

Trabajo Fin de Grado

Análisis de descomposición de pulso como
sustituto de la velocidad de la onda de pulso
arterial

Pulse decomposition analysis as a surrogate of
arterial pulse wave velocity

Autor/es

Cristina Lasala Gil

Director/es

Pablo Armañac Julián

Jesús Lázaro Plaza

Titulación del autor

Grado en Ingeniería Electrónica y Automática

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA

2023



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

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

D./D^a.

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

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

Zaragoza,

Firmado por LASALA GIL CRISTINA - ***0698** el
día 28/08/2023 con un certificado emitido por AC
FNMT Usuarios

Fdo:

Resumen

El estrés y otras enfermedades relacionadas están afectando cada vez más al bienestar y la salud de la sociedad actual. Esto ha impulsado los estudios sobre estas enfermedades, sin embargo, los métodos de medición propuestos para diferentes aspectos fisiológicos relacionados con estas enfermedades son costosos, requieren de personal cualificado para su colocación y muchas veces no pueden ser utilizados de manera continuada y no invasiva.

Uno de los aspectos fisiológicos relacionados con el nivel de estrés agudo que presenta una persona es la velocidad de pulso arterial (PWV, del inglés *pulse wave velocity*) debido a que aporta información sobre la rigidez de las arterias. Para la medición directa y precisa de la PWV se requiere de equipos especializados y técnicas invasivas. Es necesario, por ejemplo, un electrocardiograma y un sensor de señal de pulso PPG (del inglés *pulse photoplethysmography*) o bien dos sensores de señal PPG en distintas partes del cuerpo, como pueden ser el dedo y la frente.

El objetivo de este trabajo es comprobar si utilizando únicamente un sensor de señal PPG es posible estimar el nivel de estrés agudo de una persona y por tanto poder prescindir del resto de sensores. Comprobando si la medida de la descomposición de la señal de pulso puede sustituir al tiempo de tránsito del pulso (PAT, del inglés *pulse arrival time*) como medida de velocidad de onda de pulso arterial.

Para lograr este objetivo, en primer lugar, se analizará una base de datos con señales grabadas en la Universidad de Zaragoza y se reducirá el grupo de estudio a 6 pacientes siguiendo unos criterios específicos de calidad de señal.

A continuación, se calculará a partir de la señal ECG (del inglés *electrocardiogram*) y la señal PPG el valor de la PAT para cada pulso, que determinará la velocidad de llegada de la sangre desde el corazón hasta la periferia del cuerpo. También se realizará la descomposición de la señal del pulso PPG en sus diferentes componentes y se extraerán algunas características morfológicas de estas ondas.

Por último, se analizará la correlación entre estas características morfológicas y la PAT para comprobar si las primeras pudieran sustituir a esta segunda como medida de la velocidad de onda de pulso arterial y por tanto como detectores de nivel de estrés.

Una vez realizado este análisis y teniendo en cuenta los resultados numéricos obtenidos, se llega a la conclusión de que un parámetro de la PDA, el A12, puede ser un buen sustituto de la PAT como medida de la velocidad de onda de pulso arterial siempre y cuando sea para detectar fases de estrés.

Tabla de contenidos

INTRODUCCIÓN	3
1.1. CONTEXTO Y MOTIVACIÓN	3
1.2. SISTEMA NERVIOSO AUTÓNOMO.....	3
1.3. BIOSEÑALES	5
1.3.1. Señal Electrocardiográfica.....	5
1.3.2. Señal de Pulso Fotopletismográfica	6
1.4. ANÁLISIS DE LA DESCOMPOSICIÓN DEL PULSO	7
1.5. TIEMPO DE LLEGADA DEL PULSO	8
1.6. OBJETIVOS Y ALCANCE DEL PROYECTO	9
ANÁLISIS DE LA BASE DE DATOS UTILIZADA.....	11
2.1. MATERIALES: BASE DE DATOS	11
2.2. CRITERIOS DE SELECCIÓN DE SEÑALES EN BASE A CALIDAD DE SEÑAL	12
2.3. PREPROCESADO DE LA SEÑAL FOTOPLETISMOGRÁFICA Y LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA PARA SU POSTERIOR TRATAMIENTO.....	13
2.4. CÁLCULO DE LA PAT	15
2.5. CÁLCULO DE LA PDA.....	16
RESULTADOS E INTERPRETACIÓN EN BASE A LA FISIOLÓGÍA.....	20
3.1. RESULTADOS PAT Y PDA	20
3.2. RESULTADOS CORRELACIÓN.....	27
3.2.1. Análisis de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y de los parámetros morfológicos de la PDA	27
3.2.2. Análisis de la correlación en el dominio de la frecuencia.....	29
3.3. INTERPRETACIÓN FISIOLÓGICA E IMPLICACIONES	32
CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	34
4.1. CONCLUSIONES	34
4.2. LÍNEAS FUTURAS.....	34
ÍNDICE DE FIGURAS.....	35
ÍNDICE DE TABLAS.....	37
REFERENCIAS	38
ANEXOS	40
ANEXO I: RESULTADOS DE CADA SUJETO DE LA PAT Y PDA.....	40
ANEXO II: RESULTADOS DE LAS CORRELACIONES (TABLAS COMPLETAS).....	51
ANEXO III: CÓDIGO DE ELABORACIÓN PROPIA EN MATLAB.....	63

Capítulo 1

Introducción

En este capítulo se describen algunos conceptos relacionados con el asunto del que trata este Trabajo de Fin de Grado como son el Sistema Nervioso Autónomo (ANS, del inglés *autonomic nervous system*), la señal de pulso fotopletismográfica (PPG, del inglés *pulse photoplethysmography*) o el electrocardiograma (ECG, del inglés *electrocardiogram*). Además, se especifica el contexto y la motivación, así como los objetivos y alcance del proyecto.

1.1. Contexto y motivación

En los últimos años, la ansiedad o depresión, así como otras enfermedades relacionadas con el estrés han aumentado significativamente[1]. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), los problemas sociales y de salud asociados al estrés están aumentando, afectando directamente al bienestar y la salud mental de gran parte de la población[2].

El estrés puede definirse como la alteración del equilibrio homeostático ante una amenaza concreta denominada estresor[2]. La OMS también lo define como un estado de preocupación o tensión mental generado por una situación difícil. Este fenómeno provoca diferentes reacciones fisiológicas en el cuerpo, como pueden ser la sudoración, palpitaciones, tensión muscular o sequedad[3]. Además, produce una respuesta hormonal, cambios en el sistema nervioso autónomo, cambios en el comportamiento y/o disminución de las capacidades cognitivas[4] que pueden variar con cada situación y persona, lo que hace que este fenómeno sea bastante subjetivo.

El estrés, como otras tantas enfermedades relacionadas, se ha convertido en una nueva línea de investigación de gran interés en la actualidad. Sin embargo, no existe un método científico de medición válido y que además pueda ser utilizado en la vida cotidiana. Por ello, los métodos propuestos actualmente para medir diferentes aspectos del estrés se clasifican en tres: cuestionarios psicométricos, marcadores bioquímicos y marcadores fisiológicos. Algunos de estos últimos pueden ser medidos de forma continuada y no invasiva.

1.2. Sistema Nervioso Autónomo

El sistema nervioso autónomo (ANS, del inglés *autonomic nervous system*) es la parte del sistema nervioso periférico que regula las funciones involuntarias viscerales del organismo como son por ejemplo el ritmo cardiaco, la presión sanguínea, la digestión, sudoración o la respiración[5].

El ANS se encarga de mantener la homeostasis mediante dos principales ramas: el sistema nervioso simpático (SNS) y el sistema nervioso parasimpático (PNS). El primero de ellos, el SNS, es el mecanismo de control de respuesta a los estímulos llamados “fight-or-flight”, de lucha o huida, y ante situaciones de estrés. El segundo está relacionado con el descanso y la recuperación, activa algunas partes del cuerpo como el estómago para que haga la digestión mientras descansamos.

Por ejemplo, la activación del SNS puede producir un aumento del ritmo cardiaco y de la vasoconstricción, así como un aumento de la frecuencia respiratoria con el fin de hacer llegar más sangre oxigenada donde se necesite como pueden ser los músculos en una situación de huida. Por el contrario, la activación del PNS suele producir efectos contrarios como el decremento del ritmo cardiaco y de la contracción del corazón ya que el cuerpo no necesita tanta oxigenación en sangre.

Ambas partes del ANS suelen funcionar de manera antagónica, de forma que el aumento de actividad de uno de ellos está asociado al decremento de actividad del otro. Por tanto, el estado del organismo depende de cuál predomine y en qué proporción. Este equilibrio entre ambos sistemas simpático y parasimpático se suele denominar balance simpatovagal. Sin embargo, algunas funciones dependen solamente de uno de ellos. Por ejemplo, la respiración está únicamente regulada por el PNS mientras que la vasoconstricción por el SNS.

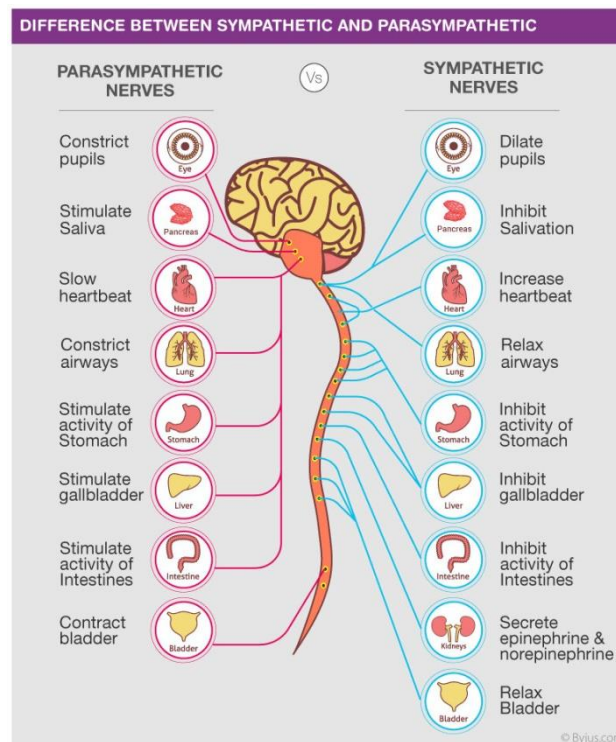


Figura 1: Sistema nervioso autónomo. Distinción entre rama simpática, a la derecha, y rama parasimpática, a la izquierda. Imagen obtenida de la web: therapycts.com

1.3. Bioseñales

1.3.1. Señal Electrocardiográfica

El electrocardiograma, ECG, describe la actividad eléctrica generada por las células del corazón. Las variaciones de tensión eléctrica causadas por las excitaciones de estas células se monitorizan con electrodos colocados en la superficie corporal. La señal electrocardiográfica (ECG) representa múltiples acciones que tienen lugar en diferentes regiones del corazón.

El ciclo cardiaco comienza con la activación del nodo sinoauricular (SA), situado en la parte de arriba de la aurícula derecha. La frecuencia intrínseca de la activación del nodo SA está influenciada por el ANS, el cual se refleja de forma clara en el ECG en la regulación del instante de ocurrencia de la onda R. (ver Figura 2).

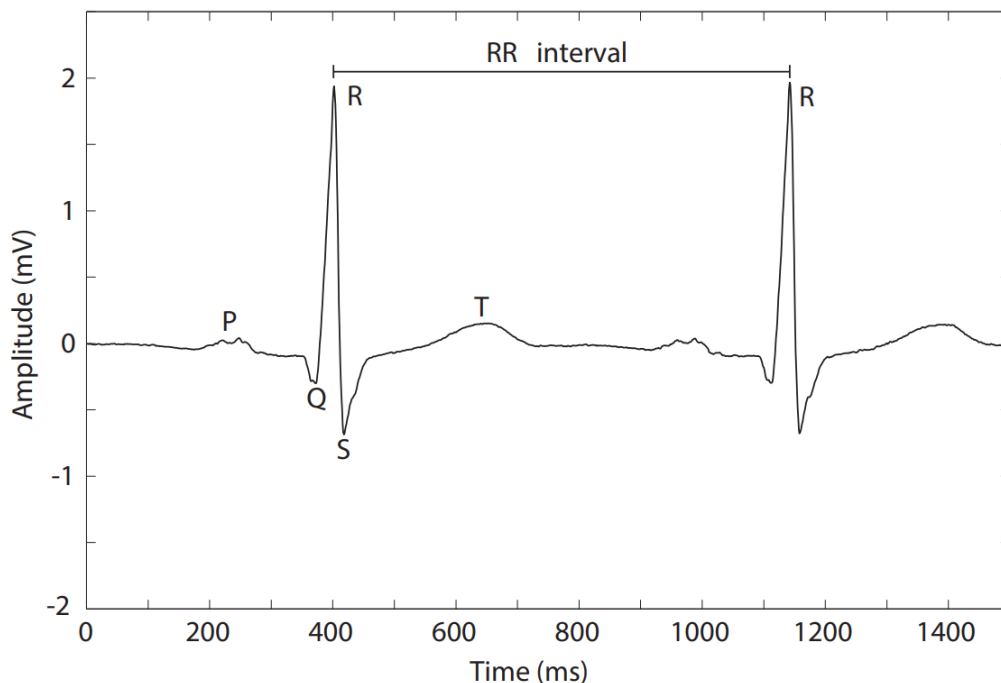


Figura 2: Morfología de la onda ECG con sus puntos característicos. Imagen reproducida de [4].

Además de la morfología de la onda ECG durante el ciclo cardiaco, el tiempo transcurrido entre sucesivos pulsos representa una información importante sobre la actividad eléctrica del corazón. La apariencia de latidos se caracteriza por la onda P, pero esta tiene una amplitud pequeña y difícil de distinguir a veces, por eso se toma como cuenta entre pulsos los intervalos R-R.

Cada una de estas activaciones eléctricas del corazón en cada latido provoca una contracción de los ventrículos que generan una onda de flujo sanguíneo que viaja a través de las arterias por todo el cuerpo. Esta puede ser detectada con dispositivos de pletismografía, como puede ser un detector de PPG en el dedo.

1.3.2. Señal de Pulso Fotopletismográfica

El fotopletismograma, PPG, es una señal que refleja cambios de volumen sanguíneo en el lecho microvascular del tejido. Se basa en una medida óptica que requiere una fuente de luz, normalmente un diodo LED que emite luz verde, roja o infrarroja de baja intensidad, y un fotodetector capaz de detectar los cambios en la luz[6].

Esta luz es absorbida por la piel, los huesos y en mayor medida por la sangre. Por tanto, cambios de flujo sanguíneo pueden ser detectados por la intensidad de luz recibida en forma de tensión detectada por el sensor de señal PPG.

Se pueden colocar de forma que se mide la transmisión de luz, colocando el fotodetector opuesto a la fuente de luz (PPG de transmisión, ver Figura 3.a) o de manera que se mida la luz reflejada, colocando el fotodetector adyacente a la fuente (PPG de reflexión, ver Figura 3.b).

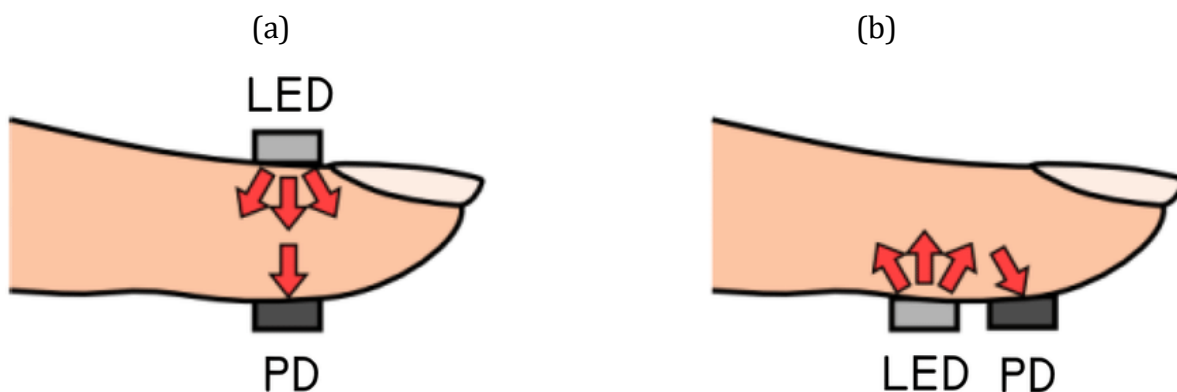


Figura 3: Técnicas de obtención de la señal PPG. (a) PPG de transmisión, y (b) PPG de reflexión. Imagen reproducida de [6].

La señal PPG tiene dos principales componentes: una componente pulsátil (AC) asociada a la contracción del ventrículo izquierdo en cada latido superpuesta a la otra componente (DC) debida al volumen sanguíneo no pulsátil y a los tejidos circundantes.

La componente DC no es estrictamente constante. Se le denomina así porque sus variaciones son mucho más lentas. Reflejan algunos mecanismos fisiológicos como la termorregulación. La frecuencia principal de la componente AC varía con el ritmo cardíaco y se superpone a la componente DC. Según la configuración entre el emisor y el fotodetector será necesaria una inversión de la señal para su tratamiento (ver Figura 4).

Existen técnicas basadas en la PPG para estudiar el Sistema Nervioso Autónomo o para monitorizar aspectos psicológicos. La vasoconstricción es posible detectarla a través de la fluctuación de la amplitud de la PPG.

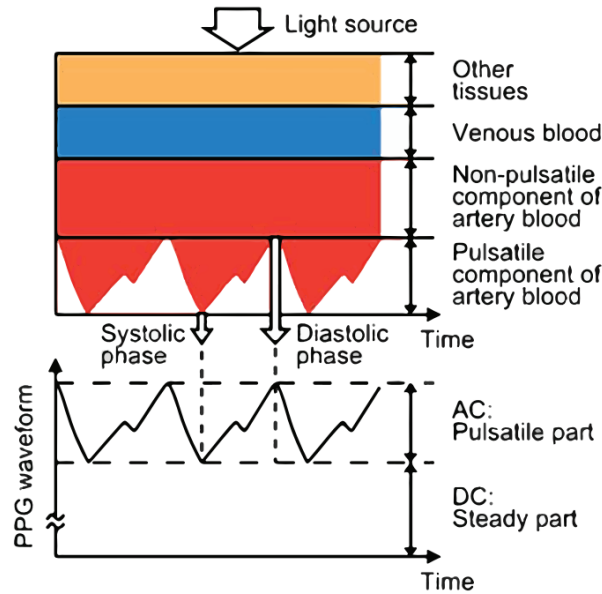


Figura 4: Transmisión de la luz emitida a través de las distintas capas de tejidos, venas y arterias; y obtención de la componente pulsátil (AC) y no pulsátil (DC) de la señal PPG. Imagen reproducida de [6].

1.4. Análisis de la Descomposición del pulso

El análisis de la descomposición del pulso (PDA, del inglés *Pulse Decomposition Analysis*) se basa en la hipótesis de que el pulso PPG está compuesto por una única onda principal y una serie de pulsos reflejos retrasados [7]. Estos reflejos surgen de las reflexiones de la onda de presión en las bifurcaciones de la rama arterial (ver Figura 5).

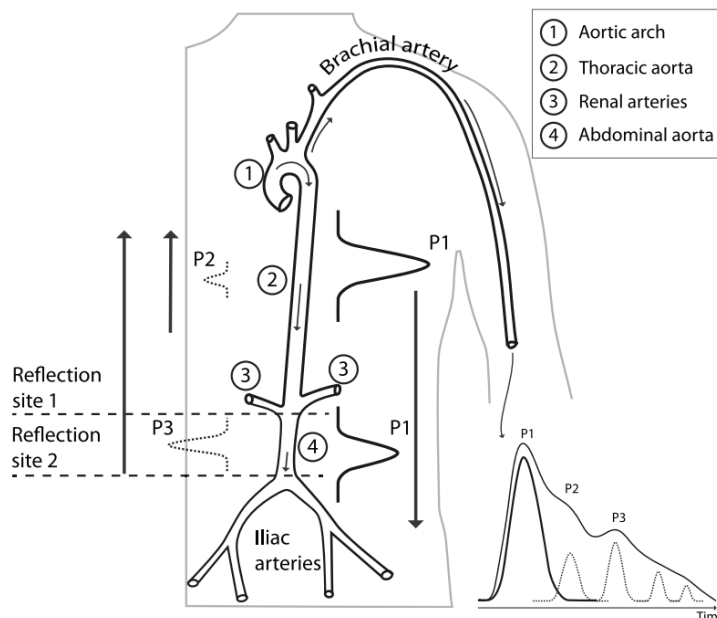


Figura 5: Propagación de la onda PPG y el origen de sus reflejos debidos a las bifurcaciones. Imagen reproducida de [4].

La técnica de análisis de descomposición de pulsos se utiliza para modelar la forma de onda de los pulsos. A través de las relaciones de forma que tenga la onda,

cuantificando el tiempo y la relación de amplitud entre la onda principal y la reflejada, se pueden obtener algunos parámetros hemodinámicos como la presión sanguínea o los cambios de tono arterial [4].

Existen algunos puntos característicos de la señal de pulso PPG que ayudan a este análisis. En primer lugar, el punto n_B , del inglés *pulse basal point*, que se define como el punto de mínima amplitud de cada pulso de PPG, representando el momento de inicio de la onda de pulso. El punto n_D , del inglés *derivative point*, indica el punto de máxima pendiente de la señal PPG representando el instante de máxima velocidad del flujo sanguíneo en cada pulso (ver Figura 6).

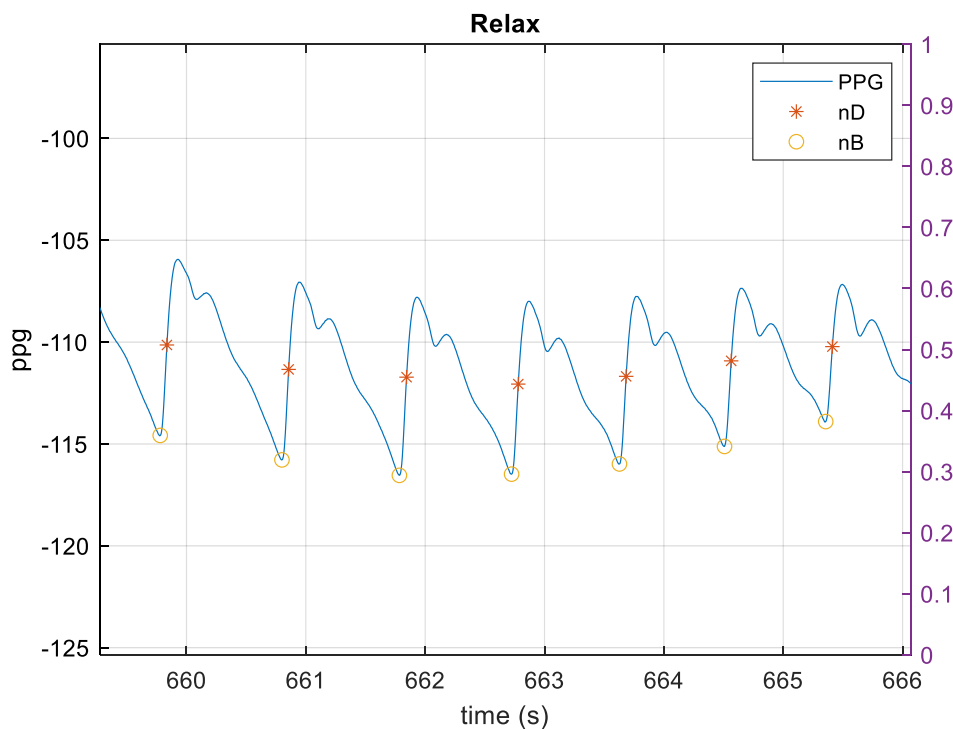


Figura 6: Detección de los puntos característicos de la señal de pulso PPG.

1.5. Tiempo de llegada del pulso

El tiempo de llegada del pulso, *Pulse Arrival Time* (PAT) en inglés, es el tiempo que le cuesta a la onda del pulso propagarse a través de las arterias desde el corazón hasta la periferia del cuerpo. La PAT puede dar información sobre la actividad reguladora del Sistema Nervioso Autónomo, así como sobre la rigidez arterial, la vasoconstricción y las variaciones en la presión sanguínea[8].

Este tiempo se puede medir como el retraso entre un punto definido por la señal de ECG y un punto definido mediante cualquier señal capaz de medir los cambios cardiovasculares.

La técnica más popular de medida de la PAT toma como punto de la ECG el pico R del complejo QRS y como punto de medida de cambios cardiovasculares, una pinza PPG en un dedo de la mano, del pie, de la frente o de la oreja. El pico R determina el

inicio de cada latido y el pulso de volumen de la PPG determina el momento de llegada (ver Figura 7).

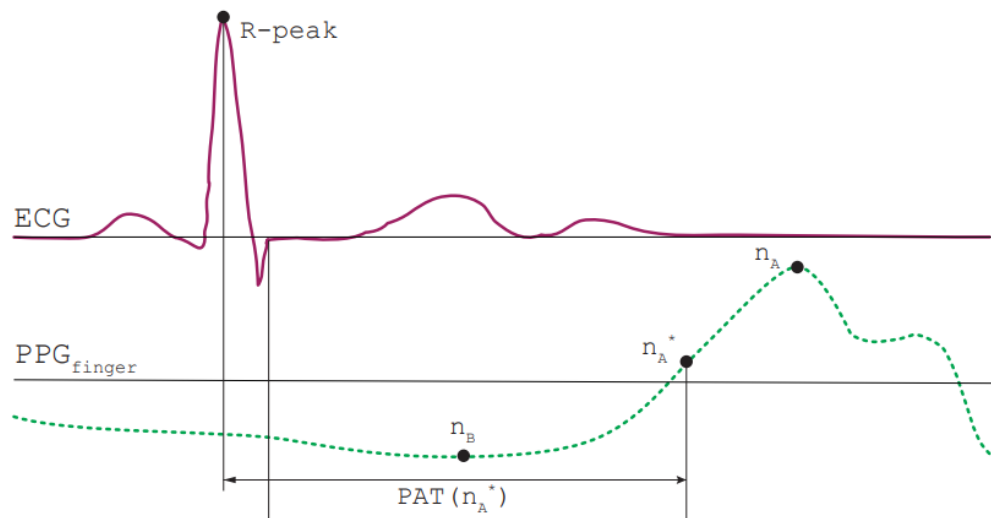


Figura 7: Representación del tiempo medido por la PAT. Imagen reproducida de [3].

1.6. Objetivos y alcance del proyecto

El principal objetivo de este Trabajo de Fin de Grado es estudiar la relación entre la velocidad de la onda de pulso arterial (PWV, del inglés *pulse wave velocity*) y parámetros morfológicos de la onda de pulso arterial o PPG.

La PWV nos ofrece información para evaluar la rigidez de las arterias y por tanto la situación de estrés agudo del paciente. Sin embargo, la medición directa y precisa requiere de equipos especializados y técnicas invasivas. A menudo se estima a partir de señales de PPG obtenidas en puntos distintos de la rama arterial, con las que se puede estimar el PAT y ver las posibles variaciones de velocidad. Sin embargo, para realizar estas medidas son necesarios o bien dos sensores de señal PPG o bien un electrocardiograma y un detector de PPG.

Como alternativa a estas técnicas de medición, se propone la utilización de la descomposición de la señal de pulso, que ofrece información sobre algunos aspectos fisiológicos de manera no invasiva. De esta manera el objetivo de este trabajo es comprobar si la medida de la descomposición de la señal de pulso puede sustituir a la PAT como medida de velocidad de onda de pulso arterial. De esta forma, se reduce el coste en equipamiento de medida, ya que pasaríamos a utilizar un único sensor de PPG en lugar de dos sensores, o de la necesidad de un equipo de ECG que son más costosos y además su correcta colocación requiere de personal cualificado. Si el estudio da buen resultado, se podrá utilizar para la detección temprana de situaciones de estrés de manera no invasiva, así como extrapolar la técnica a otras enfermedades relacionadas como puede ser la apnea del sueño.

