

ESCUELA POLITÉCNICA DEL EJÉRCITO

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

PROYECTO DE GRADO PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERÍA

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO PARA
DETECCIÓN DE APNEAS DEL SUEÑO, BASADO EN SEÑALES
RESPIRATORIAS DERIVADAS DE ELECTROCARDIOGRAMA”

MÓNICA ALEXANDRA RUIZ QUINTEROS

SANGOLQUÍ - ECUADOR

2012

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente proyecto de grado titulado: "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO PARA DETECCIÓN DE APNEAS DEL SUEÑO, BASADO EN SEÑALES RESPIRATORIAS DERIVADAS DE ELECTROCARDIOGRAMA" ha sido desarrollado en su totalidad por la señorita MÓNICA ALEXANDRA RUIZ QUINTEROS con CI: 1718336652, bajo nuestra dirección.

Atentamente

ING. FLAVIO PINEDA.
DIRECTOR

ING. DERLIN MOROCHO.
CODIRECTOR

RESUMEN

Este proyecto tiene como finalidad diseñar e implementar un algoritmo de detección de apneas del sueño basado en señales respiratorias derivadas de electrocardiograma, en este caso se utiliza la variabilidad de ritmo cardíaco (Intervalo RR) y su respectivo análisis espectral. Se busca reducir el número de análisis que en la actualidad a efectos de diagnóstico, respecto de los empleados en la Polisomnografía (PSG), actual estándar de facto para la diagnóstico del Síndrome de apnea obstructiva del sueño.

Las señales han sido extraídas de la base de datos de libre distribución Apnea-ECG Database. Esta base de datos fue elaborada por el PhysioNet/Computers in Cardiology Challenge 2000.

Para el estudio frecuencial se analiza el comportamiento de la señal de variabilidad de ritmo cardíaco ante un tramo con apnea y sin apnea en el rango de frecuencias 0.01 -0.04Hz. Finalmente se detecta el Síndrome de apneas obstructivas de sueño a partir de la Variabilidad de ritmo cardíaco y el cálculo de la densidad espectral de potencia de la señal en el rango de frecuencias propuesto, cumpliendo el objetivo principal, detectar la apnea obstructiva del sueño a partir de señales derivadas del ECG, haciendo que no sea necesario recurrir a un estudio polisomnográfico.

DEDICATORIA

A mis padres, Franco y Nancy por el inmenso amor, por su sabiduría y sus cuidados, los amaré eternamente y sé que desde su cielo me acompañan y me envían la fuerza que necesito cada día.

A Cristina, por los sacrificios, por convertirse en mi madre, por apoyarme, por creer en mí, por su fuerza y coraje, por ser mi amiga y compañera, porque siento enorme orgullo por ella.

A Paúl por su comprensión, su ternura y valentía.

A David con amor y gratitud, por ser un gran hombre y entregarme su confianza, por el orgullo y admiración que siento por él.

A Doménica, Paula y Paúl, porque siempre serán una luz en mi vida.

AGRADECIMIENTO

A mis padres, Franco y Nancy, por la hermosa vida que tuve junto a ellos, por estar conmigo siempre, por darme su amor, su cariño y bendición, por enseñarme que los sueños y el amor todo lo pueden, que su fuerza traspasa las barreras incluso más allá de la vida, por acompañarme y guiarme, por ser el mejor ejemplo de lucha.

A mi padre Franco, porque siempre me hizo sentir que soy la luz de su vida, su muñeca y que mi inteligencia podía alcanzarlo todo, porque los números fueron mi pasión gracias a él, porque me enseñó a leer y el valor de los libros, porque me enseñó a soñar.

Mi agradecimiento infinito a Cristina, mi hermana, por el apoyo incondicional en todo este tiempo, por ser una gran mujer, porque gracias a su esfuerzo pude continuar, por ser valiente y decidida, por quererme tanto que muchas veces sacrificó y dejó su vida de lado por darle estabilidad y seguridad a la mía, por ser buena, mi paz, mi tranquilidad y porque la amo y respeto con todo mi corazón.

A mi hermano Paúl, por el cuidado y paciencia que tuvo con mi papi, por su apoyo, por su cariño, por ser un gran hombre y un gran padre, por el amor que nos tenemos y por sus abrazos que siempre reconfortan.

A David, por el amor y cuidado que me ha entregado, porque en este proceso ha sido un gran apoyo y creyó en mí incansablemente, por la paciencia, por ser el remanso en donde encuentro la calma para los momentos difíciles, porque me dio su

hombro para llorar, porque mis días junto a él han sido maravillosos, para él, mi amor y agradecimiento.

A Noemi, Angelito y Margarita porque me han dado un gran regalo, su amor, su familia y su hogar, son los ángeles que cuidan de mi vida, se han convertido en mis padres aquí en la tierra y mi cariño y respeto por ellos es inagotable, pido a la vida me conceda tenerlos a nuestro lado largo tiempo y entregarles el mismo amor y cuidado que han tenido ellos conmigo.

A mis hermanas Kat y Andrea por formar parte de mi vida, por ser un gran apoyo, por creer en mí, por darme todo su cariño sin condición, por estar a mi lado en momentos muy duros, por quererme tanto como yo a ellas.

A Hildita, por ser una gran mujer, por saber que cuento con ella, su apoyo y cariño han sido parte fundamental en este camino.

A Daniel, Esteban y Ricardo por que los cuatro fuimos y seremos un gran equipo, porque no solo fueron compañeros y amigos, son mi familia y me entregaron su apoyo incansablemente, gracias por todas las aventuras vividas, por cuidarme, protegerme y preocuparse por mí.

A la familia Medina que nos acogió y nos ha dado un gran espacio en sus vidas, gracias por su cariño.

A mis maestros, por entregarme sus conocimientos y guiarme en esta carrera y a todos los amigos que la vida universitaria me dio, siempre fueron una alegría en mi vida.

PROLOGO

El cuerpo humano es una gran fuente de potenciales bioeléctricos que son susceptibles a ser medidos, y que proporciona gran información del comportamiento y salud del mismo, lo asombroso de esta actividad es que nuestro propio cuerpo nos da la oportunidad de encontrar las anomalías, patologías o trastornos que sufrimos a través de estas mediciones. El Electrocardiograma cumple con esta descripción y nos permite conocer el funcionamiento del Sistema Cardiovascular, las gráficas de esta técnica nos deja ver sus características de onda y se ha encontrado una estrecha relación con el funcionamiento del Sistema Respiratorio. Gracias a ello en esta oportunidad podemos encontrar un método de detección para la Apnea Obstructiva del Sueño , un padecimiento que afecta a mucha gente y que su diagnóstico significa costos altos, pues es necesario que se lleven a cabo en lugares específicos como centros de investigación de trastornos del sueño y en nuestro país existen muy pocos de ellos.

Para la realización del algoritmo que detecte este padecimiento se utilizará una de las señales respiratorias derivadas de Electrocardiograma como es la EDR basada en la variabilidad del ritmo cardíaco que de acuerdo a estudios comparativos de éstas señales con mediciones respiratorias reales del flujo aéreo nasal se concluye que es válida para utilizarse para la detección de apneas. Con el análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco a partir de las señales ECG monitoreadas durante varias horas en pacientes que presentan esta patología a través de la implementación de un algoritmo se podrá tener un sistema que permita a los médicos únicamente utilizar la información del electrocardiograma de su paciente para diagnosticar si sufre o no de ésta afección y así eliminar el complicado procedimiento de la polisomnografía que en la actualidad se requiere.

El presente proyecto de tesis surge ante la necesidad de incursionar en el área de la Medicina y el desarrollo de estudios que relacionen la Ingeniería Electrónica con la Ingeniería Biomédica, gracias al impacto con el que hoy en día se presenta en el mundo entero, buscando nuevos principios y técnicas de ingeniería aplicadas en la medicina que permitan el diseño y construcción de tecnología como son equipos médicos, prótesis, dispositivos de diagnóstico y de terapia.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	1
PROLOGO	11
GLOSARIO.....	13
CAPITULO 1.....	1
1. INTRODUCCIÓN A LOS PRINCIPIOS FISIOLÓGICOS	1
1.1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.2. FISIOLOGIA CARDIOVASCULAR.....	1
1.3. FISIOLOGIA RESPIRATORIA.....	14
1.4. RESPIRACION.....	16
1.5. TRASTORNOS DEL SUENO.....	18
1.6. SINDROME DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUENO	21
CAPITULO 2.....	33
2. MATERIALES Y ESTADO DEL ARTE.....	33
2.1. LA SENAL RESPIRATORIA EN LA PRÁCTICA CLINICA	34
2.2. ANÁLISIS DE TRABAJOS CIENTIFICOS Y PROCEDIMIENTOS PARA ESTUDIO Y DETECCIÓN DE SAOS	36
2.3. ANÁLISIS DE REGISTRO DE DATOS DE SAOS.....	44
CAPITULO 3.....	48

3.2.	PREPROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ECG	50
3.3.	EXTRACCION DE CARACTERISTICAS	54
3.4.	ESTABLECIMIENTO DEL MÉTODO DE ANÁLISIS DE LAS SEÑALES RESPIRATORIAS (EDR)	59
3.5.	ESTUDIO TEMPORAL (CORRELACIÓN CRUZADA).....	62
3.6.	ESTUDIO FRECUENCIAL	63
3.7.	ALGORITMO DE DETECCIÓN DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO.....	65
3.8.	DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ALGORITMO DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO	66
CAPITULO 4.....		67
4.IMPLEMENTACION DEL ALGORITMO DE DETECCION DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO.....		67
4.1.	ANÁLISIS DE SOFTWARE DE DESARROLLO.....	67
4.2.	DIAGRAMA DE FLUJO DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DE SAOS.....	69
4.3.	DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO	70
4.4.	IMPLEMENTACION ALGORITMO DETECCION APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO	82
CAPITULO 5.....		88
5. EVALUACION DE RESULTADOS.....		88
5.1.	ESTUDIO TEMPORAL.....	88
5.2.	ESTUDIO FRECUENCIAL	113
5.3.	ANALISIS DE RESULTADOS DEL ALGORITMO DE DETECCION DE APNEA DEL SUEÑO.....	124
5.4.	ANÁLISIS DE FALSOS POSITIVOS Y FALSOS NEGATIVOS....	133
5.5.	COMPARACION CON OTRAS METODOLOGIAS	142
CAPITULO 6.....		149
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		149
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS		153

INDICE DE FIGURAS

Figura. 1.1. Descripción de cavidades del corazón	2
Figura. 1.2. Válvulas principales del corazón.	5
Figura. 1.3. Vías aéreas superiores e inferiores.	14
Figura. 1.4. Divisiones alveolares.	16
Figura. 1.5. Fases del sueño.	19
Figura. 3.1. Ondas de electrocardiograma.	48
Figura. 3.2. Ejemplo de señal electrocardiográfica de Physionet con anotaciones de QRS.	49
Figura. 3.3. Diagrama de bloques para preprocesamiento de la señal ECG.	50
Figura. 3.4. Señal de ECG sin filtrar.	51
Figura. 3.5. Características derivadas de electrocardiograma.	54
Figura. 3.6. Representación de la onda QRS y las áreas Q, R, y S.	55
Figura. 3.7. Tramo de señal de ECG. Intervalo RR.	59

Figura. 3.8. Tramo RR con interpolación lineal y spline cúbica	61
Figura. 3.9. Diagrama de bloques de obtención de señales respiratorias derivadas.	61
Figura. 3.10. Diagrama de bloques del algoritmo de detección del SAOS.	66
Figura. 4.1. Ventana de cygwin con ejemplo de conversión de archivo con anotaciones.apn.	68
Figura. 4.2. Diagrama de flujo del proceso de implementación del algoritmo de detección de SAOS.	69
Figura. 4.3. Diagrama de flujo de la etapa de preprocesamiento.	70
Figura. 4.4. Diagrama de flujo de la corrección de deriva de línea.	71
Figura. 4.5. Señal de ECG sin filtrar deriva de línea.	72
Figura. 4.6. Señal de ECG después de la corrección de la deriva de línea.	72
Figura. 4.7. Diagrama de flujo para la detección del complejo QRS.	73
Figura. 4.8. Extracto del código del algoritmo en la etapa de detección de complejos QRS	74
Figura. 4.9. Código del programa de algoritmo, sección de corrección de complejos QRS.	75

Figura. 4.10. Diagrama de flujo de cálculos de áreas.....	76
Figura. 4.11. Complejo QRS tomada del paciente a02 con puntos de cálculo de área R. 77	
Figura. 4.12. Complejo QRS tomada del paciente a02 con puntos de cálculo de área QR.....	77
Figura. 4.13. Diagrama de flujo para las EDR.....	78
Figura. 4.14. Filtro Pasa-bajos tipo Butterworth.....	81
Figura. 4.15. Señal RR antes y después del filtrado.....	81
Figura. 4.16. Diagrama de flujo para calcular Intervalo RR.....	82
Figura. 4.17. Diagrama de Flujo del Algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño.....	84
Figura. 4.18. Código de Programa de implementación de algoritmo de detección de SAOS.....	86
Figura. 4.19. Diagrama de flujo para el cálculo de porcentaje de apnea.....	87
Figura. 5.1. Respuesta frecuencial a un tramo con apnea de la señal del pico S del paciente a03.....	114

Figura. 5.2. Respuesta frecuencial a un tramo sin apnea de la señal del pico S del paciente a03.....	115
Figura. 5.3. Respuesta frecuencial a un tramo con apnea de la señal RR interpolada del paciente a03.....	115
Figura. 5.4. Respuesta frecuencial a un tramo sin apnea de la señal RR interpolada del paciente a03.....	116
Figura. 5.5. Respuesta frecuencial a un tramo con apnea del paciente a03.....	117
Figura. 5.6. Respuesta frecuencial a un tramo sin apnea de la señal RMS del paciente a03.....	117
Figura. 5.7. Tramo de la señal Área R con apnea del paciente a03.....	118
Figura. 5.8. Tramo de la señal Área R sin apnea del paciente a03.....	119
Figura. 5.9. Tramo de la señal Área QR con apnea del paciente a03.....	120
Figura. 5.10. Tramo de la señal Área QR sin apnea del paciente a03.....	120
Figura. 5.11. Tramo de la señal Área QR sin apnea del paciente a03.....	121
Figura. 5.12. Tramo de la señal del Área sin apnea del paciente a03.....	122

Figura. 5.12. Tramo de la señal del Área sin apnea del paciente a03.	122
Figura. 5.13. Tramo de la señal con apnea calculada con el Intervalo RR y su detección.	131
Figura. 5.14. Análisis de la densidad Espectral de potencia del paciente a01.	132
Figura. 5.15. Detección de SAOS mediante la densidad espectral y su ubicación por el Threshold en paciente a01.	132
Figura. 5.16. Tramo de la señal ecg del paciente x15 tomada desde la herramienta Physiobank ATM de Physionet.....	140
Figura. 5.17. Tramos de la señal ecg del paciente x15 tomada desde la herramienta Physiobank ATM de Physionet donde se observa segmentos en los que los complejos QRS no son detectados.	141
Figura. 5.18. Tabla de datos de pruebas de algoritmo de Carisius et al.	143

GLOSARIO

Apnea: Parada de la respiración durante al menos 10 segundos.

Apnea central: Evento en los que no hay esfuerzo respiratorio por parada del movimiento del diafragma.

Apnea obstructiva: Evento en que no hay flujo de aire pese a existir esfuerzo del diafragma.

Arousal (Alertamiento): Cambio brusco desde el sueño profundo a una fase más superficial el cual puede conducir o no a un despertar. Se puede traducir como alertamiento.

Arritmia cardiaca: Variación en el ritmo regular del latido cardíaco.

BiPAP: Significa 'Bi-Level Positive Airway Pressure'. Aparato de presión positiva en la vía aérea que a través de una mascarilla, suministra al paciente una presión de aire en la fase de inspiración y una distinta y menor en la expiración. Se utiliza para tratar la obstrucción de las vías respiratorias en el síndrome de apnea / hipopnea del sueño.

Unidad del Sueño: Sitio donde se cuenta con laboratorio de sueño y se atienden pacientes con trastornos del sueño por un equipo interdisciplinario.

CPAP: Significa 'Continuo Positive Airway Pressure'. Aparato de presión positiva en la vía aérea que a través de una mascarilla, suministra al paciente una presión de

aire. Se utiliza para tratar la obstrucción de las vías respiratorias en el síndrome de apnea del sueño.

Despertares periódicos: El número total de despertares debido al período de movimientos de extremidades durante el sueño.

Eficiencia del sueño: Es el tiempo total del sueño dividido por el tiempo total de registro. Esta es una medida de la proporción de tiempo en que el paciente duerme en cama.

Época: Es una página del trazado polisomnográfico equivalente a 30 segundos. El polisomnograma nocturno típico contiene 1000 épocas.

Fragmentación del sueño: Interrupción de las etapas del sueño por despertares múltiples o apariciones de otras nuevas etapas.

Hiperventilación o Hiperxemia: Episodio en el que se produce una respiración anormalmente rápida y profunda que da como resultado un excesivo aporte de oxígeno y reduce los niveles de dióxido de carbono en la sangre.

Hipoventilación o Hipoxemia: Estado en el cual hay una insuficiencia en la entrada de aire con una pobre oxigenación que impide la eliminación del dióxido de carbono contenido en los tejidos.

Hipoxia: Estado en el cual existe una deficiencia en los niveles de oxígeno. Índice de apnea (IA): El número de apneas observadas, divididas por el tiempo total de sueño; expresado en unidades de apneas/hora de sueño.

Latencia del sueño: Es el intervalo entre cuando se apagan las luces y la llegada del sueño.

OSAS: Sigla en inglés de 'Obstructive Sleep Apnea Syndrome'. Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño. En español es SAOS.

