7	0,5
HRV10	32,2	20,2	7,6	3,8	1,4	10,9	5,0	3,5	2,2	0,8
HRV11	44,6	23,7	18,3	3,6	1,0	25,6	12,8	10,4	1,2	0,5
HRV12	56,3	33,2	17,9	2,1	0,8	18,7	18,2	12,9	1,3	0,3
HRV13	43,4	37,7	15,9	22,5	20,0	15,1	17,8	11,2	10,6	5,8
HRV14	30,8	12,9	8,1	4,2	2,7	10,4	7,0	4,0	2,4	1,3
HRV15	45,7	19,5	20,6	24,6	13,2	13,8	9,4	12,0	6,4	5,4
HRV16	19,2	6,7	5,9	5,8	5,2	19,3	3,2	3,4	2,4	2,6
HRV17	50,9	35,1	18,9	9,8	5,9	10,3	10,8	5,3	1,3	2,8
HRV18	33,8	7,7	1,3	2,0	1,4	10,1	8,0	0,5	1,0	0,5
HRV19	44,6	25,8	8,3	17,8	12,2	14,0	11,5	5,7	7,0	2,9
HRV20	41,2	7,0	8,0	14,1	11,6	14,7	7,9	6,6	6,3	4,1
HRV21	43,7	20,4	7,3	5,5	3,7	18,1	4,5	2,5	2,0	1,8
HRV22	42,8	15,7	6,4	8,3	5,5	20,1	6,3	3,2	4,2	3,7
HRV23	40,0	34,2	28,4	17,9	6,9	9,0	18,9	4,0	3,3	2,3
HRV24	21,4	2,9	3,5	0,9	3,3	17,4	1,9	0,7	1,0	3,9

	<i>mean pHF 0- 20%</i>	<i>mean pHF 20- 40%</i>	<i>mean pHF 40- 60%</i>	<i>mean pHF 60- 80%</i>	<i>mean pHF 80- 100%</i>	<i>std pHF 0- 20%</i>	<i>std pHF 20- 40%</i>	<i>std pHF 40- 60%</i>	<i>std pHF 60- 80%</i>	<i>std pHF 80- 100%</i>
HRV00	17,7	22,7	27,8	28,9	43,3	10,3	6,5	6,5	6,8	11,5
HRV01	7,8	6,7	7,5	6,7	12,9	4,6	4,0	3,7	2,4	3,9
HRV02	9,5	13,0	7,3	15,6	24,0	4,9	4,0	2,2	4,7	10,6
HRV03	9,6	22,1	27,5	33,0	35,1	7,5	6,4	7,3	4,4	5,9
HRV04	6,1	15,3	17,9	16,2	14,6	5,6	5,8	7,0	8,1	4,3
HRV05	3,5	3,9	2,6	3,9	6,3	4,7	1,4	2,4	2,5	6,7
HRV06	4,4	6,0	7,5	10,7	18,1	1,9	1,6	2,2	3,8	10,4
HRV07	16,4	20,1	23,2	16,5	42,6	10,6	6,0	4,7	3,2	7,7
HRV08	4,8	3,9	12,5	10,7	15,9	2,5	1,5	4,7	5,6	8,6
HRV09	7,0	1,9	4,3	10,9	11,4	6,8	0,6	1,4	4,8	3,6
HRV10	3,0	10,5	22,5	24,8	49,2	2,0	4,3	10,2	12,8	17,1

Anexos

HRV11	10,5	25,0	38,0	31,5	31,4	6,2	15,2	4,5	2,7	1,4
HRV12	9,3	16,0	26,2	40,3	40,4	5,9	7,0	6,2	4,6	5,5
HRV13	6,1	14,7	6,4	8,6	18,2	3,3	8,3	2,5	3,3	8,5
HRV14	8,2	23,4	22,2	11,4	14,6	8,2	14,4	6,2	4,3	5,4
HRV15	8,5	16,0	15,8	30,4	32,2	4,4	6,5	5,2	6,4	6,3
HRV16	14,4	15,9	10,2	10,4	10,7	11,3	9,4	1,8	4,4	5,2
HRV17	24,3	19,6	13,8	18,3	19,0	13,8	6,2	7,1	9,0	8,6
HRV18	3,7	16,3	19,4	27,4	39,5	3,5	5,2	5,7	10,0	3,5
HRV19	8,9	11,5	10,7	13,6	24,2	3,3	7,4	2,3	3,9	5,8
HRV20	9,3	12,6	8,2	17,8	23,3	5,6	3,4	3,1	3,8	12,1
HRV21	7,5	4,1	4,2	11,0	8,7	8,4	2,4	2,1	4,1	1,4
HRV22	28,0	37,4	41,6	16,8	26,0	13,4	7,4	5,5	7,6	12,3
HRV23	7,5	6,1	11,4	10,8	10,2	6,5	3,0	3,0	1,6	2,6
HRV24	7,0	4,0	5,4	43,3	11,3	6,6	0,8	1,1	17,6	6,7