Para lograr el objetivo principal nombrado se abordan los siguientes problemas que determinan por si solos el alcance del proyecto:

- Comprensión de los fundamentos y origen de la señal PPG, así como de la técnica de descomposición del pulso o PDA.
- Análisis de una base de datos con señales ya registradas de PPG, así como la utilización y adaptación de algoritmos avanzados de procesado de señal para el pretratamiento de las señales y la descomposición del pulso arterial en sus diferentes ondas.
- Análisis de la correlación entre los marcadores obtenidos de la descomposición de la onda de pulso con la velocidad de la onda de pulso arterial.
- Interpretación fisiológica de los resultados obtenidos, así como posibles implicaciones que puedan tener.

Capítulo 2

Análisis de la base de datos utilizada

En este capítulo, se explica la base de datos utilizada, los criterios seguidos para seleccionar los sujetos de estudio y el análisis de preprocesado de la señal PPG para su tratamiento. Además, se desarrollan los métodos de obtención de la PAT y la PDA.

2.1. Materiales: base de datos

Se ha utilizado una base de datos registrada en la Universidad de Zaragoza (UZ), en la Universidad Autónoma de Barcelona (UAB) y en la Universidad Politécnica de Madrid (UPM), aunque en este trabajo solo se tendrán en cuenta los sujetos monitorizados en la UZ. Esta base de datos cuenta con registros de 46 pacientes voluntarios en un rango de edad de 21.76 ± 4.48 años. El protocolo fue aprobado por la Comisión Ética y cada voluntario dio su consentimiento.

Cada sujeto se sometió a dos sesiones, una sesión basal y otra de estrés. Cada una se llevó a cabo en días próximos y aproximadamente a la misma hora del día. Una banda torácica para registrar la señal respiratoria, un sensor de señal PPG colocado en el dedo y 3 electrodos ortogonales de ECG monitorizaban, con una frecuencia de muestreo de 250 Hz las dos primeras y 1000 Hz la señal ECG, de manera continuada utilizando el sistema Medicom (Medicom MTD Ltd, Russia) [9].

La sesión basal (BL_B) consistía en un audio de relajación de 35 minutos. La sesión de estrés (ST), por el contrario, trataba de inducir un estado emocional de estrés agudo incluyendo diferentes estados. El primero de todos, el estado de prerelax (BLs), consistente en un audio relajante de 10 minutos; a continuación, el estado de Story Telling (ST), se le cuentan 3 historias al sujeto y se le pide que las recuerde con la mayor cantidad de detalles posible. El estado de Memory Task (MT), se le pide al sujeto que recuerde cada detalle de la historia con 30 segundos por historia. El estado de Stress Anticipation (SA), se le pide que espere a la evaluación del estado anterior MT durante 10 minutos. Seguidamente, el estado de Video Exposition (VE), se proyecta un video que muestra 2 veces cada historia, en la primera un actor la repite de forma perfecta, y en la segunda se muestra al sujeto, que ha sido grabado durante la fase de MT, contando la historia. Por último, el estado de Arithmetic Task (AT), se le pide al sujeto que cuente hacia abajo desde 1022 en saltos de 13 y que para ello tienen 5 minutos, si se equivocan deben volver a empezar (ver Figura 8).

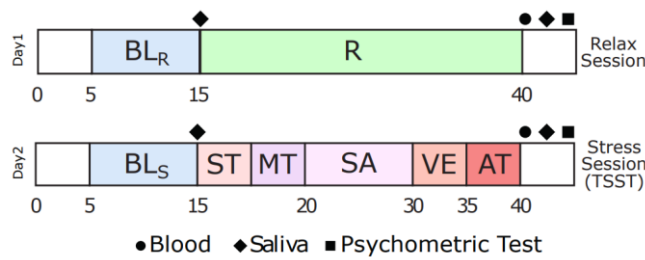


Figura 8: Etapas del protocolo nombrado. R:Relax, ST: StoryTelling, MT: MemoryTest, SA: StressAnticipation, VE: VideoExposition, AT: ArithmeticTask

2.2. Criterios de selección de señales en base a calidad de señal

Para la realización de este trabajo se pretendía una selección reducida de sujetos de entre todos los presentes en la base de datos con el fin de asegurar que los resultados que se pretenden analizar tengan la mejor calidad posible, y así estar seguros de que las conclusiones que se obtengan tengan un fundamento fisiológico controlado.

A continuación, se seleccionaron un conjunto de 12 sujetos al azar de este grupo reducido y se comprobó exhaustivamente la calidad de todas las señales grabadas de cada uno incluyendo las señales de ambas sesiones, la basal y la de estrés. Se tuvieron en cuenta diferentes aspectos:

- Que las señales de ECG y PPG estuviesen grabadas. (1)
- Que la señal ECG y PPG se pudiesen filtrar para eliminar el posible ruido de alta frecuencia adquirido en la grabación. (2)
- Que tanto la señal PPG como la ECG no tuviesen demasiados artefactos ¹ y por tanto la señal fuese fácilmente tratable e interpretable. (3)

Con estos criterios aplicados se descartaron 6 sujetos, quedando otros 6 con los que finalmente se decidió llevar a cabo este trabajo.

	SUJETO	MOTIVO DE DESCARTE O SELECCIÓN
1	UZ12	Criterio (2) y (3)
2	UZ13	Criterio (2)
3	UZ14	Criterio (1) y (2)
4	UZ20	Seleccionado
5	UZ22	Seleccionado
6	UZ23	Criterio (3)
7	UZ24	Criterio (2)
8	UZ26	Seleccionado
9	UZ28	Seleccionado
10	UZ29	Seleccionado
11	UZ30	Criterio (1) y (2)
12	UZ35	Seleccionado

Tabla 1: Listado de los sujetos seleccionados y descartados y su motivo de descarte.

¹ Artefacto: Segmento de la señal de mala calidad o perdidas de esta

2.3. Preprocesado de la señal fotopletismográfica y la señal electrocardiográfica para su posterior tratamiento

Previo al análisis de descomposición del pulso, se somete a la señal PPG a un filtrado Butterworth paso bajo de cuarto orden para atenuar el ruido de alta frecuencia, con una frecuencia de corte de 5 Hz.

A continuación, se procede a la descomposición a partir de un algoritmo desarrollado y explicado convenientemente en [4] . Dentro de este algoritmo, en primer lugar, se realiza la detección de los puntos n_B (ver Figura 6). Este algoritmo detecta el punto de máxima pendiente ascendente de cada pulso basándose en un filtro paso bajo diferenciador y un umbral adaptable de tiempo.

Por último, la línea base se estima mediante interpolación por splines cúbicas de valores de n_B . Después, esta línea base se elimina de la señal PPG de manera que cada pulso inicia y termina en 0 (ver Figura 9).

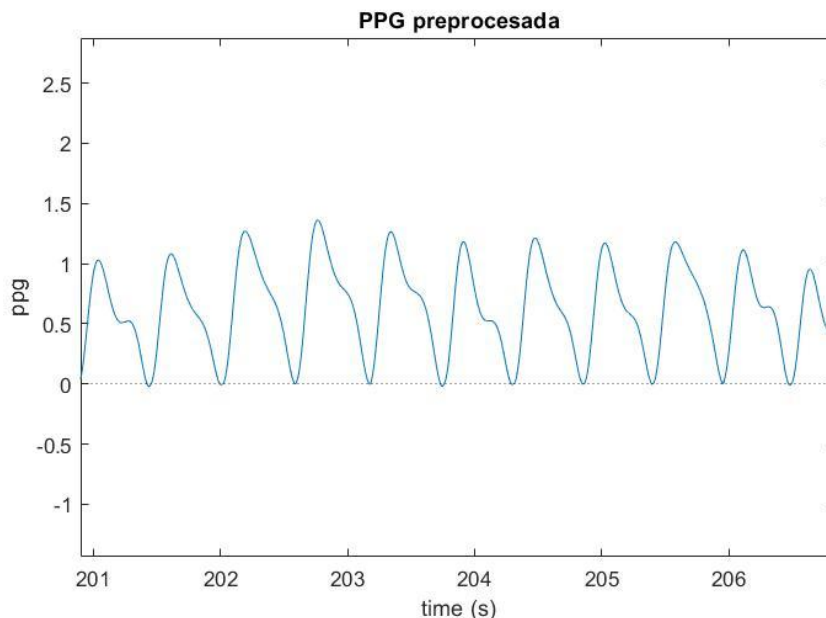


Figura 9: Señal PPG preprocesada: filtrada y centrada sobre 0 los puntos n_B .

Como se ha nombrado en el apartado anterior, una de las razones por las que se descartaron algunos sujetos fue la alta presencia de artefactos de acuerdo con el detector [10]. La Figura 10 muestra un ejemplo de este tipo de artefactos.

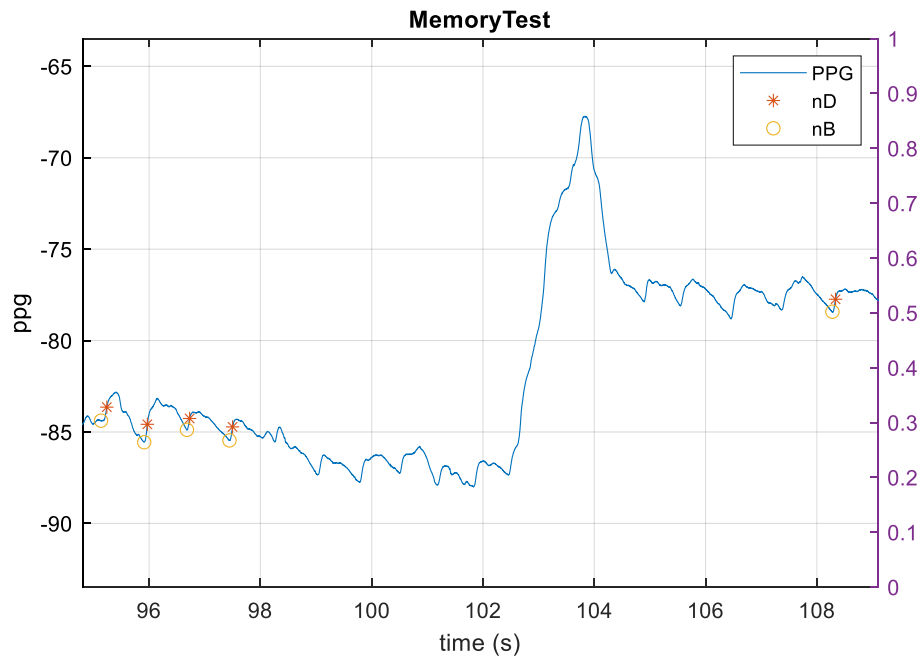


Figura 10: Señal PPG con artefactos y mala detección de los puntos n_B .

La señal ECG también se filtra previamente (ver Figura 11) para eliminar el ruido de alta frecuencia captado en las grabaciones, así como para eliminar el ruido de baja frecuencia que afecta a la línea base de la señal, debido por ejemplo a la respiración. Para ello se utiliza un filtro Butterworth de paso banda de 4º orden con frecuencias de paso entre 0.5Hz y 50Hz.

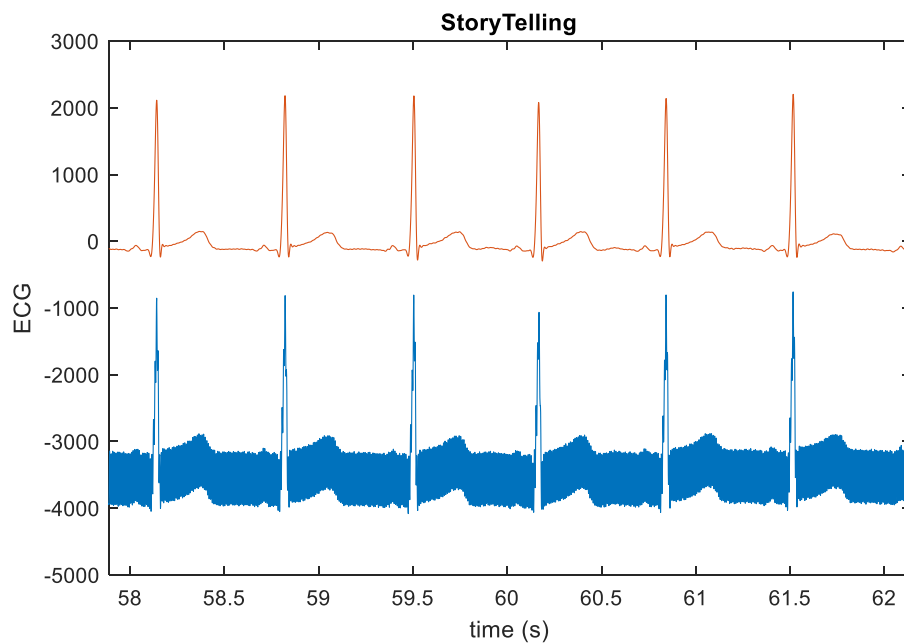


Figura 11: Señal ECG filtrada.

2.4. Cálculo de la PAT

Para el cálculo de la PAT, en primer lugar, es necesaria la obtención del tiempo concreto de cada latido obtenido a partir del complejo QRS de la señal ECG y denominados como tK_i . Se calcula la PAT para el punto característico n_D de la señal PPG, definido en el apartado 1.4 de este trabajo. De esta manera, la PAT se calcula como la diferencia entre este punto n_D y el punto tK para cada pulso. El algoritmo que lleva a cabo este proceso está debidamente explicado en [11], [12].

$$x_{PAT}(n) = \frac{1}{F_s} \sum_t [n_D - t_K] \cdot \delta(n - t_K)$$

A continuación, se detectan valores espurios (*outliers* en inglés) de esta señal PAT calculada. Para ello se utiliza un algoritmo explicado y desarrollado en [13]. Este algoritmo convierte los valores que se salen de un intervalo definido, alrededor de la media de la señal, en valores NaN (ver Figura 12), de manera que no haya valores espurios que puedan perjudicar los cálculos posteriores o proporcionar información errónea.

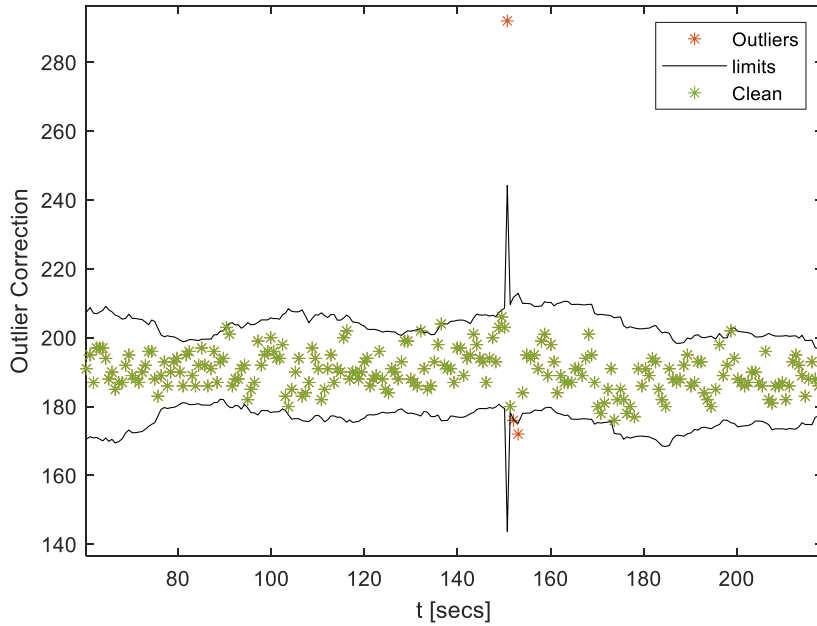


Figura 12: Detección de valores espurios y límite de consideración de valores correctos de la señal PAT calculada.

Por último, se realiza una interpolación por splines cúbicas de esta señal corregida a 4 Hz para que tanto la señal PAT como las señales derivadas de la PDA que más tarde se estudian obtengan muestras a la misma frecuencia y puedan interrelacionarse entre sí [14].

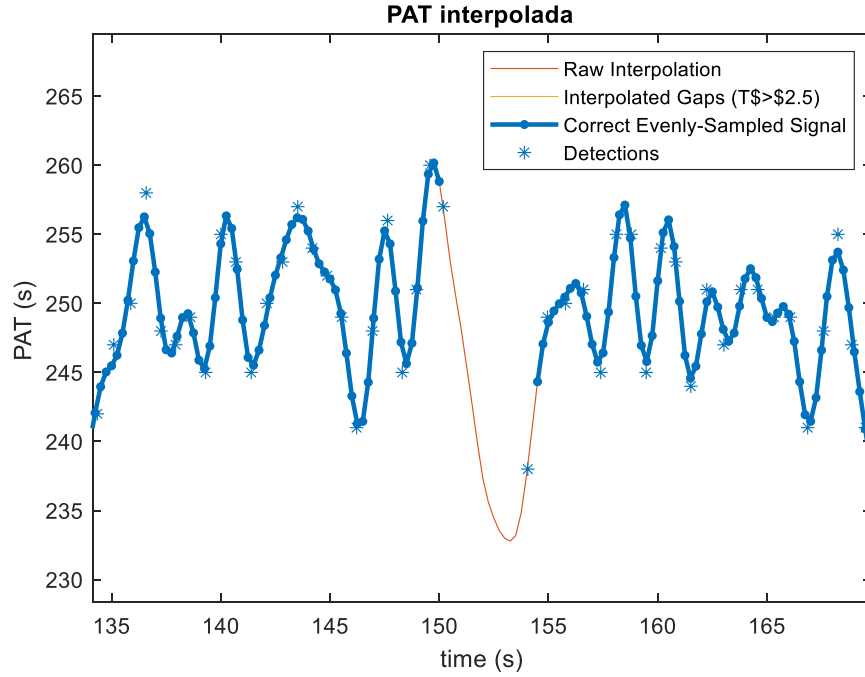


Figura 13: Interpolación de la señal PAT a 4 Hz.

2.5. Cálculo de la PDA

La técnica utilizada en este trabajo para la descomposición de pulso se basa en el algoritmo nombrado en el apartado 2.3 y desarrollado en [4]. Se basa en extraer una a una las ondas que componen un pulso. Se considera que cada pulso completo empieza y termina en los puntos n_B del pulso actual y del siguiente. Se tiene en cuenta que la primera pendiente ascendente del pulso PPG, así como el primer máximo relativo, corresponden a la onda principal. De esta manera, la primera gaussiana se ajusta generando una onda compuesta por esta primera pendiente y por el mismo pulso invertido en el tiempo.

A continuación, se obtiene la señal residual como la resta de la señal PPG original y la gaussiana generada, de forma que la segunda onda se obtendrá de esta señal residual de una manera similar a la primera [7]. Estos pasos de la descomposición del pulso pueden observarse en la Figura 14.

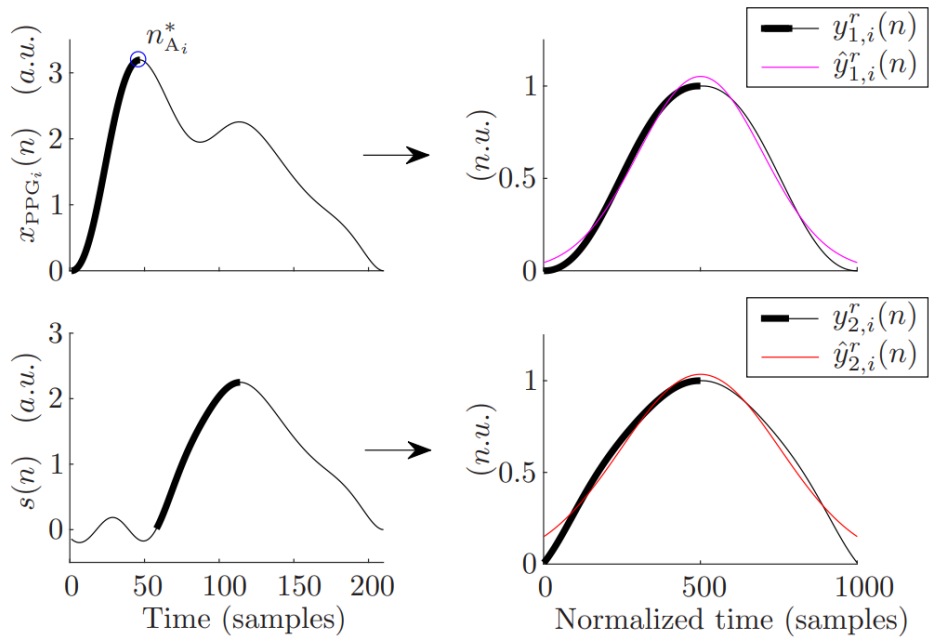


Figura 14: Ejemplo de los pasos seguidos para la descomposición del pulso PPG en diferentes ondas aproximadas por Gaussianas. En la parte de abajo se observa la onda residual, después de descomponer la onda completa en la primera onda principal. Imagen reproducida de [7].

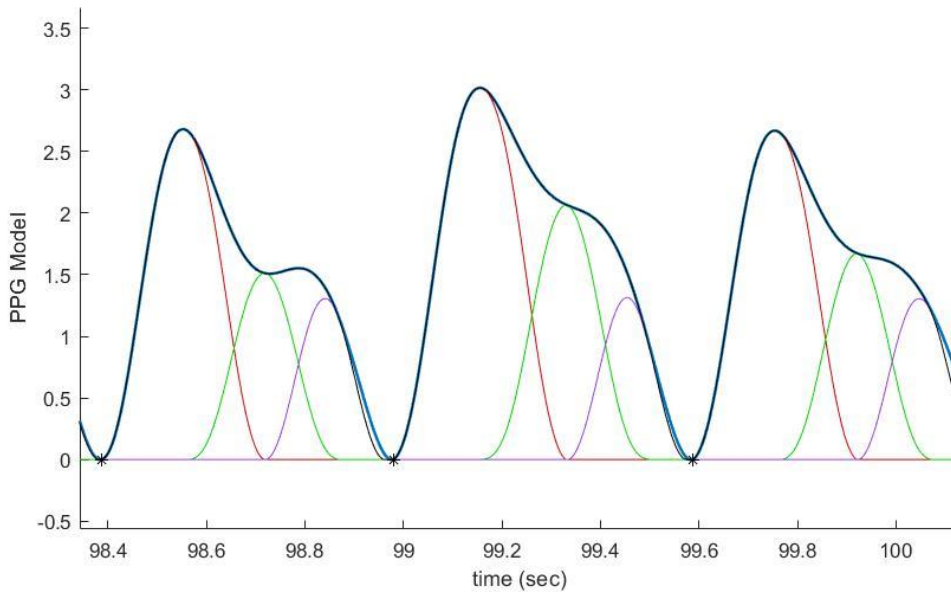


Figura 15: Imagen de la descomposición de la señal PPG en tres ondas, a partir del algoritmo implementado.

A partir de la señal de pulso descompuesta se pueden identificar algunas características de estas ondas obtenidas que proporcionarán información fisiológica ante cambios de nivel de estrés del paciente. Algunas características (ver Figura 16) son, por ejemplo: la amplitud de cada onda (por ejemplo, A_1 , amplitud de la primera onda principal), la anchura de cada onda (por ejemplo, W_1 , la anchura de la onda principal) o el tiempo entre la posición de una onda con otra

(por ejemplo, T_{12} , el tiempo que transcurre desde la primera onda hasta el instante de ocurrencia de la primera onda reflejada).

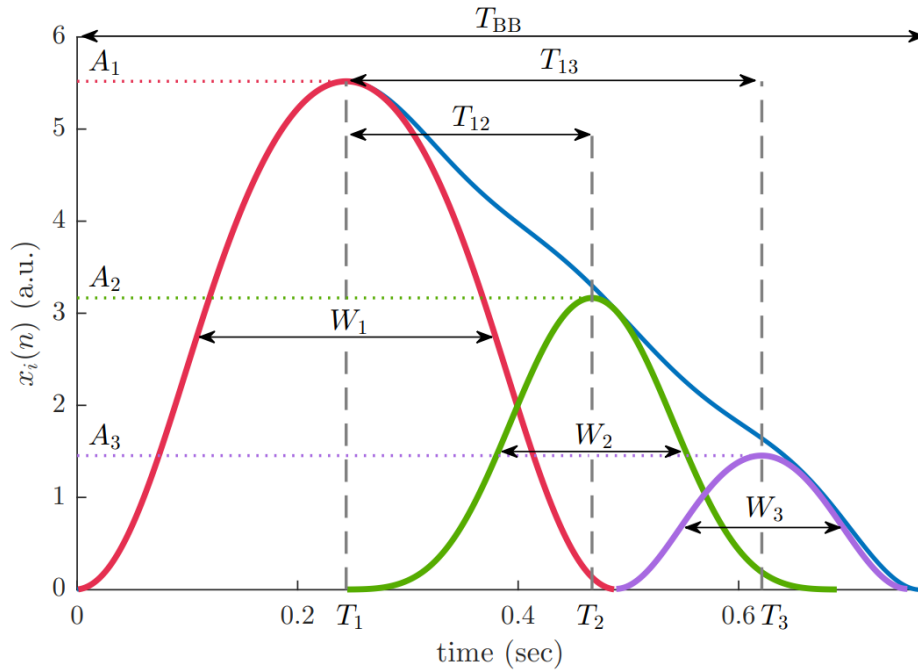


Figura 16: Características de la onda de pulso descompuesta. Imagen reproducida de [4].

Una vez obtenida la descomposición del pulso se procede a la detección de puntos espurios o *outliers* en inglés con el mismo algoritmo y de la misma manera que para la PAT.

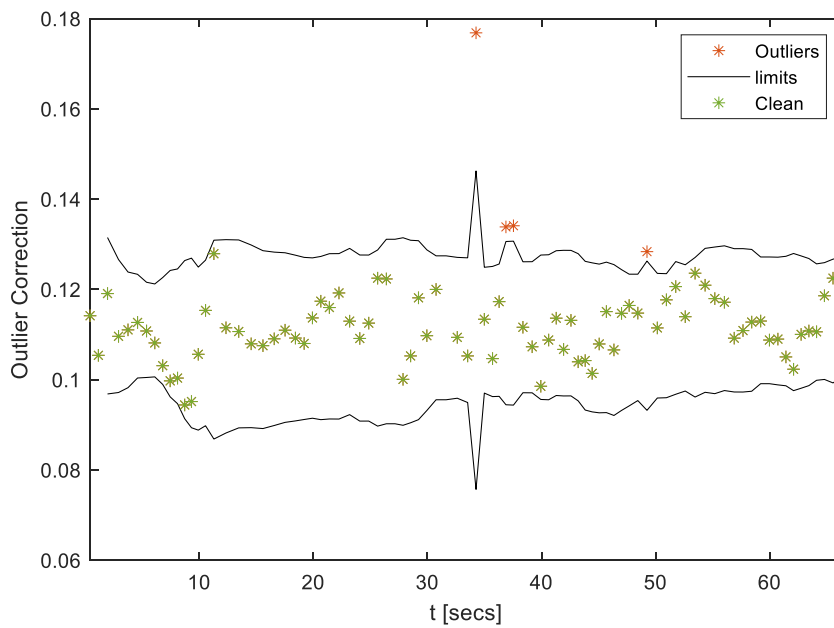


Figura 17: Detección de valores espurios y límite de consideración de valores correctos de las señales de las características de la descomposición de pulso.

A continuación, se interpolan estas señales corregidas a 4 Hz para que todas las señales obtengan muestras a la misma frecuencia y puedan interrelacionarse entre sí. Se realiza de manera similar a la PAT y utilizando el mismo algoritmo.

