

5229

Análisis y desarrollo de métodos para la detección de apneas en electrocardiograma

Autor: Alejandro Rodríguez Ibáñez.

Director: Xavier Roca Marva.

Co-Director: Eduard Montseny Masip

Índice

- Introducción.
- Estado del arte.
- Objetivos del proyecto.
- Variables fisiológicas de estudio.
- Relación entre ECG y Respiración.
- La apnea.
- Procesado de la señal cardiaca.
- Resultados.
- Conclusiones y posibles mejoras.

Introducción

- Según el último estudio de la DGT, una de las mayores causas de accidentes de tráfico es la somnolencia al volante.
- La apnea por lucha es un indicador de que el conductor está pasado de una fase de lucha a una fase de somnolencia.
- Existe la necesidad de encontrar un método para evaluar la somnolencia de un conductor mediante métodos no invasivos, utilizando variables fisiológicas que se puedan obtener con sensores sin contacto.

Estado del arte

- Métodos utilizados:

- Polisomnografía

- Es la **técnica más completa** y precisa para estudiar el sueño.
- Electrodo invasivos y necesita un especialista que analice los registros.
- No es posible realizar un análisis fuera de un centro hospitalario.



- Señal de esfuerzo torácico:

- Banda plestiomográfica ubicada alrededor del tórax -menos invasiva-. no existe sensor sin contacto.
- La señal debe ser filtrada adecuadamente (ruido recibido -movimiento, vibraciones...-).
- Se considera una señal suficientemente **fiable para utilizarla como señal del control**.

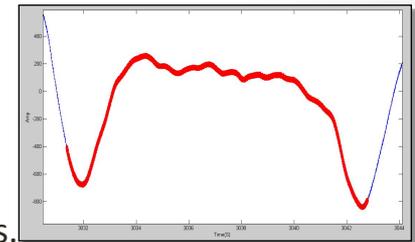
- Análisis de variabilidad de la frecuencia cardíaca:

- Métodos espectrales.

- Es un buen método para **estudiar al detalle las causas que originan la variabilidad del ritmo cardíaco** y todos los factores que la modulan.
- Es complicado determinar los umbrales de alta y baja frecuencia.
- Los excesos de artefactos en la secuencia RR penalizan la fiabilidad del método.

- Métodos estadísticos.

- **Método más utilizado** para el diagnóstico del ritmo cardíaco.
- **Versatilidad y robustez**.
- Hay índices muy sensibles a artefacto.
- Su fiabilidad depende de la cantidad de información que analicemos.



Objetivos del proyecto

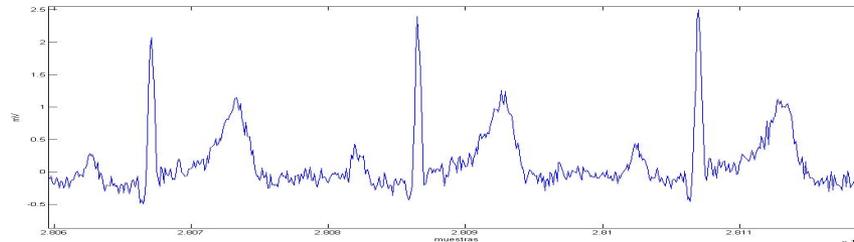
El **objetivo principal** del proyecto es la detección de apneas sobre señal cardíaca (ECG) para estimar somnolencia en sujetos que están llevando a cabo una tarea compleja (conducción)

Para ello se ha establecido unos **objetivos específicos**:

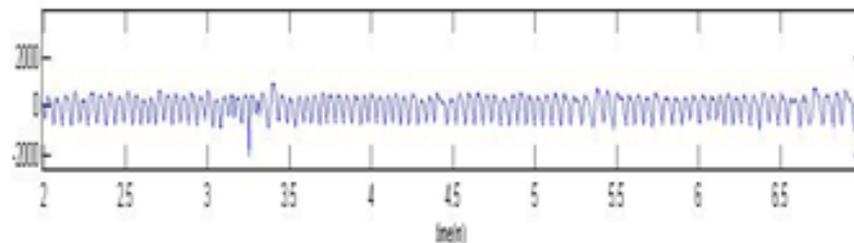
- Extracción de la secuencia RR a partir del ECG.
- Selección de las regiones de lucha (contienen apneas) y vigilia (no contienen apneas) en la señal respiratoria (Gold Standard del análisis)
- Estudio estadístico de la secuencia RR en dichas regiones de lucha y vigilia.
- Estudiar como afecta la apnea por lucha en de la secuencia RR.
- Caracterización de la apnea por lucha.
- Desarrollo de algoritmos.

VARIABLES FISIOLÓGICAS PARA EL ESTUDIO

- Es necesario contar con señales fisiológicas que experimenten cambio de amplitud y frecuencia en estado de vigilia y somnolencia.
- **Electrocardiograma (ECG)** -señal a analizar-.