	<i>mean Pcad 0-20%</i>	<i>mean Pcad 20- 40%</i>	<i>mean Pcad 40- 60%</i>	<i>mean Pcad 60- 80%</i>	<i>mean Pcad 80- 100%</i>	<i>std Pcad 0-20%</i>	<i>std Pcad 20- 40%</i>	<i>std Pcad 40- 60%</i>	<i>std Pcad 60- 80%</i>	<i>std Pcad 80- 100%</i>
HRV00	9,2	3,9	8,3	6,6	12,7	6,8	1,9	3,1	2,0	10,5
HRV01	11,6	21,0	12,8	27,5	33,8	7,2	5,7	3,7	2,8	3,6
HRV02	18,0	10,3	17,9	32,7	17,0	9,6	5,7	4,3	7,0	3,3
HRV03	7,2	5,7	3,2	8,8	3,6	2,5	4,3	1,6	4,9	1,6
HRV04	7,6	21,9	11,4	14,6	17,4	9,0	5,4	4,4	5,2	6,1
HRV05	2,4	3,2	18,2	40,2	26,4	1,8	1,8	18,9	11,8	17,1
HRV06	29,6	24,3	22,2	8,3	5,2	14,9	10,5	6,2	3,8	2,0
HRV07	25,7	7,7	10,1	4,3	6,1	11,0	4,3	4,9	1,0	2,3
HRV08	4,1	8,7	19,2	23,8	35,5	2,9	3,4	4,2	4,5	8,7
HRV09	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
HRV10	15,0	20,9	21,9	35,2	27,4	16,1	6,5	3,3	7,1	12,3
HRV11	18,2	11,1	5,1	11,8	9,8	10,8	8,7	3,7	0,8	1,3
HRV12	5,4	14,4	30,8	12,4	10,5	3,6	9,1	7,6	3,3	1,3
HRV13	18,0	29,7	39,2	18,3	13,1	10,6	17,1	10,5	12,1	3,3
HRV14	14,5	37,9	32,1	38,4	31,6	10,2	9,2	5,1	5,6	7,8
HRV15	12,1	22,5	22,7	9,7	10,2	4,9	8,2	6,3	3,9	3,9
HRV16	42,9	47,0	38,0	25,3	15,0	20,9	17,6	3,7	4,2	5,3
HRV17	4,4	15,5	28,9	14,3	15,1	3,4	10,8	5,5	5,1	8,0
HRV18	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
HRV19	18,0	33,1	30,9	10,7	12,0	5,8	8,2	2,1	9,2	6,0
HRV20	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
HRV21	17,5	32,0	26,2	20,4	30,7	8,0	13,2	16,0	10,1	6,3
HRV22	29,5	19,2	24,3	32,4	38,3	12,9	12,1	4,4	5,5	10,8
HRV23	8,5	3,7	5,5	11,4	21,0	6,3	1,2	1,6	1,9	6,0
HRV24	28,3	69,1	72,7	68,0	34,3	20,3	4,9	2,1	12,5	17,8

	% <i>solap.</i> HF-CF 0-20%	% <i>solap.</i> HF-CF 20- 40%	% <i>solap.</i> HF-CF 40- 60%	% <i>solap.</i> HF-CF 60- 80%	% <i>solap.</i> HF-CF 80- 100%	% <i>solap.</i> LF-CF 0-20%	% <i>solap.</i> LF-CF 20- 40%	% <i>solap.</i> LF-CF 40- 60%	% <i>solap.</i> LF-CF 60- 80%	% <i>solap.</i> LF-CF 80- 100%
HRV00	11,7	0,0	0,0	0,0	0,0	3,8	0,0	89,7	0,0	24,5
HRV01	39,9	2,3	0,0	0,0	0,0	4,8	0,0	0,0	6,4	28,0
HRV02	11,8	0,0	0,0	0,0	0,0	7,3	0,0	17,6	34,7	0,0
HRV03	12,8	0,0	0,0	0,0	0,0	2,6	0,0	0,0	43,2	15,4
HRV04	19,4	9,4	0,0	0,0	0,0	5,3	0,0	0,0	15,0	76,6
HRV05	2,1	45,0	9,2	0,0	1,0	8,9	0,0	12,6	78,3	16,8
HRV06	28,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	4,8	0,0	78,5	68,5
HRV07	27,2	0,0	0,0	0,0	0,0	4,7	0,0	0,0	42,7	5,3
HRV08	6,0	51,5	81,5	25,1	29,3	3,2	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV09	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV10	6,4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	9,0	0,0	65,9	86,1
HRV11	18,6	0,0	0,0	0,0	0,0	24,3	0,0	0,0	31,4	11,8
HRV12	6,0	0,0	41,9	0,0	0,0	3,8	0,0	0,0	0,0	13,7
HRV13	21,8	25,7	0,0	0,0	0,0	3,9	0,0	1,1	6,0	91,7
HRV14	23,3	48,9	0,0	0,0	0,0	2,9	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV15	13,3	0,0	0,0	0,0	0,0	6,0	0,0	0,0	0,0	89,6
HRV16	21,6	19,4	0,0	0,0	0,0	3,0	0,0	0,0	0,0	62,0
HRV17	3,3	36,7	50,2	0,0	0,0	3,4	0,0	0,0	8,8	82,8
HRV18	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV19	23,6	20,8	0,0	0,0	0,0	4,3	0,0	0,0	0,0	92,6
HRV20	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV21	34,3	0,0	0,0	0,0	0,0	3,3	0,0	0,0	0,0	26,6
HRV22	85,6	29,6	0,0	0,0	38,6	3,2	0,0	0,0	0,0	0,0
HRV23	24,5	0,0	0,0	0,0	0,0	6,4	0,0	45,9	52,7	2,2
HRV24	8,1	0,0	0,0	85,8	0,8	19,5	0,0	0,0	0,0	4,4

