



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

TRABAJO FINAL DE GRADO

Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automatización

**CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL RESPIRATORIA A PARTIR
DEL ELECTROCARDIOGRAMA EN SUJETOS SANOS**



Memoria y Anexos

Autor: Junho Jang
Director: Jordi Sola Soler
Co-Director: Beatriz F. Giraldo Giraldo
Convocatoria: Octubre 2019

Resumen

Uno de los aspectos fundamentales en la práctica clínica es el estudio y análisis de los sistemas cardíaco y respiratorio. El estudio de las señales eléctricas derivadas del sistema cardíaco, a través del funcionamiento del corazón, son ampliamente estudiadas a partir de la señal electrocardiográfica. Además, el sistema cardíaco también recoge la actividad respiratoria, pudiendo ser identificada su dinámica. Por tanto, el objetivo principal de este trabajo es caracterizar la señal respiratoria en sujetos sanos, a partir de la señal electrocardiográfica.

Se han desarrollado los algoritmos necesarios para identificar los puntos significativos de las señales respiratorias y cardíacas. Se ha propuesto un sistema basado en las pendientes de la onda RR para obtener la señal respiratoria derivada (EDR). A partir de la base de datos analizada, se han podido comparar las EDR obtenidas de las derivaciones I, II, III y Chest con la señal de volumen respiratorio, para cada sujeto.

Los resultados obtenidos han sido analizados estadísticamente, para determinar si las diferencias entre las señales obtenidas del sistema respiratorio y las señales derivadas del sistema cardíaco presentaban diferencias estadísticamente significativas.

Finalmente se ha obtenido un elevado nivel de correlación entre las dos señales comparadas. Esto representa que la dinámica del sistema respiratorio podría ser analizada a partir de la señal ECG.

Agradecimiento

Antes de todo, quiero dar las gracias tanto a mi director del TFG Jordi Sola como a mi co-directora Beatriz F. Giraldo ya que siempre se han preocupado para ayudarme en todo y en cualquier momento, y ha sido un placer tener la oportunidad de aprender un campo nuevo para mí con ellos.

Las reuniones frecuentes han sido una gran ayuda para resolver todo tipo de dudas que se iban apareciendo a medida de que llevaba a cabo el proyecto y siempre he tenido el soporte de mis directores para avanzar el proyecto cada vez que me quedaba atascado.

Por otra parte, quiero dedicarles mi todo cariño a toda mi familia que me ha estado apoyando durante todo el tiempo y han esforzado para que yo pueda centrarme con el TFG y no en otras cosas. Ellos han sido un gran refuerzo para poder llevar a cabo este gran estudio.

Índice

RESUMEN	I
AGRADECIMIENTO	II
1. PREFACIO	6
1.1. Motivación	6
1.2. Requerimientos previos	6
2. INTRODUCCIÓN	7
2.1. El corazón	7
2.2. Señal electrocardiográfica	9
2.3. Aplicación	9
2.4. Señal respiratoria	10
2.5. Influencias de la respiración en el ECG	11
2.6. Señal respiratoria derivada de un electrocardiograma	11
2.7. Objetivos	11
3. MATERIAL Y MÉTODO	12
3.1. Base de datos	12
3.2. Metodología	13
3.3. Obtención de la señal EDR	14
3.3.1 Detección del complejo QRS	15
3.3.2 Cálculo de las pendientes	17
3.3.3 Representación de la señal EDR	18
3.4. Obtención de la señal de Volumen	20
3.4.1 Detección de los cruces por cero	21
3.4.2 Eliminación de la tendencia	24
3.4.3 Representación de la señal de Volumen	26
3.5. Técnicas de análisis de los resultados	30
3.1. Coeficiente de correlación	30
3.2. Test de hipótesis	31
4. RESULTADOS	32

5. CONCLUSIÓN	44
6. ANÁLISIS DEL IMPACTO AMBIENTAL	45
7. PRESUPUESTO ECONÓMICO	46
BIBLIOGRAFÍA	48
ANEXO A	49
Código Matlab	

1. Prefacio

En este proyecto se propone obtener la señal respiratoria a partir de la señal cardíaca (ECG). Los resultados obtenidos pueden contribuir al análisis del comportamiento tanto del sistema cardíaco como del sistema respiratorio utilizando únicamente un electrocardiógrafo, equipos ampliamente utilizados en la práctica clínica.

1.1. Motivación

La carrera profesional estudiada por el autor es la ingeniería electrónica industrial y automatización. Sin embargo, este trabajo final de grado consiste en un tema biomédico *caracterización de la señal respiratoria a partir del electrocardiograma de los sujetos sanos*.

Como es habitual, siempre es posible escoger un tema directamente relacionado con lo que uno ha estudiado con el fin de facilitar el trabajo e investigar profundamente de un tema que tengo más conocimientos.

No obstante, el autor ha querido estudiar y conocer sobre otros ámbitos de la ingeniería, en este caso ingeniería biomédica. El autor ha tenido una gran curiosidad y una fuerte inquietud de entender el funcionamiento del sistema cardíaco y del sistema respiratorio.

Trabajar sobre un sector nuevo es un gran reto y una gran oportunidad para ampliar la disciplina en diferentes sectores, además ha sido el momento de poner en prueba las habilidades como un ingeniero para poder resolver otros tipos de problemas de ingeniería.

1.2. Requerimientos previos

Para realizar este trabajo es imprescindible disponer de un conocimiento base sobre las diferentes señales, una de ellas es el electrocardiograma. El conocimiento teórico es el que guía del proyecto y el que da soporte a los resultados obtenidos si son correctos o no.

Además, hay que saber manejar bien MatLab y ser capaz de crear e implementar diferentes algoritmos propios para poder realizar una función determinada.

2. Introducción

2.1. El corazón

El corazón es el órgano principal de un ser humano que forma parte del aparato circulatorio y se localiza en el centro del pecho entre los dos pulmones. Este órgano es un órgano muscular imprescindible y su función principal es bombear la sangre para facilitar la circulación de la sangre por todo el cuerpo. En la Figura 2.1 se muestra la localización del corazón y la estructura de la caja torácica en el cuerpo humano.

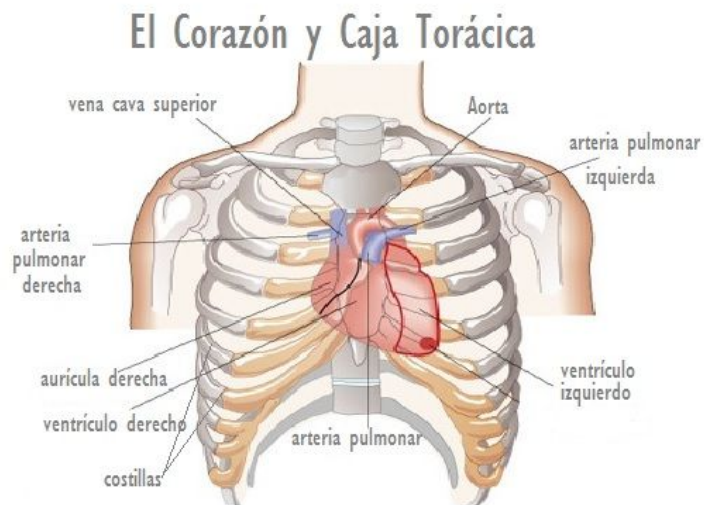


Figura.2.1 El corazón y la caja torácica [10]

Este órgano está dividido en cuatro cavidades: aurícula derecha y aurícula izquierda (parte superior), ventrículo derecho y ventrículo izquierdo (parte inferior).

El corazón es un órgano muscular autocontrolado, es decir, su actividad no lo controla el organismo sino es automático (independiente a la voluntad). Su actividad (ciclo cardíaco) consiste en dos procesos: sístole y diástole.

Sístole: los ventrículos se contraen para expulsar la sangre.

Diástole: los ventrículos se relajan para recibir la sangre de las aurículas.

La frecuencia de latidos en sujetos sanos suele ser entre 60 y 100 latidos por minutos, por lo tanto, en otros casos puede significar una anomalía de la actividad cardíaca, es decir, algún tipo de daño o enfermedad en el corazón.

La señal electrocardiograma está formada por diferentes partes como se puede ver en la siguiente imagen Figura.2.2. Sin embargo, este proyecto se centrará solamente con el complejo QRS para obtener la señal EDR.

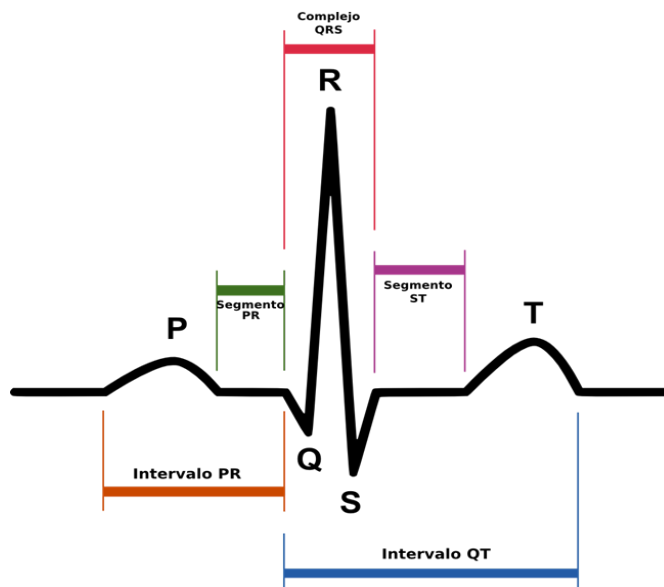


Figura 2.2. Señal electrocardiograma con las diferentes partes [8]

Una actividad anormal del corazón puede ser causada por [5]:

- Deterioro del miocardio.
- Variaciones en la cantidad de potasio, calcio u otros electrolitos en la sangre.
- Anomalía cardíaca congénita.
- Corazón agrandado.
- Miocarditis.
- Parada cardíaca sufrida en el pasado o en la actualidad.
- Riego sanguíneo escaso a las arterias del corazón.
- Arritmia.

2.2. Señal electrocardiográfica

Un electrocardiograma consiste en la obtención de la señal cardíaca mediante el registro de la actividad eléctrica del corazón, es decir, el electrocardiógrafo se encarga de registrar la señal eléctrica producida en cada latido del corazón [4].

Para obtener la señal ECG hay que colocar como mínimo 10 electrodos en la piel del paciente, y con estos 10 electrodos se puede obtener **12** derivaciones. En este trabajo se centrará en la derivación de CHEST (pecho) y en otras 3 derivaciones más que son ECGI, ECGII y ECGIII.

A continuación, en la Figura.2.1 se muestra cómo se tiene que colocar los electrodos para obtener las derivaciones DI, DII y DIII.



Figura.2.3. Diferentes derivaciones de un ECG [9]

2.3. Aplicación

Su aplicación principal es en el sector biomédico, para medir el ritmo cardíaco, la regularidad y la correcta actividad del corazón, el volumen y la posición de las aurículas (onda P) y ventrículos (onda QRS).

Por otra parte, una de sus aplicaciones puede ser la caracterización de la señal respiratoria derivada a la señal ECG que es el objetivo principal de este proyecto.

2.4. Señal respiratoria

En paralelo a la actividad cardíaca existe otra actividad imprescindible para los seres aeróbicos y consiste en una de las funciones vitales de un ser vivo, la respiración.

La respiración es el proceso realizado por un ser vivo en intercambiar los gases con el medio externo. Esta actividad se produce en los pulmones e igual que el corazón, la respiración consiste en dos fases: inspiración (entrada de oxígeno) y espiración (salida de dióxido de carbono). Una parte del oxígeno inspirado es transportado por la sangre a las diferentes partes del cuerpo.

La frecuencia respiratoria depende del estado que se encuentra el sujeto y en la edad. En los adultos en estado reposo, la frecuencia respiratoria suele ser entre 12 y 18 respiraciones por minuto (15 es la media) aunque puede llegar a ser 60 respiraciones por minuto después de ejercer una intensa actividad.

La actividad respiratoria en boca se puede registrar mediante un transductor de flujo respiratorio dando lugar a la señal de flujo (Figura 2.3). La señal de flujo respiratorio es la derivada instantánea de la señal de volumen respiratorio.

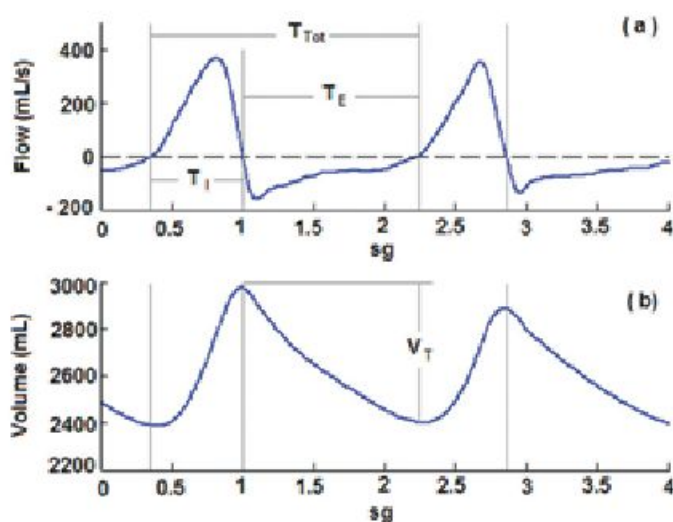


Figura.2.3. Señal de flujo y de volumen [11]

En la Tabla.2.1 se muestra una comparación entre la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria de un ser humano.

Tabla.2.1. Comparación entre la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria

Frecuencia cardíaca	Frecuencia respiratoria
60-100 latidos por minuto	15-60 respiraciones por minuto

2.5. Influencias de la respiración en el ECG

La morfología del latido está influenciada durante la respiración por dos mecanismos:

- 1) Cambios en la impedancia torácica.
- 2) Cambios en la orientación del eje eléctrico del corazón con respecto a los electrodos de ECG [7].

2.6. Señal Respiratoria Derivada de un Electrocardiograma

Los mecanismos de interacción cardio-respiratoria descritos en el apartado anterior sugieren que se puede obtener una señal respiratoria derivada del electrocardiograma (EDR por sus siglas en inglés *Electrocardiogram Derived Respiration*). Este será el principal objetivo del presente proyecto.

2.7. Objetivos

El objetivo principal de este proyecto consiste en estimar la señal respiratoria a partir del ECG en sujetos sanos. Para llevarlo a cabo, se definen los siguientes objetivos específicos:

- a) Implementación de algoritmos para la estimación de la señal EDR a partir del ECG.
- b) Cálculo de la señal de Volumen respiratorio a partir de la señal de flujo.
- c) Aplicación a distintas derivaciones del ECG
- d) Análisis de resultados y estudio estadístico.

3. Material y métodos

3.1. Base de datos

En este proyecto se ha utilizado una base de datos de señales procedentes de 44 sujetos sanos registradas en un proyecto previo. Las adquisiciones se llevaron a cabo en el Institut de Bioenginyeria de Catalunya (IBEC), en condiciones de reposo estandarizadas, mediante el equipamiento de BIOPAC Systems Inc. MP150. Cada sujeto permaneció sentado y se le registraron de forma simultánea durante 15 minutos la señal de flujo respiratorio y cuatro derivaciones del electrocardiograma (derivaciones I, II, III y una precordial). Los datos antropométricos de la población estudiada se muestran en la Tabla.3.1.

Tabla.3.1. Tabla de los datos antropométricos de la población estudiada

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

3.2. Metodología

Se tratarán las señales obtenidas de diferentes pacientes (sujetos sanos) para obtener la señal EDR y la señal de volumen y se observará su comportamiento.

El proceso de análisis de datos se divide en dos tramos diferentes: obtención de la señal EDR a partir de la señal de ECG y obtención de la señal de volumen a partir de la señal de flujo. En este apartado de metodología se explicará más detalladamente sobre los procedimientos marcados en color rojo en la Figura 3.1.

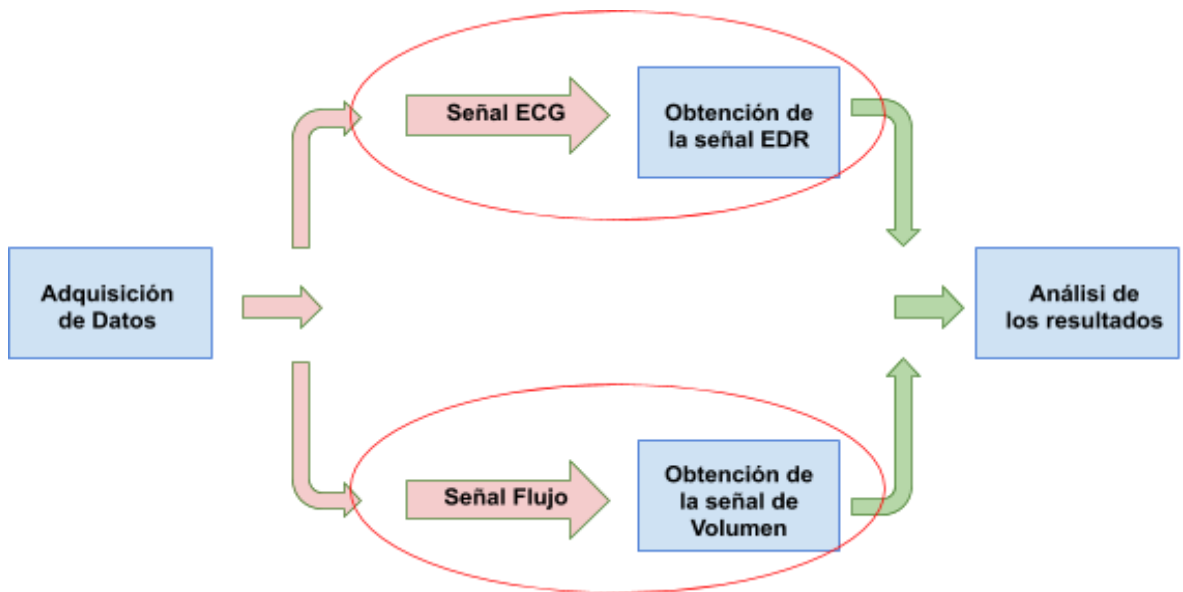


Figura.3.1. Diagrama de bloques del procedimiento

3.3. Obtención de la señal EDR

En la literatura científica se han publicado numerosos métodos para estimar la señal EDR a partir del ECG. Para una revisión exhaustiva puede consultarse la referencia [2]. En este proyecto se ha implementado la técnica presentada por Lázaro et al. [1].

Para estimar la señal EDR, se determinan los puntos de máxima inflexión de la onda R entre los picos Q y R (subida) o R y S (bajada) para determinar las pendientes de subida y de bajada de dicha onda. Después hay que interpolar los valores resultantes y re-muestrearlos a una frecuencia uniforme de 4 Hz.