Polisomnografía: Es el trazado en el papel o en la pantalla de la computadora de los varios parámetros medidos durante un registro de sueño que posibilita la identificación de las etapas del sueño, patología respiratoria, anormalidades cardíacas, movimientos de piernas, etc. Los parámetros monitorizados incluyen el electroencefalograma, tono muscular, movimiento ocular, flujo de aire, frecuencia cardíaca, esfuerzo respiratorio y saturación de oxígeno.

Ritmo circadiano: Son ritmos biológicos acoplados al ciclo vigilia - sueño. Coinciden con los ciclos de luz solar.

Ronquido: Sonido que se produce durante el sueño como consecuencia de la vibración producida por el paso del aire en la vía respiratoria alta.

SAOS: Sigla de Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño.

CAPITULO 1

1. INTRODUCCIÓN A LOS PRINCIPIOS FISIOLÓGICOS

1.1. INTRODUCCIÓN

El cuerpo humano es una gran fuente de potenciales bioeléctricos que son susceptibles a ser medidos, y que proporciona gran información del comportamiento y salud del mismo, lo asombroso de esta actividad es que nuestro propio cuerpo nos da la oportunidad de encontrar las anomalías, patologías o trastornos que sufrimos a través de estas mediciones.

Las enfermedades del sueño, también denominadas trastornos del sueño, corresponden a un amplio grupo de desórdenes que afectan el desarrollo normal del ciclo sueño-vigilia. Estos trastornos pueden ser lo bastante serios como para interferir con el funcionamiento normal físico, mental y emocional.

1.2. FISIOLOGÍA CARDIOVASCULAR

1.2.1. El corazón

El corazón es un órgano muscular ubicado en el centro del tórax, está formado por dos cavidades superiores llamadas aurículas y dos cavidades inferiores llamadas

ventrículos. La función de la aurícula es recibir la sangre, enviarla al ventrículo y este a la vez cumplirá la función de expulsarla.

La principal función del corazón es proporcionar oxígeno a todo el organismo y al mismo tiempo extraer el producto de desecho o anhídrido carbónico. El corazón recoge la sangre de todo el cuerpo, la cual está pobre en oxígeno, y la bombea hacia los pulmones, donde es oxigenada y se libera el anhídrido carbónico; después el corazón empuja nuevamente esta sangre rica en oxígeno hacia los tejidos del organismo.

El corazón está formado por cuatro cavidades: aurícula derecha, aurícula izquierda, ventrículo derecho y ventrículo izquierdo. El lado derecho del corazón bombea sangre carente de oxígeno procedente de los tejidos hacia los pulmones donde se oxigena; el lado izquierdo del corazón recibe la sangre oxigenada de los pulmones y la impulsa a través de las arterias a todos los tejidos del organismo. La circulación se inicia al principio de la vida fetal. Se calcula que una porción determinada de sangre completa su recorrido en un periodo aproximado de un minuto.

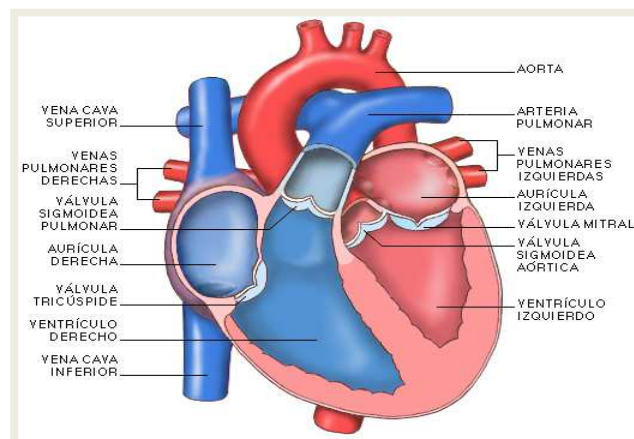


Figura. 1.1. Descripción de cavidades del corazón

1.2.2. Circulación pulmonar

La sangre procedente de todo el organismo llega a la aurícula derecha a través de dos venas principales: la *vena cava superior* y la *vena cava inferior*.

Cuando la aurícula derecha se contrae, impulsa la sangre a través de un orificio hacia el ventrículo derecho. La contracción de este ventrículo conduce la sangre hacia los pulmones. La válvula tricúspide evita el reflujo de sangre hacia la aurícula, ya que se cierra por completo durante la contracción del ventrículo derecho.

En su recorrido a través de los pulmones, la sangre se oxigena, es decir, se satura de oxígeno. Después regresa al corazón por medio de las cuatro venas pulmonares que desembocan en la aurícula izquierda.

Cuando esta cavidad se contrae, la sangre pasa al ventrículo izquierdo y desde allí a la aorta gracias a la contracción ventricular. La válvula bicúspide o mitral evita el reflujo de la sangre hacia las aurículas y la aorta gracias a la contracción ventricular. La válvula bicúspide o mitral evita el reflujo de sangre hacia la aurícula y las válvulas semilunares o sigmoideas, que se localizan en la raíz de la aorta, el reflujo hacia el ventrículo. En la arteria pulmonar también hay válvulas semilunares o sigmoideas [1].

1.2.3. Ramificaciones

La aorta se divide en una serie de ramas principales que a su vez se ramifican en otras más pequeñas, de modo que todo el organismo recibe la sangre a través de un proceso complicado de múltiples derivaciones.

Las arterias menores se dividen en una fina red de vasos aún más pequeños, los llamados capilares, que tienen paredes muy delgadas. De esta manera la sangre entra en estrecho contacto con los líquidos y los tejidos del organismo.

En los vasos capilares la sangre desempeña tres funciones: libera el oxígeno hacia los tejidos, proporciona a las células del organismo de nutrientes y otras sustancias esenciales que transporta, y capta los productos de desecho de los tejidos. Después los capilares se unen para formar venas pequeñas. A su vez, las venas se unen para formar venas mayores, hasta que, por último, la sangre se reúne en la vena cava superior e inferior y confluye en el corazón completando el circuito.

1.2.4. Función cardiaca

La actividad del corazón consiste en la alternancia sucesiva de contracción (sístole) y relajación (diástole) de las paredes musculares de las aurículas y los ventrículos.

Durante el periodo de relajación, la sangre fluye desde las venas hacia las dos aurículas, y las dilata de forma gradual. Al final de este periodo la dilatación de las aurículas es completa. Sus paredes musculares se contraen e impulsan todo su contenido a través de los orificios auriculoventriculares hacia los ventrículos.

Este proceso es rápido y se produce casi de forma simultánea en ambas aurículas. La masa de sangre en las venas hace imposible el reflujo. La fuerza del flujo de la sangre en los ventrículos no es lo bastante poderosa para abrir las válvulas semilunares, pero distiende los ventrículos, que se encuentran aún en un estado de relajación. Las válvulas mitral y tricúspide se abren con la corriente de sangre y se cierran a continuación, al inicio de la contracción ventricular.

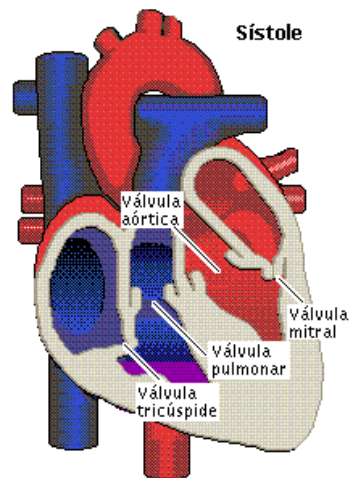


Figura. 1.2. Válvulas principales del corazón.

La sístole ventricular sigue de inmediato a la sístole auricular. La contracción ventricular es más lenta, pero más enérgica. Las cavidades ventriculares se vacían casi por completo con cada sístole. La punta cardiaca se desplaza hacia delante y hacia arriba con un ligero movimiento de rotación. Este impulso, denominado el choque de la punta, se puede escuchar al palpar en el espacio entre la quinta y la sexta costilla.

Después de que se produce la sístole ventricular el corazón queda en completo reposo durante un breve espacio de tiempo. El ciclo completo se puede dividir en tres periodos:

- Las aurículas se contraen.
- Se produce la contracción de los ventrículos.
- Aurículas y ventrículos permanecen en reposo.

En los seres humanos la frecuencia cardiaca normal es de 72 latidos por minuto, y el ciclo cardiaco tiene una duración aproximada de 0,8 segundos. La

sístole auricular dura alrededor de 0,1 segundos y la sístole ventricular 0,3 segundos. Por lo tanto, el corazón se encuentra relajado durante un espacio de 0,4 segundos, casi la mitad de cada ciclo cardiaco.

En cada latido el corazón emite dos sonidos, que se continúan después de una breve pausa. El primer tono, que coincide con el cierre de las válvulas tricúspide y mitral y el inicio de la sístole ventricular, es sordo y prolongado. El segundo tono, que se debe al cierre brusco de las válvulas semilunares, es más corto y agudo. Las enfermedades que afectan a las válvulas cardíacas pueden modificar estos ruidos, y muchos factores, entre ellos el ejercicio, provocan grandes variaciones en el latido cardiaco, incluso en la gente sana.

1.2.5. Pulso

Cuando la sangre es impulsada hacia las arterias por la contracción ventricular, su pared se distiende. Durante la diástole, las arterias recuperan su diámetro normal, debido en gran medida a la elasticidad del tejido conjuntivo y a la contracción de las fibras musculares de las paredes de las arterias.

Esta recuperación del tamaño normal es importante para mantener el flujo continuo de sangre a través de los capilares durante el periodo de reposo del corazón. La dilatación y contracción de las paredes arteriales que se puede percibir cerca de la superficie cutánea en todas las arterias recibe el nombre de pulso.

1.2.6. Los latidos cardiacos

La frecuencia e intensidad de los latidos cardiacos están sujetas a un control nervioso a través de una serie de reflejos que los aceleran o disminuyen. Sin

embargo, el impulso de la contracción no depende de estímulos nerviosos externos, sino que se origina en el propio músculo cardíaco.

El responsable de iniciar el latido cardíaco es una pequeña fracción de tejido especializado inmerso en la pared de la aurícula derecha, el nodo o nódulo sinusal. Después, la contracción se propaga a la parte inferior de la aurícula derecha por los llamados fascículos internodales: es el nodo llamado auriculoventricular. Los haces auriculoventriculares, agrupados en el llamado fascículo o haz de His, conducen el impulso desde este nodo a los músculos de los ventrículos, y de esta forma se coordina la contracción y relajación del corazón.

Cada fase del ciclo cardíaco está asociada con la producción de un potencial energético detectable con instrumentos eléctricos configurando un registro denominado electrocardiograma.

1.2.7. Tensión arterial

Es la resultante de la presión ejercida por la sangre sobre las paredes de las arterias. La tensión arterial es un índice de diagnóstico importante, en especial de la función circulatoria.

Debido a que el corazón puede impulsar hacia las grandes arterias un volumen de sangre mayor que el que las pequeñas arteriolas y capilares pueden absorber, la presión retrógrada resultante se ejerce contra las arterias. Cualquier trastorno que dilate o contraiga los vasos sanguíneos, o afecte a su elasticidad, o cualquier enfermedad cardíaca que interfiera con la función de bombeo del corazón, afecta a la presión sanguínea.

En las personas sanas la tensión arterial normal se suele mantener dentro de un margen determinado. El complejo mecanismo nervioso que equilibra y coordina la actividad del corazón y de las fibras musculares de las arterias, controlado por los centros nerviosos cerebroespinal y simpático, permite una amplia variación local de la tasa de flujo sanguíneo sin alterar la tensión arterial sistémica.

Para medir la tensión arterial se tienen en cuenta dos valores: el punto alto o máximo, en el que el corazón se contrae para vaciar su sangre en la circulación, llamado sístole; y el punto bajo o mínimo, en el que el corazón se relaja para llenarse con la sangre que regresa de la circulación, llamado diástole.

La presión se mide en milímetros de mercurio (mmHg), con la ayuda de un instrumento denominado esfigmomanómetro. Consta de un manguito de goma inflable conectado a un dispositivo que detecta la presión con un marcador. Con el manguito se rodea el brazo izquierdo y se insufla apretando una pera de goma conectada a éste por un tubo.

Mientras el médico realiza la exploración, ausculta con un estetoscopio aplicado sobre una arteria en el antebrazo. A medida que el mango se expande, se comprime la arteria de forma gradual. El punto en el que el manguito interrumpe la circulación y las pulsaciones no son audibles determina la presión sistólica o presión máxima. Sin embargo, su lectura habitual se realiza cuando al desinflarlo lentamente la circulación se restablece. Entonces, es posible escuchar un sonido enérgico a medida que la contracción cardíaca impulsa la sangre a través de las arterias.

Después, se permite que el manguito se desinfe gradualmente hasta que de nuevo el sonido del flujo sanguíneo desaparece. La lectura en este punto determina la presión diastólica o presión mínima, que se produce durante la relajación del corazón. Durante un ciclo cardíaco o latido, la tensión arterial varía desde un máximo durante la sístole a un mínimo durante la diástole.

En las personas sanas la tensión arterial varía desde 80/45 en lactantes, a unos 120/80 a los 30 años, y hasta 140/85 a los 40 o más. Este aumento se produce cuando las arterias pierden su elasticidad que, en las personas jóvenes, absorbe el impulso de las contracciones cardíacas. La tensión arterial varía entre las personas, y en un mismo individuo, en momentos diferentes. Suele ser más elevada en los hombres que en las mujeres y los niños; es menor durante el sueño y está influida por una gran variedad de factores.

Muchas personas sanas tienen una presión sistólica habitual de 95 a 115 que no está asociada con síntomas o enfermedad. La tensión arterial elevada sin motivos aparentes, o hipertensión esencial, se considera una causa que contribuye a la arteriosclerosis. Las toxinas generadas dentro del organismo provocan una hipertensión extrema en diversas enfermedades.

La presión baja de forma anormal, o hipotensión, se observa en enfermedades infecciosas y debilitantes, hemorragia y colapso. Una presión sistólica inferior a 80 se suele asociar con un estado de shock.

1.2.8. Electrocardiograma

El ECG es un registro de la actividad eléctrica del corazón. No limitado a la zona de conducción, sino a todo el corazón de forma global.

1.2.8.1. Equipo de registro

Consiste en unos cables o electrodos y un aparato de registro. Los electrodos se colocan en la piel del enfermo, en localizaciones predeterminadas de manera universal, de modo que nos permite obtener registros comparables entre sí.

Con los cables correctamente colocados podemos obtener 12 derivaciones de modo que cada derivación es como si fuese una ventana desde la que nos asomamos y obtenemos una vista parcial de un objeto, cada vista nos aporta algo diferente que no aportan las demás, pero a su vez, teniendo en cuenta todas las vistas, obtendremos una idea completa del objeto.

Disponemos de un total de 10 cables para obtener las 12 derivaciones, de manera que habrá derivaciones bipolares (si comparan un electrodo (positivo) con otro (negativo)) y monopolares, que comparan un electrodo positivo con 0.

Derivaciones del plano frontal o de los miembros:

- I, II, III,(bipolares) y aVR, aVL, aVF.(monopolares)

Derivaciones precordiales, son todas monopolares. Van de V1 a V6:

- V1: 4^o espacio intercostal, línea paraesternal derecha.
- V2: 4^o espacio intercostal, línea paraesternal izquierda.
- V3: mitad de distancia entre V2 y V4
- V4: 5^o espacio intercostal, línea medioclavicular.
- V5: 5^o espacio intercostal, línea axilar anterior
- V6: 5^o espacio intercostal, línea axilar media.

También se pueden registrar las mismas derivaciones precordiales en el lado derecho (casos especiales) nombrándose V3R, V4R, V5R, V6R.

El registro electrocardiográfico se realiza sobre papel milimetrado, formado por cuadrados de 1mm de lado, con línea de doble grosor cada 5 cuadrados (5mm). Nosotros podemos calibrar el electrocardiógrafo tanto en lo que respecta al voltaje(o

amplitud) como a la velocidad de registro. Hay unos parámetros estándar que son los que debemos utilizar para poder comparar registros.

En lo que respecta a la velocidad, el estándar es de 25 mm/seg, de manera que 1 mm equivale a 0.04 seg y 5 mm a 0.2 seg. Si el registro se realiza de 50 mm/seg 1 mm equivaldría a 0.02 seg. Con respecto al voltaje, éste se mide en sentido vertical, de forma estándar se programa de modo que 1 mV sea igual a 10 mm, por lo que una onda R de 5 mm corresponde a 0.5 mV.

Sus modificaciones repercuten directamente en los valores absolutos registrados.

1.2.8.2. Electrocardiograma normal

Lo comentaremos basándonos en la correlación entre el registro electrocardiográfico con la actividad eléctrica normal del corazón.

En el ECG normal nos encontramos con una primera onda, Onda P, que corresponde a la despolarización de ambas aurículas, derecha e izquierda superpuestas. El estímulo se frena en el nodo AV, por lo que durante este tiempo no se registra actividad eléctrica, para seguidamente iniciar la despolarización ventricular, dando lugar al complejo QRS, que se sigue de otro período isoeléctrico, para finalizar con la onda T de repolarización ventricular. Por consiguiente tenemos:

Ondas

- P: despolarización auricular

- QRS: despolarización ventricular, su duración normal es de 0.06 a 0.1 sg siendo:
- Q: primera onda negativa antes de la primera onda positiva.
- R: toda onda positiva. Si existe una segunda onda positiva la llamamos R´.
- S: toda onda negativa después de una onda positiva.
- QS: complejo totalmente negativo.
- T: de despolarización ventricular.
- U: pequeña onda que sigue a la onda T, de significado incierto.
- La repolarización auricular cae dentro del QRS.