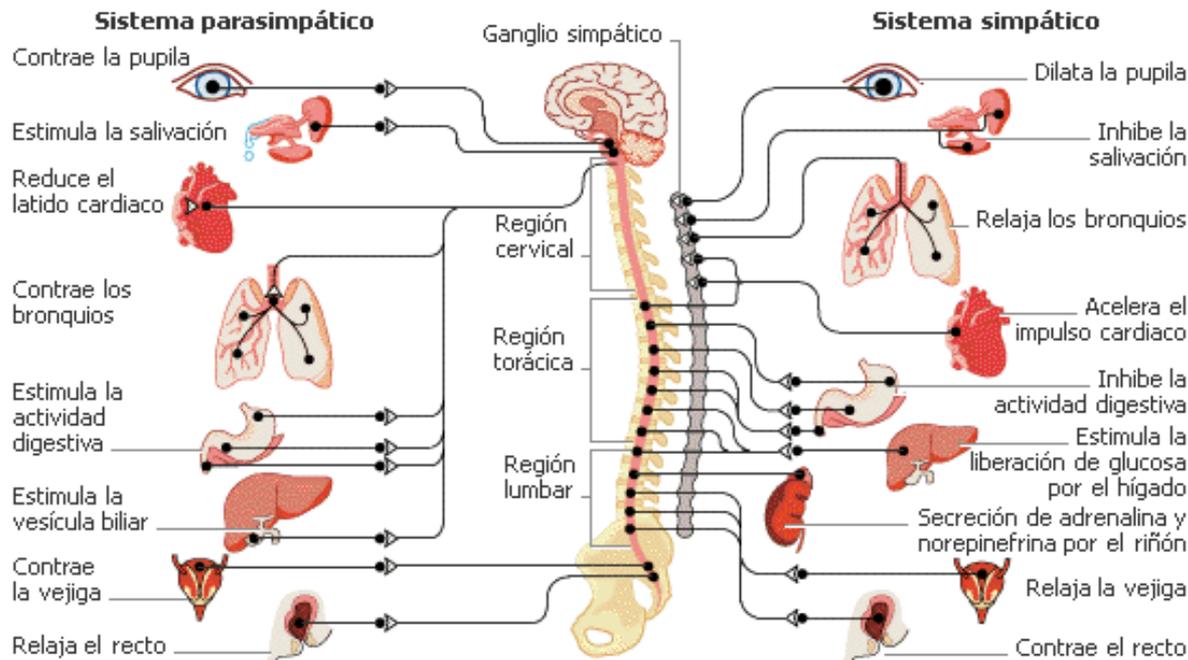


- **Señal de esfuerzo torácico** -señal de control-.



Relación entre la señal cardíaca ECG y la señal respiratoria

- Tanto la señal de ECG como la señal respiratoria esta regidas por la acción del sistema Nervioso autónomo (SNA)
- El SNA está dividido en dos:
 - **Sistema simpático:** Está dirigido a mantener la vigilia y actividad.
 - **Sistema parasimpático o vagal:** Está dirigido a la relajación del cuerpo.
- El balance entre los dos SNA provoca la lucha del organismo para no quedarse dormido y esto se traduce en **variabilidad** en las variables fisiológicas que controlan.



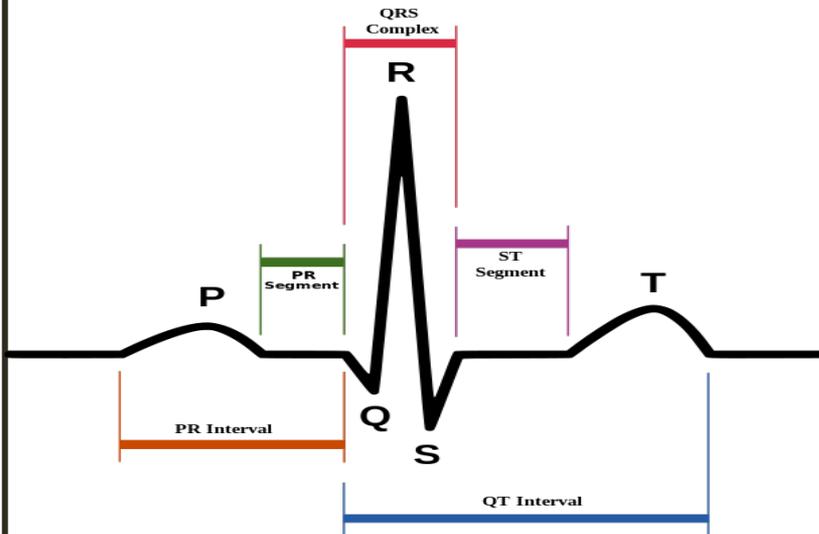
Relación entre la señal cardiaca ECG y la señal respiratoria

- Al estar regida por el SNA, las variaciones en la señal de ECG se ve reflejadas en la señal respiratoria y viceversa.
- En el caso de la somnolencia mientras realizamos tareas complejas, la aparición de apneas indica un estado de paso de vigilia a somnolencia que puede comprometer la seguridad del sujeto.
- Para este proyecto se ha diseñado un algoritmo que detecta apneas en la señal cardiaca con el objetivo de liberar al usuario de la banda pletismográfica.
- A continuación se hará una breve introducción a la señal cardiaca.

Morfología de la señal ECG

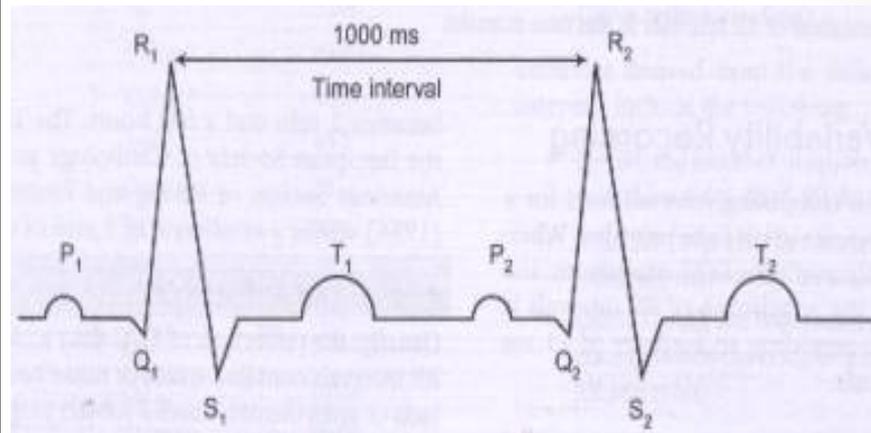
Señal de ECG en crudo

- Refleja el ciclo eléctrico del corazón.
- Consiste en una onda P, un complejo QRS -Contracción ventricular, latido- y una onda T.