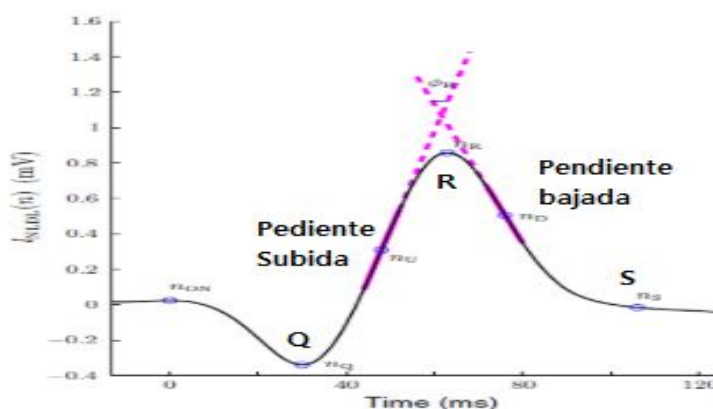


Figura 3.2. Puntos de interés para la estimación del EDR basada en pendientes ([1])

La Figura 3.3 presenta un diagrama con los pasos que se ha seguido para lograr el objetivo de este apartado.

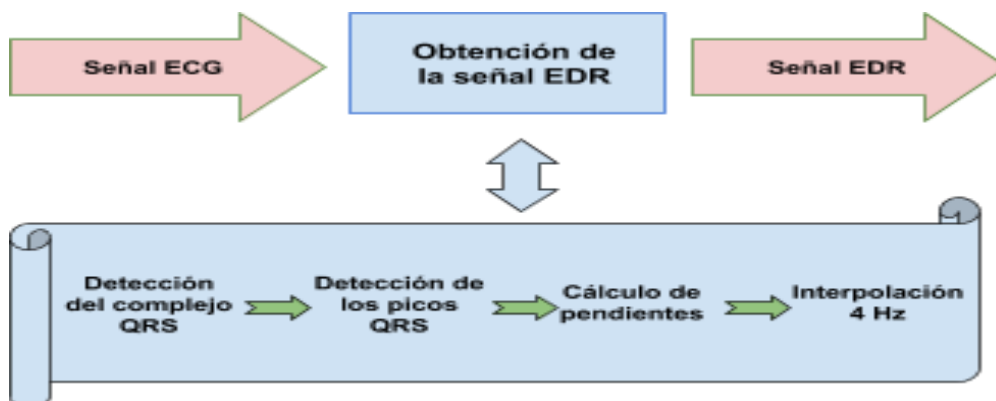


Figura 3.3. Diagrama de los procesos para obtener la señal EDR

3.3.1 Detección del complejo QRS

El primer paso para obtener la señal EDR es detectar el complejo QRS. Luego se buscarán los picos Q, R, S. Matlab 2018 tiene incorporada una función que permite detectar la posición de los picos R pero no de los picos Q y S.

Sin embargo, la detección de los picos R tampoco es perfecta ya que por algún tipo de interferencia o error en la señal de entrada dificulta la detección perfecta con lo cual se ha tenido que crear un algoritmo para resolver el problema y corregir las posibles falsas detecciones.

El criterio usado para eliminar los errores (falsas detecciones) ha sido la distancia (número de muestras) entre 2 picos. La frecuencia de latido del corazón es entre 60-100 latidos por minuto, así pues el número de latidos por cada segundo ronda entre 1 y 1,67.

Por otro lado, la frecuencia del electrocardiograma es de 250 Hz. Esto significa que cada segundo el electrocardiograma registra 250 muestras. Entonces, se puede deducir que la distancia entre dos latidos (picos R) tiene que ser entre 150-250 muestras dependiendo de la frecuencia del latido del corazón.

En la Figura 3.4 se puede observar que la distancia entre el pico R_1 y el pico R_2 es de 276 muestras, entre el pico R_2 y el pico R_3 es de 224 muestras, entre el pico R_3 y el pico R_4 es de 242 muestras y entre el pico R_1 y el pico R_2 es de 277 muestras.

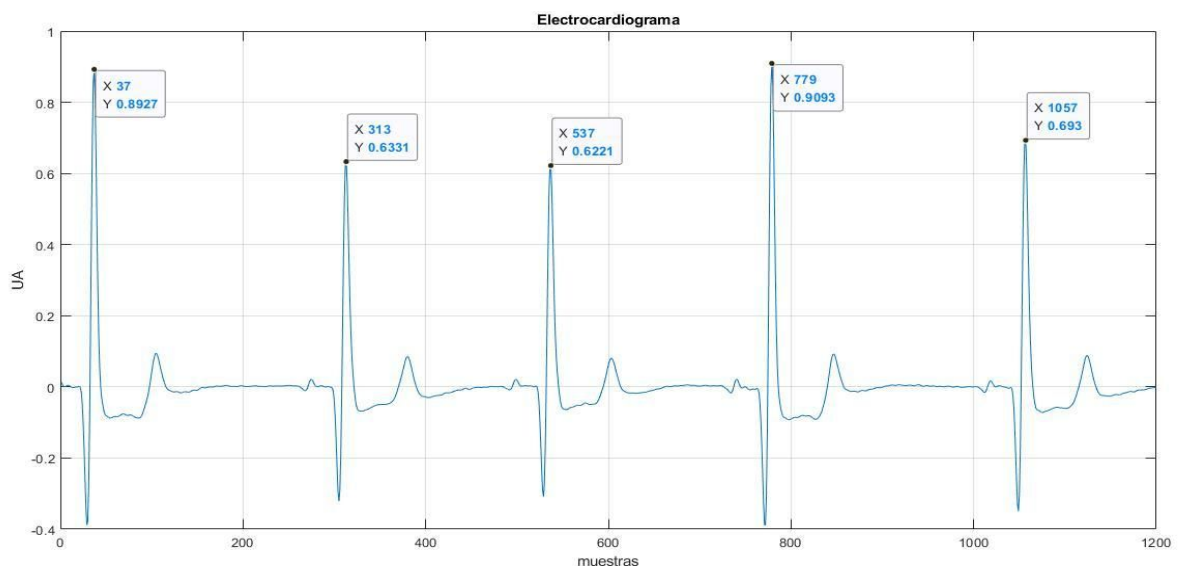


Figura 3.4. Señal Electrocardiográfica

Una vez obtenido los picos R sin error, se buscan los picos Q y S. El hecho de tener los picos R encontrados y guardados en una matriz (su posición y su valor) facilita el trabajo. Los picos Q y S son los valores mínimos que se encuentran en un rango determinado de muestras a partir de cada pico R. La Figura 3.5 muestra un ejemplo de los puntos detectados en un fragmento de señal de la base de datos:

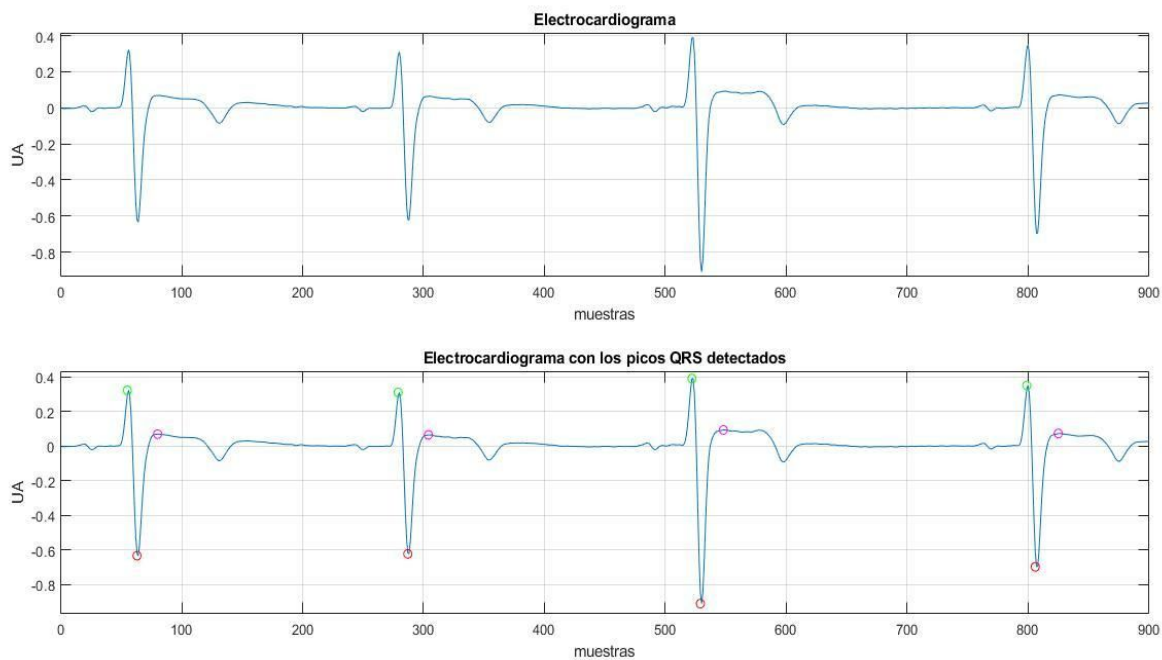


Figura 3.5. Señal ECG con los picos QRS (Q[verde], R[rojo], S[magenta])

3.3.2 Cálculo de las pendientes de subida y de bajada

Una vez obtenido los picos QRS de cada señal, hay que buscar la pendiente de subida 'us' (Upward Slope) y la pendiente de bajada 'ds' (Downward Slope) de cada ciclo. Para ello se cogerán dos intervalos de valores, un intervalo que va del pico Q hasta el pico R y otro intervalo del pico R a S.

Luego se aplicará la siguiente fórmula para encontrar la máxima pendiente de cada tramo de subida (Q-R) y de bajada (R-S) [1]:

$$n_{U_{i,j}} = \max_{n \in [n_{Q_{i,j}}, n_{R_{i,j}}]} \{|l'_i(n)|\} \quad n_{D_{i,j}} = \max_{n \in [n_{R_{i,j}}, n_{S_{i,j}}]} \{|l'_i(n)|\} \quad (1)$$

Donde l'_i (us) es la estimación de primera derivada de la señal ECG dada por la fórmula siguiente:

$$l'_i(n) = l_i(n) - l_i(n - 1). \quad (2)$$

Aplicando esta fórmula se obtiene la Figura 3.6.

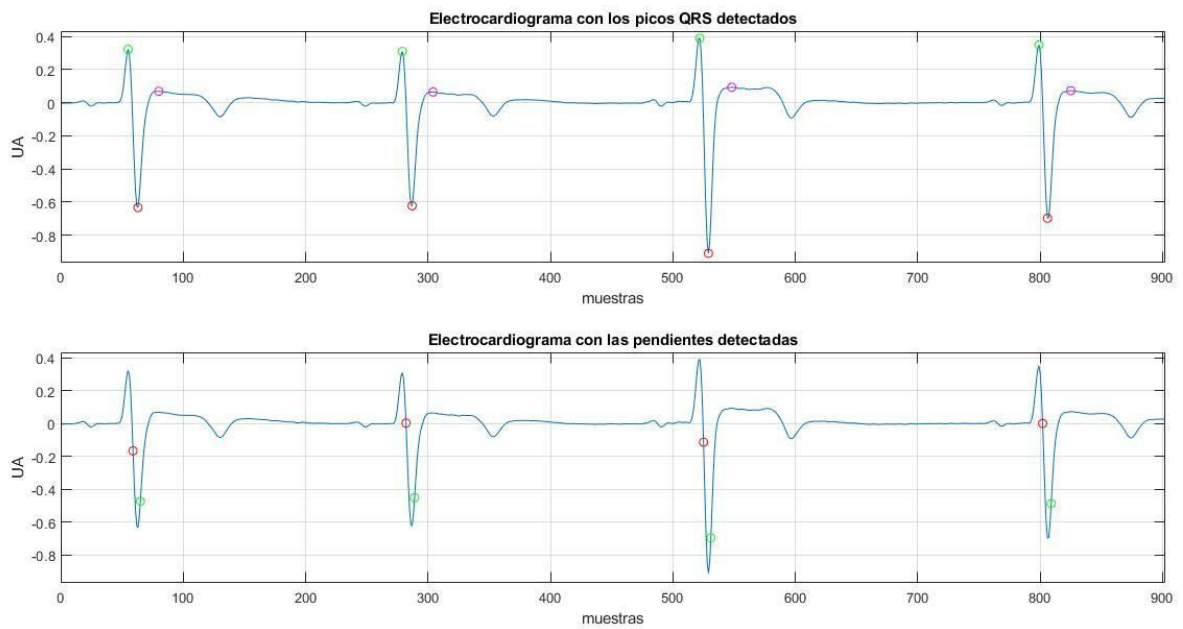


Figura 3.6. Señal ECG con los puntos de máxima pendiente de subida (en rojo) y de bajada (en verde)

Con los pasos anteriores se obtienen todos los puntos de interés para poder calcular la señal EDR que se explicará en el siguiente apartado.

3.3.3 Representación de la señal EDR

Una vez determinados los puntos de las pendientes de subida y de bajada para cada onda R, se generan las correspondientes señales para cada una de ellas (Figura 3.7).

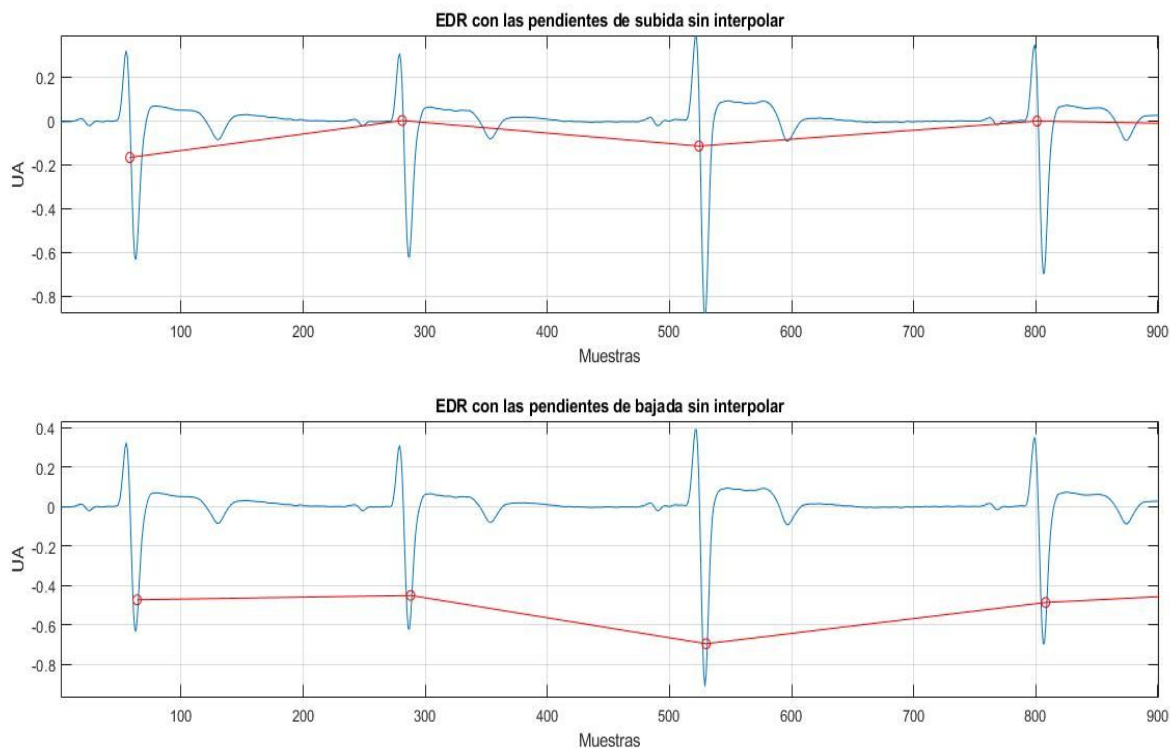


Figura 3.7. Señal EDR sin interpolar

Mediante la interpolación 'spline' y el remuestreo con una frecuencia de interpolación de 4 Hz, se obtiene finalmente la señal respiratoria derivada de una señal electrocardiográfica (EDR).

La Figura 3.8 es la representación de la señal EDR obtenida con las pendientes de subida. Se puede ver que la señal está re-muestreada a 4 Hz y por lo tanto cada 1 segundo hay 4 muestras. El hecho de interpolar con el método spline permite unir los puntos mediante una curva suave en lugar de unir los puntos en líneas rectas. En la gráfica superior, están en presente las pendientes buscadas anteriormente mientras que en la gráfica inferior está representada la señal interpolada de los puntos (pendientes).

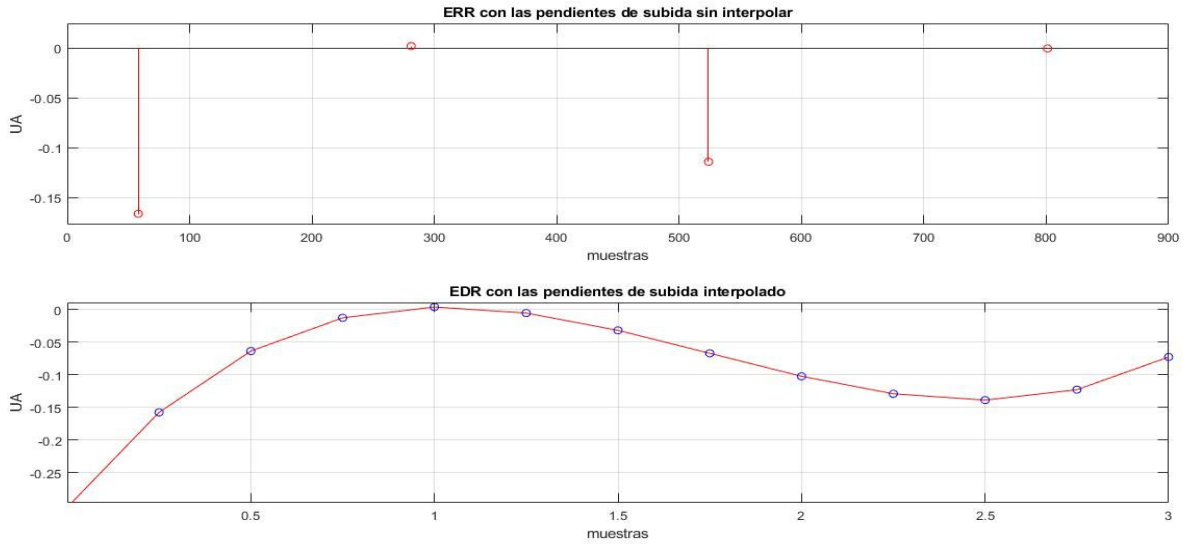


Figura 3.8. Señal EDR obtenida con las pendientes de subida

Finalmente, aplicando el mismo método para todas las pendientes de subida y de bajada se obtiene la señal EDR definitiva (Figura 3.9).