La onda T es inicialmente de la misma polaridad que el QRS, siendo habitualmente negativa en aVR y positiva en el resto, aunque puede ser negativa en V1 y en III sin que indique patología. En los niños la onda T suele ser negativa de V1 a V4, hasta los 10-15 años en que pasa a positiva.

1.2.8.3. Intervalos

Intervalo PR o PQ: desde el inicio de la onda P al inicio del complejo QRS. Lo forman la onda P y el segmento PR. Su duración normal es menor de 0.2 sg y mayor de 0.12 sg. Corresponde al período que va desde el comienzo de la despolarización auricular, hasta el comienzo de la de la activación ventricular, por lo tanto representa fundamentalmente el retraso fisiológico de la conducción que se lleva a cabo en el nodo AV (segmento PR).

Intervalo QT: desde el inicio del QRS hasta el final de la onda T. Es proporcional a la frecuencia cardíaca, acortándose al aumentar ésta, ya que al aumentar la frecuencia cardíaca se acelera la repolarización, por lo que se acorta el

QT. El QTc ó QT corregido en base a la frecuencia cardiaca se calcula por la siguiente fórmula:

$$QTc = QT \text{ medio (sg)} / \sqrt{\text{intervalo RR previo.}}$$

El QTc normal debe ser < 0.44, que equivale a que el QT sea menor que la mitad del intervalo RR previo cuando la frecuencia cardiaca se encuentra entre 60 y 90.

1.2.8.4. Ritmo sinusal

Para considerar que un registro se encuentra en ritmo sinusal, lo que quiere decir que el estímulo parte del nodo sinusal y es éste el que hace de marcapasos se deben de cumplir una serie de criterios:

- Onda P positiva en II (cara inferior) y negativa en aVR, que nos indica una despolarización auricular en sentido descendente.
- Frecuencia entre 60 y 100 lpm. (que es la frecuencia normal del nodo sinusal).
- Toda onda P debe ir seguida de un complejo QRS.

1.3. FISIOLÓGÍA RESPIRATORIA

El sistema respiratorio está formado por un conjunto de órganos cuya principal función es llevar el oxígeno hacia las células del organismo y eliminar el dióxido de carbono, producto del metabolismo celular.

Los órganos que conforman el sistema respiratorio se agrupan en:

- Vías Aéreas superiores: cavidades nasales, faringe y laringe.
- Vías Aéreas inferiores: tráquea, bronquios y pulmones.

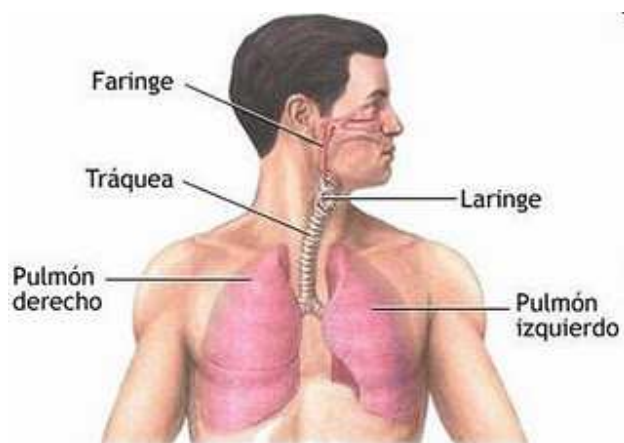


Figura. 1.3. Vías aéreas superiores e inferiores.

1.3.1. Vías Aéreas superiores

Cavidad Nasal o Nariz tiene como función limpiar, calentar y humedecer el aire que se inhala. Además se encarga del olfato y participa en el habla

La faringe comunica la cavidad nasal con la laringe, sirve como vía de transporte, por ella pasan los alimentos y el aire que va desde y hacia los pulmones.

La laringe es el órgano que comunica la faringe con la tráquea, en ella se encuentra las cuerdas vocales.

1.3.2. Vías aéreas inferiores

Se divide 23 veces, la tráquea y las 16 primeras divisiones constituyen la zona de conducción (tráquea, bronquios y bronquiolos) sus funciones son calentar, humedecer y distribuir el aire dentro del pulmón, además actúan como defensa del organismo frente al polvo y los microorganismos.

La zona de conducción (tráquea y bronquios) está sometida a elevada presión y presenta gran cantidad de cartílago para impedir el colapso. Las últimas 7 divisiones constituyen los alveolos.

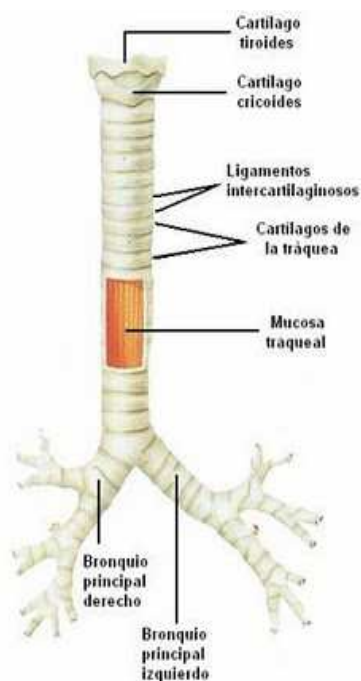


Figura. 1.4. Divisiones alveolares.

1.4. RESPIRACIÓN

La respiración es el intercambio gaseoso entre el medio ambiente y el organismo humano. Esto asegura la toma de Oxígeno (O_2) del ambiente y la eliminación de Dióxido de carbono (CO_2) al ambiente.

El O_2 es consumido en las células del organismo que producen CO_2 .

1.4.1. Ventilación y Mecánica Respiratoria

La ventilación pulmonar es el proceso funcional por el que el gas es transportado desde el entorno del sujeto hasta los alveolos pulmonares y viceversa. Este proceso puede ser activo o pasivo según que el modo ventilatorio sea espontáneo, cuando se realiza por la actividad de los músculos respiratorios del individuo, o mecánico cuando el proceso de ventilación se realiza por la acción de un mecanismo externo.

El nivel de ventilación está regulado desde el centro respiratorio en función de las necesidades metabólicas, del estado gaseoso y el equilibrio ácido-base de la sangre y de las condiciones mecánicas del conjunto pulmón-caja torácica. El objetivo de la ventilación pulmonar es transportar el oxígeno hasta el espacio alveolar para que se produzca el intercambio con el espacio capilar pulmonar y evacuar el CO_2 producido a nivel metabólico.

El pulmón tiene unas propiedades mecánicas que se caracterizan por:

1.4.1.1. Elasticidad

Depende de las propiedades elásticas de las estructuras del sistema respiratorio. Por definición es la propiedad de un cuerpo a volver a la posición inicial después de haber sido deformado.

1.4.1.2. Viscosidad

Depende de la fricción interna de un medio fluido, es decir entre el tejido pulmonar y el gas que circula por las vías aéreas. En el sistema respiratorio se cuantifica como el cambio de presión en relación al flujo aéreo.

1.4.1.3. Tensión superficial

Está producida por las fuerzas cohesivas de las moléculas en la superficie del fluido y de la capa de la superficie alveolar. Estas fuerzas dependen de la curvatura de la superficie del fluido y de su composición.

1.4.1.4. Histéresis

Es el fenómeno por el que el efecto de una fuerza persiste más de lo que dura la misma fuerza. El proceso de intercambio de oxígeno (O₂) y dióxido de carbono (CO₂), entre la sangre y la atmósfera recibe el nombre de respiración externa.

El proceso de intercambio entre la sangre de los capilares y las células de los tejidos en donde se encuentran estos capilares se denomina respiración interna.

1.5. TRASTORNOS DEL SUEÑO

1.5.1. EL SUEÑO

El sueño es un estado de reposo que designa el acto de dormir, mientras se duerme el sueño recorre una serie de etapas, consideradas en dos grupos la Fase NO REM (*Movimientos oculares no rápidos*) o NREM y la Fase REM (*Movimientos oculares rápidos*), estas fases se repiten en aproximadamente 4 o 5 ciclos en la noche. Cada ciclo puede durar entre 70 y 90 minutos.

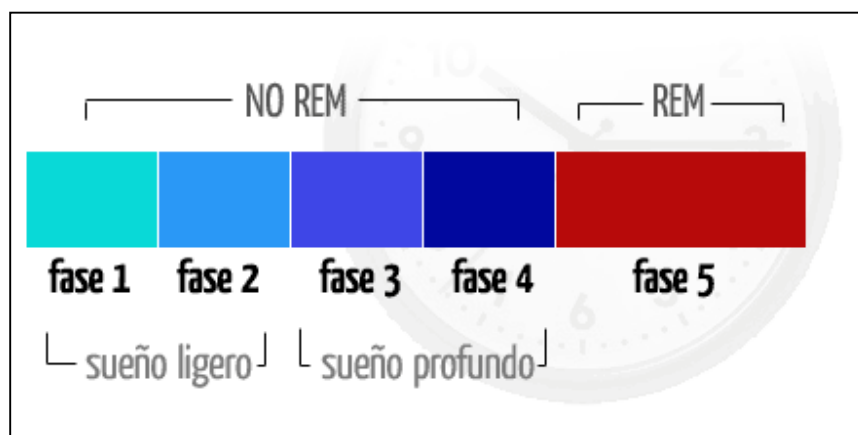


Figura. 1.5. Fases del sueño.

1.5.1.1. FASE NREM

Consta de cuatro fases, la primera fase es un período de adormecimiento en la que se lleva a cabo movimientos oculares lentos pasando del estado despierto al estado de sueño, es parte de la zona llamada sueño ligero. Del tiempo total de sueño en un adulto normal (8 horas), esta fase representa el 5%.

En la fase 2 aparecen movimientos llamados complejos K. La actividad ocular es ausente, existe mayor dificultad para despertarse, el tono muscular, la presión arterial y el ritmo cardíaco disminuyen, con esta fase finaliza el sueño ligero y se produce la entrada real al sueño. Esta fase representa el 20%.

La Fase 3 y Fase 4 son estudiadas juntas, es la etapa del sueño profundo, conocido como "sueño delta" o sueño de ondas lentas, hay menor posibilidad de interrumpir el sueño. En esta etapa es común experimentar la sensación de que suceden cosas que en realidad son producto de la imaginación, o el estado hipnagónico en donde la persona se despierta y se encuentra paralizada, pues solo funcionan los músculos de los ojos, el cerebro y la respiración. En conjuntos estas fases representan el 20% del sueño en una noche.

1.5.2. FASE REM

Conocido también como sueño paradójico, existe movimiento ocular rápido, relajación muscular casi total y se observa aumento de la actividad cardíaca, ritmo respiratorio y presión arterial. Cuando la persona dormida es despertada en medio de esta fase, reporta el haber estado soñando y aunque en las fases de sueño profundo de la etapa NREM también puede presentarse sueños, es en realidad en la etapa REM en donde se tiene actividad onírica. Las funciones principales del sueño REM son la recuperación fisiológica de las funciones mentales, consolidación de la memoria y resolución inconsciente de problemas. Cuando existe ausencia de sueño REM, se presenta alteraciones nerviosas e irritabilidad. La fase REM representa el 25% del sueño en una noche. Las distintas fases del sueño se suceden progresivamente, repitiendo el ciclo varias veces en la noche.

El sueño es considerado una necesidad básica para el ser humano y su supervivencia, pues resulta ineludible, nadie puede dejar de dormir una vez que

haya transcurrido un tiempo de vigilia, pero esta actividad puede verse afectada por diversas variables psicológicas, físicas o fisiológicas, que pueden perturbarla en mayor o menor medida. Estas perturbaciones las conocemos como trastornos del sueño.

Los trastornos del sueño se clasifican según:

- Insomnio, Terrores nocturnos, pesadillas, narcolepsia, apnea.

1.6. SÍNDROME DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO

El síndrome de apnea obstructiva del sueño (SAOS) se produce por la obstrucción y colapso de la vía aérea superior durante el sueño. Esta obstrucción se debe al colapso al momento de la inspiración por parte de la faringe, dando lugar a una presión intratorácica negativa lo que produce el cese completo (apnea) o parcial (hipoapnea) del flujo aéreo por un tiempo mayor a 10 segundos [2] y se repite cientos de veces durante las horas de sueño.

La prevalencia de las Apneas del sueño según la información obtenida de "Wisconsin Cohort Study" es considerable entre 4-6% en los varones y 2% en las mujeres [3] Para pacientes mayores de 65 años, se estima que la prevalencia es de 2 a 3 veces mayor que la estimada para pacientes entre 30 y 64 años [4]. Dentro de estas patologías, el SAOS afecta al 2.1% de la población, y su prevalencia aumenta claramente con la edad [5], estando asociado con el deterioro de la calidad de vida [5,6], la presencia de hipertensión arterial, el desarrollo de enfermedades cardiovasculares y cerebro vasculares y con la aparición de accidentes de tránsito. [7,8,9,10]. El exceso de mortalidad asociado al SAOS es evidente [11] [12].

En la etapa NREM la presencia de apneas es menor, pues en la etapa REM la disminución de tono muscular contribuye a que el cierre al disminuir la actividad de la musculatura faríngea respecto a la del diafragma, la vía aérea superior tiende a estrecharse y aumenta la resistencia al paso del aire, dando lugar a una apnea. Los movimientos respiratorios se mantienen incrementándose progresivamente. Es en estas características que la apnea obstructiva del sueño se diferencia de la apnea central, en las que la interrupción del flujo aéreo se debe a una ausencia de movimiento ventilatorio, consecuencia de una alteración del centro respiratorio (impulso inspiratorio central).

Convencionalmente se dice que una apnea es significativa cuando su duración, en el sueño, es superior a 10 segundos. La hipoapnea se origina por una oclusión faríngea parcial y su definición, en la práctica, es motivo de controversia. Normalmente se identifica con una disminución importante, mayor del 50%, en el flujo aéreo nasobucal, de duración superior a 10 segundos, acompañada por una desaturación de oxígeno mayor del 4%. Otras definiciones prefieren no cuantificar la disminución del flujo o la desaturación y otras aceptan, incluso, que la caída en la ventilación se asocie, no a una desaturación, sino a un despertar subconsciente.

La hipoxemia y la hipercapnia que aparecen con cada apnea estimulan a los quimiorreceptores e incrementan la actividad de los músculos respiratorios. El esfuerzo inspiratorio creciente, producido al contraerse el diafragma frente a una vía aérea ocluída, finalmente origina un despertar subconsciente, que reactiva a los músculos faríngeos, cuya contracción restablece la permeabilidad de la vía aérea y permite que se reinicie el sueño. Este pernicioso ciclo-sueño, apnea, cambios gasométricos, despertar subconsciente y fin de la apnea se repite múltiples veces y monótonamente durante la noche, tanto más cuanto más grave es el trastorno que padece el enfermo.

Los fenómenos descritos explican también porqué pueden aparecer en las personas sanas, especialmente en los ancianos, algunas apneas obstructivas durante la noche, sobre todo durante las fases de sueño profundo, en las que la atonía de la musculatura faríngea es más marcada. El número de apneas nocturnas que separa la normalidad de lo que es propio del SAOS no se ha establecido con precisión, aunque de forma algo arbitraria se admite como normal la presencia hasta de cinco apneas o de diez apneas e hipoapneas por cada hora de sueño (índices de apnea y de apnea-hipoapnea inferiores, respectivamente, a 5 y a 10).

Por último, los mecanismos patogénicos descritos explican también por qué las alteraciones anatómicas o funcionales del tracto respiratorio superior facilitan la aparición de apneas y de hipoapneas. Estas alteraciones aumentan la resistencia al paso del aire e incrementan, durante la inspiración, la negatividad de la presión intraluminal de la vía aérea, con la consiguiente tendencia al colapso de las paredes faríngeas. Entre todas ellas la más importante, por su frecuencia y repercusión, es la obesidad. Cuando no existe alteración anatomo-funcional alguna, hay datos que sugieren que, no obstante, la estructura del tracto respiratorio superior es determinante en el colapso faríngeo que origina el SAOS. Cabe señalar, finalmente, que las apneas obstructivas se producen más fácilmente en decúbito supino que en decúbito lateral o prono, quizás como consecuencia del desplazamiento posterior de la lengua que ocurre, con la relajación muscular, al dormir boca arriba.

1.6.1. CLASIFICACION DEL SAOS

Según la Academia Americana de Medicina del Sueño, la apnea se clasifica en base al índice de apnea por hora de sueño, considerándose una patología cuando este índice tiene un valor superior a 5.

- SAOS LEVE : Entre 5 a 15 apneas/horas de sueño

- SAOS MODERADO: Entre 15 a 30 apneas/horas de sueño
- SAOS SEVERO : Superior a 30 apneas/hora de sueño

1.6.2. FISIOPATOLOGÍA Y MANIFESTACIONES CLÍNICAS DEL SAOS

Los fenómenos fisiopatológicos (síntomas) que se presentan en el sueño durante el SAOS pueden ser esquematizados en la Tabla 1.1. El ronquido, expresión del estrechamiento de la faringe, se debe a la vibración de las partes blandas de la vía aérea superior (paredes faríngeas, velo del paladar y úvula). Es, además, el síntoma más comúnmente referido por los pacientes con un SAOS o, mejor dicho, por sus cónyuges [5, 6, 7]. El ronquido va siendo cada vez más sonoro, como consecuencia del aumento de la actividad de los músculos respiratorios, que intentan vencer la limitación al flujo aéreo. En un determinado momento se produce el colapso de la faringe, lo que determina el comienzo de un periodo de apnea. Los movimientos toraco-abdominales (esfuerzo respiratorio), estimulados por la hipoxemia y la hipercapnia, aumentan de forma progresiva, incluso se hacen paradójicos. Finalmente, el silencio de la apnea se rompe con un ronquido estertoroso, que refleja el restablecimiento de la permeabilidad de la vía aérea. Los gases respiratorios sanguíneos se normalizan, el sueño se recupera y se reinicia así un ciclo que se repite múltiples veces cada noche.