Procesado realizado para la detección de somnolencia

- Se calcula la secuencia RR que es una señal derivada de el ECG.
- Es el tiempo entre dos latidos (picos R) consecutivos.
- Se utiliza para estimar la variabilidad del ritmo cardiaco.



La apnea

- Se define como el **cese momentáneo de la respiración** durante un intervalo de tiempo determinado.
- Se pueden clasificar por:
 - **Patológica:** cuando su duración es **mayor a 10 segundos**
 - Obstructiva: Excesiva relajación de los músculos del cuello -provoca ronquidos-.
 - Central: Incapacidad cerebral para enviar impulsos a los músculos que controlan la respiración.
 - Mixta: Comienza como central y termina como obstructiva.
 - **No patológica:** cuando su duración es **menor a 10 segundos**
 - Apnea por lucha: Apnea que aparece provocada por la lucha del sistema vagal y el sistema simpático.

Propuesta detección de somnolencia en señal de ECG

Para la detección de apneas sobre la señal cardiaca, llevaremos a cabo los siguientes pasos:

- Filtrado de la señal ECG para eliminar ruido.
- Obtención de la secuencia RR de la señal filtrada.
- Estudio de la variabilidad de las regiones de lucha y de vigilia, con el fin de encontrar una heurística que nos ayude a diferenciarlas.
- Estudio de las consecuencias de la apnea en la secuencia RR y su caracterización.
- Clasificación de apneas en las regiones de lucha según los criterios característicos estudiados en el punto anterior.

Para realizar el análisis de señales se dispone de una base de datos de 8 ensayos proporcionados por Ficosa, de los cuales se han descartado 6 debido a la alta somnolencia inicial registrada.

Procesado de la señal cardiaca

- El procesado de la señal cardiaca para la detección de apneas se compone de:
 - **Módulo de Preprocesado o acomodamiento de la señal de ECG**
 - Bloque de filtrado
 - Bloque de erosión
 - **Módulo de Procesado**
 - Bloque Obtención de la secuencia RR
 - Bloque de detección de apneas
 - Función de Caracterización de la señal
 - Función de Detección regiones de lucha
 - Función de Detección de apneas dentro de la región de lucha

Procesado de la señal cardiaca

- El procesado de la señal cardiaca para la detección de apneas se compone de:

- **Módulo de Preprocesado o acomodamiento de la señal de ECG**

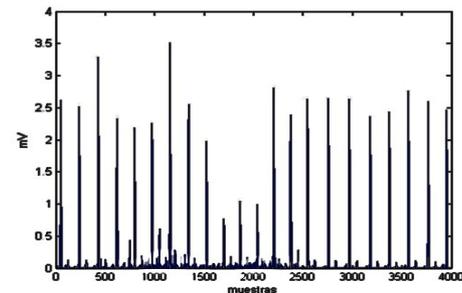
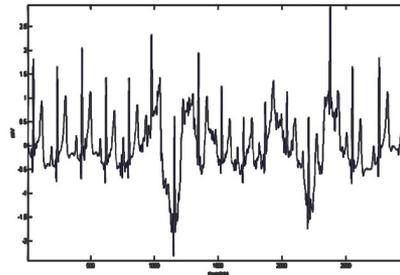
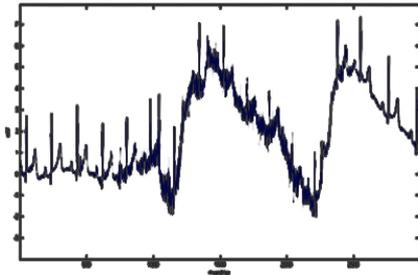
- Bloque de filtrado
- Bloque de erosión

- **Módulo de Procesado**

- Bloque Obtención de la secuencia RR
- Bloque de detección de apneas
 - Función de Caracterización de la señal
 - Función de Detección regiones de lucha
 - Función de Detección de apneas dentro de la región de lucha