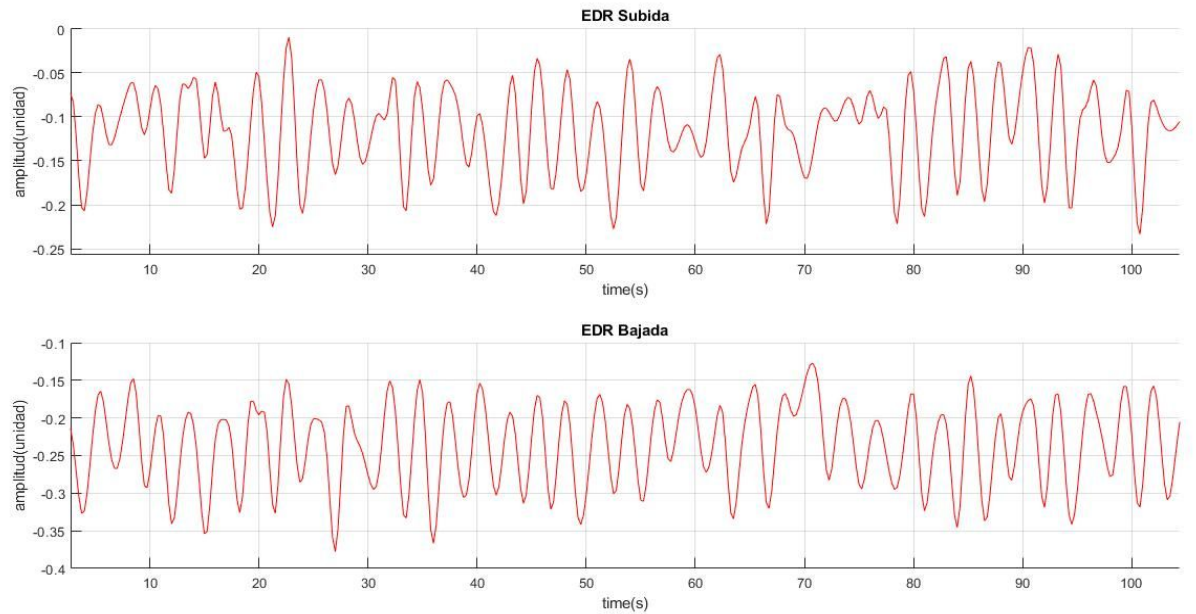


Figura 3.9. Comparación de la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de Subida con la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de Bajada

3.4. Obtención de la señal de Volumen

Antes de empezar con los pasos para caracterizar la señal de volumen, se estudiará qué relación guarda con la señal de flujo. Esta última es la derivada de la señal de volumen. Cuando un sujeto inspira está cogiendo el aire (flujo) la señal de flujo es positiva, mientras que cuando expira está expulsando el aire, la señal de flujo pasa a ser negativa (Figura 3.10).

De forma equivalente, la señal de volumen se corresponde con la integral de la señal de flujo. Su valor debe ser siempre es positivo, ya que el pulmón no puede tener un volumen negativo. Entonces, cuando la señal de flujo es positiva (inspiración) la señal de Volumen incrementa y cuando la señal de flujo es negativa (expiración) la señal de Volumen decrementa.

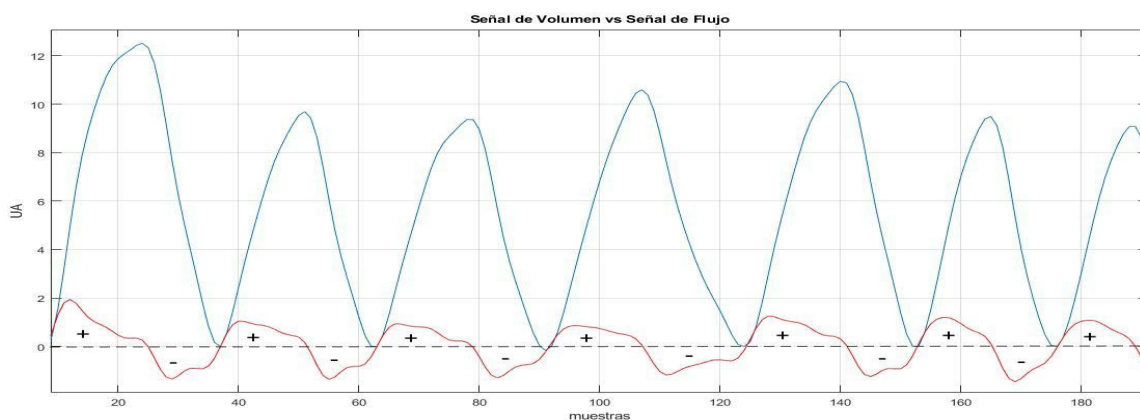


Figura 3.10. Relación entre la señal de flujo (rojo) y la señal de volumen (azul)

La Figura 3.11 se presenta el diagrama de bloques sobre los pasos realizados para obtener la señal de volumen.

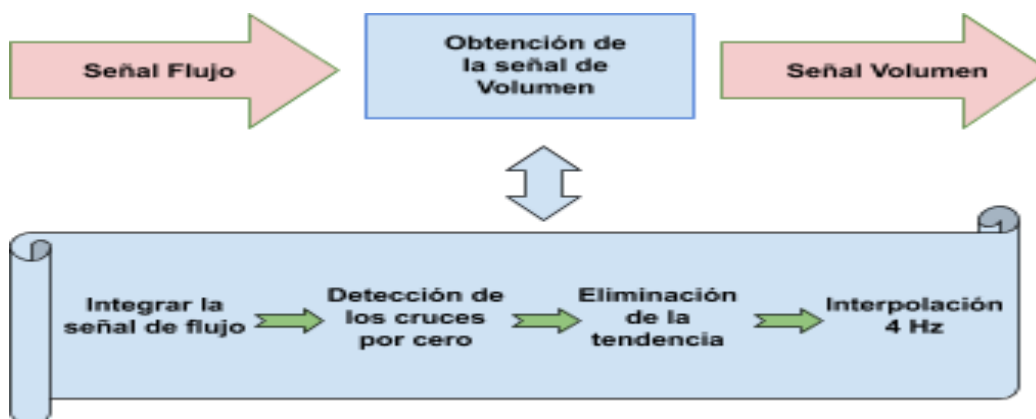


Figura 3.11. Diagrama de los procesos para obtener la señal de volumen

3.4.1 Detección de los cruces por cero

Para llevar a cabo esta parte, se analiza la señal de FLOW (flujo). El primer paso es la detección del cruce por cero para determinar el **inicio de cada ciclo** ya que no será uniforme. Se necesita saber el inicio de cada ciclo para poder eliminar el valor de offset producido al integrar la señal de flujo.

El último paso para obtener la señal de volumen consiste en re-muestrear la señal resultante con una frecuencia de interpolación de 4 Hz con el mismo vector de tiempo usado para la interpolación de la señal EDR. De esta forma se podrá obtener el mismo número de muestras para el mismo tiempo y permitirá una comparación directa entre ambas señales.

Además, es imprescindible corregir los posibles errores provocados por las interferencias, los fallos instrumentales, las respiraciones no constantes, etc. Estos errores provocan una falsa detección como se puede ver en la Figura 3.12.

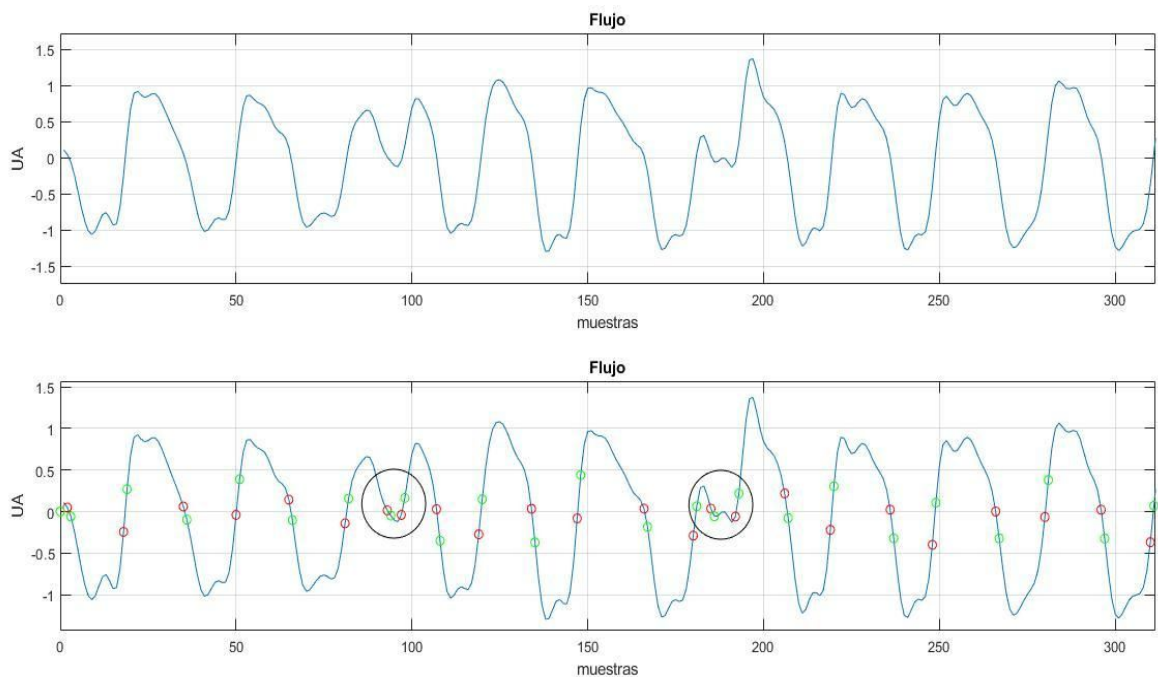


Figura 3.12. Señal de flujo con falsas detecciones de los cruces por cero

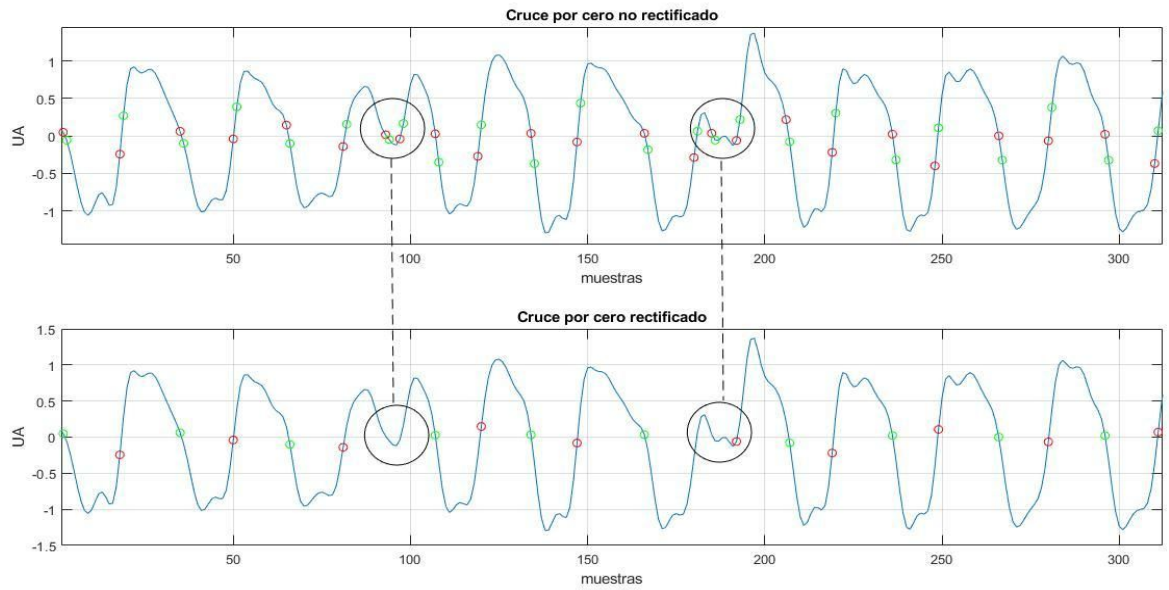


Figura 3.13. Señal de flujo con los cruces por cero rectificadas

Además, no se puede encontrar el punto exacto del cruce por cero ya que los datos obtenidos son muestras, son puntos discontinuos, aunque en la representación gráfica parece ser una señal continua.

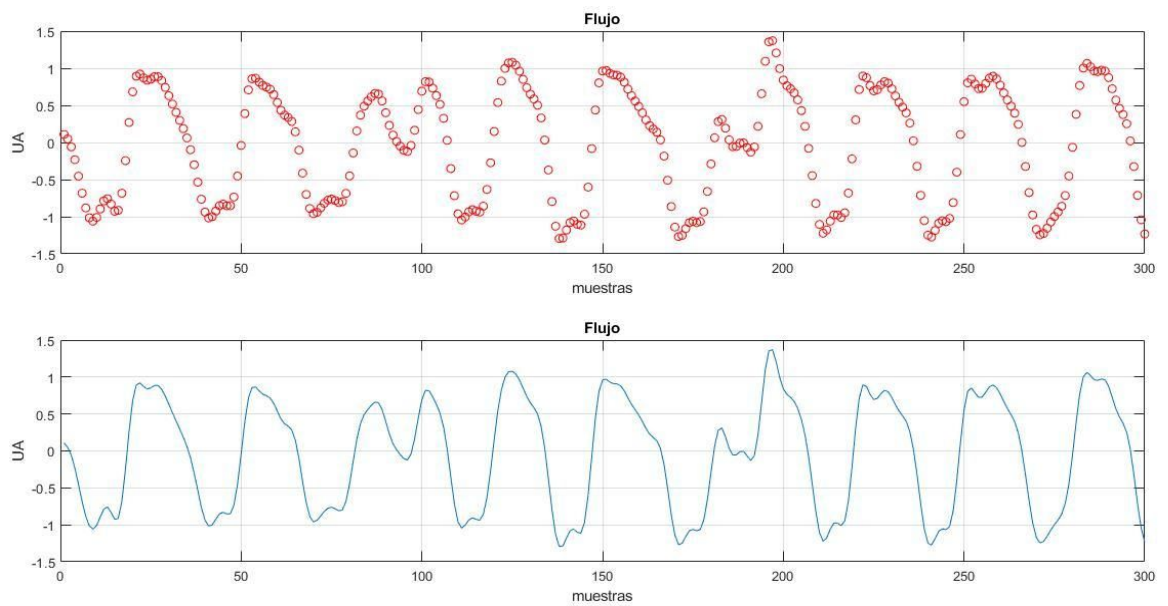


Figura 3.14. Señal del flujo del sujeto 1

Por esta razón, para detectar el cruce por cero se ha buscado el intervalo formado por dos puntos de signos opuestos [punto 1, punto 2], es decir, donde el signo cambia de positivo a negativo o viceversa. Y de los dos puntos se escogerá el punto con el valor más pequeño en valor absoluto, es decir, más cercano al cero. De esta forma encontraremos los puntos aproximados que pasan por cero. El resultado final es como la Figura 3.15.

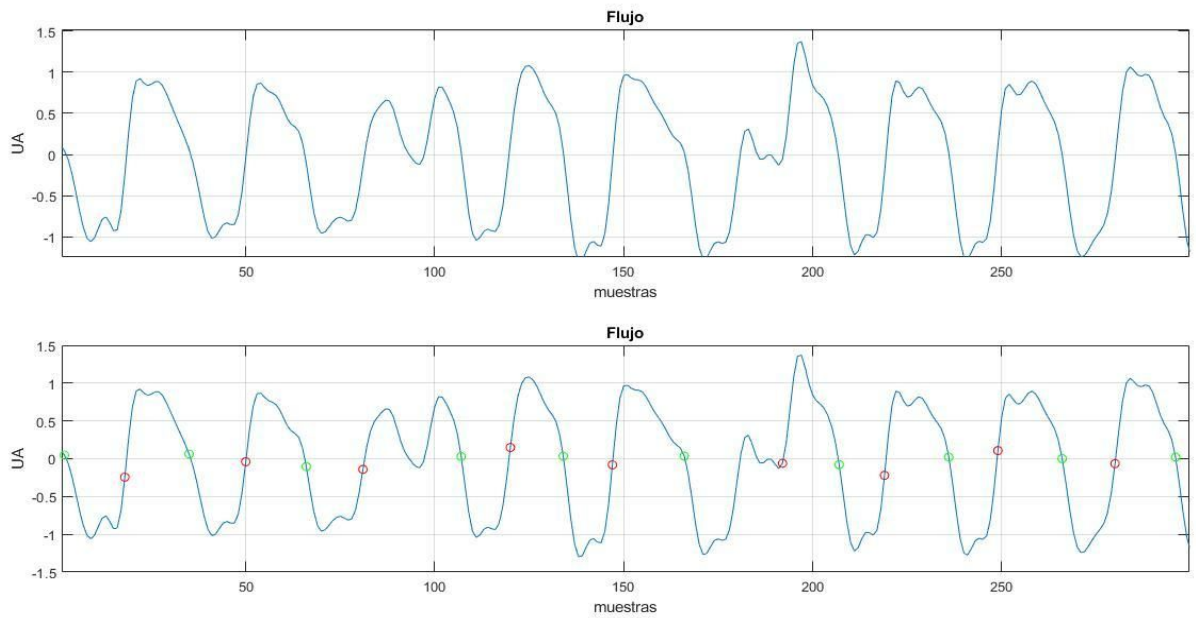


Figura 3.15. Señal del flujo con los cruces por cero

3.4.2 Eliminación de la tendencia

El siguiente paso es integrar la señal de flujo para obtener la señal de Volumen. Sin embargo, tal como se puede ver en la Figura 3.16 la señal de Volumen tiene una tendencia y forma una curva de baja frecuencia, con lo cual hay que eliminarla. La Figura 3.17 es una ampliación de una parte de la señal de volumen.

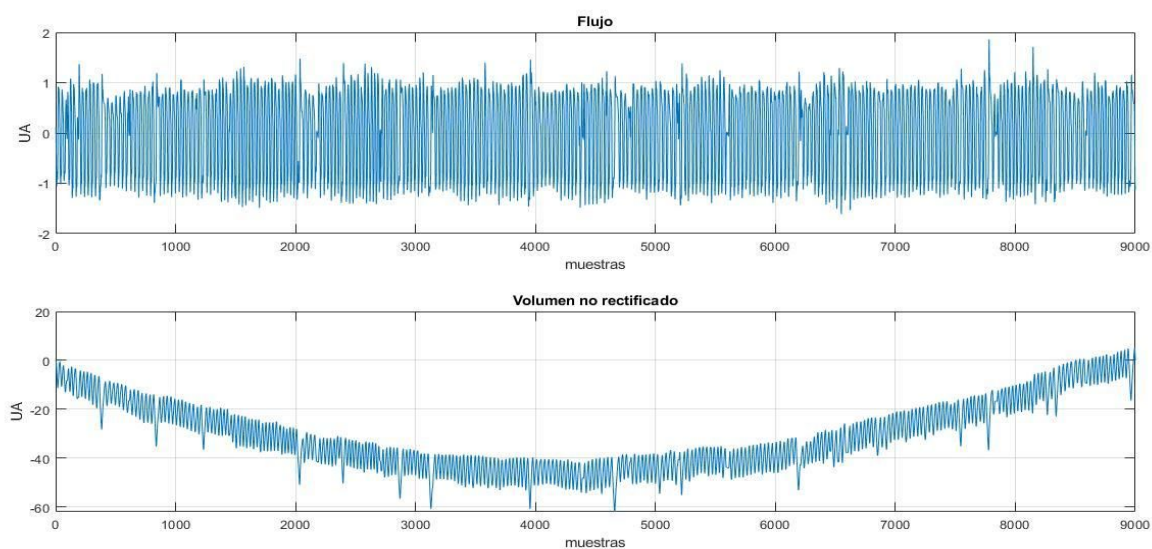


Figura 3.16. Señal de flujo vs Señal de volumen no rectificada

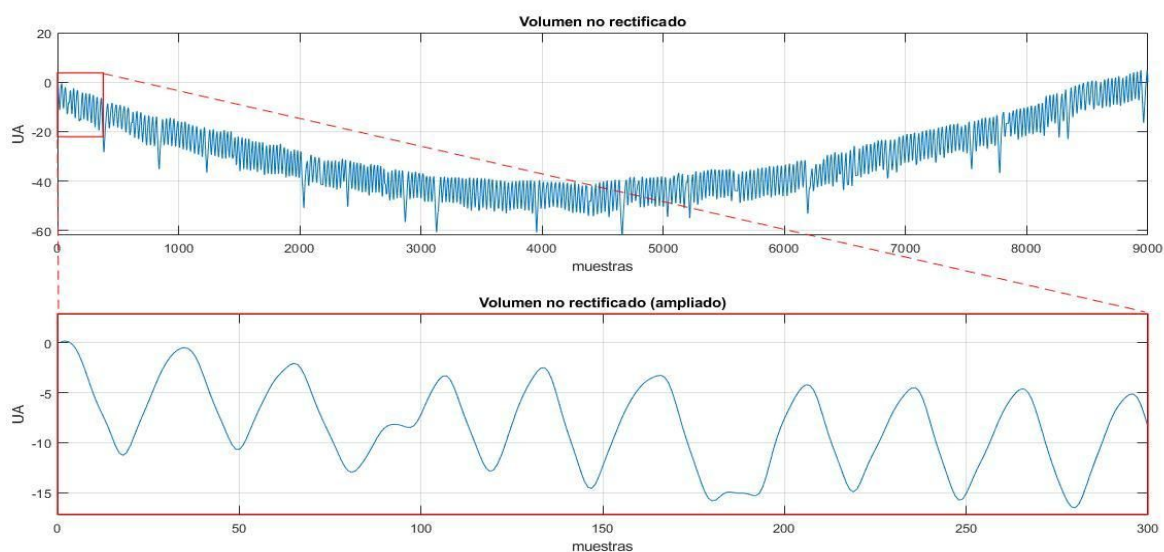


Figura 3.17. Señal de Volumen original y ampliada (zoom)

Para eliminar esta tendencia se ha tenido que restar a la señal de volumen el valor del componente vertical que es la pendiente que forma los picos entre cada ciclo como se muestra en la Figura 3.18. Para ello se han utilizado los cruces por cero calculados anteriormente y se ha determinado la recta que une dos mínimos consecutivos de cada período.