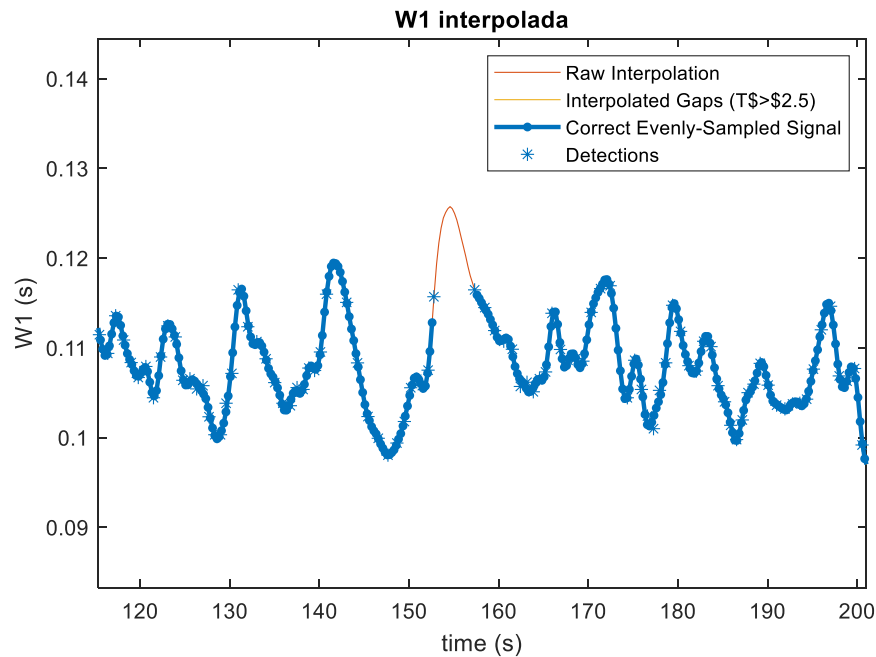


Figura 18: Interpolación de las señales de las características de la descomposición de pulso. En la imagen se muestra, a modo ilustrativo, la interpolación de la W1.

Por último, para visualizar los resultados de las señales corregidas e interpoladas y poder interpretarlos, se procede al cálculo de sus potencias y su espectro mediante el método de Welch. Este método permite estimar la potencia de la densidad espectral. Se distinguen dos componentes espectrales principales, la primera en una banda de baja frecuencia (LF), entre 0.04 y 0.15 Hz. La segunda en alta frecuencia (HF), desde los 0.15 a 0.4 Hz. Las potencias de estas bandas frecuenciales varían en función de la modulación autónoma [4]. Se considera que en el HRV la potencia en HF es una medida de la actividad parasimpática debida principalmente a la actividad respiratoria, mientras que la potencia en LF está influenciada tanto por la actividad parasimpática como por la simpática, aunque esta última predomina. Para esto se aplica un algoritmo que en primer lugar define las bandas de baja y alta frecuencia, a continuación, calcula los espectros de la señal mediante el método de Welch, y por último, devuelve la potencia de la señal completa, así como la potencia a baja frecuencia y a alta frecuencia.

Capítulo 3

Resultados e interpretación en base a la fisiología

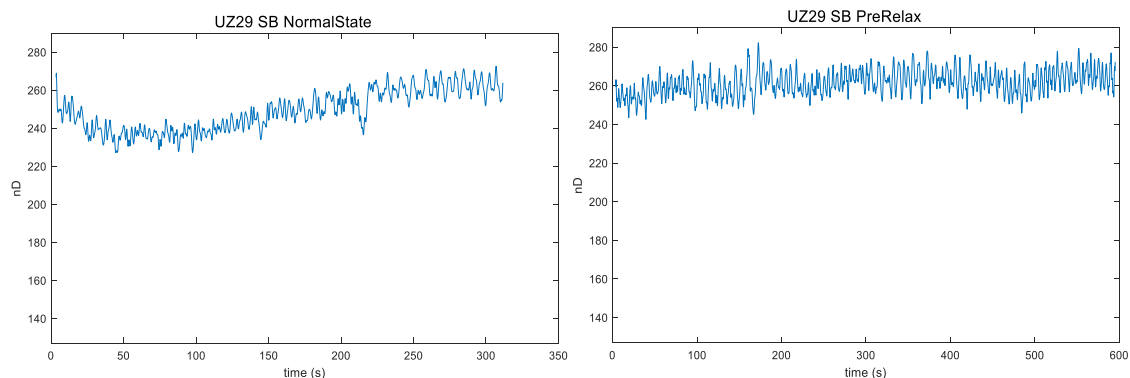
En este capítulo, se exponen los resultados obtenidos del cálculo de la PAT y la PDA, así como los resultados de la correlación entre ambas. Por último, la interpretación fisiológica de estos resultados y posibles implicaciones.

3.1. Resultados PAT y PDA

Los resultados que se van a exponer en este apartado del trabajo son los de un único sujeto representativo, en concreto el UZ29, a modo ilustrativo de cómo se comportan las medidas de PAT y PDA tanto en fases de relax como en fases de estrés. El resto de los resultados de todos los sujetos están expuestos en el Anexo I de este mismo trabajo.

Como ya se ha explicado en la sección anterior (Apartado 2.4), la PAT es el tiempo que le cuesta a la onda de pulso llegar desde el corazón hasta el dedo. Al calcular la PAT para cada estado del estudio incluyendo ambas sesiones, basal y estrés, se pueden observar tendencias de PAT en torno a los 260-280 ms en relax (ver Figura 19), y tendencias de valor más bajo en torno a los 200-240 ms en estrés (ver Figura 20). En las fases de estrés se aprecian distintas tendencias en función del estado, debido a que cada estado tiene unas características concretas que pueden ser más estresantes o menos en función de cómo afecte a cada individuo.

ESTADOS DE RELAX



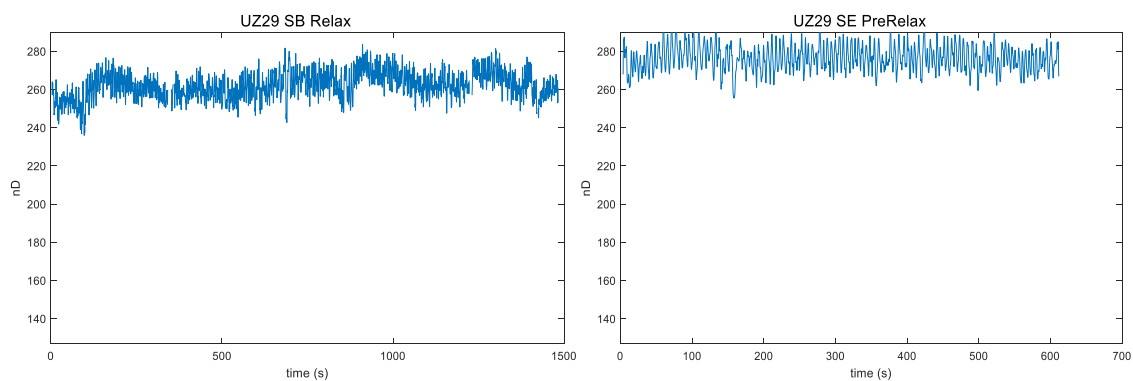


Figura 19: Resultados de la PAT para el sujeto UZ29 en los estados de relax.

ESTADOS DE ESTRÉS

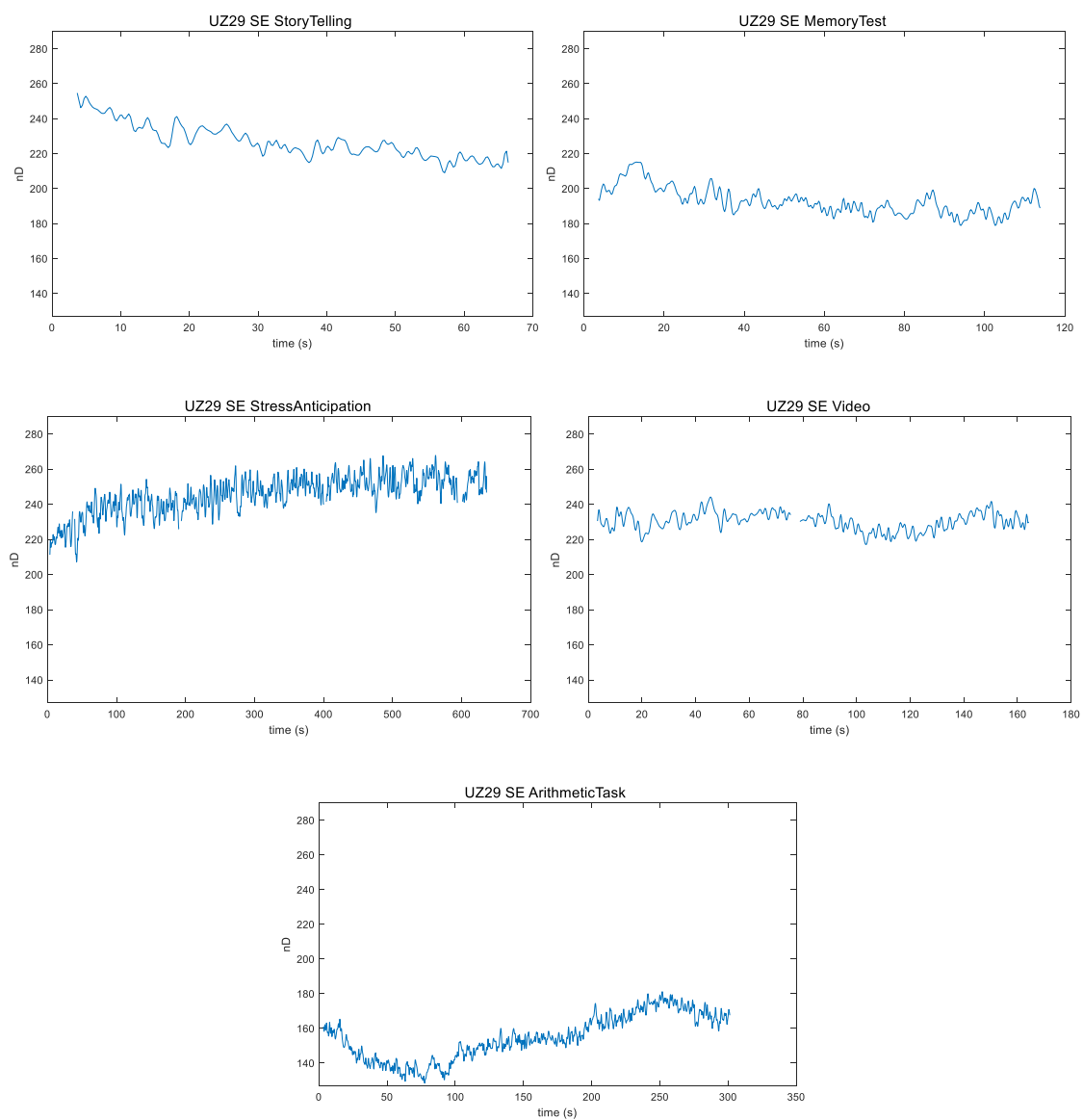
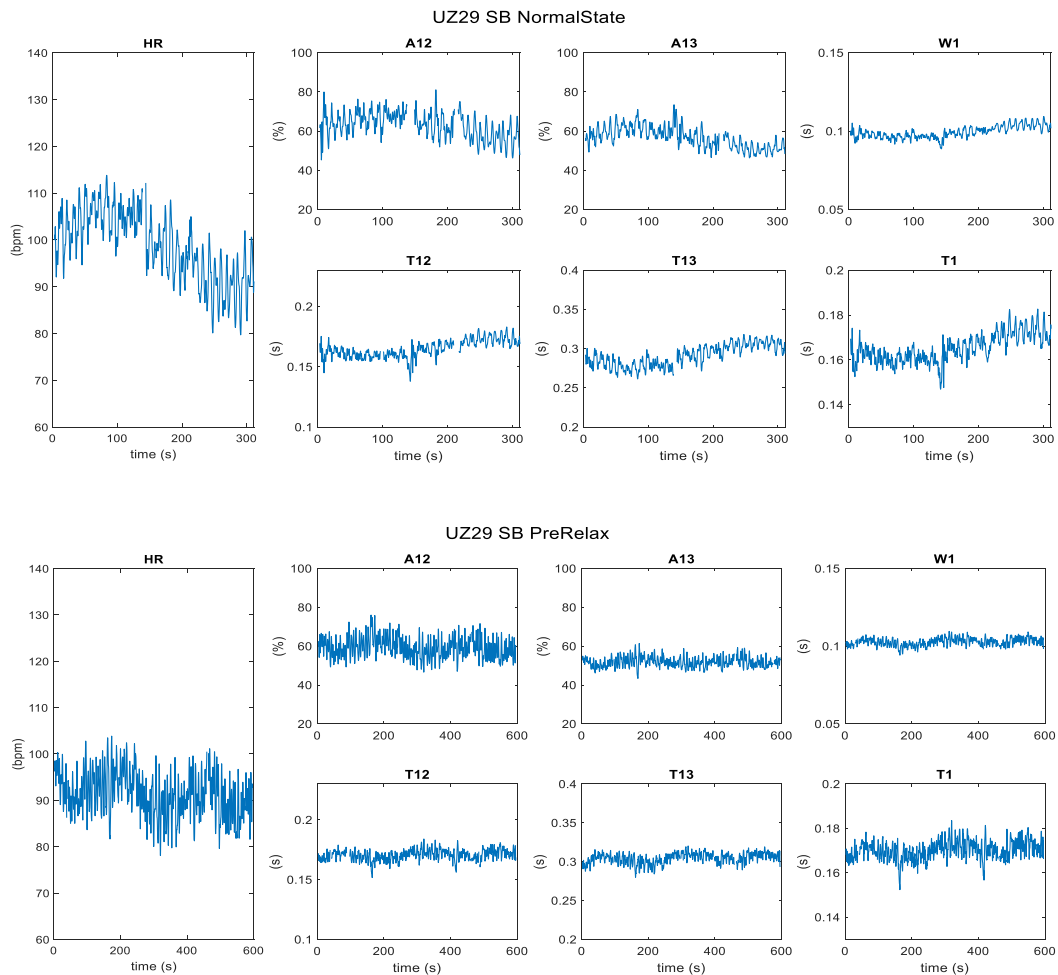


Figura 20: Resultados de la PAT para el sujeto UZ29 en los estados de estrés.

Por otro lado, los resultados obtenidos del cálculo de la PDA corresponden a la obtención de las características morfológicas que representan las diferentes ondas descompuestas. De la misma manera que para la PAT, se exponen estas características para todos los estados del estudio en el mismo sujeto representativo. Como se puede observar en las figuras 21 y 22, los valores de HR, A12 y A13 son mayores en los estados de estrés como ST, MT y AT, en los que ronda valores en torno al 80%, con respecto a los estados de relax, en los que su valor se encuentra en torno al 60%. Sin embargo, ocurre lo contrario con T12 y T13, que son ligeramente menores en los estados nombrados de estrés, con valores en torno al 0.15s y 0.25s respectivamente, frente a los estados de relax que se encuentran en torno a los 0.17s y 0.3s. Estas mismas tendencias comentadas se pueden observar en el resto de los sujetos analizados y presentados en el Anexo I.

ESTADOS DE RELAX



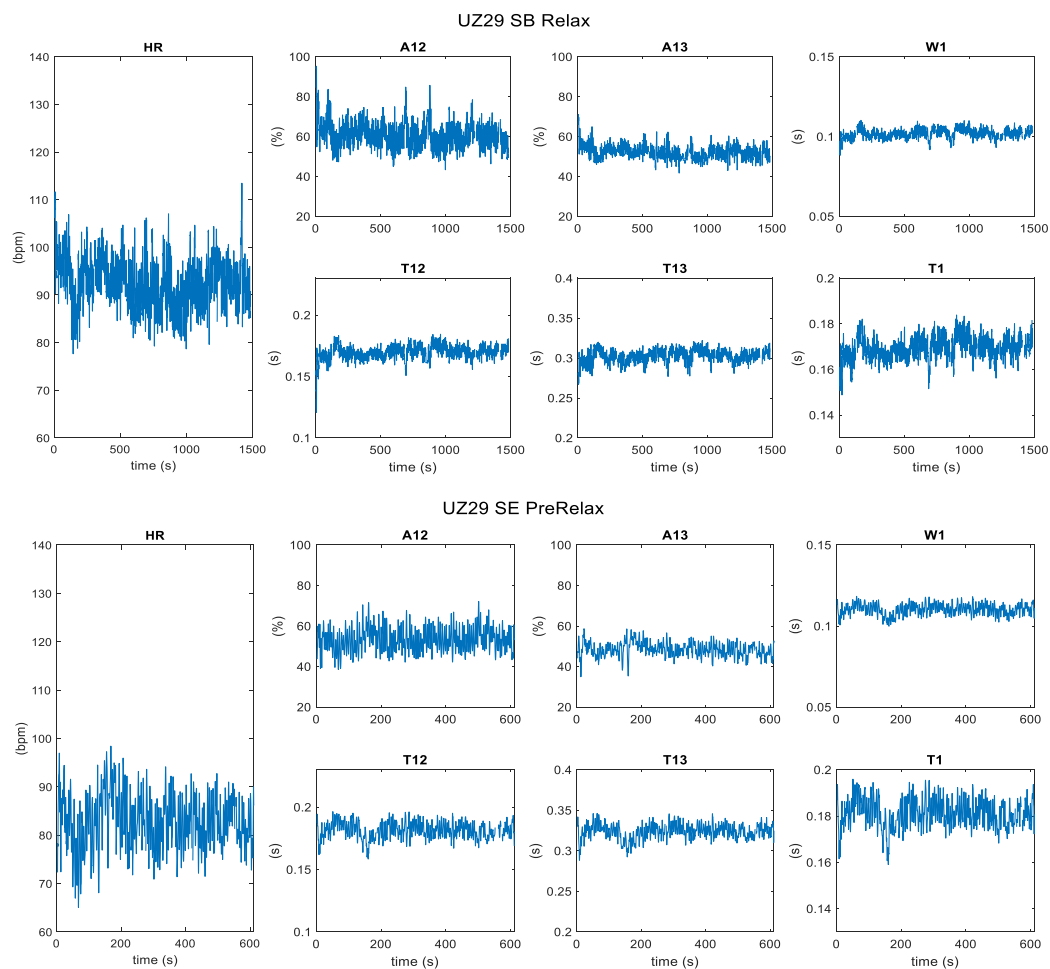
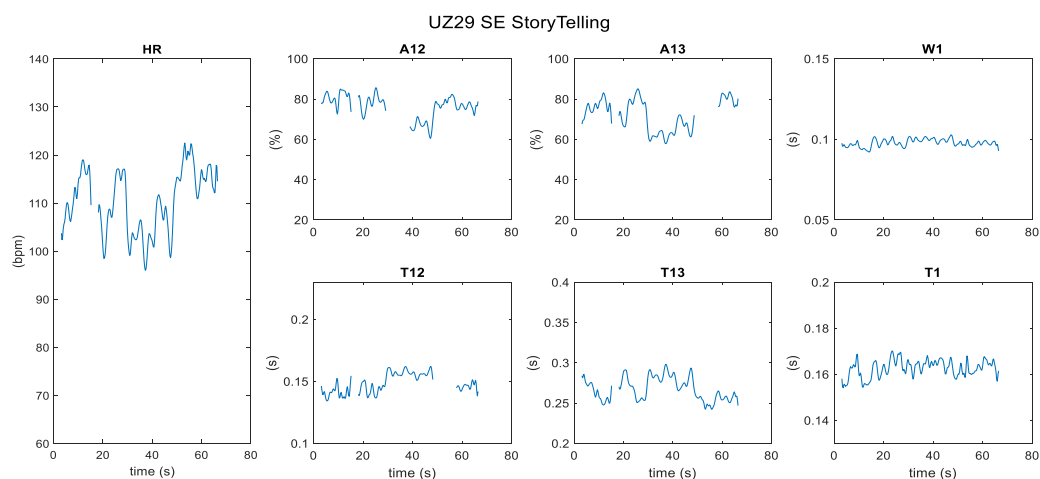
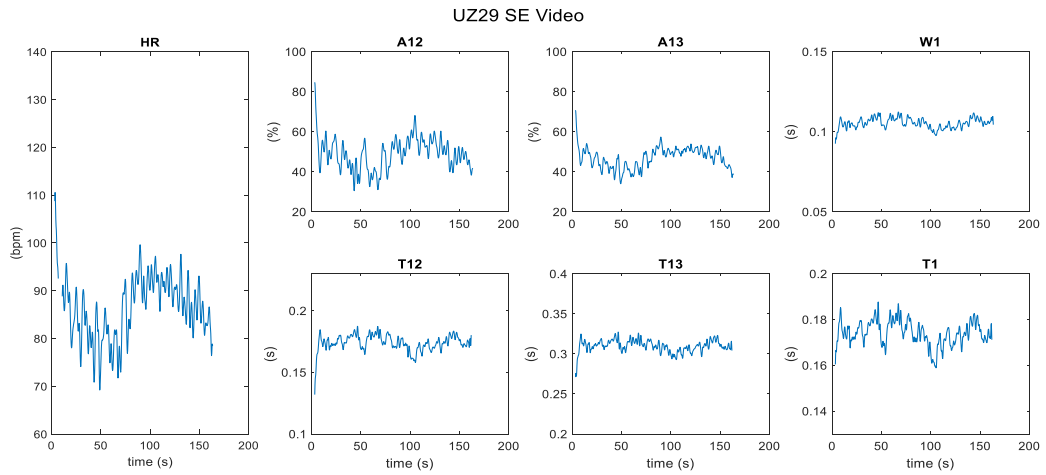
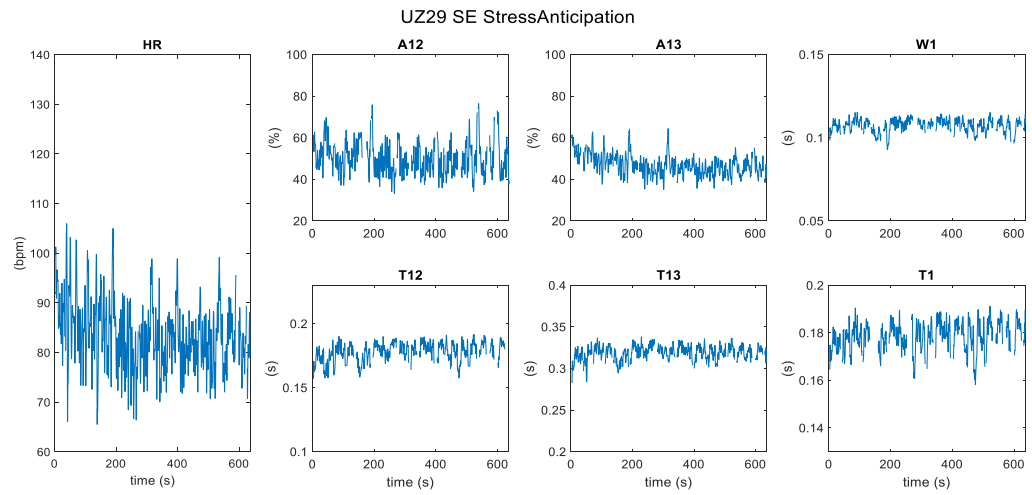
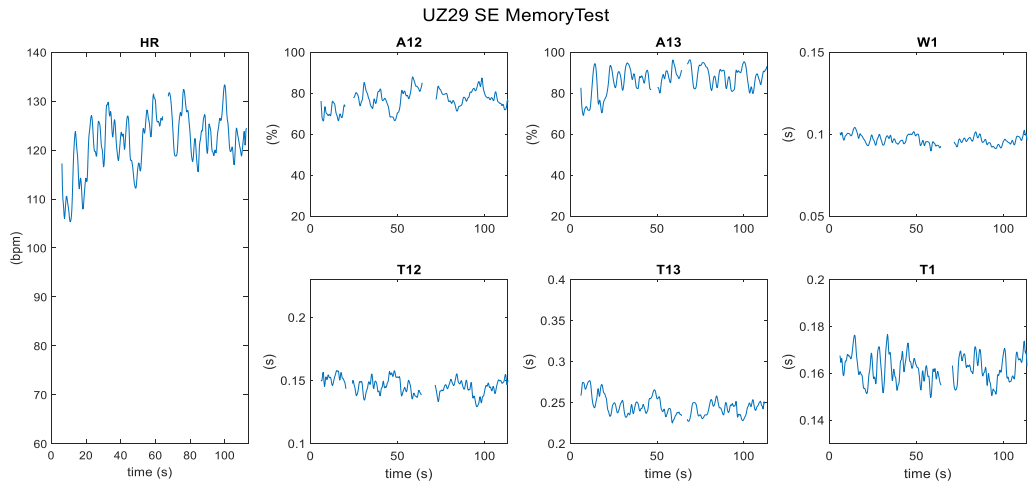


Figura 21: Resultados de la PDA para el sujeto UZ29 en los estados de relax.

ESTADOS DE ESTRÉS





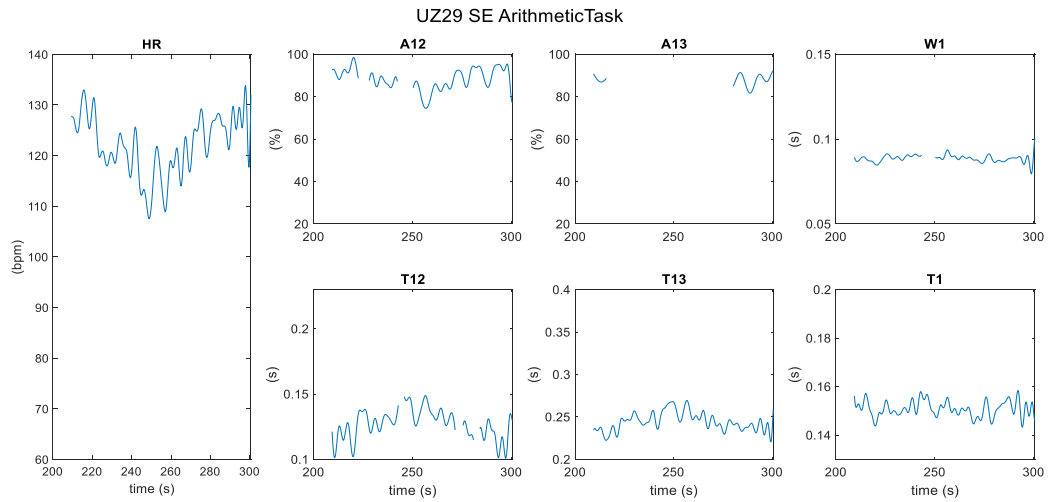
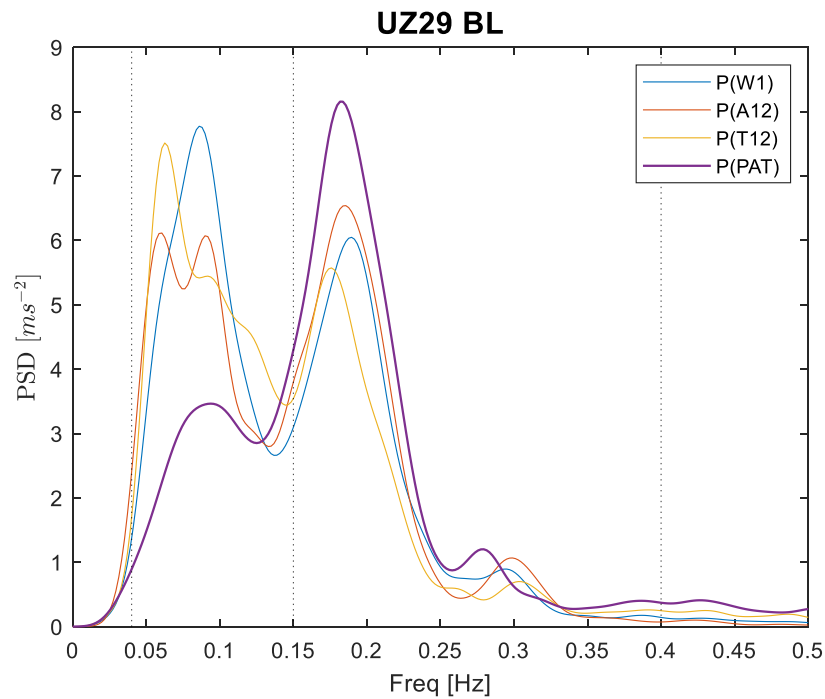


Figura 22: Resultados de la PDA para el sujeto UZ29 en los estados de estrés.