Módulo de preprocesado o Acomodamiento de la señal ECG

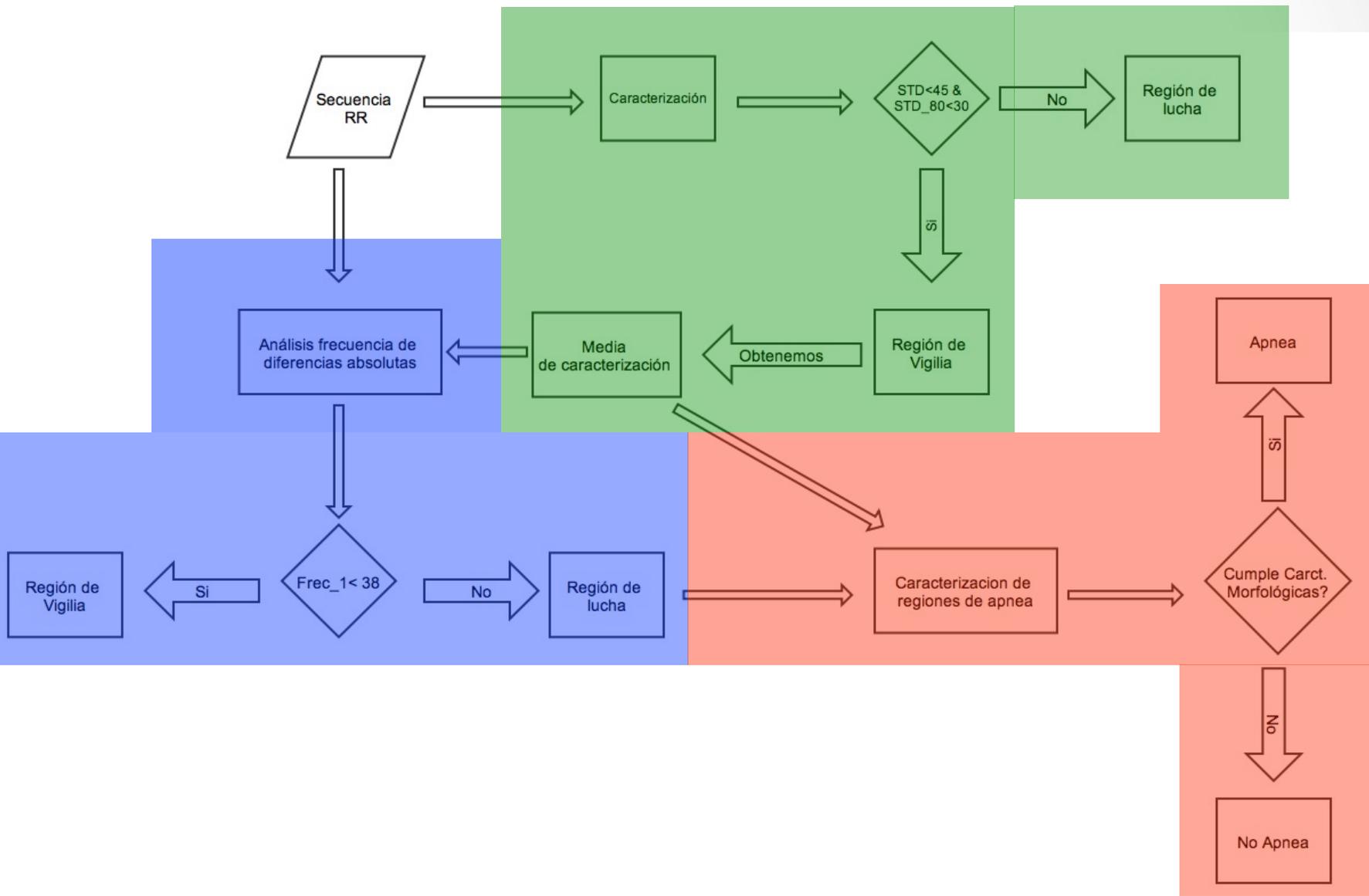
- Comprende los siguientes bloques:
 - Bloque de Filtrado de la señal:
 - Filtro pasabanda de Butterworth de orden 2.
 - Frecuencias de corte $w_0=0.5$ y $w_1=25$.
 - De este modo eliminamos ruido de baja frecuencia (Respiración y derivas de base) y alta frecuencia (Red y movimiento muscular).
 - Bloque de Erosión de la señal:
 - Función derivada: Para resaltar pendientes.
 - Elevar al cuadrado: Para resaltar el pico R.



Procesado de la señal cardiaca

- El procesado de la señal cardiaca para la detección de apneas se compone de:
 - **Módulo de Preprocesado o acomodamiento de la señal de ECG**
 - Bloque de filtrado
 - Bloque de erosión
 - **Módulo de Procesado**
 - Bloque Obtención de la secuencia RR
 - Bloque de detección de apneas
 - Función de Caracterización de la señal
 - Función de Detección regiones de lucha
 - Función de Detección de apneas dentro de la región de lucha

Procesado de la señal cardiaca- esquema del módulo de procesado

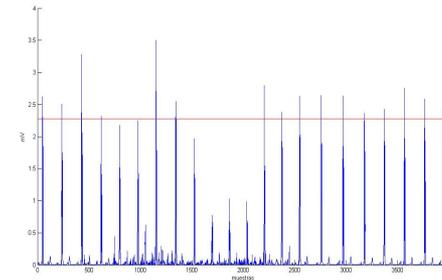


Procesado de la señal cardiaca

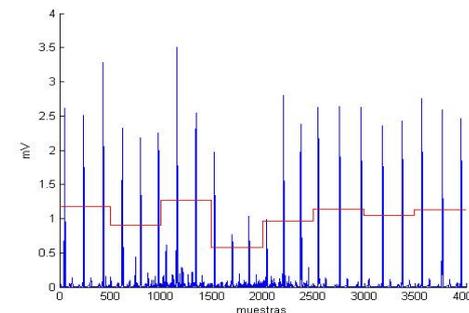
- El procesado de la señal cardiaca para la detección de apneas se compone de:
 - **Modulo de Preprocesado o acomodamiento de la señal de ECG**
 - Bloque de filtrado
 - Bloque de erosión
 - **Modulo de Procesado**
 - Bloque Obtención de la secuencia RR
 - Bloque de deteccion de apneas
 - Función de Caracterizqcion de la señal
 - Función de Deteccion regiones de lucha
 - Función de Deteccion de apneas dentro de la region de lucha

Modulo de procesado: bloque de obtención de secuencia RR

- Mediante umbral simple.
 - Se obtiene el umbral mediante una proporción del máximo de la región.
 - Muy complicado calibrar el umbral.
 - Se obtienen, de todos modos, demasiados FP y FN.



- Mediante umbral adaptativo.
 - Se obtiene dividiendo en ventanas de 2 segundos y calculando un umbral propio para cada ventana.
 - Umbral más flexible.
 - Se reduce enormemente los FP y FN.