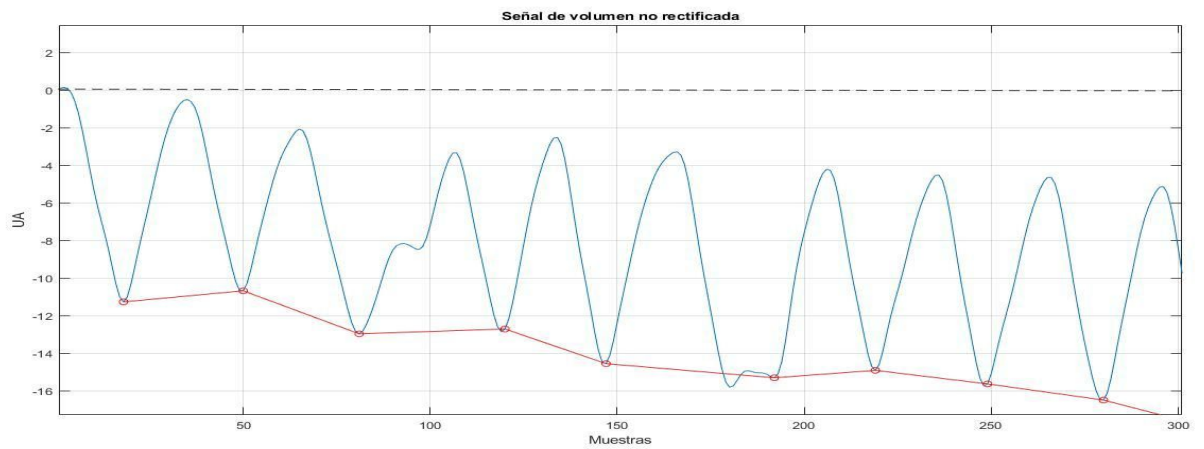


Figura 3.18. Señal de Volumen y la tendencia(Offset)

Al restar esta tendencia ciclo a ciclo finalmente se obtiene la señal de Volumen rectificada como se muestra en la Figura 3.19.

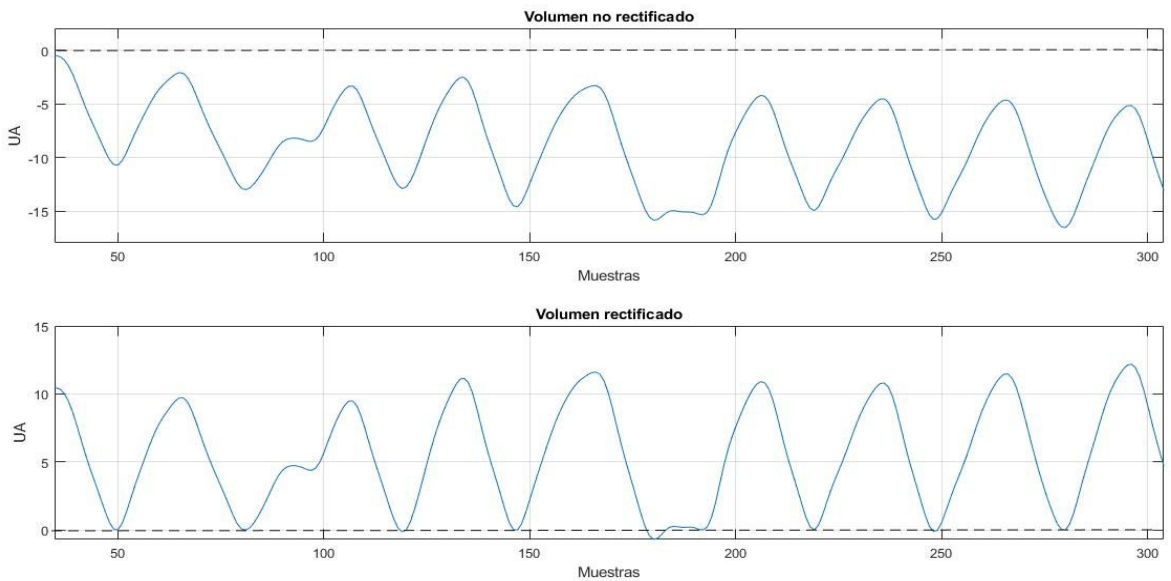


Figura 3.19. Señal de Volumen rectificada

3.4.3 Representación de la señal de volumen

El siguiente paso es la transformación del dominio, es decir, hay que pasar del dominio de muestras al dominio de tiempo teniendo en cuenta de que hay que usar el mismo vector de tiempo que se ha usado para la señal EDR (frecuencia de interpolación de 4 Hz).

La señal de flujo se ha registrado durante 15 minutos que son 900 segundos y se ha obtenido 9.000 muestras, con lo cual se puede decir que se han registrado 10 muestras por cada segundo (frecuencia de muestreo de 10 Hz) y al cambiar el dominio de muestras al dominio de tiempo, 50 muestras pasan a ser 5 segundos y 100 muestras a 10 segundos como se muestra en la Figura 3.20.

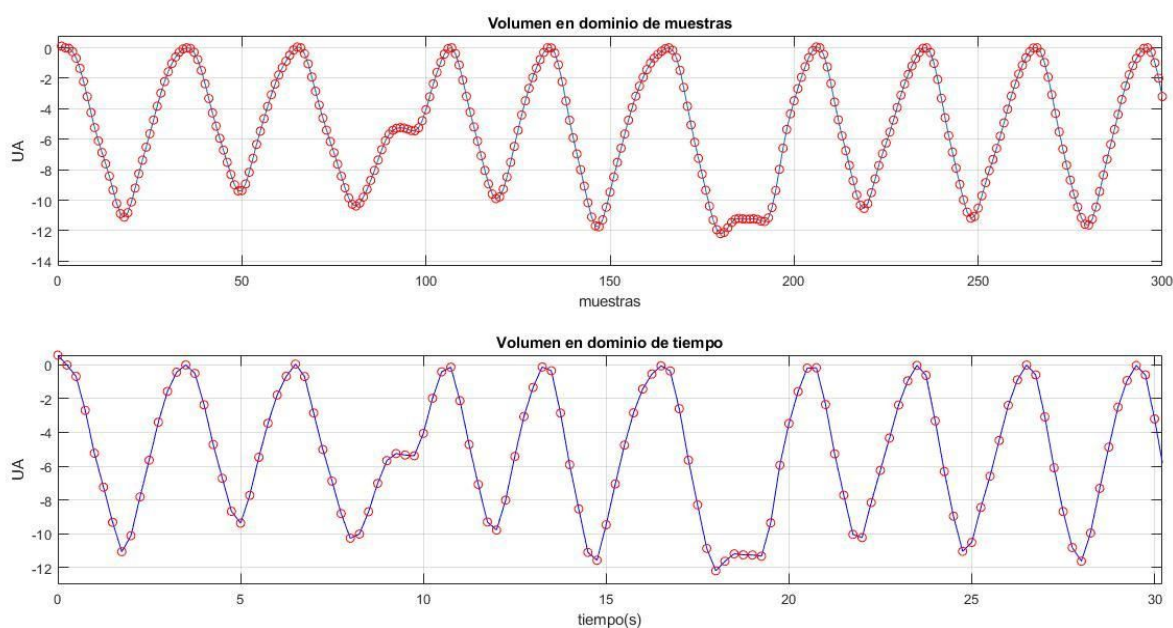


Figura 3.20. Señal de Volumen con el dominio transformado (eje X)

Para ver mejor el resultado, se presenta la siguiente imagen (Figura 3.21) que es una ampliación de la Figura 3.20.

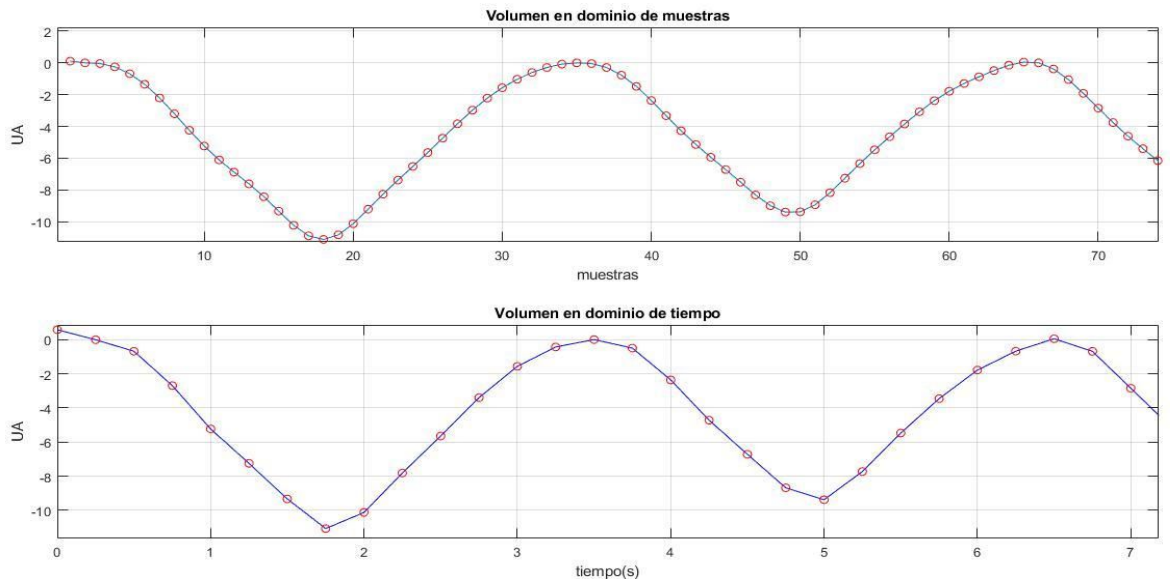


Figura 3.21. Ampliación de la Figura 3.20

Finalmente se obtiene la Figura 3.22 como se muestra a continuación:

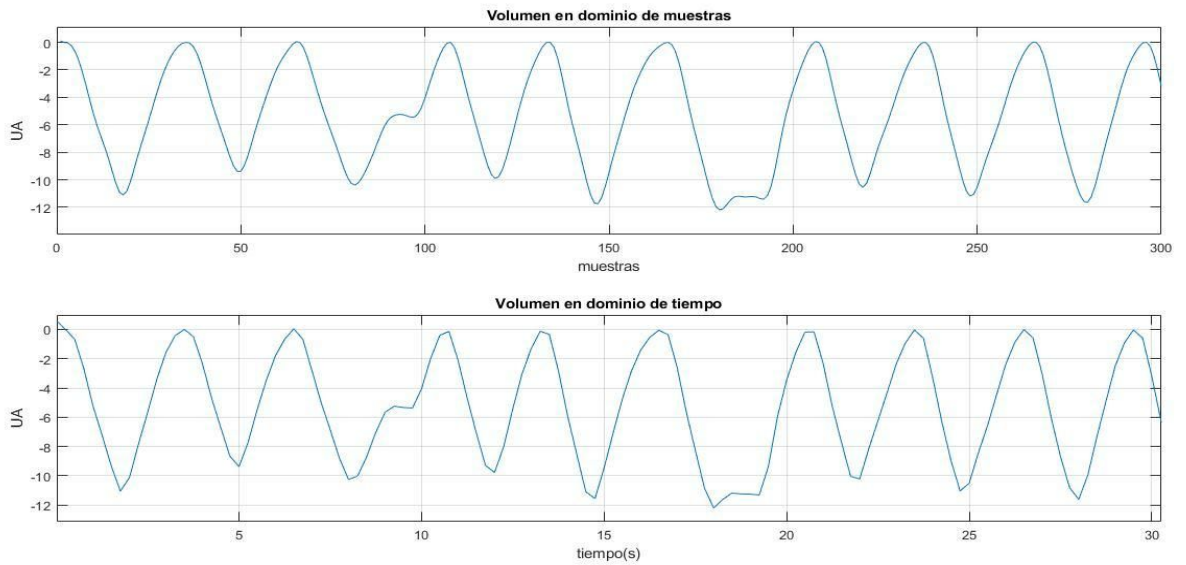


Figura 3.22. Señal de Volumen final

El motivo por el que se ha interpolado la señal de EDR y la señal de Volumen con el mismo vector de tiempo es para poder remuestrear las dos señales con el mismo número de muestras y durante

el mismo tiempo con el fin de poder comparar las muestras una por una registradas en el mismo instante de tiempo como vemos en la Figura 3.23.

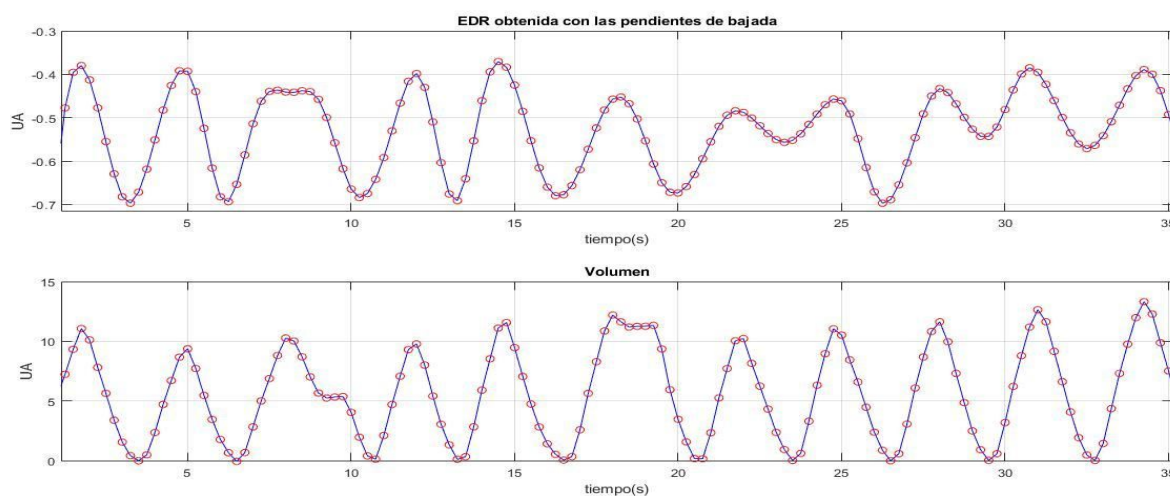


Figura 3.23. Señal EDR vs Señal Volumen re-muestreadas con el mismo vector de tiempo

Tal como se puede observar en la Figura 3.23, la forma y la amplitud de las dos señales no son idénticas, pero sí que están muestreadas a la misma frecuencia (4 Hz) y presentan el mismo período, que es lo que nos interesa.

Finalmente, se ha realizado una comparación entre la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de subida con la señal de volumen (Figura 3.24) y luego otra comparación entre la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de bajada con la señal de volumen (Figura 3.25).

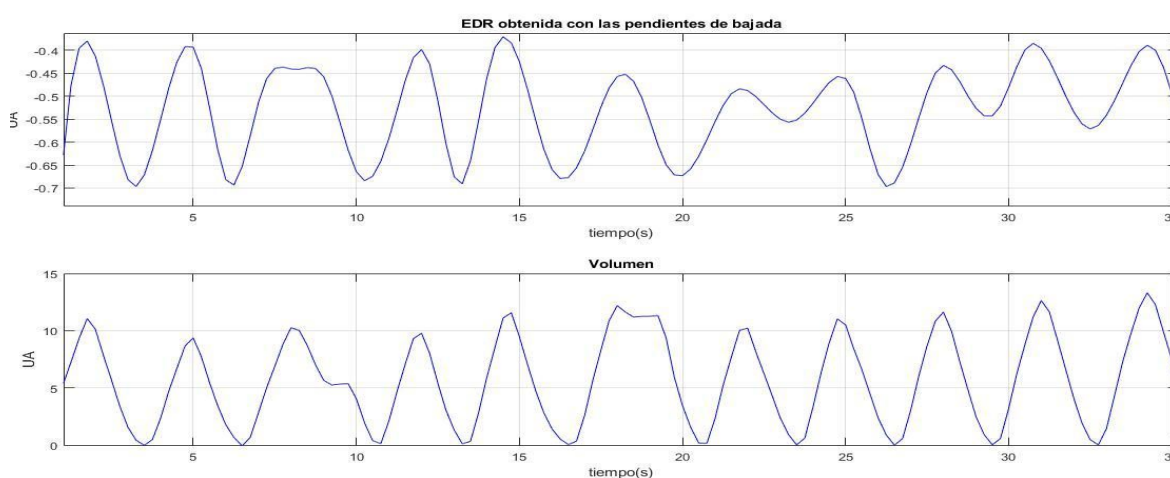


Figura 3.24. Señal EDR obtenida a partir de las pendientes de bajada vs Señal Volumen

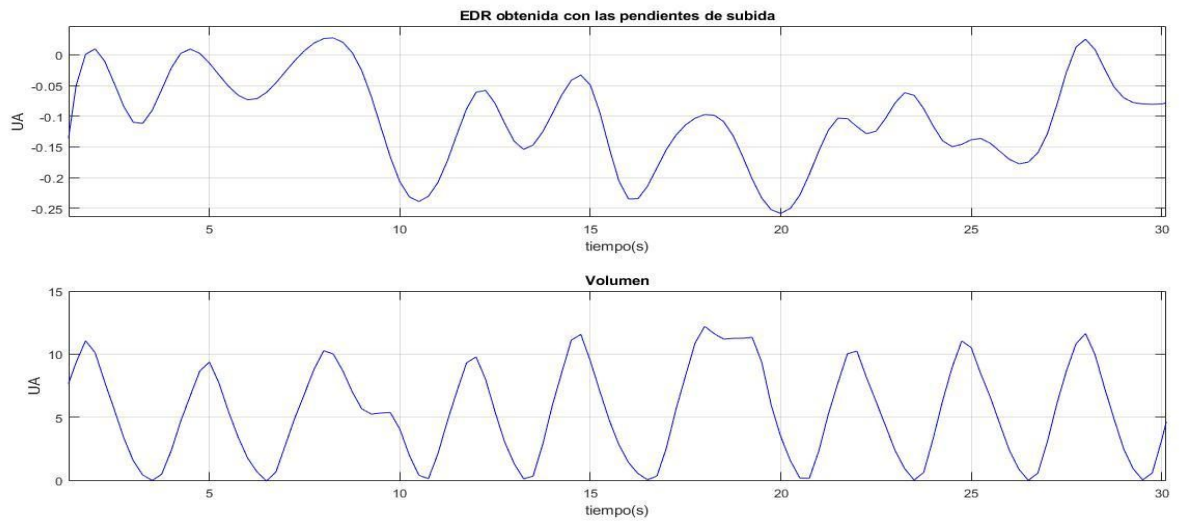


Figura 3.25. Señal EDR obtenida a partir de las pendientes de subida vs Señal Volumen

3.5. Técnicas de análisis de los resultados

Una vez obtenidos los resultados de aplicar los algoritmos propuestos a todas las señales de la base de datos, se realizará un análisis cuantitativo de estos resultados. Para analizar la bondad de la estimación del EDR se ha usado el método del coeficiente de correlación. El análisis se ha culminado con un estudio estadístico mediante test de hipótesis para apoyar las conclusiones obtenidas.