Por último, se incluyen como resultados los espectros de potencia nombrados en el apartado 2.5, los cuales dan información de los parámetros morfológicos de la descomposición de pulso y de la PAT en el dominio de la frecuencia, pudiendo evaluar así la actividad y modulación del Sistema Nervioso Autónomo en estas medidas. Se exponen los resultados de los espectros tras promediar los estados de relax (uniendo Prerelax y Relax de sesión basal junto a Prerelax de sesión de estrés), y los estados de estrés (StoryTelling junto a MemoryTest, StressAnticipation, VideoExposition y ArithmeticTask de la sesión de estrés):



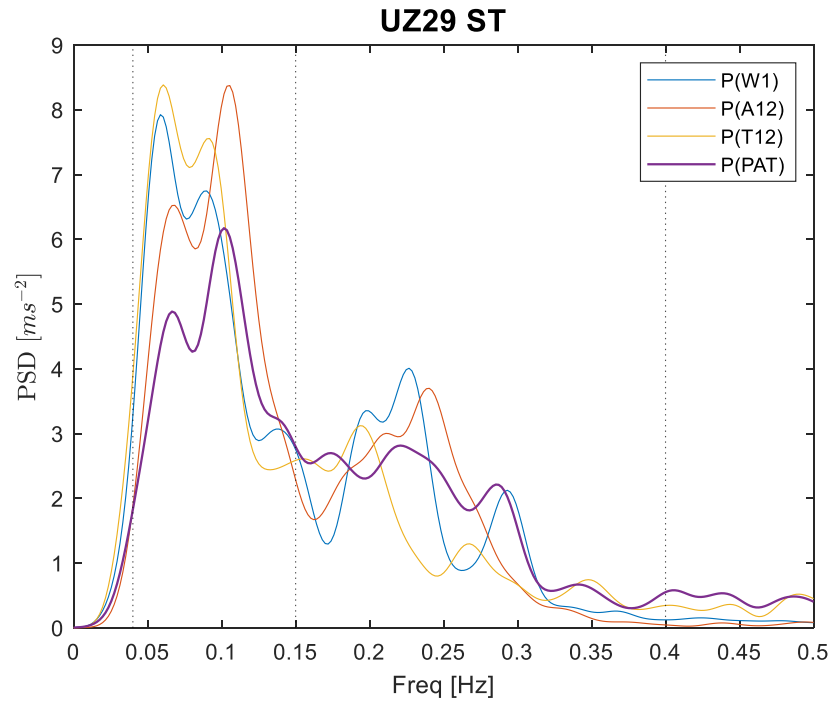


Figura 23: Resultados de los espectros en relax y en estrés para el sujeto UZ29.

Se puede observar que, al igual que en la regulación de la HRV, la potencia en la banda LF, de bajas frecuencias (0.04-0.15Hz), es considerablemente mayor en amplitud en estados de estrés que en los de relax (ver Figura 23). Al contrario, la potencia en la banda HF de mayores frecuencias (0.15-0.4Hz) que está relacionada con la actividad parasimpática, es mayor para todos los parámetros en las fases de relax, tal y como era de esperar.

3.2. Resultados correlación

Durante toda esta sección los valores expuestos en las tablas son los correspondientes a la media de las correlaciones obtenidas para todos los sujetos de estudio de este trabajo. En el primer apartado de esta sección se muestran los resultados del análisis de correlación de las propias medidas de PAT y de los parámetros de la PDA. A continuación, se mostrarán los resultados del análisis de correlación, pero esta vez en el dominio de la frecuencia. En ambos análisis se compara la correlación de las medidas en cada una de las fases de relax y estrés y a continuación se analizan los resultados tras promediar por un lado las fases de relax y por otro las fases de estrés, viendo cómo afecta la modulación del ANS a cada una de ellas. Las tablas completas con los datos obtenidos para todos los sujetos por separado están desarrolladas en el Anexo II.

3.2.1. Análisis de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y de los parámetros morfológicos de la PDA

En este apartado se analizan las correlaciones de las medidas directas procesadas de la PAT y de los parámetros morfológicos de la PDA con el fin de encontrar parecidos temporales y de forma entre las distintas variables.

- Distinguiendo cada estado del estudio

	NormalState	PreRelax	Relax	PreRelax	StoryTelling	MemoryTest	Stress Anticipation	Video	ArithmeticTask
r_W1-PAT:	0,0649	-0,2821	-0,0776	-0,2355	-0,1614	0,2219	-0,0044	0,2078	0,2078
r_A12-PAT:	0,0515	0,4131	0,1904	0,3349	0,1290	-0,1919	0,0403	-0,1374	-0,2896
r_T12-PAT:	0,1080	-0,1102	0,0591	-0,0754	-0,0658	0,3202	0,1738	0,2454	0,3045
r_W1-A12:	-0,6544	-0,8174	-0,8165	-0,7803	-0,7182	-0,6311	-0,6551	-0,7426	-0,6365
r_W1-T12:	0,7631	0,7383	0,6997	0,7808	0,8093	0,6663	0,6784	0,7482	0,7754
r_A12-T12:	-0,5812	-0,6437	-0,6633	-0,5928	-0,7098	-0,5965	-0,5266	-0,6704	-0,6686

Tabla 2: Media intersujeto de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y los diferentes parámetros de la PDA en las diferentes fases del protocolo.

En la Tabla 2 y analizando de arriba hacia abajo, la correlación entre la W1 y la PAT es baja tanto para estados de relax y algo superior para estados de estrés, lo que indica que se parecen poco y por tanto no será un buen sustitutivo. Al comparar la A12 con la PAT se observan correlaciones algo superiores en fases de relax y bajas en fases de estrés, sin embargo, no son suficientemente altas como para considerarlo un posible sustitutivo. La T12 con la PAT tiene correlaciones bajas en relax, pero superiores en estrés, al contrario que la A12. Entre los tres posibles sustitutos de la PAT estudiados en esta tabla, la T12 sería la mejor opción.

En cuanto a las correlaciones entre W1-A12, W1-T12 y A12-T12, todas tienen correlaciones altas, lo que indica que los parámetros están relacionados tanto temporalmente como morfológicamente, teniendo en cuenta que la primera y tercera relación son negativas, es decir, cuando un parámetro aumenta el otro disminuye en función de esa correlación y la segunda relación (W1-T12) es positiva, así cuando W1 aumente, T12 también lo hará y viceversa.

- Uniendo los estados de relax y de estrés

	PreRelax+Relax+PreRelax	StoryTelling + MemoryTest + Stress Anticipation + Video + ArithmeticTask
r_W1-PAT:	0,0080	0,2423
r_A12-PAT:	0,0995	-0,3666
r_T12-PAT:	0,1248	0,4652
r_W1-A12:	-0,7788	-0,6728
r_W1-T12:	0,7084	0,7415
r_A12-T12:	-0,6459	-0,6631

Tabla 3: Media intersujeto de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y los diferentes parámetros de la PDA en las fases de relax y estrés.

Observando la Tabla 3, se puede apreciar, como ya se ha nombrado, que la correlación W1-PAT es muy baja en relax, de un 0.8% y superior en estrés, un 24.23% de parecido entre ambas señales. Para la relación A12-PAT se obtienen resultados parecidos, un 9.95% de parecido en relax y un -36.66% en estados de estrés, es decir, en estos estados la A12 aumenta cuando la PAT disminuye. La relación entre T12 y PAT es de un 12.48% en relax y de 46.52% en estrés, siendo esta última correlación bastante alta y suficiente para considerarlo un sustituto de la PAT en estados de estrés.

Con los parámetros W1-A12, W1-T12 y A12-T12 ocurre exactamente lo mismo que lo explicado para la Tabla 2.

3.2.2. Análisis de la correlación en el dominio de la frecuencia

En este apartado, se analiza la correlación de las medidas en el dominio de la frecuencia, tanto en la banda LF como en la HF. Para ello, se realiza un filtrado previo paso alto con una frecuencia de corte de 0.04Hz, para eliminar las componentes de continua y de muy baja frecuencia (estudiadas en el apartado anterior), que podrían enmascarar los resultados de este análisis.

- Distinguiendo cada estado del estudio

pLF	NormalState	PreRelax	Relax	PreRelax	StoryTelling	MemoryTest	Stress Anticipation	Video	ArithmeticTask
r_W1-PAT:	0,2708	0,3485	0,7409	0,4950	-0,0863	0,0988	0,5124	0,0744	0,4441
r_A12-PAT:	0,4297	0,6353	0,5573	0,6235	0,5511	0,1050	0,6503	0,5568	-0,0177
r_T12-PAT:	0,0741	0,4909	0,3275	0,2837	-0,1937	-0,0840	0,2189	-0,2287	0,1838
r_W1-A12:	0,7929	0,5280	0,5709	0,6944	0,2717	0,3394	0,5652	0,3152	0,5263
r_W1-T12:	0,3168	0,8286	0,3623	0,4870	0,7028	0,4715	0,4083	0,7019	0,5500
r_A12-T12:	0,1388	0,5280	0,6433	0,3052	0,1550	0,2023	0,4111	0,1358	0,3588

pHF	NormalState	PreRelax	Relax	PreRelax	StoryTelling	MemoryTest	Stress Anticipation	Video	ArithmeticTask
r_W1-PAT:	0,6350	0,7378	0,8567	0,7297	0,6286	0,4710	0,7730	0,5489	0,6139
r_A12-PAT:	0,3438	0,8059	0,8403	0,8401	-0,0027	0,5342	0,6200	0,5511	0,3850
r_T12-PAT:	0,1863	0,6590	0,6431	0,6916	-0,0173	0,6436	0,4931	0,2823	0,5355
r_W1-A12:	0,3554	0,6792	0,8502	0,7401	0,2721	-0,4206	0,7430	0,8241	0,4637
r_W1-T12:	0,2534	0,5764	0,5317	0,5003	0,4404	0,6141	0,4382	0,7354	0,4995
r_A12-T12:	0,3604	0,6966	0,7611	0,6987	0,1296	0,8342	0,3959	0,5237	0,4363

Tabla 4: Media intersujeto de la correlación en el dominio de la frecuencia de la PAT y los diferentes parámetros de la PDA en las diferentes fases del protocolo y para la banda de LF y HF.

Analizando la Tabla 4 donde se presentan las correlaciones de todos los parámetros en todas las fases del estudio y distinguiendo entre la banda de LF y HF, se aprecian correlaciones más altas en general que en el estudio de las señales en crudo. En la banda de baja frecuencia LF se obtienen las correlaciones más altas en fases de relax para la correlación A12-PAT, con un valor en torno al 55-60%. Para las relaciones en fases de estrés las correlaciones más altas se dan también para A12-PAT, estando alrededor del 55-65% para los estados ST, SA y VE.

En cuanto a las relaciones entre los parámetros W1-A12, W1-T12 y A12-T12 en fases de relax se dan correlaciones altas para las tres relaciones con valores entre el 30% y el 80%, todas positivas. En fases de estrés se dan en general correlaciones más bajas entre el 15% y el 70% pero mayoritariamente en torno al 40-50%; todas positivas también. Esto indica que tanto en fases de relax como en fases de estrés en baja frecuencia los tres parámetros se parecen.

En la banda de alta frecuencia HF, las correlaciones de los parámetros de la PDA con la PAT para fases de relax son superiores a las de LF, siendo la mayor correlación la de A12-PAT encontrándose alrededor del 80% positivo. En las fases de estrés, sin embargo, la mayor relación se da para W1-PAT, encontrándose entre valores del 47% y el 77% positivos. A pesar de esto, ambas relaciones tienen correlaciones altas en relax y en estrés, por lo que podrían ser buenos sustitutivos según este análisis.

Las relaciones entre W1-A12, W1-T12 y A12-T12 en fases de relax dan correlaciones altas entre el 50% y el 85% dándose la mayor correlación entre W1 y A12. En fases de estrés como MT, SA y VE las correlaciones se encuentran entre el 40% y el 80%, siendo mayores también en la relación W1-A12.

- Uniendo los estados de relax y de estrés

pLF	PreRelax+Relax+PreRelax	StoryTelling + MemoryTest + Stress Anticipation + Video + ArithmeticTask
r_W1-PAT:	0,6798	0,5896
r_A12-PAT:	0,4967	0,7224
r_T12-PAT:	0,3543	0,1442
r_W1-A12:	0,8581	0,7090
r_W1-T12:	0,4587	0,5000
r_A12-T12:	0,4431	0,3919

pHF	PreRelax+Relax+PreRelax	StoryTelling + MemoryTest + Stress Anticipation + Video + ArithmeticTask
r_W1-PAT:	0,7785	0,6848
r_A12-PAT:	0,8355	0,5650
r_T12-PAT:	0,6506	0,4735
r_W1-A12:	0,7739	0,4826
r_W1-T12:	0,7037	0,5278
r_A12-T12:	0,7047	0,2374

Tabla 5: Media intersujeto de la correlación en el dominio de la frecuencia de la PAT y los diferentes parámetros de la PDA en las fases de relax y estrés y para la banda de LF y HF.

A continuación, se procede al análisis de la Tabla 5, donde se exponen las correlaciones de todos los parámetros en los estados de relax y estados de estrés promediados, y además distinguiendo entre la banda de LF y HF. En la banda de banda de baja frecuencia LF y observando el estado de relax se observa que la correlación más alta se da para la relación W1-PAT con un 67.98%, sin embargo, para el estado de estrés la correlación más alta se da en la relación A12-PAT con un 72.24%. A pesar de que en estrés y relax sean distintas las relaciones con mayor correlación, ambas tienen correlaciones bastante altas en el estado donde no predominan. En cuanto a las relaciones W1-A12, W1-T12 y A12-T12, se da una mayor correlación tanto en relax como en estrés para los parámetros W1-A12 con un 85.81% y un 70.9% respectivamente, seguida por la relación W1-T12 y finalmente por A12-T12.

Al analizar la banda de HF en relax se observa que la relación que mayor correlación obtiene es A12-PAT con un 83.55%, sin embargo, en estrés es la relación W1-PAT la que predomina con un 68.48%, siendo ambas relaciones suficientemente altas en ambos estados para poder ser considerados como sustitutivos según este análisis.

Las relaciones entre W1-A12, W1-T12 y A12-T12 son bastante altas en relax, en torno al 70% pero más bajas en estrés, en torno al 50%, lo que indica que, en frecuencias altas, se parecen temporal y morfológicamente en mayor medida durante estados de relax.

3.3. Interpretación fisiológica e implicaciones

En primer lugar, cabe mencionar que, al observar las figuras y resultados, el estado de Story Telling y Arithmetic Task tienen bastantes segmentos sin señal grabada o con mala calidad que los algoritmos han descartado, además de tener resultados difíciles de interpretar en el caso de AT ya que en esta fase del protocolo el sujeto debe hablar para realizarla y la monitorización de las señales es menos estable y de peor calidad.

El análisis de los resultados de la PAT nos informa de la velocidad de llegada de la sangre a la periferia del cuerpo, concretamente al dedo, pudiendo apreciar los estados en los que tarda más en llegar y los estados en los que es más rápida. Observando estos resultados se puede apreciar que el estado de Arithmetic Task seguido por los estados de Memory Test son los que menor PAT tienen, lo que implica mayor vasoconstricción en las arterias y mayor actividad del sistema simpático frente al parasimpático, por tanto, son los estados más estresantes. Por el contrario, los estados de Relax y Prerelax son como era de esperar los menos estresantes por tener mayor PAT y por consiguiente menor vasoconstricción y mayor actuación del sistema parasimpático.

Analizar los resultados de la morfología de las ondas de descomposición del pulso ofrecerá una primera aproximación de si cada parámetro morfológico sigue o no la misma tendencia que la PAT cuando el sujeto se estresa. Observando los estados que con la PAT se han determinado como los más estresantes en comparación con los que se han establecido como los de menor nivel de estrés generado, se aprecia que tanto en el estado de Arithmetic Task como en el estado de Memory Test los parámetros de A12 y A13 aumentan considerablemente frente al estado de Relax mientras que el resto de los parámetros disminuyen mínimamente.

En cuanto a los espectros de potencia generados se puede ver bastante bien que en los estados de relax la potencia de la PAT y de los parámetros morfológicos medidos de la PDA tienen un pico de potencia considerable en la banda HF, lo que indica la actividad del sistema parasimpático, sin embargo, en los estados de estrés este pico se desplaza a la izquierda, hacia las bajas frecuencias. Al estar en la banda de LF indica que se ha activado el sistema simpático. En la banda de HF ahora la potencia es menor debido a que la actividad del sistema simpático es en muchos aspectos contradictorio a la del sistema parasimpático.

Por otro lado, se analizan las correlaciones comentadas en el apartado 3.2 de este trabajo. Al analizar las medidas directas procesadas de estos datos, se puede observar que en general las correlaciones en estrés son más altas que en relax, esto es debido a que el rango dinámico en situaciones de estrés es menor [9] y por ello las tendencias de los parámetros siguen patrones más marcados. Los parámetros con una relación mayor con la PAT en este análisis son el A12 y el T12, especialmente en estados de estrés. Esto puede ser debido a que al generarse la vasoconstricción y activarse el sistema simpático, el corazón bombea la sangre más rápido y por tanto con mayor fuerza, por lo que disminuirá la T12 y aumentará la A12.

Analizando las correlaciones en el dominio de la frecuencia se entiende que tanto en baja frecuencia como en alta frecuencia las relaciones de A12 y W1 con la PAT son altas para estados de estrés y para estados de relax.

Por tanto, teniendo en cuenta ambos análisis, se llega a la conclusión de que el parámetro que mejor podrá sustituir a la PAT es la A12. Sin embargo, conociendo que para la relación de ambas señales en crudo procesadas su correlación es de un 36.66% en estrés y un 9.95% en relax, y que para su relación en el dominio frecuencial tanto de baja frecuencia LF, donde presenta un 49.67% en relax y un 72.24% en estrés de correlación, como en el de alta frecuencia HF, con un 83.55% en relax y 56.5% en estrés de correlación; se llega a la conclusión de que a pesar de que es el mejor posible sustitutivo, la correlación en relax de las señales en crudo procesadas es baja, por lo que solo se podría utilizar como sustituto en fases de estrés.

Capítulo 4

Conclusiones y líneas futuras

En este capítulo se hace una recapitulación de las conclusiones del proyecto y se exponen algunos aspectos que podrían ser objetos de estudio en líneas futuras de investigación.

4.1. Conclusiones

Como primera conclusión de este trabajo se puede decir que los resultados del cálculo de la PDA y sus parámetros han aportado información útil para distinguir las fases del protocolo más estresantes teniendo en cuenta como detector de estrés los resultados obtenidos para la PAT.

Por otro lado, la representación del espectro de potencias de todos los parámetros a comparar ha sido muy útil para apreciar la activación del sistema nervioso parasimpático, en la banda de altas frecuencias HF, y del sistema nervioso simpático, en la banda de bajas frecuencias LF.

Por último, se puede decir que el parámetro de la descomposición de onda de pulso, o PDA, que mejor podría sustituir a la PAT como medida de la velocidad de onda de pulso es el A12, que representa la variación de amplitud entre la onda principal de la PPG y la primera onda reflejada de la descomposición del pulso. Sin embargo, esta posible sustitución, según los resultados obtenidos, solo será posible en estados de estrés, siendo menos fiable en estados de relax. A pesar de haber llegado a esta conclusión, habría que comprobar con el análisis del resto de sujetos de la base de datos si es correcta y representativa.

4.2. Líneas futuras

A lo largo de este trabajo se han abordado algunos aspectos de manera superficial pudiendo ser objeto de estudio si el alcance del proyecto fuera mayor. Por ello se exponen aquí algunas líneas futuras de investigación:

- Ampliar este mismo estudio a todos los pacientes registrados en la base de datos utilizada, para hacer un estudio más significativo sobre la posible utilización de la descomposición de pulso como sustituto de la velocidad de onda de pulso arterial.
- Aplicar el mismo procedimiento seguido en este trabajo en otra base de datos, por ejemplo, en una base de datos de apnea del sueño con el fin de detectar episodios de apnea antes de que ocurran.
- Estudiar los parámetros de PDA y su posible utilización para el diagnóstico mejorado de la apnea del sueño.

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1: Sistema nervioso autónomo. Distinción entre rama simpática, a la derecha, y rama parasimpática, a la izquierda. Imagen obtenida de la web: therapycts.com.....</i>	<i>4</i>
<i>Figura 2: Morfología de la onda ECG con sus puntos característicos. Imagen reproducida de [4]......</i>	<i>5</i>
<i>Figura 3: Técnicas de obtención de la señal PPG. (a) PPG de transmisión, y (b) PPG de reflexión. Imagen reproducida de [6].</i>	<i>6</i>
<i>Figura 4: Transmisión de la luz emitida a través de las distintas capas de tejidos, venas y arterias; y obtención de la componente pulsátil (AC) y no pulsátil (DC) de la señal PPG. Imagen reproducida de [6]...</i>	<i>7</i>
<i>Figura 5: Propagación de la onda PPG y el origen de sus reflejos debidos a las bifurcaciones. Imagen reproducida de [4].</i>	<i>7</i>
<i>Figura 6: Detección de los puntos característicos de la señal de pulso PPG.</i>	<i>8</i>
<i>Figura 7: Representación del tiempo medido por la PAT. Imagen reproducida de [3]......</i>	<i>9</i>
<i>Figura 8: Etapas del protocolo nombrado. R:Relax, ST: StoryTelling, MT: MemoryTest, SA: StressAnticipation, VE: VideoExposition, AT: ArithmeticTask.....</i>	<i>12</i>
<i>Figura 9: Señal PPG preprocesada: filtrada y centrada sobre 0 los puntos n_B.....</i>	<i>13</i>
<i>Figura 10: Señal PPG con artefactos y mala detección de los puntos n_B.....</i>	<i>14</i>
<i>Figura 11: Señal ECG filtrada.....</i>	<i>14</i>
<i>Figura 12: Detección de valores espurios y límite de consideración de valores correctos de la señal PAT calculada.</i>	<i>15</i>
<i>Figura 13: Interpolación de la señal PAT a 4 Hz.</i>	<i>16</i>
<i>Figura 14: Ejemplo de los pasos seguidos para la descomposición del pulso PPG en diferentes ondas aproximadas por Gaussianas. En la parte de abajo se observa la onda residual, después de descomponer la onda completa en la primera onda principal. Imagen reproducida de [7].</i>	<i>17</i>
<i>Figura 15: Imagen de la descomposición de la señal PPG en tres ondas, a partir del algoritmo implementado.</i>	<i>17</i>
<i>Figura 16: Características de la onda de pulso descompuesta. Imagen reproducida de [4].</i>	<i>18</i>
<i>Figura 17: Detección de valores espurios y límite de consideración de valores correctos de las señales de las características de la descomposición de pulso.</i>	<i>18</i>
<i>Figura 18: Interpolación de las señales de las características de la descomposición de pulso. En la imagen se muestra, a modo ilustrativo, la interpolación de la $W1$.....</i>	<i>19</i>
<i>Figura 19: Resultados de la PAT para el sujeto UZ29 en los estados de relax.</i>	<i>21</i>
<i>Figura 20: Resultados de la PAT para el sujeto UZ29 en los estados de estrés.</i>	<i>21</i>
<i>Figura 21: Resultados de la PDA para el sujeto UZ29 en los estados de relax.....</i>	<i>23</i>

<i>Figura 22: Resultados de la PDA para el sujeto UZ29 en los estados de estrés.</i>	<i>25</i>
<i>Figura 23: Resultados de los espectros en relax y en estrés para el sujeto UZ29.</i>	<i>26</i>
<i>Figura 24: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ20.</i>	<i>40</i>
<i>Figura 25: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ22.</i>	<i>40</i>
<i>Figura 26: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ26.</i>	<i>41</i>
<i>Figura 27: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ28.</i>	<i>41</i>
<i>Figura 28: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ29.</i>	<i>42</i>
<i>Figura 29: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ35.</i>	<i>42</i>
<i>Figura 30: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ20.</i>	<i>43</i>
<i>Figura 31: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ22.</i>	<i>44</i>
<i>Figura 32: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ26.</i>	<i>45</i>
<i>Figura 33: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ28.</i>	<i>46</i>
<i>Figura 34: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ29.</i>	<i>47</i>
<i>Figura 35: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ35.</i>	<i>48</i>
<i>Figura 36: Resultados del espectro del sujeto UZ20.</i>	<i>49</i>
<i>Figura 37: Resultados del espectro del sujeto UZ22.</i>	<i>49</i>
<i>Figura 38: Resultados del espectro del sujeto UZ26.</i>	<i>49</i>
<i>Figura 39: Resultados del espectro del sujeto UZ28.</i>	<i>50</i>
<i>Figura 40: Resultados del espectro del sujeto UZ29.</i>	<i>50</i>
<i>Figura 41: Resultados del espectro del sujeto UZ35.</i>	<i>50</i>

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1: Listado de los sujetos seleccionados y descartados y su motivo de descarte.....</i>	<i>12</i>
<i>Tabla 2: Media intersujeto de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y los diferentes parámetros de la PDA en las diferentes fases del protocolo.</i>	<i>27</i>
<i>Tabla 3: Media intersujeto de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y los diferentes parámetros de la PDA en las fases de relax y estrés.....</i>	<i>28</i>
<i>Tabla 4: Media intersujeto de la correlación en el dominio de la frecuencia de la PAT y los diferentes parámetros de la PDA en las diferentes fases del protocolo y para la banda de LF y HF.</i>	<i>29</i>
<i>Tabla 5: Media intersujeto de la correlación en el dominio de la frecuencia de la PAT y los diferentes parámetros de la PDA en las fases de relax y estrés y para la banda de LF y HF.....</i>	<i>31</i>
<i>Tabla 6: Resultados de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y la PDA con los estados separados.....</i>	<i>52</i>
<i>Tabla 7: Resultados de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y la PDA con los estados de relax y estrés unidos.....</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 8: Resultados resumidos de la correlación en el dominio de la frecuencia de la PAT y la PDA con los estados separados y en la banda de LF y HF.</i>	<i>58</i>
<i>Tabla 9: Resultados de la correlación en el dominio de la frecuencia de la PAT y la PDA con los estados unidos y en la banda de LF y HF.....</i>	<i>62</i>

REFERENCIAS

- [1] A. Arza *et al.*, “Measuring acute stress response through physiological signals: towards a quantitative assessment of stress,” *Med Biol Eng Comput*, vol. 57, no. 1, 2019, doi: 10.1007/s11517-018-1879-z.
- [2] A. Arza Valdés, “Measurement of acute psychological stress,” Universitat Autònoma de Barcelona, Barcelona, 2017.
- [3] P. Armañac Julián, “Robust Estimation of Pulse Transit Time Difference from Photoplethysmographic Signals,” Zaragoza, 2018.
- [4] Spyridon Kontaxis, “Autonomic nervous system biomarkers from multi-modal and model-based signal processing in mental health and illness,” Universidad de Zaragoza, Zaragoza, 2020.
- [5] J. Guyton, AC; Hall, *Tratado de Fisiología Médica*, vol. 1. 2011.
- [6] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, “Wearable photoplethysmographic sensors—past and present,” *Electronics*, vol. 3, no. 2. 2014. doi: 10.3390/electronics3020282.
- [7] J. Lazaro, S. Kontaxis, R. Bailon, P. Laguna, and E. Gil, “Respiratory Rate Derived from Pulse Photoplethysmographic Signal by Pulse Decomposition Analysis,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2018. doi: 10.1109/EMBC.2018.8513188.
- [8] C. Bara, R. Pernice, L. Sparacino, Y. Antonacci, M. Javorka, and L. Faes, “Analysis of Cardiac Pulse Arrival Time Series at Rest and during Physiological Stress,” in *MELECON 2022 - IEEE Mediterranean Electrotechnical Conference, Proceedings*, 2022. doi: 10.1109/MELECON53508.2022.9842948.
- [9] A. Hernando *et al.*, “Inclusion of Respiratory Frequency Information in Heart Rate Variability Analysis for Stress Assessment,” *IEEE J Biomed Health Inform*, vol. 20, no. 4, 2016, doi: 10.1109/JBHI.2016.2553578.
- [10] E. Peralta, J. Lazaro, R. Bailon, V. Marozas, and E. Gil, “Optimal fiducial points for pulse rate variability analysis from forehead and finger photoplethysmographic signals,” *Physiol Meas*, vol. 40, no. 2, 2019, doi: 10.1088/1361-6579/ab009b.
- [11] J. Lazaro, R. Bailon, P. Laguna, V. Marozas, A. Rapalis, and E. Gil, “Difference in pulse arrival time at forehead and at finger as a surrogate of pulse transit time,” in *Computing in Cardiology*, 2016. doi: 10.22489/cinc.2016.079-432.
- [12] P. Armañac, S. Kontaxis, J. Lazaro, P. Laguna, R. Bailón, and E. Gil, “Cardiovascular Changes Induced by Acute Emotional Stress Estimated from the Pulse Transit Time Difference,” in *2019 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, 2019. doi: 10.22489/cinc.2019.383.