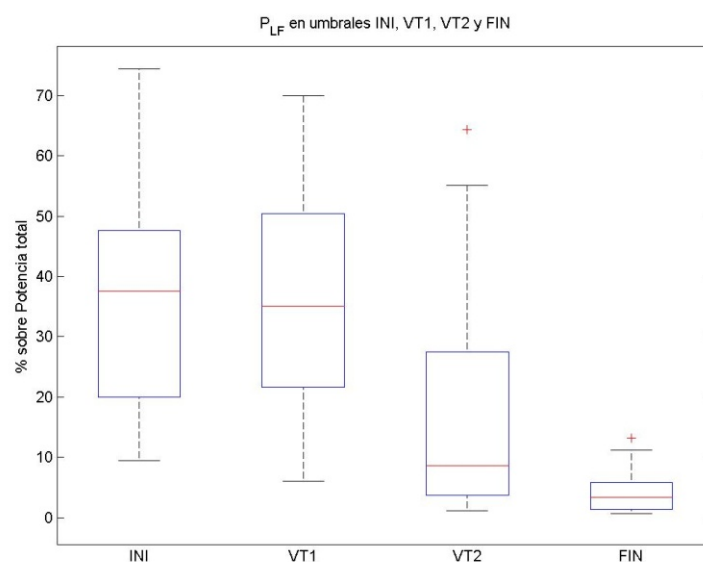
Anexo V. Análisis estadístico aplicando el segundo método de consideración de solapamientos.

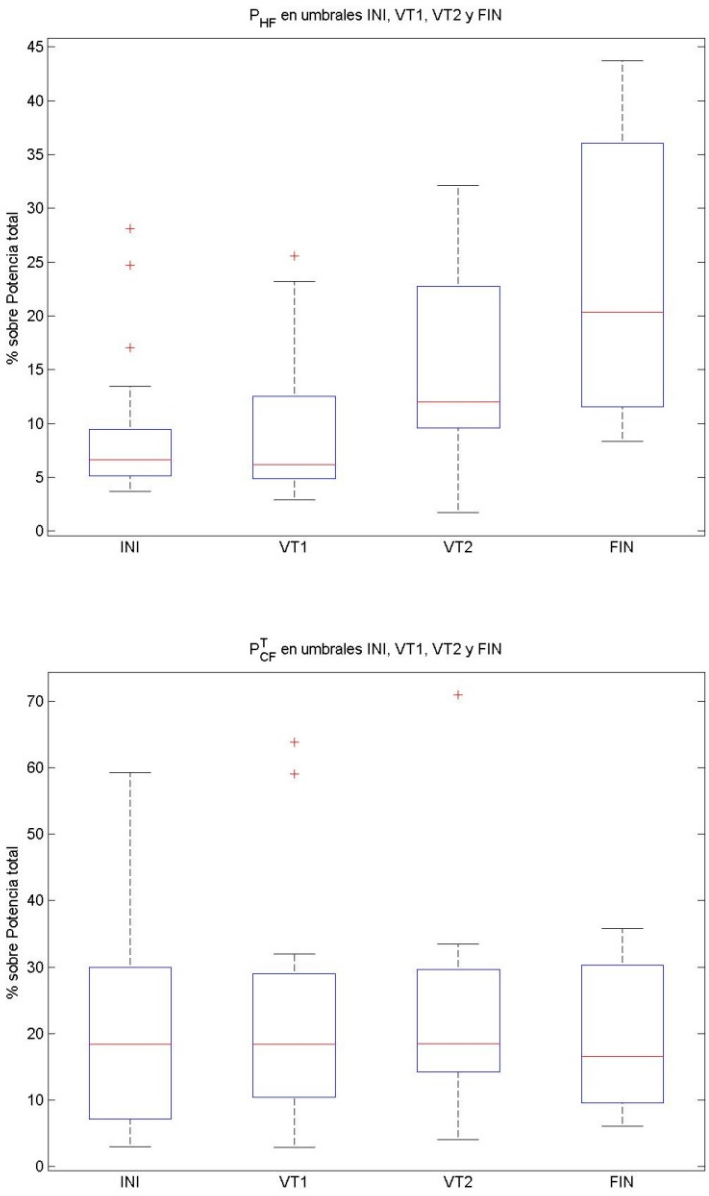
Análisis estadístico y diagramas de cajas según umbrales:

