



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

TREBAJO DE FIN DE GRADO

Grado en Ingeniería Biomédica

**ESTUDIO DE LA SEÑAL RESPIRATORIA DERIVADA DEL ECG
EN FUNCIÓN DE LA POSICIÓN EN SUJETOS SANOS**



Memoria y Anexos

Autor: Lina Daniela García Cortés
Director: Beatriz F. Giraldo
Co-Director: Jordi Solà Soler
Convocatoria: Enero 2020

Resumen

Actualmente el análisis de señales biomédicas se ha convertido en una fuente de información muy importante en el ámbito de la salud, ya que estas proporcionan datos relevantes de los diversos sistemas constituyentes del cuerpo humano. Una de las señales más estudiadas corresponde al funcionamiento eléctrico del corazón obtenida a partir de la electrocardiografía. Adicionalmente, estas señales contienen información relacionada con la actividad respiratoria. El objetivo principal de este proyecto es caracterizar la señal respiratoria a partir de la señal electrocardiográfica, considerando la posición del sujeto supino y sentado.

Se han desarrollado diferentes algoritmos para determinar los parámetros característicos de la señal electrocardiográfica, para la identificación del complejo QRS. Métodos relacionados con el área, las pendientes y los ángulos del complejo QRS, han sido implementados para obtener la señal respiratoria a partir del ECG (EDR). Se han analizado las señales de derivaciones I, II, III y *Chest*, comparándolas con la señal de volumen respiratorio. A partir de la correlación entre las diferentes señales, se ha determinado su similitud con la señal respiratoria en función de la posición del sujeto. De acuerdo con los resultados obtenidos, se observa que la derivación *Chest* es la que presenta la mayor similitud con la señal respiratoria para los tres métodos.

Resum

Actualment l'anàlisi de senyals biomèdics ha esdevingut una font d'informació molt important en l'àmbit de la salut, ja que aquests proporcionen dades rellevants dels diversos sistemes constituents del cos humà. Un dels senyals més estudiats correspon al funcionament elèctric del cor obtingut a partir de l'electrocardiografia. A més a més, aquests senyals contenen informació relacionada amb l'activitat respiratòria. L'objectiu principal d'aquest projecte és caracteritzar el senyal respiratori a partir del senyal electrocardiogràfic, considerant la posició del subjecte supí y assegut.

S'han desenvolupat diversos algorismes per a determinar els paràmetres característics del senyal electrocardiogràfic, per a la identificació del complex QRS. S'han implementat mètodes relacionats amb l'àrea, els pendents i els angles del complex QRS per tal d'obtenir el senyal respiratori derivat de l'ECG (EDR). S'han analitzat els senyals de les derivacions I, II, III i *Chest*, comparant-les amb el senyal de volum respiratori. A partir de la correlació entre els diferents senyals, s'ha determinat la seva similitud amb el senyal respiratori en funció de la posició del subjecte. D'acord amb els resultats obtinguts, s'observa que la derivació *Chest* és la que presenta la major similitud amb el senyal respiratori per als tres mètodes.

Abstract

Nowadays, the analysis of biomedical signals has become an important source of information in the health sector by providing relevant data on the different systems that constitute the human body. One of the most studied signals is the electric performance of the heart obtained by electrocardiography. Furthermore, these signals contain information related to the respiratory activity.

The main objective of this project is to characterize the respiratory signal from the electrocardiographic signal, considering the position of the subject sitting and supine. Different algorithms have been developed to determine the characteristic parameters of the electrocardiographic signal for the identification of the QRS complex. Methods related to the area, the slopes and the angles of the complex QRS have been implemented to obtain the respiratory signal from the ECG. The signals from leads I, II, III and *Chest* have been analyzed and compared with the respiratory volume signal. Based on the correlation between the different signals, their similarity to the respiratory signal has been determined as a function of the position of the subject. Taking into consideration the results obtained, we observe that *Chest* lead presents the highest similarity to the respiratory signal for the three methods.

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer a mis padres Lina María Cortés y Alberto García por apoyarme a lo largo de mi carrera y motivarme a cumplir mis sueños a pesar de todo el esfuerzo que esto conlleva. Agradezco adicionalmente a Nicolás Rojas por haber estado junto a mi a lo largo de la elaboración de este proyecto y ser la persona que me ha brindado tranquilidad en los momentos difíciles.

Por otro lado, le agradezco a mi directora de tesis Beatriz Giraldo y a mi codirector Jordi Solà por apoyarme durante la realización del proyecto, por darme las herramientas necesarias y motivarme en cada fase del mismo. Adicionalmente, quiero agradecerles por mostrarme y tomarle cariño al análisis de señales médicas, tema por el cual me he sentido atrapada y a gusto a lo largo de la realización de este trabajo.

Finalmente, le agradezco a la Universidad Politécnica de Cataluña por acogerme como estudiante internacional y darme una experiencia inolvidable, tanto a nivel académico como personal. También, agradezco a la Universidad del Rosario y a la Escuela de Ingeniería Julio Garavito por abrirme las puertas y brindarme las bases más importantes de mi carrera, además de darme la posibilidad de realizar mi doble titulación.

Índice

RESUMEN	I
RESUM	II
ABSTRACT	III
AGRADECIMIENTOS	IV
1. PREFACIO	1
1.1. Origen del trabajo	1
1.2. Motivación	1
1.3. Requerimientos previos.....	1
2. INTRODUCCIÓN	3
2.1. Objetivos	3
3. SISTEMA CARDIORRESPIRATORIO	5
3.1. Sistema cardíaco	5
3.1.1. Funcionamiento biológico del corazón	5
3.1.2. Funcionamiento eléctrico del corazón.....	6
3.1.3. Electrocardiograma (ECG)	7
3.2. Funcionamiento del sistema respiratorio y sus señales biológicas	10
3.2.1. Señales respiratorias	11
3.3. Relación entre el sistema cardíaco y respiratorio	11
3.3.1. Relación entre la señal electrocardiográfica y respiratoria	12
4. MATERIALES Y MÉTODOS	13
4.1. Base de datos	13
4.2. Pre-procesado de la señal.....	15
4.3. Detección del complejo QRS.....	15
4.4. Métodos de extracción de la señal respiratoria.....	16
4.4.1. Área del complejo QRS.....	16
4.4.2. Pendientes del complejo QRS	19
4.4.3. Ángulo y Ángulo R.....	22
4.5. Señal de volumen de referencia	23
4.6. Técnicas de comparación de métodos	24
4.6.1. Correlación entre señales EDR y de volumen	24

4.6.2. Análisis estadístico.....	25
5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN _____	27
CONCLUSIONES _____	41
ANÁLISIS DEL IMPACTO AMBIENTAL _____	43
PRESUPUESTO Y/O ANÁLISIS ECONÓMICO _____	44
BIBLIOGRAFÍA _____	47
ANEXO A: TABLAS DE LOS COEFICIENTES DE CORRELACIÓN DE LA TOTALIDAD DE SUJETOS. _____	51
A1. Derivación I en posición "sentado"	51
A2. Derivación I en posición "Supino"	52
A3. Derivación II en posición "Sentado"	53
A4. Derivación II en posición "Supino "	54
A5. Derivación III en posición "Sentado "	55
A6. Derivación III en posición "Supino"	56
A7. Derivación C en posición "Sentado "	57
A8. Derivación C en posición "Supino "	58
ANEXO B: GRÁFICAS DE LA MEDIA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DEL COEFICIENTE DE CORRELACIÓN POR POSICIÓN. _____	59
ANEXO C: CÓDIGO MATLAB _____	61



1. Prefacio

1.1. Origen del trabajo

La ingeniería biomédica es una disciplina que trabaja en diversas áreas siendo una de sus mayores motivaciones optimizar las prácticas médicas con el fin de mejorar la calidad de vida de los pacientes. Una de las disciplinas con mayor énfasis de estudio es el análisis de imágenes y señales biomédicas y es allí, en donde surge como proyecto de investigación la caracterización de la señal respiratoria a partir de la señal electrocardiografía (comúnmente monitorizada en el ámbito clínico), con el objetivo de hacer un análisis más profundo del sistema cardiorrespiratorio, entre otras.

1.2. Motivación

A lo largo del grado de ingeniería biomédica se han adquirido diversos conocimientos relacionados con el análisis de señales biomédicas y su importancia para la monitorización de pacientes y la detección de patologías. Es por esto que surge gran interés por su análisis y caracterización mediante algoritmos desarrollados por un lenguaje de programación trabajado previamente, para obtener información que ayude a mejorar el diagnóstico y seguimiento de los pacientes. Adicionalmente, la elaboración de este trabajo de grado representa una puerta para la especialización futura en el análisis de señales y la ampliación de conocimientos tanto teóricos como prácticos, adquiridos acerca del funcionamiento de la fisiología humana y todo ello conlleva a la implementación de herramientas tecnológicas, en especial de tipo computacional para el análisis de dichos parámetros.

1.3. Requerimientos previos

Es importante la comprensión de la teoría de señales y sistemas, haciendo énfasis en conceptos como la correlación, extracción de características, filtrado y respuesta frecuencial, aplicados a señales de tipo biomédico, para emplearlos mediante técnicas computacionales (MATLAB). Adicionalmente, es imprescindible comprender el funcionamiento fisiológico del ser humano, en especial del sistema cardiorrespiratorio y las señales biológicas que genera, además de la tecnología y los equipos necesarios para la captación y monitorización de las mismas.



2. Introducción

El procesamiento de señales ha sido un tema de gran importancia en el ámbito médico, demostrado con la magnitud de desarrollos para la captura e interpretación de señales fisiológicas de diversos tipos desde que la tecnología ha incursionado en el campo de la medicina. Unas de las señales con mayor índice de monitorización son las de tipo cardíaco y respiratorio, ya que representan la base para el correcto funcionamiento del organismo. El análisis de este tipo de señales puede ayudar a la detección y prevención temprana de patologías, y fallas tanto cardíacas como respiratorias, las cuales representan una de las principales causas de muerte a nivel mundial. De acuerdo con estudios de la Organización Mundial de la Salud se estima que, en 2012, 17.5 millones de personas, 46.2% de todas las muertes registradas en el mundo, murieron a causa de enfermedades cardiovasculares (ECV), y se calcula que en el año 2030 morirán cerca de 22.2 millones de personas por ECV [1].

Las mediciones directas de la respiración necesitan de un esfuerzo del paciente, que en la mayoría de los casos produce estrés físico. Estos sistemas también pueden generar datos erróneos o distorsiones en la adquisición de la señal. La señal electrocardiográfica se ve afectada también por la señal respiratoria. La extracción de la señal respiratoria a partir de la señal ECG puede contribuir al análisis del sistema cardíaco, respiratorio y la interacción cardiorrespiratoria. En este proyecto se propone obtener y comparar la similitud de la señal respiratoria obtenida de diferentes derivaciones, y poder introducir herramientas que ayuden en el estudio de la interacción entre los dos sistemas [1].

2.1. Objetivos

El objetivo principal de este proyecto es estimar la señal respiratoria derivada del ECG a partir de características del complejo QRS. Para ello se propone analizar señales electrocardiográficas de diferentes derivaciones (Derivación I, II, III y *Chest*) registradas sobre sujetos sanos en posición supino y sentado.

Para el desarrollo de este trabajo, se plantean los siguientes objetivos específicos:

- Pre-procesar las señales de la base de datos objeto de estudio.
- Detectar y caracterizar el complejo QRS.
- Estimar la señal respiratoria a partir de las características del QRS.
- Comparar la señal de volumen respiratorio con las señales estimadas considerando las diferentes derivaciones del ECG y las posiciones de los sujetos.
- Realizar un estudio estadístico de los resultados obtenidos.

3. Sistema cardiorrespiratorio

El cuerpo humano actúa como una agrupación de sistemas con diferentes especializaciones, cuyo trabajo conjunto da como resultado el adecuado funcionamiento del organismo. La incursión y aplicación de la tecnología en el campo de la medicina ha generado gran desarrollo en el estudio de los sistemas del cuerpo humano mediante la captación y monitorización de las señales biológicas que estos generan. A nivel biológico, las señales actúan como un signo, seña, marca o medio que informa o predice diversos fenómenos físicos (variaciones de presión, flujos, temperatura, etc.) [2]. Entre los tipos de señales biológicas más importante se encuentran las señales bioeléctricas, de bioimpedancia, bioacústicas, biomagnéticas, bioquímicas y bioópticas [3].

3.1. Sistema cardíaco

El sistema cardíaco es el encargado de realizar un determinado número de importantes funciones en el cuerpo que sirven de apoyo a otros sistemas fisiológicos, ya que las células dependen de algún modo de sus funciones. El sistema cardíaco requiere de tres componentes esenciales para su funcionamiento, el corazón, la sangre y los vasos sanguíneos [4].

3.1.1. Funcionamiento biológico del corazón

El corazón es el órgano más importante del sistema cardíaco, debido a la acción impulsora que proporciona la fuerza necesaria para que la sangre y las sustancias que esta transporta circulen adecuadamente a través de las venas y las arterias. Este órgano posee cuatro cámaras o cavidades, dos aurículas y dos ventrículos. Desde la aurícula, a través de una válvula llamada tricúspide, la sangre pasa a otra cámara del corazón, el ventrículo derecho (VD) y de aquí por la arteria pulmonar llega a los pulmones, donde incorpora el oxígeno que se toma en la respiración; la sangre ya oxigenada, vuelve al corazón, concretamente a la aurícula izquierda (AI), por las venas pulmonares. Desde allí, pasando por la válvula mitral, llega al ventrículo izquierdo (VI), que es el principal motor impulsor de la sangre hacia el resto del cuerpo a través de la aorta [5].

El funcionamiento del corazón depende de movimientos de relajación (diástoles) seguidos de movimientos de contracción (sístoles) en un ciclo cardíaco con una duración aproximada de 0,8 segundos (*Tabla 3.1*) [5].

	Sístole	Diástole
Definición	Es la fase de contracción del ciclo cardíaco del corazón.	Es la fase de relajación del ciclo cardíaco.
Función	El corazón se contrae bombeando la sangre del corazón a la aorta y a la arteria pulmonar	El corazón se relaja permitiendo que las cámaras cardíacas sean llenadas con sangre, que viene de las venas pulmonares y venas cavas.
Presión arterial	Alta.	Baja.
Vasos sanguíneos	Contraídos.	Relajados.
Fases	Contiene dos fases llamadas sístole auricular y sístole ventricular.	Consiste en dos eventos llamados diástole auricular y diástole ventricular.

Tabla 3.1. Etapas del ciclo cardíaco [6].

3.1.2. Funcionamiento eléctrico del corazón

La acción de bombeo del corazón proviene de un sistema de conducción eléctrica que coordina la contracción de las cavidades del corazón. Una parte especializada del corazón, el nódulo sinusal (también llamado nódulo sinoatrial o nódulo SA), genera un impulso eléctrico. Ese estímulo eléctrico viaja a través de las vías de conducción (de forma parecida a como viaja la corriente eléctrica por los cables desde la central eléctrica hasta las casas) y hace que las cavidades inferiores del corazón (o ventrículos) se contraigan y bombeen la sangre hacia fuera. Las aurículas derecha e izquierda son estimuladas en primer lugar, y se contraen para bombear la sangre hacia los ventrículos. Luego, los ventrículos se contraen para bombear la sangre hacia los vasos sanguíneos del cuerpo (Figura 3.1) [7].

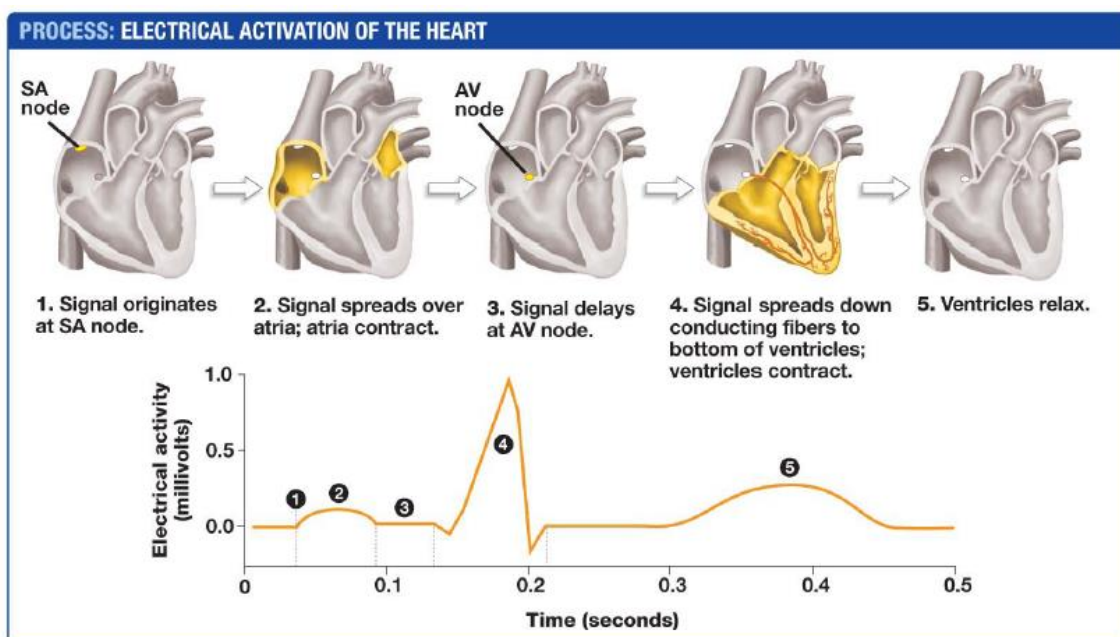


Figura 3.1. Funcionamiento eléctrico del corazón [8].

3.1.2.1. Potencial de acción cardíaco

El corazón se compone de células musculares cardíacas llamadas cardiomiocitos, estas células son excitables en respuesta a un estímulo y generan un potencial de acción (PA) asociado a una respuesta contráctil. Un PA es un cambio reversible en el potencial de membrana producido por la activación secuencial de diversas corrientes iónicas generadas por la difusión de iones a través de la membrana a favor de su gradiente electroquímico. Así, durante la despolarización el interior celular pasa de estar cargado negativamente (-85 mV) a estarlo positivamente (alcanzando +20 o +30 mV) para posteriormente recuperar de nuevo los -85 mV durante el proceso de repolarización celular [9].

3.1.3. Electrocardiograma (ECG)

Representa la actividad eléctrica del corazón reflejada en los cambios del potencial eléctrico de la superficie cutánea. Esta prueba es particularmente útil para valorar el funcionamiento del corazón y/o posibles trastornos de la frecuencia o el ritmo cardíaco; alteraciones de la conducción, crecimiento o hipertrofia de aurículas o ventrículos, infarto de miocardio y desequilibrios de electrolitos [10].

3.1.3.1. Ondas del electrocardiograma y su relación con el ciclo cardíaco

Las fases del potencial de acción cardíaco corresponden con las del electrocardiograma (ECG) de la siguiente manera, la onda P refleja la despolarización (fase 0) auricular, el complejo QRS la

despolarización ventricular, el intervalo PR refleja la velocidad de conducción a través del nódulo AV, el complejo QRS la velocidad de conducción intraventricular y el intervalo QT la duración del potencial de acción ventricular (*Figura 3.3*) [11].

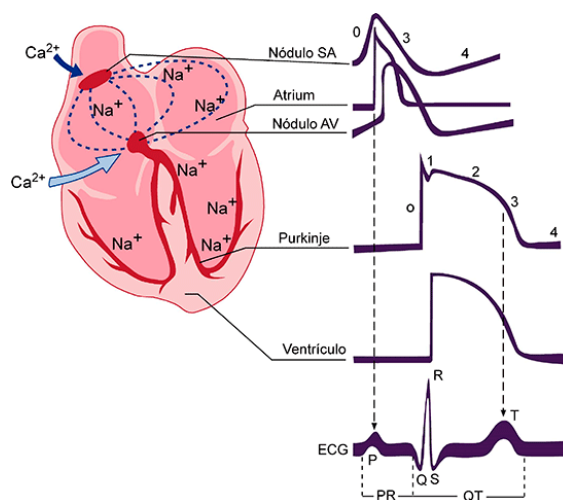


Figura 3.3. Ondas eléctricas producidas por las partes del corazón [12].

3.1.3.2. Adquisición de un electrocardiograma

Para la obtención de un electrocardiograma es empleado un dispositivo denominado electrocardiógrafo, el cual a través de electrodos de superficie capta las señales que se originan en el corazón. El electrocardiógrafo se encarga de mostrar la dirección y magnitud de las corrientes eléctricas y debido a que estas fluyen en múltiples direcciones del músculo cardíaco, este equipo médico obtiene la resultante de todos os los vectores que se generan en un momento dado con ayuda de los electrodos ubicados en sitios estratégicos del cuerpo sobre la piel [11].

Las pruebas de electrocardiografía se basan en los tipos de derivaciones cardiacas, las cuales hacen referencia al registro de la diferencia de potenciales eléctricos entre dos puntos, ya sea entre dos electrodos (derivación bipolar) o entre un punto virtual y un electrodo (derivaciones monopares). Para efectos de este proyecto, se ahondará en las derivaciones de tipo bipolar y de pecho o precordial que fueron las empleadas para la adquisición de las señales estudiadas [11].

- **Derivaciones bipolares**

Son las derivaciones cardiacas clásicas del electrocardiograma, descritas por Einthoven (*Figura 3.4*). Estas registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades diferentes (se coloca un electrodo positivo en una extremidad y uno negativo en otra, midiendo la diferencia de potencial entre ambos).

- D1 o I: diferencia de potencial entre brazo derecho y brazo izquierdo. Su vector está en dirección a 0º.
- D2 o II: diferencia de potencial entre brazo derecho y pierna izquierda. Su vector está en dirección a 60º.
- D3 o III: diferencia de potencial entre brazo izquierdo y pierna izquierda. Su vector está en dirección a 120º [13].



Figura 3.4. Derivaciones bipolares del ECG [14].

Las tres derivaciones bipolares forman, en su conjunto, lo que se denomina el triángulo de Einthoven y guardan la siguiente proporción matemática: $D2 = D1 + D3$.

- **Derivaciones monopoles precordiales**

Las derivaciones precordiales del electrocardiograma son seis. Estas derivaciones registran el potencial absoluto del punto donde está colocado el electrodo del mismo nombre (Figura 3.5). Adicionalmente, son las mejores derivaciones del electrocardiograma para precisar las alteraciones del ventrículo izquierdo, sobre todo de las paredes anterior y posterior [11].

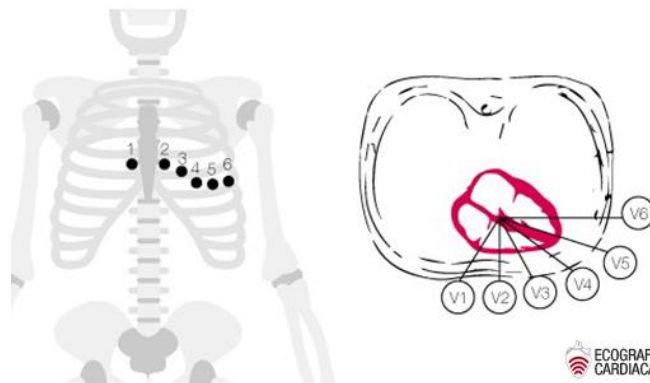


Figura 3.5. Derivaciones monopoles precordiales del ECG [14].

- **V1:** Registra los potenciales de las aurículas, de parte del tabique y de la pared anterior del ventrículo derecho. El complejo QRS presenta una onda R pequeña (despolarización del septo interventricular) seguida de una onda S.
- **V2:** La onda R es ligeramente mayor que en V1, seguida de una onda S profunda (activación ventricular izquierda).
- **V3:** La onda R y la onda S suelen ser casi iguales. Se posiciona en el intermedio entre V2 y V4.
- **V4:** Presenta una onda R alta seguida de una onda S pequeña (activación de ventrículo derecho).
- **V5 y V6:** Presentan una onda R menor que en V4, aunque sigue siendo alta. La onda R está precedida de una onda q pequeña (despolarización del septo) [11].

3.2. Funcionamiento del sistema respiratorio y sus señales biológicas

La función principal del sistema respiratorio es la entrega de oxígeno a las células y la eliminación del dióxido de carbono de ellas. El aparato respiratorio está formado por las vías aéreas y los pulmones, a través de las vías aéreas el aire circula en dirección a los pulmones y allí se realiza el intercambio de gases [15].

El proceso de respiración se ejecuta mediante dos movimientos que se producen en el tórax (Figura 3.6), la inspiración (entra el aire cargado de O₂ desde el exterior hasta el interior de los pulmones) y la espiración (sale el aire cargado de CO₂ desde los pulmones hacia el exterior) [16].



Figura 3.6. Proceso de inspiración y exhalación [17].

3.2.1. Señales respiratorias

La señal respiratoria analiza el tiempo de inspiración y espiración, los volúmenes, el flujo y la frecuencia respiratoria (Figura 3.7). El tiempo de inspiración y de espiración corresponde a la duración de la inhalación y exhalación respectivamente. Los volúmenes respiratorios hacen referencia a la cantidad de gas que se moviliza durante la espiración y exhalación normal y forzada. Las capacidades aluden a la cantidad máxima de aire que se puede intercambiar por el sistema respiratorio. Finalmente, el flujo corresponde al cambio del volumen en función del tiempo, es decir, la derivada del volumen [18].

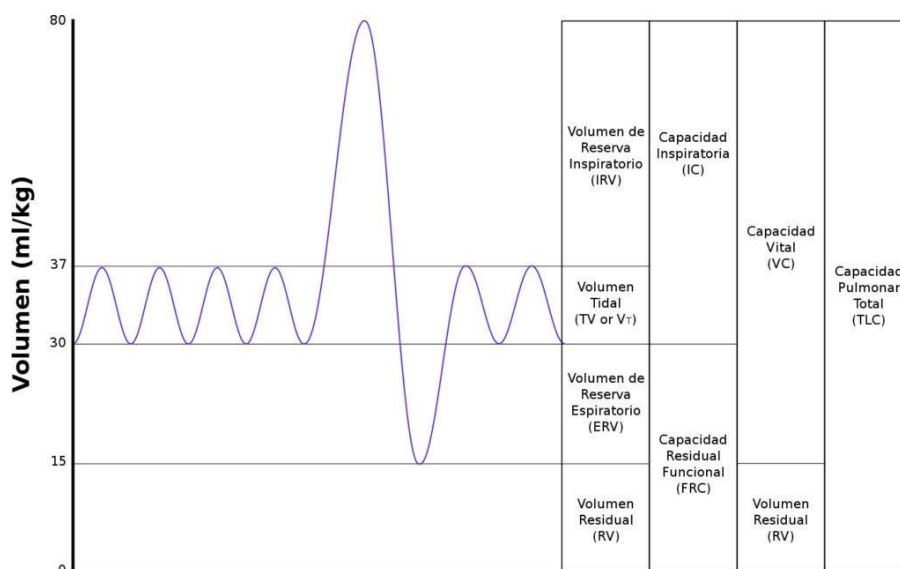


Figura 3.7. Capacidades y volúmenes pulmonares [19].

3.3. Relación entre el sistema cardíaco y respiratorio

El sistema cardíaco y el sistema respiratorio trabajan en equipo para la oxigenación del cuerpo. En la inhalación de oxígeno, este entra el pulmón, en donde los alveolos permiten que el oxígeno pase a la sangre mediante los capilares pulmonares y a su vez, la sangre traspasa el dióxido de carbono para ser expulsado por el proceso de exhalación. Adicionalmente, la sangre se encarga de nutrir de oxígeno a todos los órganos, como el pulmón, el cerebro, el hígado, entre otros. Esta interacción entre el aparato respiratorio y el cardíaco se produce efectuando aproximadamente 17 respiraciones y 70 latidos por minuto en un adulto normal (las frecuencias pueden variar según el sexo, la talla, la edad y el peso) [20].

3.3.1. Relación entre la señal electrocardiográfica y respiratoria

El latido está influenciado morfológicamente durante la respiración por dos mecanismos: cambios en la impedancia torácica y cambios en la orientación del eje eléctrico del corazón con respecto a los electrodos de ECG. Los cambios en la presión intratorácica durante la inhalación estiran el nodo sino-auricular, aumentando la frecuencia cardíaca (FC). El aumento del flujo de salida vagal durante la exhalación reduce la FC; y la presión intratorácica reducida durante la inhalación disminuye el volumen sistólico ventricular izquierdo [21].

A nivel de señales, la modulación del patrón de onda RS (máximo pico y mínimo siguiente de la señal ECG), varía con los procesos de inspiración y espiración producto de la ampliación del vértice del corazón hacia el abdomen, porque al llenarse de aire los pulmones la caja torácica se expande y desplaza hacia abajo el diafragma. Durante el proceso de espiración se presenta otra relación al momento del desplazamiento del diafragma hacia arriba, lo que permite la exhalación de aire comprimiendo el vértice del corazón hacia el pecho; de esa manera el vector cardíaco eléctrico cambia modulando la amplitud de la señal ECG inducida por la respiración [22]. Al estar ambos sistemas (cardíaco y respiratorio) regidos por el sistema nervioso autónomo, las variaciones en la señal de ECG se ven reflejadas en la señal respiratoria y viceversa.

4. Materiales y métodos

Para obtener la señal de respiración derivada del ECG (EDR) se plantean las etapas contempladas en la *Figura 4.1*. Es necesaria la implementación del software de programación Matlab que permite el manejo de matrices y datos, el procesamiento y el empleo de diversas funciones para el análisis de señales. Adicionalmente, se consta con una base de datos compuesta por un grupo de sujetos sanos y la adquisición de dos tipos de señales por cada uno.