- [13] R. Bailón, L. Sörnmo, and P. Laguna, "A robust method for ECG-based estimation of the respiratory frequency during stress testing," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 53, no. 7, 2006, doi: 10.1109/TBME.2006.871888.
- [14] M. Malik *et al.*, "Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use," *European Heart Journal*, vol. 17, no. 3. 1996. doi: 10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868.

ANEXOS

ANEXO I: RESULTADOS DE CADA SUJETO DE LA PAT Y PDA

UZ20

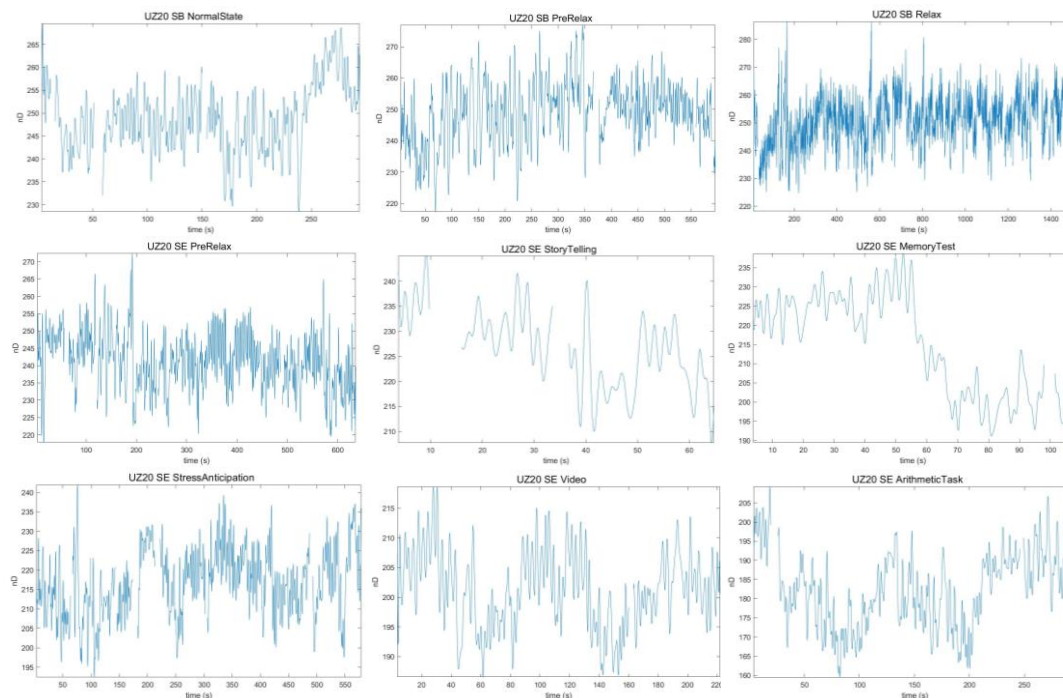


Figura 24: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ20.

UZ22

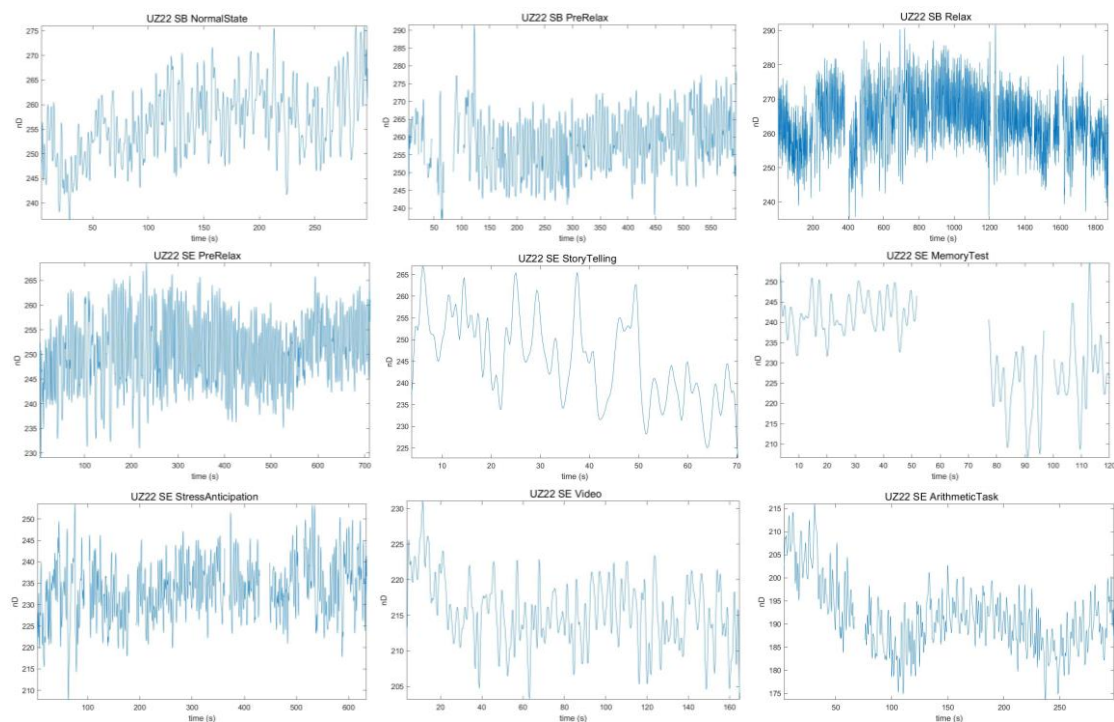


Figura 25: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ22.

UZ26

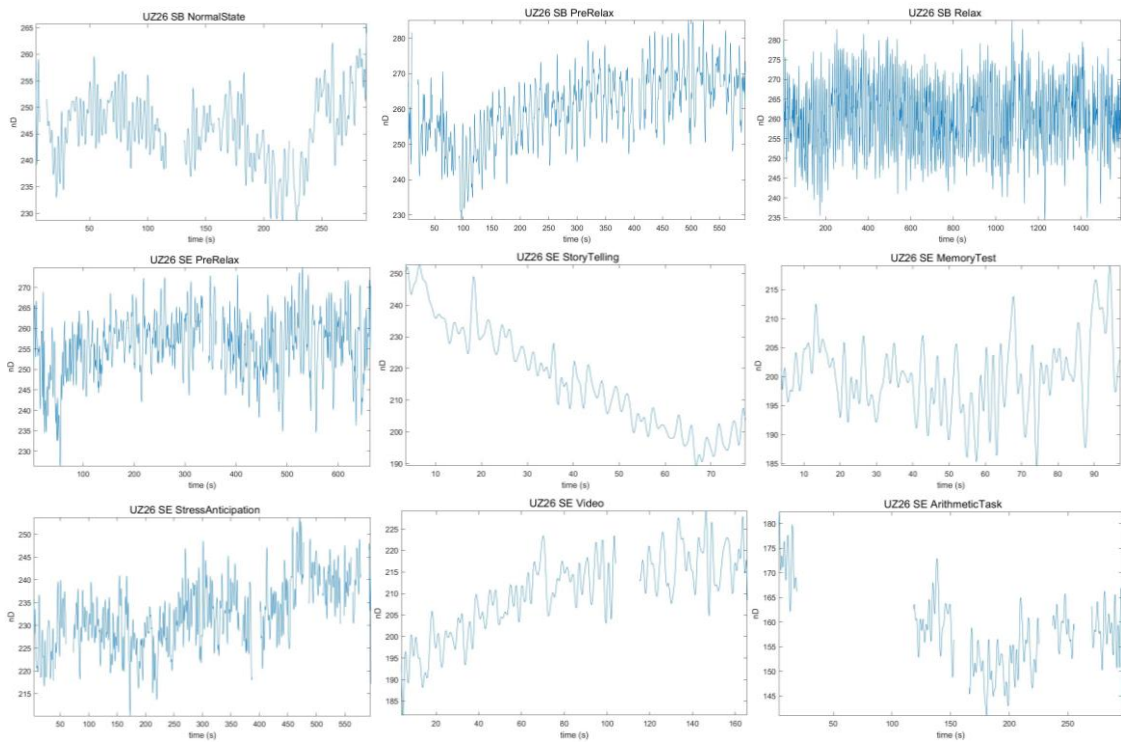


Figura 26: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ26.

UZ28

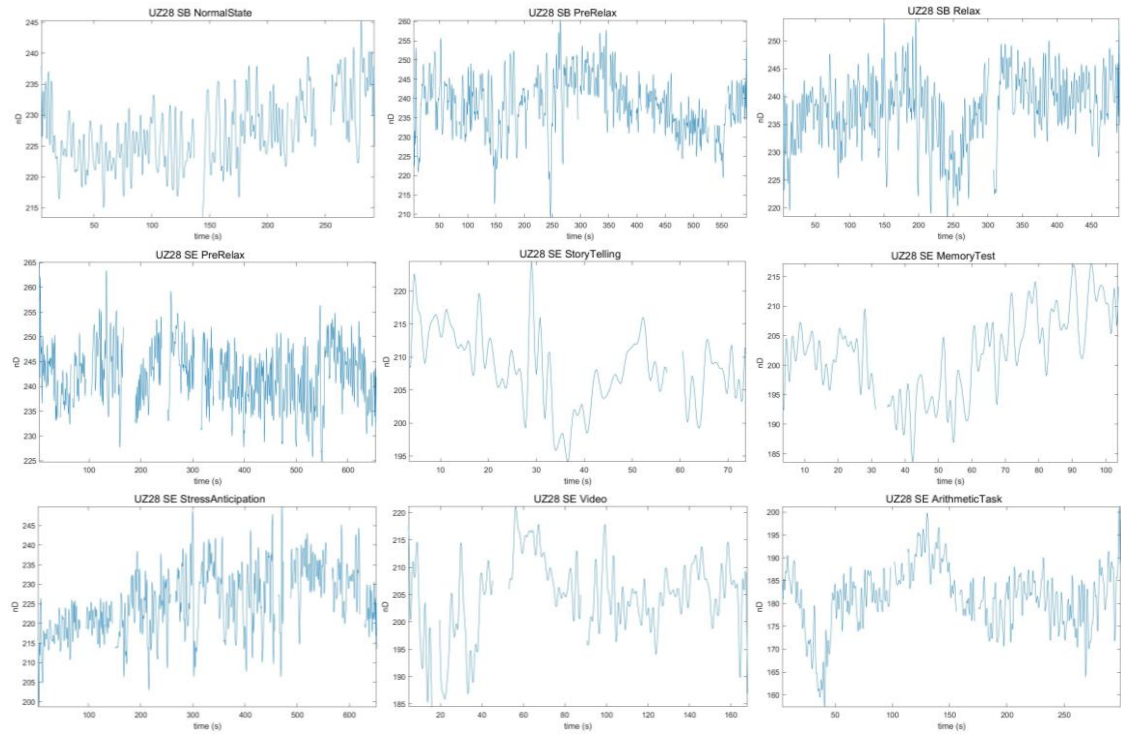


Figura 27: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ28.

UZ29

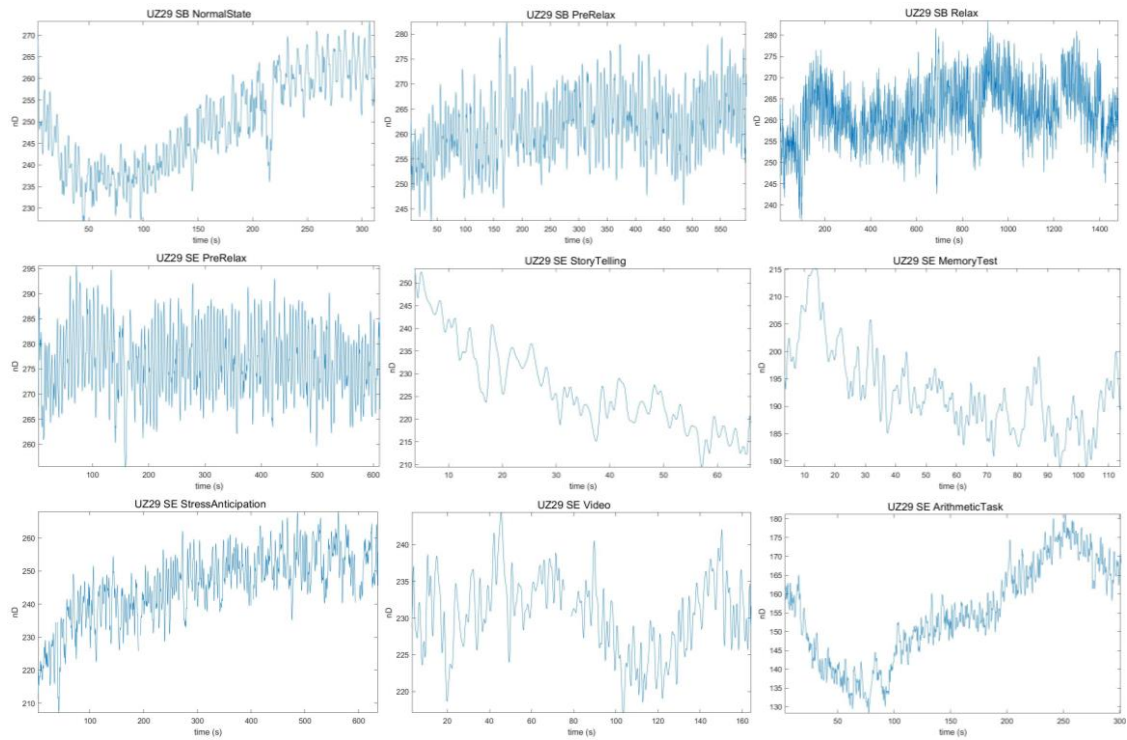


Figura 28: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ29.

UZ35

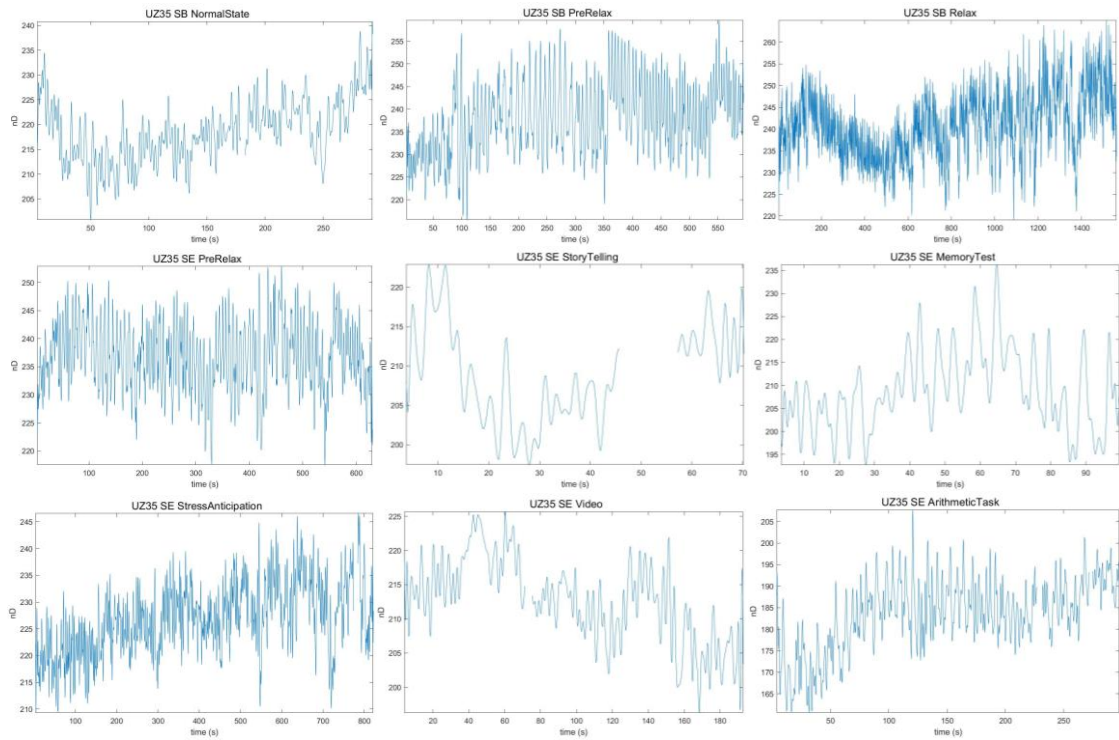


Figura 29: Resultado del cálculo de la PAT en cada estado del estudio para el sujeto UZ35.

UZ20

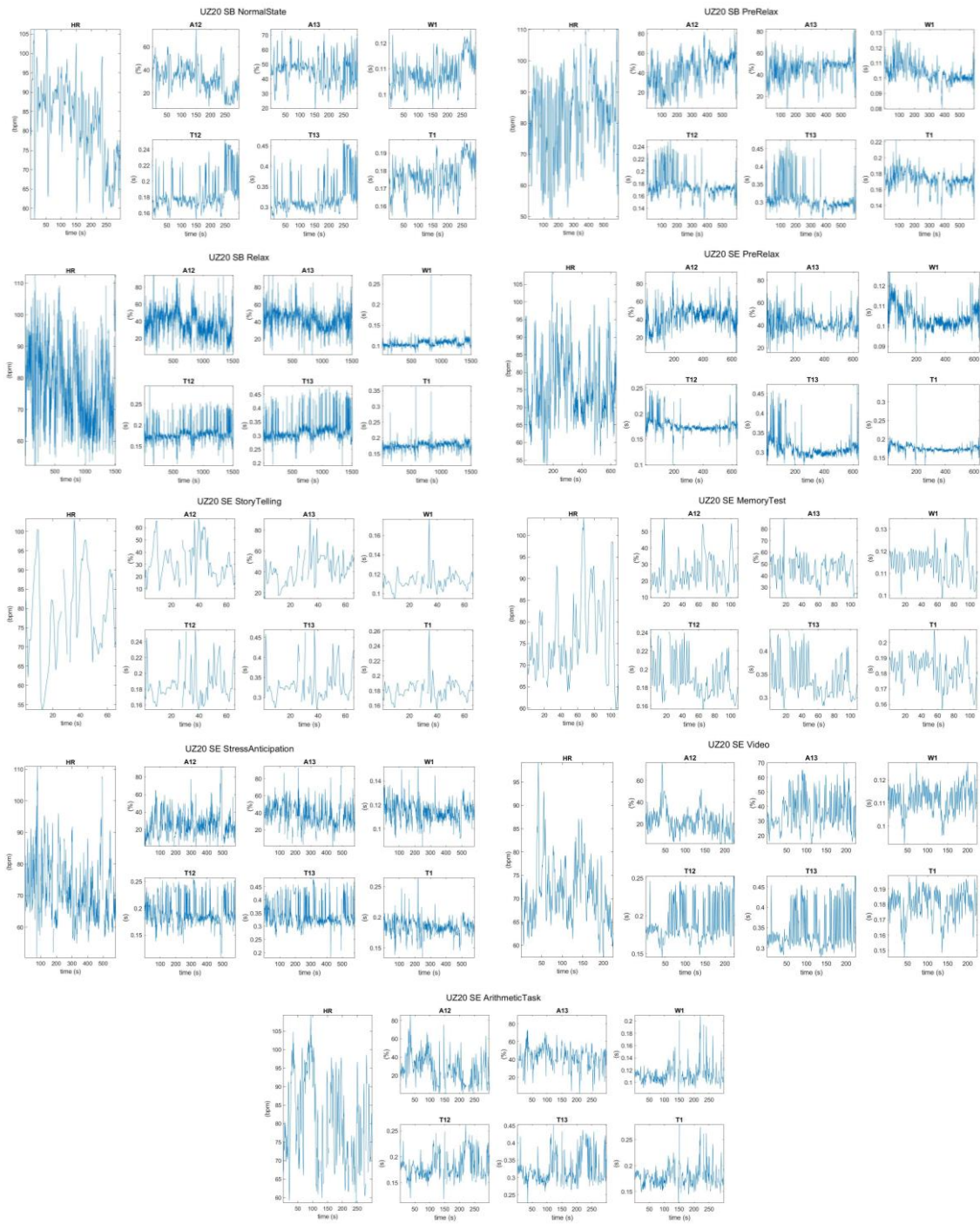


Figura 30: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ20.

UZ22

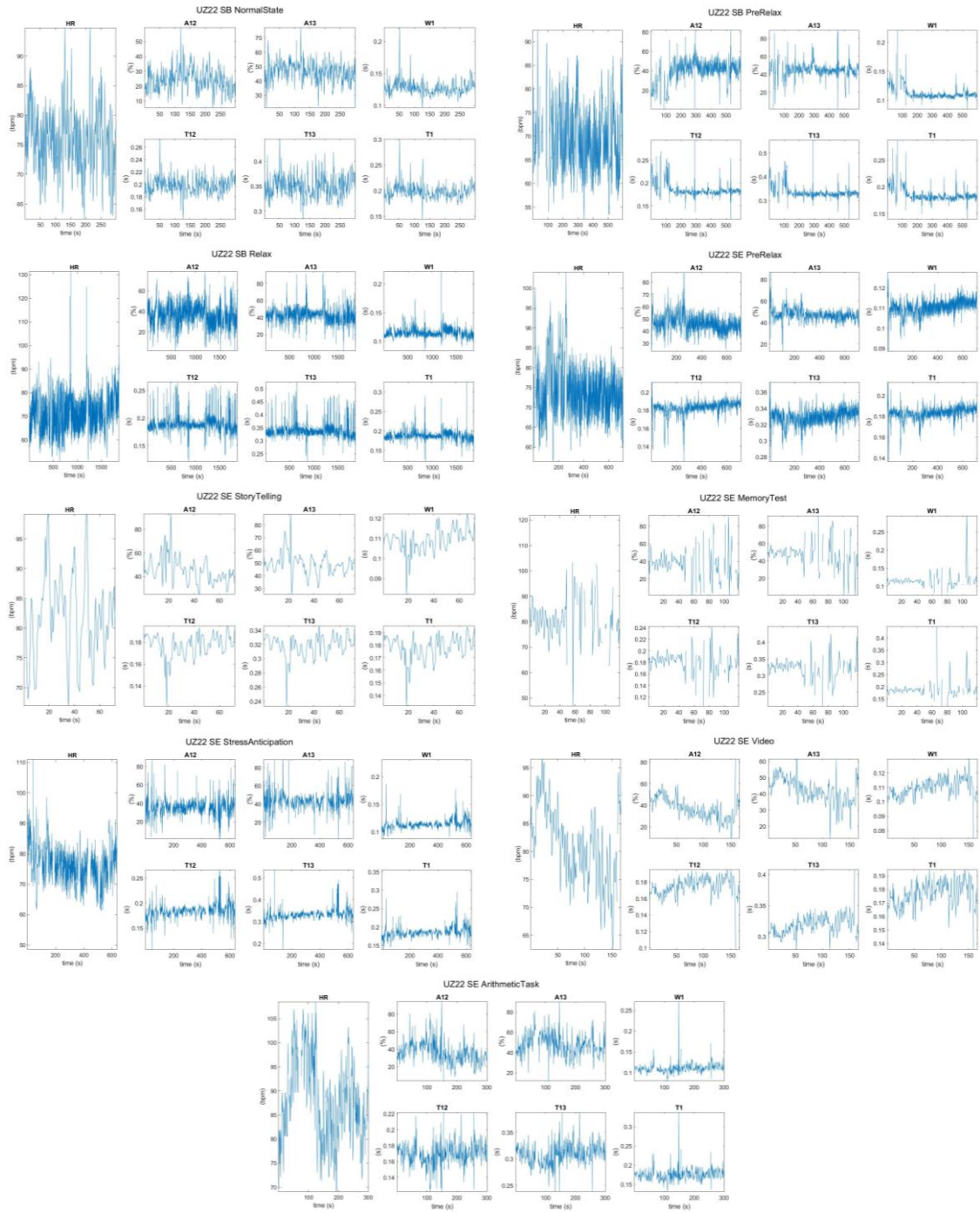


Figura 31: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ22.

UZ26

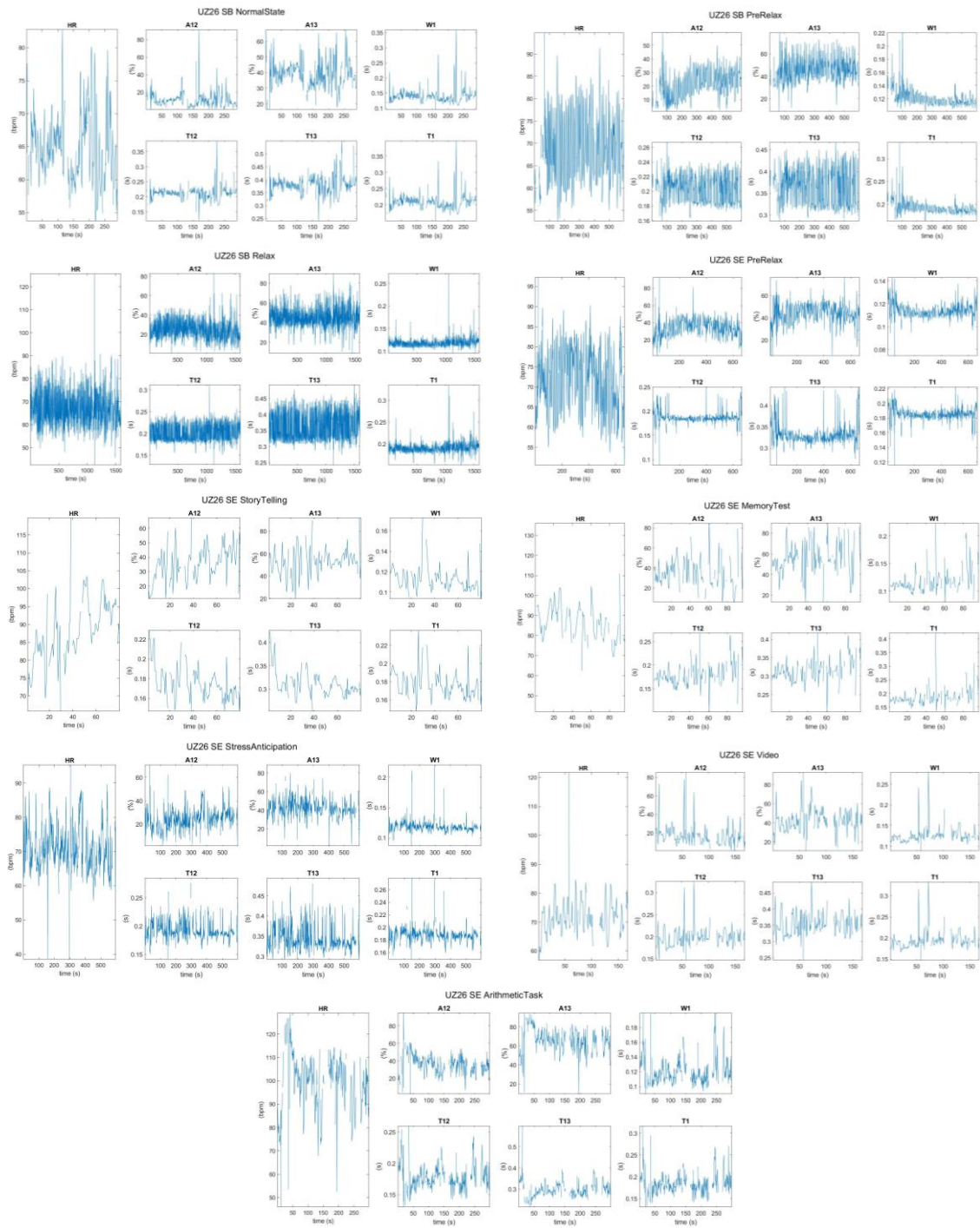


Figura 32: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ26.