umbrales LF	INI	VT1	VT2	FIN
INI	NS	NS	0,00228219	0,00043778
VT1	NS	NS	0,00270771	0,00043778
VT2	0,00228219	0,00270771	NS	0,00613337
FIN	0,00043778	0,00043778	0,00613337	NS

umbrales HF	INI	VT1	VT2	FIN
INI	NS	NS	0,02063344	0,00029316
VT1	NS	NS	0,0089676	0,00029316
VT2	0,02063344	0,0089676	NS	0,0008918
FIN	0,00029316	0,00029316	0,0008918	NS

umbrales CF	INI	VT1	VT2	FIN
INI	NS	NS	NS	NS
VT1	NS	NS	NS	NS
VT2	NS	NS	NS	NS
FIN	NS	NS	NS	NS



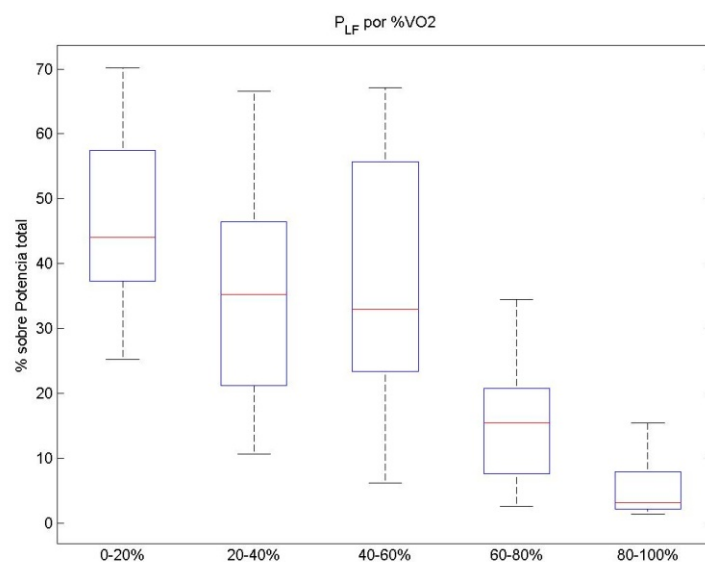


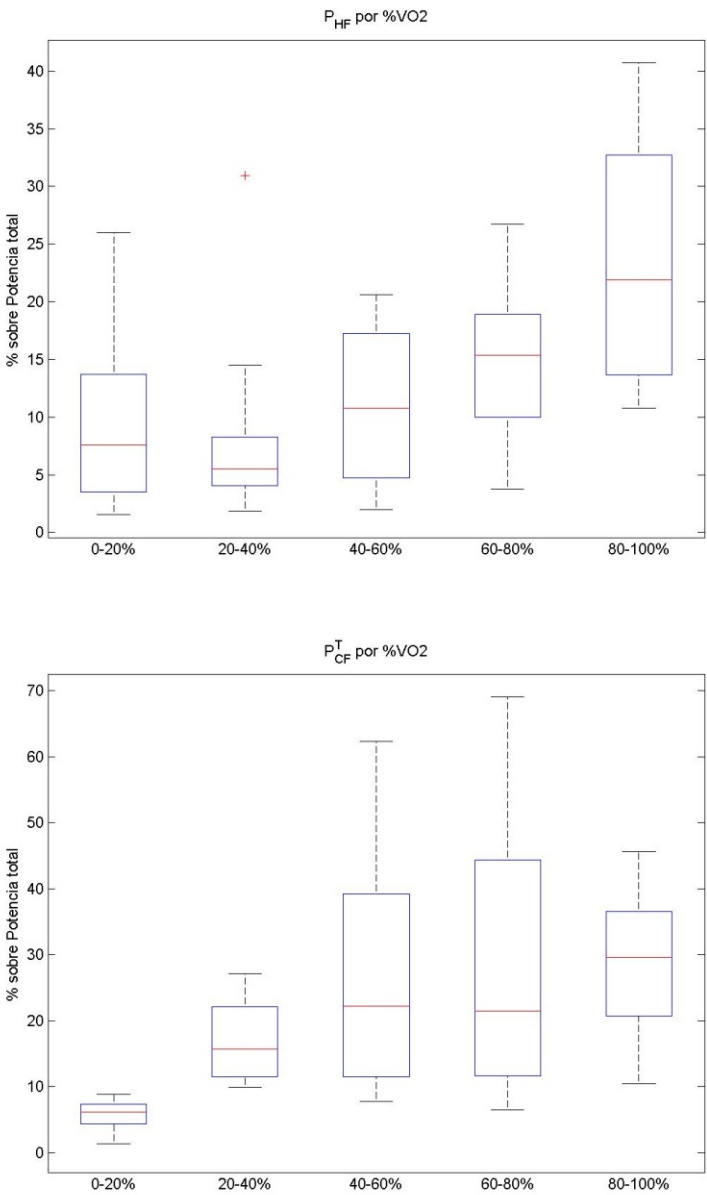
Análisis estadístico y diagramas de cajas según VO₂.