Procesado de la señal cardiaca

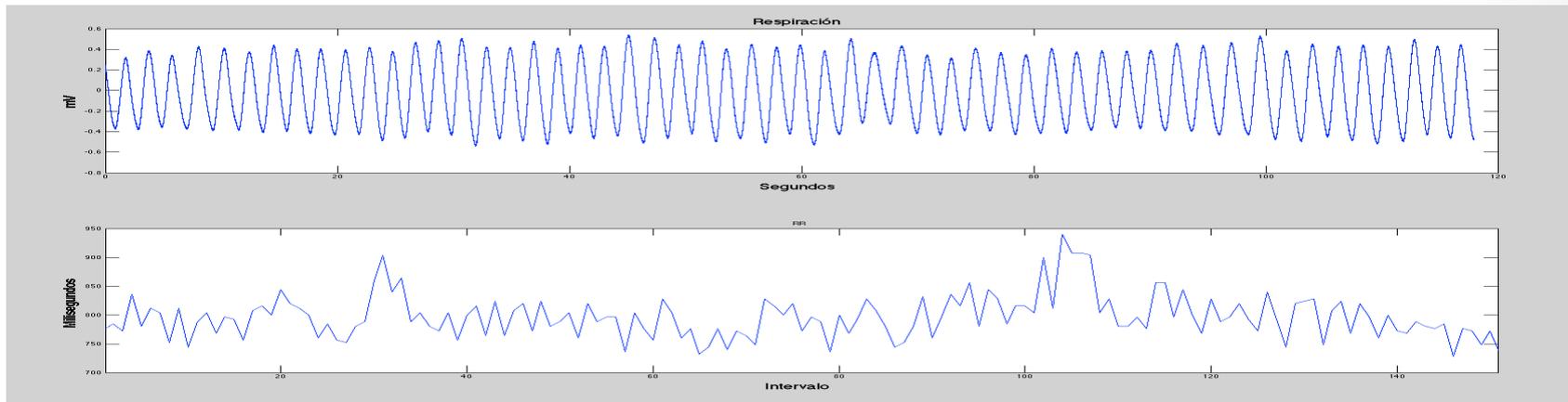
- El procesado de la señal cardiaca para la detección de apneas se compone de:
 - **Módulo de Preprocesado o acomodamiento de la señal de ECG**
 - Bloque de filtrado
 - Bloque de erosión
 - **Módulo de Procesado**
 - Bloque Obtención de la secuencia RR
 - Bloque de detección de apneas
 - Función de Caracterización de la señal
 - Función de Detección regiones de lucha
 - Función de Detección de apneas dentro de la región de lucha

Modulo de procesado: Función de Caracterización

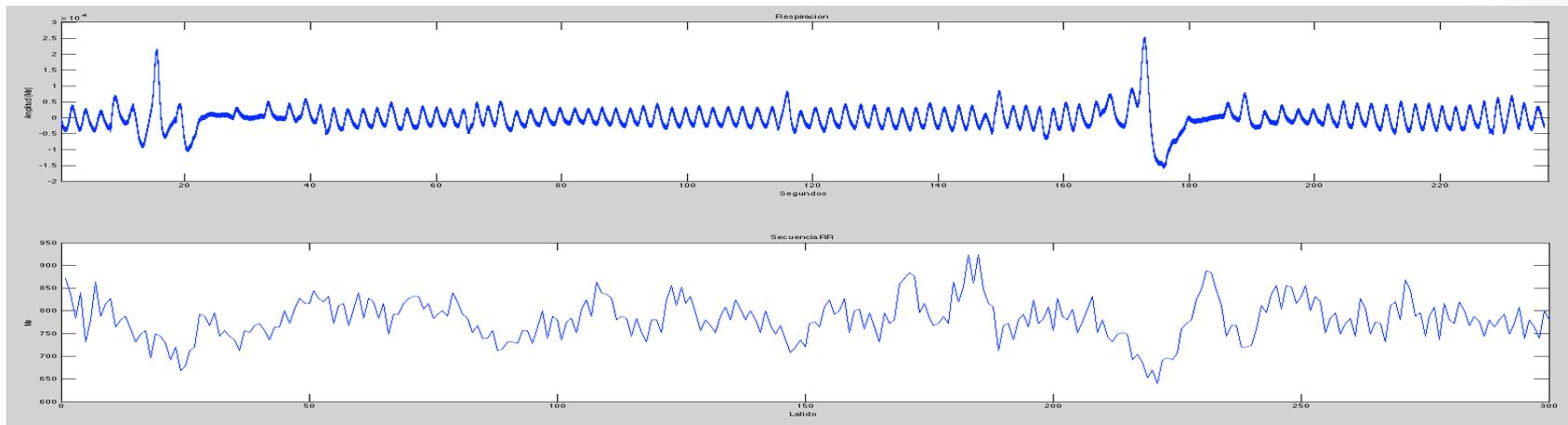
- Objetivo: Conocer la frecuencia cardiaca del usuario en vigilia, proceso fundamental para diseñar un algoritmo robusto y que se adapte a cada usuario.
- Para ello se calculan índices estadísticos que cuantifiquen la variabilidad de la señal, entre los que destacamos:
 - AVRR.
 - SDRR / SDRR_80.
 - pNN50.

Obtención de las regiones de vigilia y de lucha

- Región de vigilia.



- Región de lucha.