UZ28

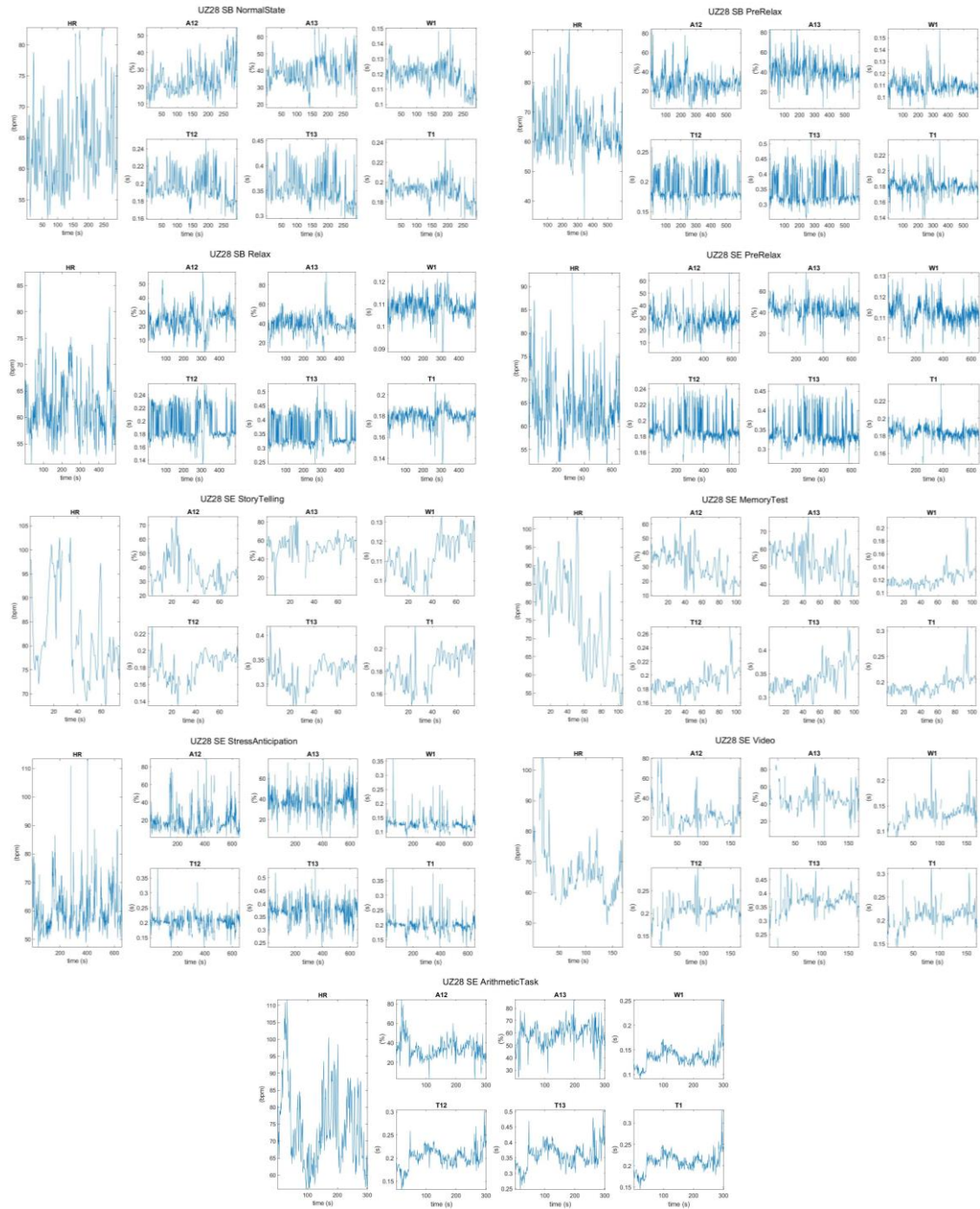


Figura 33: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ28.

UZ29

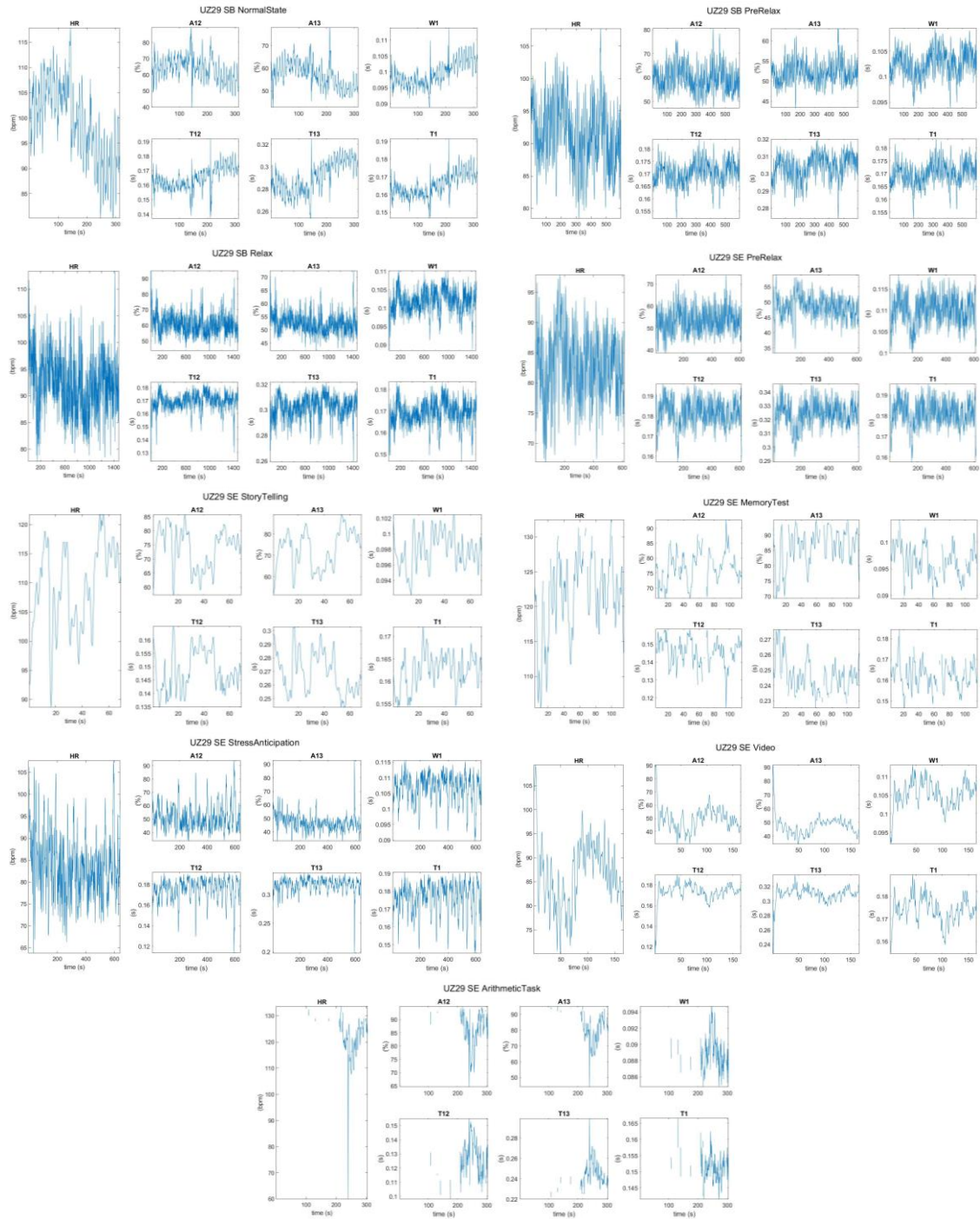


Figura 34: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ29.

UZ35

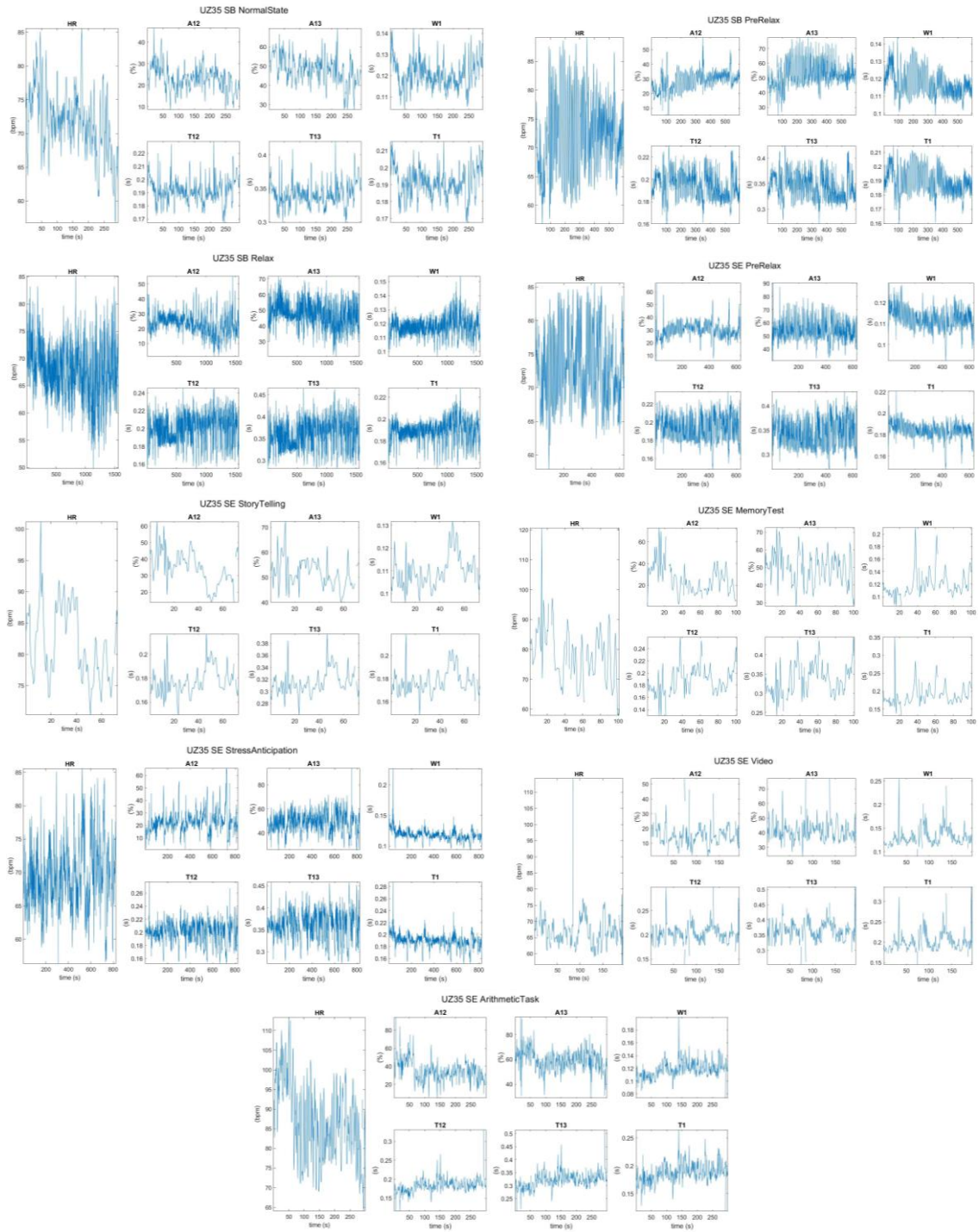


Figura 35: Resultado del cálculo de la PDA y sus características morfológicas para el sujeto UZ35.

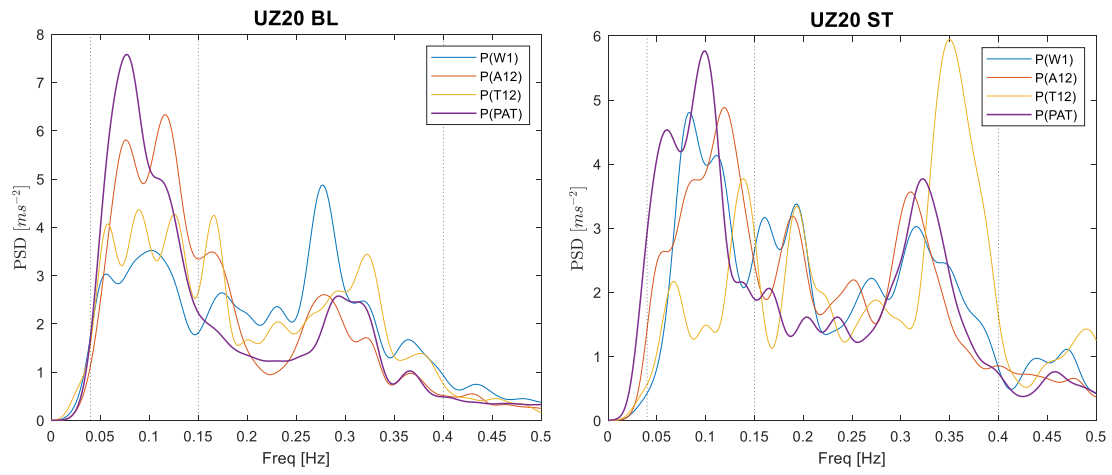


Figura 36: Resultados del espectro del sujeto UZ20.

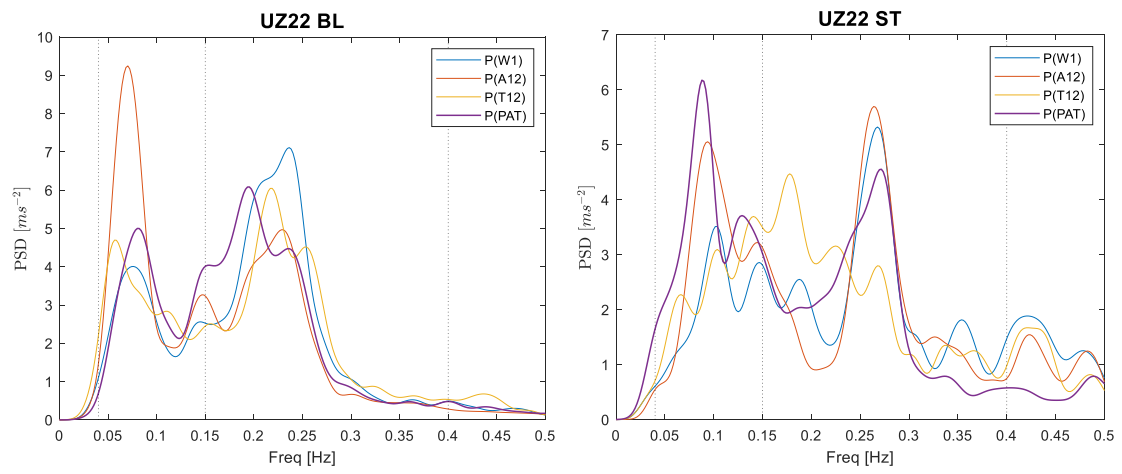


Figura 37: Resultados del espectro del sujeto UZ22.

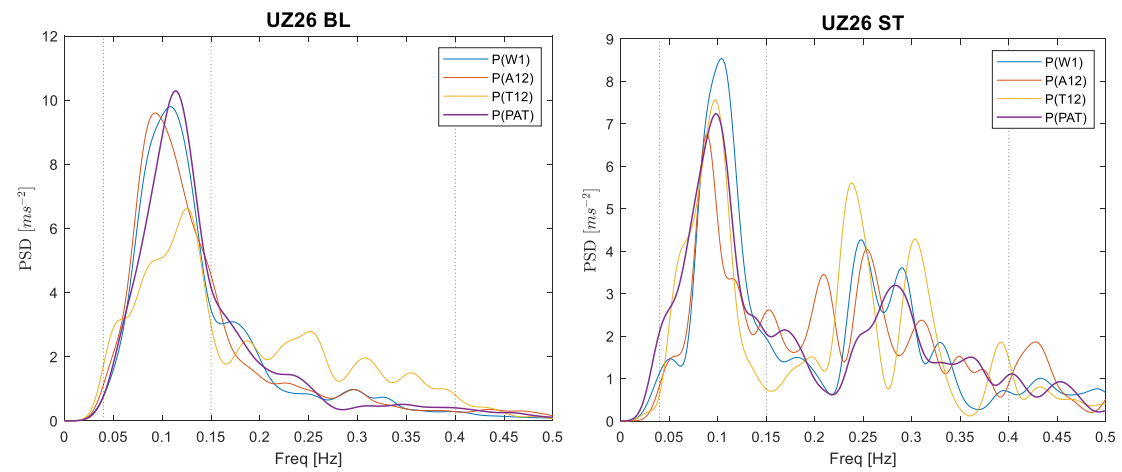


Figura 38: Resultados del espectro del sujeto UZ26.

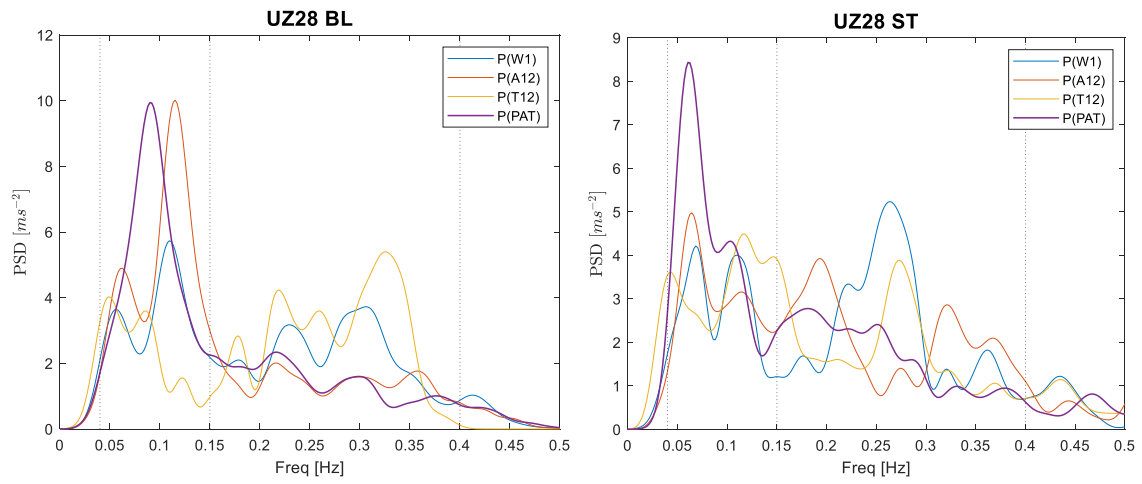


Figura 39: Resultados del espectro del sujeto UZ28.

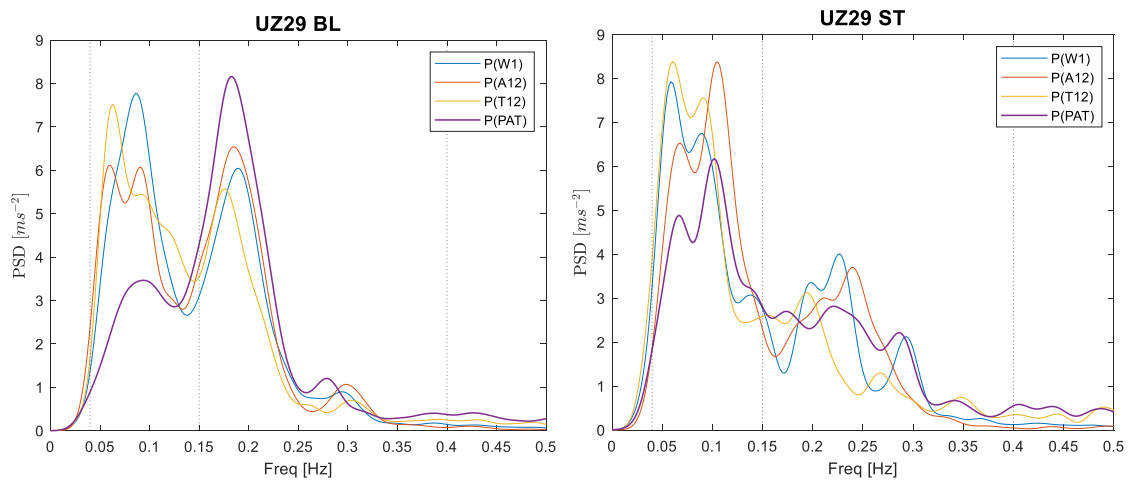


Figura 40: Resultados del espectro del sujeto UZ29.

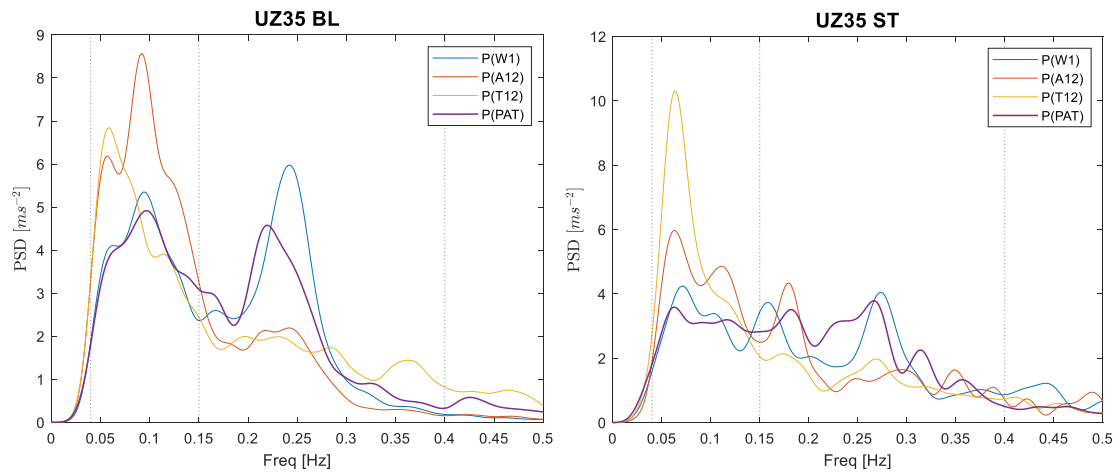


Figura 41: Resultados del espectro del sujeto UZ35.

ANEXO II: RESULTADOS DE LAS CORRELACIONES (TABLAS COMPLETAS)

1. Análisis de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y de los parámetros morfológicos de la PDA
 - Distinguiendo cada estado del estudio

	NormalState	PreRelax	Relax	PreRelax	StoryTelling	MemoryTest	Stress Anticipation	Video	ArithmeticTask
r_W1-PAT:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,2522	-0,1801	0,1194	-0,0005	-0,1780	0,0842	-0,0591	0,1158	0,1743
UZ22_SB/UZ22_SE	-0,3283	0,0073	-0,2108	-0,2826	-0,4876	0,0003	0,2512	-0,0059	-0,0442
UZ26_SB/UZ26_SE	0,2874	-0,6318	-0,5911	-0,3579	0,3124		-0,2117	0,2465	0,4557
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,4995	-0,0943	0,1158	-0,1831	-0,2070	0,4608	0,0418	0,4453	0,2372
UZ29_SB/UZ29_SE	0,5662	-0,3309	-0,0020	-0,3995	-0,4104	0,4805	0,1521	0,3724	0,1756
UZ35_SB/UZ35_SE	0,1112	-0,4629	0,1030	-0,1892	0,0024	0,0838	-0,2008	0,0726	0,2484
	0,0649	-0,2821	-0,0776	-0,2355	-0,1614	0,2219	-0,0044	0,2078	0,2078
r_A12-PAT:									
UZ20_SB/UZ20_SE	-0,1514	0,3890	0,0706	0,0823	0,1361	-0,0136	0,0505	0,1393	-0,3029
UZ22_SB/UZ22_SE	0,3352	0,2104	0,4329	0,4484	0,5511	0,1705	0,1255	0,2086	0,1116
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,0257	0,7194	0,6492	0,5119	-0,3742		0,3624	-0,2024	-0,3152
UZ28_SB/UZ28_SE	0,3848	0,0837	0,0779	0,1821	0,0542	-0,4503	-0,2462	-0,3859	-0,4571
UZ29_SB/UZ29_SE	-0,2793	0,5150	0,1554	0,5904	0,4050	-0,4417	-0,1784	-0,2871	-0,4449
UZ35_SB/UZ35_SE	0,0456	0,5613	-0,2439	0,1943	0,0017	-0,2242	0,1282	-0,2967	-0,3290
	0,0515	0,4131	0,1904	0,3349	0,1290	-0,1919	0,0403	-0,1374	-0,2896
r_T12-PAT:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,0791	0,1174	0,2037	0,0187	-0,0989	0,3820	-0,0646	0,2590	0,2299
UZ22_SB/UZ22_SE	-0,1307	0,1393	0,0460	-0,0458	-0,1247	0,2961	0,2719	0,1013	0,0986
UZ26_SB/UZ26_SE	0,3024	-0,5057	-0,2907	-0,1652	0,4520		-0,0480	0,1427	0,3631
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,4295	-0,0603	-0,0381	-0,0471	-0,0003	0,4948	0,1803	0,4029	0,4261

UZ29_SB/UZ29_SE	0,5885	-0,2152	0,0808	-0,2361	-0,5967	0,3906	0,4266	0,3487	0,4991
UZ35_SB/UZ35_SE	0,2379	-0,1366	0,3528	0,0233	-0,0261	0,0373	0,2763	0,2179	0,2101
	0,1080	-0,1102	0,0591	-0,0754	-0,0658	0,3202	0,1738	0,2454	0,3045
r_W1-A12:									
UZ20_SB/UZ20_SE	-0,9087	-0,8231	-0,8315	-0,7219	-0,7486	-0,7577	-0,6912	-0,8203	-0,6623
UZ22_SB/UZ22_SE	-0,6884	-0,8833	-0,7883	-0,8226	-0,7099	-0,4555	-0,4260	-0,8832	-0,7099
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,3544	-0,8129	-0,8492	-0,8227	-0,7468	-0,3078	-0,7544	-0,5670	-0,6248
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,6633	-0,7165	-0,7393	-0,6923	-0,4992	-0,7207	-0,4669	-0,5497	-0,4671
UZ29_SB/UZ29_SE	-0,8457	-0,9288	-0,9175	-0,8541	-0,7802	-0,8422	-0,9054	-0,9313	-0,6391
UZ35_SB/UZ35_SE	-0,4656	-0,7397	-0,7729	-0,7684	-0,8245	-0,7028	-0,6867	-0,7043	-0,7158
	-0,6544	-0,8174	-0,8165	-0,7803	-0,7182	-0,6311	-0,6551	-0,7426	-0,6365
r_W1-T12:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,8446	0,6947	0,8093	0,7861	0,7338	0,6625	0,7625	0,8217	0,7787
UZ22_SB/UZ22_SE	0,7286	0,8501	0,7959	0,8193	0,7740	0,3686	0,7890	0,9270	0,8283
UZ26_SB/UZ26_SE	0,4703	0,5862	0,5898	0,7557	0,8780	0,3257	0,6378	0,5470	0,8969
UZ28_SB/UZ28_SE	0,7489	0,7420	0,5837	0,8043	0,8964	0,8752	0,6413	0,7674	0,8038
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9365	0,9198	0,9160	0,9227	0,7950	0,8923	0,8805	0,9131	0,4404
UZ35_SB/UZ35_SE	0,8495	0,6369	0,5033	0,5966	0,7784	0,8733	0,3590	0,5130	0,9043
	0,7631	0,7383	0,6997	0,7808	0,8093	0,6663	0,6784	0,7482	0,7754
r_A12-T12:									
UZ20_SB/UZ20_SE	-0,7387	-0,4408	-0,5760	-0,5366	-0,7275	-0,6569	-0,5734	-0,4398	-0,6086
UZ22_SB/UZ22_SE	-0,6241	-0,7687	-0,5251	-0,6295	-0,5287	-0,1633	-0,2825	-0,8002	-0,6666
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,3793	-0,7099	-0,6721	-0,5535	-0,7123	-0,4285	-0,5534	-0,6263	-0,5828
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,5523	-0,4593	-0,6800	-0,4878	-0,5216	-0,7936	-0,4618	-0,6688	-0,6374
UZ29_SB/UZ29_SE	-0,8259	-0,8729	-0,8730	-0,7694	-0,9461	-0,9067	-0,8112	-0,8809	-0,8501
UZ35_SB/UZ35_SE	-0,3668	-0,6107	-0,6537	-0,5797	-0,8224	-0,6298	-0,4772	-0,6066	-0,6658
	-0,5812	-0,6437	-0,6633	-0,5928	-0,7098	-0,5965	-0,5266	-0,6704	-0,6686

Tabla 6: Resultados de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y la PDA con los estados separados.