3.5.1 Coeficiente de correlación

La correlación cruzada permite medir la similitud lineal entre dos señales discretas x_n e y_n , y viene dada por la siguiente expresión matemática:

$$\hat{R}_{xy}(m) = \begin{cases} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_{n+m} y_n^*, & m \geq 0, \\ \hat{R}_{yx}^*(-m), & m < 0. \end{cases} \quad (3)$$

El coeficiente de correlación cruzada se define como el máximo valor de la correlación cruzada, normalizado respecto a la energía de ambas señales [6].

El hecho de interpolar las dos señales con el mismo vector de tiempo, obtenemos el mismo número de muestras para cada señal. Entonces se puede comparar muestra por muestra la semejanza que existe entre las dos señales muestreadas al mismo instante.

3.5.2 Test de hipótesis

En paralelo se ha realizado un estudio estadístico usando un test de hipótesis, también llamado contraste de hipótesis. Es un método estadístico usado para comprobar la compatibilidad o similitud entre dos poblaciones [7].

El test de hipótesis que se ha escogido para este proyecto es el test de Wilcoxon que se usa para contrastar muestras apareadas.

Se calcula el p-valor también llamado como “potencia del contraste” y normalmente el valor límite del p para considerar significativo es $p < 0,05$ (5%). Cuando el valor de ‘p’ es inferior a 0,05 se puede decir que existe una diferencia estadísticamente significativa.

En este proyecto se aplicará el test de hipótesis para los tres casos siguientes:

- 1) EDR Subida vs EDR Bajada para cada derivación del ECG
- 2) Comparación cruzada entre las diferentes derivaciones (EDR Subida)
- 3) Comparación cruzada entre las diferentes derivaciones (EDR Bajada)

4. Resultados

Para cada sujeto se ha aplicado todos los procedimientos mencionados en el apartado **Metodología** a las cuatro derivaciones disponibles del electrocardiograma.

A continuación, se mostraran algunos ejemplos de los resultados obtenidos de diferentes sujetos y para diferentes derivaciones de ECG usadas. Cada figura es una comparación de la señal de EDR (obtenida a partir de las pendientes de subida y de bajada) con la señal de volumen:

La Figura 4.1 y la Figura 4.2 son los resultados obtenidos usando el ECG de la derivación de pecho.

-Electrocardiograma de la derivación de pecho:

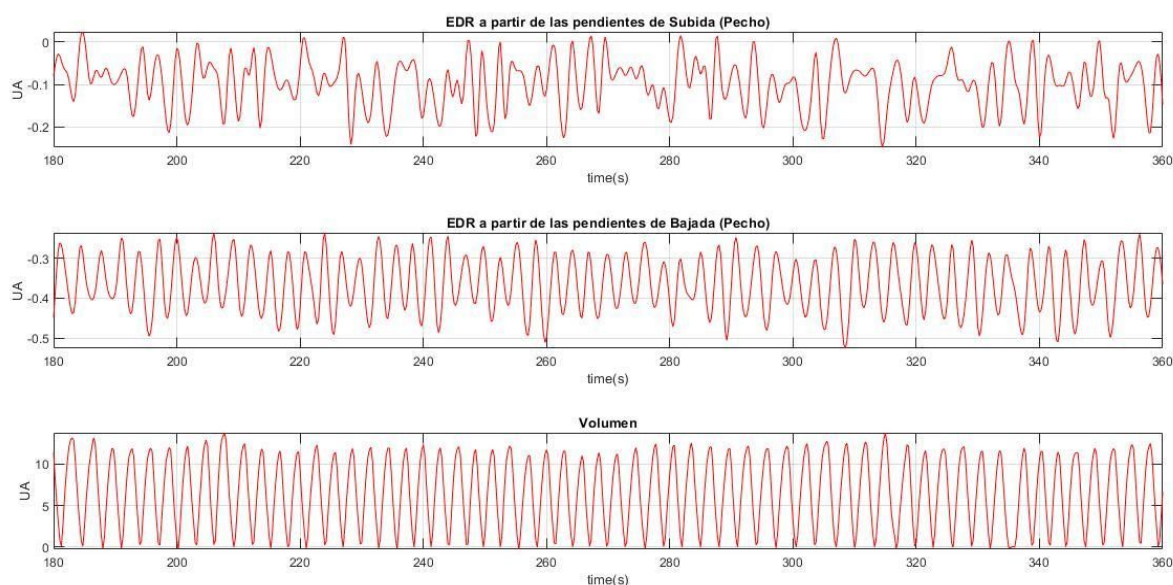


Figura 4.1. Señal EDR subida vs EDR bajada vs Volumen del sujeto 3

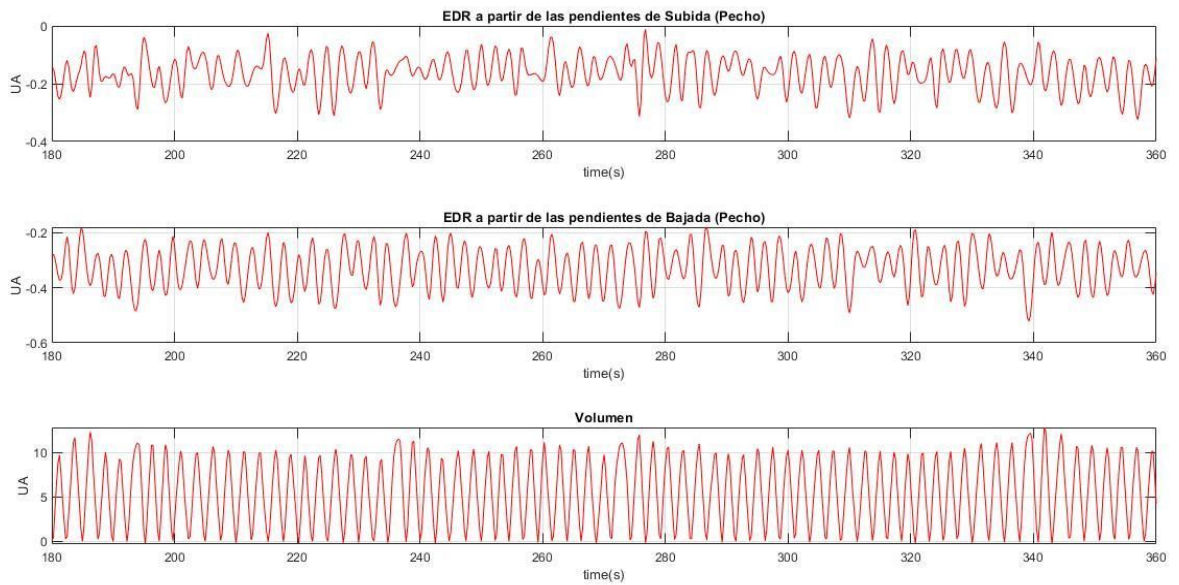


Figura 4.2. Señal EDR subida vs EDR bajada vs Volumen del sujeto 9

De acuerdo con los resultados obtenidos en las figuras 4.1 y 4.2, se observa que la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de bajada presenta una mayor similitud a la señal de volumen que la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de subida.

Sin embargo, presentan una frecuencia respiratoria similar en las tres gráficas que se están comparando, es decir, los picos de cada ciclo coinciden la mayor parte del tiempo.

En la Tabla 4.1. se puede ver claramente que el coeficiente de correlación para el sujeto 3 en valor absoluto es más alto para la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de bajada (0,8826) que el coeficiente de correlación para la señal EDR obtenida con las pendientes de subida (-0,6213).

La Figura 4.3 y la Figura 4.4 son los resultados obtenidos usando el ECG de la derivación I.

-Electrocardiograma de la derivación I:

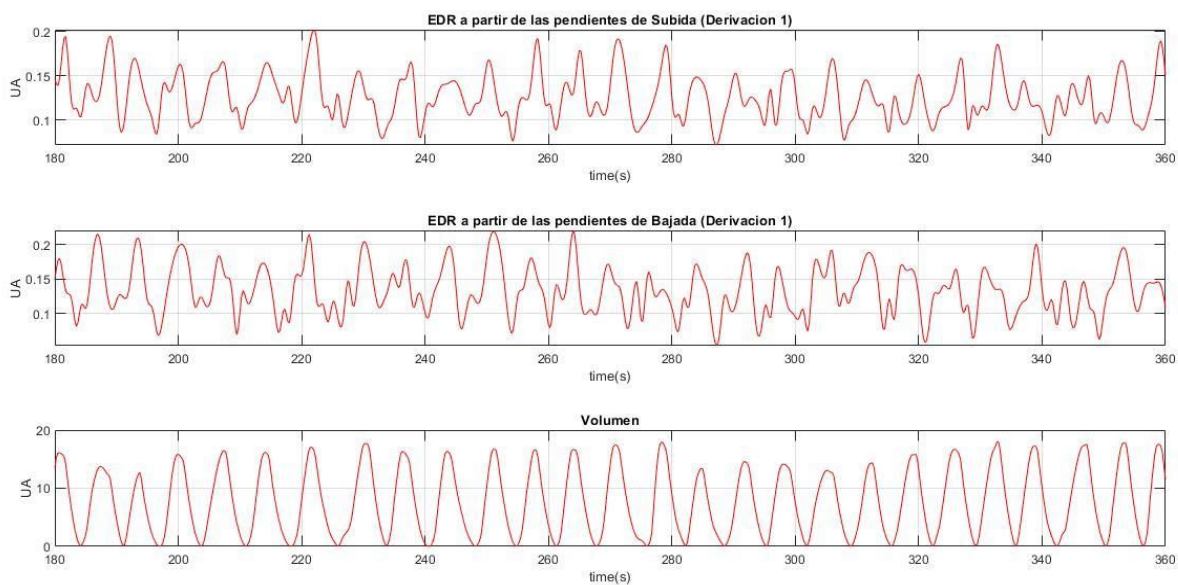


Figura 4.3. Señal EDR subida vs EDR bajada vs Volumen del sujeto 31

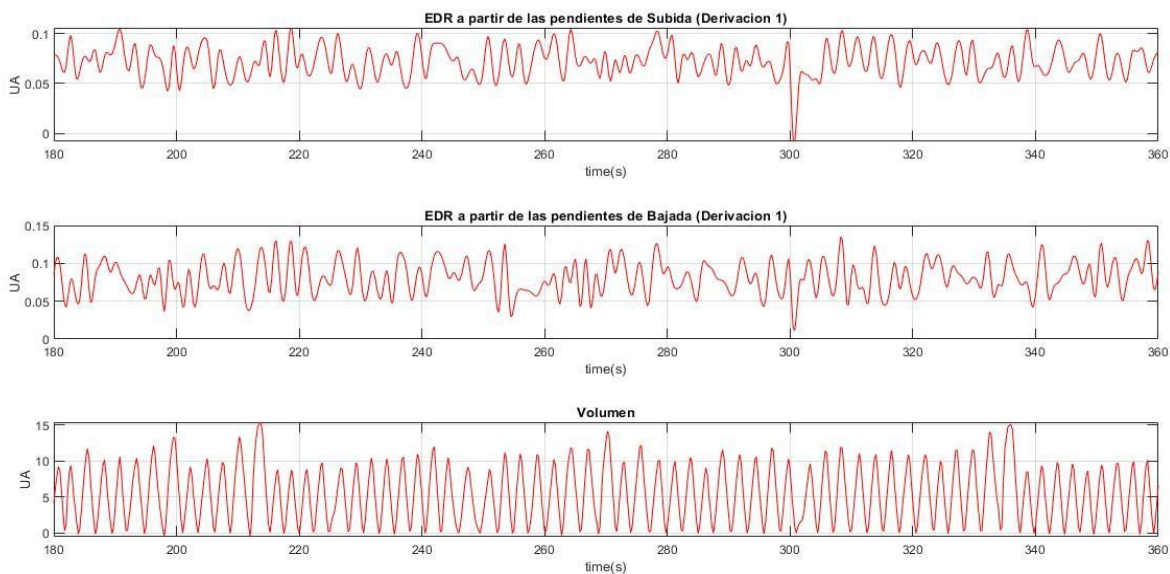


Figura 4.4. Señal EDR subida vs EDR bajada vs Volumen del sujeto 35

Para la derivación I se puede ver que la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de subida es más similar a la señal de volumen. Aun así, se puede observar oscilaciones y diferencias respecto a la señal de volumen.

Igual que en la derivación de pecho, la frecuencia de la señal EDR y de la señal de volumen coinciden en la mayor parte de la señal resultante como se observa en las figuras. Lo único que falla es la amplitud y las pequeñas oscilaciones que aparecen entre medio.

La Figura 4.5 y la Figura 4.6 son los resultados obtenidos usando el ECG de la derivación II.

-Electrocardiograma de la derivación II:

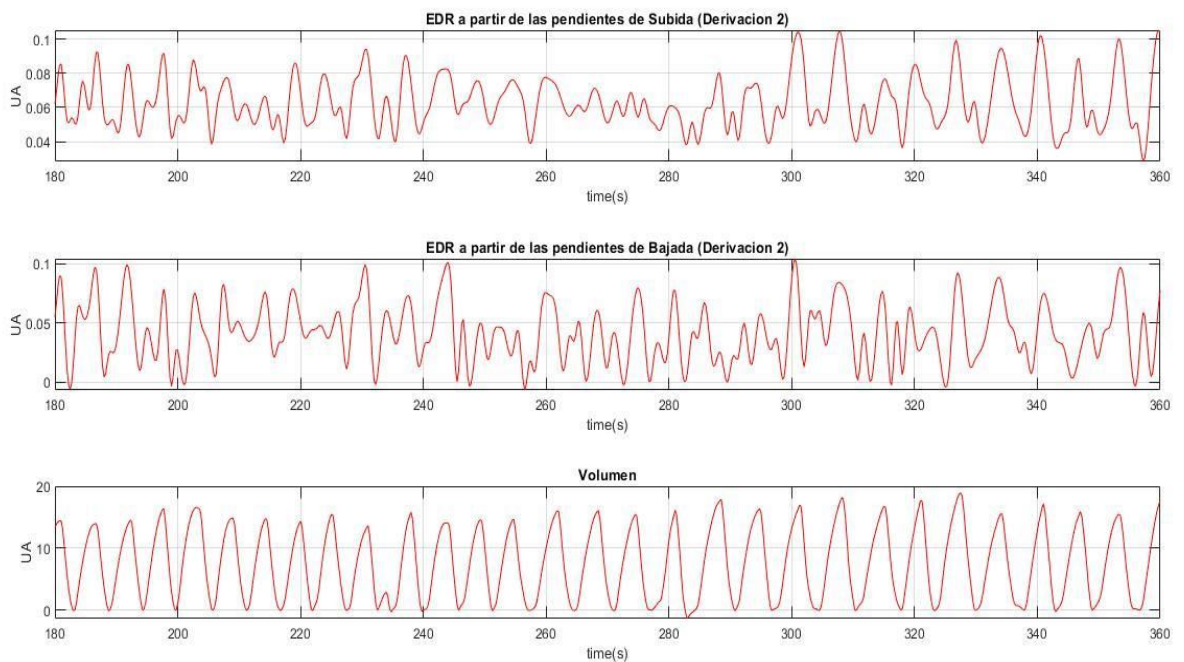


Figura 4.5. Señal EDR subida vs EDR bajada vs Volumen del sujeto 6

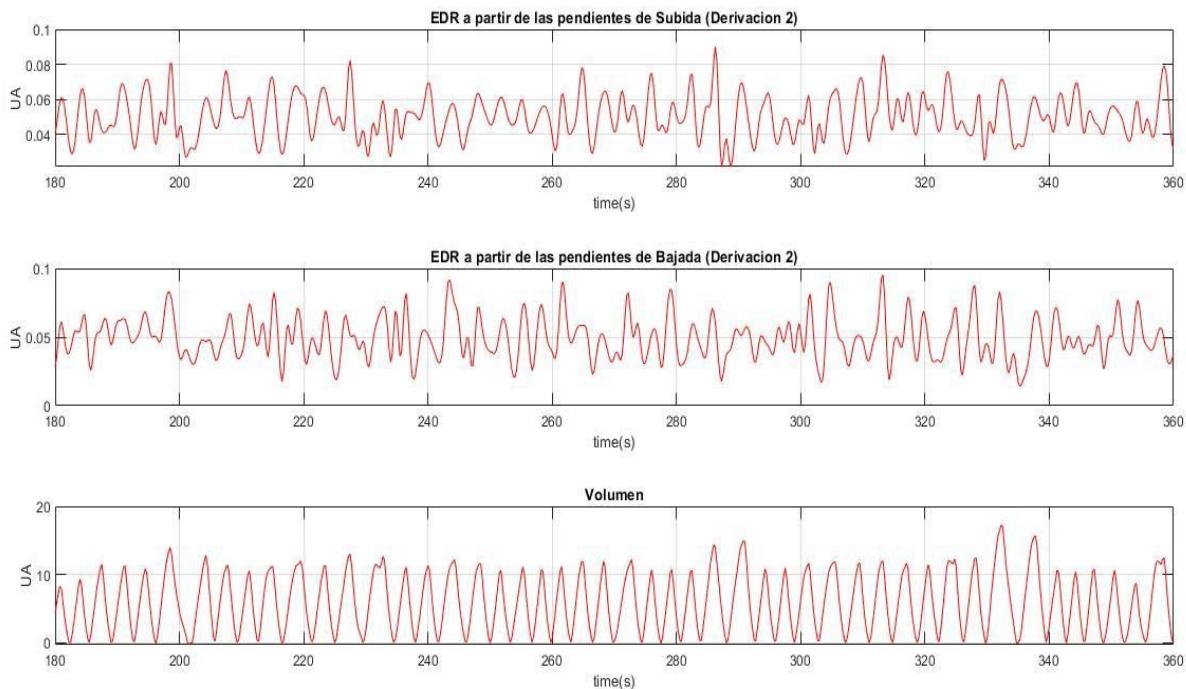


Figura 4.6. Señal EDR subida vs EDR bajada vs Volumen del sujeto 25

Con los resultados obtenidos con la derivación II se puede afirmar que la señal EDR obtenida con las pendientes de subida es ligeramente mayor que la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de bajada. Esta afirmación lo confirma el valor promedio del coeficiente de correlación calculado anteriormente. La señal de Volumen es uniforme en todos los ciclos mientras que en la señal EDR no lo es tanto.