Módulo de procesado: Función de Caracterización

Índices	Media región de Vigilia	Vigilia/Lucha	Media región de Lucha
AVRR (ms)	796,73	1,02	778,18
SDRR (ms)	39,55	0,69	57,03
Var (ms)	1571,00	0,48	3281,33
Moda (ms)	792,00	1,01	782,67
Freq_Mod	15,00	0,90	16,67
Rango_rr (ms)	228,00	0,52	439,33
HRV_index	16,27	0,90	18,01
SDRR_80 (ms)	796,03	1,03	775,97
STD_80 (ms)	25,34	0,87	29,15
var_80 (ms)	644,84	0,73	889,20
max_80 (ms)	845,33	1,02	832,00
min_80 (ms)	752,00	1,04	720,00
Pnn50 (ms)	0,25	1,60	0,16

- **SDRR y SDRR_80** nos aportan la máxima información. Se establecen unos umbrales acorde a la tabla anterior:
 - Umbral SDRR= 45.
 - Umbral SDRR_80=30.

Módulo de procesado: Función de Caracterización

- El algoritmo recorre con una ventana deslizante de 300 latidos todo el ensayo, calculando los índices estadísticos y comparándolos con los umbrales.
 - Si $SDRR < 45$ & $SDRR_{80} < 30$: Posible ventana de vigilia.
 - Si $SDRR \geq 45$ & $SDRR_{80} \geq 30$: Posible ventana de lucha.
- De las ventanas clasificadas como vigilia, se calcula la AVRR de caracterización.

Procesado de la señal cardiaca

- El procesado de la señal cardiaca para la detección de apneas se compone de:
 - **Módulo de Preprocesado o acomodamiento de la señal de ECG**
 - Bloque de filtrado
 - Bloque de erosión
 - **Módulo de Procesado**
 - Bloque Obtención de la secuencia RR
 - Bloque de detección de apneas
 - Función de Caracterización de la señal
 - Función de Detección regiones de lucha
 - Función de Detección de apneas dentro de la región de lucha

Módulo de procesado: Función de detección de regiones de lucha

- Estudio de la distribución de frecuencias de los intervalos de diferencias absolutas normalizadas.
- Las diferencias absolutas, en nuestro caso, es la diferencia en milisegundos entre dos intervalos RR consecutivos. Se normalizan con la AVRR de caracterización y se clasifican en intervalos.
- Se calcula la frecuencia de aparición de cada uno de los intervalos con el fin de obtener un histograma propio de cada tipo de región (Vigilia y Lucha).

Modulo de procesado: Función de detección de regiones de lucha

- Comparativa entre regiones.

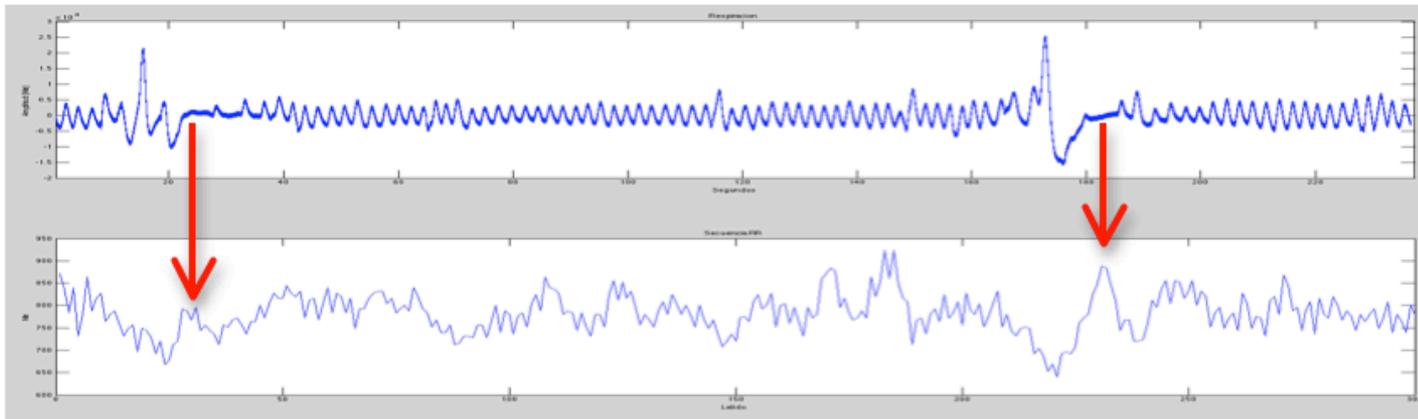
Intervalos de diferencias	MEDIA ZONA LUCHA		COMPARATIVA		MEDIA ZONA VIGILIA
	Frecuencia	$\Sigma Frec_Rel$		$\Sigma Frec_Rel$	Frecuencia
	Relativa		LUCHA/VIGILIA		Relativa
0 – 0,01	0,0570	60,42	1,9106	35,66	0,0298
0,01-0,02	0,1463		1,8421		0,0794
0,02-0,03	0,2316		2,1343		0,1085
0,03-0,04	0,1694		1,2199		0,1388
0,04-0,05	0,1339	23,11	0,9751	25,78	0,1373
0,05-0,06	0,0973		0,8071		0,1205
0,06-0,07	0,0559	15,55	0,5484	38,08	0,1019
0,07-0,08	0,0422		0,4129		0,1021
0,08-0,09	0,0282		0,3889		0,0725
0,09-0,1	0,0181		0,4362		0,0414
0,1-0,11	0,0053		0,1237		0,0432
0,11-0,12	0,0060		0,3005		0,0198
0,12-0,13	0,0039	0,90	2,4894	0,47	0,0016
0,13-0,14	0,0012		0,7404		0,0016
0,14-0,15	0,0013		0,8204		0,0016
0,15-0,16	0,0026		INF		0,0000