- Uniendo los estados de relax y estrés

	PreRelax+Relax+PreRelax	StoryTelling + MemoryTest + Stress Anticipation + Video + ArithmeticTask
r_W1-PAT:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,0622	0,1769
UZ22_SB/UZ22_SE	0,0152	0,2471
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,4579	0,0033
UZ28_SB/UZ28_SE	0,0330	0,1631
UZ29_SB/UZ29_SE	0,4092	0,8268
UZ35_SB/UZ35_SE	-0,0135	0,0364
	0,0080	0,2423
r_A12-PAT:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,0769	-0,0248
UZ22_SB/UZ22_SE	0,0651	0,1112
UZ26_SB/UZ26_SE	0,4476	-0,3017
UZ28_SB/UZ28_SE	0,1624	-0,6923
UZ29_SB/UZ29_SE	-0,0592	-0,7979
UZ35_SB/UZ35_SE	-0,0961	-0,4938
	0,0995	-0,3666
r_T12-PAT:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,1392	0,3091
UZ22_SB/UZ22_SE	0,1590	0,5143
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,2074	0,2891
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,0150	0,2979
UZ29_SB/UZ29_SE	0,4043	0,8678
UZ35_SB/UZ35_SE	0,2689	0,5128

	0,1248	0,4652
r_W1-A12:		
UZ20_SB/UZ20_SE	-0,8097	-0,6785
UZ22_SB/UZ22_SE	-0,8178	-0,5657
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,8299	-0,5911
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,5954	-0,6070
UZ29_SB/UZ29_SE	-0,8597	-0,9609
UZ35_SB/UZ35_SE	-0,7605	-0,6334
	-0,7788	-0,6728
r_W1-T12:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,7896	0,7551
UZ22_SB/UZ22_SE	0,8214	0,7883
UZ26_SB/UZ26_SE	0,6162	0,6465
UZ28_SB/UZ28_SE	0,5178	0,7685
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9518	0,9613
UZ35_SB/UZ35_SE	0,5537	0,5293
	0,7084	0,7415
r_A12-T12:		
UZ20_SB/UZ20_SE	-0,5565	-0,5784
UZ22_SB/UZ22_SE	-0,6263	-0,4038
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,6826	-0,6841
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,4983	-0,6586
UZ29_SB/UZ29_SE	-0,8493	-0,9622
UZ35_SB/UZ35_SE	-0,6623	-0,6917
	-0,6459	-0,6631

Tabla 7: Resultados de la correlación de las medidas en crudo de la PAT y la PDA con los estados de relax y estrés unidos.

2. Análisis de la correlación en el dominio de la frecuencia

- Distinguiendo cada estado del estudio

pLF	NormalState	PreRelax	Relax	PreRelax	StoryTelling	MemoryTest	Stress Anticipation	Video	ArithmeticTask
r_W1-PAT:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,4606	0,7700	0,2691	0,8259		-0,1175	0,5394	0,0771	0,0196
UZ22_SB/UZ22_SE	0,4200	-0,5838	0,9512	0,1522			-0,0369	-0,1467	0,7534
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,0527	0,8510	0,9946	0,7006			0,4341	0,9329	0,6349
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,1279	-0,0323	0,6967	0,2066	-0,5370	0,1163	0,7014	-0,4839	
UZ29_SB/UZ29_SE	0,8839	0,3945	0,6243	0,2591	0,3644	0,2975	0,5345	-0,0073	0,3455
UZ35_SB/UZ35_SE	0,0411	0,6917	0,9092	0,8257			0,9016		0,4669
	0,2708	0,3485	0,7409	0,4950	-0,0863	0,0988	0,5124	0,0744	0,4441
r_A12-PAT:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,4363	0,7746	0,8804	0,5296			-0,2549	0,5498	-0,0951
UZ22_SB/UZ22_SE	0,8974	0,9759	0,6556	0,7648	0,3718		0,6804	0,3134	0,2596
UZ26_SB/UZ26_SE	0,2720	0,9607	0,9043	0,7955			0,8726		-0,0370
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,1332	-0,1696	0,0691	0,2603	0,7304	-0,4490	0,8220	0,9280	-0,1943
UZ29_SB/UZ29_SE	0,8680	0,5864	-0,0101	0,5838			0,8449	0,1744	-0,3892
UZ35_SB/UZ35_SE	0,2378	0,6840	0,8447	0,8067		0,6589	0,9365	0,8186	0,3499
	0,4297	0,6353	0,5573	0,6235	0,5511	0,1050	0,6503	0,5568	-0,0177
r_T12-PAT:									
UZ20_SB/UZ20_SE	-0,7660	0,3315	0,2665	0,3905		-0,7472	-0,7866		-0,0219
UZ22_SB/UZ22_SE	0,0728	-0,1126	0,0730	-0,3176			0,4824	0,0702	0,4555
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,2141	0,8830	0,8637	-0,5482			0,8053		0,4874
UZ28_SB/UZ28_SE	0,5977		-0,0920	0,6158	-0,1937	0,5793	-0,5073	-0,3761	-0,0405
UZ29_SB/UZ29_SE	0,8659	0,4946	0,0169	0,6691			0,5956	-0,4121	
UZ35_SB/UZ35_SE	-0,1120	0,8579	0,8368	0,8923			0,7242	-0,1966	0,0387

	0,0741	0,4909	0,3275	0,2837	-0,1937	-0,0840	0,2189	-0,2287	0,1838
r_W1-A12:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,9876	0,8739	0,3847	0,1595	0,7267		0,1421	0,8444	0,7261
UZ22_SB/UZ22_SE	0,1335	-0,6189	0,8334	0,3576			0,6403	-0,1014	0,2714
UZ26_SB/UZ26_SE	0,8587	0,8300	0,8889	0,9312			0,7234		0,6747
UZ28_SB/UZ28_SE	0,9416	0,1233	-0,2980	0,9194	-0,4166	0,3394	0,4849	-0,4458	
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9989	0,9700	0,6966	0,8186			0,4175	0,9634	0,4120
UZ35_SB/UZ35_SE	0,8369	0,9898	0,9196	0,9801	0,5049		0,9827		0,5475
	0,7929	0,5280	0,5709	0,6944	0,2717	0,3394	0,5652	0,3152	0,5263
r_W1-T12:									
UZ20_SB/UZ20_SE	-0,4328	0,5542	-0,0517	0,4699		0,1782	-0,4020		-0,1047
UZ22_SB/UZ22_SE	0,6829	0,8630	0,2778	0,4712			0,7102	0,8605	0,6290
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,3566	0,9574	0,8988	-0,5137			0,2748		0,9816
UZ28_SB/UZ28_SE	0,3429		-0,6020	0,8163	0,6734	0,7647	-0,0250	0,5615	
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9984	0,8211	0,6886	0,7432			0,9801	0,6836	
UZ35_SB/UZ35_SE	0,6657	0,9473	0,9624	0,9349	0,7322		0,9118		0,6941
	0,3168	0,8286	0,3623	0,4870	0,7028	0,4715	0,4083	0,7019	0,5500
r_A12-T12:									
UZ20_SB/UZ20_SE	-0,4977	0,2261	0,0264	0,3750			0,1498		0,1804
UZ22_SB/UZ22_SE	-0,2000	-0,1872	0,5733	-0,2593			0,7457	0,3668	0,0761
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,2949	0,8496	0,7082	-0,6248			0,5855		0,7854
UZ28_SB/UZ28_SE	0,2917		0,7337	0,7285	-0,1482	0,2023	-0,2754	-0,3286	0,2391
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9978	0,7963	0,9064	0,7162			0,4362	0,4879	
UZ35_SB/UZ35_SE	0,5358	0,9552	0,9120	0,8958	0,4581		0,8250	0,0172	0,5131
	0,1388	0,5280	0,6433	0,3052	0,1550	0,2023	0,4111	0,1358	0,3588

pHF	NormalState	PreRelax	Relax	PreRelax	StoryTelling	MemoryTest	Stress Anticipation	Video	ArithmeticTask
r_W1-PAT:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,3403	0,6179	0,6738	0,5260		0,3758	0,8467	0,9074	0,7895
UZ22_SB/UZ22_SE	0,6550	0,8862	0,8268	0,9693			0,9571	0,5167	0,3195
UZ26_SB/UZ26_SE	0,6638	0,8091	0,9712	0,7345			0,4512	0,5879	0,4958
UZ28_SB/UZ28_SE	0,3295	0,1276	0,6991	0,3546	0,3015	0,2462	0,6230	-0,0903	
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9464	0,9933	0,9818	0,9992	0,9557	0,7911	0,8590	0,8226	0,5931
UZ35_SB/UZ35_SE	0,8750	0,9928	0,9873	0,7946			0,9009		0,8714
	0,6350	0,7378	0,8567	0,7297	0,6286	0,4710	0,7730	0,5489	0,6139
r_A12-PAT:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,2484	0,9048	0,5713	0,8328			0,8316	0,8038	0,2474
UZ22_SB/UZ22_SE	0,8607	0,9712	0,9031	0,9816	0,4567		0,9163	0,7199	0,6712
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,3563	0,9235	0,9019	0,8922			0,4675		0,3142
UZ28_SB/UZ28_SE	0,0496	0,0768	0,8166	0,6285	-0,4620	0,4689	0,1186	-0,0271	0,3074
UZ29_SB/UZ29_SE	0,7838	0,9914	0,9620	0,9987			0,8680	0,8797	0,2430
UZ35_SB/UZ35_SE	0,4767	0,9677	0,8870	0,7068		0,5995	0,5180	0,3791	0,5269
	0,3438	0,8059	0,8403	0,8401	-0,0027	0,5342	0,6200	0,5511	0,3850
r_T12-PAT:									
UZ20_SB/UZ20_SE	-0,0251	0,7457	0,7939	0,7549		0,8965	-0,2046		0,3962
UZ22_SB/UZ22_SE	0,0882	0,9327	0,5997	0,9688			0,8937	0,7896	0,4828
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,3679	0,3729	0,5605	0,4877			0,0880		0,4863
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,1114		0,3127	0,6917	-0,0173	0,3907	0,6311	-0,2900	0,4463
UZ29_SB/UZ29_SE	0,7312	0,9779	0,9602	0,9677			0,8025	0,8592	
UZ35_SB/UZ35_SE	0,8030	0,2657	0,6313	0,2790			0,7480	-0,2297	0,8659
	0,1863	0,6590	0,6431	0,6916	-0,0173	0,6436	0,4931	0,2823	0,5355
r_W1-A12:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,8106	0,5239	0,6995	0,5305	0,5778		0,9283	0,9677	0,1863

UZ22_SB/UZ22_SE	0,4772	0,9220	0,9177	0,9710			0,9855	0,8700	0,4985
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,2185	0,5778	0,9491	0,7275			0,5648		0,1565
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,4134	0,0817	0,6700	0,2434	-0,6487	-0,4206	0,4543	0,5282	
UZ29_SB/UZ29_SE	0,7973	0,9991	0,9761	0,9987			0,8287	0,9303	0,8018
UZ35_SB/UZ35_SE	0,6792	0,9707	0,8885	0,9694	0,8873		0,6961		0,6756
	0,3554	0,6792	0,8502	0,7401	0,2721	-0,4206	0,7430	0,8241	0,4637
r_W1-T12:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,6794	0,7224	0,6438	0,6101		0,1876	-0,0685		0,4827
UZ22_SB/UZ22_SE	0,2746	0,9669	0,7853	0,9838			0,8449	0,1100	0,5895
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,2491	0,0997	0,5903	0,3453			0,7213		0,8088
UZ28_SB/UZ28_SE	0,2141		0,5139	0,2665	0,8409	-0,4162	0,4264	0,6574	
UZ29_SB/UZ29_SE	0,7248	0,9888	0,9559	0,9646			0,6697	0,8746	
UZ35_SB/UZ35_SE	0,9443	0,3201	0,6222	0,4365	0,7775		0,6376		0,8867
	0,4314	0,6196	0,6852	0,6011	0,8092	-0,1143	0,5386	0,5473	0,6919
r_A12-T12:									
UZ20_SB/UZ20_SE	0,5687	0,7320	0,8101	0,7254			-0,1213		0,1044
UZ22_SB/UZ22_SE	0,4282	0,9743	0,7332	0,9653			0,7663	0,2620	0,4708
UZ26_SB/UZ26_SE	-0,1100	0,4992	0,5247	0,7581			0,3378		0,1014
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,0647		0,6686	0,3566	-0,5244	0,8342	0,2943	0,8436	0,6902
UZ29_SB/UZ29_SE	0,6870	0,9922	0,9704	0,9757			0,5712	0,7763	
UZ35_SB/UZ35_SE	0,6533	0,2855	0,8597	0,4113	0,7835		0,5272	0,2127	0,8148
	0,3604	0,6966	0,7611	0,6987	0,1296	0,8342	0,3959	0,5237	0,4363

Tabla 8: Resultados resumidos de la correlación en el dominio de la frecuencia de la PAT y la PDA con los estados separados y en la banda de LF y HF.

- Uniendo los estados de relax y de estrés

pLF	PreRelax+Relax+PreRelax	StoryTelling + MemoryTest + Stress Anticipation + Video + ArithmeticTask
r_W1-PAT:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,6905	0,4471
UZ22_SB/UZ22_SE	0,9090	0,4531
UZ26_SB/UZ26_SE	0,9546	0,8741
UZ28_SB/UZ28_SE	0,1719	0,6055
UZ29_SB/UZ29_SE	0,4003	0,4440
UZ35_SB/UZ35_SE	0,9526	0,7137
	0,6798	0,5896
r_A12-PAT:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,6023	0,0055
UZ22_SB/UZ22_SE	0,6626	0,7941
UZ26_SB/UZ26_SE	0,8362	0,8547
UZ28_SB/UZ28_SE	0,0203	0,8499
UZ29_SB/UZ29_SE	-0,0160	0,9724
UZ35_SB/UZ35_SE	0,8747	0,8580
	0,4967	0,7224
r_T12-PAT:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,5353	-0,7494
UZ22_SB/UZ22_SE	0,1847	0,1889
UZ26_SB/UZ26_SE	0,9281	0,9690
UZ28_SB/UZ28_SE	0,2797	-0,6258
UZ29_SB/UZ29_SE	0,0207	0,4669
UZ35_SB/UZ35_SE	0,1774	0,6153
	0,3543	0,1442

r_W1-A12:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,6396	0,6890
UZ22_SB/UZ22_SE	0,8937	0,8753
UZ26_SB/UZ26_SE	0,9559	0,7961
UZ28_SB/UZ28_SE	0,8757	0,7214
UZ29_SB/UZ29_SE	0,8182	0,4656
UZ35_SB/UZ35_SE	0,9655	0,7067
	0,8581	0,7090
r_W1-T12:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,6691	-0,1236
UZ22_SB/UZ22_SE	0,5263	0,7762
UZ26_SB/UZ26_SE	0,8521	0,7617
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,3421	-0,0871
UZ29_SB/UZ29_SE	0,6966	0,9922
UZ35_SB/UZ35_SE	0,3504	0,6804
	0,4587	0,5000
r_A12-T12:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,5934	0,1695
UZ22_SB/UZ22_SE	0,7544	0,5371
UZ26_SB/UZ26_SE	0,7074	0,7846
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,5943	-0,4437
UZ29_SB/UZ29_SE	0,8211	0,4891
UZ35_SB/UZ35_SE	0,3768	0,8146
	0,4431	0,3919
pHF	PreRelax+Relax+PreRelax	StoryTelling + MemoryTest + Stress Anticipation + Video + ArithmeticTask

r_W1-PAT:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,6197	0,5413
UZ22_SB/UZ22_SE	0,8678	0,8804
UZ26_SB/UZ26_SE	0,9404	0,7231
UZ28_SB/UZ28_SE	0,3391	0,3792
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9943	0,8492
UZ35_SB/UZ35_SE	0,9099	0,7357
	0,7785	0,6848
r_A12-PAT:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,6807	0,6309
UZ22_SB/UZ22_SE	0,9241	0,8495
UZ26_SB/UZ26_SE	0,9460	0,1969
UZ28_SB/UZ28_SE	0,5408	0,3379
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9939	0,8997
UZ35_SB/UZ35_SE	0,9276	0,4751
	0,8355	0,5650
r_T12-PAT:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,7939	0,1190
UZ22_SB/UZ22_SE	0,7983	0,5795
UZ26_SB/UZ26_SE	0,5571	0,1014
UZ28_SB/UZ28_SE	-0,0539	0,4434
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9775	0,7452
UZ35_SB/UZ35_SE	0,8308	0,8522
	0,6506	0,4735
r_W1-A12:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,6058	0,7130
UZ22_SB/UZ22_SE	0,9764	0,9456
UZ26_SB/UZ26_SE	0,9089	0,5001

UZ28_SB/UZ28_SE	0,3139	-0,5241
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9955	0,8221
UZ35_SB/UZ35_SE	0,8430	0,4390
	0,7739	0,4826
r_W1-T12:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,4013	0,0477
UZ22_SB/UZ22_SE	0,9485	0,3861
UZ26_SB/UZ26_SE	0,4888	0,6252
UZ28_SB/UZ28_SE	0,6926	0,6036
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9629	0,6510
UZ35_SB/UZ35_SE	0,7281	0,8530
	0,7037	0,5278
r_A12-T12:		
UZ20_SB/UZ20_SE	0,7575	-0,3154
UZ22_SB/UZ22_SE	0,9274	0,2713
UZ26_SB/UZ26_SE	0,5259	0,3421
UZ28_SB/UZ28_SE	0,1319	-0,2198
UZ29_SB/UZ29_SE	0,9756	0,6134
UZ35_SB/UZ35_SE	0,9096	0,7325
	0,7047	0,2374

Tabla 9: Resultados de la correlación en el dominio de la frecuencia de la PAT y la PDA con los estados unidos y en la banda de LF y HF.

ANEXO III: CÓDIGO DE ELABORACIÓN PROPIA EN MATLAB

31/08/23 16:03 C:\Users\krist\O...\ES3 PAT cristina.m 1 of 2

```
clear; close all;% clc;

addpath(genpath('functions_TST\'))
addpath(genpath('C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina'))
addpath (genpath('C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina\código'));

sigdir = '..\BdD_ES3\'; d = dir(sigdir); d = d(contains({d.name}, '.mat'));

for suj = [198 199 202 203 210 211 214 215 216 217 227 228] % para los sujetos
UZ20, UZ22, UZ26, UZ28, UZ29 , UZ35

    clearvars -except d suj sigdir

    idPatient = d(suj).name(1:end-4);
    disp(idPatient);
    filename = [ d(suj).folder '\' d(suj).name] ;
    load(filename, 'dataECG', 'dataPPG');

    if exist('dataPAT', 'var'), disp('NOO YA TA'); continue; end
    if ~exist('dataECG', 'var') || ~exist('dataPPG', 'var'), disp('NOO NO TAI');
continue; end

    %% Pasar por Todas las PPG

    lead = {'Y'};

    for sensor_placement = fieldnames(dataPPG)

        fprintf(['\t' '\t' sensor_placement{:} '\n']);

        for stage = fieldnames(dataPPG.(sensor_placement{:}))

            if ~isfield(dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:}), 'sig'), disp( ['
dataPPG.' (sensor_placement{:}) '.' (stage{:}) '.sig, no field']); continue; end
            if ~isfield(dataECG.(lead{:}).(stage{:}), 'tK'), disp( ['dataECG.'
(lead{:}) '.' (stage{:}) '.tk, no field']); continue; end

            Setup.plotflag      =      true ;
            fa = 4;
            t_even = 0 : 1/fa : (length(dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:}))
sig)-1) / dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:}).fs;

            for FID = {'nD', 'nA', 'nB', 'nM'}

                % Compute PAT
                [ dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID{:}).sig
dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID{:}).t ] = ...
                    computePAT( dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID{:})
dataECG.(lead{:}).(stage{:}).tK , Setup );

                % Outliers detection
                Setup.N=25;
```

```

        Setup.C=2.5;
        dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID{:})
sig_corr = ...
        outlierDetectionMAD (dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:})
(stage{:}).(FID{:}).sig , dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID
{:}).t , Setup );

        % Interpolation PAT
        dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID{:}).sig_
= ...
        interpolation( dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage
{:}).(FID{:}).sig_corr , dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID
{:}).t , t_even , Setup );

        dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID{:}).t_
= t_even();

        % Indices
        dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID{:}).PA
= nanmean( 60./dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).(FID{:})
sig_corr ) * 1000 ;

        end

    end

end

if exist('dataPAT','var'), save(filename,'-append','dataPAT'); end

end

```

```

clear; close all;% clc

addpath(genpath('C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina'))
addpath (genpath('C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina\Pulse_decomposition'));

sigdir = '..\BdD_ES3\'; d = dir(sigdir); d = d(contains({d.name},{' .mat'}));

for suj = [198 199 202 203 210 211 214 215 216 217 227 228]% para los sujetos
UZ20, UZ22, UZ26, UZ28, UZ29 , UZ35

    clearvars -except d suj sigdir

    idPatient = d(suj).name(1:end-4); disp(idPatient); filename = [ d(suj).folder
'\ d(suj).name] ; load(filename,'dataECG','dataPPG');

%     if exist('dataPAT','var'), disp('NOO YA TA'); continue; end
%     if ~exist('dataECG','var')||~exist('dataPPG','var'), disp('NOO NO TAI')
continue; end
%     % Si no existen dataECG o data PPG elimina ese sujeto

%% Pasar por Todas las PPG

lead = {'Y'};

sensor_placement = {'ppgFinger'};

fprintf([ '\t' '\t' sensor_placement{:} '\n']);

for stage = fieldnames(dataPPG.(sensor_placement{:}))'

    if ~isfield(dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:}),'sig'), disp( [
'dataPPG.' (sensor_placement{:}) '.' (stage{:}) '.sig, no field']); continue; end
    if ~isfield(dataECG.(lead{:}).(stage{:}),'tK'), disp( [ 'dataECG.' (lead
{:}) '.' (stage{:}) '.tk, no field']); continue; end

    Setup.plotflag      =      false ;
    fa = 4;
    t_even = 0 : 1/fa : (length(dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:})).sig%
-1) / dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:}).fs;

    sig = dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:}).sig;
    fs = dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:}).fs;

    t = (0:1:length(sig)-1)./fs;
    pulsos = dataPPG.(sensor_placement{:}).(stage{:}).nB;

    J = 3; % numero de ondas a descomponer
    fitOFF = true;
    plotFlag = false;
    [ feat, signals ] = pulse_decomposition( sig, [], fs, 1+round(pulsos*fs)
J, fitOFF, plotFlag );

```

```

dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.HR = 60./feat.PP;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.A1 = feat.mA(:,1);
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.A2 = feat.mA(:,2);
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.A3 = feat.mA(:,3);

dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.T1 = feat.mB(:,1) - feat.
ts;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.T2 = feat.mB(:,2) - feat.
ts;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.T3 = feat.mB(:,3) - feat.
ts;

dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.W1 = feat.mC(:,1);

dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.A12 = 100*(dataPDA.
(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.A1-dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage
{:}).features.A2)./ dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.A1;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.A13 = 100*(dataPDA.
(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.A1-dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage
{:}).features.A3)./ dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.A1;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.T12 = dataPDA.
(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.T2 - dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage
{:}).features.T1;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.T13 = dataPDA.
(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.T3 - dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage
{:}).features.T1;

dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features.ts = feat.ts;

dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).signals.ppg = signals.ppg;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).signals.ppg_d = signals.ppg_d;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).signals.ppg_model = signals.
ppg_model;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).signals.baseline = signals.
baseline;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).signals.PPG_model_waves = signals.
PPG_model_waves;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).signals.PPG_estim_waves = signals.
PPG_estim_waves;
dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).signals.ts = signals.ts;

end

if exist('dataPDA','var'), save(filename,'-append','dataPDA'); end

end

```



```

clear;
close all force;
clc;
%%

addpath(genpath('C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina'))

sigdir = '..\BdD_ES3\'; d = dir(sigdir); d = d(contains({d.name},{' .mat'}));

for suj = [ 198 199 202 203 210 211 214 215 216 217 227 228 ]% para los sujetos
    UZ20, UZ22, UZ26, UZ28, UZ29 , UZ35

    clearvars -except d suj sigdir

    idPatient = d(suj).name(1:end-4); disp(idPatient); filename = [ d(suj).folder
    '\ ' d(suj).name] ; load(filename,'dataPDA','dataPAT','dataRESP');

    % if exist('dataPAT','var'), disp('NOO YA TA'); continue; end
    % if ~exist('dataECG','var')||~exist('dataPPG','var'), disp('NOO NO TAI');
    continue; end
    % Si no existen dataECG o data PPG elimina ese sujeto

    %%

    lead = {'Y'};

    sensor_placement = {'ppgFinger'};

    fprintf([ '\t' '\t' sensor_placement{:} '\n']);

    for stage =fieldnames(dataPDA.(sensor_placement{:}))'
        fprintf([ '\t' '\t' '\t' stage{:} '\n']);

        features = dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).features;
        signals = dataPDA.(sensor_placement{:}).(stage{:}).signals;

        PAT = dataPAT.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).nD.sig_corr;
        t_PAT = dataPAT.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).nD.t;

        % OUTLIER DETECTION (values detected as outliers will now be defined as NaN
        values)
        Setup.N=25;
        Setup.C=2.5;
        Setup.plotflag = false;
        % PDA_HR_corr = outlierDetectionMAD ( features.HR , features.ts
        Setup );
        PDA_Wl_corr = outlierDetectionMAD ( features.Wl , features.ts , Setup
    );

```

```

        PDA_A12_corr = outlierDetectionMAD ( features.A12 , features.ts %
Setup );
%        PDA_A13_corr = outlierDetectionMAD ( features.A13 , features.ts %
Setup );
        PDA_T12_corr = outlierDetectionMAD ( features.T12 , features.ts %
Setup );
%        PDA_T13_corr = outlierDetectionMAD ( features.T13 , features.ts %
Setup );
%        PDA_T1_corr = outlierDetectionMAD ( features.T1 , features.ts %
Setup );

% INTERPOLATE at 4Hz
fa = 4;
t_even = features.ts(1) : 1/fa : features.ts(end);

Setup.plotflag = false;
%        HR_i = interpolation( PDA_HR_corr , features.ts , t_even , Setup );
W1_i = interpolation( PDA_W1_corr , features.ts , t_even , Setup );
A12_i = interpolation( PDA_A12_corr , features.ts , t_even , Setup );
%        A13_i = interpolation( PDA_A13_corr , features.ts , t_even , Setup );
T12_i = interpolation( PDA_T12_corr , features.ts , t_even , Setup );
%        T13_i = interpolation( PDA_T13_corr , features.ts , t_even , Setup );
%        T1_i = interpolation( PDA_T1_corr , features.ts , t_even , Setup );

%        RESP_i = interpolation( RESP , ts_resp , t_even , Setup );
PAT_i = interpolation( PAT , t_PAT , t_even , Setup );

% Figura de los features
figure('Name',stage%
{:},'NumberTitle','off','color','w','Units','normalized','Position',[0.12 0.18 0.8%
0.6]);
ax = [];
ax(1) = subplot(2,4,[1 5]);
plot(t_even, HR_i); title('HR'); ylabel('(bpm)'); xlabel('time (s)');ylim%
([60, 140]);
ax(2) = subplot(2,4,2);
plot(t_even, A12_i); title('A12'); ylabel('(%)');ylim([20, 100]);
ax(3) = subplot(2,4,3);
plot(t_even, A13_i); title('A13'); ylabel('(%)');ylim([20, 100]);
ax(4) = subplot(2,4,4);
plot(t_even, W1_i); title('W1'); ylabel('(s)');ylim([0.05, 0.15]);
ax(5) = subplot(2,4,6);
plot(t_even, T12_i); title('T12'); ylabel('(s)'); xlabel('time (s)');%
ylim([0.1, 0.23]);
ax(6) = subplot(2,4,7);
plot(t_even, T13_i); title('T13'); ylabel('(s)'); xlabel('time (s)');%