Durante la noche también son habituales las sacudidas de los miembros superiores e inferiores, como expresión de un sueño irregular y agitado, los despertares súbitos con sensación de asfixia, los movimientos corporales bruscos e, incluso, la caída de la cama, el sonambulismo y la somnolencia. La reiteración de los despertares subconscientes al final de cada apnea se mantiene durante toda la noche y da lugar a la fragmentación del sueño y a la casi imposibilidad de conciliar un descanso profundo y reparador. La desestructuración de la arquitectura del sueño origina importantes manifestaciones neuropsiquiátricas, como la somnolencia diurna excesiva, que es el síntoma más característico del SAOS y que, en sus grados más

intensos, llega a ser causa de incapacidad laboral y de accidentes laborales y de tráfico [8,9]. La falta de sueño profundo está también en relación con los trastornos de la conducta y de la personalidad (síndrome depresivo, irritabilidad, paranoia, etc.), la pérdida de memoria, el deterioro intelectual y la disminución de la habilidad motora y de la destreza perceptiva que, frecuentemente, padecen estos enfermos. Las apneas obstructivas también pueden ocasionar importantes alteraciones en el intercambio gaseoso intrapulmonar, que a su vez son responsables del mayor riesgo de enfermedades cardiovasculares [10- 12] y vasculocerebrales [13] que se observa en el SAOS. Las apneas y las hipoapneas dan lugar a reiterados episodios de hipoxemia e hipercapnia, que de forma secundaria provocan una vasoconstricción arterial pulmonar y sistémica.

Por otro lado, los esfuerzos respiratorios que aparecen en cada apnea producen fluctuaciones en la presión intratorácica y en la homeostasis del sistema nervioso vegetativo.

Estos trastornos originan, además de complejas modificaciones neurohumorales, un aumento en el tono simpático adrenérgico, que también contribuye a la elevación de la presión arterial sistémica y pulmonar y a la mayor propensión a las complicaciones cardiovasculares.

La trascendencia de estas alteraciones es indudable en el caso de la hipertensión arterial, cuya prevalencia en el SAOS supera claramente a la encontrada en la población normal [14].

De forma similar, en estos enfermos también es mayor la incidencia de arritmias cardíacas (bradicardia sinusal, paros sinusales, bloqueos aurículo-ventriculares, arritmias ventriculares, etc.) y de muerte súbita nocturna [15]. La cefalea matutina, asimismo bastante frecuente, se debe a la vasodilatación cerebral ocasionada por la hipercapnia que acompaña a las apneas.

En el SAOS suelen observarse alteraciones endocrinas diversas, como la disminución de la libido y la impotencia sexual, que parecen tener su origen en una menor secreción nocturna de testosterona.

La nicturia, muy frecuente e intensa en esta enfermedad, se explica por la menor secreción nocturna de hormona antidiurética y por la mayor liberación del factor natriurético atrial.

En los niños, el retraso del crecimiento se relaciona con un descenso en la producción de hormona del crecimiento, que parece secundario a la desestructuración del sueño y, sobre todo, a la pérdida de sus fases profundas [16].

<p>DESESTRUCTURACIÓN Y FRAGMENTACIÓN DEL SUEÑO</p> <ul style="list-style-type: none"> • Trastornos neuropsiquiátricos. Síndrome depresivo. <ul style="list-style-type: none"> — irritabilidad o paranoia. — deterioro intelectual. — trastornos de la conducta y la personalidad. — pérdida de la memoria. — disminución de la habilidad motora. • Sueño agitado. • Hipersomnía.
<p>TRASTORNOS EN EL INTERCAMBIO GASEOSO INTRAPULMONAR: HIPOXEMIA E HIPERCAPNIA</p> <ul style="list-style-type: none"> • Complicaciones cardíacas (arritmias, cardiopatía isquémica). • Hipertensión arterial. • Hipertensión pulmonar. • Cefaleas matutinas. • Poliglobulia secundaria
<p>TRASTORNOS EN LA SECRECIÓN HORMONAL</p> <ul style="list-style-type: none"> • Disminución de la libido. • Nicturia. • Retraso en el crecimiento en niños.

Tabla. 1.1. Sistematización de los trastornos fisiopatológicos característicos del síndrome de apnea obstructiva del sueño y de sus consecuencias clínicas.

Los trastornos fisiopatológicos descritos son el origen de las manifestaciones clínicas características del SAOS (Tabla 1.2) y explican el porqué de sus complicaciones e importante tasa mortalidad (Tabla 1.3) [16,17].

MANIFESTACIONES CLÍNICAS DEL SÍNDROME DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO	
SÍNTOMAS NOCTURNOS	<ul style="list-style-type: none"> • Ronquidos • Pausas de apnea referidas. • Despertares bruscos con asfixia. • Sueño agitado • Nicturia y enuresis. • Reflujo gastroesofágico. • Sialorrea, sequedad de boca. • Diaforesis.
SÍNTOMAS DIURNOS	<ul style="list-style-type: none"> • Somnolencia diurna excesiva. • Irritabilidad y alteraciones del carácter. • Cambios en la personalidad: ansiedad, depresión. • Deterioro intelectual y pérdida de memoria. • Disminución de la libido e impotencia sexual. • Cefaleas matutinas. • Hipoacusia.

Tabla. 1.2. Manifestaciones clínicas del síndrome de apnea obstructiva del sueño.

1.6.3. FACTORES DE RIESGO PARA SAOS

El SAOS puede ocurrir en cualquier edad, pero el grupo más afectado se encuentra en los 30 y 60 años, afecta especialmente a los hombres aunque se ha observado un alto índice de mujeres en período pre menopáusico.

La mayoría son sujetos obesos pero debe tenerse en cuenta a pacientes con alimentación y peso normal que presentan síntomas sugerentes (Tabla.1.1).

COMPLICACIONES MÁS FRECUENTEMENTE RELACIONADAS CON EL SÍNDROME DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO
Síndromes psiquiátricos.
Accidentes laborales y de tráfico.
Hipertensión pulmonar, insuficiencia respiratoria y crónico.
Hipoventilación alveolar crónica.
Hipertensión arterial.
Cardiopatía isquémica.
Arritmias cardiacas.
Muerte súbita.
Accidentes cerebrovasculares.

Tabla. 1.3. Complicaciones más frecuentemente relacionadas con el síndrome de apnea obstructiva del sueño.

1.6.4. DIAGNÓSTICO DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO

El SAOS debe diferenciarse de otros trastornos respiratorios, que también suceden o se agravan durante el sueño, sobre todo de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica. Sin embargo, no conviene olvidar que en estos casos también puede coexistir un SAOS y que, entonces, las repercusiones fisiopatológicas son mucho más graves, especialmente en lo que se refiere a la hipertensión pulmonar, el “cor pulmonale” y la poliglobulia (síndrome de solapamiento). Deben descartarse también otras causas de hipersomnia no relacionadas con alteraciones respiratorias del sueño, como la narcolepsia, las mioclonias nocturnas, el síndrome de las piernas

inquietas, las parasomnias, la hipersomnia idiopática, el síndrome de Kleine-Levin, la mala higiene del sueño, etc.

Se estima que sólo en un 50-60% de los pacientes se puede predecir un diagnóstico de SAOS sólo en base a la sospecha clínica y a los cuestionarios que evalúan múltiples variables, tales como la somnolencia diurna, la edad del paciente, el IMC(Índice de masa corporal), sexo y otros [18]. El diagnóstico definitivo se realiza mediante un examen de laboratorio llamado Polisomnografía.

La polisomnografía nocturna es una técnica de monitorización del sueño en la que se registran simultáneamente diferentes variables fisiológicas como la actividad electroencefalográfica (EEG), actividad ocular (EOG), muscular (EMG) y variables cardiorespiratorias. Puede almacenarse en papel con registro de plumillas o mediante los nuevos sistemas informáticos en soportes digitales. Cuando existe la sospecha de un trastorno relacionado con el sueño, es necesario e imprescindible practicar un estudio de sueño o polisomnografía. Esta indicación se encuentra justificada en diversas enfermedades. Para la realización de una polisomnografía nocturna deben considerarse la características del laboratorio del sueño: *a)* habitación tranquila, oscura con temperatura controlada; *b)* técnico entrenado específicamente para realizar los registros y con amplios conocimientos de las técnicas de reanimación cardiopulmonar; *c)* el estudio del sueño se realizará a lo largo de una noche entera (desde 22:00 h hasta 08:00 h), y *d)* se considerará válido para interpretación si ha habido un mínimo de 3 h de sueño EEG.

Respecto a las variables que se deben determinar, como mínimo debe registrarse:

- Flujo aéreo: por termistor, neumotacógrafo o analizador de CO₂.
- Esfuerzo ventilatorio: mediante bandas elásticas toracoabdominales o sistema similar.

- Recambio gaseoso: por pulsioximetría se determina la saturación de oxígeno (SaO₂).
- Electrocardiograma (ECG).
- Estadios de sueño: EEG, EOG (izquierdo y derecho), EMG (submentoniano).
- Presión positiva de vía aérea continua (CPAP); cuando una vez conocido el diagnóstico de síndrome de apneas obstructivas del sueño (SAOS) se desee evaluar la respuesta al tratamiento.
- Esfuerzo respiratorio: mediante dos bandas, torácica y abdominal.
- Saturación Arterial de Oxígeno: saturómetro colocado en el dedo índice
- del paciente
- Posición Corporal
- Movimientos de las Piernas
- PH metría (pediatría).

La Polisomnografía (PSG) entrega una información muy completa y detallada, con múltiples datos y variables, los cual deben ser analizados e interpretados por un médico entrenado y especializado en la Medicina del Sueño.

1.6.4.1. Tipos de Polisomnografía

PSG Basal: Es un monitoreo completo durante toda la noche, con las variables previamente descritas, cuyo objetivo es realizar el diagnóstico de la patología del sueño sospechada.

PSG Tipo Noche Dividida: existe una creciente tendencia a realizar cada vez más frecuentemente este tipo de estudio, básicamente por razones económicas y por ahorro de tiempo, en el sentido que en una misma noche se busca lograr el diagnóstico definitivo de Apneas del Sueño y al mismo tiempo, determinar el

tratamiento efectivo mediante mascarillas a presión positiva continua de aire (CPAP) [19].

Consiste en que la primera mitad de la noche se realiza un estudio PSG de tipo diagnóstico o basal y la segunda mitad de la noche, se indica la titulación con CPAP para determinar la presión óptima de tratamiento, que corrige dichas Apneas. De acuerdo a la Academia Americana de Medicina del Sueño (AASM), este tipo de estudio es válido, siempre que cumpla con 3 criterios fundamentales [20]:

- AHI > 40 apneas/hora sueño, durante un tiempo mínimo de 120 minutos. AHI entre 20 y 39 apneas/hora de sueño, durante un período mínimo de 120 minutos, asociado a desaturaciones de oxígeno.
- Tiempo mínimo de Titulación con CPAP es de 3 horas o más.
- Eliminación o disminución significativa de las Apneas del Sueño mediante el uso de CPAP, lo cual es bien documentado durante el sueño en fase REM (Movimientos oculares rápidos) y en la posición corporal de decúbito supina. Si los criterios anteriores no se cumplen, debe realizarse una segunda noche de examen, realizando la Titulación de CPAP correspondiente, si procede [21].

PSG con Titulación de CPAP: en este caso el paciente ya ha sido diagnosticado como portador de Apneas Obstructivas del Sueño, y el examen tiene por objetivo determinar la presión óptima (cmH₂O) que permitirá hacer desaparecer las Apneas, los Ronquidos, las desaturaciones de Oxígeno, que el paciente logre un sueño profundo, especialmente en fase REM y que sea bien tolerada por él.

En los últimos años nuestros conocimientos sobre la epidemiología, la etiopatogenia, las manifestaciones clínicas y, sobre todo, la morbimortalidad del SAOS han crecido enormemente. Ello ha dado lugar a un progresivo y constante aumento de la demanda asistencial, que a su vez ha determinado la aparición de

grandes listas de espera para el diagnóstico y tratamiento de esta enfermedad. Éste ha sido otro motivo más para que la polisomnografía convencional, de gran coste y complejidad, haya quedado relegada a las unidades de referencia nacional.

El estudio diagnóstico del SAOS debe completarse con la búsqueda de posibles factores etiológicos predisponentes: anomalías anatómicas o funcionales de las vías aéreas superiores, alteraciones endocrinas (hipotiroidismo, acromegalia), consumo de sustancias depresoras del centro respiratorio (fármacos hipnóticos o sedantes, alcohol), etc. Entre todos ellos el más frecuente y, con mucho, más importante es la obesidad.

CAPITULO 2

2. MATERIALES Y ESTADO DEL ARTE

El origen de los trastornos del sueño con toda probabilidad es tan antiguo como el de la humanidad y existen desde los inicios del hombre, naturalmente estos no eran identificados como un trastorno propiamente dicho y tampoco se tenía la disposición de técnicas capaces de permitir su reconocimiento pero en textos antiguos puede encontrarse referencias acerca de ellos, pues se habla de reyes generalmente obesos que tenían dificultad para respirar mientras dormían o sufrían por no poder conciliar el sueño durante largas horas en la noche. Ya en la Edad Media, se sabía que el sueño está alterado en trastornos como la epilepsia y el asma, y Willis describió alteraciones propias del insomnio, pesadillas y el síndrome de piernas inquietas en sus escritos en el siglo XVII. No obstante, hasta mediados del siglo xx, las alteraciones del sueño se consideraban por lo general consecuencia de otros problemas médicos o psiquiátricos. Sin embargo el interés científico y médico por el sueño y sus trastornos es relativamente nuevo, conforme se han ido conociendo los problemas, ha aumentado la necesidad de un proceso sistemático para su clasificación.

Hasta hace muy pocos años, el fenómeno del ronquido, ha pasado de constituir un simple problema doméstico, incluso un síntoma de buen dormir o una anécdota literaria, mereciendo la atención de autores clásicos como Dickens.

En este punto se realiza una revisión bibliográfica de los métodos y técnicas que se aplican en la actualidad al registro de las señales cardiorrespiratorias y relativas al trastorno respiratorio del sueño, para su procesamiento orientado a la extracción de la información relevante. Se examina igualmente la utilidad clínica de cada una de éstos parámetros, para el diagnóstico médico en general y para la diagnosis del SAOS en particular.

A través de la historia podemos observar como a lo largo de los últimos años, gracias a los trabajos de un gran número de investigadores, hemos podido adquirir conocimientos acerca del comportamiento del SAOS en pacientes normales. Pero al mismo tiempo, nos hemos enriquecido con una serie de datos, derivados de estudios de investigación, acerca de la fisiopatología, diagnóstico y tratamiento de los trastornos respiratorios obstructivos del sueño. Citaremos en esta perspectiva histórica a los autores relevantes dentro del campo de estudio del SAOS y de sus trabajos reconocidos que han aportado conocimientos esenciales para detectar la enfermedad.

2.1. LA SEÑAL RESPIRATORIA EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Existen numerosas razones clínicas que requieren de una medida fiable de la respiración. Algunas pueden encontrarse en la literatura específica sobre métodos para la monitorización de la respiración.” Moody et al [22] mantienen que la significación clínica de ciertas arritmias cardíacas puede sobreentenderse únicamente considerando la respiración como variable”. El conocimiento del ciclo respiratorio es también útil. Zapke et al [23] describen el procesado matemático de los datos derivados de MRI (resonancias magnéticas) durante los ciclos respiratorios que conduce a imágenes de la ventilación local de excelente calidad, sin la presencia de agentes de contraste.

Lindberg et al [24] citan ejemplos en los que información sobre la respiración es importante. Por ejemplo, en cuidados postoperatorios es extremadamente importante controlar tanto la función cardíaca como la respiratoria, debido a que los pacientes sometidos a operaciones suelen estar influidos por analgésicos que deprimen la respiración.

Los fallos respiratorios pueden generar situaciones de gravedad que incluso supongan un riesgo para la vida del paciente. En general se trata de situaciones muy difíciles de predecir, y como consecuencia de ello, la monitorización continua de su actividad es típicamente necesaria en situaciones clínicas de alto riesgo. Numerosos estudios han mostrado que la tasa respiratoria (TR) proporciona uno de los índices más exactos para diagnosticar una disfunción respiratoria aguda, de forma que se emplea para el seguimiento del estado de pacientes internados en unidades de cuidado intensivo o postoperatorias, o que presenten una respiración potencialmente inestable . [25, 26, 27].

La tasa respiratoria ha demostrado ser también un marcador muy exacto para analizar la posibilidad de retirar el soporte de pacientes ventilados, ya que exhibe una alta correlación con las extubaciones. Durante sedación, la monitorización de la TR ha mostrado ser un marcador más rápido de la inducción de la anestesia que cualquiera otra medida clínica, como el test de reflejos, cese del dedo doblado, y la pérdida del tono muscular en el brazo. Durante la sedación consciente (sedación narcótica), existe un riesgo de depresión respiratoria. Sin embargo, la monitorización de patrones respiratorios combinada con la pulsioximetría es la más útil información sobre la ocurrencia de depresión respiratoria y los cambios en la TR típicamente proporcionan una advertencia más temprana que la que provee la pulsioximetría o la tensión CO₂.