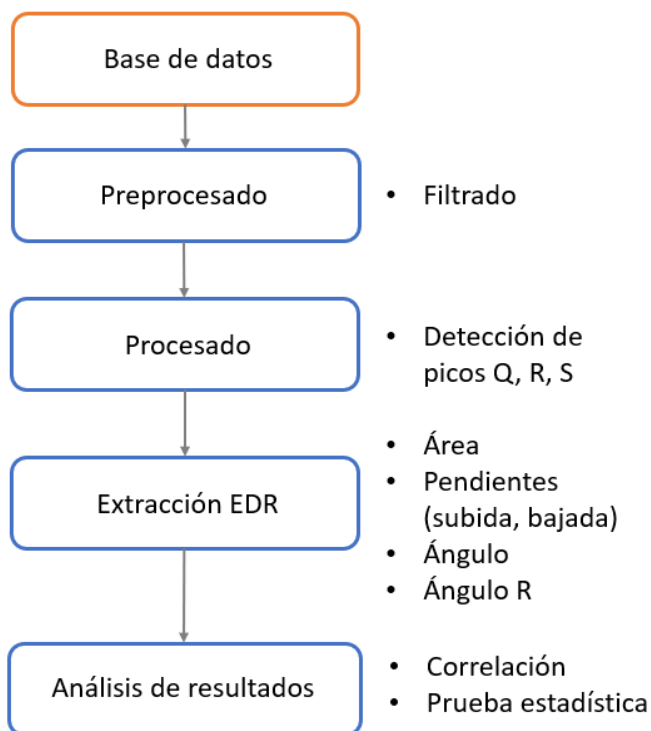


Figura 4.1. Diagrama de bloques de la metodología

4.1. Base de datos

La base de datos empleada en la realización del proyecto consta de 44 señales procedentes de 44 sujetos sanos, registradas en condiciones de reposo estandarizadas (misma ubicación y un ambiente tranquilo) mientras el sujeto permanecía en posición sentada o supino. La adquisición de las señales fue ejecutada en un proyecto realizado preliminarmente en el “Institut de Bioenginyeria de Catalunya (IBEC)” con ayuda del equipo de BIOPAC Systems Inc.MO150. Los datos antropométricos de la población estudiada son sintetizados en la *Tabla 4.1*.

	N	Edad (años)	Altura (cm)	Peso (Kg)	Fumador	Cintura (cm)	Cadera (cm)
Hombres	44	27,2 ± 5,4	178,7 ± 6,4	77,6 ± 8,8	7	88,8 ± 7,1	100,3 ± 7,4
Mujeres	26	26,7 ± 2,8	161,1 ± 5,5	54,3 ± 8,1	1	74,3 ± 9,6	90,9 ± 8,8
Total	18	27,0 ± 4,5	171,5 ± 10,5	68,0 ± 14,3	8	82,8 ± 10,9	96,5 ± 9,3

Tabla 4.1. Tabla de los datos antropométricos de la población estudiada.

A cada individuo se le registró de forma simultánea la señal de flujo respiratorio y cuatro derivaciones del electrocardiograma (I, II, III y una derivación precordial) durante 15 minutos en posición sentado y durante 30 minutos en posición supino (Figura 4.2).

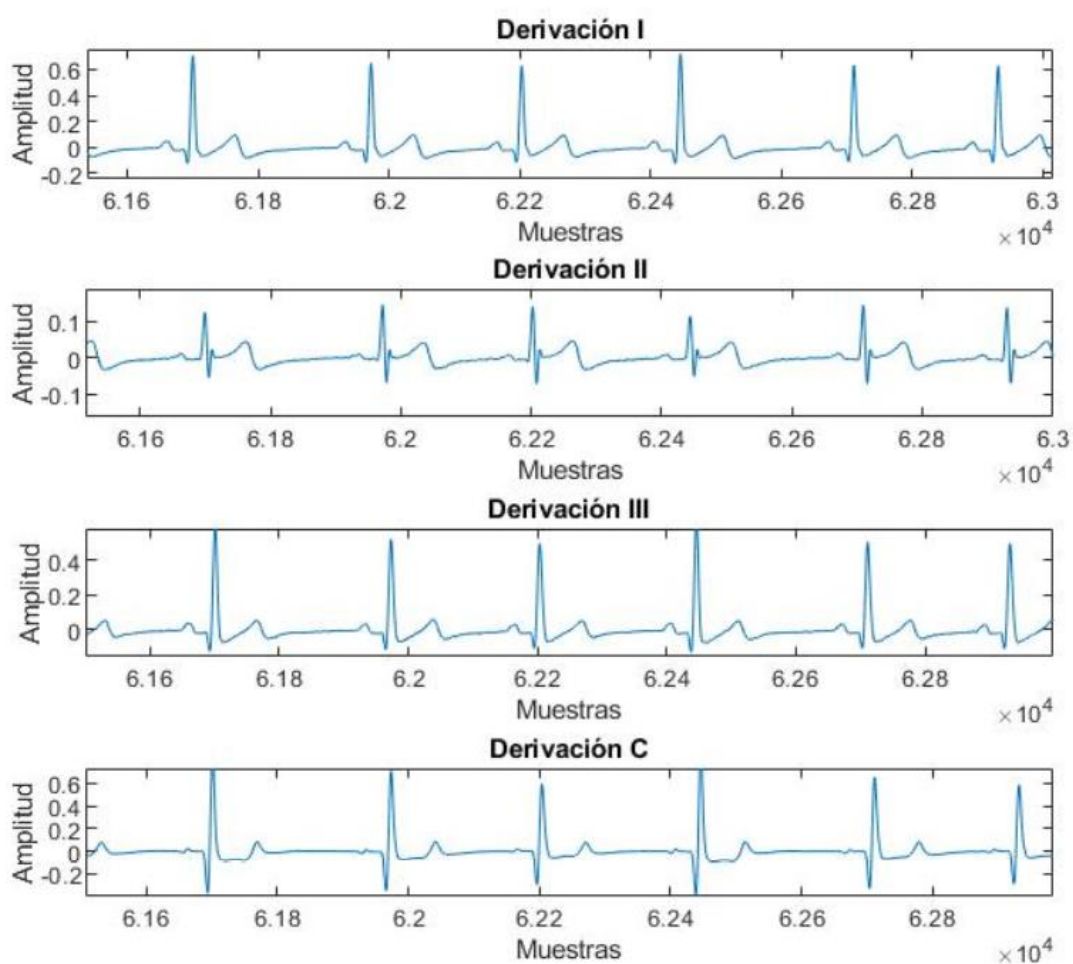


Figura 4.2. Ejemplo de las señales ECG adquiridas en las cuatro derivaciones de un sujeto sano en posición Sentado de ECG.

4.2. Pre-procesado de la señal

Antes de trabajar con la señal de electrocardiografía se debe realizar un proceso de filtrado debido al ruido generado por diversos artefactos que pueden afectar cualquier registro de una señal fisiológica en especial las frecuencias posiblemente generadas por la red eléctrica que poseen una frecuencia de 50Hz. Como consecuencia de lo anterior se plantea el diseño de un filtro rechaza banda de tipo FIR con un intervalo de rechazo entre 49 y 51 Hz.

4.3. Detección del complejo QRS

La extracción y detección de características de ECG forma la base principal para el desarrollo del proyecto, siendo la información de mayor relevancia la posición y amplitud de los puntos que conforman el complejo QRS a partir de la localización de los picos correspondientes (Figura 4.3).

Para la detección de la posición de los picos R se empleó el algoritmo que combina varios filtros de paso de banda para delinear mejor los complejos QRS [23].

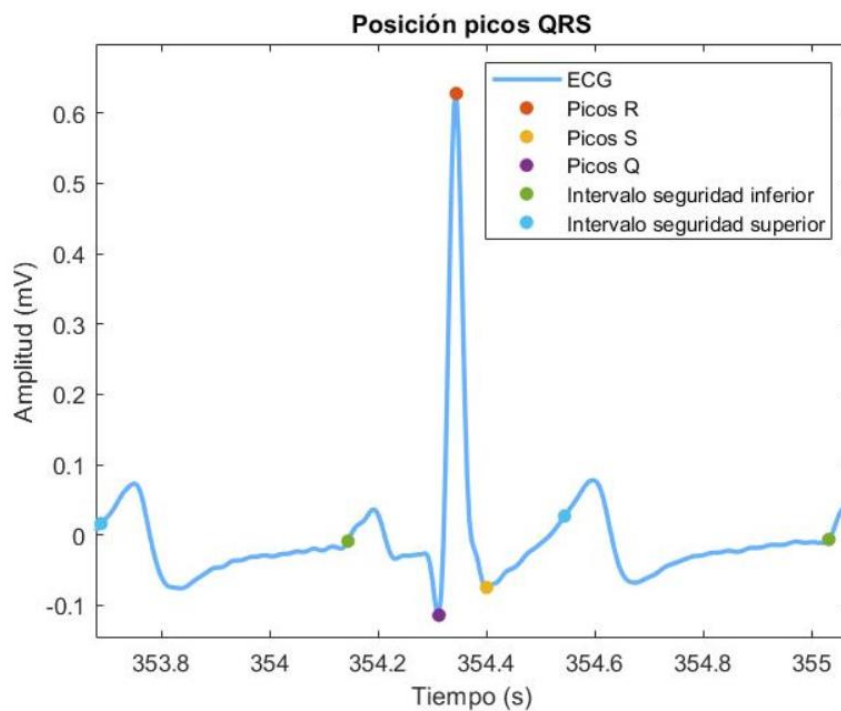


Figura 4.3. Posición picos QRS.

Para la obtención de los picos Q y S se emplea una estrategia similar para ambos casos que consiste en establecer un intervalo teniendo en cuenta la posición del pico R de 0,2 segundos antes (intervalo de seguridad inferior) para el pico Q y 0,2 segundos después (intervalo de seguridad superior) para el pico S. A partir de lo anterior, se establecen dos rangos en los que se busca el punto mínimo el cual corresponderá al pico Q y S respectivamente. El valor escogido de 0,2 segundos (50 muestras en el caso de las señales empleadas) se basa en la distancia o tiempo mínimo entre cada pico R que debe ser de 0,8 segundo (200 muestras en este caso), por lo tanto, a cada lado del pico R se deben poseer un mínimo de 0,4 segundos (100 muestras) y como los picos Q y S se encuentran relativamente cerca al punto R, su posición no debe sobrepasar la suma o la resta de 0,4 segundos (50 posiciones) desde el punto R de referencia (*Figura 4.3*). La conversión de muestras a segundos se realiza con una frecuencia de muestreo de 250 Hz.

4.4. Métodos de extracción de la señal respiratoria

A lo largo de este proyecto se implementan tres métodos diferentes para la obtención de la señal respiratoria mediante la extracción de características de la señal ECG tanto en posición “Sentado” como “Supino”.

4.4.1. Área del complejo QRS

Para la obtención de la EDR mediante el área del complejo QRS se requirió de un proceso dividido en cuatro etapas (*Figura 4.4*).

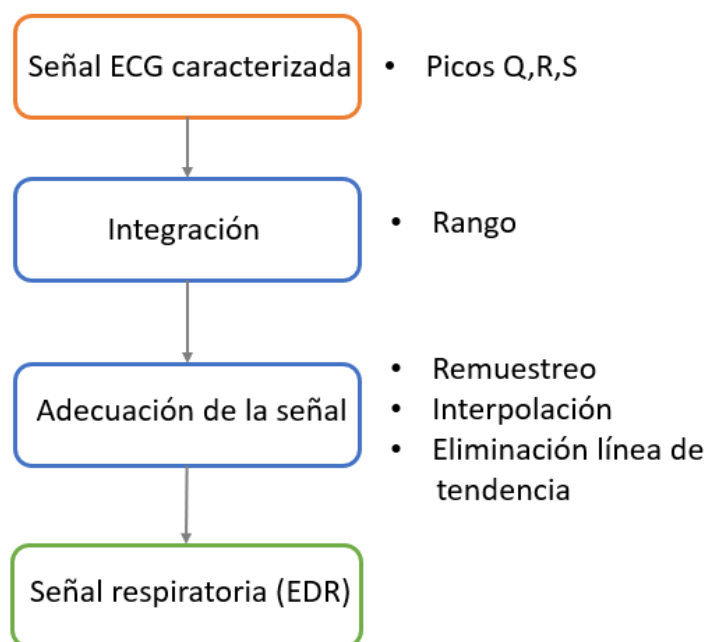


Figura 4.4. Etapas para la obtención de la EDR a partir del área.

El proceso empleado se basa en la técnica descrita en *Charlton et al.* [21], que detalla la extracción del área mediante el cálculo de la integral entre el punto Q y S del complejo teniendo en cuenta un intervalo previo y posterior a los puntos Q y S como medida de seguridad. En este caso se emplea el intervalo de seguridad de 0,4 segundos antes y 0,4 segundos después (50 muestras antes y 50 muestras después) de la posición del pico R aplicado previamente para la extracción de los picos Q y S (*Figura 4.3*), con el fin de asegurar la inclusión de los picos en el proceso de integración. Posterior a la determinación del rango de integración se realiza la sumatoria de todas las amplitudes de las muestras seleccionadas y el resultado se ubica en la posición del pico R (*Figura 4.5*). Las amplitudes empleadas en el proceso de integración son tomadas como valor absoluto debido a las amplitudes negativas correspondiente al último tramo de la despolarización ventricular (tramo RS).

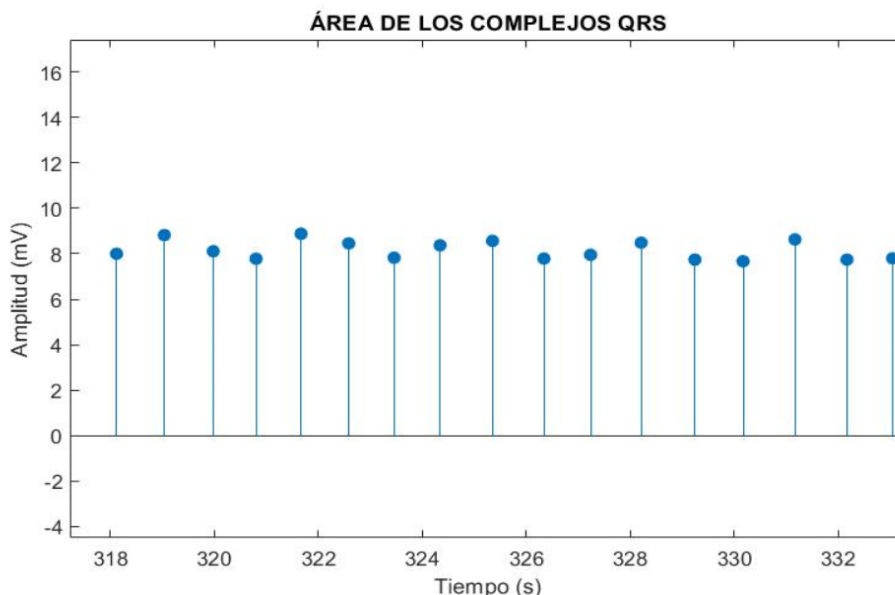


Figura 4.5. Área de los complejos QRS.

Para generar la señal EDR se realiza una interpolación y remuestreo de los valores obtenidos con una frecuencia de 10 Hz. Este proceso de interpolación busca la obtención de un conjunto uniforme de puntos partiendo del conocimiento de un conjunto discreto de puntos. En este caso se ha aplicado una interpolación de tipo “*spline*”, la cual se basa en un ajuste cúbico que tiene en cuenta el valor de la señal y su derivada (*Figura 4.6*) [24].

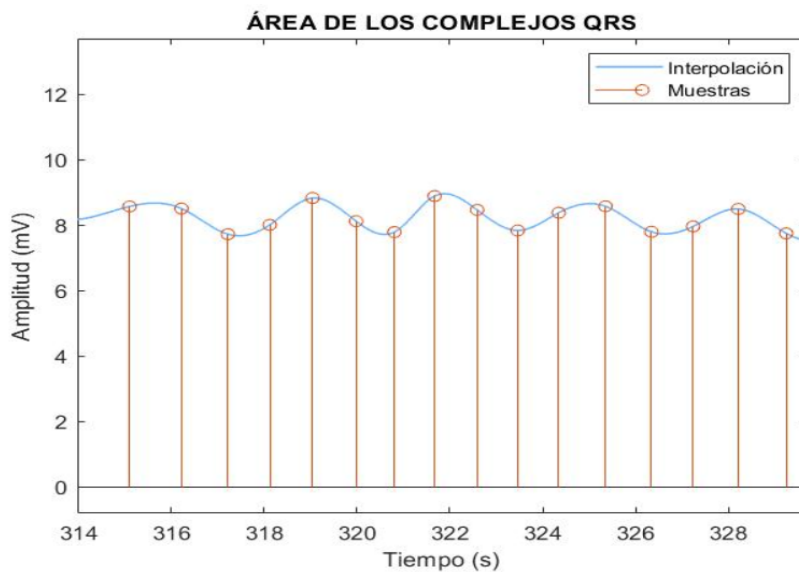


Figura 4.6. Interpolación de áreas a 4 Hz.

Al observar la *Figura 4.6* se evidencia una línea de tendencia en la señal interpolada, la cual debe ser eliminada para alinear la señal obtenida con el eje x igual a cero y facilitar los procesos de análisis y comparación que serán ejecutados posteriormente. La eliminación de la línea de tendencia de los datos permite centrar el análisis en fluctuaciones propias de los datos (*Figura 4.7*) [25].

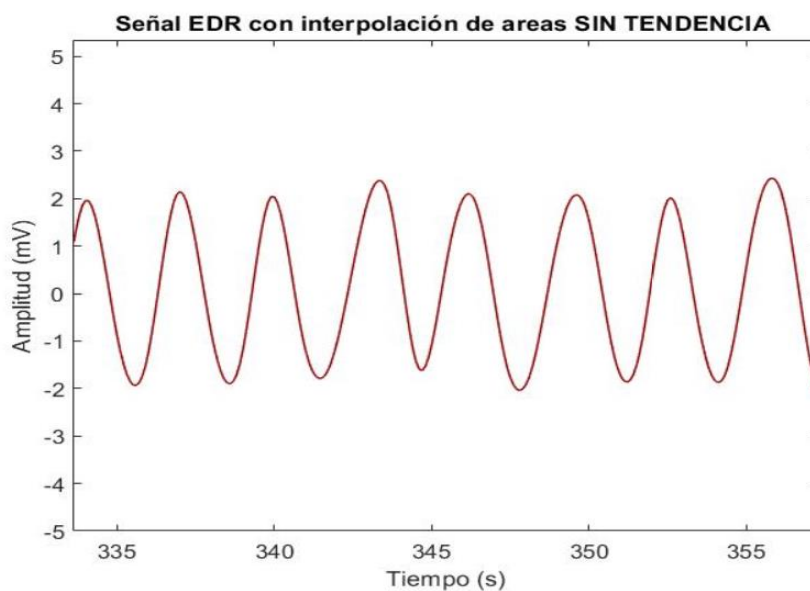


Figura 4.7. Interpolación de áreas a 10 Hz sin tendencia.

4.4.2. Pendientes del complejo QRS

El segundo método consiste en obtener la señal EDR a partir de la extracción de las pendientes que se forman entre el punto Q y R (Pendiente de subida) y el punto R y S (Pendiente de Bajada) (Figura 4.8) [26].

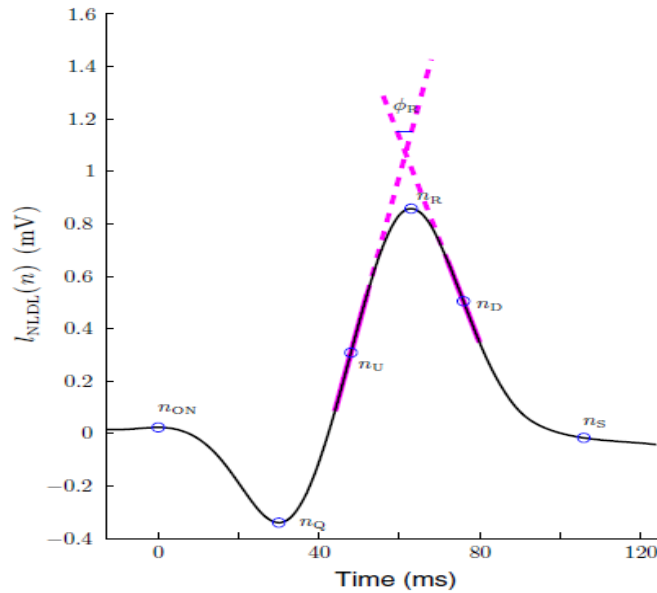


Figura 4.8. Pendientes de subida y bajada según los puntos de interés del ECG [26].

La Figura 4.9 representa esquemáticamente las etapas necesarias para la obtención de la señal EDR a partir de las pendientes.

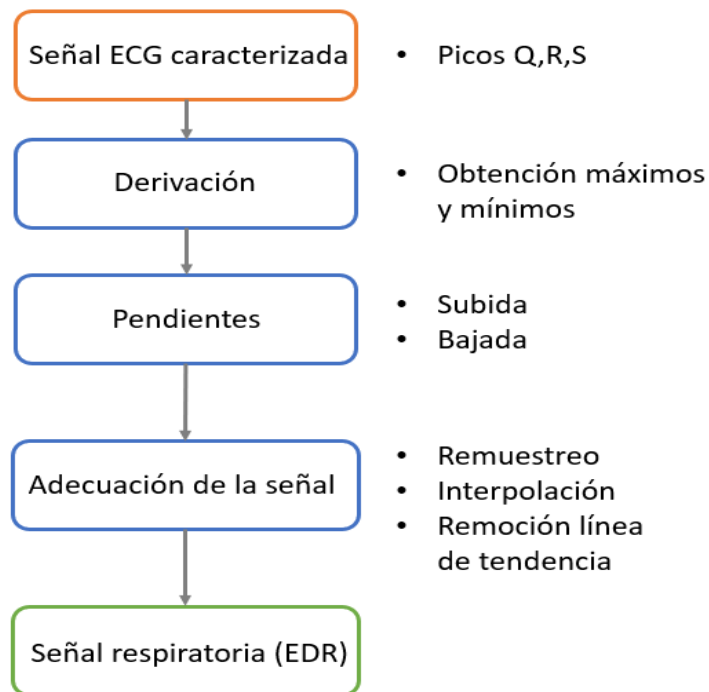


Figura 4.9. Etapas para la obtención de la EDR a partir de las pendientes de subida y bajada del complejo QRS.

A manera de ejemplo la *Figura 4.10* presenta la derivada obtenida de la señal de ECG y la posición de los puntos mínimos y máximos de la derivada en el rango establecido (0,2 segundos antes del pico R y 0,2 segundos después) trasladados a la señal de ECG. Los puntos máximos y mínimos corresponden a la pendiente de subida y de bajada respectivamente.

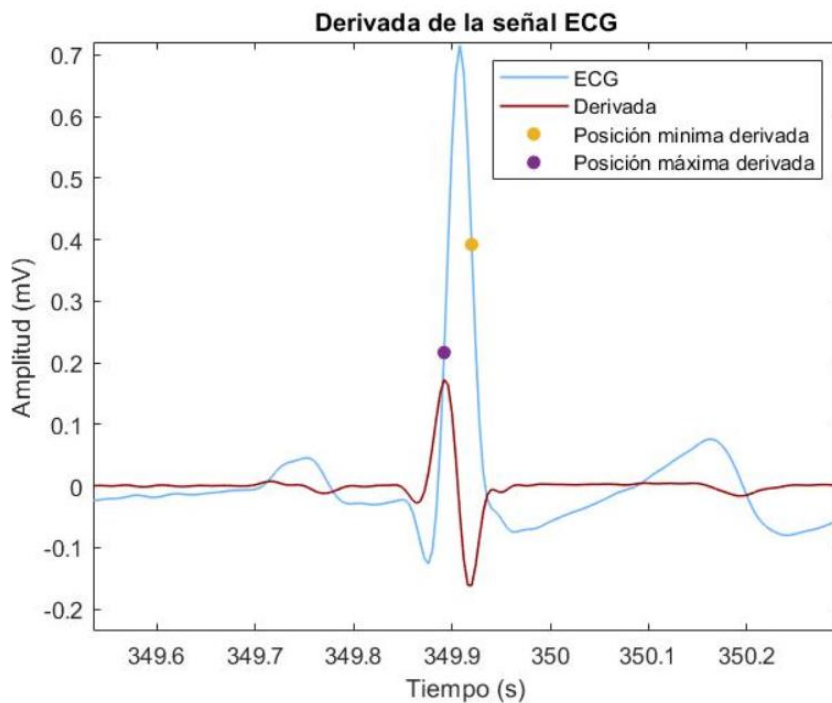


Figura 4.10. Señal de ECG con su derivada y el traslado de los puntos máximos y mínimos de la derivación.

Con el objetivo de mostrar gráficamente la posición de las pendientes y confirmar que el resultado sea correcto, al obtener los puntos máximos y mínimos, se trazan las rectas tangentes a dichos puntos (*Figura 4.11*).

Cabe recalcar que, a través de las rectas obtenidas también es posible obtener las pendientes como una forma alternativa.

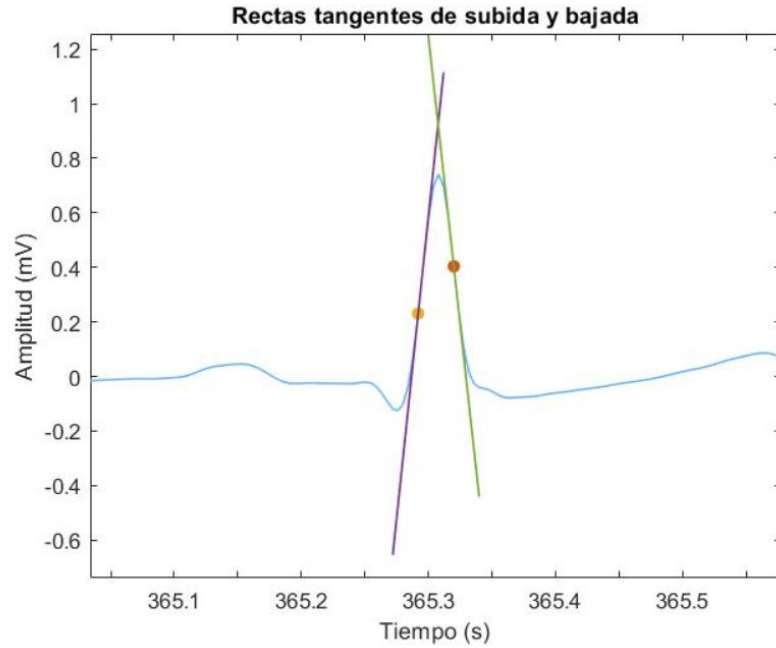


Figura 4.11. Rectas tangentes de subida y bajada.

Teniendo las pendientes de subida y de bajada de interés, se realiza la interpolación de estas a una frecuencia de 10Hz (10 muestras cada 1 segundo) para obtener la señal EDR y es eliminada la línea de tendencia (Figura 4.12).

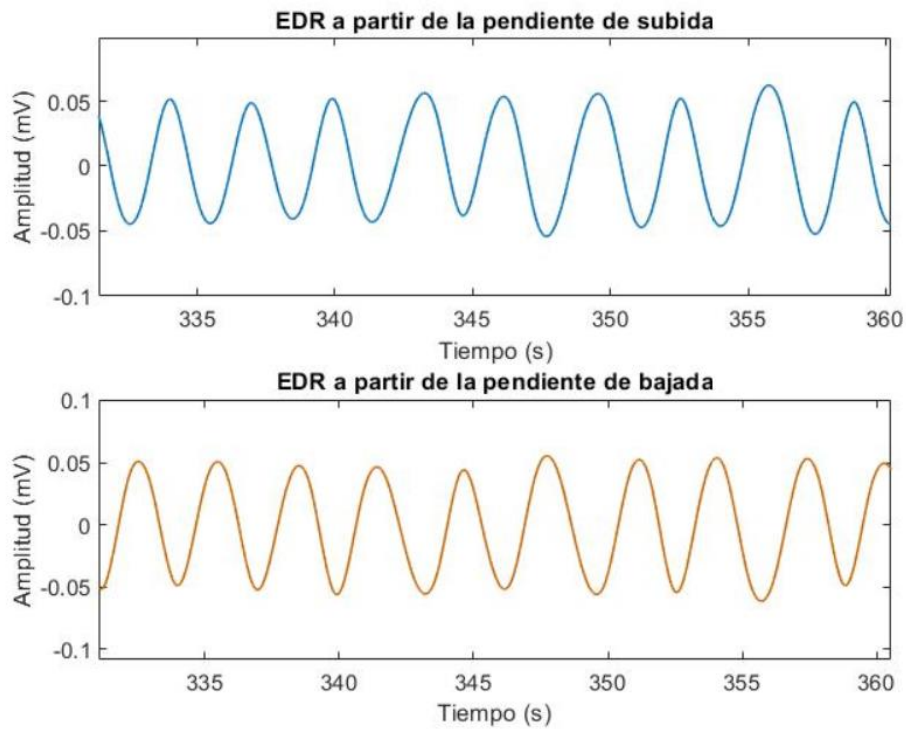


Figura 4.12. Señales EDR con interpolación de las pendientes de subida y de bajada sin tendencia.

4.4.3. Ángulo y Ángulo R

Para estimar la EDR con ayuda de los ángulos, se empleó como base otra de las técnicas presentadas por Lázaro et al. [26]. Este método emplea el ángulo entre las pendientes de subida y de bajada (Figura 4.13) como punto de referencia para la obtención de la señal respiratoria seguido del proceso de interpolación de los valores conseguidos. La obtención del ángulo se realiza mediante la siguiente expresión angular,

$$\phi = \arctan \left(\frac{ps - pb}{1 + ps * pb} \right)$$

siendo “ps” la pendiente de la recta de subida (entre el punto Q y R) y “pb” la pendiente de la recta de bajada (entre el punto R y S).

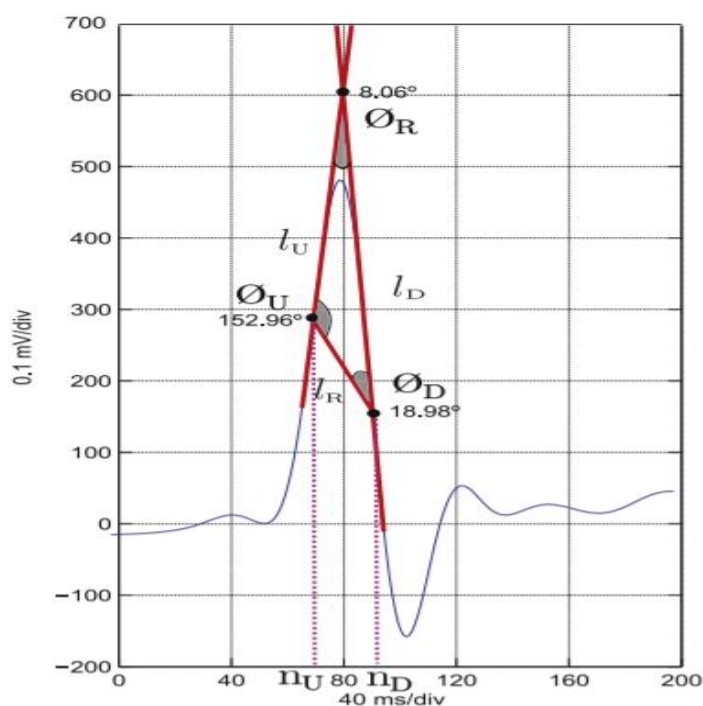


Figura 4.13. Posición del ángulo estudiado (ϕ_R) [27].