A pesar de un coeficiente de correlación bajo, se puede ver que las dos señales de EDR son muy similares. Esta semejanza se refleja tanto gráficamente como en el p-valor.

La Figura 4.7 y la Figura 4.8 son los resultados obtenidos usando el ECG de la derivación III.

-Electrocardiograma de la derivación III:

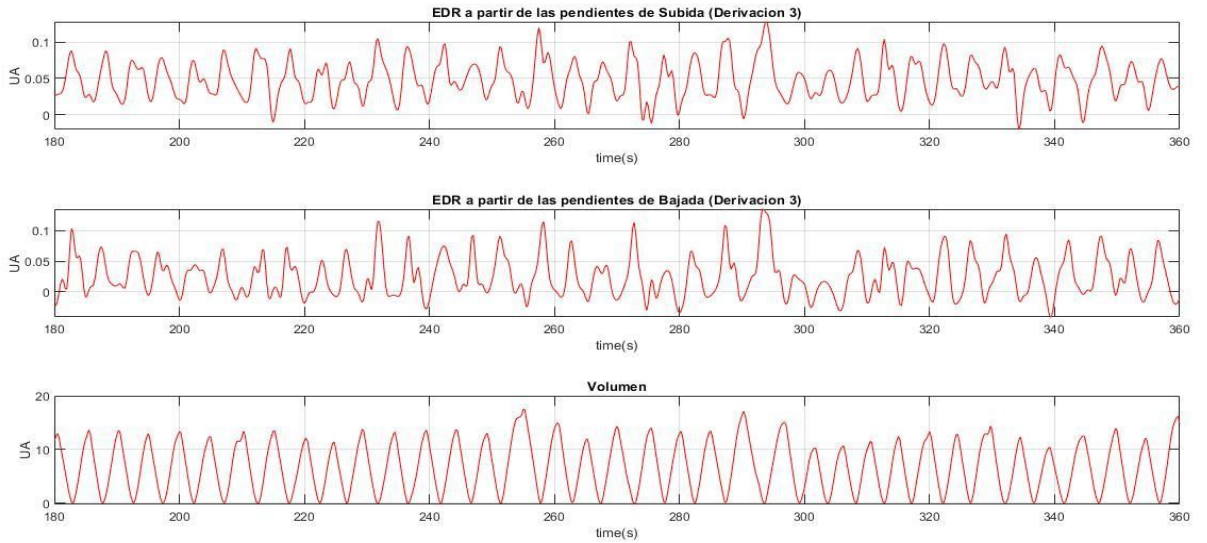


Figura 4.7. Señal EDR subida vs EDR bajada vs Volumen del sujeto 12

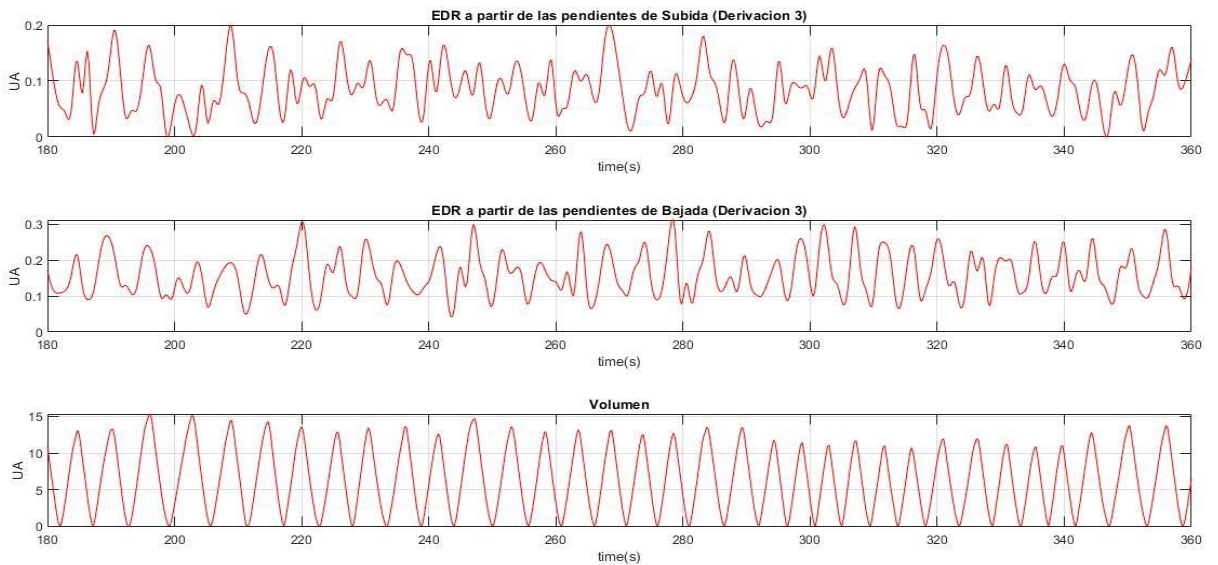


Figura 4.8. Señal EDR subida vs EDR bajada vs Volumen del sujeto 14

Analizando los resultados obtenidos con la derivación III del ECG se puede observar que con la derivación III se ha obtenido mejores resultados (la gráfica de la señal EDR y el coeficiente de correlación) que las derivaciones I y II.

El coeficiente de correlación obtenido para el sujeto 12 no se aprecia mucha diferencia entre la señal EDR de subida y de bajada.

Sin embargo, para el sujeto 14 se puede ver que la señal EDR de bajada presenta el valor de coeficiente de correlación superior que al de la señal EDR de subida. Y este hecho se refleja en la Figura 4.8.

La Tabla 4.1 muestra los valores del coeficiente de correlación entre la señal EDR y la señal de volumen, calculado para cada sujeto en las diferentes derivaciones registradas.

Tabla 4.1. Tabla de los coeficientes de correlación (remarcado en amarillo el valor máximo del coeficiente de correlación de las 4 derivaciones para cada sujeto)

Sujeto	Pecho vs Volumen		D1 vs Volumen		D2 vs Volumen		D3 vs Volumen	
	Subida	Bajada	Subida	Bajada	Subida	Bajada	Subida	Bajada
1	-0,4336	0,8119	0,3919	0,3307	-0,1302	-0,1971	0,4048	0,5133
2	0,5297	0,8314	0,5584	0,4843	0,2447	0,3441	0,3149	0,0047
3	-0,6213	0,8826	0,3661	0,1321	0,1184	0,2631	0,2392	-0,4729
4	0,5162	0,7303	0,4165	0,3049	0,1428	-0,0334	0,0823	0,2508
5	0,1642	0,5782	0,2606	0,2599	0,2075	0,0675	0,4076	0,2931
6	0,2715	0,6262	-0,5251	-0,3202	0,7428	0,4935	-0,7927	-0,5607
7	-0,6021	-0,8008	-0,3138	-0,2498	-0,0928	-0,1811	-0,3010	-0,0791
8	0,0724	-0,0749	0,0835	0,0837	0,3687	0,0478	-0,1763	-0,0761
9	0,7199	0,8789	0,3891	0,2568	0,5402	0,3774	0,0119	-0,1529
10	-0,4280	0,6474	0,2370	0,2980	0,0052	-0,0045	0,3707	0,3464
11	0,1675	0,3957	-0,0577	0,0168	0,4279	0,5143	-0,4053	-0,3758
12	0,1164	0,4403	-0,2312	0,0114	0,5693	0,6514	-0,7909	-0,7581
13	-0,3392	0,4286	0,2125	0,2998	0,1697	-0,0438	0,0889	0,1774
14	0,1889	0,4307	-0,1145	-0,2040	0,3399	0,4471	0,5684	0,7674
15	-0,0546	-0,1785	-0,0046	-0,1476	0,0989	0,0069	0,1432	0,3084
16	0,6808	0,6696	0,2373	-0,1891	0,4395	0,4497	-0,1963	-0,3745
17	-0,0966	0,5768	-0,0754	0,1467	0,3732	0,2009	-0,4662	0,1888
18	-0,1049	0,2411	-0,4896	-0,5973	0,5258	0,2872	0,4594	0,6051
19	-0,4787	0,6404	0,3395	0,3313	0,4803	0,5850	0,0133	-0,0553
20	0,3520	0,5470	0,3304	0,4077	0,4621	0,5141	0,3542	0,0804
21	0,2291	0,3892	0,1521	0,1716	0,2090	0,0838	0,0764	0,3071
22	0,1636	0,2249	-0,0520	-0,0729	0,0704	-0,0641	-0,1539	0,0369
23	-0,1680	0,2645	-0,1022	-0,1003	0,1800	0,0222	0,1743	0,0252
24	0,6010	0,8252	0,4231	0,0774	-0,1224	-0,1208	0,5482	0,7004
25	0,5685	0,5611	0,0077	-0,0962	0,6947	0,6276	-0,2615	-0,2471
26	0,2592	0,5793	0,0139	0,0745	0,4551	0,3644	-0,3169	-0,1513
27	0,0819	0,3208	-0,2884	-0,3889	0,2157	0,4092	-0,6429	-0,2776
28	-0,0091	-0,2681	0,0616	-0,2509	-0,0052	0,0899	-0,1869	-0,0708
29	-0,5645	0,8379	0,0814	0,0564	0,1457	-0,1063	0,0920	0,2624
30	0,0051	-0,1999	0,3641	0,2894	0,1773	0,3274	0,2267	0,3219
31	0,6344	0,7499	0,7081	0,6529	0,5689	0,5405	0,2591	0,3206
32	0,3988	0,5437	0,1336	-0,0958	-0,1133	-0,0442	-0,2755	-0,0657
33	0,2799	0,5679	0,3264	0,0393	0,5442	0,4465	0,3192	0,0811
34	-0,2992	-0,0550	0,1886	0,1500	0,1373	0,1029	-0,0520	0,0209
35	0,6543	0,7919	0,4379	0,5283	0,1878	-0,0162	-0,3295	-0,5212
36	0,5708	0,7431	0,3829	0,4071	0,2222	0,4491	0,2082	0,0582
37	-0,4331	0,7494	0,3806	0,2472	0,0092	-0,0796	-0,2657	0,1974
38	-0,4845	-0,5846	0,1192	0,2621	0,1576	0,1991	0,0608	-0,0132
39	-0,3871	0,7594	0,2845	0,3680	0,2003	0,1570	0,0424	0,1533
40	-0,1530	-0,2633	0,1324	0,0934	0,0671	0,0227	-0,0533	-0,2276
41	-0,5548	-0,5716	0,3171	0,4530	-0,1881	-0,1992	-0,5581	-0,5160
42	-0,2102	0,3996	0,2788	0,0278	0,2292	0,1403	0,1852	0,4708
43	0,5726	0,5760	0,3342	0,4059	0,0745	0,0721	-0,1347	-0,0811
44	0,2679	0,0119	0,5203	0,7337	0,1541	0,2446	-0,3730	-0,1416
Promedio	0,3520	0,5284	0,2665	0,2526	0,2638	0,2418	0,2815	0,2662