La monitorización de la respiración es también útil en situaciones no críticas, e.g. durante los test de ejercicio y en los diferentes tipos de investigaciones

cardiacas. En este último caso es también necesario cronometrar las diferentes fases de la respiración, ya que la función cardiaca está modulada por la respiración. Una amplia área de aplicación de la monitorización de la respiración puede ser la que afecta a los cuidados domiciliarios [28, 29]. Sin embargo, es en la detección de la apnea de sueño donde la respiración participa de forma básica, y se erige como un pilar básico en la diagnosis del trastorno. Como se ha definido al describir la fisiopatología del SAOS y la tipología de eventos, la identificación de episodios de apnea requiere de una medida fiable de la actividad respiratoria, que permita la diferenciación de segmentos de respiración normal, ceses en la respiración y reducciones del flujo de aire ingresado.

2.2. ANÁLISIS DE TRABAJOS CIENTÍFICOS Y PROCEDIMIENTOS PARA ESTUDIO Y DETECCIÓN DE SAOS

Existen varios tipos de análisis realizados para detección de apnea del sueño y en la revisión de literatura acerca del tema, encontraremos por una parte estudios acerca de características extraídas de pruebas de diagnóstico con el fin de obtener información, y por otra parte se tiene estudios de detección de apnea obstructiva del sueño con diferentes metodologías que analizaremos en forma cronológica.

2.2.1. Trabajos presentados en Septiembre 1997

Katz et al [30], indica que mediante dos algoritmos no lineales "chaotic radius" y "differential radius", aplicados a las series temporales de ECG en las fases de apnea, se logra predecir con dichos algoritmos los tiempos aproximados entre eventos de apnea, así como detectar en los ECG's puntos de inestabilidad que según los autores sugieren un acoplamiento entre los esfuerzos respiratorios que no son claramente visibles en las series temporales del ECG.

2.2.2. Trabajos presentados en Octubre 1999

Khoo et al [31], han desarrollado un enfoque basado en el modelo para evaluar la función autonómica en pacientes con síndrome de apnea obstructiva del sueño (SAOS). Se estimó un modelo mínimo de bucle cerrado de control cardiorrespiratorio de intervalo RR y respiración medida durante un protocolo de respiración aleatorio. Aplicación del algoritmo a datos simulados confirmaron la viabilidad de la estimación de los parámetros del modelo bajo condiciones de bucle cerrado. Se encontraron diferencias significativas en la morfología y la magnitud de la respuesta al impulso de uno de los componentes del modelo en SAOS frente a sujetos normales. Los resultados sugieren que este procedimiento puede proporcionar un medio más sensible para detección y seguimiento de los cambios en la función autonómica en pacientes antes y durante la terapia de SAOS.

2.2.3. Trabajos presentados en Abril 2000

Mietus et al [32], presentan un nuevo método automatizado para diagnosticar y cuantificar la apnea obstructiva del sueño de electrocardiogramas basado en la detección de las oscilaciones periódicas en intervalos cardiacas que a menudo se asocian con ciclos prolongados de apnea del sueño. Esta técnica emplea la transformación de Hilbert de la serie de tiempo de intervalo interbeat sinus para derivar las amplitudes instantáneas y frecuencias de la serie y calcula sus medias y desviaciones estándar sobre una ventana móvil de 5 minutos. Luego aplicamos una técnica de umbral y detectar continuas secuencias de esas ventanas que se encuentran dentro de los límites de umbral. Cuando se aplica a los equipos en apnea del sueño de Cardiología datos de prueba, nuestro algoritmo correctamente clasificados (93,3%) del 28 de 30 casos de apnea del sueño y sujetos normales y había identificado correctamente la presencia o ausencia de apnea del sueño en 14591 de un total de 17268 minutos (84,5%) de los datos del conjunto de prueba.

2.2.4. Trabajos presentados en Diciembre 2002

Hae-Jeong Park et al [33], proponen un método automático para electrocardiograma para detección y eliminación de artefactos y su aplicación en un solo canal de electroencefalograma (EEG) sin un canal de ECG separado para referencia. El método se basa en tres características de artefactos ECG: spike-like, la periodicidad y la falta de correlación con el EEG. El método consiste en un proceso de dos pasos: detección de artefactos ECG utilizando el método de histograma (EIH) de intervalo de energía y eliminación de artefacto ECG mediante una modificación de la resta media del conjunto. Se aplica un operador de energía no lineal suavizada para el EEG contaminado, que destacó significativamente los artefactos de ECG en comparación con el EEG. El método EIH fue propuesto inicialmente para estimar la tasa de falsos positivos (FPs) y falsos negativos (FNs) que eran necesarios para determinar el umbral óptimo para la detección del artefacto ECG. Como un paso de postprocesado, utilizan dos tipos de umbral para ajustar los algoritmos que se basan en la periodicidad de los picos R del ECG. La técnica se aplicó a cuatro grabaciones de EEG de sueño nocturno de cuatro sujetos con síndrome de apnea obstructiva del sueño severa, desde el cual un total de 132878 latidos eran supervisados más 31,8 h. Se encontró que los artefactos ECG fueron correctamente detectados y eliminados con $FP = 0.017$ y $FN = 0.074$ para las épocas donde el proceso de eliminación es necesariamente requerido.

2.2.5. Trabajos presentados en Junio 2003

Philip de Chazal et al [34], presenta un método para el procesamiento automático del electrocardiograma (ECG) para la detección de apnea obstructiva del sueño. El método detecta una derivación en la noche en las grabaciones de ECG para las principales presencias de apnea de sueño y proporciona un análisis minuto a minuto de los desórdenes respiratorios. Fue utilizada en el estudio una base de

datos independientemente validada de 70 grabaciones de ECG adquirida de sujetos normales y sujetos con apnea obstructiva y apnea mixta o hipoapnea, cada uno de aproximadamente con ocho horas de duración. Treinta y cinco de estas grabaciones fueron usados para el trabajo de formación del método y 35 retenidas para pruebas independientes y validación. Una amplia variedad de características basadas en intervalos y ciclos de latidos son consideradas una señal respiratoria derivada de ECG. Se comparan los clasificadores basados en discriminantes lineales y cuadráticas, luego se hace una selección de funciones y regularización de parámetros de clasificador utilizados para optimizar el rendimiento del clasificador. Los resultados demuestran que las grabaciones normales pueden separarse de las grabaciones de apnea con una tasa de éxito del 100% y una precisión de clasificación de minuto a minuto de más del 90% es alcanzable.

2.2.6. Trabajos presentados en Marzo 2006

Redmond et al [35], describen un ensayo basado en el sistema cardiorrespiratorio de las etapas de sueño en sujetos con apnea obstructiva del sueño. Se utiliza un sistema simplificado de tres Estados: Vigilia (W), movimiento ocular rápido (REM), sueño (R) y sueño NREM (S). El sistema de puntuación de las etapas del sueño da épocas de 30 s estándar. Se investiga una serie de características asociadas con la presencia de los intervalos RR, estimaciones pletismográficas de esfuerzo respiratorio torácico, y una señal respiratoria derivada de electrocardiograma (EDR). Se forma un clasificador discriminante cuadrático de temas específicos, Se escogen aleatoriamente un 20% de los tramos de los sujetos (en proporciones adecuadas de W, S y R) como los datos de formación. El 80% restante de las épocas se presentaron para el clasificador para pruebas. Se logró una precisión de clasificación estimada de 79% (valor de concordancia Cohen =0,56). Cuando un clasificador independiente de tema similar fue estudiado, con épocas de todos los otros sujetos como los datos de estudio, se tiene un descenso en la precisión de clasificación al 67% ($\kappa = 0,32$). Los sujetos fueron separados

en grupos de índice de apnea baja (AHI) y apnea alta en los experimentos repetidos. El clasificador de temas específicos funcionó mejor que en sujetos con baja AHI que AHI alto; el rendimiento del clasificador independiente del asunto no está correlacionado con AHI. Para comparar un clasificador de electroencefalograma (EEG) fue estudiado utilizando varias características de EEG estándar. El clasificador de temas específicos tuvo una precisión del 87% ($\kappa = 0,75$) y una precisión del 84% ($\kappa = 0.68$) se obtuvo para el clasificador independiente del sujeto, indicando que la características de EEG son bastante sólidas a través de sujetos. Concluimos que las señales cardiorespiratorias proporcionan moderada precisión en las etapas de sueño, sin embargo, sus características exhiben dependencia importante del sujeto con potenciales límites al uso de estas señales en un sistema independiente.

2.2.7. Trabajos presentados en Septiembre 2006

Suhas et al [36], expone una clasificación de las respiraciones de Cheyne-Stokes y de apnea obstructiva del sueño usando ECG. Este estudio pretende explorar la posibilidad de discernir la apnea obstructiva del sueño (SAOS) de las respiraciones de Cheyne – Stokes (CSR) utilizando el electrocardiograma nocturno (ECG). Señales polisomnográficas y ECG fueron adquiridas desde 13 pacientes SAOS y 7 pacientes RSC. Se derivan dos señales: atenuación de onda R (RWA) y serie de variabilidad del ritmo cardiaco (HRV) del ECG. Mediante un análisis de dominio de frecuencia, diversas bandas de frecuencia en el espectro de potencia de las señales de RWA y HRV mostraron sensibilidad a eventos de SAOS y RSC. Por lo tanto los autores desarrollan un algoritmo de tres etapas para detectar y diferenciar eventos SAOS de eventos de RSE mediante análisis RWA y HRV. Para probar el algoritmo, los datos de ECG son divididos en épocas de quince minutos para el análisis. Setenta y dos eventos contienen SAOS y 72 eventos contienen RSE. 48 grabaciones SAOS y 48 grabaciones RC fueron seleccionadas al azar para formar el conjunto de estudio y pruebas. Las restantes 24 grabaciones en cada

categoría forman el conjunto de pruebas de validación. Este método tiene sensibilidad del 87,5% y una especificidad del 75% en el conjunto de la prueba de validación.

2.2.8. Trabajos presentados en Agosto 2007

Patangay et al [37], muestran una investigación que pretende desarrollar un sistema no intrusivo para vigilar la apnea obstructiva del sueño (SAOS) en pacientes con insuficiencia cardíaca. Se utilizan sonidos de corazón y ECG para desarrollar un clasificador basado en máquinas del vector de apoyo (SVM). La energía de RMS en ondas de subrangos se utilizan como vectores de función. La reducción de la función se realiza para minimizar la complejidad sin pérdida de rendimiento. Usan datos de 17 pacientes analizados en épocas de dos minutos y divididos al azar en conjuntos de ensayo y prueba. Se utiliza el conjunto de ensayo para la optimización de parámetros del algoritmo SVM y un conjunto de datos de prueba se utiliza para estimar el error de generalización del algoritmo. El algoritmo propuesto tiene un 85,5% de sensibilidad y especificidad de 92,2% para la detección de épocas de SAOS.

2.2.9. Trabajos presentados en Agosto 2008

Nilsen et al [38], investiga la conclusión una pronunciada forma de cambiar a predictores fisiológicos ECG durante eventos de apnea en comparación con eventos de hipoapnea. El análisis estadístico pertinente se realizó mediante la generación de modelos de regresión logística de los dos conjuntos de datos: el primero de ellos que contiene sólo los eventos de apnea y controles y el segundo conjunto de datos que contiene sólo los eventos de hipoapnea y controles. La capacidad de discriminar el modelo del conjunto de datos de apnea (AUC = 0.903, CI = 0.888 - 0.920) fue significativamente superior en comparación con el modelo del conjunto de datos

hipoapnea (AUC = 0.842, CI = 0.866 - 0.817). El segundo objetivo de estudio investigó si los modelos de regresión que comprende los predictores de SAOS derivan de las dos señales de ECG realizadas mejor que los modelos que participan de los parámetros de un ECG único. Los dos optimizados señal modelo ECG (AUC = 0.878 y CI = 0.864 - 0,893) superó el mejor modelo único de ECG (AUC = 0.843, CI = 0.826 - 0.860), sugiriendo que se pueden lograr mejores resultados mediante un cable de ECG adicional.

Corthout et al [39], proponen tres diferentes métodos para evaluar la apnea del sueño (SAOS) durante el tiempo de suspensión basada únicamente en la señal de ECG. SAOS es un sueño frecuente producido por oclusiones repetitivas de las vías respiratorias superiores, que produce un patrón característico en el ECG. Extracción de características ECG como la variabilidad del ritmo cardiaco y las QRS pico área oferta alternativas medidas pre-diagnóstico barata, no invasiva y confiable de apnea del sueño. 50 de las 70 grabaciones desde la base de datos de los equipos de Cardiología Challenge 2000, disponible gratuitamente en Physionet, se han utilizado en este análisis, subdividida en un entrenamiento y un conjunto de prueba. Hemos investigado las posibilidades sobre el uso del método propuesto recientemente empírica de modo de descomposición en esta aplicación y había comparado con el análisis Wavelet establecidos. Los resultados de estas descomposiciones se extrajeron las características eventuales, complementado con una serie de HRV estándar tiempo dominio medidas y tres adicionales no-lineal. De todas las funciones se calcularon las versiones suavizadas. Desde el conjunto de características obtenidas, el mejor desempeño de subconjunto de la función fue usado como la entrada de un clasificador discriminante lineal. De esta forma pudimos clasificar la señal sobre una base de minuto a minuto como crisis o no crisis con una precisión de alrededor del 90% y perfectamente separados entre normales y los pacientes, utilizando características de alrededor de 20 a 40 y con la posibilidad de hacerlo de tres maneras alternativas

Al- Abed et al [40] Los ciclos cardiacos medido por el intervalo RR (RR) y R-pico envolvente (RPE) son dos señales que pueden extraerse de un electrocardiograma (ECG) con relativa facilidad y alta fiabilidad. RR y RPE han demostrado llevar marcadores para la detección de respiración desordenada de sueño (SDB). En este estudio piloto, exploramos la correlación cruzada de RR y RPE en normal y los pacientes SDB. ECG nocturna de 7 sujetos normales y 7 pacientes SDB se utilizaron para obtener RR y RPE. Los resultados revelaron que la correlación cruzada de señales RR y RPE es significativamente diferente entre sujetos normales y pacientes SDB ($p < 2 \times 10^{-6}$). Además, se desarrolló una nueva parcela de dispersión de RR vs RPE. Características óptimas de la trama de dispersión RR vs RPE se extrajeron y son utilizadas como entrada para un clasificador de perceptor multicapa (MLP) para distinguir entre normal y temas SDB, la sensibilidad de detección, especificidad y precisión para el conjunto de datos de entrenamiento fueron 95,0% 100.0% y 97,5%, respectivamente; y para la prueba hubo datos 76,6%, 93,2% y 84,7%, respectivamente.

Alvarez et al [41], dirigen este estudio a mejorar la capacidad de diagnóstico de saturación de oxígeno arterial (SaO₂) en la detección de la apnea obstructiva del sueño (SAOS). Estudia a 74 pacientes sospechosos de padecer de SAOS. Diez características fueron derivadas de cada SaO₂ grabación: media aritmética, varianza, asimetría y curtosis de dominios de tiempo y la frecuencia, la medida de tendencia central y la complejidad de Lempel-Ziv. La capacidad de diagnóstico de cada función se evaluó por medio de un análisis de las características (ROC) funcionamiento de receptor. Además, se aplicó la regresión logística paso adelante (LR). La curtosis en el dominio del tiempo y la medida no lineal de complejidad se selecciona automáticamente. Esta metodología alcanzó sensibilidad 93,2%, especificidad de 80.0% y 87.8% de precisión, mejorando los resultados de cada uno de ellos individualmente.

Este estudio mostró que las estadísticas comunes en los dominios de tiempo y la frecuencia y características no lineales podrían proporcionar información adicional y complementaria para ayudar en el diagnóstico de SAOS.

2.2.10. Trabajos presentados en Mayo 2009

Estrada et al, presentan en este trabajo, un compendio de características extraídas de los estudios de sueño de los pacientes que sufren de apnea. Veinticinco sujetos (21 hombres y 4 mujeres) fueron seleccionados (edad: 50 ± 10 años, rango 28-68 años), estos datos estuvieron disponibles en línea en la base de datos physionet. Algoritmos de dominio de tiempo y la frecuencia se aplicaron a señales polisomnográficas como EEG, EMG y EOG. Los resultados muestran que las tendencias proporcionadas por estos indicadores podrían utilizarse para automáticamente distinguir entre las fases de sueño a un nivel altamente significativo ($p < 0,01$). Esto podría resultar muy útil en la detección de apnea del sueño.

2.3. ANÁLISIS DE REGISTRO DE DATOS DE SAOS

2.3.1. Base de datos

Para llevar a cabo el desarrollo e implementación del algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño se cuenta con una base de datos polisomnográfica de libre distribución: Apnea-ECG Database. Esta base de datos fue desarrollada por el PhysioNet/Computers in Cardiology Challenge 2000. Los registros de ECG fueron extraídos de una base de datos mayor de mediciones polisomnográficas provistas por la Universidad Philipps, Marburg, Alemania. La señal está muestreada a 100 Hz, con una resolución de 16 bits, donde cada bit representa 5 mV.

Para la medición de los registros se utilizaron las posiciones de los electrodos de ECG de sueño estándares. La base de datos no contiene episodios de apnea central pura, solamente apnea obstructiva. De las 70 señales registradas, 35 contienen anotaciones de apnea y del complejo QRS. De estas 35 grabaciones, 8 disponen de 4 señales respiratorias: oronasal, pletismográfica de pecho, abdominal y saturación de oxígeno. En estas 8 señales, las anotaciones de apnea fueron desarrolladas por médicos expertos y anotadas minuto a minuto. Las otras 35 señales registradas contienen anotaciones de apnea y del complejo QRS añadidas a lo largo del concurso. Para cargar las señales se utilizó el ATM PhysioBank [8] que es una herramienta que permite descargar las señales del PhysioNet mediante el navegador web. Esta permite convertir las librerías PhysioToolKit de PhysioNet en diferentes formatos para descargar. Una vez descargadas las señales, se leerá desde el emulador Cygwin para poder así utilizarlas en MATLAB.