consumo LF	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%	NS	NS	NS	9,77E-04	9,77E-04
20-40%	NS	NS	NS	0,00195313	9,77E-04
40-60%	NS	NS	NS	0,00097656	9,77E-04
60-80%	9,77E-04	0,00195313	0,00097656	NS	0,00976563
80-100%	9,77E-04	9,77E-04	9,77E-04	0,00976563	NS

consumo HF	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%	NS	NS	NS	1,91E-02	1,40E-03
20-40%	NS	NS	NS	0,00648997	1,18E-03
40-60%	NS	NS	NS	0,03515697	1,64E-03
60-80%	1,91E-02	0,00648997	0,03515697	NS	0,00084585
80-100%	1,40E-03	1,18E-03	1,64E-03	0,00084585	NS

consumo CF	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%	NS	NS	NS	NS	NS
20-40%	NS	NS	NS	NS	NS
40-60%	NS	NS	NS	NS	NS
60-80%	NS	NS	NS	NS	NS
80-100%	NS	NS	NS	NS	NS



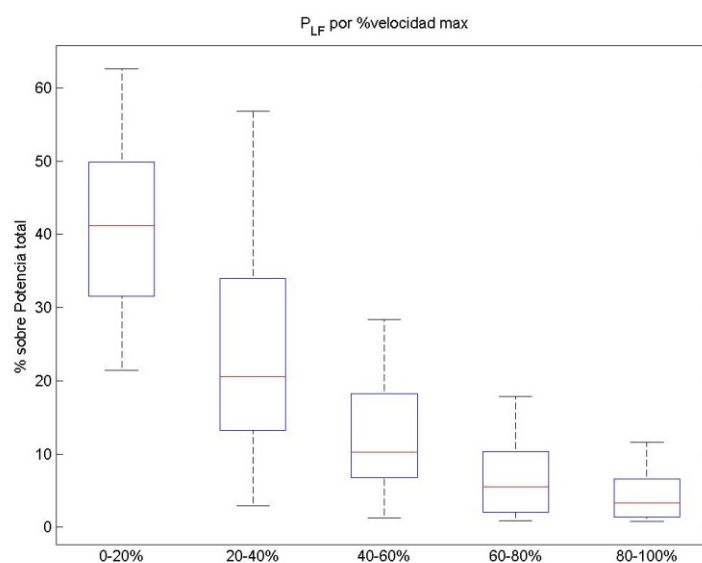


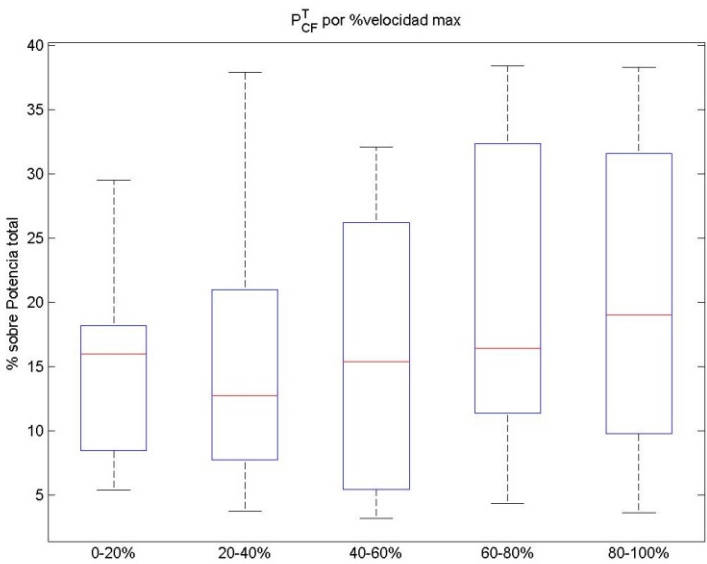
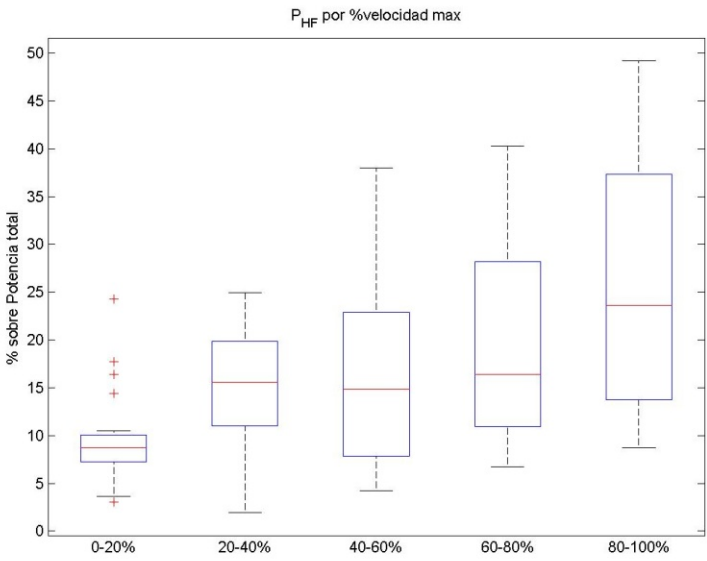
Análisis estadístico y diagramas de cajas según velocidad:

velocidad LF	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%	NS	0,00030518	6,1035E-05	6,10E-05	6,10E-05
20-40%	0,00030518	NS	0,00085449	0,00042725	3,05E-04
40-60%	6,1035E-05	0,00085449	NS	0,00836182	8,54E-04
60-80%	6,10E-05	0,00042725	0,00836182	NS	0,00115967
80-100%	6,10E-05	3,05E-04	8,54E-04	0,00115967	NS

velocidad HF	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%	NS	0,00454993	0,02509351	1,51E-03	3,38E-04
20-40%	0,00454993	NS	NS	0,02509351	1,16E-03
40-60%	0,02509351	NS	NS	0,04785751	1,94E-03
60-80%	1,51E-03	0,02509351	0,04785751	NS	0,00220394
80-100%	3,38E-04	1,16E-03	1,94E-03	0,00220394	NS

velocidad CF	0-20%	20-40%	40-60%	60-80%	80-100%
0-20%	NS	NS	NS	NS	NS
20-40%	NS	NS	NS	NS	NS
40-60%	NS	NS	NS	NS	NS
60-80%	NS	NS	NS	NS	NS
80-100%	NS	NS	NS	NS	NS