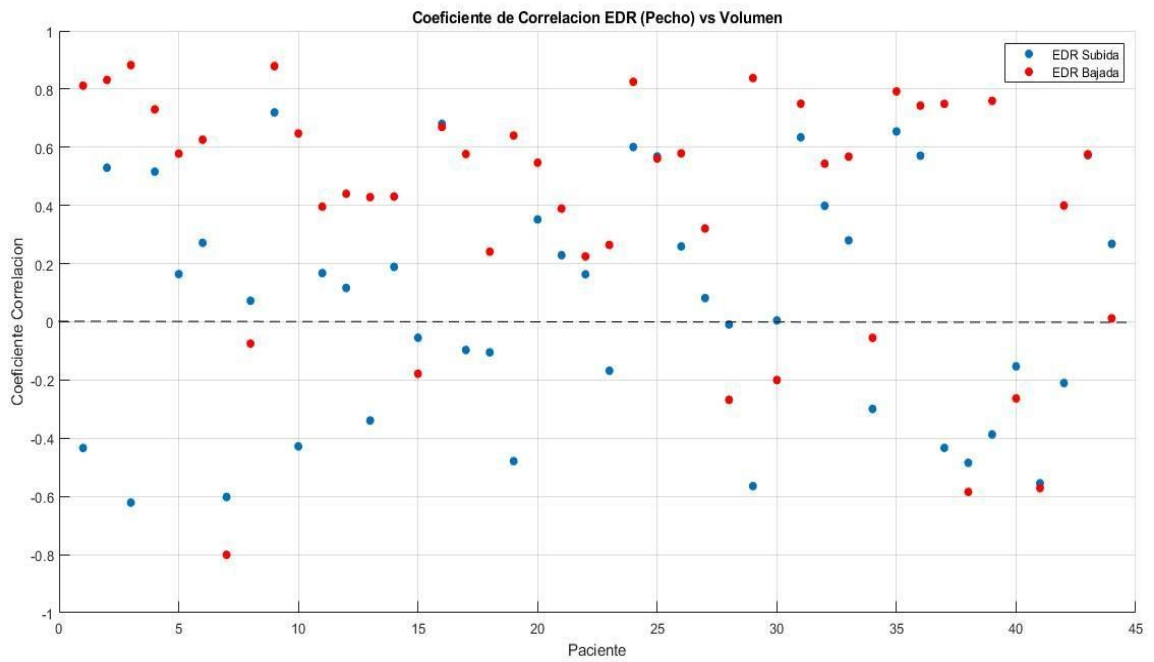


Figura 4.9. Coeficiente de correlación: señal EDR (pecho) vs Volumen

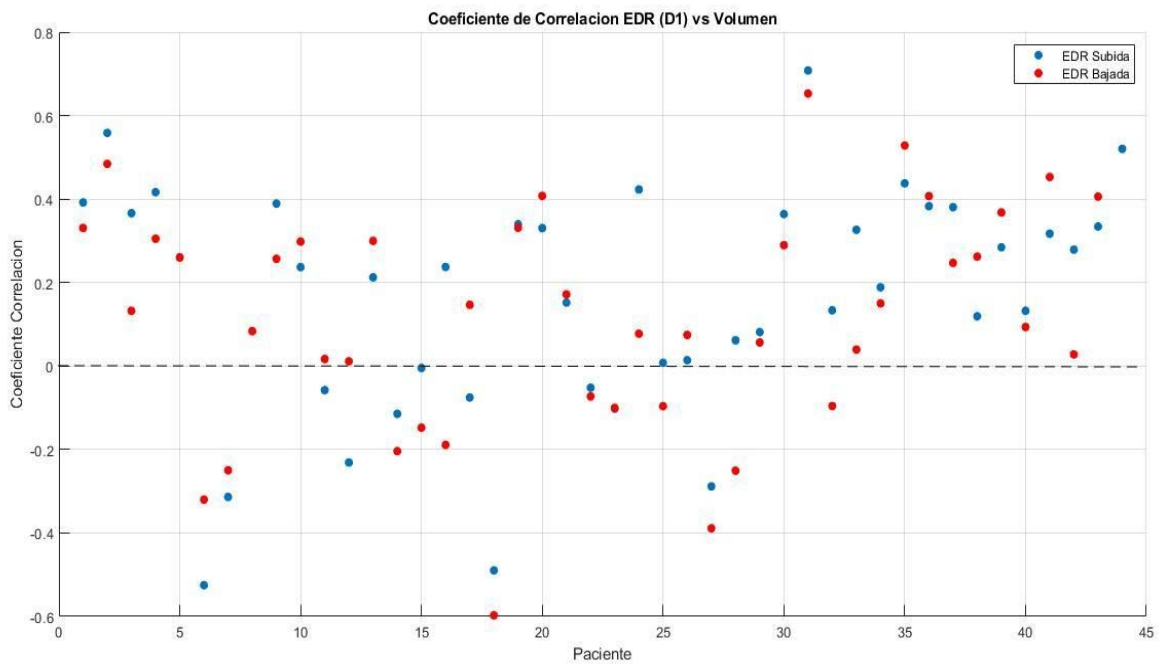


Figura 4.10. Coeficiente de correlación: señal EDR (Derivación 1) vs Volumen

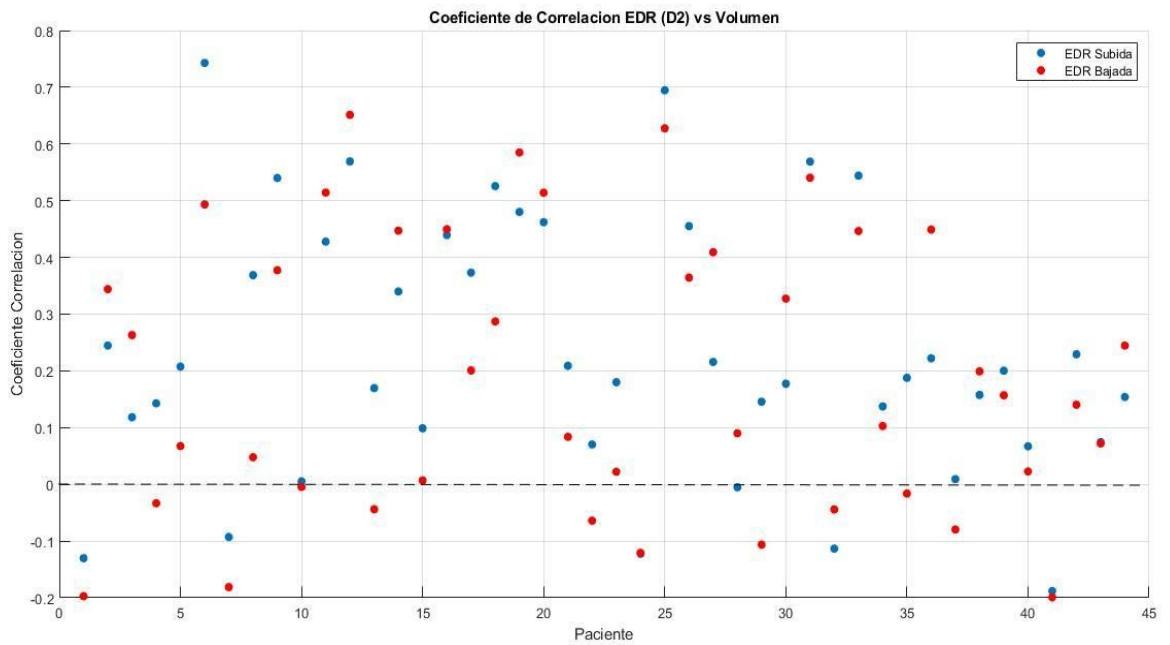


Figura 4.11. Coeficiente de correlación: señal EDR (Derivación 2) vs Volumen

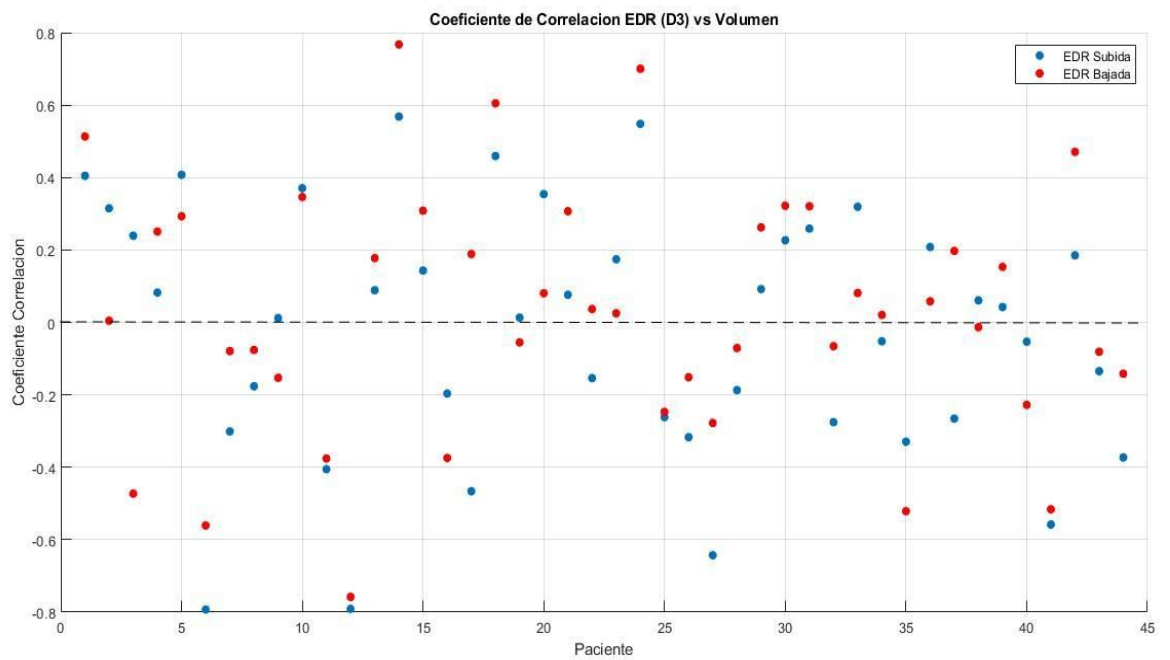


Figura.4.12. Coeficiente de correlación: señal EDR (Derivación 3) vs Volumen

En la Tabla.4.2 se muestra el valor promedio y la desviación estándar del coeficiente de correlación para cada derivación, así como el p-valor resultante de comparar el EDR con pendientes de subida y de bajada. El resultado obtenido para la derivación de pecho muestra un coeficiente de correlación significativamente mayor utilizando las pendientes de bajada que en las de subida $p < 0.0001$ (ver Tabla 4.1).

Tabla.4.2 tabla de p-valor entre EDR de subida y EDR de bajada

	Subida	Bajada	P-Valor
Pecho	0,3520 \pm 0,2070	0,5284 \pm 0,2380	6.255E-07
ECG I	0,2664 \pm 0,1655	0,2526 \pm 0,1744	0,8794
ECG II	0,2638 \pm 0,1907	0,2418 \pm 0,1937	0,2675
ECG III	0,2814 \pm 0,1935	0,2661 \pm 0,2086	0,6323

En cambio, en las derivaciones I, II y III no se observan diferencias estadísticamente significativas en el coeficiente de correlación utilizando las pendientes de subida respecto a las pendientes de bajada.

Al mismo tiempo, tal como se ha reflejado en la Tabla.4.1 los coeficientes de correlación para estas tres derivaciones son más bajos, alrededor de 0,25 aproximadamente.

En la Tabla.4.3 se detallan los p-valores resultantes de las comparaciones cruzadas entre derivaciones, utilizando las pendientes de subida. Según los valores obtenidos, la derivación de pecho muestra una correlación significativamente mayor que las derivaciones I y II (ver también Tabla 4.2). Por el contrario, el resto de derivaciones muestran unas correlaciones similares.

Tabla.4.3 tabla de p-valor de las comparaciones cruzadas (EDR Subida)

Subida	ECG I	ECG II	ECG III
Pecho	0,0063	0,0485	0,1178
ECG I	-	0,6743	0,8063
ECG II	-	-	0,5209

La Tabla.4.5 es lo mismo que la Tabla.4.4 pero para la señal EDR obtenida con las pendientes de bajada. En este caso, se refuerza la diferencias estadísticamente significativas en el coeficiente de correlación de la derivación de pecho con respecto a las otras tres derivaciones.

Tabla.4.5 tabla de p-valor de las comparaciones cruzadas (EDR Bajada)

Bajada	ECG I	ECG II	ECG III
Pecho	1,437E-06	1,437E-06	1,144E-05
ECG I	-	0,4342	0,8886
ECG II	-	-	0,5674

5. Conclusiones

El objetivo principal de este proyecto es la caracterización de la señal respiratoria derivada a partir de la señal cardíaca. Para llevarlo a cabo se ha implementado una metodología que permite obtener dos señales de EDR a partir de las diferentes derivaciones del ECG.

Al mismo tiempo, se ha desarrollado un algoritmo para calcular la señal de volumen respiratorio a partir de la señal de flujo. La señal de volumen ha servido como referencia para evaluar la bondad de la señal EDR estimada. La similitud entre la señal EDR y la señal de volumen respiratorio se ha cuantificado mediante el coeficiente de correlación.

Finalmente, se ha realizado un estudio estadístico para comparar los resultados obtenidos con las distintas formas de estimar el EDR cuando son aplicadas a varias derivaciones del ECG.

Mediante el cálculo del coeficiente de correlación y el estudio estadístico (test de hipótesis) se puede decir que para muchos sujetos se ha obtenido un resultado bueno, es decir, se ha podido estimar la señal respiratoria derivada de la señal electrocardiográfica con éxito.

La señal electrocardiográfica de lead (pecho) es la señal con la que se ha obtenido la señal respiratoria derivada (EDR) que se aproxima a la señal de volumen con más precisión. Es probable que la obtención de la señal ECG del pecho es más estable y preciso que las otras derivaciones. Y la señal EDR caracterizada a partir de las pendientes de bajada presenta el coeficiente de correlación más alto que la señal EDR obtenida a partir de las pendientes de subida.

Además, en el estudio estadístico también, la señal ECG del pecho es la que ha mostrado el mejor resultado, es decir, la correlación que existe entre la señal EDR de subida y la señal EDR de bajada es significativamente alta ($p=6.255E-07$).

Por otra parte, las otras derivaciones (ECG I, ECG II y ECG III) presentan el valor promedio del coeficiente de correlación muy similares entre ellas, 0,26 aproximadamente. Pero esto no significa que se parezcan entre ellas ya que el p-valor calculado en la comparación cruzada es muy alto.

Una extensión futura del trabajo sería realizar el mismo estudio, considerando diferentes posiciones de los sujetos (estado sentado y estado supino), es decir, comparar si el hecho de estar sentado o tumbado puede afectar a la respiración.

Este proyecto ha sido un trabajo muy interesante y profundo. Se ha dedicado muchas horas de trabajo y el hecho de investigar sobre un tema de otra rama de ingeniería ha permitido una gran ampliación de conocimiento.

6. Análisis del impacto ambiental

Respeto al análisis del impacto ambiental no se puede hablar mucho ya que no afecta negativamente en nada al medio ambiente sino implicaría una reducción del número de máquinas a fabricar ya que con un solo aparato (electrocardiógrafo) se puede analizar la señal de ECG y la señal de volumen, es decir, al reducir el consumo de un aparato adicional afectaría positivamente al medio ambiente.

Por otra parte, una mala interpretación de la señal puede causar cualquier tipo de accidente inesperado en la hora de analizar un paciente. Por lo tanto, siempre se tiene que tener mucho cuidado y optimizar el código para evitar los errores que se pueden aparecer.

7. Presupuesto Económico

Para este trabajo se ha requerido un ordenador portátil para poder hacer la programación y para redactar toda la memoria. Se ha podido evitar el coste de Microsoft ya que se ha usado el google docs. Además, se ha usado el programa MatLab 2018 para tratar las señales.

A continuación se explicará detalladamente sobre el presupuesto económico requerido para este estudio.

a) Coste de Material

Los estudiantes pueden beneficiarse de un descuento, como por ejemplo, el pack de MatLab+Simulink y otros toolboxes a 69€ o 35€ solo MatLab. Luego existen diferentes toolboxes y herramientas a 20€ cada producto [3]. En la Tabla.7.1 se muestran los diferentes productos disponibles en la página web oficial de MatLab. En la Tabla.7.2 se presentan los materiales usados por el autor en esta investigación.

Tabla.7.1. Precio de los productos de MatLab disponibles

Producto	Precio
MatLab Estándar (perpetuo)	2000 €
MatLab Estándar (anual)	800 €
MatLab uso doméstico	119 €
MatLab uso educativo (perpetuo)	500 €
MatLab uso educativo (anual)	250 €
Estudiante (Suite)	69 €
Estudiante (Básico)	35 €

Tabla.7.2. Materiales usados en este proyecto y su precio

Producto	Precio
Ordenador portátil: Acer Aspire V3-572G	625,59 € [12]
MatLab uso educativo (anual)	250 €

b) Coste por el trabajo realizado

Se ha realizado un estudio económico sobre el coste por el trabajado realizado por el autor y de los directores de este TFG. El estudiante se considera como un ingeniero junior mientras que los directores se consideran como un ingeniero senior.

Las horas trabajadas por el estudiante incluye las reuniones, la programación (simulación), la redacción de la memoria y la búsqueda de información.

El tiempo trabajado por los directores vienen determinados por las reuniones periódicas para resolver las dudas del autor, la resolución de dudas por vía correo electrónico y el tiempo dedicado en la revisión de la simulación y de la redacción.

Durante el período de trabajo se han realizado 12 reuniones con un tiempo promedio de 50 min, es decir, 600 minutos totales que equivalen a 10 horas.

El autor ha dedicado 150 horas en la programación (programación inicial, corrección de los errores, evaluación de los resultados, etc), 10 horas en las reuniones con los tutores, 15 horas en la búsqueda de información y 60 horas en la redacción (borrador, corrección, revisión por los tutores, etc). En total son 235 horas.

En la Tabla.7.3. se muestran los cálculos realizados:

Tabla 7.3. Cálculo del presupuesto de mano de obra

	Precio por hora (€/hora)	Tiempo trabajado (horas)	Coste Total
Estudiante	20	235	4.700 €
Director	30	40	1.200 €
Co-Director	30	35	1.050 €

El coste total de este proyecto se resumen en la Tabla.7.4.

Tabla 7.4. Coste total

Coste de material	975.59 €
Coste por el trabajo realizado (mano de obra)	6.950 €
Total	7.925,59 €

Bibliografía

Artículos:

- [1] 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*”, *BSICoS group, Universidad de Zaragoza*, 2014. pp. 2072-2083.
- [2] P. H. Charlton “*Extraction of respiratory signals from the electrocardiogram and photoplethysmogram*”, 2017 *Physiol. Meas.* 38 669

Internet:

- [3] Precio de Matlab. Disponible al web:
<https://es.mathworks.com/pricing-licensing.html?prodcode=ML&intendeduse=student>
- [4] Información sobre ECG. Disponible al web:
<https://fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/metodos-diagnosticos/electrocardiograma.html>
- [5] Información sobre ECG. Disponible al web:
<https://cuidateplus.marca.com/enfermedades/enfermedades-vasculares-y-del-corazon/factores-de-riesgo-cardiovascular/2016/03/13/que-electrocardiograma-sirve-110116.html>
- [6] Información sobre el coeficiente de correlación. Disponible al web:
<https://www.superprof.es/apuntes/escolar/matematicas/estadistica/disbidimension/coeficiente-de-correlacion.html>
- [7] Información sobre el test de hipótesis. Disponible al web:
https://es.wikipedia.org/wiki/Contraste_de_hip%C3%B3tesis
- [8] Imagen de las partes de una señal cardíaca. Disponible al web:
http://www.ub.edu/LabFisio/index.php?option=com_content&view=article&id=29&Itemid=148
- [9] Imagen de las diferentes derivaciones de ECG. Disponible al web:
<http://www.ecografiacardiaca.com/electrocardiografia-elemental/derivaciones-electrocardiograficas/>
- [10] Imagen del corazón y la caja torácica. Disponible al web:
<https://preparaninos.com/el-corazon-y-sus-partes-para-ninos/el-corazon-y-caja-toracica-para-ninos/>
- [11] Imagen de la representación de flujo y volumen. Disponible al web:
https://www.researchgate.net/figure/PARAMETROS-EXTRAIDOS-DE-LAS-SENALES-DE-FLUJO-Y-VOLUMEN-R-ESPIRATORIO-A-TIEMPO-DE_fig1_284721089
- [12] Información sobre el ordenador portátil. Disponible al web:
<https://www.pccomponentes.com/acer-aspire-v3-572g-intel-i5-5200u-8gb-1tb-gt840m-156>

Anexo A

1. Detección de los picos QRS

```

%Limpieza de datos
clear all
clc

%Bucle para los 44 sujetos
for j=1:44

%Cargar los datos
if j<10
    load(['C:\Users\user\Desktop\HEALTHY_Sitting\Health_s0',num2str(j),'.mat']);
end
if j>=10
    load(['C:\Users\user\Desktop\HEALTHY_Sitting\Health_s',num2str(j),'.mat']);
end

%Guardar la derivación de ECG deseada
ECG=(H_ECGCs);
%ECG=(H_ECGIs); %Para la derivacion I
%ECG=(H_ECGIIs); %Para la derivacion II
%ECG=(H_ECGIIIs); %Para la derivacion III

%Crear una figura nueva con el ECG representado
figure(j)
plot(ECG)
hold on;

%Detección de los picos R

rpos_aux=nqrsdetect(ECG,250); %Matlab solamente permite la detección de los picos R
rpeak_aux=ECG(rpos_aux); %Amplitud de los picos R

rpos=[];
rpeak=[];
for ni=1:length(rpos_aux)
    range1=ECG([(rpos_aux(ni)-20):(rpos_aux(ni)+20)]); %Cogemos el valor máximo entre el
    range1
    rpeak(ni)=max(range1); %Cuando el pico R se encuentra arriba
    %rpeak(ni)=min(range1); %Cuando el pico R se encuentra abajo
    a=find(ECG==max(range1)); %Cuando el pico R se encuentra arriba
    %a=find(ECG==min(range1)); %Cuando el pico R se encuentra abajo
    rpos(ni)=a;
end
    
```



```

%Correccion las falsas detecciones
rpos_def=[];
rpeak_aux2=[];
no=1;
while (no<length(rpos)-1)
    if(abs(rpos(no)-rpos(no+1))>=130)
        rpos_def(no)=rpos(no);
        no=no+1;
    else
        rango=chest((rpos(no):rpos(no+1)));
        %rpos_def(no)=find(ECG==max(rango));
        rpos_def(no)=find(ECG==min(rango));
        no=no+2;
    end
end
rpos_def=rpos_def(rpos_def>0);
rpeak_aux2=ECG(rpos_def);
R=[rpos_def',rpeak_aux2]; %Matriz con las posiciones y los valores de los picos R

%Detección de los picos Q
qpos=[];
qpeak=[];
for ne=1:length(rpos_def)
    range2=ECG([(rpos_def(ne)-35):rpos_def(ne)]); %Cogemos el valor minimo entre el range2
    qpeak(ne)=min(range2); %Cuando el pico R está arriba y el pico Q abajo
    %qpeak(ne)=max(range2); %Cuando el pico R está abajo y el pico Q arriba
    a2=find(ECG==min(range2)); %Cuando el pico R está arriba y el pico Q abajo
    %a2=find(ECG==max(range2)); %Cuando el pico R está abajo y el pico Q arriba
    qpos(ne)=a2;
end
Q=[qpos',qpeak'];

%Detección de los picos S
spos=[];
speak=[];
for na=1:length(rpos_def)
    range3=ECG([rpos_def(na):(rpos_def(na)+50)]); %Cogemos el valor minimo entre el range3
    speak(na)=min(range3); %Cuando el pico S está abajo y el pico R arriba
    a3=find(chest==min(range3)); %Cuando el pico S está abajo y el pico R
    arriba
    %speak(na)=max(range3); %Cuando el pico R está abajo y el pico S arriba
    %a3=find(chest==max(range3)); %Cuando el pico R está abajo y el pico S arriba
    spos(na)=a3;
end
S=[spos',speak'];

%Representación de los picos QRS sobre la señal ECG
plot(rpos_def,rpeak_aux2,'ro',qpos,qpeak,'go',spos,speak,'yo')

%Limpieza de las variables

```

```
clear ECG rpeak R speak spos qpeak qpos Q qpeak1 qpeak2 c d i S speak1 speak2 rpos
    qpeak_def Qpos_def rpeak_def Rpos_def speak_def Spos_def ni ne na
end

clear all
close all
```

2. Cálculo de las pendientes

```
%Limpieza
clear all
clc
%Bucle para los 44 sujetos
for p=1:44

    figure(p), plot(ECG), hold on

    %Creamos vectores vacios para guardar la posición y el valor de cada
    %pendiente (mx1 posición de la pendiente de subida, my1 amplitud de la
    %pendiente de subida, mx2 y my2 lo mismo pero para la pendiente de
    %bajada)

    mx1=[]; , my1=[]; , mx2=[]; , my2=[];

    for v=1:(length(Q))
        range1=chest([Q(v,1)]:[R(v,1)]); %definición de los intervalos Q-R y R-S
        range1_pos=[Q(v,1)]:[R(v,1)];
        range2=chest([R(v,1)]:[S(v,1)]);
        range2_pos=[R(v,1)]:[S(v,1)];

        d1=diff(range1); , k=1; , n1=0; , mx_1=0; , my_1=0;

        %Loop para escoger la pendiente máxima de cada onda, creamos este loop porque la función
        max() nos busca la posición donde está el valor máximo.
        for k=1:length(d1)
            n2=abs(d1(k));
            if n2>n1
                n1=n2;
                my_1=range1(k);
                mx_1=range1_pos(k);
            end
        end
        %Guardar los puntos n (max pendiente) en la matriz mx y my
        mx1(v)=mx_1; , my1(v)=my_1;

        d2=diff(range2);
        k2=1; , n3=0; , mx_2=0; , my_2=0;
        for k2=1:length(d2)
            n4=abs(d2(k2));
```



```

        if n4>n3
            n3=n4;
            my_2=range2(k2);
            mx_2=range2_pos(k2);
        end
    end
    mx2(v)=mx_2; , my2(v)=my_2;
end

% Representación de las pendientes sobre la señal ECG
hold on
plot(mx1,my1,'go',mx2,my2,'ro')

clear mx1 mx2 my1 my2 d1 k n1 mx_1 my_1 d2 k2 n1 n2 n3 n4 mx_2 my_2 range1
range1_pos range2 range2_pos Q R S v ECG H_ECGCs
end

close all
clear all