Para el procesamiento de las señales de la base de datos y la construcción del algoritmo se utiliza como herramienta el programa Matlab, que permite una programación adecuada para cada estructura que hemos determinado en el diagrama de bloques.

2.3.2. Registros

Los registros son hombres y mujeres con edades entre 27 y 63 años (media: 43.8 ± 10.8 años) con pesos entre 53 y 135 Kg (media: 86.3 ± 22.2 Kg). Se cuenta con registros de paciente sanos voluntarios y pacientes con apnea obstructiva. Originalmente las grabaciones del sueño fueron aplicadas a 32 sujetos, 25 hombres y 7 mujeres.

En la base de datos, se subdividen las señales en 3 grupos, pacientes con apnea (grupo A), pacientes boderline (grupo B) y pacientes normales o en control

(grupo C). Esta contiene 40 grabaciones (20 con anotaciones) de paciente con apnea, 10 borderline (6 con anotaciones) y 20 normales (5 con anotaciones). Los registros de apnea consisten en grabaciones con una duración de 60 a 100 minutos con un índice de apnea de 10 o más de las aproximadamente 8 horas de grabación. En los pacientes clasificados como borderline, hay entre 5 y 99 minutos de grabación clasificados como apnea. Por último, en los registros clasificados como normal contiene menos de 5 minutos con apnea.

En la Figura. 2.1. Se observa la señal ECG del paciente a03 con sus correspondientes señales pletismográficas.

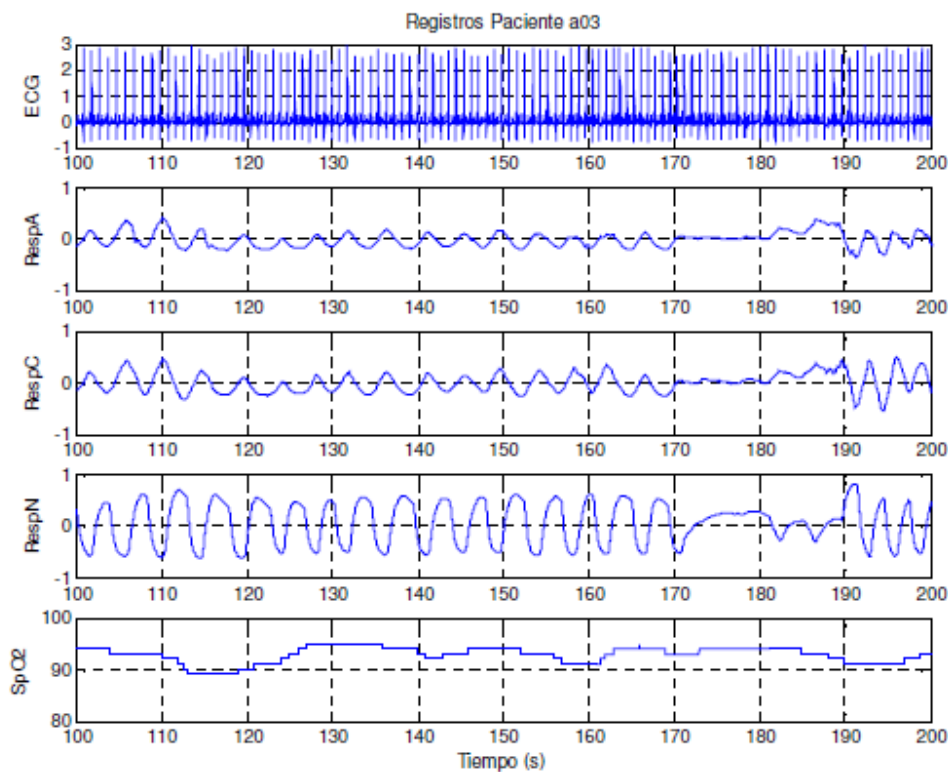


Figura. 2.1. Señal ECG del paciente con apnea a03 y sus correspondientes señales pletismográficas RespC (Respiración Torácica), RespA (Respiración Abdominal), RespN (Respiración Nasal), SpO2 (Saturación de oxígeno en sangre).

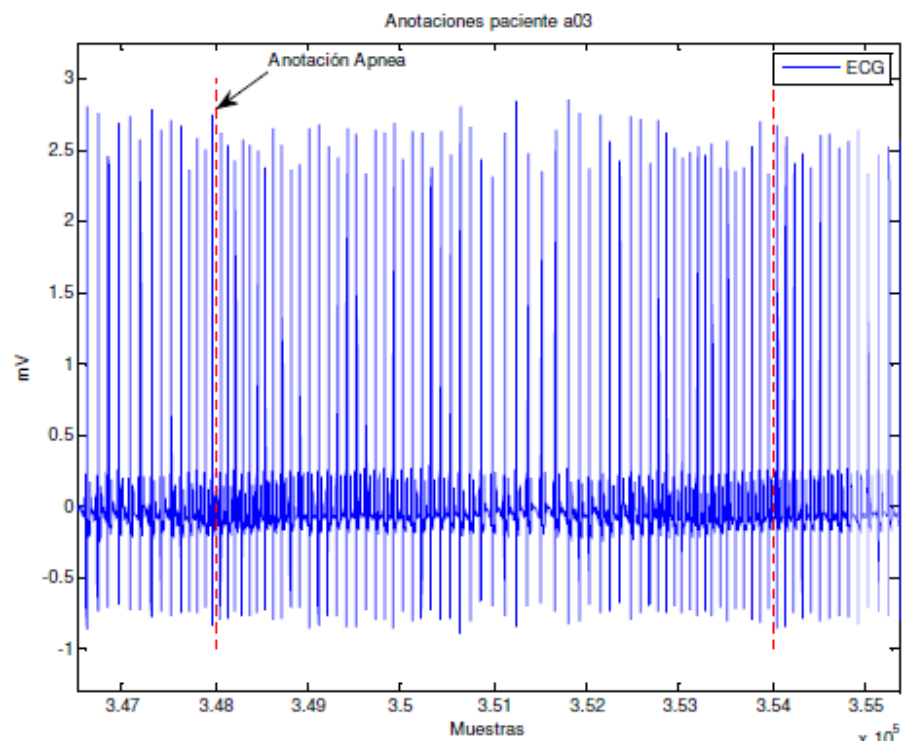


Figura. 2.2. Señal electrocardiográfica con anotaciones de apnea del paciente a03.

CAPITULO 3

3. DISEÑO DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO

3.1. ESTUDIO DE LOS COMPLEJOS QRS

En la señal electrocardiográfica podemos encontrar ondas denominadas P, Q, R, S, T de las cuales extraemos información respiratoria, conocidas como señales respiratorias derivadas de ECG.

Los complejos QRS son el principal dato de estudio al trabajar con una señal de electrocardiograma, pues de aquí se podrá extraer numerosas características.

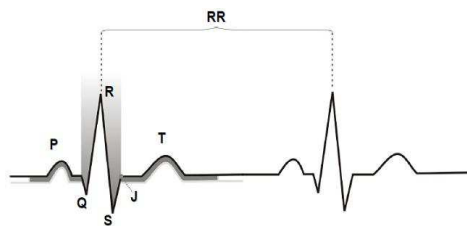


Figura. 3.1. Ondas de electrocardiograma.

El complejo QRS está formado por tres ondas sucesivas, en donde la onda R es la única que constantemente puede ser visualizada, el complejo representa la despolarización ventricular. La onda Q es negativa y no debe superar en voltaje al

33% de la onda R subsiguiente. La onda R es positiva y es seguida por la onda S, en ciertas ocasiones esta onda no se registra. La duración de cada complejo QRS está entre 0,05 y 0,1 segundos según la edad. La amplitud promedio es de 0,5 a 2mV en la derivación estándar que alcanza la mayor altura.

El primer paso a la hora de realizar un estudio de los complejos QRS de un electrocardiograma es ubicarlos dentro de la señal ECG con la que se trabaja, para esto contamos con los archivos de la base de datos de Physionet que contienen anotaciones de los complejos QRS, esto es, en cada latido son identificados los puntos Q, R y S de la señal electrocardiográfica. Para poder trabajar con estas anotaciones es necesario que el contenido de las señales sea convertido en archivos que puedan ser leídos desde el software de desarrollo del algoritmo, para esto se utiliza el emulador de Linux, Cygwin, programa que nos permite una rápida conversión pues a la vez trabaja con la base de datos para formas de onda WFDB (Waveform database). En la Figura 3.2 se puede observar un ejemplo de la señal de electrocardiograma, donde los complejos QRS son localizados como muestra la línea azul.

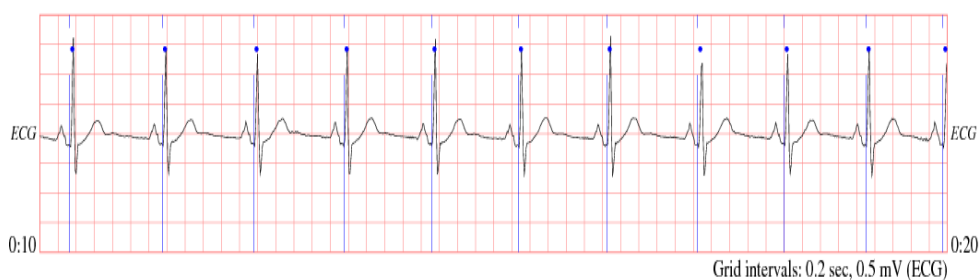


Figura. 3.2. Ejemplo de señal electrocardiográfica de Physionet con anotaciones de QRS.

3.2. PREPROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ECG

El preprocesamiento de la señal ECG será basado en el método propuesto por Chazal *et al.* [43], El cual se lleva a cabo en tres pasos:

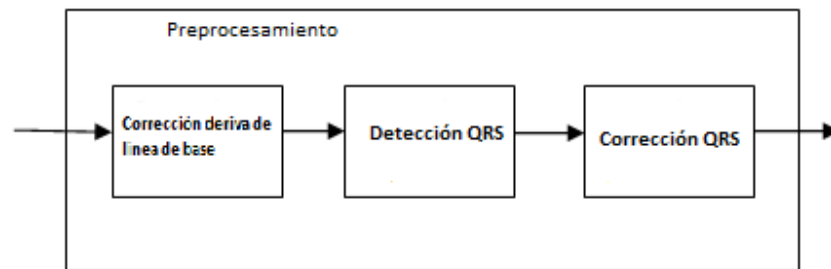


Figura. 3.3. Diagrama de bloques para preprocesamiento de la señal ECG.

3.2.1. Corrección deriva de línea

En el ECG, en el ciclo respiratorio se produce una variación o actividad de baja frecuencia debido a fuentes de ruido como la espiración, la inspiración, o fuentes externas como una mal contacto de los electrodos o movimientos corporales mientras se realiza el electrocardiograma. En cuanto al contenido espectral, usualmente está comprendido en un intervalo inferior a 1 Hz, aunque puede llegar a contener alta frecuencia.

El filtro a ser utilizado en este proceso es el de mediana móvil, una variación al filtro de media móvil que reemplaza un valor por el promedio de los valores cercanos, en un intervalo de tamaño $2n+1$. Cuanto más grande sea el intervalo, mejor será el filtro, pero presenta inconvenientes con la transformada de Fourier, por esta razón se hace uso de los filtros de mediana móvil que reemplaza un valor por la

mediana de los valores cercanos en un intervalo de $2n+1$, y es eficaz para borrar los valores inusuales.

Ya que las ondas P y T tienen una duración de 0,2 s y 0.6 segundos respectivamente el filtro a ser aplicado utilizará una ventana de 200 y 600 ms respectivamente.

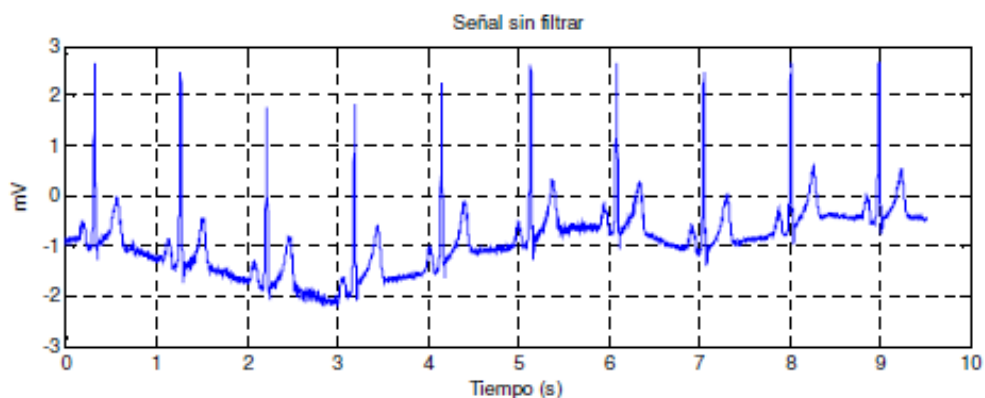


Figura. 3.4. Señal de ECG sin filtrar.

3.2.2. Detección del Complejo QRS

Aquí detectaremos el pico R pero para esto debemos eliminar posibles latidos ectópicos, ondas T de gran amplitud y ruidos de diversa procedencia o ruido de muy diversa procedencia, como ruido miográfico (muscular), electrónico (instrumentación), interferencias electromagnéticas (red eléctrica) o mal posicionamiento de los electrodos.

Gracias a las anotaciones de la base de datos podemos detectar el pico R como el punto máximo en una ventana de 300ms centrada.

3.2.2.1. Anotaciones de QRS

El algoritmo detector de los complejos QRS utilizado para crear el vector de anotaciones disponible en la Apnea-ECG Database está basado en el ejemplo 10 en la WFDB Programmer's Guide [22], el cual ha sido convertido en un programa en Pascal escrito por W.A.H. Engelse y C. Zeelenberg [44]. Este programa lee una sola señal ECG, intenta detectar los complejos QRS y graba su localización en un archivo de anotación '.qrs'.

3.2.3. Corrección Complejo QRS

Con el objetivo de corregir los errores en la detección de complejos QRS se busca obtener una serie RR robusta que consta de 5 intervalos y asegura que no sean tomados en cuenta los falsos positivos, o los falsos negativos.

- Falsos Negativos: Si el intervalo RR es 1.8 veces superior a RR robusto.
- Falsos Positivos: Si sumamos dos intervalos RR consecutivos y su resultado es menor a 1.2 veces el intervalo robusto.

El objetivo del algoritmo de corrección del complejo QRS es obtener el intervalo RR como la distancia entre dos picos R consecutivos. Para obtener el intervalo RR robusto se realiza la mediana de cinco intervalos consecutivos.

Al comparar cada intervalo de la serie RR con el correspondiente de la serie robusta se detectará la existencia de intervalos RR sospechosos.

3.2.3.1. Falsos Positivos

Los Falsos positivos son producidos en su mayoría por ondas T de gran amplitud o latidos ectópicos. Éstos se detectan debido a que si la suma de dos intervalos consecutivos no es mayor a 1,2 veces el intervalo RR robusto, hay un latido prematuro o una anotación producida erróneamente debido al ruido. Es decir, si la suma de dos intervalos no es mayor que el 120% del intervalo robusto es declarado como intervalo Falso positivo.

$$FP = RR_i + RR_{i+1} < 1.2 RR_{robusto}$$

Para corregir el error de detección, en el algoritmo se procede a eliminarlo a partir de la extracción de la anotación directamente del vector anotaciones.

3.2.3.2. Falsos Negativos

Los Falsos negativos se consideran que son latidos no detectados debido al ruido de diferente procedencia, como el miográfico o el electrónico. A partir del algoritmo de corrección, se procede a determinar estos latidos a partir de la idea de que si el intervalo RR es superior en 1,8 veces al intervalo RR robusto, es que hay un latido que no se ha detectado.

Es decir, si el intervalo comparado no es inferior al 180% del intervalo robusto, es declarado como Falso negativo.

$$FN = RR_i > 1.8 RR_{robusto}$$

3.3. EXTRACCION DE CARACTERÍSTICAS

Una vez que la señal ha sido preprocesada, nuestro siguiente objetivo es extraer el mayor número de características que nos permita obtener información y las señales respiratorias derivadas, EDR(ECG Derived Respiratory) para determinar cuál de ellas es la que mejor características ofrece para elaborar el algoritmo de detección de apnea. Trabaremos en función de tres señales derivadas importantes, la primera se obtendrá en base al área de la onda R, la segunda en función de la variabilidad o frecuencia del ritmo cardiaco (Intervalo RR) y la tercera por la amplitud del pico R.

En la Figura. 3.5. Podemos observar un cuadro de las características que serán extraídas en este proceso.