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] F. Cottin, Y. Papelier, "Regulation of cardiovascular system during dynamic exercise: integrative approach," *Crit. Rev. Physical Rehab. Med.* 14 (1) 53-81, 2002.
- [3] 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.
- [4] O. Meste, B. Khaddoumi, G. Blain, S. Bermon, "Time-varying analysis methods and models for the respiratory and cardiac system coupling in graded exercise," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52 (11) (2005) 1921-1930.
- [5] O. Meste, G. Blain, and S. Bermon, "Influence of the pedalling frequency on the heart rate variability," in *Proc. 29th Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 279-282, IEEE-EMBS Society, Lyon, 2007.
- [6] F. Villa, P. Castiglioni, G. Merati, P. Mazzoleni, and M. Di Rienzo, "Effects of pedalling on the high frequency components of HRV during exercise," in *Proc. Comput. Cardiol.*, vol. 35, <http://cinc.mit.edu>, 2008.
- [7] G. Blain, O. Meste, A. Blain, S. Bermon. "Time-frequency analysis of heart rate variability reveals cardiocomotor coupling during dynamic cycling exercise in humans," *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 296: H1651-H1659, 2009
- [8] 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.
- [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] A. Aubert, B. Seps, F. Beckers, "Heart rate variability in athletes," *Sports Med.* 33 (12) 889-919, 2003.
- [11] E. Gil, M. Orini, R. Bailón, J.M. Vergara, L. Mainardi and P. Laguna, "Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions," *Physiological Measurement*, vol. 31, pp. 1271-1290, 2010.
- [12] R. Hainsworth, "The control and physiological importance of heart rate," In *M. Malik and A.J. Camm, editors, Heart Rate Variability*, pp. 3-19. New York, Futura Publishing Company, Inc., 1995.