Procesado de la señal cardiaca

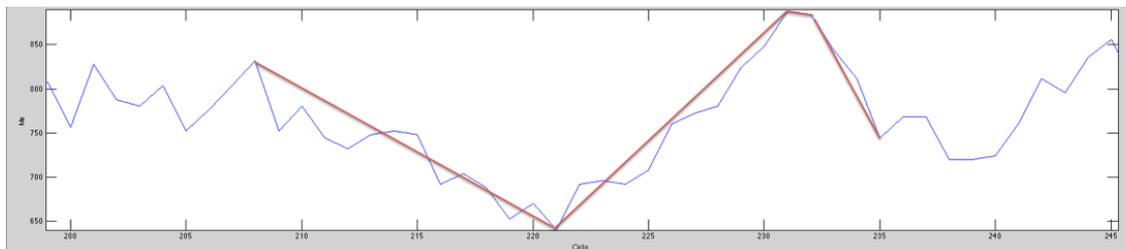
- El procesado de la señal cardiaca para la detección de apneas se compone de:
 - **Modulo de Preprocesado o acomodamiento de la señal de ECG**
 - Bloque de filtrado
 - Bloque de erosión
 - **Modulo de Procesado**
 - Bloque Obtención de la secuencia RR
 - Bloque de detección de apneas
 - Función de Caracterización de la señal
 - Función de Detección regiones de lucha
 - Función de Detección de apneas dentro de la región de lucha

Módulo de procesamiento: función de Detección de apneas dentro de las regiones de lucha

- Búsqueda de apneas en las regiones de lucha detectadas en el módulo anterior.

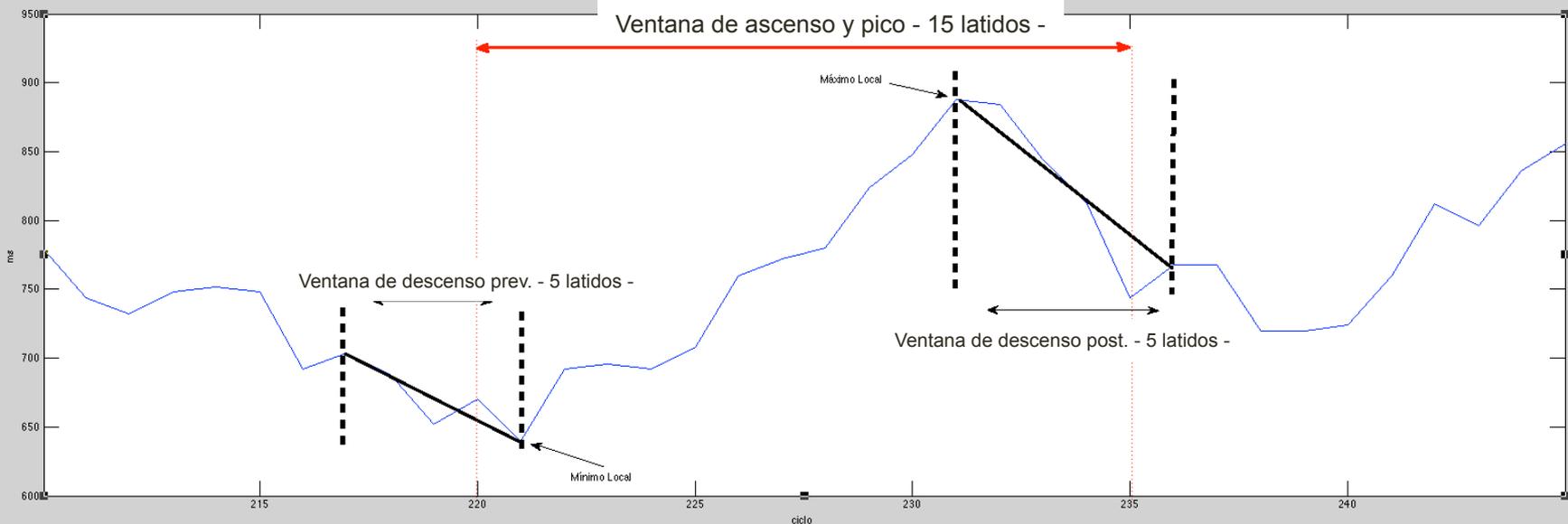


- Búsqueda de características comunes en las apneas encontradas.



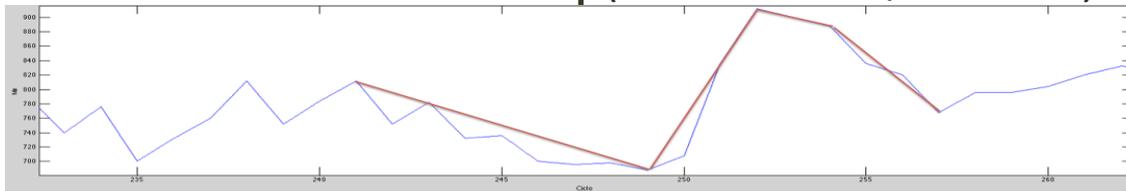
Módulo de procesado: función de Detección de apneas dentro de las regiones de lucha

- Detección de 3 regiones:
 - Región de ascenso y máximo local (pico) - Ventana de 15 segundos.
 - Región de descenso previo a apnea - Ventana de 5 segundos.
 - Región de descenso posterior - Ventana de 5 segundos.
- De cada región se calcula los siguientes parámetros:
 - Intervalo de ascenso / descenso.
 - Incremento / decremento de altura.
 - Velocidad de incremento / decremento.