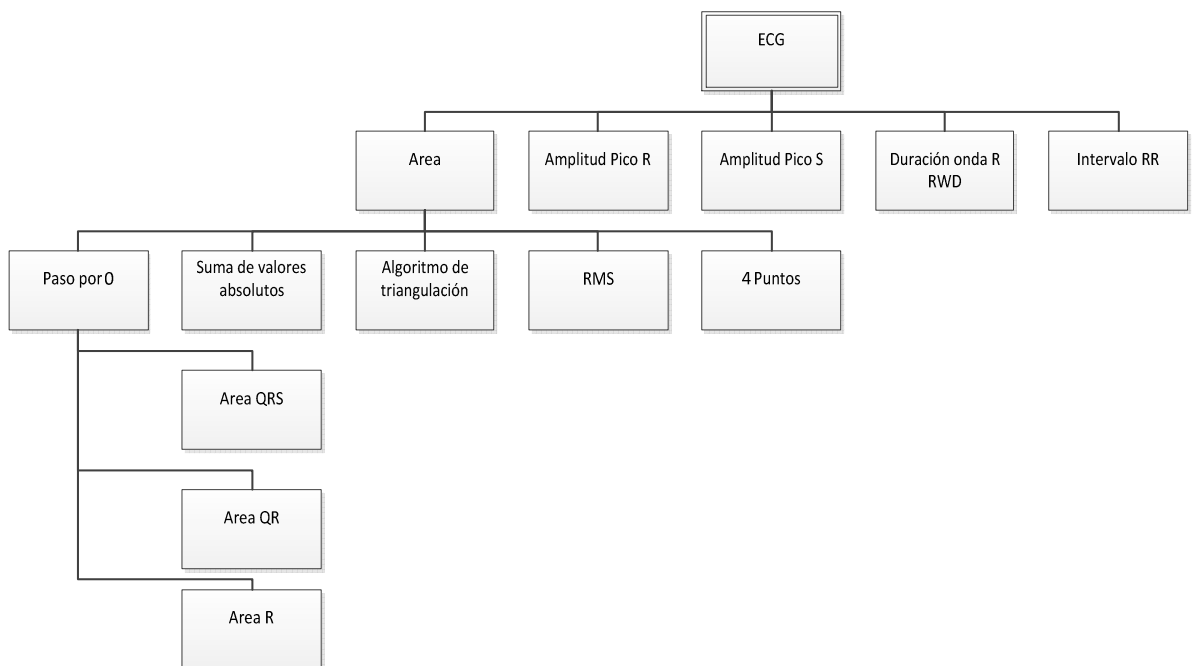


Figura. 3.5. Características derivadas de electrocardiograma.

3.3.1. ÁREA

Esta característica nos permite cuantificar la energía y potencia que presenta la señal procedente de los pulsos caracterizados por el complejo QRS. Para analizarla haremos uso de varios algoritmos que a continuación analizamos.

3.3.1.1. Área mediante algoritmo cruce por 0

La primera técnica de extracción de la energía se realiza a partir del cálculo del área que contiene la señal en su paso por cero. La suma de las muestras contenidas en el intervalo de tiempo desde que se cruza por cero hasta que se vuelve a cruzar, esta suma es dividida para el tiempo transcurrido entre el primer cruce y el segundo. En el cálculo del cruce por cero intervienen tres áreas: área bajo el pico R, área del intervalo QR, y área del intervalo RS.

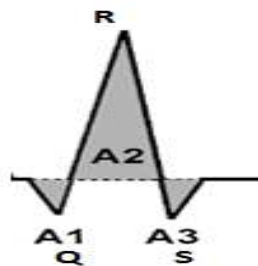


Figura. 3.6. Representación de la onda QRS y las áreas Q, R, y S.

3.3.1.2. Área R

Partimos de las anotaciones del pico R y se aplica una ventana de 100ms centrada en la notación del punto máximo. Con estas anotaciones partiendo de la muestra que corresponde al pico máximo $x[i_{max}] > 0$, se aplica el método por el cual se

van reduciendo las muestras hasta que se encuentra un cambio de signo en la amplitud $x[i_{max-n}] < 0$, donde $n=0,1,2,3\dots m$. Una vez que se ha encontrado el primer paso por 0 se aumenta la muestra a una hasta encontrar el otro paso por 0 de las anotaciones del pico R y se aplica una ventana de 100 ms centrada en la anotación del punto máximo. Finalmente, una vez encontrados los dos cruces por cero se realiza el cálculo de área como:

$$A = \frac{\sum_n^t x(i)}{n - t}$$

Por otra parte, hay que destacar que para maximizar la precisión se realizará un remuestreo de la señal a 1000Hz en dicho tramo a partir de la función de interpolación.

3.3.1.3. Área QR

Para el cálculo del área QR, se realiza el mismo procedimiento que el área bajo R, pero en este caso se busca el cambio de signo de la onda Q. Para encontrar el pico R se realiza el mismo proceso y la función de interpolación pero aplicando una ventana de 400ms.

Como en el cálculo del área R, se disminuye las muestras hasta encontrar el primer cruce por cero $x[i_{max-n}] < 0$ donde $n = 0, 1, 2, 3\dots m$ (punto B), pero esta vez seguimos disminuyendo las muestras hasta encontrar el siguiente paso por cero $x[i_{max-n}] > 0$ donde $n = 0, 1, 2, 3\dots m$ (punto A), que será la muestra inicial.

Para encontrar la muestra final de la onda se aumentan muestra a muestra hasta encontrar el cambio de signo

$$Area QR = Area R + Area Q$$

3.3.1.4. Área QRS

Para el cálculo del área QRS, se realiza el mismo procedimiento que el área bajo R, pero en este caso se busca el cambio de signo de la onda S. Para encontrar el pico R se realiza el mismo proceso y la función de interpolación pero aplicando una ventana de 400ms. Como en el cálculo del área R, se disminuye las muestras hasta encontrar el primer cruce por cero $x[i_{\max-n}] < 0$ donde $n = 0, 1, 2, 3 \dots m$ (punto B), pero esta vez seguimos disminuyendo las muestras hasta encontrar el siguiente paso por cero $x[i_{\max-n}] > 0$ donde $n = 0, 1, 2, 3 \dots m$ (punto A), que será la muestra inicial. Para encontrar la muestra final de la onda se aumentan muestra a muestra hasta encontrar el cambio de signo

$$\text{Area QRS} = \text{Area R} + \text{Area QR} + \text{Area S}$$

3.3.1.5. Área mediante detección de 4 puntos

Por último se aplica el programa de cuatro puntos, a partir del cual se pretende calcular el área del complejo QRS a partir de la detección de 4 puntos característicos de la onda. Estos son inicio QRS (se le resta una constante aproximada al pico R), punto máximo (Pico R), punto mínimo (Pico S) y fin complejo (se le suma una constante aproximada al pico S). Una vez extraídos los puntos, se procede a calcular el área como a cualquier Figura irregular, a partir del cálculo de los triángulos que la componen. Como las otras señales, se debe aplicar un filtrado y un interpolado.

3.3.2. Amplitud Pico R

La detección de los picos R se realiza mediante las anotaciones adquiridas en la base de datos. A partir de estas detecciones, se aplica una ventana temporal de

300 ms centrada en la anotación. Una vez que tengamos el tramo de señal, se calcula su punto máximo, da como resultado el pico R.

3.3.3. Duración onda R (RWD)

Para calcular la duración de la onda R (RWD, del inglés "R Wave Duration"), se define a ésta como el tiempo que transcurre entre que la onda R pasa por 0 la primera vez, hasta que vuelve a cruzarlo. Para el cálculo de la RWD, se podrá partir del algoritmo en donde ya habíamos calculado el área R, en el cual se utilizó esta técnica debido a la necesidad que provocaba el tener que saber el tiempo transcurrido para poder calcular la potencia de la señal. Una vez obtenido el cálculo a partir del algoritmo se podrá realizar la interpolación y el filtrado.

3.3.4. Variabilidad de ritmo cardiaco (intervalo RR)

Como última señal, se calcula la más habitual y estudiada de las señales derivadas.

Esta señal se utiliza a partir de la idea de que la consecuencia directa de un episodio de apnea es la disminución en el ritmo cardiaco por parte del paciente debido a la no necesidad de bombeo del corazón. Debido a esto se produce un aumento en el intervalo RR y por tanto una disminución clara de la frecuencia cardiaca.

Durante un episodio de apnea se producen variaciones cíclicas en el ritmo cardiaco que suelen aparecer de forma periódica cada 25-100 s, teniendo como consecuencia un intervalo de frecuencias de entre 0.01-0.04 Hz donde los episodios de apnea tienen mayor influencia.

El intervalo RR se calcula mediante un algoritmo que realice el proceso para obtener la señal es calcular la distancia entre dos picos R consecutivos. Finalmente y como en todas las señales se interpola y se filtra, pero en este caso también nos interesará el intervalo RR sin interpolar.

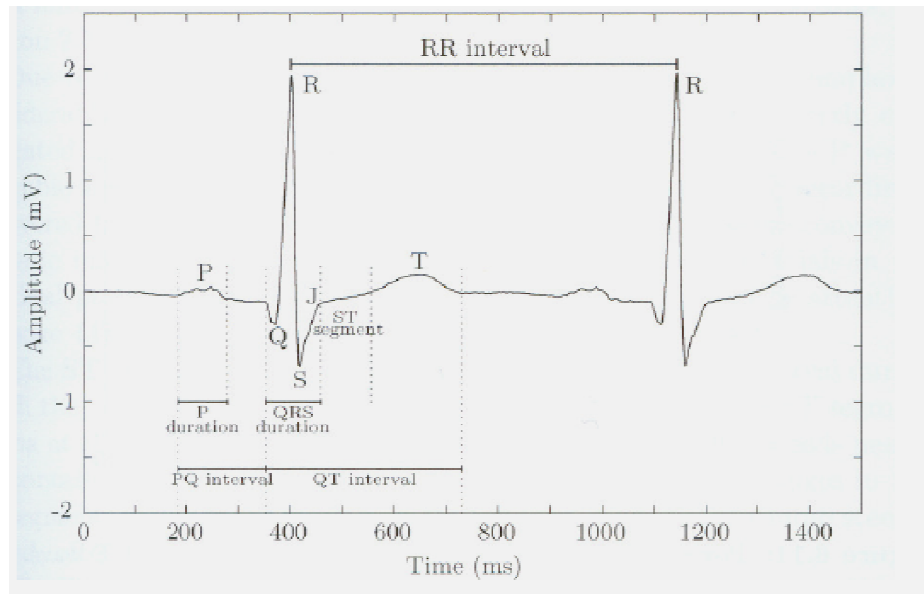


Figura. 3.7. Tramo de señal de ECG. Intervalo RR.

3.4. ESTABLECIMIENTO DEL MÉTODO DE ANÁLISIS DE LAS SEÑALES RESPIRATORIAS (EDR)

En la actualidad es conocido que la acción respiratoria se ve reflejada en el vector cardiaco presentando diferentes características, se las denomina como señal respiratoria derivada. Una forma de obtener la señal respiratoria derivada de la señal ECG, es mediante un filtrado en la banda frecuencial dónde se sabe que la señal ECG lleva información de la respiración, esto es, durante un episodio de apnea obstructiva del sueño se producen variaciones cíclicas en el ritmo cardiaco que suelen aparecer de forma periódica cada aproximadamente 25-100 s. Esto

significa que se produce un descenso en la banda frecuencial VLF (Tabla 3.1), que provoca que la frecuencia de las señales EDR disminuya, ya que como los sujetos de nuestra base de datos son personas adultas, la tasa respiratoria es normalmente 10-20 respiraciones/minuto en reposo. Así pues, una tasa correspondiente a 20 respiraciones/minuto equivaldría a una frecuencia respiratoria de 0.33 Hz, por tanto, la elección presentada es viable.

BANDAS FRECUENCIALES		
Banda de muy baja frecuencia	VLF	Frecuencias inferiores a 0,04Hz
Banda de baja frecuencia	LF	Frecuencias entre 0,04 Hz y 0,15 Hz
Banda de alta frecuencia	HF	Frecuencias entre 0,15 y 0,4 Hz

Tabla. 3.1. Bandas frecuenciales comúnmente utilizadas.

3.4.1. SEÑALES RESPIRATORIAS DERIVADAS

Una vez extraídas las señales derivadas del ECG, y con el propósito de obtener la misma frecuencia de muestreo que el resto de señales de la base de datos y así poder realizar estudios comparativos, se planea una interpolación y un posterior filtrado pasa-bajos que elimina las componentes frecuenciales en un rango no coherente con el rango de frecuencias respiratorias (0-5 Hz).

En este sentido, se compara diversos métodos de interpolación, como pueden ser una interpolación lineal y una spline cúbica. En la Figura. 3.8. se muestra una comparativa entre los resultados obtenidos haciendo una interpolación lineal y una spline cúbica, y se puede observar que la interpolación spline cúbica presenta una forma de onda más suavizada y por tanto una mayor semejanza a las señales a comparar, entonces se decide trabajar con la interpolación spline cúbica y se hace necesario un filtrado para bajas frecuencias, el filtro utilizado es de tipo Butterworth de orden 3. Podemos encontrar muchas bandas frecuenciales para realizar este

filtrado, sin embargo, en el presente proyecto, se ha determinado que la banda VLF corresponde a las características necesarias.

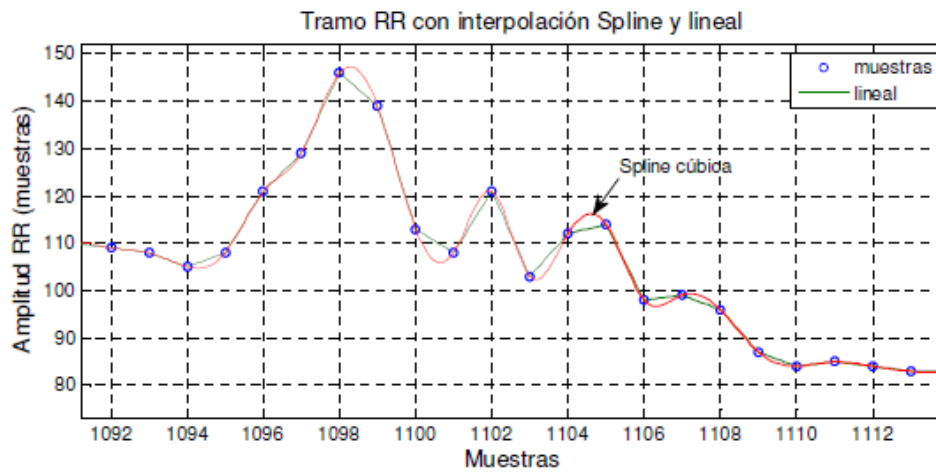


Figura. 3.8. Tramo RR con interpolación lineal y spline cúbica.

El diagrama de bloques para la obtención de las señales respiratorias derivadas es mostrado en la Figura. 3.9.

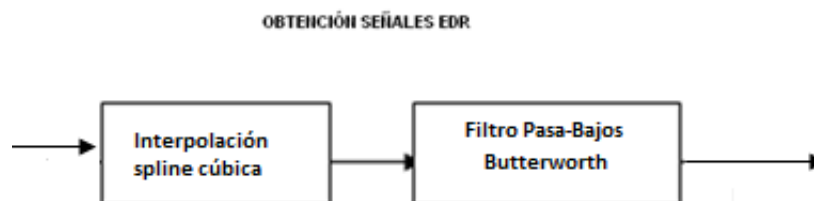


Figura. 3.9. Diagrama de bloques de obtención de señales respiratorias derivadas.

3.5. ESTUDIO TEMPORAL (CORRELACIÓN CRUZADA)

A partir de la construcción de señales respiratorias extraídas con información que se deriva de la señal electrocardiográfica, se realizará como primera opción un estudio temporal como el realizado por Manzanero [42].

Éste se caracteriza por la naturaleza casi aleatoria de las señales biomédicas, y por tanto por el estudio estadístico de éstas.

El estudio es realizado a partir de la correlación cruzada y la desviación típica se observan las señales resultantes del proceso de correlación de dos señales. Se puede observar el máximo en el medio, ya que es en este momento en que las dos señales no se encuentran desplazadas una de la otra.

Además con el estudio temporal se pretende comprobar que la Variabilidad de ritmo cardíaco es la EDR con mejores características para ser utilizada en la implementación del algoritmo de detección de apnea del sueño tal como lo indica Correa [45] en su estudio.

3.5.1. ALGORITMO CORRELACIÓN CRUZADA

Para obtener tanto la correlación cruzada normalizada, como la desviación típica en tramos de un minuto, se calcula la correlación cruzada normalizada en tramos de un minuto. También se utiliza las funciones de matlab para realizar el cálculo de la desviación típica. Una vez extraída la correlación de dos señales, se debe utilizar las funciones de máximos para sólo coger el valor correspondiente al

momento en que las señales no están desplazadas, y los valores absolutos, debido a que la correlación puede ser tanto positiva como negativa.

3.5.1.1. Nivel de continua o valor medio

El valor medio de la señales es un parámetro que se debe extraer para poder realizar el estudio de correlación cruzada entre las diversas señales. Para extraer de la señal el valor medio, se usa funciones que eliminen la tendencia lineal del vector y se extraiga el valor medio.

3.6. ESTUDIO FRECUENCIAL

Una vez realizado el estudio temporal, pasamos a realizar el estudio frecuencial. La idea básica en la realización del estudio frecuencial es cuantificar los intervalos frecuenciales en los que las diversas señales se mueven. Analizados, estos se realiza el algoritmo de detección de apnea del sueño que utilizará la señal respiratoria de variabilidad de ritmo.

Los métodos de análisis espectral clásico, como los basados en la transformada de Fourier, como paramétricos, como los basados en modelos autorregresivos, asumen la estacionalidad de la señal. Representan la distribución de energía o potencia en el dominio frecuencial durante todo el intervalo en que nuestra señal está sometida al análisis.

En el análisis de señales no estacionarias resulta de interés el análisis tiempo-frecuencia, que permite representar la distribución de energía o potencia en el dominio frecuencial para todo instante de tiempo.

En el presente proyecto se usa un análisis tiempo-frecuencia que sigue un método cuadrático no paramétrico. Se trata de distribuciones bidimensionales tiempo-frecuencia que representan la densidad de energía o potencia conjuntamente en tiempo y frecuencia. En general, son representaciones cuadráticas de la señal. La integral doble, con respecto al tiempo y a la frecuencia, de cualquiera de estas distribuciones tiempo-frecuencia representa la energía o potencia de la señal (conservación de la energía o potencia). La integral con respecto a la frecuencia representa la densidad de energía o potencia con respecto al tiempo, y viceversa.