Bibliografía

- [13] J.A. Hirsch and B. Bishop, "Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate," *Am. J. Physiol.*, vol. 241, pp. H620–H629, 1981.
- [14] D.L. Eckberg, "Human sinus arrhythmia as an index of vagal cardiac outflow," *Journal of Applied Physiology*, vol. 54, pp. 961–966, 1983.
- [15] P. Grossman and K. Wientjes, "Respiratory sinus arrhythmia and parasympathetic cardiac control: some basic issues concerning quantification, applications and implications," in *Cardiorespiratory and cardiosomatic psychophysiology* (P. Grossman, K.H. Jansenn, and D. Waitl, eds.), pp. 117–138. Plenum Press, NY, 1986.
- [16] G. Parati, M. D. Rienzo, and G. Mancia, "How to measure baroreflex sensitivity: from the cardiovascular laboratory to daily life," *J. Hypertens*, vol. 18, pp. 70m the car
- [17] S. Akselrod, D. Gordon, J.B. Madwed, N.C. Snidman, D.C. Shannon, and R.J. Cohen, "Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis," *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 249, pp. H867–H875, 1985.
- [18] S. Akselrod, "Components of heart rate variability: basic studies," in M. Malik and A.J. Camm, editors, *Heart Rate Variability*, pp. 147–163. New York, Futura Publishing Company, Inc., 1995.
- [19] S. Akselrod, D. Gordon, F.A. Ubel, D.C. Shannon, A.C. Barger, and R.J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: a quantitative probe of beat-to beat cardiovascular control," *Science*, vol. 213, pp. 220–222, 1981.
- [20] A. Malliani, M. Pagani, F. Lombardi, and S. Cerutti, "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain," *Circulation*, vol. 84, pp. 482–492, 1991.
- [21] M. Kollai and G. Mizsei, "Respiratory sinus arrhythmia is a limited measure of cardiac parasympathetic control in man," *J. Physiol.*, vol. 424, pp. 329–342, 1990.
- [22] G.F. Fletcher, G. Balady, V.F. Froelicher, L.H. Hartley, W.L. Haskell, and M.L. Pollock, "Exercise standards. A statement for healthcare professionals from the American Heart Association," *Circulation*, vol. 91, pp. 580–615, 1995.
- [23] R.J. Gibbons, G.J. Balady, J.T. Bricker, B.R. Chaitman, G.F. Fletcher, V.F. Froelicher, D.B. Mark, B.D. McCallister, A.N. Mooss, M.G. O'Reilly, and W.L.J. Winters, "ACC/AHA 2002 guideline update for exercise testing. A report of the American college of cardiology/American heart association task force on practice guidelines (committee on exercise testing)," *Technical report, American College of Cardiology Web site*, 2002.
- [24] M. Pagani, D. Lucini, O. Rimoldi, R. Furlan, S. Piazza, and L. Biancardi, "Effects of physical and mental exercise on heart rate variability," in *Heart Rate Variability*, (M. Malik and A.J. Camm, eds.), pp. 245–266. New York, Futura Publishing Company, Inc., 1995.
- [25] J.A. Hirsch and B. Bishop, "Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate," *Am. J. Physiol.*, vol. 241, pp. H620–H629, 1981.

- [26] G. Blain, O. Meste, and S. Bermon, "Influences of breathing patterns on respiratory sinus arrhythmia in humans during exercise," *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 288, pp. H887–H895, 2005.
- [27] B. Casadei, S. Cochrane, J. Johnston, J. Conway, and P. Sleight, "Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans," *Acta Physiol. Scand.*, vol. 153, no. 2, pp. 125–131, 1995.
- [28] L. Bernardi, F. Salvucci, R. Suardi, P. Solda, A. Calciati, S. Perlini, C. Falcone, and L. Ricciardi, "Evidence for an intrinsic mechanism regulating heart rate variability in the transplanted and the intact heart during submaximal dynamic exercise," *Cardiovasc. Res.*, vol. 24, no. 12, pp. 969–981, 1990.
- [29] WM. Coleman, "On the correlation of the rate of heart beat, breathing, bodily movement and sensory stimuli," *J Physiol (Lond)* 54: 213–217, 1921.
- [30] Kirby RL, Nugent ST, Marlow RW, MacLeod DA, Marble AE. "Coupling of cardiac and locomotor rhythms," *J Appl Physiol* 66: 323–329, 1989.
- [31] Niizeki K, Kawahara K, Miyamoto Y. "Interaction among cardiac, respiratory, and locomotor rhythms during cardiocomotor synchronization," *J Appl Physiol* 75: 1815–1821, 1993.
- [32] Nomura K, Takei Y, Yanagida Y. "Analysing entrainment of cardiac and locomotor rhythms in humans using the surrogate data technique," *Eur J Appl Physiol* 84: 373–378, 2001.
- [33] Nomura K, Takei Y, Yoshida M, Yanagida Y. "Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans," *Eur J Appl Physiol* 97: 240–247, 2006.
- [34] Novak V, Hu K, Vyas M, Lipsitz LA. "Cardiocomotor coupling in young and elderly people," *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 62: 86–92, 2007.
- [35] 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.
- [36] 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.
- [37] L. Sörnmo and P. Laguna, "Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications," *Amsterdam, Elsevier, Academic Press*, 2005.
- [38] L.T. Mainardi, A.M. Bianchi, and S. Cerutti, "Time-frequency and time-varying analysis for assessing the dynamic responses of cardiovascular control," *Critical Reviews in Biomed. Eng.*, vol. 30 (1-2), pp. 181–223, 2002.
- [39] L.C.M. Vanderlei, R.A. Silva, C.M. Pastre, F.M. Azevedo and M.F. Godoy, "Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in