Adicional al cálculo del ángulo desarrollado previamente, se realiza una variación planteada en Romero et al. [27], producto del re-escalado de los ejes, con el fin de que estos coincidan con el particular caso de trazados de ECG convencionales en impresiones clínicas, donde se evidencia una velocidad de 25 mm / s y una ganancia de 10 mm / mV.

$$\phi R = \arctan \left(\frac{ps - pb}{0.4(6,25 + ps * pb)} \right)$$

La *Figura 4.14* ejemplifica las señales adquiridas mediante la interpolación de los valores obtenidos a partir de la aplicación de las dos técnicas basadas en los ángulos a una frecuencia de 10Hz y la respectiva eliminación de la línea de tendencia.

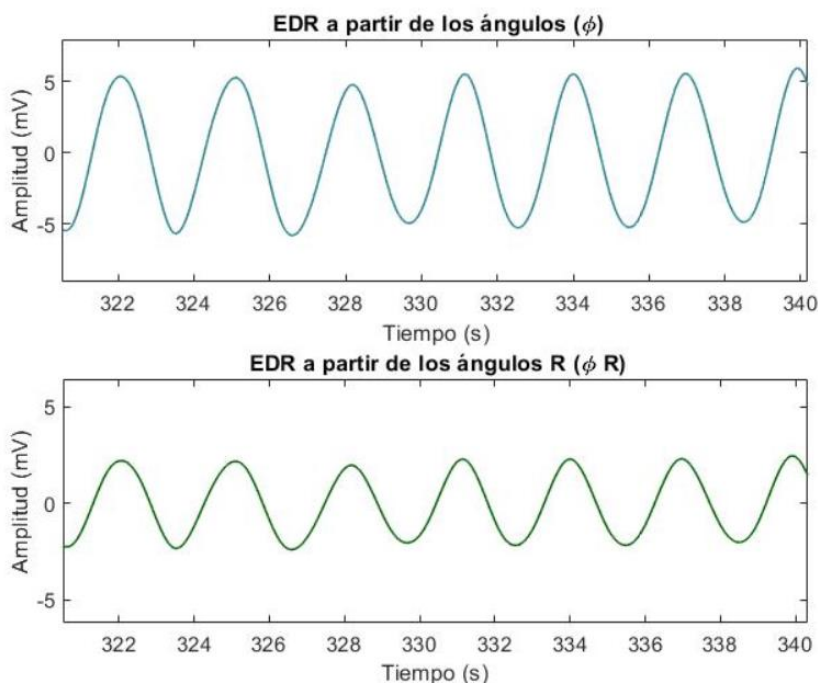


Figura 4.14 Señal EDR obtenida a partir de los ángulos.

4.5. Señal de volumen de referencia

Para la comparación de los resultados obtenidos mediante las técnicas de caracterización, se obtiene una señal de volumen por cada sujeto a partir de la señal de flujo medida a estos. El volumen es obtenido mediante la integración de la señal de flujo posterior a la detección de los cruces por cero de esta señal con el fin de determinar el inicio de cada ciclo y así eliminar el valor de offset que será producido por el proceso de integración. En este caso también es necesario eliminar los valores de tendencia para rectificar la señal.

Dadas las señales de volumen de referencia de los 44 sujetos, se emplea un proceso de interpolación a 10 Hz para que sean compatibles con las señales EDR obtenidas teniendo la misma longitud y cantidad de muestras (*Figura 4.15*).

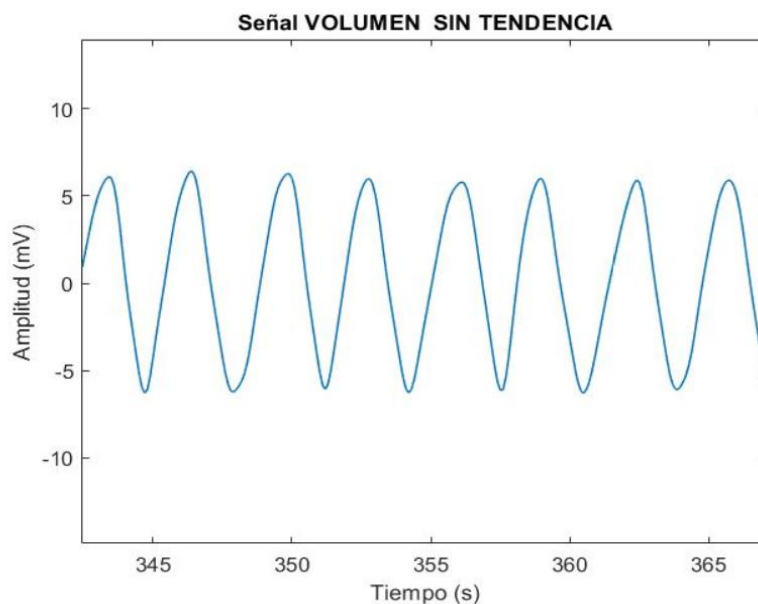


Figura 4.15. Señal volumen respiratorio de referencia.

4.6. Técnicas de comparación de métodos

Una vez obtenidas las cinco señales interpoladas (EDR por pendiente de subida, EDR por pendiente de bajada, EDR por área, EDR por ángulo, EDR por ángulo R) por cada una de las derivaciones (Derivación I, Derivación II, Derivación III, Derivación C) y cada una de las posiciones (Supino y sentado) en los 44 sujetos estudiados, se valida el algoritmo mediante el análisis de bondad de las EDR estimadas a partir de una prueba de correlación con las señales de volumen respiratorio de referencia de cada sujeto y pruebas estadísticas.

4.6.1. Correlación entre señales EDR y de volumen

La correlación se define como la cuantificación del vínculo recíproco o correspondiente que existe entre dos o más elementos mediante la proporción y la relación lineal existente entre estos [28]. En el caso de las señales se aplica el proceso de correlación cruzada que se encuentra definida por la ecuación mostrada a continuación.

$$r_{xy}(l) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot y(n-l) \quad \forall l$$

Esta correlación permite cuantificar la similitud de dos señales de tipo discreto. No obstante, la ecuación planteada anteriormente, requiere de un proceso de normalización para obtener un valor de similitud en un rango entre 0 y 1, denominado coeficiente de correlación cruzada normalizada.

El proceso de normalización se realiza mediante la división de la correlación cruzada por la raíz cuadrada de la multiplicación de las energías, cuyo resultado es el coeficiente de correlación y su expresión matemática se muestra a continuación.

$$\rho_{xy}(l) = \frac{r_{xy}(l)}{\sqrt{E_x \cdot E_y}}$$

Los valores de energía se calculan mediante las siguientes expresiones.

$$E_x = \sum_{n=0}^N |x(n)|^2$$

$$E_y = \sum_{n=0}^N |x(n)y(n)|^2$$

Al obtener el coeficiente de correlación, los valores cercanos a cero representan una baja similitud temporal y los valores cercanos a 1 representan una alta similitud de la señal (Figura 4.16).

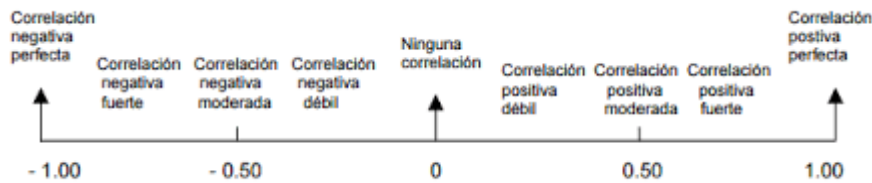


Figura 4.16. Descripción del nivel de correlación según el valor del coeficiente de correlación [29].

Al estar las señales estudiadas interpoladas con la misma frecuencia es posible realizar una comparación muestra por muestra mediante la correlación cruzada.

4.6.2. Análisis estadístico

A partir del coeficiente de correlación cruzada normalizada se aplica el test de Wilcoxon para muestras relacionadas para determinar el nivel de similitud entre las señales de EDR generadas y la señal de volumen de referencia. Se ha considerado un umbral de significancia de 0.05 [30] [31].

Para analizar los resultados se proponen los siguientes casos:

- **Caso 1:** Comparación de las EDR obtenidas en función de la técnica (Tabla 4.2).

	DERIVACIÓN I, II, III, C			
	EDR Pendiente bajada	EDR Área	EDR Ángulo	EDR Ángulo R
EDR Pendiente subida	✓	✓	✓	✓
EDR Pendiente bajada		✓	✓	✓
EDR Área			✓	✓
EDR Ángulo				✓

Tabla 4.2. Caso 1 para la aplicación de la prueba estadística Wilcoxon.

- **Caso 2:** Comparación de las EDR obtenidas en función de la derivación de registro (Tabla 4.3).

	TÉCNICAS PARA LA OBTENCIÓN DE LAS EDR		
	DERIVACIÓN II	DERIVACIÓN III	DERIVACIÓN C
DERIVACIÓN I	✓	✓	✓
DERIVACIÓN II		✓	✓
DERIVACIÓN III			✓

Tabla 4.3. Caso 2 para la aplicación de la prueba estadística Wilcoxon.

- **Caso 3:** Comparación de las EDR obtenidas en función de la posición del sujeto.

5. Resultados y discusión

El proyecto se centra en la obtención de la señal respiratoria (EDR) mediante técnicas de caracterización de la señal electrocardiográfica a partir del complejo QRS, considerando: la pendiente de subida, la pendiente de bajada, el área, el ángulo y el ángulo R. Se han analizado las señales ECG y de flujo respiratorio de 44 sujetos sanos, registradas en posición supino y sentado. Se obtuvieron las características del complejo QRS (pendientes de subida y bajada, área y ángulos) para las derivaciones I, II, III y *Chest*, del ECG, y la señal de volumen respiratorio a partir de la señal de flujo.

Para cada una de las características del complejo QRS se obtuvo la señal EDR, a partir de una interpolación de los valores obtenidos para cada latido. Seguidamente estas señales fueron remuestreadas a 10 Hz. Para evaluar la similitud de cada señal EDR con la señal de volumen respiratorio se utilizó el coeficiente de correlación.

Las Figuras 5.1 a 5.8 presentan a manera de ejemplo, los resultados obtenidos con las señales EDR para las derivaciones I, II, III y *Chest*, comparadas con la señal de volumen respiratorio, para sujetos en posición supino y en posición sentado.

En las Figuras 5.1 y 5.2 se ejemplifica la similitud y diferencias entre las técnicas empleadas en las dos posiciones estudiadas en la Derivación I y la señal de volumen para el sujeto 31. Gráficamente se observa que las técnicas que presentan mayor similitud con la señal de volumen son las basadas en las pendientes y los ángulos. La técnica del área presenta un resultado poco similar y congruente con la señal de volumen además de una gran diferencia a nivel de amplitud.

Para el caso de Las Figuras 5.3 y 5.4 al comparar las señales obtenidas por la Derivación II para el sujeto 14 se evidencia gran similitud entre la señal de volumen de referencia y las técnicas que emplean las pendientes y los ángulos arrojando señales con amplitudes prácticamente idénticas en los respectivos intervalos de tiempo. La EDR obtenida a partir del área es la única que presenta drásticas discrepancias respecto a la amplitud de la EDR generada al ser menor que la de la señal de volumen.

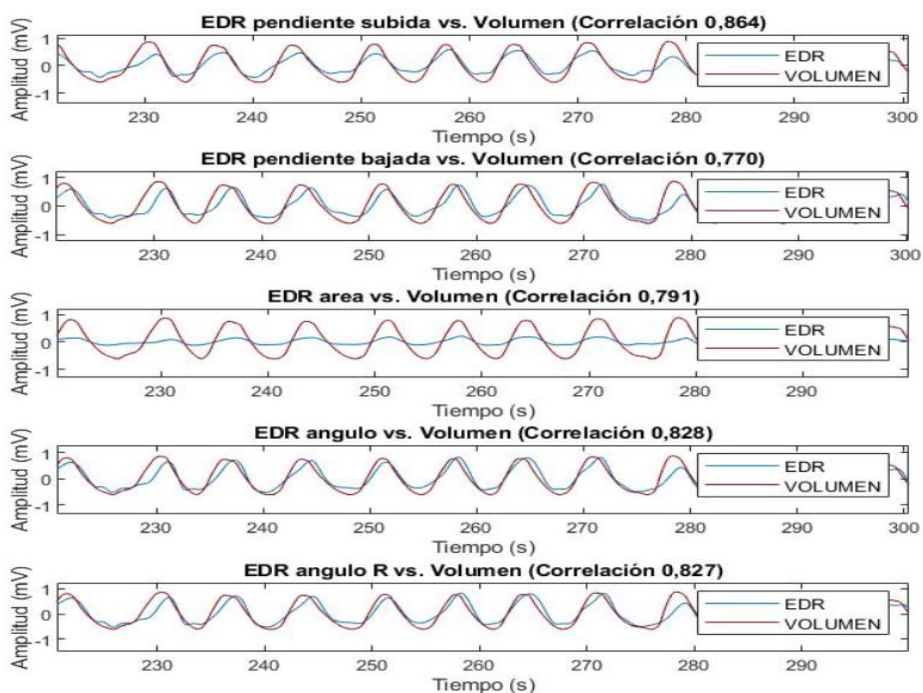


Figura 5.1 Comparación gráfica entre un fragmento de cada una de las señales EDR de la **Derivación I** en posición **sentado** obtenidas por las cinco técnicas empleadas y la señal de volumen de referencia con su correspondiente coeficiente de correlación del sujeto 31.

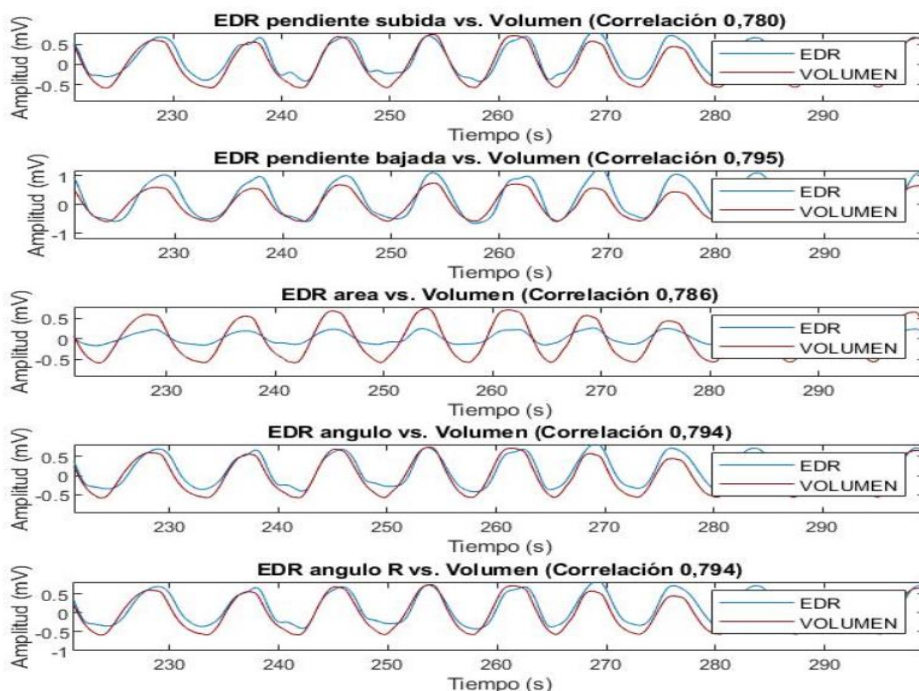


Figura 5.2 Comparación gráfica entre un fragmento de cada una de las señales EDR de la **Derivación I** en posición **supino** obtenidas por las cinco técnicas empleadas y la señal de volumen de referencia con su correspondiente coeficiente de correlación del sujeto 31.

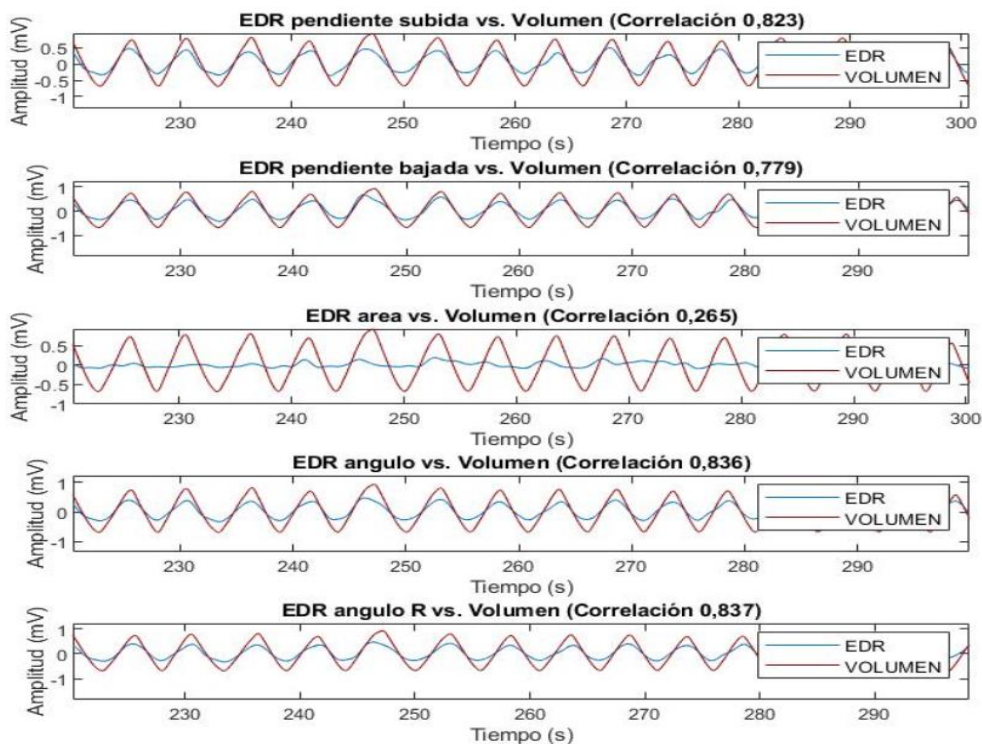


Figura 5.3 Comparación gráfica entre un fragmento de cada una de las señales EDR de la **Derivación II** en posición **sentado** obtenidas por las cinco técnicas empleadas y la señal de volumen de referencia con su correspondiente coeficiente de correlación del sujeto 14.

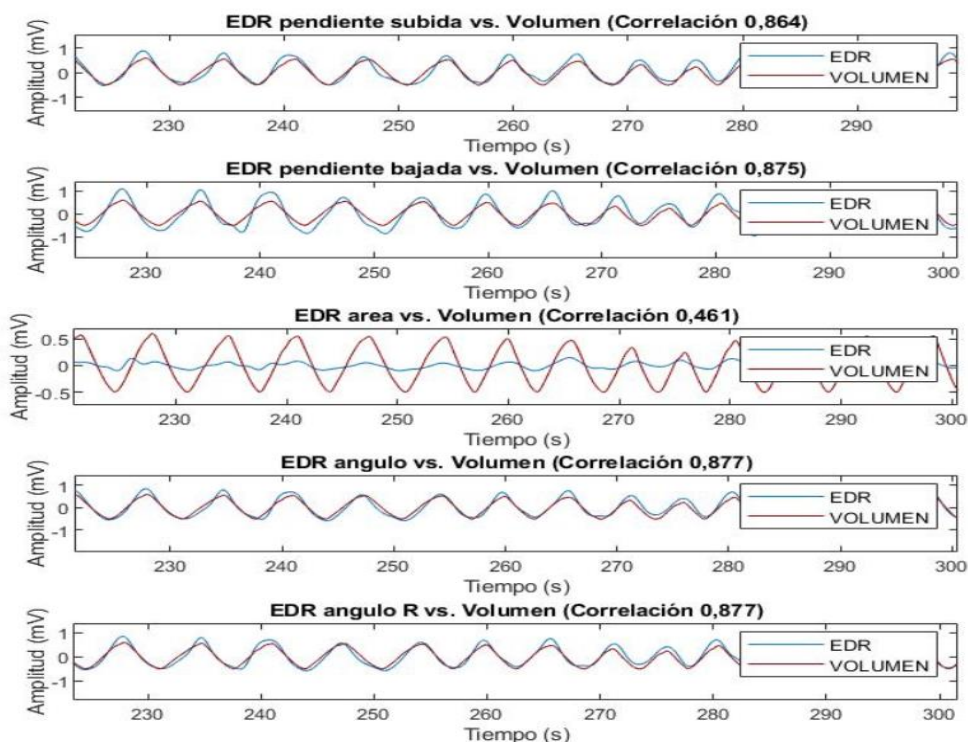


Figura 5.4 Comparación gráfica entre un fragmento de cada una de las señales EDR de la **Derivación II** en posición **supino** obtenidas por las cinco técnicas empleadas y la señal de volumen de referencia con su correspondiente coeficiente de correlación del sujeto 14.

En las Figuras 5.5 y 5.6 se contemplan las EDR generadas mediante las señales de la Derivación III para el sujeto 31 y su respectiva comparación con el volumen. Se evidencia una similitud prácticamente nula con el área y un gran parecido con la pendiente de subida y los ángulos. Es posible detallar que las señales de EDR presentan fluctuaciones o variaciones, mientras que la señal de volumen es más constante y prolija.

Finalmente, para el caso de Las Figuras 5.7 y 5.8 se superponen las EDR obtenidas a partir de la Derivación C y la señal de volumen de referencia para el sujeto 25. Se evidencia que la similitud en el caso de la posición Sentado (Figura 5.7) es prácticamente perfecta en todas las técnicas aplicadas, mientras que, en el caso de la posición supino (Figura 5.8) la similitud de la EDR obtenida por el área es relativamente baja en comparación con las otras técnicas debido a la baja amplitud de esta señal.

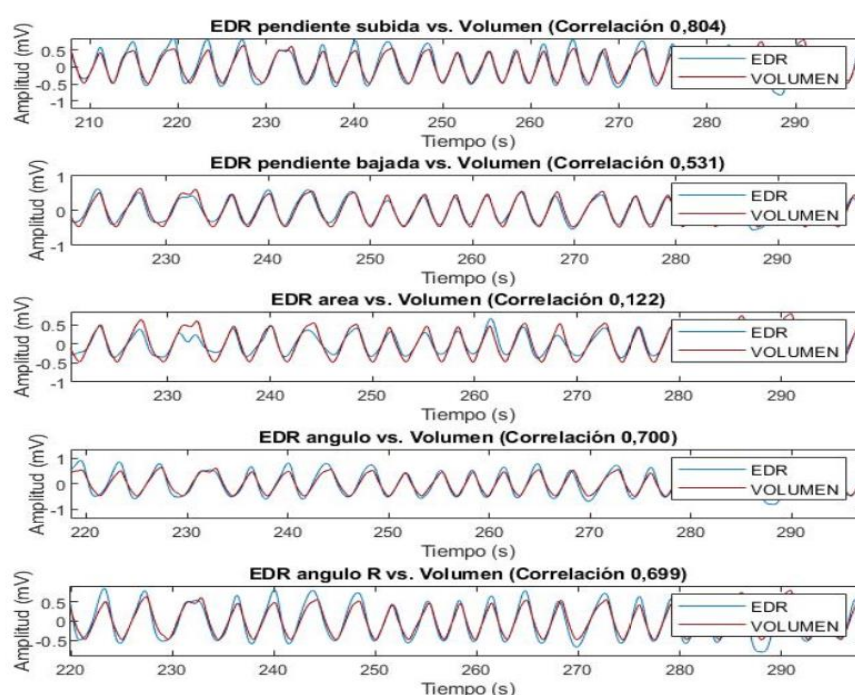


Figura 5.5. Comparación gráfica entre un fragmento de cada una de las señales EDR de la **Derivación III** en posición **sentado** arrojadas por las cinco técnicas empleadas y la señal de volumen de referencia con su correspondiente coeficiente de correlación del sujeto 31.

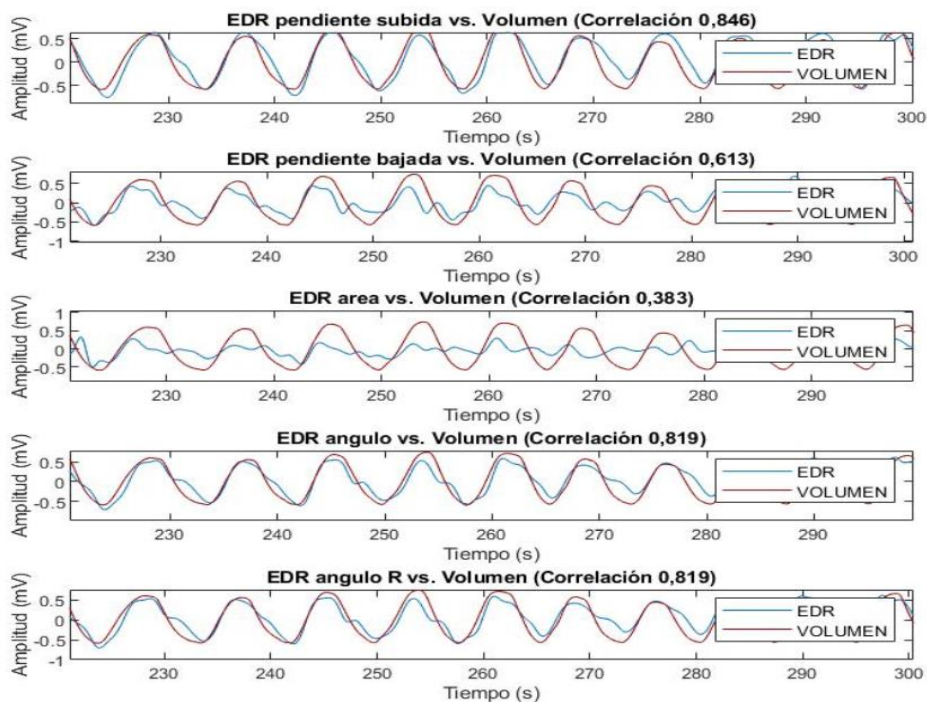


Figura 5.6. Comparación gráfica entre un fragmento de cada una de las señales EDR de la **Derivación III** en posición **supino** obtenidas por las cinco técnicas empleadas y la señal de volumen de referencia con su correspondiente coeficiente de correlación del sujeto 31.

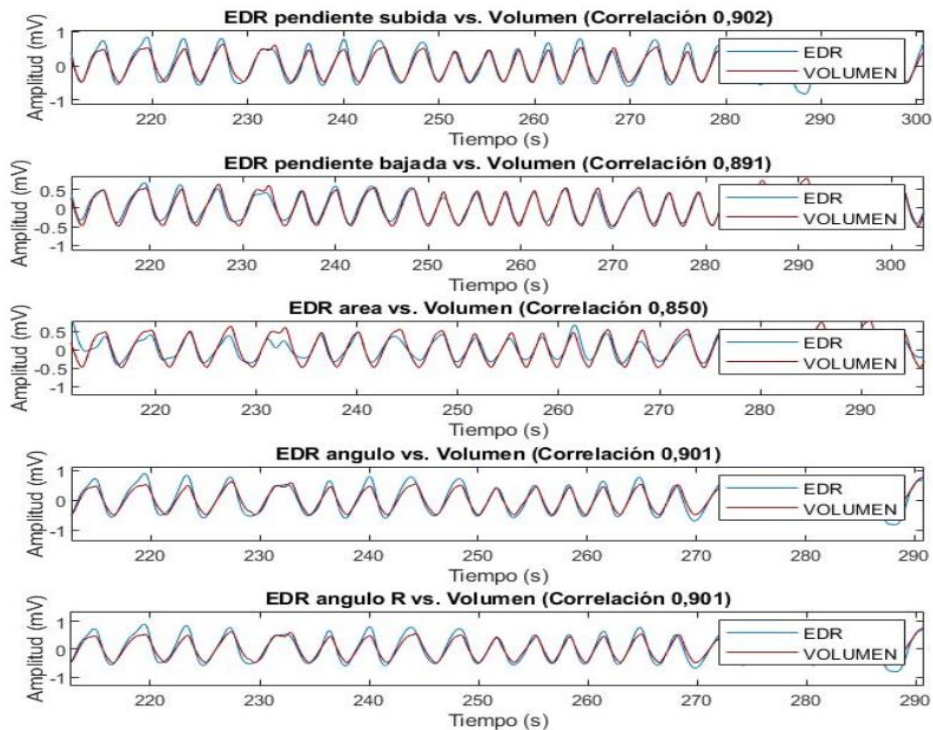


Figura 5.7. Comparación gráfica entre un fragmento de cada una de las señales EDR de la **Derivación C** en posición **sentado** obtenidas por las cinco técnicas empleadas y la señal de volumen de referencia con su correspondiente coeficiente de correlación del sujeto 25.