```

```

ylim([0.2, 0.4]);
ax(7) = subplot(2,4,8);
plot(t_even, T1_i); title('T1'); ylabel('(s)'); xlabel('time (s)'); ylim(
([0.13, 0.2]);
linkaxes(ax,'x')
sgtitle ([idPatient(1:4),' ',idPatient(6:7),' ',stage{:}], 'FontSize', 14);
carpeta='C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina\REDACCIÓN TFG\RESULTADOS';
nombreFig=['PDAfeatures_',idPatient,' ',stage{:}];
ruta=fullfile(carpetas,nombreFig);
saveas(gcf, ruta, 'jpg');
saveas(gcf, ruta, 'fig');

%Figura del PAT
nD = dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).nD;
nA = dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).nA;
nB = dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).nB;
nM = dataPAT.(lead{:}).(sensor_placement{:}).(stage{:}).nM;

figure('Name',stage{
{:},'NumberTitle','off','color','w','Units','normalized','Position',[0.25 0.25 0.5
0.5]);
plot(t_even, PAT_i); ylabel('nD'); xlabel('time (s)'); ylim([127, 290]);
sgtitle ([idPatient(1:4),' ',idPatient(6:7),' ',stage{:}], 'FontSize', 14);
carpeta='C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina\REDACCIÓN TFG\RESULTADOS';
nombreFig=['PAT_',idPatient,' ',stage{:}];
ruta=fullfile(carpetas,nombreFig);
saveas(gcf, ruta, 'jpg');
saveas(gcf, ruta, 'fig');

% si queremos aplicar algun filtro para los cálculos en el dominio
frecuencial:
ord = 4;
fc = [0.04];
[bb,aa] = butter(ord,fc/(fa/2),'high');
PAT_filt = nanfiltfilt(bb,aa,PAT_i);
W1_filt = nanfiltfilt(bb,aa,W1_i);
A12_filt = nanfiltfilt(bb,aa,A12_i);
T12_filt = nanfiltfilt(bb,aa,T12_i);

% COMPUTE PSD SPECTRUM
Setup.plotflag = false;
% [ ~, pLF_HR, pHF_HR ] = frequencyIndices ( HR_i , fa , Setup );
[ ~, pLF_W1, pHF_W1,~,~,~,P_W1,f] = frequencyIndices ( W1_filt , fa , Setup
);
[ ~, pLF_A12, pHF_A12,~,~,~,P_A12,f] = frequencyIndices ( A12_filt , fa

```

```

Setup );
%       title([idPatient(1:4),' ',idPatient(6:7),' ',stage{:}, 'A12'])
'FontSize', 14);
%       [ ~, pLF_A13, pHF_A13 ] = frequencyIndices ( A13_i , fa , Setup );
%       [ ~, pLF_T12, pHF_T12,~,~,P_T12,f] = frequencyIndices ( T12_filt , fa
Setup );
%       [ ~, pLF_T13, pHF_T13 ] = frequencyIndices ( T13_i , fa , Setup );
%       [ ~, pLF_T1, pHF_T1 ] = frequencyIndices ( T1_i , fa , Setup );

%       [ ~, pLF_PAT, pHF_PAT,~,~,P_PAT,f] = frequencyIndices ( PAT_filt , fa
Setup );
%       [ ~, pLF_RESP, pHF_RESP,~,~,P_RESP,f ] = frequencyIndices ( RESP_i , fa
, Setup );

figure
plot(f,P_W1);hold on;
plot(f,P_A12);
plot(f,P_T12);
plot(f,P_PAT,'LineWidth',1);
legend('P(W1)', 'P(A12)', 'P(T12)', 'P(PAT)');
xlim ( [ 0 0.5 ] );
xline( 0.04, 'k:', 'Handlevisability','off');      xline( 0.15 ,
'k:', 'Handlevisability','off');
xline( 0.4 , 'k:', 'Handlevisability','off');
xlabel('Freq [Hz]');ylabel('PSD $[ms^{-2}]$', 'Interpreter', 'latex');
title([idPatient(1:4),' ',idPatient(6:7),' ',stage{:}], 'FontSize', 14);

carpeta='C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina\REDACCIÓN\
TFG\RESULTADOS\ESPECTROS\ESTADOS SEPARADOS';
nombreFig=[idPatient,'_',stage{:}];
ruta=fullfile(carpeta,nombreFig);
saveas(gcf, ruta, 'jpg');
saveas(gcf, ruta, 'fig');

i_LF = find(f>0.04 & f<0.15);
i_HF = find(f>0.15 & f<0.4);

% Correlaciones de potencias de baja frecuencia
r_pLF_W1PAT=corrcoef(P_W1(i_LF),P_PAT(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pLF_W1-PAT: ' ]);
disp(r_pLF_W1PAT(1,2));

r_pLF_A12PAT=corrcoef(P_A12(i_LF),P_PAT(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pLF_A12-PAT: ' ]);
disp(r_pLF_A12PAT(1,2));

r_pLF_T12PAT=corrcoef(P_T12(i_LF),P_PAT(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pLF_T12-PAT: ' ]);
disp(r_pLF_T12PAT(1,2));

r_pLF_W1A12=corrcoef(P_W1(i_LF),P_A12(i_LF),'Rows','complete');

```

```

fprintf(['\t' '\t' '\t r_pLF_W1-A12: '  ]);
disp(r_pLF_W1A12(1,2));

r_pLF_W1T12=corrcoef(P_W1(i_LF),P_T12(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pLF_W1-T12: '  ]);
disp(r_pLF_W1T12(1,2));

r_pLF_A12T12=corrcoef(P_A12(i_LF),P_T12(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pLF_A12-T12: '  ]);
disp(r_pLF_A12T12(1,2));

% Correlaciones de potencias de alta frecuencia
r_pHF_W1PAT=corrcoef(P_W1(i_HF),P_PAT(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pHF_W1-PAT: '  ]);
disp(r_pHF_W1PAT(1,2));

r_pHF_A12PAT=corrcoef(P_A12(i_HF),P_PAT(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pHF_A12-PAT: '  ]);
disp(r_pHF_A12PAT(1,2));

r_pHF_T12PAT=corrcoef(P_T12(i_HF),P_PAT(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pHF_T12-PAT: '  ]);
disp(r_pHF_T12PAT(1,2));

r_pHF_W1A12=corrcoef(P_W1(i_HF),P_A12(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pHF_W1-A12: '  ]);
disp(r_pHF_W1A12(1,2));

r_pHF_W1T12=corrcoef(P_W1(i_HF),P_T12(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pHF_W1-T12: '  ]);
disp(r_pHF_W1T12(1,2));

r_pHF_A12T12=corrcoef(P_A12(i_HF),P_T12(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_pHF_A12-T12: '  ]);
disp(r_pHF_A12T12(1,2));

% Correlaciones directamente de las señales interpoladas
r_W1PAT=corrcoef(W1_i,PAT_i,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_W1-PAT: '  ]);
disp(r_W1PAT(1,2));

r_A12PAT=corrcoef(A12_i,PAT_i,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_A12-PAT: '  ]);
disp(r_A12PAT(1,2));

r_T12PAT=corrcoef(T12_i,PAT_i,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_T12-PAT: '  ]);
disp(r_T12PAT(1,2));

```

```
r_W1A12=corrcoef(W1_i,A12_i,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_W1-A12: ' ']);
disp(r_W1A12(1,2));

r_W1T12=corrcoef(W1_i,T12_i,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_W1-T12: ' ']);
disp(r_W1T12(1,2));

r_A12T12=corrcoef(A12_i,T12_i,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t r_A12-T12: ' ']);
disp(r_A12T12(1,2));

end

keyboard

end
```

```

clear;
close all force;
clc;
%%

addpath(genpath('C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina'))

sigdir = '..\BdD_ES3\'; d = dir(sigdir); d = d(contains({d.name},{' .mat'}));

for suj1 = [198 202 210 214 216 227] % para los sujetos UZ20, UZ22, UZ26, UZ28,
UZ29 , UZ35

    suj2=suj1+1;

    clearvars -except d suj1 suj2 sigdir

    idPatient = d(suj1).name(1:end-7); disp(idPatient);
    filename_BL = [ d(suj1).folder '\' d(suj1).name] ; load
(filename_BL,'dataPDA','dataPAT','dataRESP');
    dataPDA_BL = dataPDA; dataPAT_BL = dataPAT; dataRESP_BL = dataRESP;
    filename_ST = [ d(suj2).folder '\' d(suj2).name] ; load
(filename_ST,'dataPDA','dataPAT','dataRESP');
    dataPDA_ST = dataPDA; dataPAT_ST = dataPAT; dataRESP_ST = dataRESP;

    clearvars dataPDA dataPAT dataRESP

%     if exist('dataPAT','var'), disp('NOO YA TA'); continue; end
%     if ~exist('dataECG','var')||~exist('dataPPG','var'), disp('NOO NO TAI')
continue; end
% Si no existen dataECG o data PPG elimina ese sujeto

%%

lead = {'Y'};

sensor_placement = {'ppgFinger'};

fprintf(['\t' '\t' sensor_placement{:} '\n']);

% Concatenacion de estados de Relax y de Estrés
for stage = fieldnames(dataPDA_BL.(sensor_placement{:}))'
    if isequal(stage{1},'PreRelax')
        features_BL.PreRelaxBL = dataPDA_BL.(sensor_placement{:}).(stage{:})
features;
        signals_BL.PreRelaxBL = dataPDA_BL.(sensor_placement{:}).(stage{:})
signals;

        PAT_BL.PreRelaxBL = dataPAT_BL.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).ND
sig_corr;
        t_PAT_BL.PreRelaxBL = dataPAT_BL.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).ND
t;

```

```

        end
        if isequal(stage{1},'Relax')
            features_BL.RelaxBL = dataPDA_BL.(sensor_placement{:}).(stage{:})⚡
            signals_BL.RelaxBL = dataPDA_BL.(sensor_placement{:}).(stage{:})⚡

            PAT_BL.RelaxBL = dataPAT_BL.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).nD⚡
            t_PAT_BL.RelaxBL = dataPAT_BL.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).nD.t;
        end

    end

    for stage = fieldnames(dataPDA_ST.(sensor_placement{:}))'
        if isequal(stage{1},'PreRelax')
            features_BL.PreRelaxST = dataPDA_ST.(sensor_placement{:}).(stage{:})⚡
            signals_BL.PreRelaxST = dataPDA_ST.(sensor_placement{:}).(stage{:})⚡

            PAT_BL.PreRelaxST = dataPAT_ST.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).nD⚡
            t_PAT_BL.PreRelaxST = dataPAT_ST.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).nD⚡
            t;
        else
            features_ST.(stage{:}) = dataPDA_ST.(sensor_placement{:}).(stage{:})⚡
            signals_ST.(stage{:}) = dataPDA_ST.(sensor_placement{:}).(stage{:})⚡

            PAT_ST.(stage{:}) = dataPAT_ST.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).nD⚡
            t_PAT_ST.(stage{:}) = dataPAT_ST.Y.(sensor_placement{:}).(stage{:}).nD⚡
            t;
        end
    end

    W1_BL=[]; W1_ST=[];
    A12_BL=[]; A12_ST=[];
    T12_BL=[]; T12_ST=[];
    PAT_BL_concat=[]; PAT_ST_concat=[];

    for stage_BL = fieldnames(features_BL)'
        fprintf(['\t' '\t' '\t' stage_BL{:} '\n']);

        % OUTLIER DETECTION (values detected as outliers will now be defined as NaN
        values)
        Setup.N=25;
        Setup.C=2.5;
        Setup.plotflag = false;
    end

```



```

% PDA_HR_corr = outlierDetectionMAD ( features.HR , features.ts %
Setup );
PDA_W1_corr = outlierDetectionMAD ( features_BL.(stage_BL{:}).W1 %
features_BL.(stage_BL{:}).ts , Setup );
PDA_A12_corr = outlierDetectionMAD ( features_BL.(stage_BL{:}).A12 %
features_BL.(stage_BL{:}).ts , Setup );
% PDA_A13_corr = outlierDetectionMAD ( features.A13 , features.ts %
Setup );
PDA_T12_corr = outlierDetectionMAD ( features_BL.(stage_BL{:}).T12 %
features_BL.(stage_BL{:}).ts , Setup );
% PDA_T13_corr = outlierDetectionMAD ( features.T13 , features.ts %
Setup );
% PDA_T1_corr = outlierDetectionMAD ( features.T1 , features.ts %
Setup );

% INTERPOLATE at 4Hz
fa = 4;
t_even = features_BL.(stage_BL{:}).ts(1) : 1/fa : features_BL.(stage_BL{:}).ts(end);

Setup.plotflag = false;
% HR_i = interpolation( PDA_HR_corr , features.ts , t_even , Setup );
W1_i = interpolation( PDA_W1_corr , features_BL.(stage_BL{:}).ts , t_even , Setup );
A12_i = interpolation( PDA_A12_corr , features_BL.(stage_BL{:}).ts , t_even , Setup );
% A13_i = interpolation( PDA_A13_corr , features.ts , t_even , Setup );
T12_i = interpolation( PDA_T12_corr , features_BL.(stage_BL{:}).ts , t_even , Setup );
% T13_i = interpolation( PDA_T13_corr , features.ts , t_even , Setup );
% T1_i = interpolation( PDA_T1_corr , features.ts , t_even , Setup );
PAT_i = interpolation( PAT_BL.(stage_BL{:}) , t_PAT_BL.(stage_BL{:}) , t_even , Setup );

% si queremos aplicar algun filtro para el cálculo en el dominio
frecuencial:
ord = 4;
fc = [0.04];
[bb,aa] = butter(ord,fc/(fa/2),'high');
PAT_filt = nanfiltfilt(bb,aa,PAT_i);
W1_filt = nanfiltfilt(bb,aa,W1_i);
A12_filt = nanfiltfilt(bb,aa,A12_i);
T12_filt = nanfiltfilt(bb,aa,T12_i);

W1_BL = vertcat(W1_BL, W1_filt);
A12_BL = vertcat(A12_BL, A12_filt);
T12_BL = vertcat(T12_BL, T12_filt);
PAT_BL_concat = vertcat(PAT_BL_concat, PAT_filt);
end

for stage_ST = fieldnames(features_ST)'
fprintf([ '\t' '\t' '\t' stage_ST{:} '\n']);

```

```

% OUTLIER DETECTION (values detected as outliers will now be defined as NaN
values)
Setup.N=25;
Setup.C=2.5;
Setup.plotflag = false;
% PDA_HR_corr = outlierDetectionMAD ( features.HR , features.ts %
Setup );
PDA_W1_corr = outlierDetectionMAD ( features_ST.(stage_ST{:}).W1 %
features_ST.(stage_ST{:}).ts , Setup );
PDA_A12_corr = outlierDetectionMAD ( features_ST.(stage_ST{:}).A12 %
features_ST.(stage_ST{:}).ts , Setup );
% PDA_A13_corr = outlierDetectionMAD ( features.A13 , features.ts %
Setup );
PDA_T12_corr = outlierDetectionMAD ( features_ST.(stage_ST{:}).T12 %
features_ST.(stage_ST{:}).ts , Setup );
% PDA_T13_corr = outlierDetectionMAD ( features.T13 , features.ts %
Setup );
% PDA_T1_corr = outlierDetectionMAD ( features.T1 , features.ts %
Setup );

% INTERPOLATE at 4Hz
fa = 4;
t_even = features_ST.(stage_ST{:}).ts(1) : 1/fa : features_ST.(stage_ST
{:}).ts(end);

Setup.plotflag = false;
% HR_i = interpolation( PDA_HR_corr , features.ts , t_even , Setup );
W1_i = interpolation( PDA_W1_corr , features_ST.(stage_ST{:}).ts , t_even
, Setup );
A12_i = interpolation( PDA_A12_corr , features_ST.(stage_ST{:}).ts %
t_even , Setup );
% A13_i = interpolation( PDA_A13_corr , features.ts , t_even , Setup );
T12_i = interpolation( PDA_T12_corr , features_ST.(stage_ST{:}).ts %
t_even , Setup );
% T13_i = interpolation( PDA_T13_corr , features.ts , t_even , Setup );
% T1_i = interpolation( PDA_T1_corr , features.ts , t_even , Setup );
PAT_i = interpolation( PAT_ST.(stage_ST{:}) , t_PAT_ST.(stage_ST{:}) %
t_even , Setup );

% si queremos aplicar algun filtro para el cálculo en el dominio
frecuencial:
ord = 4;
fc = [0.04];
[bb,aa] = butter(ord,fc/(fa/2),'high');
PAT_filt = nanfiltfilt(bb,aa,PAT_i);
W1_filt = nanfiltfilt(bb,aa,W1_i);
A12_filt = nanfiltfilt(bb,aa,A12_i);
T12_filt = nanfiltfilt(bb,aa,T12_i);

W1_ST = vertcat(W1_ST, W1_filt);

```

```

A12_ST = vertcat(A12_ST, A12_filt);
T12_ST = vertcat(T12_ST, T12_filt);
PAT_ST_concat = vertcat(PAT_ST_concat, PAT_filt);

end

fprintf(['\n' '\t' '\t' '\t' '\t' 'BL' '\n']);
% COMPUTE PSD SPECTRUM ----- BL
Setup.plotflag = false;
%
[~, pLF_HR, pHF_HR] = frequencyIndices ( HR_i , fa , Setup );
%
[~, pLF_W1_BL, pHF_W1_BL,~,~,~,P_W1_BL,f] = frequencyIndices ( W1_BL , fa , Setup );
%
[~, pLF_A12_BL, pHF_A12_BL,~,~,~,P_A12_BL,f] = frequencyIndices ( A12_BL , fa , Setup );
%
title([idPatient(1:4),' ',idPatient(6:7),' ',stage{:}, 'A12']
'FontSize', 14);
%
[~, pLF_A13, pHF_A13] = frequencyIndices ( A13_i , fa , Setup );
%
[~, pLF_T12_BL, pHF_T12_BL,~,~,~,P_T12_BL,f] = frequencyIndices ( T12_BL , fa , Setup );
%
[~, pLF_T13, pHF_T13] = frequencyIndices ( T13_i , fa , Setup );
%
[~, pLF_T1, pHF_T1] = frequencyIndices ( T1_i , fa , Setup );
%
[~, pLF_PAT_BL, pHF_PAT_BL,~,~,~,P_PAT_BL,f] = frequencyIndices ( PAT_BL_concat , fa , Setup );

figure
plot(f,P_W1_BL);hold on;
plot(f,P_A12_BL);
plot(f,P_T12_BL);
plot(f,P_PAT_BL,'LineWidth',1);
legend('P(W1)', 'P(A12)', 'P(T12)', 'P(PAT)');
xlim ( [ 0 0.5 ] );
xline( 0.04, 'k:', 'Handlevisability', 'off');      xline( 0.15 , 'k:', 'Handlevisability', 'off');
xline( 0.4 , 'k:', 'Handlevisability', 'off');
xlabel('Freq [Hz]');ylabel('PSD $[ms^{-2}]$', 'Interpreter', 'latex');
title([idPatient(1:4),' BL'], 'FontSize', 14);

carpeta='C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina\REDACCIÓN\TFG\RESULTADOS\ESPECTROS\ESTADOS JUNTOS';
nombreFig=[idPatient,'_BL'];
ruta=fullfile(carpeta,nombreFig);
saveas(gcf, ruta, 'fig');

i_LF = find(f>0.04 & f<0.15);
i_HF = find(f>0.15 & f<0.4);

%
Correlaciones de potencias de baja frecuencia
r_pLF_W1PAT=corrcoef(P_W1_BL(i_LF),P_PAT_BL(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pLF_W1-PAT: ' ']);
disp(r_pLF_W1PAT(1,2));

r_pLF_A12PAT=corrcoef(P_A12_BL(i_LF),P_PAT_BL(i_LF),'Rows','complete');
```

```

fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pLF_A12-PAT: ' ']);
disp(r_pLF_A12PAT(1,2));

r_pLF_T12PAT=corrcoef(P_T12_BL(i_LF),P_PAT_BL(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pLF_T12-PAT: ' ']);
disp(r_pLF_T12PAT(1,2));

r_pLF_W1A12=corrcoef(P_W1_BL(i_LF),P_A12_BL(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pLF_W1-A12: ' ']);
disp(r_pLF_W1A12(1,2));

r_pLF_W1T12=corrcoef(P_W1_BL(i_LF),P_T12_BL(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pLF_W1-T12: ' ']);
disp(r_pLF_W1T12(1,2));

r_pLF_A12T12=corrcoef(P_A12_BL(i_LF),P_T12_BL(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pLF_A12-T12: ' ']);
disp(r_pLF_A12T12(1,2));

% Correlaciones de potencias de alta frecuencia
r_pHF_W1PAT=corrcoef(P_W1_BL(i_HF),P_PAT_BL(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pHF_W1-PAT: ' ']);
disp(r_pHF_W1PAT(1,2));

r_pHF_A12PAT=corrcoef(P_A12_BL(i_HF),P_PAT_BL(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pHF_A12-PAT: ' ']);
disp(r_pHF_A12PAT(1,2));

r_pHF_T12PAT=corrcoef(P_T12_BL(i_HF),P_PAT_BL(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pHF_T12-PAT: ' ']);
disp(r_pHF_T12PAT(1,2));

r_pHF_W1A12=corrcoef(P_W1_BL(i_HF),P_A12_BL(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pHF_W1-A12: ' ']);
disp(r_pHF_W1A12(1,2));

r_pHF_W1T12=corrcoef(P_W1_BL(i_HF),P_T12_BL(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pHF_W1-T12: ' ']);
disp(r_pHF_W1T12(1,2));

r_pHF_A12T12=corrcoef(P_A12_BL(i_HF),P_T12_BL(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t' r_pHF_A12-T12: ' ']);
disp(r_pHF_A12T12(1,2));

fprintf(['\n' '\t' '\t' '\t' '\t' 'ST' '\n']);
COMPUTE PSD SPECTRUM ----- ST
Setup.plotflag = false;
% [ ~, pLF_HR, pHF_HR ] = frequencyIndices ( HR_i , fa , Setup );
[ ~, pLF_W1_ST, pHF_W1_ST,~,~,~,P_W1_ST,f] = frequencyIndices ( W1_ST , f

```

```
, Setup );
[ ~, pLF_A12_ST, pHF_A12_ST,~,~,~,P_A12_ST,f] = frequencyIndices ( A12_ST ,
fa , Setup );
% [ ~, pLF_A13, pHF_A13 ] = frequencyIndices ( A13_i , fa , Setup );
[ ~, pLF_T12_ST, pHF_T12_ST,~,~,~,P_T12_ST,f] = frequencyIndices ( T12_ST ,
fa , Setup );
% [ ~, pLF_T13, pHF_T13 ] = frequencyIndices ( T13_i , fa , Setup );
% [ ~, pLF_T1, pHF_T1 ] = frequencyIndices ( T1_i , fa , Setup );
[ ~, pLF_PAT_ST, pHF_PAT_ST,~,~,~,P_PAT_ST,f] = frequencyIndices (
PAT_ST_concat , fa , Setup );
```

```
figure
plot(f,P_W1_ST);hold on;
plot(f,P_A12_ST);
plot(f,P_T12_ST);
plot(f,P_PAT_ST,'LineWidth',1);
legend('P(W1)', 'P(A12)', 'P(T12)', 'P(PAT)');
xlim ( [ 0 0.5 ] ) ;
xline( 0.04, 'k:', 'Handlevisibility', 'off'); xline( 0.15 ,
'k:', 'Handlevisibility', 'off');
xline( 0.4 , 'k:', 'Handlevisibility', 'off');
xlabel('Freq [Hz]');ylabel('PSD $[ms^{-2}]$', 'Interpreter', 'latex');
title([idPatient(1:4), ' ST'], 'FontSize', 14);
```

```
carpeta='C:\Users\krist\OneDrive\TFG\cristina\REDACCIÓN\
TFG\RESULTADOS\ESPECTROS\ESTADOS JUNTOS';
nombreFig=[idPatient, '_ST'];
ruta=fullfile(carpeta,nombreFig);
saveas(gcf, ruta, 'fig');
```

```
% Correlaciones de potencias de baja frecuencia
r_pLF_W1PAT=corrcoef(P_W1_ST(i_LF),P_PAT_ST(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pLF_W1-PAT: ' ]);
disp(r_pLF_W1PAT(1,2));

r_pLF_A12PAT=corrcoef(P_A12_ST(i_LF),P_PAT_ST(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pLF_A12-PAT: ' ]);
disp(r_pLF_A12PAT(1,2));

r_pLF_T12PAT=corrcoef(P_T12_ST(i_LF),P_PAT_ST(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pLF_T12-PAT: ' ]);
disp(r_pLF_T12PAT(1,2));

r_pLF_W1A12=corrcoef(P_W1_ST(i_LF),P_A12_ST(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pLF_W1-A12: ' ]);
disp(r_pLF_W1A12(1,2));

r_pLF_W1T12=corrcoef(P_W1_ST(i_LF),P_T12_ST(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pLF_W1-T12: ' ]);
```

```

disp(r_pLF_W1T12(1,2));

r_pLF_A12T12=corrcoef(P_A12_ST(i_LF),P_T12_ST(i_LF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pLF_A12-T12: ' ']);
disp(r_pLF_A12T12(1,2));

% Correlaciones de potencias de alta frecuencia
r_pHF_W1PAT=corrcoef(P_W1_ST(i_HF),P_PAT_ST(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pHF_W1-PAT: ' ']);
disp(r_pHF_W1PAT(1,2));

r_pHF_A12PAT=corrcoef(P_A12_ST(i_HF),P_PAT_ST(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pHF_A12-PAT: ' ']);
disp(r_pHF_A12PAT(1,2));

r_pHF_T12PAT=corrcoef(P_T12_ST(i_HF),P_PAT_ST(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pHF_T12-PAT: ' ']);
disp(r_pHF_T12PAT(1,2));

r_pHF_W1A12=corrcoef(P_W1_ST(i_HF),P_A12_ST(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pHF_W1-A12: ' ']);
disp(r_pHF_W1A12(1,2));

r_pHF_W1T12=corrcoef(P_W1_ST(i_HF),P_T12_ST(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pHF_W1-T12: ' ']);
disp(r_pHF_W1T12(1,2));

r_pHF_A12T12=corrcoef(P_A12_ST(i_HF),P_T12_ST(i_HF),'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_pHF_A12-T12: ' ']);
disp(r_pHF_A12T12(1,2));

% Correlaciones de las señales en crudo concatenadas para estados
% de relax
r_BL_W1PAT=corrcoef(W1_BL,PAT_BL_concat,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_BL_W1-PAT: ' ']);
disp(r_BL_W1PAT(1,2));

r_BL_A12PAT=corrcoef(A12_BL,PAT_BL_concat,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_BL_A12-PAT: ' ']);
disp(r_BL_A12PAT(1,2));

r_BL_T12PAT=corrcoef(T12_BL,PAT_BL_concat,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_BL_T12-PAT: ' ']);
disp(r_BL_T12PAT(1,2));

r_BL_W1A12=corrcoef(W1_BL,A12_BL,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_BL_W1-A12: ' ']);
disp(r_BL_W1A12(1,2));

```

```

r_BL_W1T12=corrcoef(W1_BL,T12_BL,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_BL_W1-T12: '  ]);
disp(r_BL_W1T12(1,2));

r_BL_A12T12=corrcoef(A12_BL,T12_BL,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_BL_A12-T12: '  ]);
disp(r_BL_A12T12(1,2));

%           Correlaciones de las señales en crudo concatenadas para estados
%           de estrés
r_ST_W1PAT=corrcoef(W1_ST,PAT_ST_concat,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_ST_W1-PAT: '  ]);
disp(r_ST_W1PAT(1,2));

r_ST_A12PAT=corrcoef(A12_ST,PAT_ST_concat,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_ST_A12-PAT: '  ]);
disp(r_ST_A12PAT(1,2));

r_ST_T12PAT=corrcoef(T12_ST,PAT_ST_concat,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_ST_T12-PAT: '  ]);
disp(r_ST_T12PAT(1,2));

r_ST_W1A12=corrcoef(W1_ST,A12_ST,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_ST_W1-A12: '  ]);
disp(r_ST_W1A12(1,2));

r_ST_W1T12=corrcoef(W1_ST,T12_ST,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_ST_W1-T12: '  ]);
disp(r_ST_W1T12(1,2));

r_ST_A12T12=corrcoef(A12_ST,T12_ST,'Rows','complete');
fprintf(['\t' '\t' '\t' '\t r_ST_A12-T12: '  ]);
disp(r_ST_A12T12(1,2));

keyboard

end

```