Bibliografía

the time and frequency domains," *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 41: 854-859, 2008.

[40] M. Kingsley, M. J. Lewis, R. E. Marson, "Comparison of Polar 810s and an Ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise," *Int. j. Sports Med*, 26: 39-44, 2005.

[41] D. Nunan, G. Donovan, "Validity and Reliability of Short-Term Heart-Rate Variability from the Polar S810," *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 2008.

[42] A. S. Pimentel, E. da Silva, R. de Oliveira, "Polar S810 como Recurso Alternativo al Electrocardiograma en la Prueba de Ejercicio de 4 Segundos," *Arq Bras Cardiol*, 94(5):562-566, 2010.

[43] Mateo J, Laguna P. "Analysis of Heart Rate Variability in the Presence of Ectopic Beats Using the Heart Timing Signal," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 3, March 2003.

[44] 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, 445–452, 2011.

[45] 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 time-frequency representations (TFR)," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43(1), pp. 46–59, 1996.

[46] W. Martin and P. Flandrin, "Wigner-Ville spectral analysis of non stationary processes," *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Processing*, vol. 33, no. 6, pp. 1461–1470, 1985.

[47] T. Claasen and W. Mecklenbräuker, "The Wigner distribution - A tool for time-frequency signal analysis. Part II: discrete-time signals," *Philips J. Res.*, vol. 35, pp. 276–300, 1980.

[48] P. Flandrin and W. Martin, "Pseudo-Wigner estimators for the analysis of non-stationary processes," in *Proc. IEEE Acoust. Speech Signal Proc. Spectrum Est. Workshop II*, pp. 181–185, 1983.

[49] Dobson JL, Gladden LB. "Effect of rhythmic tetanic skeletal muscle contractions on peak muscle perfusion," *J Appl Physiol* 94: 11–19, 2003.

[50] Folkow B, Gaskell P, Waaler BA. "Blood flow through limb muscles during heavy rhythmic exercise," *Acta Physiol Scand* 80: 61–72, 1970.

[51] Laughlin MH, Schrage WG. Effects of muscle contraction on skeletal muscle blood flow: when is there a muscle pump? *Med Sci Sports Exerc* 31: 1027–1035, 1999.

[52] O. Rompelman, J.B.I.M. Snijders, and C.J. van Spronsen, "The measurement of heart rate variability spectra with the help of a personal computer," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 29, no. 7, pp. 503–510, 1982.

- [53] R. D. Berger, S. Akeselrod, D. Gordon, and R. J. Cohen, "An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-33, pp. 900–904, 1986.
- [54] J. Mateo and P. Laguna, "Improved heart rate variability time-domain signal construction from the beat occurrence times according to the IPFM model," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 985–996, 2000.
- [55] A. Silvestre, R. Bailón, J. Mateo, and P. Laguna, "Coherencia entre la frecuencia respiratoria y la variabilidad del ritmo cardiaco durante prueba de esfuerzo," in *Proc. XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, pp. 23–26, 2005.
- [56] S.R. Seydnejad and R.I. Kitney, "Time-Varying Threshold Integral Pulse Frequency Modulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 9, pp. 949–962, 2001.
- [57] M. Canales, J. Mateo, R. Bailón, P. Serrano, and P. Laguna, "Coherence between heart rate and dominant frequency of the time-frequency heart rate variability spectrum as ischemic marker in the exercise test," in *Proc. Computers in Cardiology*, vol. 30, pp. 805–808. IEEE Press, 2003.
- [58] R. Bailón, L. Mainardi, and P. Laguna, "Time-frequency analysis of heart rate variability during stress testing using "a priori" information of respiratory frequency," in *Proc. Comput. Cardiol.*, vol. 33, pp. 169–172, <http://cinc.mit.edu>, 2006.
- [59] O. Anosov, A. Patzak, Y. Kononovich, and P. Persson, "High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 83, no. 4-5, pp. 388–394, 2000.