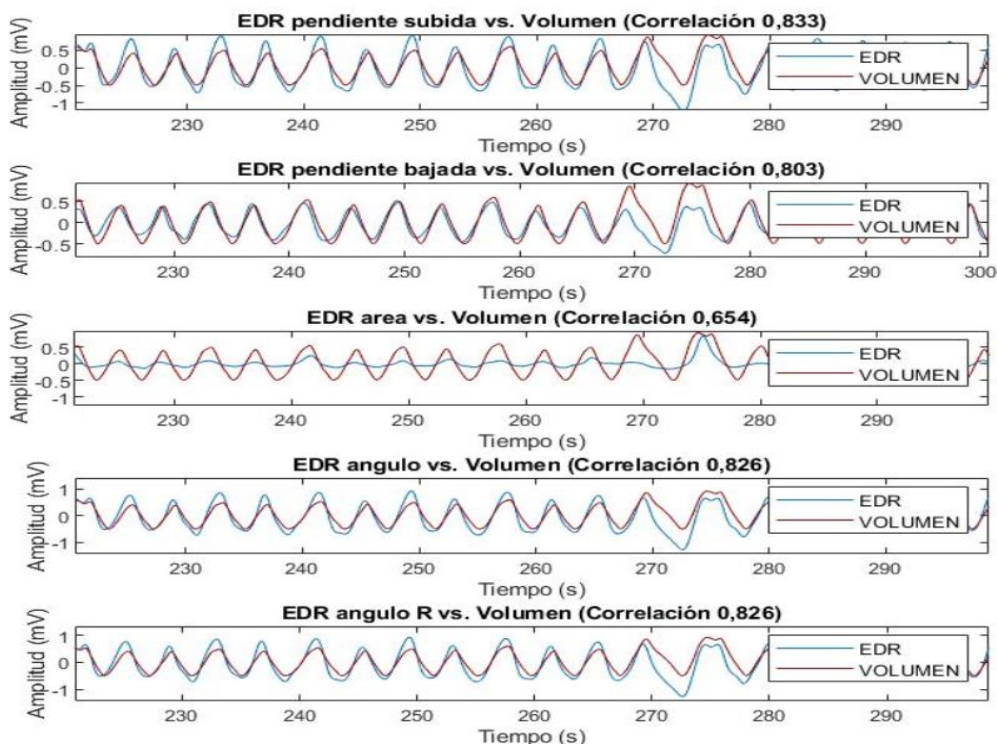


Figura 5.8. Comparación gráfica entre un fragmento de cada una de las señales EDR de la **Derivación C** en posición **supino** obtenidas por las cinco técnicas empleadas y la señal de volumen de referencia con su correspondiente coeficiente de correlación del sujeto 25.

La *Tabla 5.1* y la *Figura 5.9* representan la media y desviación estándar de los coeficientes de correlación en cada uno de los métodos desarrollados en función de las derivaciones de registro y de la posición "Sentado" del sujeto.

Media y desviación estándar posición "sentado"						
		Pendiente Subida	Pendiente Bajada	Área	Ángulo	Ángulo R
DERIVACION I	Media	0,430	0,422	0,220	0,469	0,469
	Desv. Estándar	0,238	0,248	0,213	0,242	0,241
DERIVACION II	Media	0,390	0,422	0,223	0,462	0,464
	Desv. Estándar	0,265	0,265	0,207	0,254	0,252
DERIVACION III	Media	0,332	0,272	0,169	0,382	0,382
	Desv. Estándar	0,261	0,243	0,170	0,261	0,261
DERIVACION C	Media	0,650	0,675	0,505	0,703	0,703
	Desv. Estándar	0,256	0,248	0,251	0,212	0,213

Tabla 5.1. Media y desviación estándar del coeficiente de correlación en posición sentado por cada una de las técnicas y derivaciones.

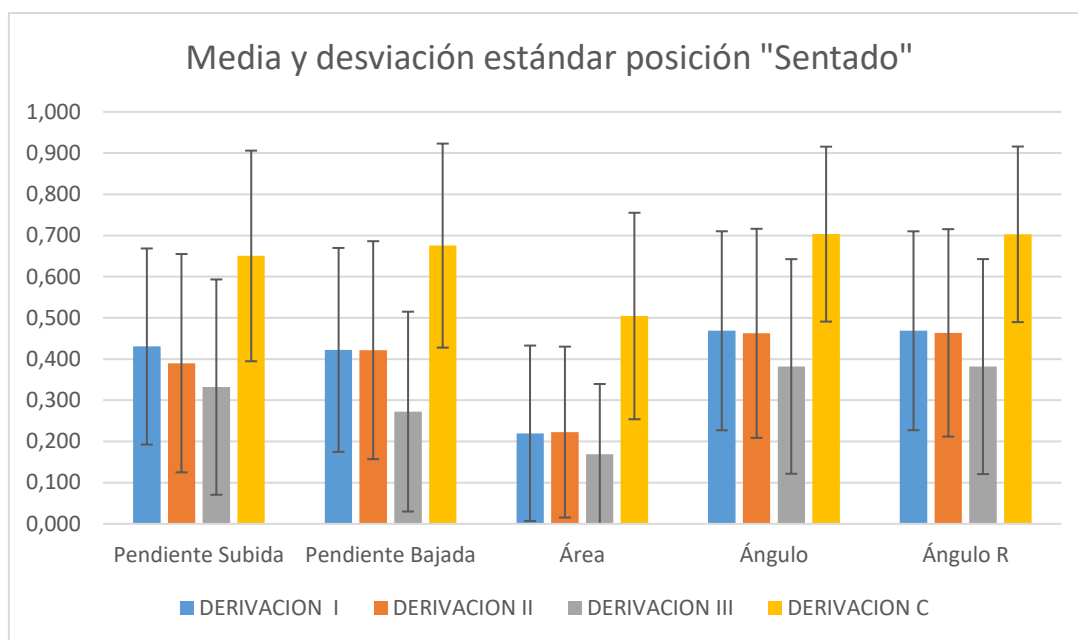


Figura 5.9. Gráfica de la media y desviación estándar del coeficiente de correlación en la posición "Sentado" por cada una de las derivaciones.

En la *Tabla 5.2* y la *Figura 5.10* se contemplan los valores de la media y desviación estándar de los coeficientes de correlación en cada uno de los métodos desarrollados en función de las derivaciones de registro y de la posición "Supino" del sujeto.

Media y desviación estándar posición "supino"						
		Pendiente Subida	Pendiente Bajada	Área	Ángulo	Ángulo R
DERIVACION I	Media	0,376	0,378	0,189	0,447	0,449
	Desv. Estándar	0,257	0,279	0,198	0,270	0,268
DERIVACION II	Media	0,378	0,392	0,270	0,482	0,482
	Desv. Estándar	0,304	0,285	0,243	0,272	0,272
DERIVACION III	Media	0,340	0,311	0,180	0,377	0,376
	Desv. Estándar	0,270	0,245	0,181	0,260	0,261
DERIVACION C	Media	0,576	0,588	0,496	0,608	0,607
	Desv. Estándar	0,272	0,274	0,239	0,264	0,265

Tabla 5.2. Media y desviación estándar del coeficiente de correlación en posición supino por cada una de las técnicas y derivaciones.

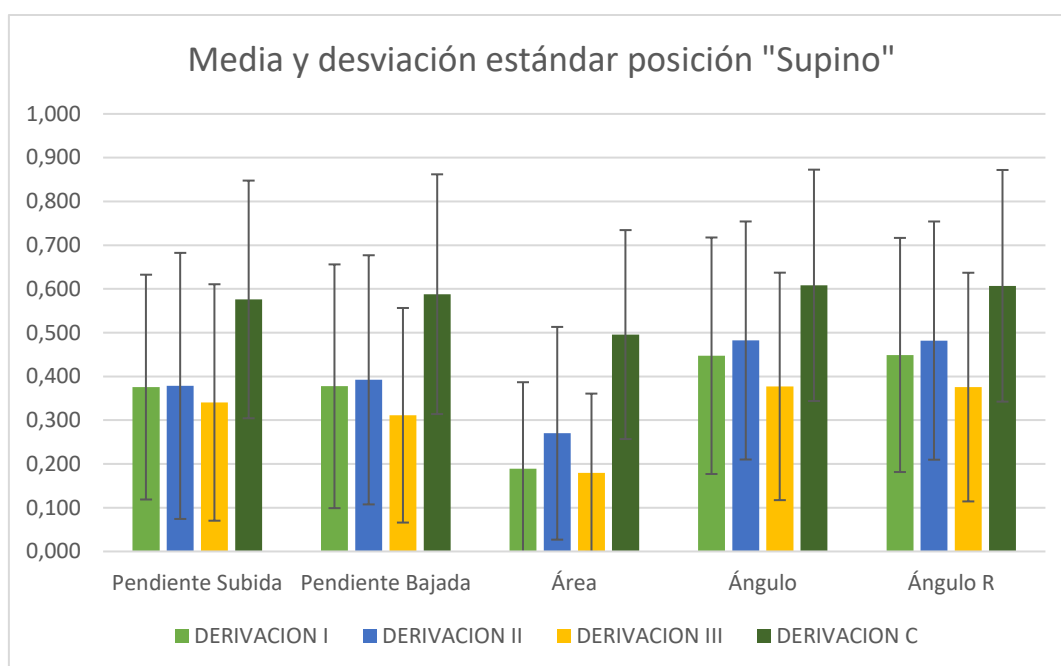


Figura 5.10. Gráfica de la media y desviación estándar del coeficiente de correlación en la posición "Supino" por cada una de las derivaciones.

Al detallar los valores de la media de los coeficientes de correlación en la posición "Sentado" y "Supino" se observa en la mayoría de los casos valores de media por debajo de 0,5 lo cual es propiciado por el alto valor de la desviación estándar que presentan los coeficientes de correlación. Adicionalmente, la derivación que refleja mayor similitud entre señal EDR y la señal de volumen de referencia siempre corresponde a la Derivación C (aproximadamente 30% más de similitud entre las EDR y la señal de volumen que en las otras derivaciones), presentando también el menor índice de desviación estándar.

Teniendo las medias correspondientes de cada uno de los casos planteados, se emplea la prueba de Wilcoxon en tres casos distintos, tal como se mencionó en el apartado 4.3.6.

En el primer caso, se muestra la comparación estadística entre las medias de los coeficientes de correlación arrojadas por cada una de las técnicas empleadas según la derivación y la posición mediante los p-valores suministrados por la prueba estadística de Wilcoxon de acuerdo a la clasificación de las señales por posición "Sentado" (Tablas 5.3 a 5.6) y "Supino" (tablas 5.7 a la 5.10), resaltando los casos en los que se evidencian diferencias significativas entre medias.

P-valor DERIVACIÓN I (Sentado)				
	PENDIENTE BAJADA	ÁREA	ÁNGULO	ÁNGULO R
PENDIENTE SUBIDA	0,871	0,001	0,4451	0,4560
PENDIENTE BAJADA		0,001	0,3832	0,3877
ÁREA			6,463E-05	6,4631E-05
ÁNGULO				0,99

Tabla 5.3. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes técnicas aplicadas de la Derivación I en posición sentado.

P-valor DERIVACIÓN II (sentado)				
	PENDIENTE BAJADA	ÁREA	ÁNGULO	ÁNGULO R
PENDIENTE SUBIDA	0,2478	0,0027	0,2183	0,213
PENDIENTE BAJADA		0,0033796	0,4653	0,4451
ÁREA			1,57E-04	1,20E-04
ÁNGULO				1

Tabla 5.4. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes técnicas aplicadas de la Derivación II en posición sentado.

P-valor DERIVACIÓN III (Sentado)				
	PENDIENTE BAJADA	ÁREA	ÁNGULO	ÁNGULO R
PENDIENTE SUBIDA	0,6432	0,0019	0,4303	0,4352
PENDIENTE BAJADA		7,34E-05	0,0657	0,0708
ÁREA			4,64E-03	5,59E-04
ÁNGULO				0,9967

Tabla 5.5. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes técnicas aplicadas de la Derivación III en posición sentado.

P-valor DERIVACIÓN C (Sentado)				
	PENDIENTE BAJADA	ÁREA	ÁNGULO	ÁNGULO R
PENDIENTE SUBIDA	0,2478	0,0024	0,3478	0,3521
PENDIENTE BAJADA		3,96E-04	0,7042	0,7042
ÁREA			5,86E-05	6,07E-05
ÁNGULO				0,9634

Tabla 5.6. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes técnicas aplicadas de la Derivación C en posición sentado.

P-valor DERIVACIÓN I (Supino)				
	PENDIENTE BAJADA	ÁREA	ÁNGULO	ÁNGULO R
PENDIENTE SUBIDA	0,907	0,0024	0,2393	0,2168
PENDIENTE BAJADA		0,0026	0,2427	0,2168
ÁREA			2,16E-05	1,27E-05
ÁNGULO				0,9933

Tabla 5.7. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes técnicas aplicadas de la Derivación I en posición supino.

P-valor DERIVACIÓN II (Supino)				
	PENDIENTE BAJADA	ÁREA	ÁNGULO	ÁNGULO R
PENDIENTE SUBIDA	0,726	0,1987	0,1037	0,1073
PENDIENTE BAJADA		0,0689	0,1396	0,1396
ÁREA			4,42E-04	4,57E-04
ÁNGULO				0,9933

Tabla 5.8. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes técnicas aplicadas de la Derivación II en posición supino.

P-valor DERIVACIÓN III (Supino)				
	PENDIENTE BAJADA	ÁREA	ÁNGULO	ÁNGULO R
PENDIENTE SUBIDA	0,6887	0,0074	0,4576	0,4678
PENDIENTE BAJADA		0,0129	0,2529	0,2706
ÁREA			1,15E-04	1,57E-04
ÁNGULO				0,9202

Tabla 5.9. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes técnicas aplicadas de la Derivación III en posición supino.

P-valor DERIVACIÓN C (Supino)				
	PENDIENTE BAJADA	ÁREA	ÁNGULO	ÁNGULO R
PENDIENTE SUBIDA	0,6887	0,0902	0,4678	0,4729
PENDIENTE BAJADA		0,0593	0,7448	0,7575
ÁREA			0,0242	0,027
ÁNGULO				1

Tabla 5.10. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes técnicas aplicadas de la Derivación C en posición supino.

Al observar los resultados (Tablas 5.3 a 5.10), se evidencia en la totalidad de los casos expuestos la existencia de diferencias significativas entre los coeficientes de correlación conseguidos por la técnica que emplea el área para obtener la señal EDR y las cuatro técnicas restantes (Pendiente de subida, pendiente de bajada, ángulo y ángulo R). Esta diferencia es reforzada al observar que la media del coeficiente de correlación de la técnica que emplea el área es la más baja (aproximadamente 20%) en comparación con la media arrojada por las otras técnicas (Tabla 5.1 y Tabla 5.2).

A nivel gráfico (Figura 5.1 y Figura 5.2) se evidencia la menor amplitud de las barras que representan la media del área en todas las derivaciones en comparación con las técnicas restantes a pesar de tener en cuenta los valores de desviación estándar y los máximos coeficientes de correlación obtenidos (Anexo A).

La diferencia de medias que muestra el área con base en la información adquirida no se debe a la variación presente en los datos sino a la técnica en sí, siendo la técnica del área la menos eficiente en la consecución de las señales de EDR en todas las Derivaciones.

En el segundo caso, se pretenden obtener las diferencias entre las medias de los coeficientes de correlación entre derivadas para ambas posiciones “Sentado” (Tabla 5.11 a Tabla 5.14) y “Supino” (Tablas 5.15 a 5.20) por cada una de las técnicas empleadas para la obtención del EDR.

Al realizar una revisión general de los resultados, es evidente la presencia de un patrón representativo en las dos posiciones estudiadas, el cual implica que la correlación de la Derivación C en la totalidad de las técnicas presenta diferencias significativas respecto a los coeficientes de correlación adquiridos en las Derivadas I, II y III. Lo anterior se sustenta al detallar que las medias más altas obtenidas por los coeficientes de correlación pertenecen a la Derivación C (Tablas 5.1 y 5.2).

Las diferencias obtenidas por la Derivación C pueden ser detalladas gráficamente en las Figuras 5.9 y 5.10 en donde se observa que las barras de mayor amplitud siempre corresponden a la Derivación C y en la mayoría de los casos los índices de desviación estándar son menores.

P- valor PENDIENTE DE SUBIDA (Sentado)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,4063	0,0848	3,30E-04
DERIVACION II		0,2836	1,40E-05
DERIVACION III			3,20E-06

Tabla 5.11. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por pendiente de subida en posición sentado.

P- valor PENDIENTE DE BAJADA (Sentado)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,9834	0,0034	5,74E-04
DERIVACION II		0,0058	8,50E-04
DERIVACION III			2,75E-05

Tabla 5.12. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por pendiente de bajada en posición sentado.

P- valor ÁREA (Sentado)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,7991	0,3186	1,22E-05
DERIVACION II		0,1887	1,44E-05
DERIVACION III			7,51E-05

Tabla 5.13. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por área en posición sentado.

P- valor Ángulo (Sentado)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,8905	0,1138	3,28E-04
DERIVACION II		0,1572	5,74E-04
DERIVACION III			3,38E-04

Tabla 5.14. Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por ángulo en posición sentado.

P- valor Ángulo R (Sentado)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,9037	0,1138	4,01E-05
DERIVACION II		0,1453	6,46E-04
DERIVACION III			3,90E-04

Tabla 5.15 Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por ángulo R en posición sentado.

P- valor PENDIENTE DE SUBIDA (Supino)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,9667	0,4182	7,03E-04
DERIVACION II		0,6403	3,50E-03
DERIVACION III			5,01E-04

Tabla 5.16 Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por pendiente de subida en posición supino.

P- valor PENDIENTE DE BAJADA (Supino)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,8872	0,2854	9,51E-04
DERIVACION II		0,2017	2,30E-03
DERIVACION III			2,16E-05

Tabla 5.17 Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por pendiente de bajada en posición supino.

P- valor ÁREA (Supino)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,193	0,7073	4,82E-08
DERIVACION II		0,0856	5,36E-05
DERIVACION III			5,81E-08

Tabla 5.18 Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por área en posición supino.

P- valor Ángulo (Supino)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,5369	0,2495	5,60E-03
DERIVACION II		0,0841	2,32E-02
DERIVACION III			4,15E-04

Tabla 5.19 Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por ángulo en posición supino.

P- valor Ángulo R (Supino)			
	DERIVACION II	DERIVACION III	DERIVACION C
DERIVACION I	0,5647	0,2231	6,50E-03
DERIVACION II		0,0783	2,22E-02
DERIVACION III			3,78E-04

Tabla 5.20 Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de las diferentes derivaciones a partir de la obtención de la señal EDR por ángulo R en posición supino.

Finalmente, en el tercer caso de análisis de las señales obtenidas se pretende detallar si existen diferencias significativas entre los coeficientes de correlación de la posición “Supino” y la posición “Sentado” por cada una de las técnicas y derivaciones estudiadas.

Al comparar los resultados de los p-valores obtenidos por la aplicación de la prueba Wilcoxon (Tabla 5.21) se observa que no existen diferencias significativas entre los coeficientes de correlación obtenidos en cada caso por las posiciones “Sentado” y “Supino”. Sin embargo, se observa un p-valor bajo en el caso de los ángulos en la Derivación C (Figura 5.13) aunque no suficiente para ser considerado como una diferencia significativa. A pesar de lo señalado anteriormente, al observar los valores de las medias obtenidas en cada uno de los casos (Tabla 5.1 y Tabla 5.2) se evidencia que las medias en posición “Sentado” suelen tener un leve incremento respecto a las medias de los coeficientes de correlación de la posición “Supino”. Aun así, estas diferencias no son suficientes para representar una clara evidencia estadística (Anexo B).

		DERIVACIÓN I	DERIVACIÓN II	DERIVACIÓN III	DERIVACIÓN C
		SENTADO			
P- valor Pendiente subida	SUPINO	0.2836	0.6313	0.9634	0.1010
P- valor Pendiente bajada		0.3027	0.4964	0.5452	0.0895
P- valor área		0.5396	0.6553	0.7417	0.6918
P- valor ángulo		0.6432	0.8185	0.8185	0.0622
P- valor ángulo R		0.6553	0.8315	0.8185	0.0622

Tabla 5.21 Resultados del test de Wilcoxon entre los coeficientes de correlación de la posición “Sentado” y “Supino” a partir de las diferentes técnicas empleadas y las derivaciones estudiadas.

Se puede inferir a partir de los resultados alcanzados que de las cinco técnicas implementadas para la obtención de la EDR cuatro arrojan coeficientes de correlación que reflejan gran similitud entre las señales obtenidas y la señal de volumen de referencia. Las técnicas aplicadas que presentan el mayor nivel de correlación son las que se basan en los ángulos (Ángulo y Ángulo R) y la técnica con el más bajo nivel de correlación corresponde al área (argumentado por la prueba Wilcoxon).

En cuanto a la derivación, la más óptima para la obtención de las EDR es la Derivación C (Derivación *Chest*) en todos los casos, debido a que esta derivación presenta la visualización del complejo QRS con mayor amplitud y, al estar las técnicas presentadas basadas en la caracterización de los picos y el complejo QRS, esta otorga mayor información como base para la aplicación de las técnicas señaladas limitando los posibles errores que puedan afectar la señal y recoge mayor información de la señal respiratoria. Respecto a la posición no existen diferencias significativas si las señales son adquiridas a nivel de la posición Sentado o Supino.

Conclusiones

En cuanto a los objetivos del estudio, se ha estimado la señal respiratoria derivada del ECG a partir de características del complejo QRS. Los resultados obtenidos se sustentan mediante la prueba de correlación y estadística aplicada, y por ende se valida la metodología empleada.

Las señales EDR fueron obtenidas mediante la implementación de algoritmos basados en diferentes técnicas (Pendiente de subida, Pendiente de bajada, Área, Ángulo y Ángulo R del QRS) aplicados a las cuatro derivaciones suministradas (I, II, III y *Chest*) en cada una de las posiciones (Sentado y Supino) para los 44 sujetos estudiados.

Las técnicas que aportan un nivel de correlación más elevado entre la señal EDR y el volumen de referencia son las técnicas basadas en los ángulos. Adicionalmente, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de correlación dadas por los ángulos y las pendientes (Subida y Bajada), por lo cual se infiere que, de las cinco técnicas empleadas, esas cuatro proporcionan resultados óptimos y su empleo genera mayor fiabilidad en la EDR obtenida. En el caso de la técnica basada en el área, se observa una media de correlación inferior frente a las otras técnicas aplicadas. Las EDR obtenidas por el área son las únicas que presentan una diferencia significativa frente a las demás técnicas aplicadas

La derivación óptima para la estimación de la señal respiratoria es la derivación *Chest*, al obtenerse coeficientes de correlación entre las EDR obtenidas y la señal de volumen de referencia aproximadamente un 30% mayores que las otras derivaciones ($p < 0.05$). Una de las posibles causas que explicarían este resultado es la mayor amplitud del complejo QRS que posee esta derivación.

El coeficiente de correlación no presenta diferencias estadísticamente significativas entre las señales EDR obtenidas en posición Sentado y Supino. Sin embargo, los valores obtenidos muestran una tendencia a ser superiores en la posición sentado, en especial en el caso de la derivación *Chest*.

Los resultados y técnicas de este estudio constituyen una base para futuros trabajos fundamentados en la obtención de la señal respiratoria a partir del ECG y su posterior desarrollo e implementación en el campo de la medicina.

El estudio propuesto está planteado con la posibilidad de realizar extensiones futuras como pueden ser la detección de patologías a nivel respiratorio con base en el análisis de las señales EDR obtenidas, o la generación de nuevos algoritmos para su consecución tomando como base lo ejecutado hasta el punto actual.

Análisis del impacto ambiental

De ser aplicado el proyecto en un ambiente hospitalario, este no presentaría un impacto negativo a nivel ambiental. Por el contrario, la adquisición de la señal respiratoria a través de la prueba de electrocardiografía implicaría la reducción de equipos de monitorización o de adquisición de señales respiratorias, minimizando los consumos eléctricos e insumos necesarios para la utilización de los mismos reduciendo la generación de desechos de tipo hospitalario no reciclables y emisiones contaminantes.

El impacto ambiental ocasionado por la elaboración del proyecto se centra en el uso del ordenador. A nivel eléctrico un ordenador portátil consume aproximadamente 0,11KW por hora de trabajo y las emisiones de carbono generadas son de 0,385 Kg de CO₂ por cada KWh [32] [33].

Presupuesto y/o Análisis económico

Para la elaboración del proyecto se ha requerido de la disponibilidad de un ordenador portátil con las licencias de Microsoft y Matlab tanto para la elaboración de la memoria como para ejecutar el algoritmo de programación encargado del análisis y procesamiento de las señales. Como recurso humano se contempla el tiempo empleado por el estudiante cuya compensación por hora se basa en el salario de un ingeniero junior. A continuación, se realiza un resumen de los costos derivados de los materiales y el recurso humano empleado en el proyecto.

Presupuestos de materiales y software	
Concepto	Valor
Ordenador portátil	560 €
Software	
Licencia de Microsoft Office 2019	69 € / año
Licencia Matlab (estudiante) 2019	69 €
Total	698 €

El valor de los materiales y software tienen el valor de IVA incluido.

Presupuesto Recursos Humanos			
Concepto	Horas	Precio/Hora	Valor
Búsqueda de información	40	20 €	800 €
Programación	280	20 €	5.600 €
Redacción de la memoria y reuniones	130	20 €	2.600 €
Total bruto	450		9.000 €
IVA			1.890 €
Total Neto			10.890 €

Al resumir los costos de los recursos empleados, el presupuesto total del proyecto es de 11.588 euros con el IVA incluido.

Presupuesto total	
Concepto	Valor
Materiales y software	698 €
Recursos humanos	10.890 €
Total	11.588 €

Bibliografía

1. MT. Valderas, M. Vallverdú, P. Caminal. *EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL DE RESPIRACIÓN A PARTIR DEL ELECTROCARDIOGRAMA*. Jena, Alemania : Comité Español de Automática de la IFAC , 2015.
2. Boniello, Vicente. slideshare. *Clasificación de las señales biológicas*. [En línea] 4 de Noviembre de 2014. [Citado el: 12 de Noviembre de 2019.] https://es.slideshare.net/vicenteboniello/13-seales-biologicas?next_slideshow=1.
3. Gonzales, H. Biomedicafime. *Señales biomédicas (parte 2)*. [En línea] [Citado el: 12 de Noviembre de 2019.] http://www.angelfire.com/un/biomedicafime/CLASE_5.pdf.
4. Jack H. Wilmore, David L. Costill. Sistema cardiovascular. *Fisiología del esfuerzo y el deporte*. s.l. : Paidotribo, 2004.
5. Aula 2005. *El aparato circulatorio y la circulación*. [En línea] [Citado el: 12 de Noviembre de 2019.] <http://www.aula2005.com/html/cn3eso/09circulatorio/09circulatories.htm>.
6. Zita, Ana. Diferenciador. *Sístole y diástole*. [En línea] [Citado el: 12 de Noviembre de 2019.] <https://www.diferenciador.com/sistole-y-diastole/>.
7. Texas Heart Institute. *El sistema de conducción*. [En línea] [Citado el: 12 de Noviembre1 de 2019.] <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/el-sistema-de-conduccion/>.
8. Freeman, S. Activación eléctrica del corazón. *Fundamentos de la Biología*. Madrid : Addison-Wesley, 2010.
9. ITACA-CM. *Potencial de acción cardíaco*. [En línea] [Citado el: 12 de Noviembre de 2019.] <https://www.itaca.edu.es/potencial-accion-cardiaco.htm>.
10. Azcona, Luis. El electrocardiograma. [aut. libro] Antonio Lopez. *Libro de la salud cardiovascular*. Bilbao : Nerea S.A, 2009.
11. Uribe, William, y otros. *Electrocardiografía básica*. Medellín : s.n.
12. Vasquez, Miguel. slideshare. *Sistema de conducción cardíaco*. [En línea] [Citado el: 12 de Noviembre de 2019.] <https://pt.slideshare.net/drpoio/sistema-de-conduccion-cardiaco-32617048/9?smtNoRedir=1>.

13. My EKG. *Derivaciones del electrocardiograma*. [En línea] [Citado el: 13 de Noviembre de 2019.] <https://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>.
14. Ecografía cardiaca. *Derivaciones electrocardiográficas*. [En línea] [Citado el: 12 de Noviembre de 2019.] <http://www.ecografiacardiaca.com/electrocardiografia-elemental/derivaciones-electrocardiograficas>.
15. Donnersberger, Anne y Lesak, Anne. El sistema respiratorio. *Libro de Laboratorio de Anatomía y Fisiología*. Barcelona : Paidotribo, 2002.
16. Navajas, Daniel y Roca, Josep. Mecánica de la respiración. *Fisiología Humana*. México D.F.: McGRAW-HILL, 2010.
17. Bioquímica y fisiología del cuerpo humano. *Explicación mecánica y física de la respiración - sistema respiratorio*. [En línea] [Citado el: 14 de Noviembre de 2019.] <https://www.bioquimicayfisiologia.com/2017/07/sistema-respiratorio-mecanica-de-la-respiracion.html>.
18. Fisioonline. *¿Qué son los volúmenes pulmonares?* [En línea] [Citado el: 14 de Noviembre de 2019.] <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/que-son-los-volumenes-pulmonares>.
19. Practicas profesionalizantes. *Capacidades y volúmenes pulmonares*. [En línea] [Citado el: 14 de Noviembre de 2019.] <https://sites.google.com/site/uciatencionalpacientecritico/capacidades-y-volumenes-pulmonares>.
20. Guerrero, Angie. Prezi. *Relación entre el sistema cardiovascular y respiratorio*. [En línea] 28 de Febrero de 2017. [Citado el: 14 de Noviembre de 2019.] https://prezi.com/li_nghdukbrb/relacion-entre-el-sistema-cardiovascular-y-respiratorio/.
21. Charlton, P. H. et al. *Extraction of respiratory signals from the electrocardiogram and photoplethysmogram*. : *Physiol. Meas.* 38 669, 2017.
22. Rojas, James Cowans y Olarte, Nancy. *Señal respiratoria a partir del acondicionamiento electrónico del ECG*. Pereira : Scientia et Technica Año XXII,, 2017, Vol. 22. ISSN 0122-1701.
23. Valtino X, Afonso et al. *ECG Beat Detection Using Filter Banks*.: *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 1999, Vol. 46.
24. Mathworks. *Interpolación de datos 1D*. [En línea] 27 de Diciembre de 2019. <https://es.mathworks.com/help/matlab/ref/interp1.html>.