```

3. Representación de la señal EDR (interpolación)

```

clear all
clc

for todo=1:44

%Definicion de variables auxiliares para pasar el Dominio de muestreo a tiempo
Fs=250; %Frecuencia de registro
muestras=length(ECG); %número total de muestras
t=muestras/Fs; % muestras/(muestras/segundos) =segundos

%Eliminar los puntos que pasan por 0, algun error pero ahora los ignoramos
mx1z = mx1(mx1>0); , my1z = my1(mx1>0);
mx2z = mx2(mx2>0); , my2z = my2(mx2>0);

k=1;
n=length(mx1z);
while k<=n
j=1;
while j<=n
if k~=j
if mx1z(k)==mx1z(j)
mx1z(j)=[];
my1z(j)=[];
n=length(mx1z);
end
end
j=j+1;
end
end

```

```

k=k+1;
end

k=1;
n=length(mx2z);
while k<=n
j=1;
while j<=n
if k~=j
if mx2z(k)==mx2z(j)
mx2z(j)=[];
my2z(j)=[];
n=length(mx2z);
end
end
j=j+1;
end
k=k+1;
end

Fsi=4; %Frecuencia de Interpolación 4Hz
ti1= 0:1/Fsi:max(mx1z/Fs);
ti2 = 0:1/Fsi:max(mx2z/Fs);

%Interpolación tipo Spline
my1i = interp1(mx1z/Fs,my1z,ti1,'spline');
my2i = interp1(mx2z/Fs,my2z,ti2,'spline');

%Representación de las 2 gráficas para comparar
figure(todo)

ax(1)=subplot(211);
plot(ti1,my1i,'r-'), title('EDR Subida'), xlabel('time(s)'), ylabel('amplitud(unidad)')

ax(2)=subplot(212);
plot(ti2,my2i,'r-'), title('EDR Bajada'), xlabel('time(s)'), ylabel('amplitud(unidad)')

linkaxes(ax,'x')

subplot(211),grid on,
subplot(212),grid on

clear tiempo t mx1z my1z mx2z my2z ti1 ti2 my1i my2i ECG j k mx1 mx2 my1 my2 n

end
close all

```

4. Detección del cruce por cero

```

clear all
clc

for f=1:44
    %Cargar los datos
    load(['path',num2str(f),'.mat']);

    flujo=(H_FLWs);

    %Vector para guardar la posición y el valor cuando la muestra de FLWs pasa
    %por cero
    cruce_por_cero_x1=[];
    cruce_por_cero_y1=[];

    cruce_por_cero_x2=[];
    cruce_por_cero_y2=[];

    %Cruce por cero es cuando hay un cambio de signo
    for loop=1:(length(flujo)-1)
        compare=flujo(loop);
        compare2=flujo(loop+1);
        if (sign(compare) ~= sign(compare2))
            cruce_por_cero_y1(loop)=flujo(loop);
            cruce_por_cero_x1(loop)=loop;
            cruce_por_cero_y2(loop)=flujo(loop+1);
            cruce_por_cero_x2(loop)=loop+1;

        end
    end

    cruce_por_cero_x=[];
    cruce_por_cero_y=[];

    for loop2=1:length(cruce_por_cero_x1)

        x1=cruce_por_cero_x1(loop2);
        x2=cruce_por_cero_x2(loop2);

        y1=cruce_por_cero_y1(loop2);
        y2=cruce_por_cero_y2(loop2);

        %Escogemos el punto que está más cerca del 0
        if abs(y1)>abs(y2)
            cruce_por_cero_x(loop2)=x2;
            cruce_por_cero_y(loop2)=y2;
        else

```

```

        cruce_por_cero_x(loop2)=x1;
        cruce_por_cero_y(loop2)=y1;
    end
end

int_cruce_por_cero_x=cruce_por_cero_x(0<cruce_por_cero_x);

pendiente=diff(flujo);

if int_cruce_por_cero_x(1)>1
    int_cruce_por_cero_x_2=pendiente(int_cruce_por_cero_x-1);
else
    int_cruce_por_cero_x_2=pendiente(int_cruce_por_cero_x);
end

cruce_por_cero_x_up=[];
cruce_por_cero_x_down=[];
e1=1;
%Repartir los cruces por cero en pendiente de subida y de bajada
if int_cruce_por_cero_x_2(1)<0
    while e1<length(int_cruce_por_cero_x)
        cruce_por_cero_x_down(e1)=int_cruce_por_cero_x(e1);
        cruce_por_cero_x_up(e1)=int_cruce_por_cero_x(e1+1);
        e1=e1+2;
    end
else
    while e1<length(int_cruce_por_cero_x)
        cruce_por_cero_x_down(e1)=int_cruce_por_cero_x(e1+1);
        cruce_por_cero_x_up(e1)=int_cruce_por_cero_x(e1);
        e1=e1+2;
    end
end
cruce_por_cero_x_up=cruce_por_cero_x_up(cruce_por_cero_x_up>0);
cruce_por_cero_x_down=cruce_por_cero_x_down(cruce_por_cero_x_down>0);

% Eliminamos los errores
u=1;
pendiente_bajada=[]; , pendiente_subida=[];

cruce_por_cero_x_up_def=[];
cruce_por_cero_x_down_def=[];
e2=1;
flujo2=diff(flujo);

while e2<=(length(cruce_por_cero_x_down)-1)

    aux1=cruce_por_cero_x_up(e2);
    aux2=cruce_por_cero_x_down(e2);

    if e2<(length(cruce_por_cero_x_down))

```



```

aux1_1=cruce_por_cero_x_up(e2+1);
aux2_1=cruce_por_cero_x_down(e2+1);
end

if (abs(aux1-aux2)>8) % && (abs(aux1-aux2_1)>5)

%corrección de los errores
aux_pendiente_bajada_1=flujo2(cruce_por_cero_x_down(e2));
aux_pendiente_subida_1=flujo2(cruce_por_cero_x_up(e2));
aux_pendiente_bajada_2=flujo2(cruce_por_cero_x_down(e2)+1);
aux_pendiente_subida_2=flujo2(cruce_por_cero_x_up(e2)+1);
if (e2>1)
    aux_pendiente_bajada_3=flujo2(cruce_por_cero_x_down(e2)-1);
    aux_pendiente_subida_3=flujo2(cruce_por_cero_x_up(e2)-1);
end
% aux_pendiente_bajada_4=flujo2(cruce_por_cero_x_down(e2)+3);
% aux_pendiente_subida_4=flujo2(cruce_por_cero_x_up(e2)+3);

%if (sign(aux_pendiente_bajada_1) == sign(aux_pendiente_bajada_2) ==
sign(aux_pendiente_bajada_3) == sign(aux_pendiente_bajada_4)) &&
(sign(aux_pendiente_subida_1) == sign(aux_pendiente_subida_2) ==
sign(aux_pendiente_subida_3) == sign(aux_pendiente_subida_4))
    if ((sign(aux_pendiente_bajada_1) ==
sign(aux_pendiente_bajada_2)) || (sign(aux_pendiente_bajada_1) ==
sign(aux_pendiente_bajada_3))) && ((sign(aux_pendiente_subida_1) ==
sign(aux_pendiente_subida_2)) || ((sign(aux_pendiente_subida_1) ==
sign(aux_pendiente_subida_3))))

        if (abs(aux1-aux2_1)>5)
            cruce_por_cero_x_down_def(e2)=aux2;
            cruce_por_cero_x_up_def(e2)=aux1;
            e2=e2+1;
        else
            cruce_por_cero_x_down_def(e2)=aux2;
            cruce_por_cero_x_up_def(e2)=aux1_1;
            e2=e2+2;
        end
    else
        e2=e2+1;
    end
else
    e2=e2+1;
end
end
cruce_por_cero_x_up_def=cruce_por_cero_x_up_def(cruce_por_cero_x_up_def>0);
cruce_por_cero_x_down_def=cruce_por_cero_x_down_def(cruce_por_cero_x_down_def>0);

%Representación gráfica
figure(f)
plot(flujo)
hold on

```

```

plot(cruce_por_cero_x_up_def, flujo(cruce_por_cero_x_up_def), 'ro', cruce_por_cero_x_down_def,
flujo(cruce_por_cero_x_down_def), 'go')

clear cruce_por_cero_x1 cruce_por_cero_y1 cruce_por_cero_x2 cruce_por_cero_y2 loop compare
compare2 loop2 x1 x2 y1 y2 aux1 aux2 cruce_por_cero_x_up_def cruce_por_cero_x_down_def
flujo int_cruce_por_cero_x int_cruce_por_cero_x_2 pendiente

end

```

5. Representación de la señal de Volumen

```

clear all
clc
for final=1:1
    load(['path', '_sit.mat']);

    flujo2= cumsum(flujo);
    c=cruce_por_cero_x_up_def;

    %Cuando tenemos los puntos en un mismo vector calculamos la pendiente de cada cruce
    pendiente_cruce=[];

    for z=1:(length(c)-1)
        %Calculo de la pendiente de la recta que une los dos cruces por cero
        pendiente_cruce(z) = (flujo2(c(z+1))-flujo2(c(z)))/(c(z+1)-c(z));
    end

    %Buscamos el valor de 'V' por cada punto de cada intervalo

    for intervalo=1:(length(c)-1)
        i2=c(intervalo);
        V(i2)=flujo2(c(intervalo));
        i3=0;
        for intervalo2=(c(intervalo)): (c(intervalo+1)-1)
            V(i2+1)=flujo2(c(intervalo))+pendiente_cruce(intervalo)*(i3+1);
            i2=i2+1;
            i3=i3+1;
        end
    end

    V=V';
    Volumen=[];
    for last=1:length(V)
        Volumen(last)=flujo2(last)-V(last);
    end
end

```

```

figure(final)
plot(Volumen)
hold on
plot(flujo,'r') %para comparar
xlabel('muestras')
ylabel('amplitud(unidad)')
grid on

clear flujo2 flujo pendiente_cruce cruce_por_cero_x_down_def cruce_por_cero_x_up_def
Volumen intervalo intervalo2 last V i2 i3 z

end

close all

```

6. Interpolación de la señal de Volumen

```

clear all
clc
for final=1:44

load(['path_volumen',num2str(final),'sit.mat']);
load(['path_EDR',num2str(final),'_sit.mat']);

%Ahora pasamos a dominio de tiempo la señal de volumen
FsECG = 250; %frecuencia de ECG
Fs=10; %frecuencia de flujo
muestras=length(flujo);
t=muestras/Fs;

Fsi=4; %Frecuencia de Interpolación 4Hz
%ti1= 0:1/Fsi:(length(flujo)/Fsi);
ti1_flow= 0:1/Fsi:max(mx1z/FsECG);
ti2_flow= 0:1/Fsi:max(mx2z/FsECG); %Para pendiente de bajada

t_vol=1:length(Volumen);
my1i_flow = interp1(t_vol/Fs,Volumen(t_vol),ti1_flow,'spline');
my2i_flow = interp1(t_vol/Fs,Volumen(t_vol),ti2_flow,'spline'); %Para pendiente de bajada

figure(final)
plot(ti1_flow,my1i_flow)
%plot(ti2_flow,my2i_flow) %Para pendiente de bajada

clear final flujo flujo2 Fs Fsi i2 i3 intervalo intervalo2 last pendiente_cruce t t1 tiempo
V Volumen z t_vol my1i_flow ti1_flow

end

clear all
close all

```

7. Coeficiente de correlación

```

clear all
clc
paciente=[];
r=[];
r2=[];
r3=[];
r4=[];
r5=[];
r6=[];
r7=[];
r8=[];

%EDR_Chest
for final=1:44
    load(['EDR_Subida_vs_Volumen',num2str(final),'sit.mat']);
    load(['EDR_Bajada_vs_Volumen',num2str(final),'sit.mat']);

    %Coeficiente de Correlacion
    paciente(final)=final;
    r(final)=corrcoef(myli_2'/max(myli_2),myli_flow_2'/max(myli_flow_2));
    r2(final)=corrcoef(my2i_2'/max(my2i_2),my2i_flow_2'/max(my2i_flow_2));
    clear myli_2 myli_flow_2 ti_1 ti1_flow_2
end

%EDR_D1
for final=1:44
    load(['EDR_Subida_vs_Volumen',num2str(final),'sit.mat']);
    load(['EDR_Bajada_vs_Volumen',num2str(final),'sit.mat']);

    %Coeficiente de Correlacion
    r3(final)=corrcoef(myli_2'/max(myli_2),myli_flow_2'/max(myli_flow_2));
    r4(final)=corrcoef(my2i_2'/max(my2i_2),my2i_flow_2'/max(my2i_flow_2));
    clear myli_2 myli_flow_2 ti_1 ti1_flow_2
end

%EDR_D2
for final=1:44
    load(['EDR_Subida_vs_Volumen',num2str(final),'sit.mat']);
    load(['EDR_Bajada_vs_Volumen',num2str(final),'sit.mat']);

    %Coeficiente de Correlacion
    r5(final)=corrcoef(myli_2'/max(myli_2),myli_flow_2'/max(myli_flow_2));
    r6(final)=corrcoef(my2i_2'/max(my2i_2),my2i_flow_2'/max(my2i_flow_2));
    clear myli_2 myli_flow_2 ti_1 ti1_flow_2
end

%EDR_D3
for final=1:44

```



```

load(['EDR_Subida_vs_Volumen',num2str(final),'sit.mat']);
load(['EDR_Bajada_vs_Volumen',num2str(final),'sit.mat']);

%Coeficiente de Correlacion
r7(final)=corrcoef(myli_2'/max(myli_2),myli_flow_2'/max(myli_flow_2));
r8(final)=corrcoef(my2i_2'/max(my2i_2),my2i_flow_2'/max(my2i_flow_2));
clear myli_2 myli_flow_2 ti_1 ti1_flow_2
end

paciente=paciente';
r=r'; , r2=r2'; , r3=r3'; , r4=r4';
r5=r5'; , r6=r6'; , r7=r7'; , r8=r8';

lista_Chest=[paciente,r,r2]; %Num.Paciente+Subida+Bajada (Chest)
lista_Deriva_1=[paciente,r3,r4]; %Num.Paciente+Subida+Bajada (Deriva I)
lista_Deriva_2=[paciente,r5,r6]; %Num.Paciente+Subida+Bajada (Deriva II)
lista_Deriva_3=[paciente,r7,r8]; %Num.Paciente+Subida+Bajada (Deriva III)

figure(1)
scatter(paciente,r,'filled') %Subida
hold on
scatter(paciente,r2,'filled','r') %Bajada
title('Coeficiente de Correlacion EDR (Pecho) vs Volumen')
xlabel("Paciente")
ylabel("Coeficiente Correlacion")
grid on
savefig('Coeficiente de Correlacion EDR (Chest) & Volumen');
close

figure(2)
scatter(paciente,r3,'filled') %Subida
hold on
scatter(paciente,r4,'filled','r') %Bajada
title('Coeficiente de Correlacion EDR (D1) vs Volumen')
xlabel("Paciente")
ylabel("Coeficiente Correlacion")
grid on
savefig('Coeficiente de Correlacion EDR (D1) & Volumen');
close

figure(3)
scatter(paciente,r5,'filled') %Subida
hold on
scatter(paciente,r6,'filled','r') %Bajada
title('Coeficiente de Correlacion EDR (D2) vs Volumen')
xlabel("Paciente")
ylabel("Coeficiente Correlacion")

```

```

grid on
savefig('Coeficiente de Correlacion EDR (D2) & Volumen');
close

figure(4)
scatter(paciente,r7,'filled') %Subida
hold on
scatter(paciente,r8,'filled','r') %Bajada
title('Coeficiente de Correlacion EDR (D3) vs Volumen')
xlabel("Paciente")
ylabel("Coeficiente Correlacion")
grid on
savefig('Coeficiente de Correlacion EDR (D3) & Volumen');
close

clear all
clc

```

8. Estudio estadístico (Test de hipótesis)

```

%Cálculo de p-valor entre EDR_Subida y EDR_Bajada

figure, plot(abs(lista_Chest(:,1)),abs(lista_Chest(:,2)),'o')
hold on, plot(abs(lista_Chest(:,1)),abs(lista_Chest(:,3)),'*r')
grid on
title('Chest')

figure, plot(abs(lista_Deriva_1(:,1)),abs(lista_Deriva_1(:,2)),'o')
hold on, plot(abs(lista_Deriva_1(:,1)),abs(lista_Deriva_1(:,3)),'*r')
grid on
title('Derivacion I')

figure, plot(abs(lista_Deriva_2(:,1)),abs(lista_Deriva_2(:,2)),'o')
hold on, plot(abs(lista_Deriva_1(:,2)),abs(lista_Deriva_2(:,3)),'*r')
figure, plot(abs(lista_Deriva_2(:,1)),abs(lista_Deriva_2(:,2)),'o')
hold on, plot(abs(lista_Deriva_2(:,1)),abs(lista_Deriva_2(:,3)),'*r')
grid on
title('Derivacion II')

figure, plot(abs(lista_Deriva_3(:,1)),abs(lista_Deriva_3(:,2)),'o')
hold on, plot(abs(lista_Deriva_3(:,1)),abs(lista_Deriva_3(:,3)),'*r')
grid on
title('Derivacion III')

%Cálculo de p-valor de las comparaciones cruzadas (EDR_Subida)

```

```
p_Chest_Deriva_1_S = signrank(abs(lista_Chest(:,2)),abs(lista_Deriva_1(:,2)))
p_Chest_Deriva_2_S = signrank(abs(lista_Chest(:,2)),abs(lista_Deriva_2(:,2)))
p_Chest_Deriva_3_S = signrank(abs(lista_Chest(:,2)),abs(lista_Deriva_3(:,2)))
p_Deriva_1_Deriva_2_S = signrank(abs(lista_Deriva_1(:,2)),abs(lista_Deriva_2(:,2)))
p_Deriva_1_Deriva_3_S = signrank(abs(lista_Deriva_1(:,2)),abs(lista_Deriva_3(:,2)))
p_Deriva_2_Deriva_3_S = signrank(abs(lista_Deriva_2(:,2)),abs(lista_Deriva_3(:,2)))
```

```
%Cálculo de p-valor de las comparaciones cruzadas (EDR_Bajada)
```

```
p_Chest_Deriva_1_B = signrank(abs(lista_Chest(:,3)),abs(lista_Deriva_1(:,3)))
p_Chest_Deriva_2_B = signrank(abs(lista_Chest(:,3)),abs(lista_Deriva_2(:,3)))
p_Chest_Deriva_3_B = signrank(abs(lista_Chest(:,3)),abs(lista_Deriva_3(:,3)))
p_Deriva_1_Deriva_2_B = signrank(abs(lista_Deriva_1(:,3)),abs(lista_Deriva_2(:,3)))
p_Deriva_1_Deriva_3_B = signrank(abs(lista_Deriva_1(:,3)),abs(lista_Deriva_3(:,3)))
p_Deriva_2_Deriva_3_B = signrank(abs(lista_Deriva_2(:,3)),abs(lista_Deriva_3(:,3)))
```

<página en blanco>