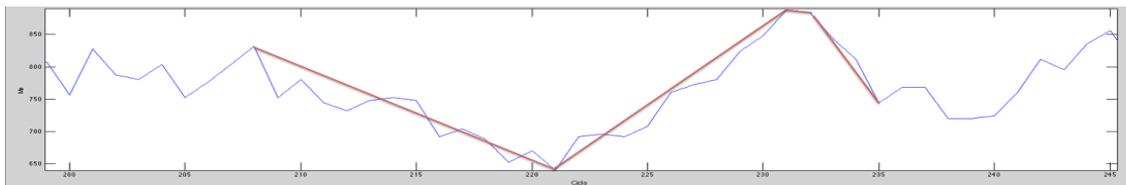


Módulo de procesado: función de Detección de apneas dentro de las regiones de lucha

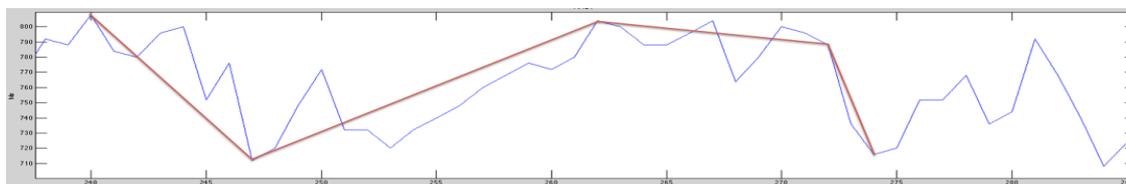
- Clasificación de las apneas en tres grupos según la velocidad de incremento de la región de ascenso.
- Es debido a la alta variabilidad entre los parámetros calculados.
- Grupo 1: Velocidad de incremento \uparrow (más de 30 ms/intervalo)



- Grupo 2: Velocidad de incremento estándar (entre 20 y 30 ms/intervalo)



- Grupo 3: Velocidad de incremento \downarrow (entre 8 y 20 ms/intervalo)



Validación de los algoritmos

- Los resultados se comparan con la GoldStandard -vector generado por el especialista en sueño- y se calculan los siguientes índices:

$$\textit{Sensibilidad} = \frac{VP}{VP + FN}$$

$$\textit{Especificidad} = \frac{VN}{VN + FP}$$

$$\textit{Fiabilidad} = \frac{\#Aciertos}{\#Total\ de\ ventanas}$$

Resultados

- a) Detección de regiones de lucha
- b) Detección de apneas

Resultados del algoritmo de detección de regiones de lucha

- Ensayo nº11
 - Matriz de confusión

ALARMA/GS	VIGILIA	LUCHA
Vigilia	7	0
Lucha	7	6

- Índices

INDICE	VALOR
Verdadero Negativo	7
Verdadero Positivo	6
Falso Positivo	7
Falso Negativo	0
Fiabilidad	0.65
Sensibilidad	1
Especificidad	0.5

Resultados del algoritmo de detección de regiones de lucha

- Ensayo nº16
 - Matriz de confusión

ALARMA/GS	VIGILIA	LUCHA
Vigilia	8	1
Lucha	3	3

- Índices

INDICE	VALOR
Verdadero Negativo	8
Verdadero Positivo	3
Falso Positivo	3
Falso Negativo	1
Fiabilidad	0.73
Sensibilidad	0.75
Especificidad	0.72

Resultados del algoritmo de clasificación de apneas

- Ensayo nº11
 - Matriz de confusión.

ALARMA/GS	No Apnea	Apnea
No Apnea	337	0
Apnea	33	10

- Índices

ÍNDICE	VALOR
Verdadero Negativo	337
Verdadero Positivo	10
Falso Positivo	33
Falso Negativo	0
Fiabilidad	0,91
Sensibilidad	1
Especificidad	0,91

Resultados del algoritmo de clasificación de apneas

- Ensayo nº16
 - Matriz de confusión.

ALARMA/GS	No Apnea	Apnea
No Apnea	243	1
Apnea	66	11

- Índices

INDICE	VALOR
Verdadero Negativo	243
Verdadero Positivo	11
Falso Positivo	66
Falso Negativo	1
Fiabilidad	0,79
Sensibilidad	0,91
Especificidad	0,78

Conclusiones

- Las conclusiones extraídas después de la realización del proyecto son las siguientes:
 - Se ha obtenido secuencias RR robustas, ya que cuentan con una tasa de error menor al 0.5%. Se considera el método como válido para señal con y sin ruido.
 - En la detección de regiones de vigilia, se han obtenido resultados positivos y esperados. Se obtiene una sensibilidad cercana al 100%, ya que en los dos ensayos solo se obtiene un FN. La especificidad, en cambio, es del 50% en el ensayo nº11 y del 72% en el ensayo nº16. Son resultados esperados ya que era prioritario no obtener FN a obtener FP. Se considera el método válido, pero mejorable.
 - En la clasificación de apneas, se han detectado todas las apneas excepto una -21-, obteniendo una sensibilidad media cercana al 100%, mientras que en total se obtienen 99 FP, lo que penaliza la especificidad media hasta un 80%. Pese a que el algoritmo tiene líneas de mejora, se considera que es posible caracterizar morfológicamente la secuencia RR.

Posibles mejoras

- Se proponen las siguientes mejoras:
 - Mayor número de ensayos para entrenamiento y validación del algoritmo.
 - Revisión de la heurística de clasificación de apneas para mejorar la especificidad del algoritmo.
 - Obtener una mayor base de datos de apneas.
 - Análisis con diferentes tamaño de ventana.
 - Buscar un método mejor para estimar el tamaño de la planura de los picos.
 - Adaptar el algoritmo para analizar la señal de ECG recibida en tiempo real.

¡Muchas gracias por su atención!