25. Mathworks. *Reconstrucción de datos faltantes*. [En línea] [Citado el: 27 de Diciembre de 2019.] <https://es.mathworks.com/help/signal/examples/reconstructing-missing-data.html>.
26. J. Lázaro, A. Alcaine, D. Romero, E. Gil, P. Laguna, E. Pueyo y R. Bailón. *Electrocardiogram Derived Respiratory Rate from QRS Slopes and R-Wave Angle*, Zaragoza : Annals of Biomedical Engineering, 2014, Vol. 40.
27. Romero, D, M. Ringborn, P. Laguna, and E. Pueyo. *Detection and quantification of acute myocardial ischemia by morphologic evaluation of QRS changes by an angle based method*. *J. Electrocardiol: Journal of electrocardiology*, 2013.
28. Definiciones. *Correlación*. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2020.] <https://definicion.de/correlacion/>.
29. ResearchGate. *Coefficientes de correlación*. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2020.] https://www.researchgate.net/figure/Figura-23-Interpretacion-de-los-valores-que-entrega-el-coeficiente-de-correlacion-de_fig2_330448962.
30. Devore, Jay L. Prueba Wilcoxon. *Probabilidad Y Estadística Para Ingenierías Y Ciencias*. Mexico D.F : Cengage Learning , 2008.
31. Pintarelli, María B. *Test o prueba de hipótesis*. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2020.] http://www.mate.unlp.edu.ar/practicas/117_13_16072013221648.pdf.
32. ECO. *Uso del ordenador portátil*. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2019.] <http://www.ecorresponsabilidad.es/fichas/portatil.htm>.
33. *Factor de emisión consumo eléctrico*. Zaragoza : s.n., 2012.

Anexo A: Tablas de los coeficientes de correlación de la totalidad de sujetos.

A1. Derivación I en posición "sentado"

SEÑAL	DERIVACIÓN I SENTADO				
	CORR PEND SUBIDA	CORR PEND BAJADA	CORR AREA	CORR ANGULO	CORR ANGULOR
1	0,698	0,721	0,586	0,720	0,720
2	0,894	0,914	0,665	0,913	0,913
3	0,354	0,367	0,509	0,358	0,360
4	0,749	0,809	0,536	0,795	0,795
5	0,397	0,461	0,012	0,472	0,472
6	0,336	0,614	0,468	0,548	0,549
7	0,697	0,637	0,082	0,704	0,703
8	0,091	0,206	0,034	0,238	0,239
9	0,495	0,603	0,072	0,668	0,668
10	0,380	0,408	0,228	0,402	0,402
11	0,046	0,089	0,042	0,037	0,038
12	0,441	0,659	0,078	0,597	0,597
13	0,396	0,297	0,134	0,333	0,333
14	0,507	0,778	0,013	0,775	0,775
15	0,032	0,059	0,086	0,020	0,020
16	0,163	0,353	0,048	0,131	0,131
17	0,273	0,308	0,139	0,037	0,039
18	0,722	0,642	0,239	0,699	0,699
19	0,611	0,624	0,339	0,626	0,626
20	0,558	0,427	0,468	0,498	0,497
21	0,464	0,537	0,001	0,520	0,519
22	0,104	0,357	0,086	0,284	0,285
23	0,204	0,236	0,072	0,234	0,234
24	0,709	0,789	0,138	0,787	0,787
25	0,499	0,051	0,218	0,265	0,263
26	0,126	0,312	0,291	0,249	0,250
27	0,694	0,742	0,362	0,754	0,754
28	0,726	0,149	0,296	0,370	0,366
29	0,367	0,059	0,740	0,181	0,180
30	0,456	0,610	0,399	0,583	0,583
31	0,864	0,770	0,791	0,828	0,827
32	0,343	0,124	0,086	0,223	0,223
33	0,438	0,307	0,100	0,370	0,370
34	0,020	0,211	0,076	0,327	0,327
35	0,530	0,306	0,407	0,446	0,447
36	0,493	0,313	0,101	0,440	0,440
37	0,089	0,102	0,154	0,627	0,627
38	0,516	0,344	0,145	0,453	0,453
39	0,523	0,610	0,043	0,623	0,623
40	0,638	0,550	0,019	0,753	0,753
41	0,643	0,600	0,051	0,737	0,737
42	0,066	0,011	0,012	0,323	0,323
43	0,171	0,099	0,199	0,086	0,086
44	0,415	0,412	0,105	0,589	0,589
PROMEDIO	0,430	0,422	0,220	0,469	0,469
DESVIACIÓN	0,238	0,248	0,213	0,242	0,241

A2. Derivación I en posición "Supino"

SEÑAL	DERIVACIÓN I SUPINO				
	CORR PEND SUBIDA	CORR PEND BAJADA	CORR AREA	CORR ANGULO	CORR ANGULOR
1	0,069	0,036	0,000	0,020	0,119
2	0,474	0,633	0,098	0,657	0,657
3	0,149	0,316	0,142	0,287	0,287
4	0,654	0,637	0,019	0,713	0,711
5					
6	0,673	0,738	0,521	0,733	0,733
7	0,575	0,592	0,092	0,651	0,651
8	0,071	0,145	0,080	0,187	0,187
9	0,020	0,127	0,024	0,260	0,260
10	0,045	0,082	0,036	0,110	0,094
11	0,277	0,189	0,090	0,241	0,241
12	0,244	0,029	0,234	0,079	0,079
13	0,520	0,237	0,003	0,371	0,371
14	0,796	0,769	0,179	0,866	0,866
15	0,486	0,555	0,268	0,553	0,553
16	0,541	0,380	0,032	0,201	0,201
17	0,220	0,082	0,132	0,183	0,183
18	0,466	0,493	0,227	0,511	0,511
19	0,557	0,545	0,328	0,556	0,556
20	0,492	0,091	0,259	0,251	0,250
21	0,244	0,329	0,207	0,344	0,344
22	0,453	0,543	0,077	0,566	0,566
23	0,437	0,087	0,062	0,270	0,269
24	0,704	0,849	0,010	0,837	0,837
25	0,436	0,271	0,120	0,002	0,001
26	0,754	0,794	0,080	0,798	0,798
27	0,621	0,488	0,181	0,608	0,608
28	0,059	0,065	0,115	0,013	0,013
29	0,681	0,666	0,439	0,685	0,685
30	0,014	0,044	0,041	0,032	0,032
31	0,780	0,795	0,786	0,794	0,794
32	0,367	0,589	0,146	0,525	0,525
33	0,152	0,238	0,183	0,299	0,299
34	0,028	0,001	0,096	0,448	0,448
35	0,283	0,151	0,113	0,421	0,421
36	0,096	0,028	0,528	0,402	0,402
37	0,787	0,794	0,720	0,807	0,807
38	0,381	0,386	0,223	0,398	0,398
39	0,719	0,821	0,072	0,801	0,801
40	0,495	0,487	0,152	0,672	0,672
41	0,133	0,239	0,097	0,681	0,681
42	0,109	0,048	0,035	0,042	0,042
43	0,067	0,142	0,152	0,464	0,464
44	0,022	0,705	0,730	0,895	0,895
PROMEDIO	0,376	0,378	0,189	0,447	0,449
DESVIACIÓN	0,257	0,279	0,198	0,270	0,268

A3. Derivación II en posición "Sentado"

SEÑAL	DERIVACIÓN II SENTADO				
	CORR PEND SUBIDA	CORR PEND BAJADA	CORR AREA	CORR ANGULO	CORR ANGULOR
1	0,471	0,492	0,217	0,612	0,612
2	0,417	0,348	0,678	0,435	0,435
3	0,144	0,177	0,219	0,164	0,164
4	0,258	0,310	0,018	0,224	0,224
5	0,353	0,152	0,086	0,179	0,179
6	0,769	0,801	0,457	0,804	0,804
7	0,030	0,069	0,004	0,185	0,185
8	0,059	0,090	0,055	0,164	0,164
9	0,239	0,766	0,108	0,579	0,579
10	0,344	0,454	0,043	0,104	0,104
11	0,179	0,092	0,277	0,569	0,568
12	0,544	0,644	0,702	0,605	0,605
13	0,318	0,470	0,141	0,421	0,421
14	0,823	0,779	0,265	0,836	0,837
15	0,329	0,342	0,227	0,360	0,360
16	0,055	0,027	0,068	0,230	0,230
17	0,590	0,314	0,361	0,659	0,659
18	0,728	0,814	0,760	0,789	0,789
19	0,706	0,568	0,442	0,664	0,664
20	0,795	0,771	0,684	0,794	0,794
21	0,673	0,610	0,195	0,689	0,689
22	0,020	0,023	0,052	0,133	0,133
23	0,199	0,279	0,197	0,293	0,293
24	0,172	0,023	0,000	0,080	0,080
25	0,779	0,743	0,551	0,774	0,774
26	0,195	0,366	0,004	0,766	0,766
27	0,490	0,584	0,138	0,554	0,555
28	0,034	0,016	0,008	0,008	0,059
29	0,022	0,732	0,367	0,542	0,542
30	0,336	0,146	0,099	0,111	0,110
31	0,774	0,587	0,372	0,696	0,695
32	0,350	0,579	0,152	0,567	0,567
33	0,381	0,454	0,178	0,440	0,440
34	0,334	0,221	0,125	0,295	0,295
35	0,622	0,800	0,073	0,806	0,806
36	0,663	0,645	0,111	0,677	0,677
37	0,660	0,743	0,180	0,749	0,749
38	0,413	0,539	0,164	0,527	0,527
39	0,100	0,223	0,089	0,186	0,186
40	0,308	0,439	0,008	0,482	0,482
41	0,010	0,248	0,046	0,306	0,306
42	0,827	0,777	0,451	0,774	0,773
43	0,027	0,121	0,318	0,075	0,075
44	0,616	0,171	0,111	0,447	0,445
PROMEDIO	0,390	0,422	0,223	0,462	0,464
DESVIACIÓN	0,265	0,265	0,207	0,254	0,252

A4. Derivación II en posición "Supino "

SEÑAL	DERIVACIÓN II SUPINO				
	CORR PEND SUBIDA	CORR PEND BAJADA	CORR AREA	CORR ANGULO	CORR ANGULOR
1	0,060	0,028	0,000	0,016	0,016
2	0,032	0,535	0,616	0,319	0,319
3	0,025	0,036	0,171	0,144	0,144
4	0,093	0,095	0,050	0,426	0,422
5					
6	0,870	0,896	0,863	0,896	0,896
7	0,751	0,618	0,062	0,681	0,681
8	0,092	0,491	0,172	0,681	0,681
9	0,024	0,023	0,012	0,109	0,109
10	0,003	0,030	0,250	0,123	0,119
11	0,752	0,774	0,651	0,778	0,778
12	0,583	0,605	0,602	0,632	0,632
13	0,505	0,535	0,227	0,532	0,532
14	0,864	0,875	0,461	0,877	0,877
15	0,121	0,277	0,341	0,606	0,606
16	0,034	0,028	0,054	0,490	0,490
17	0,001	0,050	0,236	0,303	0,303
18	0,767	0,834	0,707	0,843	0,843
19	0,547	0,513	0,585	0,600	0,600
20	0,703	0,716	0,575	0,718	0,718
21	0,590	0,618	0,630	0,719	0,719
22	0,130	0,062	0,059	0,319	0,319
23	0,552	0,581	0,451	0,613	0,613
24	0,567	0,764	0,091	0,757	0,757
25	0,126	0,297	0,173	0,737	0,737
26	0,328	0,240	0,301	0,861	0,861
27	0,778	0,773	0,193	0,782	0,782
28	0,763	0,639	0,672	0,729	0,729
29	0,109	0,136	0,108	0,022	0,022
30	0,016	0,023	0,053	0,020	0,020
31	0,874	0,794	0,619	0,851	0,851
32	0,354	0,308	0,040	0,352	0,352
33	0,424	0,092	0,085	0,261	0,259
34	0,038	0,102	0,019	0,076	0,076
35	0,105	0,296	0,089	0,282	0,282
36	0,635	0,659	0,243	0,673	0,673
37	0,600	0,582	0,023	0,626	0,625
38	0,604	0,199	0,125	0,383	0,383
39	0,068	0,486	0,326	0,334	0,334
40	0,049	0,126	0,039	0,110	0,111
41	0,224	0,324	0,041	0,265	0,265
42	0,663	0,406	0,103	0,558	0,558
43	0,498	0,230	0,332	0,386	0,386
44	0,346	0,168	0,164	0,243	0,242
PROMEDIO	0,378	0,392	0,270	0,482	0,482
DESVIACIÓN	0,304	0,285	0,243	0,272	0,272

A5. Derivación III en posición "Sentado "

DERIVACIÓN III SENTADO					
SEÑAL	CORR PEND SUBIDA	CORR PEND BAJADA	CORR AREA	CORR ANGULO	CORR ANGULOR
1	0,771	0,724	0,556	0,756	0,756
2	0,040	0,067	0,075	0,780	0,780
3	0,626	0,032	0,270	0,465	0,465
4	0,324	0,269	0,065	0,616	0,616
5	0,007	0,004	0,113	0,026	0,026
6	0,739	0,264	0,590	0,581	0,581
7	0,424	0,192	0,027	0,239	0,239
8	0,498	0,405	0,038	0,223	0,223
9	0,085	0,203	0,026	0,052	0,052
10	0,508	0,374	0,210	0,457	0,457
11	0,160	0,095	0,077	0,124	0,122
12	0,591	0,103	0,192	0,683	0,683
13	0,058	0,023	0,036	0,060	0,060
14	0,832	0,701	0,541	0,831	0,831
15	0,095	0,050	0,108	0,321	0,321
16	0,008	0,083	0,140	0,309	0,309
17	0,586	0,197	0,522	0,551	0,551
18	0,574	0,219	0,105	0,450	0,450
19	0,195	0,211	0,097	0,021	0,022
20	0,041	0,031	0,055	0,000	0,001
21	0,244	0,404	0,123	0,313	0,313
22	0,120	0,019	0,027	0,002	0,002
23	0,226	0,231	0,179	0,234	0,234
24	0,020	0,074	0,226	0,712	0,712
25	0,604	0,743	0,434	0,692	0,692
26	0,722	0,671	0,513	0,710	0,711
27	0,198	0,077	0,143	0,268	0,268
28	0,030	0,006	0,064	0,035	0,021
29	0,417	0,579	0,405	0,514	0,514
30	0,095	0,120	0,090	0,017	0,017
31	0,804	0,531	0,122	0,700	0,699
32	0,576	0,378	0,066	0,475	0,475
33	0,276	0,056	0,143	0,073	0,073
34	0,192	0,314	0,028	0,272	0,272
35	0,197	0,123	0,171	0,009	0,009
36	0,320	0,558	0,037	0,495	0,495
37	0,507	0,586	0,072	0,670	0,671
38	0,057	0,067	0,122	0,328	0,328
39	0,477	0,421	0,010	0,465	0,465
40	0,158	0,714	0,028	0,510	0,510
41	0,125	0,001	0,072	0,523	0,523
42	0,789	0,737	0,440	0,763	0,763
43	0,165	0,274	0,052	0,255	0,255
44	0,125	0,057	0,042	0,229	0,231
PROMEDIO	0,332	0,272	0,169	0,382	0,382
DESVIACIÓN	0,261	0,243	0,170	0,261	0,261

A6. Derivación III en posición "Supino"

SEÑAL	DERIVACIÓN III SUPINO				
	CORR PEND SUBIDA	CORR PEND BAJADA	CORR AREA	CORR ANGULO	CORR ANGULOR
1	0,039	0,090	0,002	0,151	0,098
2	0,196	0,600	0,003	0,149	0,149
3	0,030	0,009	0,215	0,118	0,118
4	0,009	0,028	0,013	0,138	0,137
5					
6	0,771	0,405	0,737	0,701	0,701
7	0,049	0,582	0,067	0,304	0,303
8	0,417	0,268	0,245	0,440	0,440
9	0,519	0,312	0,185	0,468	0,468
10	0,007	0,023	0,025	0,101	0,095
11	0,270	0,232	0,158	0,399	0,399
12	0,389	0,507	0,267	0,485	0,485
13	0,001	0,025	0,137	0,018	0,018
14	0,459	0,344	0,405	0,864	0,864
15	0,276	0,499	0,153	0,585	0,585
16	0,142	0,525	0,080	0,567	0,568
17	0,061	0,037	0,043	0,247	0,247
18	0,026	0,087	0,032	0,118	0,118
19	0,248	0,156	0,024	0,091	0,092
20	0,089	0,308	0,033	0,116	0,115
21	0,856	0,707	0,571	0,856	0,857
22	0,058	0,005	0,108	0,078	0,078
23	0,179	0,201	0,016	0,060	0,061
24	0,853	0,723	0,144	0,835	0,835
25	0,326	0,600	0,027	0,528	0,527
26	0,874	0,856	0,098	0,880	0,880
27	0,623	0,296	0,443	0,505	0,505
28	0,305	0,533	0,418	0,430	0,430
29	0,327	0,236	0,414	0,304	0,304
30	0,009	0,025	0,050	0,022	0,023
31	0,846	0,613	0,382	0,819	0,819
32	0,225	0,100	0,056	0,169	0,169
33	0,264	0,050	0,033	0,165	0,162
34	0,220	0,260	0,113	0,252	0,252
35	0,358	0,058	0,007	0,176	0,175
36	0,407	0,609	0,057	0,585	0,585
37	0,734	0,332	0,397	0,544	0,543
38	0,212	0,138	0,101	0,162	0,162
39	0,588	0,208	0,060	0,411	0,411
40	0,465	0,746	0,468	0,695	0,695
41	0,147	0,117	0,164	0,241	0,241
42	0,619	0,234	0,101	0,480	0,479
43	0,464	0,114	0,234	0,316	0,315
44	0,683	0,584	0,449	0,646	0,645
PROMEDIO	0,340	0,311	0,180	0,377	0,376
DESVIACIÓN	0,270	0,245	0,181	0,260	0,261

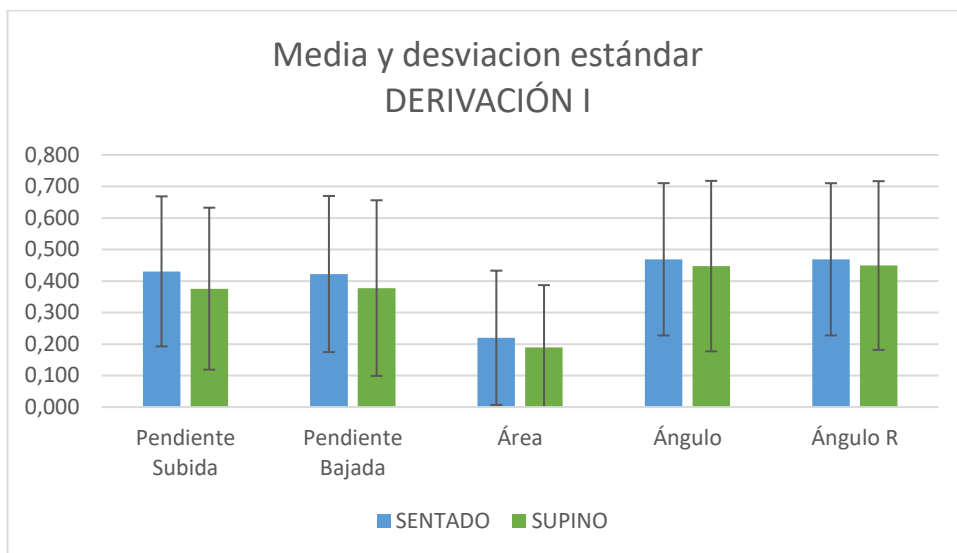
A7. Derivación C en posición "Sentado "

SEÑAL	DERIVACIÓN C SENTADO				
	CORR PEND SUBIDA	CORR PEND BAJADA	CORR AREA	CORR ANGULO	CORR ANGULOR
1	0,828	0,830	0,806	0,831	0,831
2	0,901	0,932	0,777	0,926	0,926
3	0,926	0,908	0,888	0,921	0,921
4	0,835	0,836	0,676	0,842	0,842
5	0,649	0,740	0,597	0,716	0,716
6	0,830	0,897	0,798	0,889	0,889
7	0,874	0,893	0,177	0,888	0,888
8	0,097	0,582	0,198	0,708	0,708
9	0,870	0,758	0,738	0,819	0,819
10	0,636	0,598	0,569	0,622	0,623
11	0,265	0,385	0,135	0,409	0,408
12	0,728	0,746	0,623	0,756	0,756
13	0,313	0,327	0,392	0,327	0,327
14	0,737	0,910	0,325	0,916	0,916
15	0,624	0,530	0,535	0,591	0,591
16	0,627	0,674	0,625	0,648	0,648
17	0,706	0,783	0,647	0,772	0,773
18	0,770	0,815	0,354	0,795	0,795
19	0,758	0,749	0,581	0,757	0,758
20	0,730	0,744	0,734	0,739	0,739
21	0,775	0,800	0,470	0,797	0,797
22	0,011	0,008	0,039	0,024	0,015
23	0,338	0,360	0,281	0,353	0,354
24	0,773	0,794	0,683	0,788	0,787
25	0,902	0,891	0,850	0,901	0,901
26	0,862	0,878	0,368	0,879	0,879
27	0,325	0,454	0,391	0,524	0,524
28	0,082	0,175	0,227	0,756	0,747
29	0,862	0,852	0,803	0,861	0,860
30	0,274	0,034	0,066	0,122	0,121
31	0,841	0,896	0,823	0,873	0,873
32	0,837	0,823	0,754	0,836	0,836
33	0,612	0,644	0,544	0,643	0,643
34	0,076	0,667	0,134	0,405	0,406
35	0,850	0,834	0,678	0,847	0,847
36	0,831	0,833	0,723	0,837	0,837
37	0,637	0,721	0,719	0,696	0,697
38	0,627	0,565	0,371	0,600	0,600
39	0,907	0,931	0,627	0,932	0,932
40	0,848	0,837	0,099	0,853	0,853
41	0,578	0,703	0,034	0,754	0,754
42	0,623	0,585	0,478	0,607	0,607
43	0,729	0,735	0,548	0,734	0,734
44	0,712	0,063	0,316	0,449	0,446
PROMEDIO	0,650	0,675	0,505	0,703	0,703
DESVIACIÓN	0,256	0,248	0,251	0,212	0,213

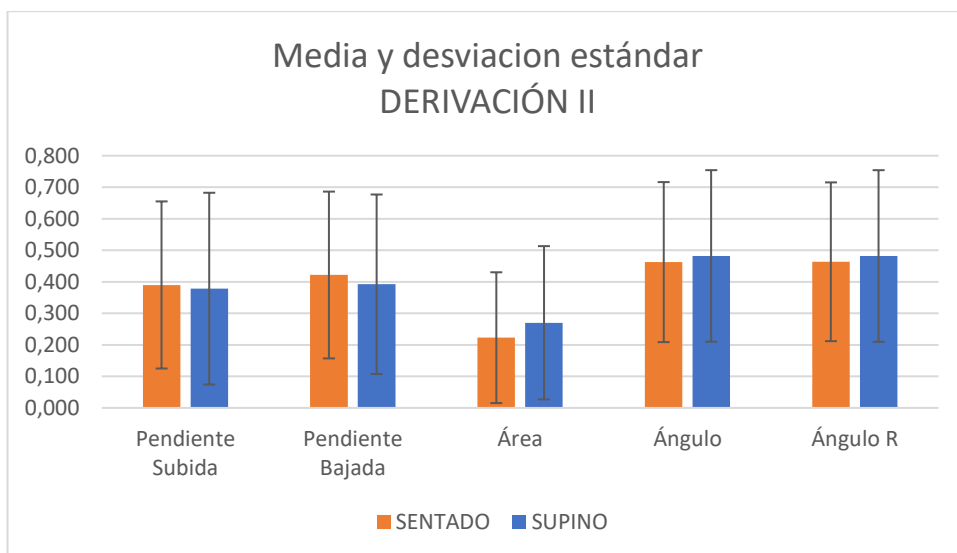
A8. Derivación C en posición "Supino "

SEÑAL	DERIVACIÓN C SUPINO				
	CORR PEND SUBIDA	CORR PEND BAJADA	CORR AREA	CORR ANGULO	CORR ANGULOR
1	0,291	0,535	0,266	0,466	0,440
2	0,834	0,769	0,756	0,811	0,811
3	0,131	0,085	0,363	0,099	0,099
4	0,832	0,854	0,525	0,858	0,858
5					
6	0,889	0,900	0,906	0,900	0,900
7	0,854	0,887	0,854	0,880	0,880
8	0,726	0,555	0,340	0,707	0,707
9	0,886	0,899	0,574	0,898	0,898
10	0,032	0,020	0,138	0,018	0,029
11	0,071	0,239	0,213	0,160	0,160
12	0,729	0,765	0,756	0,753	0,753
13	0,190	0,152	0,359	0,177	0,177
14	0,797	0,879	0,665	0,877	0,877
15	0,690	0,677	0,624	0,691	0,690
16	0,747	0,716	0,647	0,745	0,745
17	0,335	0,374	0,430	0,370	0,370
18	0,695	0,455	0,398	0,804	0,805
19	0,677	0,644	0,643	0,669	0,670
20	0,725	0,740	0,713	0,739	0,740
21	0,003	0,178	0,008	0,092	0,092
22	0,683	0,701	0,164	0,705	0,705
23	0,034	0,244	0,254	0,176	0,176
24	0,496	0,574	0,441	0,560	0,560
25	0,833	0,803	0,654	0,826	0,826
26	0,820	0,787	0,288	0,819	0,819
27	0,342	0,404	0,260	0,396	0,396
28	0,786	0,801	0,782	0,801	0,801
29	0,864	0,878	0,802	0,876	0,876
30	0,356	0,063	0,246	0,424	0,418
31	0,802	0,814	0,789	0,812	0,811
32	0,491	0,630	0,699	0,589	0,589
33	0,312	0,446	0,293	0,420	0,397
34	0,692	0,817	0,239	0,793	0,793
35	0,577	0,536	0,332	0,577	0,578
36	0,785	0,790	0,718	0,790	0,790
37	0,455	0,077	0,445	0,269	0,266
38	0,439	0,349	0,453	0,406	0,406
39	0,729	0,845	0,864	0,840	0,841
40	0,878	0,857	0,777	0,877	0,877
41	0,794	0,857	0,517	0,844	0,844
42	0,586	0,521	0,389	0,560	0,560
43	0,266	0,339	0,102	0,328	0,328
44	0,612	0,825	0,626	0,751	0,751
PROMEDIO	0,576	0,588	0,496	0,608	0,607
DESVIACIÓN	0,272	0,274	0,239	0,264	0,265

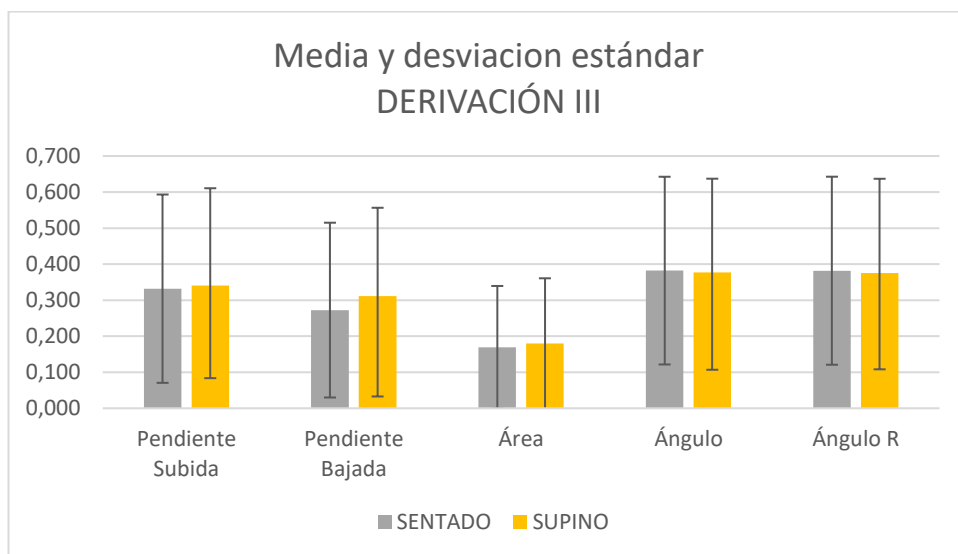
Anexo B: Gráficas de la media y desviación estándar del coeficiente de correlación por posición.



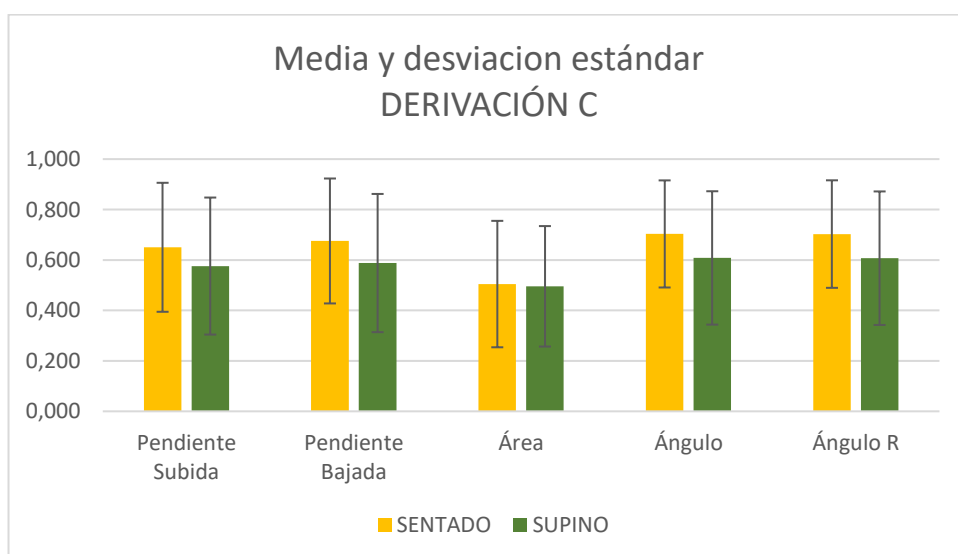
Gráfica de la media y desviación estándar del coeficiente de correlación en la Derivación I por cada una de las posiciones.



Gráfica de la media y desviación estándar del coeficiente de correlación en la Derivación II por cada una de las posiciones.



Gráfica de la media y desviación estándar del coeficiente de correlación en la Derivación III por cada una de las posiciones.



Gráfica de la media y desviación estándar del coeficiente de correlación en la Derivación C por cada una de las posiciones.

Anexo C: Código Matlab

C1. Detección picos R.

```

%% posición picos R
%son extraídos por un ciclo en el cual se emplea la función nqr a 250
%muestras y luego son guardados en estructuras según la señal extraída
%(derivación I,II,III Y GC)
i= 1;
picosRECGI= struct('picos',1);
picosRECGII= struct('picos',1);
picosRECGIII= struct('picos',1);
picosRECGC= struct('picos',1);
for i= 1:44
    SENAL1= H_ECGIsT(:,i);
    SENAL2= H_ECGIIsT(:,i);
    SENAL3= H_ECGIIIsT(:,i);
    SENAL4= H_ECGCsT(:,i);
    %POSICIÓN DE LOS PICOS R O MAXIMOS.
    picosRI =nqrsdetect(SENAL1,250);
    picosRII=nqrsdetect(SENAL2,250);
    picosRIII= nqrsdetect(SENAL3,250);
    picosRC=nqrsdetect(SENAL4,250);
    picosRECGI(i).picos= picosRI;
    picosRECGII(i).picos= picosRII;
    picosRECGIII(i).picos= picosRIII;
    picosRECGC(i).picos= picosRC;
end
%% Amplitud picos R
i= 1;
amplitudRECGI= struct('amplitud',1);
amplitudRECGII= struct('amplitud',1);
amplitudRECGIII= struct('amplitud',1);
amplitudRECGC= struct('amplitud',1);

for i= 1:44
    ECG1=H_ECGIsT(:,i);
    ECG2=H_ECGIIsT(:,i);
    ECG3=H_ECGIIIsT(:,i);
    ECG4=H_ECGCsT(:,i);
    SENAL1= picosRECGI(i).picos;
    SENAL2= picosRECGII(i).picos;
    SENAL3= picosRECGIII(i).picos;
    SENAL4= picosRECGC(i).picos;
    amplitudRECGI(i).amplitud= ECG1(SENAL1);
    amplitudRECGII(i).amplitud= ECG2(SENAL2);
    amplitudRECGIII(i).amplitud= ECG3(SENAL3);
    amplitudRECGC(i).amplitud= ECG4(SENAL4);
end

```

C2. Detección picos Q y S.

```

%% Posición y amplitud picos S
% la posición de los picos S se obtiene a partir del mínimo entre el pico
% R y 50 muestras después.Los valores también son guardados en estructuras.
amplitudSECGI= struct('amplitud',1);
amplitudSECGII= struct('amplitud',1);
amplitudSECGIII= struct('amplitud',1);
amplitudSECGC= struct('amplitud',1);
picosSECGI= struct('picos',1);
picosSECGII= struct('picos',1);

```

```

picosSECGIII= struct('picos',1);
picosSECGC= struct('picos',1);
k=1;
for k= 1:44

    ECGs1=H_ECGIsT(:,k);
    ECGs2=H_ECGIIsT(:,k);
    ECGs3=H_ECGIIIsT(:,k);
    ECGs4=H_ECGCsT(:,k);
    PICOSI=picosRECGI(k).picos;
    PICOSII=picosRECGII(k).picos;
    PICOSIII= picosRECGIII(k).picos;
    PICOSC=picosRECGC(k).picos;
    Valor1=0;
    posicion1=0;
    Valor2= 0;
    posicion2= 0;
    Valor3=0;
    posicion3=0;
    Valor4=0;
    posicio4=0;
    i=1;
    for i= 1:length(PICOSI)
        rango1= PICOSI(i):PICOSI(i)+50;
        Valor1(i,1)=min(ECGs1(rango1));
        posicion1(i,1)= find (ECGs1==Valor1(i,1));
        %amplitudSECGI(i).amplitud= Valor1 ;
    end
    amplitudSECGI(k).amplitud= Valor1;
    picosSECGI(k).picos= posicion1;
    i=1;
    for i= 1:length(PICOSII)
        rango2= PICOSII(i):PICOSII(i)+50;
        Valor2(i,1)=min(ECGs2(rango2));
        posicion2(i,1)= find (ECGs2==Valor2(i,1));
    end
    amplitudSECGII(k).amplitud= Valor2;
    picosSECGII(k).picos= posicion2;
    i=1;
    for i= 1:length(PICOSIII)
        rango3= PICOSIII(i):PICOSIII(i)+50;
        Valor3(i,1)=min(ECGs3(rango3));
        posicion3(i,1)= find (ECGs3==Valor3(i,1));
    end
    amplitudSECGIII(k).amplitud= Valor3;
    picosSECGIII(k).picos= posicion3;
    i=1;
    for i= 1:length(PICOSC)
        rango4= PICOSC(i):PICOSC(i)+50;
        Valor4(i,1)=min(ECGs4(rango4));
        posicion4(i,1)= find (ECGs4==Valor4(i,1));
    end
    amplitudSECGC(k).amplitud= Valor4;
    picosSECGC(k).picos= posicion4;

end
VARIABLESPS={'ECGs1','ECGs2','ECGs3','ECGs4','PICOSI','PICOSII','PICOSIII','PICOS
C','Valor1','Valor2','Valor3','Valor4','posicion1','posicion2','posicion3','posic
ion4'};
clear(VARIABLESPS{:})

%% Posición y amplitud picos Q.

```



```

% Al igual que para la obtención de los picos S, en este caso se toma la
% posición del pico R y se obtiene el valor mínimo entre el pico R y 50
% muestras antes.
amplitudQECGI= struct('amplitud',1);
amplitudQECGII= struct('amplitud',1);
amplitudQECGIII= struct('amplitud',1);
amplitudQECGC= struct('amplitud',1);
picosQECGI= struct('picos',1);
picosQECGII= struct('picos',1);
picosQECGIII= struct('picos',1);
picosQECGC= struct('picos',1);
k=1;
for k= 1:44

    ECGQ1=H_ECGIsT(:,k);
    ECGQ2=H_ECGIIsT(:,k);
    ECGQ3=H_ECGIIIsT(:,k);
    ECGQ4=H_ECGCsT(:,k);
    PICOSI=picosRECGI(k).picos;
    PICOSII=picosRECGII(k).picos;
    PICOSIII= picosRECGIII(k).picos;
    PICOSC=picosRECGC(k).picos;
    ValorQ1=0;
    posicionQ1=0;
    ValorQ2= 0;
    posicionQ2= 0;
    ValorQ3=0;
    posicionQ3=0;
    ValorQ4=0;
    posicioQ4=0;
    i=1;
    for i= 1:length(PICOSI)
        rangoQ1= PICOSI(i)-50:PICOSI(i);
        ValorQ1(i,1)=min(ECGQ1(rangoQ1));
        posicionQ1(i,1)= find (ECGQ1==ValorQ1(i,1));
        %amplitudSECGI(i).amplitud= Valor1 ;
    end
    amplitudQECGI(k).amplitud= ValorQ1;
    picosQECGI(k).picos= posicionQ1;
    i=1;
    for i= 1:length(PICOSII)
        rangoQ2= PICOSII(i)-50:PICOSII(i);
        ValorQ2(i,1)=min(ECGQ2(rangoQ2));
        posicionQ2(i,1)= find (ECGQ2==ValorQ2(i,1));
    end
    amplitudQECGII(k).amplitud= ValorQ2;
    picosQECGII(k).picos= posicionQ2;
    i=1;
    for i= 1:length(PICOSIII)
        rangoQ3= PICOSIII(i)-50:PICOSIII(i);
        ValorQ3(i,1)=min(ECGQ3(rangoQ3));
        posicionQ3(i,1)= find (ECGQ3==ValorQ3(i,1));
    end
    amplitudQECGIII(k).amplitud= ValorQ3;
    picosQECGIII(k).picos= posicionQ3;
    i=1;
    for i= 1:length(PICOSC)
        rangoQ4= PICOSC(i)-50:PICOSC(i);
        ValorQ4(i,1)=min(ECGQ4(rangoQ4));
        posicionQ4(i,1)= find (ECGQ4==ValorQ4(i,1));
    end
    amplitudQECGC(k).amplitud= ValorQ4;
    picosQECGC(k).picos= posicionQ4;

```

```

end
VARIABLESPQ={'ECGQ1','ECGQ2','ECGQ3','ECGQ4','PICOSI','PICOSII','PICOSIII','PICOS
C','ValorQ1','ValorQ2','ValorQ3','ValorQ4','posicionQ1','posicionQ2','posicionQ3'
,'posicionQ4'};
clear(VARIABLESPQ{:})

```

C3. Obtención del área

```

%% AREA
%En el caso del área se realiza una sumatoria de amplitud entre un intervalo
%de 50 muestras antes y 50 muestras después del pico R, con el objetivo de
%tener un intervalo de seguridad.
areaECGI= struct('area',1);
areaECGII= struct('area',1);
areaECGIII= struct('area',1);
areaECGC= struct('area',1);
%AREA sumatoria
areaQR= 0;
areaRS=0;
for k= 1:44
    ECGA1=H_ECGIsT(:,k);
    ECGA2=H_ECGIIsT(:,k);
    ECGA3=H_ECGIIIsT(:,k);
    ECGA4=H_ECGCsT(:,k);
    PICOSI=picosRECGI(k).picos;
    PICOSII=picosRECGII(k).picos;
    PICOSIII= picosRECGIII(k).picos;
    PICOSGC=picosRECGC(k).picos;
    i=1;
    AREATOTAL= 0;
    for i= 1:length(PICOSI)
        areaQR=0;
        areaRS=0;
        for j=PICOSI(i)-50:PICOSI(i)
            areaQR=areaQR+abs(ECGA1(j));
        end
        for j=PICOSI(i):PICOSI(i)+50
            areaRS= areaRS+abs(ECGA1(j));
        end
        AREATOTAL(i,1)= areaQR+areaRS;
    end
    areaECGI(k).area = AREATOTAL;
    for i= 1:length(PICOSII)
        areaQR=0;
        areaRS=0;
        for j=PICOSII(i)-50:PICOSII(i)
            areaQR=areaQR+abs(ECGA2(j));
        end
        for j=PICOSII(i):PICOSII(i)+50
            areaRS= areaRS+abs(ECGA2(j));
        end
        AREATOTAL(i,1)= areaQR+areaRS;
    end
    areaECGII(k).area = AREATOTAL;
    for i= 1:length(PICOSIII)
        areaQR=0;
        areaRS=0;
        for j=PICOSIII(i)-50:PICOSIII(i)
            areaQR=areaQR+abs(ECGA3(j));
        end
        for j=PICOSIII(i):PICOSIII(i)+50
            areaRS= areaRS+abs(ECGA3(j));
        end
        AREATOTAL(i,1)= areaQR+areaRS;
    end

```

```

end
areaECGIII(k).area = AREATOTAL;
for i= 1:length(PICOSGC)
    areaQR=0;
    areaRS=0;
    for j=PICOSGC(i)-50:PICOSGC(i)
        areaQR=areaQR+abs(ECGA4(j));
    end
    for j=PICOSGC(i):PICOSGC(i)+50
        areaRS= areaRS+abs(ECGA4(j));
    end
    AREATOTAL(i,1)= areaQR+areaRS;
end
areaECGC(k).area = AREATOTAL;

end
VARIABLESAR={'areaQR','areaRS','ECGA1','ECGA2','ECGA3','ECGA4','PICOSI','PICOSII',
'PICOSIII','PICOSGC','AREATOTAL'};
clear(VARIABLESAR{:})

```

C4. Derivada de la señal ECG.

```

%% Derivadas
% Para extraer las derivadas se obtienen las señales separadas de las
% derivaciones cardiacas y posteriormente, de la misma manera las
% derivadas son clasificadas en matrices de 44 columnas, siendo cada
% columna una señal.
for k= 1:44
    ECGD1=H_ECGIsT(:,k);
    ECGD2=H_ECGIIsT(:,k);
    ECGD3=H_ECGIIIsT(:,k);
    ECGD4=H_ECGCsT(:,k);
    derivadaECGI(:,k)= diff(ECGD1);
    derivadaECGII(:,k)= diff(ECGD2);
    derivadaECGIII(:,k)= diff(ECGD3);
    derivadaECGC(:,k)= diff(ECGD4);
end
%% Traslado del punto máximo de derivada a la señal ECG.
%se hace el reflejo del punto máximo de la derivada en la señal ECG, para
%ello se ubica la posición en la que se encuentra la maxima derivada y
%posteriormente se toma la amplitud del ECG en esta posición.
pospuntomaxderECGI= struct('posicion',1);%posicion del punto de la maxima
derivada
pospuntomaxderECGII= struct('posicion',1);
pospuntomaxderECGIII= struct('posicion',1);
pospuntomaxderECGC= struct('posicion',1);
amppuntomaxderECGI= struct('amplitud',1);%amplitud del punto de la maxima
derivada en el ECG
amppuntomaxderECGII= struct('amplitud',1);
amppuntomaxderECGIII= struct('amplitud',1);
amppuntomaxderECGC= struct('amplitud',1);

```

C5. Puntos de máxima y mínima derivada.

```

%% Traslado del punto mínimo de derivada a la señal ECG.
%se hace el reflejo del punto mínimo de la derivada en la señal ECG, para
%ello se ubica la posición en la que se encuentra la mínima derivada y
%posteriormente se toma la amplitud del ECG en esta posición.

pospuntominderECGI= struct('posicion',1);%posicion del punto de la mínima
derivada
pospuntominderECGII= struct('posicion',1);
pospuntominderECGIII= struct('posicion',1);

```

```

pospuntominderECGC= struct('posicion',1);
amppuntominderECGI= struct('amplitud',1);%amplitud del punto de la mínima
derivada en el ECG
amppuntominderECGII= struct('amplitud',1);
amppuntominderECGIII= struct('amplitud',1);
amppuntominderECGC= struct('amplitud',1);

%A continuación se obtiene el punto máximo y el punto mínimo en solo un
%ciclo para hacer un código más eficiente.
for k=1:44
    ECGD1=H_ECGIsT(:,k);
    ECGD2=H_ECGIIsT(:,k);
    ECGD3=H_ECGIIIsT(:,k);
    ECGD4=H_ECGCsT(:,k);
    PICOSI=picosRECGI(k).picos;
    PICOSII=picosRECGII(k).picos;
    PICOSIII= picosRECGIII(k).picos;
    PICOSGC=picosRECGC(k).picos;
    derivada1= derivadaECGI(:,k);
    derivada2=derivadaECGII(:,k);
    derivada3=derivadaECGIII(:,k);
    derivada4=derivadaECGC(:,k);
    maxder1=0;
    posmaxder1=0;
    minder1=0;
    posminder1=0;
    for i= 1:length(PICOSI)
        rango1D= PICOSI(i)-50:PICOSI(i)+50;
        maxder1(i,1)=max(derivada1(rango1D));
        posmaxder1(i,1)= find(derivada1==maxder1(i,1));
        minder1(i,1)= min(derivada1(rango1D));
        posminder1(i,1)= find(derivada1== minder1(i,1));
    end
    pospuntomaxderECGI(k).posicion= posmaxder1;
    amppuntomaxderECGI(k).amplitud= ECGD1(posmaxder1);
    pospuntominderECGI(k).posicion= posminder1;
    amppuntominderECGI(k).amplitud= ECGD1(posminder1);
    maxder2=0;
    posmaxder2=0;
    minder2=0;
    posminder2=0;
    for i= 1:length(PICOSII)
        rango2D= PICOSII(i)-50:PICOSII(i)+50;
        maxder2(i,1)=max(derivada2(rango2D));
        posmaxder2(i,1)= find(derivada2==maxder2(i,1));
        minder2(i,1)= min(derivada2(rango2D));
        posminder2(i,1)= find(derivada2== minder2(i,1));
    end
    pospuntomaxderECGII(k).posicion= posmaxder2;
    amppuntomaxderECGII(k).amplitud= ECGD2(posmaxder2);
    pospuntominderECGII(k).posicion= posminder2;
    amppuntominderECGII(k).amplitud= ECGD2(posminder2);
    maxder3=0;
    posmaxder3=0;
    minder3=0;
    posminder3=0;
    for i= 1:length(PICOSIII)
        rango3D= PICOSIII(i)-50:PICOSIII(i)+50;
        maxder3(i,1)=max(derivada3(rango3D));
        posmaxder3(i,1)= find(derivada3==maxder3(i,1));
        minder3(i,1)= min(derivada3(rango3D));
        posminder3(i,1)= find(derivada3== minder3(i,1));
    end
    pospuntomaxderECGIII(k).posicion= posmaxder3;

```

```

    amppuntomaxderECGIII(k).amplitud= ECGD3(posmaxder3);
    pospuntominderECGIII(k).posicion= posminder3;
    amppuntominderECGIII(k).amplitud= ECGD3(posminder3);
    maxder4=0;
    posmaxder4=0;
    minder4= 0;
    posminder4=0;
    for i= 1:length(PICOSGC)
        rango4D= PICOSGC(i)-50:PICOSGC(i)+50;
        maxder4(i,1)=max(derivada4(rango4D));
        posmaxder4(i,1)= find(derivada4==maxder4(i,1));
        minder4(i,1)= min(derivada4(rango4D));
        posminder4(i,1)= find(derivada4== minder4(i,1));
    end
    pospuntomaxderECGC(k).posicion= posmaxder4;
    amppuntomaxderECGC(k).amplitud= ECGD4(posmaxder4);
    pospuntominderECGC(k).posicion= posminder4;
    amppuntominderECGC(k).amplitud= ECGD4(posminder4);

end
VARIABLESTD={ 'ECGD1', 'ECGD2', 'ECGD3', 'ECGD4', 'PICOSI', 'PICOSII', 'PICOSIII', 'PICOS
GC', 'derivada1', 'derivada2', 'derivada3', 'derivada4', 'maxder1', 'maxder2', 'maxder3'
, 'maxder4', 'posmaxder1', 'posmaxder2', 'posmaxder3', 'posmaxder4', 'minder1', 'minder
2', 'minder3', 'minder4', 'posminder1', 'posminder2', 'posminder3', 'posminder4', 'rango
D1', 'rangoD2', 'rangoD4', 'rangoD3'};
clear(VARIABLESTD{:})

```

C6. Rectas tangentes

```

%% Recta maxima
% Para la recta maxima se tomará la función siguiente para el trazo de una
% recta tangente a un punto.
%  $y=(fxp*(x-pos))+fx$ ; En donde fxp será el vslor de la dereivada en ese
% punto, pos corresonde a la posion en x y fx es el valor de la amplitud
% que se tiene en esa posición.

rectamaxderECGI= struct('recta',1);%recta del punto de la maxima derivada
rectamaxderECGII= struct('recta',1);
rectamaxderECGIII= struct('recta',1);
rectamaxderECGC= struct('recta',1);
posrectamaxderECGI= struct('posicion',1);%posicion de la recta de la maxima
derivada en el ECG
posrectamaxderECGII= struct('posicion',1);
posrectamaxderECGIII= struct('posicion',1);
posrectamaxderECGC= struct('posicion',1);
for k= 1:44;
    POSMAXDERI= pospuntomaxderECGI(k).posicion; %posicion del munto de la maxima
derivada
    POSMAXDERII= pospuntomaxderECGII(k).posicion;
    POSMAXDERIII= pospuntomaxderECGIII(k).posicion;
    POSMAXDERC= pospuntomaxderECGC(k).posicion;
    PUNTOMAXDERI= amppuntomaxderECGI(k).amplitud;
    PUNTOMAXDERII= amppuntomaxderECGII(k).amplitud;
    PUNTOMAXDERIII= amppuntomaxderECGIII(k).amplitud;
    PUNTOMAXDERC= amppuntomaxderECGC(k).amplitud;
    DERIVADA1= derivadaECGI(:,k);
    DERIVADA2=derivadaECGII(:,k);
    DERIVADA3=derivadaECGIII(:,k);
    DERIVADA4=derivadaECGC(:,k);
    fxm=0;
    posm=0;
    fxpm=0;
    xm=0;

```

```

POSICIONESPENDMAX1=0;
ym=0;
GRAFPENDMAX1=0;
for i = 1:length(POSMAXDERI)
    fxm= PUNTOMAXDERI(i);
    posm= POSMAXDERI(i);
    fxpm= DERIVADA1(posm);
    xm= (posm-5:posm+5);
    xm=xm.';
    POSICIONESPENDMAX1(1:11,i)=xm;
    ym=(fxpm*(xm-posm))+fxm;
    GRAFPENDMAX1(1:11,i)=ym;
end
rectamaxderECGI(k).recta= GRAFPENDMAX1;
posrectamaxderECGI(k).posicion= POSICIONESPENDMAX1;
fxm2=0;
posm2=0;
fxpm2=0;
xm2=0;
POSICIONESPENDMAX2=0;
ym2=0;
GRAFPENDMAX2=0;
for i = 1:length(POSMAXDERII)
    fxm2= PUNTOMAXDERII(i);
    posm2= POSMAXDERII(i);
    fxpm2= DERIVADA2(posm2);
    xm2= (posm2-5:posm2+5);
    xm2=xm2.';
    POSICIONESPENDMAX2(1:11,i)=xm2;
    ym2=(fxpm2*(xm2-posm2))+fxm2;
    GRAFPENDMAX2(1:11,i)=ym2;
end
rectamaxderECGII(k).recta=GRAFPENDMAX2 ;
posrectamaxderECGII(k).posicion= POSICIONESPENDMAX2;
fxm3=0;
posm3=0;
fxpm3=0;
xm3=0;
POSICIONESPENDMAX3=0;
ym3=0;
GRAFPENDMAX3=0;
for i = 1:length(POSMAXDERIII)
    fxm3= PUNTOMAXDERIII(i);
    posm3= POSMAXDERIII(i);
    fxpm3= DERIVADA3(posm3);
    xm3= (posm3-5:posm3+5);
    xm3=xm3.';
    POSICIONESPENDMAX3(1:11,i)=xm3;
    ym3=(fxpm3*(xm3-posm3))+fxm3;
    GRAFPENDMAX3(1:11,i)=ym3;
end
rectamaxderECGIII(k).recta= GRAFPENDMAX3;
posrectamaxderECGIII(k).posicion= POSICIONESPENDMAX3;
fxm4=0;
posm4=0;
fxpm4=0;
xm4=0;
ym4=0;
GRAFPENDMAX4=0;
POSICIONESPENDMAX4=0;
for i = 1:length(POSMAXDERC)
    fxm4= PUNTOMAXDERC(i);
    posm4= POSMAXDERC(i);
    fxpm4= DERIVADA4(posm4);

```

```

        xm4= (posm4-5:posm4+5);
        xm4=xm4.';
        POSICIONESPENDMAX4(1:11,i)=xm4;%PROBLEMA
        ym4=(fxpm4*(xm4-posm4))+fxm4;
        GRAFPENDMAX4(1:11,i)=ym4;
    end

    rectamaxderECGC(k).recta= GRAFPENDMAX4;
    posrectamaxderECGC(k).posicion= POSICIONESPENDMAX4;

end
VARIABLESRM={ 'POSMAXDERI', 'POSMAXDERII', 'POSMAXDERIII', 'POSMAXDERC', 'PUNTOMAXDERI',
'PUNTOMAXDERII', 'PUNTOMAXDERIII', 'PUNTOMAXDERC', 'DERIVADA1', 'DERIVADA2', 'DERIVADA3',
'DERIVADA4', 'fxm', 'fxm2', 'fxm3', 'fxm4', 'posm', 'posm2', 'posm3', 'posm4', 'POSICIONESPENDMAX1',
'POSICIONESPENDMAX2', 'POSICIONESPENDMAX3', 'POSICIONESPENDMAX4', 'ym', 'ym2', 'ym3', 'ym4',
'GRAFPENDMAX1', 'GRAFPENDMAX2', 'GRAFPENDMAX3', 'GRAFPENDMAX4', 'xm', 'xm2', 'xm3', 'xm4'};
clear(VARIABLESRM{:})
%% Recta minima.
%Hace referencia a la tangente que pasa por el punto de la derivada de
%bajada, es extraida de la misma maner que en el apartado anterior.
rectaminderECGI= struct('recta',1);%recta del punto de la minima derivada
rectaminderECGII= struct('recta',1);
rectaminderECGIII= struct('recta',1);
rectaminderECGC= struct('recta',1);
posrectaminderECGI= struct('posicion',1);%posicion de la recta de la minima
derivada en el ECG
posrectaminderECGII= struct('posicion',1);
posrectaminderECGIII= struct('posicion',1);
posrectaminderECGC= struct('posicion',1);

for k= 1:44
    POSMINDERI= pospuntominderECGI(k).posicion; %posicion del punto de la minima
derivada
    POSMINDERII= pospuntominderECGII(k).posicion;
    POSMINDERIII= pospuntominderECGIII(k).posicion;
    POSMINDERC= pospuntominderECGC(k).posicion;
    PUNTOMINDERI= amppuntominderECGI(k).amplitud;
    PUNTOMINDERII= amppuntominderECGII(k).amplitud;
    PUNTOMINDERIII= amppuntominderECGIII(k).amplitud;
    PUNTOMINDERC= amppuntominderECGC(k).amplitud;
    DERIVADA1= derivadaECGI(:,k);
    DERIVADA2=derivadaECGII(:,k);
    DERIVADA3=derivadaECGIII(:,k);
    DERIVADA4=derivadaECGC(:,k);
    fxmi=0;
    posmi=0;
    fxpmi=0;
    xmi=0;
    POSICIONESPENDMIN1=0;
    ymi=0;
    GRAFPENDMIN1=0;
    for i = 1:length(POSMINDERI)
        fxmi= PUNTOMINDERI(i);
        posmi= POSMINDERI(i);
        fxpmi= DERIVADA1(posmi);
        xmi= (posmi-5:posmi+5);
        xmi=xmi.';
        POSICIONESPENDMIN1(1:11,i)=xmi;
        ymi=(fxpmi*(xmi-posmi))+fxmi;
        GRAFPENDMIN1(1:11,i)=ymi;
    end
end

```

```

rectaminderECGI(k).recta= GRAFPENDMIN1;
posrectaminderECGI(k).posicion= POSICIONESPENDMIN1;
fxmi2=0;
posmi2=0;
fxpmi2=0;
xmi2=0;
POSICIONESPENDMIN2=0;
ymi2=0;
GRAFPENDMIN2=0;
for i = 1:length(POSMINDERII)
    fxmi2= PUNTOMINDERII(i);
    posmi2= POSMINDERII(i);
    fxpmi2= DERIVADA2(posmi2);
    xmi2= (posmi2-5:posmi2+5);
    xmi2=xmi2.';
    POSICIONESPENDMIN2(1:11,i)=xmi2;
    ymi2=(fxpmi2*(xmi2-posmi2))+fxmi2;
    GRAFPENDMIN2(1:11,i)=ymi2;
end
rectaminderECGII(k).recta= GRAFPENDMIN2;
posrectaminderECGII(k).posicion= POSICIONESPENDMIN2 ;
fxmi3=0;
posmi3=0;
fxpmi3=0;
xmi3=0;
POSICIONESPENDMIN3=0;
ymi3=0;
GRAFPENDMIN3=0;
for i = 1:length(POSMINDERIII)
    fxmi3= PUNTOMINDERIII(i);
    posmi3= POSMINDERIII(i);
    fxpmi3= DERIVADA3(posmi3);
    xmi3= (posmi3-5:posmi3+5);
    xmi3=xmi3.';
    POSICIONESPENDMIN3(1:11,i)=xmi3;
    ymi3=(fxpmi3*(xmi3-posmi3))+fxmi3;
    GRAFPENDMIN3(1:11,i)=ymi3;
end
rectaminderECGIII(k).recta= GRAFPENDMIN3;
posrectaminderECGIII(k).posicion= POSICIONESPENDMIN3;
fxmi4=0;
posmi4=0;
fxpmi4=0;
xmi4=0;
ymi4=0;
GRAFPENDMIN4=0;
for i = 1:length(POSMINDERERC)
    fxmi4= PUNTOMINDERERC(i);
    posmi4= POSMINDERERC(i);
    fxpmi4= DERIVADA4(posmi4);
    xmi4= (posmi4-5:posmi4+5);
    xmi4=xmi4.';
    POSICIONESPENDMIN4(1:11,i)=xmi4;
    ymi4=(fxpmi4*(xmi4-posmi4))+fxmi4;
    GRAFPENDMIN4(1:11,i)=ymi4;
end
rectaminderECGC(k).recta= GRAFPENDMIN4;
posrectaminderECGC(k).posicion= POSICIONESPENDMIN4;

end
VARIABLESRMI={' POSMINDERI ', ' POSMINDERII ', ' POSMINDERIII ', ' POSMINDERERC ', ' PUNTOMINDER
I ', ' PUNTOMINDERII ', ' PUNTOMINDERIII ', ' PUNTOMINDERERC ', ' DERIVADA1 ', ' DERIVADA2 ', ' DERIV
ADA3 ', ' DERIVADA4 ', ' fxmi ', ' fxmi2 ', ' fxmi3 ', ' fxmi4 ', ' posmi ', ' posmi2 ', ' posmi3 ', ' posmi

```



```
4', 'POSICIONESPENDMIN1', 'POSICIONESPENDMIN2', 'POSICIONESPENDMIN3', 'POSICIONESPENDMIN4', 'ymi', 'ymi2', 'ymi3', 'ymi4', 'GRAFPENDMIN', 'GRAFPENDMIN2', 'GRAFPENDMIN3', 'GRAFPENDMIN4', 'xmi', 'xmi2', 'xmi3', 'xmi4'});  
clear (VARIABLESRMI{:})
```

C7. Obtención de ángulos

```
%% Angulo  
%Corresponde al ángulo que se forma entre las rectas de subida y bajada.  
%Se define con la siguiente fórmula.  
%ang= arctan*(m2 -m1)/(1+m2*m1)
```

```
ANGULOECGI= struct('angulo',1);%Angulos entre las pendientes  
ANGULOECGII= struct('angulo',1);  
ANGULOECGIII= struct('angulo',1);  
ANGULOECGC= struct('angulo',1);  
for k=1:44  
    PENSUBIDA1= PENDIENTERECTASUBIDAECGI(k).pendiente;  
    PENSUBIDA2= PENDIENTERECTASUBIDAECGII(k).pendiente;  
    PENSUBIDA3= PENDIENTERECTASUBIDAECGIII(k).pendiente;  
    PENSUBIDA4= PENDIENTERECTASUBIDAECGC(k).pendiente;  
    PENBAJADA1= PENDIENTERECTABAJADAECGI(k).pendiente;  
    PENBAJADA2= PENDIENTERECTABAJADAECGII(k).pendiente;  
    PENBAJADA3= PENDIENTERECTABAJADAECGIII(k).pendiente;  
    PENBAJADA4= PENDIENTERECTABAJADAECGC(k).pendiente;  
  
    m11=0;  
    m21=0;  
    num1=0;  
    den1=0;  
    ang1=0;  
    angulos1=0;  
  
    for i = 1:length(PENBAJADA1)  
        m11= PENBAJADA1(i);  
        m21= PENSUBIDA1(i);  
        num1= m21-m11;  
        den1= 1+m21*m11;  
        ang1= atan(num1/den1);  
        ang1=(ang1*180)/pi;  
        angulos1(:,i)=ang1;  
    end  
    ANGULOECGI(k).angulo= angulos1;  
  
    m12=0;  
    m22=0;  
    num2=0;  
    den2=0;  
    ang2=0;  
    angulos2=0;  
  
    for i = 1:length(PENBAJADA2)  
        m12= PENBAJADA2(i);  
        m22= PENSUBIDA2(i);  
        num2= m22-m12;  
        den2= 1+m22*m12;  
        ang2= atan(num2/den2);  
        ang2=(ang2*180)/pi;  
        angulos2(:,i)=ang2;  
    end  
    ANGULOECGII(k).angulo= angulos2;
```

```

m13=0;
m23=0;
num3=0;
den3=0;
ang3=0;
angulos3=0;

for i = 1:length(PENDBAJADA3)
    m13= PENDBAJADA3(i);
    m23= PENDSUBIDA3(i);
    num3= m23-m13;
    den3= 1+m23*m13;
    ang3= atan(num3/den3);
    ang3=(ang3*180)/pi;
    angulos3(:,i)=ang3;
end
ANGULOECGIII(k).angulo= angulos3;

m14=0;
m24=0;
num4=0;
den4=0;
ang4=0;
angulos4=0;

for i = 1:length(PENDBAJADA4)
    m14= PENDBAJADA4(i);
    m24= PENDSUBIDA4(i);
    num4= m24-m14;
    den4= 1+m24*m14;
    ang4= atan(num4/den4);
    ang4=(ang4*180)/pi;
    angulos4(:,i)=ang4;
end
ANGULOECGC(k).angulo= angulos4;

end

VARIABLESANG={'PENDSUBIDA1','PENDSUBIDA2','PENDSUBIDA3','PENDSUBIDA4','PENDBAJADA
1','PENDBAJADA2','PENDBAJADA3','PENDBAJADA4','m11','m12','m13','m14','m21','m22',
'm23','m24','num1','num2','num3','num4','den1','den2','den3','den4','ang1','ang2'
,'ang3','ang4','angulos1','angulos2','angulos3','angulos4'};
clear(VARIABLESANG{:})
%% Angulo de onda R.
%Corresponde al ángulo más pequeño formado por las
%pendientes y se define como:
% angR= arctan*(m2 -m1)/(0.4*(6.25+m2*m1))
ANGULORECGI= struct('angulo',1);%Angulos entre las pendientes
ANGULORECGII= struct('angulo',1);
ANGULORECGIII= struct('angulo',1);
ANGULORECGC= struct('angulo',1);
for k=1:44
    PENDSUBIDA1= PENDIENTERECTASUBIDAECGI(k).pendiente;
    PENDSUBIDA2= PENDIENTERECTASUBIDAECGII(k).pendiente;
    PENDSUBIDA3= PENDIENTERECTASUBIDAECGIII(k).pendiente;
    PENDSUBIDA4= PENDIENTERECTASUBIDAECGC(k).pendiente;
    PENDBAJADA1= PENDIENTERECTABAJADAECGI(k).pendiente;
    PENDBAJADA2= PENDIENTERECTABAJADAECGII(k).pendiente;
    PENDBAJADA3= PENDIENTERECTABAJADAECGIII(k).pendiente;
    PENDBAJADA4= PENDIENTERECTABAJADAECGC(k).pendiente;

    m11=0;
    m21=0;
    num1=0;

```

```
den1=0;
ang1=0;
angulos1=0;

for i = 1:length(PENDBAJADA1)
    m11= PENDBAJADA1(i);
    m21= PENDSUBIDA1(i);
    num1= m21-m11;
    den1= 0.4*(6.25+m21*m11);
    ang1= atan(num1/den1);
    ang1=(ang1*180)/pi;
    angulos1(:,i)=ang1;
end
ANGULORECGI(k).angulo= angulos1;

m12=0;
m22=0;
num2=0;
den2=0;
ang2=0;
angulos2=0;

for i = 1:length(PENDBAJADA2)
    m12= PENDBAJADA2(i);
    m22= PENDSUBIDA2(i);
    num2= m22-m12;
    den2= 0.4*(6.25+m22*m12);
    ang2= atan(num2/den2);
    ang2=(ang2*180)/pi;
    angulos2(:,i)=ang2;
end
ANGULORECGII(k).angulo= angulos2;

m13=0;
m23=0;
num3=0;
den3=0;
ang3=0;
angulos3=0;

for i = 1:length(PENDBAJADA3)
    m13= PENDBAJADA3(i);
    m23= PENDSUBIDA3(i);
    num3= m23-m13;
    den3= 0.4*(6.25+m23*m13);
    ang3= atan(num3/den3);
    ang3=(ang3*180)/pi;
    angulos3(:,i)=ang3;
end
ANGULORECGIII(k).angulo= angulos3;

m14=0;
m24=0;
num4=0;
den4=0;
ang4=0;
angulos4=0;

for i = 1:length(PENDBAJADA4)
    m14= PENDBAJADA4(i);
    m24= PENDSUBIDA4(i);
    num4= m24-m14;
    den4= 0.4*(6.25+m24*m14);
```

```

        ang4= atan(num4/den4);
        ang4=(ang4*180)/pi;
        angulos4(:,i)=ang4;
    end
    ANGULOECGC(k).angulo= angulos4;

end

VARIABLESANG={'PENDBAJADA1','PENDBAJADA2','PENDBAJADA3','PENDBAJADA4','PENDBAJADA
1','PENDBAJADA2','PENDBAJADA3','PENDBAJADA4','m11','m12','m13','m14','m21','m22',
'm23','m24','num1','num2','num3','num4','den1','den2','den3','den4','ang1','ang2',
,'ang3','ang4','angulos1','angulos2','angulos3','angulos4'};
clear(VARIABLESANG{:})

```

8. Interpolaciones

```

%% INTERPOLACIONES.
%INTERPOLACION PENDIENTES subida
INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGI= struct('interpolacion',1);%Pendientes de las
rectas de bajada, es decir entre el punto R Y S
INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGIII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGC= struct('interpolacion',1);
Fs=250; %Frecuencia de registro
frecinter= 10;
k=1;
for k=1:44
    %Posiciones de las maximas derivadas
    POSPENDMAX1= pospuntomaxderECGI(k).posicion;
    POSPENDMAX2= pospuntomaxderECGII(k).posicion;
    POSPENDMAX3= pospuntomaxderECGIII(k).posicion;
    POSPENDMAX4= pospuntomaxderECGC(k).posicion;
    %pendientes maximas
    PENDMAX1= PENDIENTERECTASUBIDAECGI(k).pendiente;
    PENDMAX2= PENDIENTERECTASUBIDAECGII(k).pendiente;
    PENDMAX3= PENDIENTERECTASUBIDAECGIII(k).pendiente;
    PENDMAX4= PENDIENTERECTASUBIDAECGC(k).pendiente;
    %Nuevas posiciones
    nuevaspospendmaxECGI= unique(POSPENDMAX1/Fs);
    nuevaspospendmaxECGII= unique(POSPENDMAX2/Fs);
    nuevaspospendmaxECGIII= unique(POSPENDMAX3/Fs);
    nuevaspospendmaxECGC= unique(POSPENDMAX4/Fs);

    %condicionales para que los vectores sean del mismo tamaño luego de
    %eliminar repeticiones
    if length(nuevaspospendmaxECGI) < length(PENDMAX1)
        for i= length(nuevaspospendmaxECGI)+1:length(PENDMAX1)
            nuevaspospendmaxECGI(i)= nuevaspospendmaxECGI(i-1)+1;
        end
    end
    if length(nuevaspospendmaxECGII) < length(PENDMAX2)
        for i= length(nuevaspospendmaxECGII)+1:length(PENDMAX2)
            nuevaspospendmaxECGII(i)= nuevaspospendmaxECGII(i-1)+1;
        end
    end
    if length(nuevaspospendmaxECGIII) < length(PENDMAX3)
        for i= length(nuevaspospendmaxECGIII)+1:length(PENDMAX3)
            nuevaspospendmaxECGIII(i)= nuevaspospendmaxECGIII(i-1)+1;
        end
    end
    if length(nuevaspospendmaxECGC) < length(PENDMAX4)
        for i= length(nuevaspospendmaxECGC)+1:length(PENDMAX4)
            nuevaspospendmaxECGC(i)= nuevaspospendmaxECGC(i-1)+1;
        end
    end
end

```

```

end
%tiempos
tiempomax1= 0: 1/frecinter : max(nuevaspospendmaxECGI);
tiempomax2= 0: 1/frecinter : max(nuevaspospendmaxECGII);
tiempomax3= 0: 1/frecinter : max(nuevaspospendmaxECGIII);
tiempomax4= 0: 1/frecinter : max(nuevaspospendmaxECGC);

% Interpolacion con pendientes de subida
INTERPPENDSUBIDAECGI=
interp1(nuevaspospendmaxECGI,PENDMAX1,tiempomax1,'spline');
INTERPPENDSUBIDAECGII=
interp1(nuevaspospendmaxECGII,PENDMAX2,tiempomax2,'spline');
INTERPPENDSUBIDAECGIII=
interp1(nuevaspospendmaxECGIII,PENDMAX3,tiempomax3,'spline');
INTERPPENDSUBIDAECGC=
interp1(nuevaspospendmaxECGC,PENDMAX4,tiempomax4,'spline');
%(Eliminación línea de tendencia)
DTRENDPENDIENTESUBIDAECGI= detrend(INTERPPENDSUBIDAECGI);
DTRENDPENDIENTESUBIDAECGII= detrend(INTERPPENDSUBIDAECGII);
DTRENDPENDIENTESUBIDAECGIII= detrend(INTERPPENDSUBIDAECGIII);
DTRENDPENDIENTESUBIDAECGC= detrend(INTERPPENDSUBIDAECGC);
%Almacenamiento
INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).interpolacion=DTRENDPENDIENTESUBIDAECGI;

INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).interpolacion=DTRENDPENDIENTESUBIDAECGII;

INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).interpolacion=DTRENDPENDIENTESUBIDAECGIII;
INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).interpolacion=DTRENDPENDIENTESUBIDAECGC;

varinterpsu={'POSPENDMAX1','POSPENDMAX2','POSPENDMAX3','POSPENDMAX4','PENDMAX1','
PENDMAX2','PENDMAX3','PENDMAX4','nuevaspospendmaxECGI','nuevaspospendmaxECGII','n
uevaspospendmaxECGIII','nuevaspospendmaxECGC','tiempomax1','tiempomax2','tiempoma
x3','tiempomax4','INTERPPENDSUBIDAECGI','INTERPPENDSUBIDAECGII','INTERPPENDSUBIDA
ECGIII','INTERPPENDSUBIDAECGC','DTRENDPENDSUBIDAECGI','DTRENDPENDSUBIDAECGII','DT
RENDPENDSUBIDAECGIII','DTRENDPENDSUBIDAECGC'};
clear (varinterpsu{:});
end
%% INTERPOLACION PENDIENTES BAJADA
INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGI= struct('interpolacion',1);%Pendientes de las
rectas de bajada, es decir entre el punto R Y S
INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGIII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGC= struct('interpolacion',1);
Fs=250; %Frecuencia de registro
frecinter= 10;
k=1;
for k=1:44
%Posiciones de las maximas derivadas
POSPENDMIN1= pospuntominderECGI(k).posicion;
POSPENDMIN2= pospuntominderECGII(k).posicion;
POSPENDMIN3= pospuntominderECGIII(k).posicion;
POSPENDMIN4= pospuntominderECGC(k).posicion;

%pendientes maximas
PENDMIN1= PENDIENTERECTABAJADAECGI(k).pendiente;
PENDMIN2= PENDIENTERECTABAJADAECGII(k).pendiente;
PENDMIN3= PENDIENTERECTABAJADAECGIII(k).pendiente;
PENDMIN4= PENDIENTERECTABAJADAECGC(k).pendiente;

%Nuevas posiciones

nuevaspospendminECGI= unique(POSPENDMIN1/Fs);
nuevaspospendminECGII= unique(POSPENDMIN2/Fs);

```

```

nuevaspospendminECGIII= unique(POSPENDMIN3/Fs);
nuevaspospendminECGC= unique(POSPENDMIN4/Fs);

%condicionales para que los vectores sean del mismo tamaño luego de
%eliminar repeticiones
if length(nuevaspospendminECGI) < length(PENDMIN1)
    for i= length(nuevaspospendminECGI)+1:length(PENDMIN1)
        nuevaspospendminECGI(i)= nuevaspospendminECGI(i-1)+1;
    end
end
if length(nuevaspospendminECGII) < length(PENDMIN2)
    for i= length(nuevaspospendminECGII)+1:length(PENDMIN2)
        nuevaspospendminECGII(i)= nuevaspospendminECGII(i-1)+1;
    end
end
if length(nuevaspospendminECGIII) < length(PENDMIN3)
    for i= length(nuevaspospendminECGIII)+1:length(PENDMIN3)
        nuevaspospendminECGIII(i)= nuevaspospendminECGIII(i-1)+1;
    end
end
if length(nuevaspospendminECGC) < length(PENDMIN4)
    for i= length(nuevaspospendminECGC)+1:length(PENDMIN4)
        nuevaspospendminECGC(i)= nuevaspospendminECGC(i-1)+1;
    end
end

%tiempos
tiempomin1= 0: 1/frecinter : max(nuevaspospendminECGI);
tiempomin2= 0: 1/frecinter : max(nuevaspospendminECGII);
tiempomin3= 0: 1/frecinter : max(nuevaspospendminECGIII);
tiempomin4= 0: 1/frecinter : max(nuevaspospendminECGC);

% Interpolacion con pendientes de bajada
INTERPPENDBAJADAECGI=
interpl(nuevaspospendminECGI,PENDMIN1,tiempomin1,'spline');
INTERPPENDBAJADAECGII=
interpl(nuevaspospendminECGII,PENDMIN2,tiempomin2,'spline');
INTERPPENDBAJADAECGIII=
interpl(nuevaspospendminECGIII,PENDMIN3,tiempomin3,'spline');

INTERPPENDBAJADAECGC=interpl(nuevaspospendminECGC,PENDMIN4,tiempomin4,'spline');
%(Eliminación línea de tendencia)
DTRENDPENDIENTEBAJADAECGI= detrend(INTERPPENDBAJADAECGI);
DTRENDPENDIENTEBAJADAECGII= detrend(INTERPPENDBAJADAECGII);
DTRENDPENDIENTEBAJADAECGIII= detrend(INTERPPENDBAJADAECGIII);
DTRENDPENDIENTEBAJADAECGC= detrend(INTERPPENDBAJADAECGC);
%Almacenamiento
INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGI(k).interpolacion=DTRENDPENDIENTEBAJADAECGI;

INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGII(k).interpolacion=DTRENDPENDIENTEBAJADAECGII;

INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGIII(k).interpolacion=DTRENDPENDIENTEBAJADAECGIII;
INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGC(k).interpolacion=DTRENDPENDIENTEBAJADAECGC;

varinterpba={'POSPENDMIN1','POSPENDMIN2','POSPENDMIN3','POSPENDMIN4','PENDMIN1','
PENDMIN2','PENDMIN3','PENDMIN4','nuevaspospendminECGI','nuevaspospendminECGII','n
uevaspospendminECGIII','nuevaspospendminECGC','tiempomin1','tiempomin2','tiempomi
n3','tiempomin4','INTERPPENDBAJADAECGI','INTERPPENDBAJADAECGII','INTERPPENDBAJADA
ECGIII','INTERPPENDSUBIDAECGC','DTRENDPENDBAJADAECGI','DTRENDPENDBAJADAECGII','DT
RENDPENDBAJADAECGIII','DTRENDPENDBAJADAECGC'};
clear (varinterpba{:});

end

```

```
%% INTERPOLACION AREA
INTERPOLACIONAREAECGI= struct('interpolacion',1);%Pendientes de las rectas de
bajada, es decir entre el punto R Y S
INTERPOLACIONAREAECGII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONAREAECGIII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONAREAECGC= struct('interpolacion',1);
Fs=250; %Frecuencia de registro
frecinter= 10;
k=1;
for k=1:44
    %Posiciones
    POSAREA1= picosRECGI(k).picos;
    POSAREA2= picosRECGII(k).picos;
    POSAREA3= picosRECGIII(k).picos;
    POSAREA4= picosRECGC(k).picos;

    %Valores area.
    AREA1= areaECGI(k).area;
    AREA2= areaECGII(k).area;
    AREA3= areaECGIII(k).area;
    AREA4= areaECGC(k).area;
    %Nuevas posiciones

    nuevasposareaECGI= unique(POSAREA1/Fs);
    nuevasposareaECGII= unique(POSAREA2/Fs);
    nuevasposareaECGIII= unique(POSAREA3/Fs);
    nuevasposareaECGC= unique(POSAREA4/Fs);

    %condicionales para que los vectores sean del mismo tamaño luego de
    %eliminar repeticiones
    if length(nuevasposareaECGI) < length(AREA1)
        for i= length(nuevasposareaECGI)+1:length(AREA1)
            nuevasposareaECGI(i)= nuevasposareaECGI(i-1)+1;
        end
    end
    if length(nuevasposareaECGII) < length(AREA2)
        for i= length(nuevasposareaECGII)+1:length(AREA2)
            nuevasposareaECGII(i)= nuevasposareaECGII(i-1)+1;
        end
    end
    if length(nuevasposareaECGIII) < length(AREA3)
        for i= length(nuevasposareaECGIII)+1:length(AREA3)
            nuevasposareaECGIII(i)= nuevasposareaECGIII(i-1)+1;
        end
    end
    if length(nuevasposareaECGC) < length(AREA4)
        for i= length(nuevasposareaECGC)+1:length(AREA4)
            nuevasposareaECGC(i)= nuevasposareaECGC(i-1)+1;
        end
    end

    %tiempos
    tiempoarea1= 0: 1/frecinter : max(nuevasposareaECGI);
    tiempoarea2= 0: 1/frecinter : max(nuevasposareaECGII);
    tiempoarea3= 0: 1/frecinter : max(nuevasposareaECGIII);
    tiempoarea4= 0: 1/frecinter : max(nuevasposareaECGC);

    % Interpolacion con areas
    INTERPAREAECGI= interp1(nuevasposareaECGI,AREA1,tiempoarea1,'spline');
    INTERPAREAECGII= interp1(nuevasposareaECGII,AREA2,tiempoarea2,'spline');
    INTERPAREAECGIII= interp1(nuevasposareaECGIII,AREA3,tiempoarea3,'spline');
    INTERPAREAECGC=interp1(nuevasposareaECGC,AREA4,tiempoarea4,'spline');

    %(Eliminación línea de tendencia)
```

```

DTRENDAREAECGI= detrend(INTERPAREAECGI);
DTRENDAREAECGII= detrend(INTERPAREAECGII);
DTRENDAREAECGIII= detrend(INTERPAREAECGIII);
DTRENDAREAECGC= detrend(INTERPAREAECGC);

%Almacenamiento
INTERPOLACIONAREAECGI(k).interpolacion=DTRENDAREAECGI;
INTERPOLACIONAREAECGII(k).interpolacion=DTRENDAREAECGII;
INTERPOLACIONAREAECGIII(k).interpolacion=DTRENDAREAECGIII;
INTERPOLACIONAREAECGC(k).interpolacion=DTRENDAREAECGC;

varinterarea={'POSAREA1','POSAREA2','POSAREA3','POSAREA4','AREA1','AREA2','AREA3',
,'AREA4','nuevasposareaECGI','nuevasposareaECGII','nuevasposareaECGIII','nuevaspo
sareaECGC','tiempoareal','tiempoarea2','tiempoarea3','tiempoarea4','INTERPAREAECG
I','INTERPAREAECGII','INTERPAREAECGIII','INTERPAREAECGC','DTRENDAREAECGI','DTREND
AREAECGII','DTRENDAREAECGIII','DTRENDAREAECGC'};
clear (varinterarea{:});

end
%% INTERPOLACION ANGULO.

INTERPOLACIONANGULOECGI= struct('interpolacion',1);%Pendientes de las rectas de
bajada, es decir entre el punto R Y S
INTERPOLACIONANGULOECGII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONANGULOECGIII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONANGULOECGC= struct('interpolacion',1);
Fs=250; %Frecuencia de registro
frecinter= 10;
k=1;
for k=1:44
%Posiciones
POSANGULO1= picosRECGI(k).picos;
POSANGULO2= picosRECGII(k).picos;
POSANGULO3= picosRECGIII(k).picos;
POSANGULO4= picosRECGC(k).picos;

%Valores angulo.
ANGULO1= ANGULOECGI(k).angulo;
ANGULO2= ANGULOECGII(k).angulo;
ANGULO3= ANGULOECGIII(k).angulo;
ANGULO4= ANGULOECGC(k).angulo;

%Nuevas posiciones

nuevasposanguloECGI= unique(POSANGULO1/Fs);
nuevasposanguloECGII= unique(POSANGULO2/Fs);
nuevasposanguloECGIII= unique(POSANGULO3/Fs);
nuevasposanguloECGC= unique(POSANGULO4/Fs);

%condicionales para que los vectores sean del mismo tamaño luego de
%eliminar repeticiones
if length(nuevasposanguloECGI) < length(ANGULO1)
for i= length(nuevasposanguloECGI)+1:length(ANGULO1)
nuevasposanguloECGI(i)= nuevasposanguloECGI(i-1)+1;
end
end
if length(nuevasposanguloECGII) < length(ANGULO2)
for i= length(nuevasposanguloECGII)+1:length(ANGULO2)
nuevasposanguloECGII(i)= nuevasposanguloECGII(i-1)+1;
end
end
if length(nuevasposanguloECGIII) < length(ANGULO3)
for i= length(nuevasposanguloECGIII)+1:length(ANGULO3)

```



```

        nuevasposanguloECGIII(i)= nuevasposanguloECGIII(i-1)+1;
    end
end
if length(nuevasposanguloECGC) < length(ANGULO4)
    for i= length(nuevasposanguloECGC)+1:length(ANGULO4)
        nuevasposanguloECGC(i)= nuevasposanguloECGC(i-1)+1;
    end
end

%tiempos
tiempoangulo1= 0: 1/frecinter : max(nuevasposanguloECGI);
tiempoangulo2= 0: 1/frecinter : max(nuevasposanguloECGII);
tiempoangulo3= 0: 1/frecinter : max(nuevasposanguloECGIII);
tiempoangulo4= 0: 1/frecinter : max(nuevasposanguloECGC);

% Interpolacion con areas
INTERPANGULOECGI=
interp1(nuevasposanguloECGI,ANGULO1,tiempoangulo1,'spline');
INTERPANGULOECGII=
interp1(nuevasposanguloECGII,ANGULO2,tiempoangulo2,'spline');
INTERPANGULOECGIII=
interp1(nuevasposanguloECGIII,ANGULO3,tiempoangulo3,'spline');
INTERPANGULOECGC=interp1(nuevasposanguloECGC,ANGULO4,tiempoangulo4,'spline');

%(Eliminación línea de tendencia)
DTRENDANGULOECGI= detrend(INTERPANGULOECGI);
DTRENDANGULOECGII= detrend(INTERPANGULOECGII);
DTRENDANGULOECGIII= detrend(INTERPANGULOECGIII);
DTRENDANGULOECGC= detrend(INTERPANGULOECGC);

%Almacenamiento
INTERPOLACIONANGULOECGI(k).interpolacion=DTRENDANGULOECGI;
INTERPOLACIONANGULOECGII(k).interpolacion=DTRENDANGULOECGII;
INTERPOLACIONANGULOECGIII(k).interpolacion=DTRENDANGULOECGIII;
INTERPOLACIONANGULOECGC(k).interpolacion=DTRENDANGULOECGC;

varinterangulo={'POSANGULO1','POSANGULO2','POSANGULO3','POSANGULO4','ANGULO1','ANGULO2','ANGULO3','ANGULO4','nuevasposanguloECGI','nuevasposanguloECGII','nuevasposanguloECGIII','nuevasposanguloECGC','tiempoangulo1','tiempoangulo2','tiempoangulo3','tiempoangulo4','INTERPANGULOECGI','INTERPANGULOECGII','INTERPANGULOECGIII','INTERPANGULOECGC','DTRENDANGULOECGI','DTRENDANGULOECGII','DTRENDANGULOECGIII','DTRENDANGULOECGC'};
clear (varinterangulo{:});

end
%% INTERPOLACION ANGULO R
INTERPOLACIONANGULOECGI= struct('interpolacion',1);%Pendientes de las rectas de bajada, es decir entre el punto R Y S
INTERPOLACIONANGULOECGII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONANGULOECGIII= struct('interpolacion',1);
INTERPOLACIONANGULOECGC= struct('interpolacion',1);
Fs=250; %Frecuencia de registro
frecinter= 10;
k=1;
for k=1:44
    %Posiciones
    POSANGULOR1= picosRECGI(k).picos;
    POSANGULOR2= picosRECGII(k).picos;
    POSANGULOR3= picosRECGIII(k).picos;
    POSANGULOR4= picosRECGC(k).picos;

    %Valores angulo.
    ANGULOR1= ANGULOECGI(k).angulo;

```

```

ANGULOR2= ANGULOECGII(k).angulo;
ANGULOR3= ANGULOECGIII(k).angulo;
ANGULOR4= ANGULOECGC(k).angulo;

%Nuevas posiciones

nuevasposanguloRECGI= unique(POSANGULOR1/Fs);
nuevasposanguloRECGII= unique(POSANGULOR2/Fs);
nuevasposanguloRECGIII= unique(POSANGULOR3/Fs);
nuevasposanguloRECGC= unique(POSANGULOR4/Fs);

%condicionales para que los vectores sean del mismo tamaño luego de
%eliminar repeticiones
if length(nuevasposanguloRECGI) < length(ANGULOR1)
    for i= length(nuevasposanguloRECGI)+1:length(ANGULOR1)
        nuevasposanguloRECGI(i)= nuevasposanguloRECGI(i-1)+1;
    end
end
if length(nuevasposanguloRECGII) < length(ANGULOR2)
    for i= length(nuevasposanguloRECGII)+1:length(ANGULOR2)
        nuevasposanguloRECGII(i)= nuevasposanguloRECGII(i-1)+1;
    end
end
if length(nuevasposanguloRECGIII) < length(ANGULOR3)
    for i= length(nuevasposanguloRECGIII)+1:length(ANGULOR3)
        nuevasposanguloRECGIII(i)= nuevasposanguloRECGIII(i-1)+1;
    end
end
if length(nuevasposanguloRECGC) < length(ANGULOR4)
    for i= length(nuevasposanguloRECGC)+1:length(ANGULOR4)
        nuevasposanguloRECGC(i)= nuevasposanguloRECGC(i-1)+1;
    end
end

%tiempos
tiempoanguloR1= 0: 1/frecinter : max(nuevasposanguloRECGI);
tiempoanguloR2= 0: 1/frecinter : max(nuevasposanguloRECGII);
tiempoanguloR3= 0: 1/frecinter : max(nuevasposanguloRECGIII);
tiempoanguloR4= 0: 1/frecinter : max(nuevasposanguloRECGC);

% Interpolacion con areas
INTERPANGULOECGI=
interp1(nuevasposanguloRECGI,ANGULOR1,tiempoanguloR1,'spline');
INTERPANGULOECGII=
interp1(nuevasposanguloRECGII,ANGULOR2,tiempoanguloR2,'spline');
INTERPANGULOECGIII=
interp1(nuevasposanguloRECGIII,ANGULOR3,tiempoanguloR3,'spline');

INTERPANGULOECGC=interp1(nuevasposanguloRECGC,ANGULOR4,tiempoanguloR4,'spline');

%(Eliminación línea de tendencia)
DTRENDANGULOECGI= detrend(INTERPANGULOECGI);
DTRENDANGULOECGII= detrend(INTERPANGULOECGII);
DTRENDANGULOECGIII= detrend(INTERPANGULOECGIII);
DTRENDANGULOECGC= detrend(INTERPANGULOECGC);

%Almacenamiento
INTERPOLACIONANGULOECGI(k).interpolacion=DTRENDANGULOECGI;
INTERPOLACIONANGULOECGII(k).interpolacion=DTRENDANGULOECGII;
INTERPOLACIONANGULOECGIII(k).interpolacion=DTRENDANGULOECGIII;
INTERPOLACIONANGULOECGC(k).interpolacion=DTRENDANGULOECGC;

varinteranguloR={'POSANGULOR1','POSANGULOR2','POSANGULOR3','POSANGULOR4','ANGULOR

```

```

1', 'ANGULOR2', 'ANGULOR3', 'ANGULOR4', 'nuevasposanguloRECGI', 'nuevasposanguloRECGII',
'nuevasposanguloRECGIII', 'nuevasposanguloRECGC', 'tiempoanguloR1', 'tiempoanguloR
2', 'tiempoanguloR3', 'tiempoanguloR4', 'INTERPANGULORECGI', 'INTERPANGULORECGII', 'IN
TERPANGULORECGIII', 'INTERPANGULORECGC', 'DTRENDANGULORECGI', 'DTRENDANGULORECGII', '
DTRENDANGULORECGIII', 'DTRENDANGULORECGC'};
clear (varinteranguloR{:});

end

```

C9. Correlaciones

```

%% CORRELACIÓN.

%Correlación pendiente de subida.(entre los volúmenes de referencia y las
%interpolaciones de las pendientes de subida)
FS=10;
CORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI= struct('coeficiente',1);%Pendientes de las rectas
de bajada, es decir entre el punto R Y S
CORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC= struct('coeficiente',1);
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI=
struct('c',1,'lags',2,'I',3,'samplediff',4,'timediff',5);%Pendientes de las
rectas de bajada, es decir entre el punto R Y S
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
for k=1:44
    %interpolaciones de las pendientes de subida
    INTPENDMAX1= INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).interpolacion;
    INTPENDMAX2= INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).interpolacion;
    INTPENDMAX3= INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).interpolacion;
    INTPENDMAX4= INTERPOLACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).interpolacion;
    %interpolación del volumen
    INTVOLUMEN1= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
    INTVOLUMEN2= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
    INTVOLUMEN3= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
    INTVOLUMEN4= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
    %ajuste tamaño 1
    if length(INTPENDMAX1)< length(INTVOLUMEN1)
        for i= length(INTPENDMAX1)+1:length(INTVOLUMEN1)
            INTPENDMAX1(i)=INTPENDMAX1(i-1);
        end
    end

    if length(INTPENDMAX2)< length(INTVOLUMEN2)
        for i= length(INTPENDMAX2)+1:length(INTVOLUMEN2)
            INTPENDMAX2(i)=INTPENDMAX2(i-1);
        end
    end

    if length(INTPENDMAX3)< length(INTVOLUMEN3)
        for i= length(INTPENDMAX3)+1:length(INTVOLUMEN3)
            INTPENDMAX3(i)=INTPENDMAX3(i-1);
        end
    end

end

```

```

if length(INTPENDMAX4) < length(INTVOLUMEN4)
    for i= length(INTPENDMAX4)+1:length(INTVOLUMEN4)
        INTPENDMAX4(i)=INTPENDMAX4(i-1);
    end
end

% ajuste de tamaño 2
if length(INTVOLUMEN1) < length(INTPENDMAX1)
    for i= length(INTVOLUMEN1)+1:length(INTPENDMAX1)
        INTVOLUMEN1(i)=INTVOLUMEN1(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN2) < length(INTPENDMAX2)
    for i= length(INTVOLUMEN2)+1:length(INTPENDMAX2)
        INTVOLUMEN2(i)=INTVOLUMEN2(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN3) < length(INTPENDMAX3)
    for i= length(INTVOLUMEN3)+1:length(INTPENDMAX3)
        INTVOLUMEN3(i)=INTVOLUMEN3(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN4) < length(INTPENDMAX4)
    for i= length(INTVOLUMEN4)+1:length(INTPENDMAX4)
        INTVOLUMEN4(i)=INTVOLUMEN4(i-1);
    end
end

%CORRELACIÒN.
[CPS1,lagPS1] = xcorr(INTVOLUMEN1,INTPENDMAX1);
[CPS2,lagPS2] = xcorr(INTVOLUMEN2,INTPENDMAX2);
[CPS3,lagPS3] = xcorr(INTVOLUMEN3,INTPENDMAX3);
[CPS4,lagPS4] = xcorr(INTVOLUMEN4,INTPENDMAX4);
% almacenaje
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).c= CPS1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).c= CPS2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).c= CPS3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).c= CPS4;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).lags= lagPS1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).lags= lagPS2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).lags= lagPS3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).lags= lagPS4;

[~,IPS1] = max(abs(CPS1));%Maximo del vector de correlaciòn
[~,IPS2] = max(abs(CPS2));
[~,IPS3] = max(abs(CPS3));
[~,IPS4] = max(abs(CPS4));
%almacenaje
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).I= IPS1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).I= IPS2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).I= IPS3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).I= IPS4;

SampleDiffPS1 = lagPS1(IPS1);
SampleDiffPS2 = lagPS2(IPS2);
SampleDiffPS3 = lagPS3(IPS3);
SampleDiffPS4 = lagPS4(IPS4);
%almacenaje

```

```

GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).samplediff= SampleDiffPS1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).samplediff= SampleDiffPS2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).samplediff= SampleDiffPS3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).samplediff= SampleDiffPS4;

timeDiffPS1= SampleDiffPS1/FS;
timeDiffPS2= SampleDiffPS2/FS;
timeDiffPS3= SampleDiffPS3/FS;
timeDiffPS4= SampleDiffPS4/FS;

%almacenaje
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).timediff= timeDiffPS1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).timediff= timeDiffPS2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).timediff= timeDiffPS3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).tiemediff= timeDiffPS4;

%COEFICIENTES DE CORRELACION
coeficientePS1= corrcoef(INTPENDMAX1,INTVOLUMEN1);
coeficientePS2= corrcoef(INTPENDMAX2,INTVOLUMEN2);
coeficientePS3= corrcoef(INTPENDMAX3,INTVOLUMEN3);
coeficientePS4= corrcoef(INTPENDMAX4,INTVOLUMEN4);

%almacenaje
min1=min(coeficientePS1);
min2=min(coeficientePS2);
min3=min(coeficientePS3);
min4=min(coeficientePS4);

CORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).coeficiente= min1(1);
CORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).coeficiente= min2(1);
CORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).coeficiente= min3(1);
CORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).coeficiente= min4(1);

varcorPS={'min1','min2','min3','min4','INTVOLUMEN1','INTVOLUMEN2','INTVOLUMEN3','
INTVOLUMEN4','INTPENDMAX1','INTPENDMAX2','INTPENDMAX3','INTPENDMAX4','CPS1','CPS2
','CPS3','CPS4','lagPS1','lagPS2','lagPS3','lagPS4','IPS1','IPS2','IPS3','IPS4','
SampleDiff1','SampleDiff2','SampleDiff3','SampleDiff4','timeDiffPS1','timeDiffPS2
','timeDiffPS3','timeDiffPS4','coeficientePS1','coeficientePS2','coeficientePS3',
'coeficientePS4'};

clear(varcorPS{:});
end
%% Correlación pendiente bajada

FS=10;
CORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGI= struct('coeficiente',1);%Pendientes de las rectas
de bajada, es decir entre el punto R Y S
CORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGIII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGC= struct('coeficiente',1);
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGI=
struct('c',1,'lags',2,'I',3,'samplediff',4,'timediff',5);%Pendientes de las
rectas de bajada, es decir entre el punto R Y S
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGIII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGC=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
for k=1:44
%interpolaciones de las pendientes de bajada
INTPENDMIN1= INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGI(k).interpolacion;

```

```

INTPENDMIN2= INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGII(k).interpolacion;
INTPENDMIN3= INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGIII(k).interpolacion;
INTPENDMIN4= INTERPOLACIONPENDIENTEBAJADAECGC(k).interpolacion;
%interpolaciòn del volumen
INTVOLUMEN1= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
INTVOLUMEN2= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
INTVOLUMEN3= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
INTVOLUMEN4= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
%ajuste tamaño 1
if length(INTPENDMIN1) < length(INTVOLUMEN1)
    for i= length(INTPENDMIN1)+1:length(INTVOLUMEN1)
        INTPENDMIN1(i)=INTPENDMIN1(i-1);
    end
end

if length(INTPENDMIN2) < length(INTVOLUMEN2)
    for i= length(INTPENDMIN2)+1:length(INTVOLUMEN2)
        INTPENDMIN2(i)=INTPENDMIN2(i-1);
    end
end

if length(INTPENDMIN3) < length(INTVOLUMEN3)
    for i= length(INTPENDMIN3)+1:length(INTVOLUMEN3)
        INTPENDMIN3(i)=INTPENDMIN3(i-1);
    end
end

if length(INTPENDMIN4) < length(INTVOLUMEN4)
    for i= length(INTPENDMIN4)+1:length(INTVOLUMEN4)
        INTPENDMIN4(i)=INTPENDMIN4(i-1);
    end
end

% ajuste de tamaño 2
if length(INTVOLUMEN1) < length(INTPENDMIN1)
    for i= length(INTVOLUMEN1)+1:length(INTPENDMIN1)
        INTVOLUMEN1(i)=INTVOLUMEN1(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN2) < length(INTPENDMIN2)
    for i= length(INTVOLUMEN2)+1:length(INTPENDMIN2)
        INTVOLUMEN2(i)=INTVOLUMEN2(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN3) < length(INTPENDMIN3)
    for i= length(INTVOLUMEN3)+1:length(INTPENDMIN3)
        INTVOLUMEN3(i)=INTVOLUMEN3(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN4) < length(INTPENDMIN4)
    for i= length(INTVOLUMEN4)+1:length(INTPENDMIN4)
        INTVOLUMEN4(i)=INTVOLUMEN4(i-1);
    end
end

%CORRELACIÒN.

```

```

[CPB1, lagPB1] = xcorr (INTPENDMIN1, INTVOLUMEN1);
[CPB2, lagPB2] = xcorr (INTPENDMIN2, INTVOLUMEN2);
[CPB3, lagPB3] = xcorr (INTPENDMIN3, INTVOLUMEN3);
[CPB4, lagPB4] = xcorr (INTPENDMIN4, INTPENDMIN4);
% almacenaje
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).c= CPB1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).c= CPB2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).c= CPB3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).c= CPB4;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGI(k).lags= lagPB1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGII(k).lags= lagPB2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGIII(k).lags= lagPB3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTESUBIDAECGC(k).lags= lagPB4;

[~, IPB1] = max(abs(CPB1)); %Maximo del vector de correlaciòn
[~, IPB2] = max(abs(CPB2));
[~, IPB3] = max(abs(CPB3));
[~, IPB4] = max(abs(CPB4));
%almacenaje
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGI(k).I= IPB1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGII(k).I= IPB2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGIII(k).I= IPB3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGC(k).I= IPB4;

SampleDiffPB1 = lagPB1(IPB1);
SampleDiffPB2 = lagPB2(IPB2);
SampleDiffPB3 = lagPB3(IPB3);
SampleDiffPB4 = lagPB4(IPB4);
%almacenaje
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGI(k).samplediff= SampleDiffPB1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGII(k).samplediff= SampleDiffPB2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGIII(k).samplediff= SampleDiffPB3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGC(k).samplediff= SampleDiffPB4;

timeDiffPB1= SampleDiffPB1/FS;
timeDiffPB2= SampleDiffPB2/FS;
timeDiffPB3= SampleDiffPB3/FS;
timeDiffPB4= SampleDiffPB4/FS;

%almacenaje
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGI(k).timediff= timeDiffPB1;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGII(k).timediff= timeDiffPB2;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGIII(k).timediff= timeDiffPB3;
GRAFICACORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGC(k).tiemediff= timeDiffPB4;

%COEFICIENTES DE CORRELACION
coeficientePB1= corrcoef (INTPENDMIN1, INTVOLUMEN1);
coeficientePB2= corrcoef (INTPENDMIN2, INTVOLUMEN2);
coeficientePB3= corrcoef (INTPENDMIN3, INTVOLUMEN3);
coeficientePB4= corrcoef (INTPENDMIN4, INTVOLUMEN4);

%almacenaje
min1=min(coeficientePB1);
min2=min(coeficientePB2);
min3=min(coeficientePB3);
min4=min(coeficientePB4);

CORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGI(k).coeficiente= min1(1);
CORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGII(k).coeficiente= min2(1);
CORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGIII(k).coeficiente= min3(1);
CORRELACIONPENDIENTEBAJADAECGC(k).coeficiente= min4(1);

```

```

varcorPB={'min1','min2','min3','min4','INTVOLUMEN1','INTVOLUMEN2','INTVOLUMEN3','
INTVOLUMEN4','INTPENDMIN1','INTPENDMIN2','INTPENDMIN3','INTPENDMIN4','CPB1','CPB2
','CPB3','CPB4','lagsPB1','lagPB2','lagPB3','lagPB4','IPB1','IPB2','IPB3','IPB4',
'SampleDiffPB1','SampleDiffPB2','SampleDiffPB3','SampleDiffPB4','timeDiffPB1','ti
meDiffPB2','timeDiffPB3','timeDiffPB4','coeficientePB1','coeficientePB2','coefici
entePB3','coeficientePB4'};

clear(varcorPB{:});

end
%% Correlaci3n area
FS=10;
CORRELACIONAREAECGI= struct('coeficiente',1);%Pendientes de las rectas de bajada,
es decir entre el punto R Y S
CORRELACIONAREAECGII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONAREAECGIII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONAREAECGC= struct('coeficiente',1);
GRAFICACORRELACIONAREAECGI=
struct('c',1,'lags',2,'I',3,'samplediff',4,'timediff',5);%Pendientes de las
rectas de bajada, es decir entre el punto R Y S
GRAFICACORRELACIONAREAECGII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONAREAECGIII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONAREAECGC=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);

for k=1:44
    %interpolaciones areas
    INTAREA1= INTERPOLACIONAREAECGI(k).interpolacion;
    INTAREA2= INTERPOLACIONAREAECGII(k).interpolacion;
    INTAREA3= INTERPOLACIONAREAECGIII(k).interpolacion;
    INTAREA4= INTERPOLACIONAREAECGC(k).interpolacion;
    %interpolaci3n del volumen
    INTVOLUMEN1= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
    INTVOLUMEN2= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
    INTVOLUMEN3= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
    INTVOLUMEN4= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
    %ajuste tama1o 1
    if length(INTAREA1)< length(INTVOLUMEN1)
        for i= length(INTAREA1)+1:length(INTVOLUMEN1)
            INTAREA1(i)=INTAREA1(i-1);
        end
    end

    if length(INTAREA2)< length(INTVOLUMEN2)
        for i= length(INTAREA2)+1:length(INTVOLUMEN2)
            INTAREA2(i)=INTAREA2(i-1);
        end
    end

    if length(INTAREA3)< length(INTVOLUMEN3)
        for i= length(INTAREA3)+1:length(INTVOLUMEN3)
            INTAREA3(i)=INTAREA3(i-1);
        end
    end

    if length(INTAREA4)< length(INTVOLUMEN4)
        for i= length(INTAREA4)+1:length(INTVOLUMEN4)
            INTAREA4(i)=INTAREA4(i-1);
        end
    end
end

```



```

end

% ajuste de tamaño 2
if length(INTVOLUMEN1) < length(INTAREA1)
    for i= length(INTVOLUMEN1)+1:length(INTAREA1)
        INTVOLUMEN1(i)=INTVOLUMEN1(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN2) < length(INTAREA2)
    for i= length(INTVOLUMEN2)+1:length(INTAREA2)
        INTVOLUMEN2(i)=INTVOLUMEN2(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN3) < length(INTAREA3)
    for i= length(INTVOLUMEN3)+1:length(INTAREA3)
        INTVOLUMEN3(i)=INTVOLUMEN3(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN4) < length(INTAREA4)
    for i= length(INTVOLUMEN4)+1:length(INTAREA4)
        INTVOLUMEN4(i)=INTVOLUMEN4(i-1);
    end
end

%CORRELACIÒN.
[CA1, lagA1] = xcorr(INTAREA1, INTVOLUMEN1);
[CA2, lagA2] = xcorr(INTAREA2, INTVOLUMEN2);
[CA3, lagA3] = xcorr(INTAREA3, INTVOLUMEN3);
[CA4, lagA4] = xcorr(INTAREA4, INTVOLUMEN4);
% almacenaje
GRAFICACORRELACIONAREAECGI(k).c= CA1;
GRAFICACORRELACIONAREAECGII(k).c= CA2;
GRAFICACORRELACIONAREAECGIII(k).c= CA3;
GRAFICACORRELACIONAREAECGC(k).c= CA4;
GRAFICACORRELACIONAREAECGI(k).lags= lagA1;
GRAFICACORRELACIONAREAECGII(k).lags= lagA2;
GRAFICACORRELACIONAREAECGIII(k).lags= lagA3;
GRAFICACORRELACIONAREAECGC(k).lags= lagA4;

[~, IA1] = max(abs(CA1)); %Maximo del vector de correlaciòn
[~, IA2] = max(abs(CA2));
[~, IA3] = max(abs(CA3));
[~, IA4] = max(abs(CA4));
%almacenaje
GRAFICACORRELACIONAREAECGI(k).I= IA1;
GRAFICACORRELACIONAREAECGII(k).I= IA2;
GRAFICACORRELACIONAREAECGIII(k).I= IA3;
GRAFICACORRELACIONAREAECGC(k).I= IA4;

SampleDiffA1 = lagA1(IA1);
SampleDiffA2 = lagA2(IA2);
SampleDiffA3 = lagA3(IA3);
SampleDiffA4 = lagA4(IA4);
%almacenaje
GRAFICACORRELACIONAREAECGI(k).samplediff= SampleDiffA1;
GRAFICACORRELACIONAREAECGII(k).samplediff= SampleDiffA2;
GRAFICACORRELACIONAREAECGIII(k).samplediff= SampleDiffA3;
GRAFICACORRELACIONAREAECGC(k).samplediff= SampleDiffA4;

```

```

timeDiffA1= SampleDiffA1/FS;
timeDiffA2= SampleDiffA2/FS;
timeDiffA3= SampleDiffA3/FS;
timeDiffA4= SampleDiffA4/FS;

%almacenaje
GRAFICACORRELACIONAREAECEGI(k).timediff= timeDiffA1;
GRAFICACORRELACIONAREAECEGII(k).timediff= timeDiffA2;
GRAFICACORRELACIONAREAECEGIII(k).timediff= timeDiffA3;
GRAFICACORRELACIONAREAECEGC(k).tiemediff= timeDiffA4;

%COEFICIENTES DE CORRELACION
coeficienteA1= corrcoef(INTAREA1,INTVOLUMEN1);
coeficienteA2= corrcoef(INTAREA2,INTVOLUMEN2);
coeficienteA3= corrcoef(INTAREA3,INTVOLUMEN3);
coeficienteA4= corrcoef(INTAREA4,INTVOLUMEN4);

%almacenaje

min1=min(coeficienteA1);
min2=min(coeficienteA2);
min3=min(coeficienteA3);
min4=min(coeficienteA4);

CORRELACIONAREAECEGI(k).coeficiente= min1(1);
CORRELACIONAREAECEGII(k).coeficiente= min2(1);
CORRELACIONAREAECEGIII(k).coeficiente= min3(1);
CORRELACIONAREAAECCG(k).coeficiente= min4(1);

varcorar={'min1','min2','min3','min4','INTVOLUMEN1','INTVOLUMEN2','INTVOLUMEN3','
INTVOLUMEN4','INTAREA1','INTAREA2','INTAREA3','INTAREA4','CA1','CA2','CA3','CA4',
'lagA1','lagA2','lagA3','lagA4','IA1','IA2','IA3','IA4','SampleDiffA1','SampleDif
fa2','SampleDiffA3','SampleDiffA4','timeDiffA1','timeDiffA2','timeDiffA3','timeDi
ffa4','coeficienteA1','coeficienteA2','coeficienteA3','coeficienteA4'};

clear(varcorar{:});
end
%% Correlación angulo.

FS=10;
CORRELACIONANGULOECGI= struct('coeficiente',1);%Pendientes de las rectas de
bajada, es decir entre el punto R Y S
CORRELACIONANGULOECGII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONANGULOECGIII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONANGULOECGC= struct('coeficiente',1);
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI=
struct('c',1,'lags',2,'I',3,'samplediff',4,'timediff',5);%Pendientes de las
rectas de bajada, es decir entre el punto R Y S
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);

for k=1:44
%interpolaciones ANGULO
INTANGULO1= INTERPOLACIONANGULOECGI(k).interpolacion;
INTANGULO2= INTERPOLACIONANGULOECGII(k).interpolacion;
INTANGULO3= INTERPOLACIONANGULOECGIII(k).interpolacion;
INTANGULO4= INTERPOLACIONANGULOECGC(k).interpolacion;

```

```
%interpolaciòn del volumen
INTVOLUMEN1= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
INTVOLUMEN2= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
INTVOLUMEN3= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
INTVOLUMEN4= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
%ajuste tamaño 1
if length(INTANGULO1)< length(INTVOLUMEN1)
    for i= length(INTANGULO1)+1:length(INTVOLUMEN1)
        INTANGULO1(i)=INTANGULO1(i-1);
    end
end

if length(INTANGULO2)< length(INTVOLUMEN2)
    for i= length(INTANGULO2)+1:length(INTVOLUMEN2)
        INTANGULO2(i)=INTANGULO2(i-1);
    end
end

if length(INTANGULO3)< length(INTVOLUMEN3)
    for i= length(INTANGULO3)+1:length(INTVOLUMEN3)
        INTANGULO3(i)=INTANGULO3(i-1);
    end
end

if length(INTANGULO4)< length(INTVOLUMEN4)
    for i= length(INTANGULO4)+1:length(INTVOLUMEN4)
        INTANGULO4(i)=INTANGULO4(i-1);
    end
end

% ajuste de tamaño 2
if length(INTVOLUMEN1)< length(INTANGULO1)
    for i= length(INTVOLUMEN1)+1:length(INTANGULO1)
        INTVOLUMEN1(i)=INTVOLUMEN1(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN2)< length(INTANGULO2)
    for i= length(INTVOLUMEN2)+1:length(INTANGULO2)
        INTVOLUMEN2(i)=INTVOLUMEN2(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN3)< length(INTANGULO3)
    for i= length(INTVOLUMEN3)+1:length(INTANGULO3)
        INTVOLUMEN3(i)=INTVOLUMEN3(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN4)< length(INTANGULO4)
    for i= length(INTVOLUMEN4)+1:length(INTANGULO4)
        INTVOLUMEN4(i)=INTVOLUMEN4(i-1);
    end
end

%CORRELACIÒN.
[CAN1,lagAN1] = xcorr(INTANGULO1,INTVOLUMEN1);
[CAN2,lagAN2] = xcorr(INTANGULO2,INTVOLUMEN2);
[CAN3,lagAN3] = xcorr(INTANGULO3,INTVOLUMEN3);
```

```

[CAN4, lagAN4] = xcorr(INTANGULO4, INTVOLUMEN4);
% almacenaje
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).c= CAN1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).c= CAN2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).c= CAN3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).c= CAN4;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).lags= lagAN1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).lags= lagAN2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).lags= lagAN3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).lags= lagAN4;

[~, IAN1] = max(abs(CAN1)); %Maximo del vector de correlaciòn
[~, IAN2] = max(abs(CAN2));
[~, IAN3] = max(abs(CAN3));
[~, IAN4] = max(abs(CAN4));
%almacenaje
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).I= IAN1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).I= IAN2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).I= IAN3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).I= IAN4;

SampleDiffAN1 = lagAN1(IAN1);
SampleDiffAN2 = lagAN2(IAN2);
SampleDiffAN3 = lagAN3(IAN3);
SampleDiffAN4 = lagAN4(IAN4);
%almacenaje
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).samplediff= SampleDiffAN1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).samplediff= SampleDiffAN2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).samplediff= SampleDiffAN3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).samplediff= SampleDiffAN4;

timeDiffAN1= SampleDiffAN1/FS;
timeDiffAN2= SampleDiffAN2/FS;
timeDiffAN3= SampleDiffAN3/FS;
timeDiffAN4= SampleDiffAN4/FS;

%almacenaje
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).timediff= timeDiffAN1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).timediff= timeDiffAN2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).timediff= timeDiffAN3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).tiemediff= timeDiffAN4;

%COEFICIENTES DE CORRELACION
coeficienteAN1= corrcoef(INTANGULO1, INTVOLUMEN1);
coeficienteAN2= corrcoef(INTANGULO2, INTVOLUMEN2);
coeficienteAN3= corrcoef(INTANGULO3, INTVOLUMEN3);
coeficienteAN4= corrcoef(INTANGULO4, INTVOLUMEN4);

%almacenaje
min1=min(coeficienteAN1);
min2=min(coeficienteAN2);
min3=min(coeficienteAN3);
min4=min(coeficienteAN4);
CORRELACIONANGULOECGI(k).coeficiente= min1(1);
CORRELACIONANGULOECGII(k).coeficiente= min2(1);
CORRELACIONANGULOECGIII(k).coeficiente= min3(1);
CORRELACIONANGULOECGC(k).coeficiente= min4(1);

varcorAN={'min1', 'min2', 'min3', 'min4', 'INTVOLUMEN1', 'INTVOLUMEN2', 'INTVOLUMEN3', '
INTVOLUMEN4', 'INTANGULO1', 'INTANGULO2', 'INTANGULO3', 'INTANGULO4', 'CAN1', 'CAN2', 'C
AN3', 'CAN4', 'lagAN1', 'lagAN2', 'lagAN3', 'lagAN4', 'IAN1', 'IAN2', 'IAN3', 'IAN4', 'Samp

```

```

leDiffAN1','SampleDiffAN2','SampleDiffAN3','SampleDiffAN4','timeDiffAN1','timeDif
fAN2','timeDiffAN3','timeDiffAN4','coeficienteAN1','coeficienteAN2','coeficienteA
N3','coeficienteAN4'};

clear(varcorAN{:});
end
%% %% Correlaciòn angulo R.

FS=10;
CORRELACIONANGULORECGI= struct('coeficiente',1);%Pendientes de las rectas de
bajada, es decir entre el punto R Y S
CORRELACIONANGULORECGII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONANGULORECGIII= struct('coeficiente',1);
CORRELACIONANGULORECGC= struct('coeficiente',1);
GRAFICACORRELACIONANGULORECGI=
struct('c',1,'lags',2,'I',3,'samplediff',4,'timediff',5);%Pendientes de las
rectas de bajada, es decir entre el punto R Y S
GRAFICACORRELACIONANGULORECGII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONANGULORECGIII=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);
GRAFICACORRELACIONANGULORECGC=
struct('c',1,'lags',2,'I',2,'samplediff',4,'timediff',5);

for k=1:44
%interpolaciones ANGULO
INTANGULOR1= INTERPOLACIONANGULORECGI(k).interpolacion;
INTANGULOR2= INTERPOLACIONANGULORECGII(k).interpolacion;
INTANGULOR3= INTERPOLACIONANGULORECGIII(k).interpolacion;
INTANGULOR4= INTERPOLACIONANGULORECGC(k).interpolacion;
%interpolaciòn del volumen
INTVOLUMEN1= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
INTVOLUMEN2= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
INTVOLUMEN3= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
INTVOLUMEN4= INTERPOLACIONVOLUMEN(k).interpolacion;
%ajuste tamaño 1
if length(INTANGULOR1)< length(INTVOLUMEN1)
for i= length(INTANGULOR1)+1:length(INTVOLUMEN1)
INTANGULOR1(i)=INTANGULOR1(i-1);
end

end

if length(INTANGULOR2)< length(INTVOLUMEN2)
for i= length(INTANGULOR2)+1:length(INTVOLUMEN2)
INTANGULOR2(i)=INTANGULOR2(i-1);
end

end

if length(INTANGULOR3)< length(INTVOLUMEN3)
for i= length(INTANGULOR3)+1:length(INTVOLUMEN3)
INTANGULOR3(i)=INTANGULOR3(i-1);
end

end

if length(INTANGULOR4)< length(INTVOLUMEN4)
for i= length(INTANGULOR4)+1:length(INTVOLUMEN4)
INTANGULOR4(i)=INTANGULOR4(i-1);
end

end
end
end

```

```

% ajuste de tamaño 2
if length(INTVOLUMEN1) < length(INTANGULOR1)
    for i= length(INTVOLUMEN1)+1:length(INTANGULOR1)
        INTVOLUMEN1(i)=INTVOLUMEN1(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN2) < length(INTANGULOR2)
    for i= length(INTVOLUMEN2)+1:length(INTANGULOR2)
        INTVOLUMEN2(i)=INTVOLUMEN2(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN3) < length(INTANGULOR3)
    for i= length(INTVOLUMEN3)+1:length(INTANGULOR3)
        INTVOLUMEN3(i)=INTVOLUMEN3(i-1);
    end
end

if length(INTVOLUMEN4) < length(INTANGULOR4)
    for i= length(INTVOLUMEN4)+1:length(INTANGULOR4)
        INTVOLUMEN4(i)=INTVOLUMEN4(i-1);
    end
end

%CORRELACIÒN.
[CANR1,lagANR1] = xcorr(INTANGULOR1,INTVOLUMEN1);
[CANR2,lagANR2] = xcorr(INTANGULOR2,INTVOLUMEN2);
[CANR3,lagANR3] = xcorr(INTANGULOR3,INTVOLUMEN3);
[CANR4,lagANR4] = xcorr(INTANGULOR4,INTVOLUMEN4);
% almacenaje
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).c= CANR1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).c= CANR2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).c= CANR3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).c= CANR4;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).lags= lagANR1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).lags= lagANR2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).lags= lagANR3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).lags= lagANR4;

[~, IANR1] = max(abs(CANR1));%Maximo del vector de correlaciòn
[~, IANR2] = max(abs(CANR2));
[~, IANR3] = max(abs(CANR3));
[~, IANR4] = max(abs(CANR4));
%almacenaje
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).I= IANR1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).I= IANR2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).I= IANR3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).I= IANR4;

SampleDiffANR1 = lagANR1(IANR1);
SampleDiffANR2 = lagANR2(IANR2);
SampleDiffANR3 = lagANR3(IANR3);
SampleDiffANR4 = lagANR4(IANR4);
%almacenaje
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).samplediff= SampleDiffANR1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).samplediff= SampleDiffANR2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).samplediff= SampleDiffANR3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).samplediff= SampleDiffANR4;

timeDiffANR1= SampleDiffANR1/FS;

```

```
timeDiffANR2= SampleDiffANR2/FS;
timeDiffANR3= SampleDiffANR3/FS;
timeDiffANR4= SampleDiffANR4/FS;

%almacenaje
GRAFICACORRELACIONANGULOECGI(k).timediff= timeDiffANR1;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGII(k).timediff= timeDiffANR2;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGIII(k).timediff= timeDiffANR3;
GRAFICACORRELACIONANGULOECGC(k).tiemediff= timeDiffANR4;

%COEFICIENTES DE CORRELACION
coeficienteANR1= corrcoef(INTANGULOR1,INTVOLUMEN1);
coeficienteANR2= corrcoef(INTANGULOR2,INTVOLUMEN2);
coeficienteANR3= corrcoef(INTANGULOR3,INTVOLUMEN3);
coeficienteANR4= corrcoef(INTANGULOR4,INTVOLUMEN4);

%almacenaje
min1=min(coeficienteANR1);
min2=min(coeficienteANR2);
min3=min(coeficienteANR3);
min4=min(coeficienteANR4);
CORRELACIONANGULOECGI(k).coeficiente= min1(1);
CORRELACIONANGULOECGII(k).coeficiente= min2(1);
CORRELACIONANGULOECGIII(k).coeficiente= min3(1);
CORRELACIONANGULOECGC(k).coeficiente= min4(1);

varcorAN={'min1','min2','min3','min4','INTVOLUMEN1','INTVOLUMEN2','INTVOLUMEN3','
INTVOLUMEN4','INTANGULOR1','INTANGULOR2','INTANGULOR3','INTANGULOR4','CANR1','CAN
R2','CANR3','CANR4','lagANR1','lagANR2','lagANR3','lagANR4','IANR1','IANR2','IANR
3','IANR4','SampleDiffANR1','SampleDiffANR2','SampleDiffANR3','SampleDiffANR4','t
imeDiffANR1','timeDiffANR2','timeDiffANR3','timeDiffANR4','coeficienteANR1','coef
icienteANR2','coeficienteANR3','coeficienteANR4'};

clear(varcorAN{:});
end
```