El análisis espectral de las señales relacionadas con la variabilidad del ritmo cardiaco presenta oscilaciones que se relacionan con la actividad simpática y vagal. Las componentes espectrales van desde los 0.003 a los 0.5 Hz, donde el rango entre 0.003 y 0.04 Hz (componente de muy baja frecuencia, VLF) representa los mecanismos de regulación a largo plazo; el rango entre 0.04 y 0.15 Hz (componente de baja frecuencia, LF) representa la modulación simpática y parasimpático, aunque un incremento en su potencia se suele asociar a un incremento simpático. El rango de 0.15 a 0.5 Hz (alta frecuencia, HF) corresponde a la modulación parasimpática, y está sincronizada con la frecuencia respiratoria. Finalmente el ratio entre la baja y alta frecuencia (LF/HF) es un índice que representa el balance simpato-vagal. Estos rangos presentados nos servirán para obtener las frecuencias respiratorias en cada instante.

3.2.1 Aspectos básicos para estudio frecuencial

3.6.1.1. Ciclos por latido

Esta es la misma secuencia RR que hemos utilizado, no obstante, si consideramos la secuencia RR como una señal que refleja la actividad del sistema nervioso autónomo, se debe tener en cuenta que el muestreo de dicha actividad no

es uniforme es decir, la frecuencia no se mide en ciclos por segundo sino en ciclos por latido.

3.6.1.2. Periodograma de Welch

En este proyecto estimar la densidad espectral de potencia (PSD: del inglés "Power Spectral Density") se realiza mediante el método del Periodograma de Welch. Este método permite realizar variaciones en el inventanado de la señal, es decir, esta función nos permite realizar cambios en la truncación de la señal aplicando ventanas temporales como pueden ser Hamming, Hanning o poder solapar el inventanado, para así poder mejorar los resultados obtenidos con la simple aplicación de la transformada de Fourier.

3.7. ALGORITMO DE DETECCIÓN DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO

Para realizar la detección de apnea se parte de los estudios se basan en la idea de que durante un episodio de apnea obstructiva del sueño se producen variaciones cíclicas en el ritmo cardiaco que suelen parecer de forma periódica cada aproximadamente 25-100s. La disminución estudiada en la obtención de las señales respiratorias en la banda VLF se cuantifica a partir del cálculo de la PSD. Durante la realización de este proyecto, la estimación de la PSD se la realiza mediante la aplicación directa de la transformada de Fourier y mediante el método del periodograma de Welch utilizando la señal respiratoria de variabilidad de ritmo cardiaco (Intervalo RR) sin interpolar es decir, se prefiere utilizar los latidos por ciclo que los latidos por segundo.

Se pretende utilizar la señal RR como señal a analizar, o sea, se opta por utilizar un muestreo no uniforme (señal no interpolada). Y se busca cuantificar la

potencia en los rangos de frecuencia donde la apnea produce una clara variación por la cual durante un período de apnea aumenta la potencia espectral entre 0.001 y 0.005. Luego se procede a cuantificar la potencia del espectro DPWR.

3.8. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ALGORITMO DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO

A continuación en la Figura. 3.10. Observamos el diagrama de bloques a ser implementado para detección del SAOS.

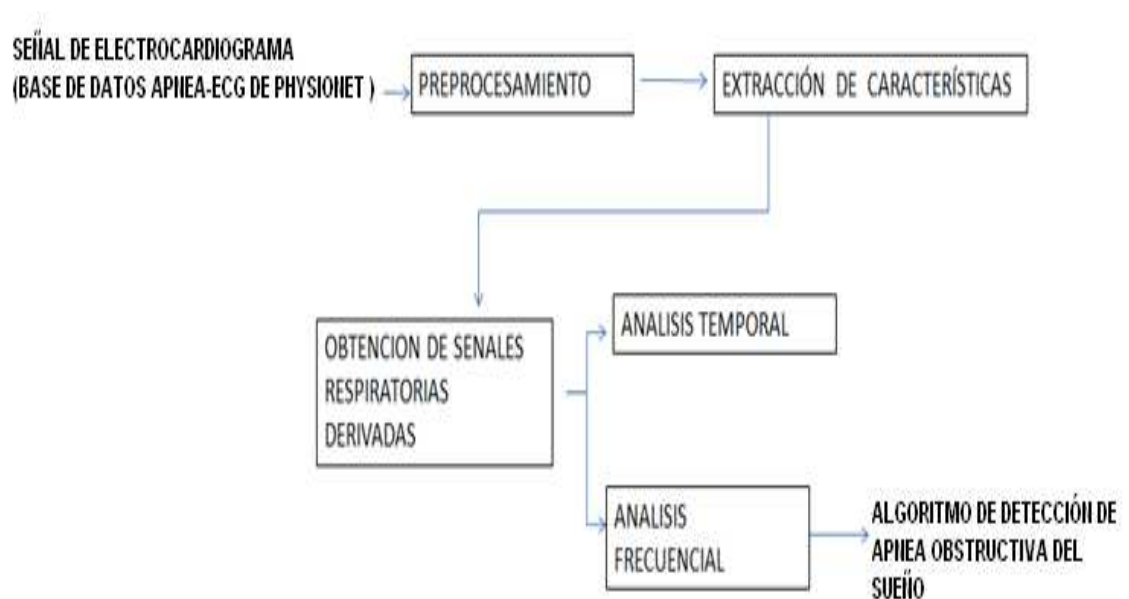


Figura. 3.10. Diagrama de bloques del algoritmo de detección del SAOS.

CAPITULO 4

4. IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO

Después del diseño elaborado para la construcción del algoritmo de detección de apnea del sueño, en este capítulo se pretende explicar la forma en que se llevó a cabo cada bloque del diagrama presentado.

4.1. ANÁLISIS DE SOFTWARE DE DESARROLLO

El software a ser utilizado es MATLAB (Matrix Laboratory), un lenguaje de alto nivel orientado al desarrollo de cálculos técnicos. Integra cálculo, visualización y programación en un entorno interactivo donde los problemas y las soluciones se expresan en la notación matemática habitual. El elemento de información básico en MATLAB es una tabla a la que no hace falta asignar dimensión con antelación. Ésto permite abordar problemas que requieren una formulación vectorial o matricial en mucho menos tiempo de lo que se tardaría con un lenguaje escalar no interactivo tipo C.

El tipo de extensión de los archivos que provee la base de datos son de tipo .apn y .qrs, los cuales no pueden ser leídos desde Matlab, para esto contamos con Cygwin, emulador de Linux para Windows con el que se puede convertir los archivos de la base de datos de Physionet en formato texto y de esta forma puedan ser

cargados desde Matlab. Physionet requiere también software especializado, el paquete WFDB (WaveForm DataBase), forma parte de ellos y la Base de datos de apnea-ecg funciona a través de este software. Dentro de la librería de WFDB podemos encontrar las funciones que nos permite trabajar tanto en Cygwin como en Matlab con los archivos de la base de datos. En la Figura.4.1. podemos observar un ejemplo para convertir los archivos de señal con extensión .apn y .qrs en archivos tipo texto (.txt). Los archivos son leídos desde el directorio C:/APNEAECG en donde se encuentra la base de datos y su conversión se guardará en el mismo directorio.

Funciones de la librería WFDB utilizadas:

- rdann Lee archivos de anotaciones para las grabaciones WFDB.
- rdsamp Lee los archivos de señal de las grabaciones WFDB.

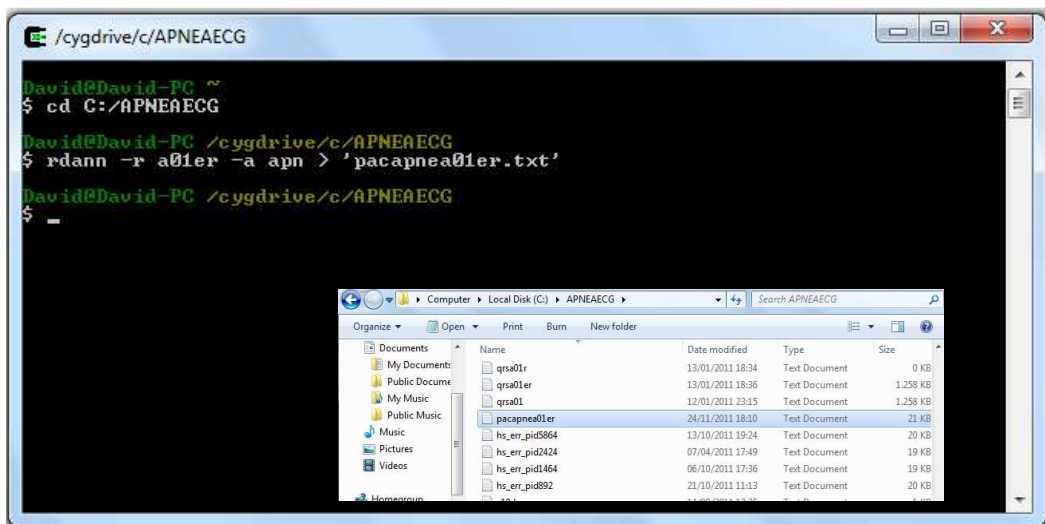


Figura. 4.1. Ventana de cygwin con ejemplo de conversión de archivo con anotaciones.apn.

Una vez que los archivos están listos para ser usados en Matlab, podemos continuar con el preprocesamiento de la señal de electrocardiograma. Los diferentes bloques del algoritmo se realizan utilizando funciones en Matlab, lo que permite una programación eficiente.

4.2. DIAGRAMA DE FLUJO DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DE SAOS.

El algoritmo se implementa en base a los parámetros definidos en el capítulo de diseño y su estructura es la siguiente:

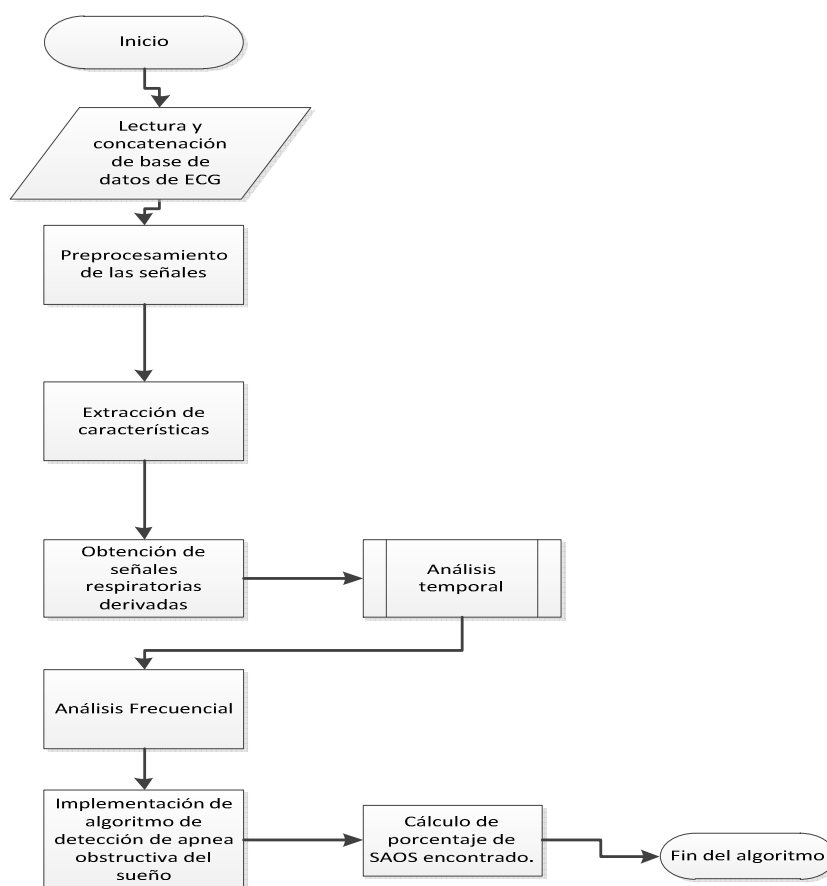


Figura. 4.2. Diagrama de flujo del proceso de implementación del algoritmo de detección de SAOS.

Cada etapa se desarrolla con sus respectivos subprocesos como analizaremos a continuación.

4.3. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO

4.3.1. Preprocesamiento

Para llevar a cabo el procesamiento de la señal de ECG y siguiendo los parámetros del diseño se realiza el procedimiento de la Figura. 4.3.

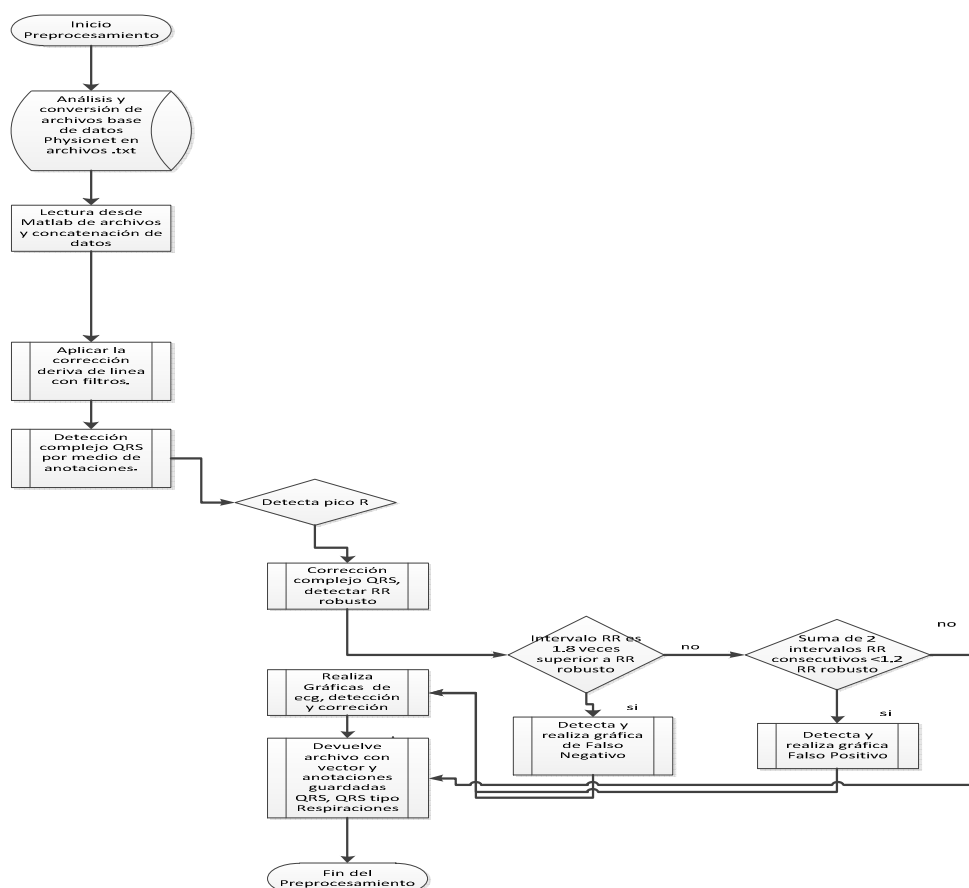


Figura. 4.3. Diagrama de flujo de la etapa de preprocesamiento.

4.3.1.1. Corrección de la deriva de línea

Como habíamos descrito en el capítulo 3, uno de los principales pasos en el preprocesamiento es la corrección de la deriva de línea pues se elimina gran parte del ruido que puede contener la señal. Para la corrección de la deriva de línea se utiliza filtros de mediana móvil de 200ms y 600ms para filtrar las ondas P y T.

El procedimiento realizado es:

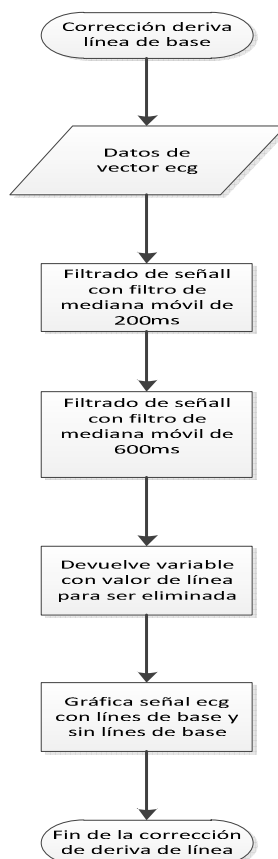


Figura. 4.4. Diagrama de flujo de la corrección de deriva de línea.

Los filtros de mediana móvil presentan una mejor alternativa para trabajar con la transformada de Fourier que los de media móvil y su cálculo desde matlab se facilita.

En la Figura. 4.5 se puede observar un tramo de la señal de ecg sin tener corregida la deriva de línea y en la Figura. 4.6. se observa el mismo tramo con la corrección aplicada.

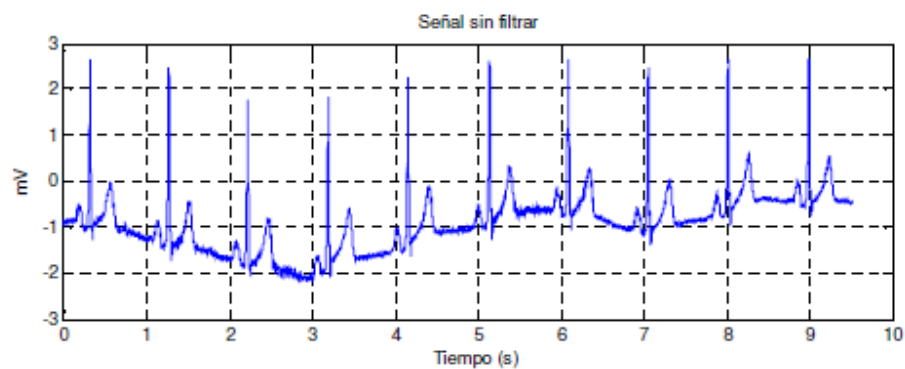


Figura. 4.5. Señal de ECG sin filtrar deriva de línea.

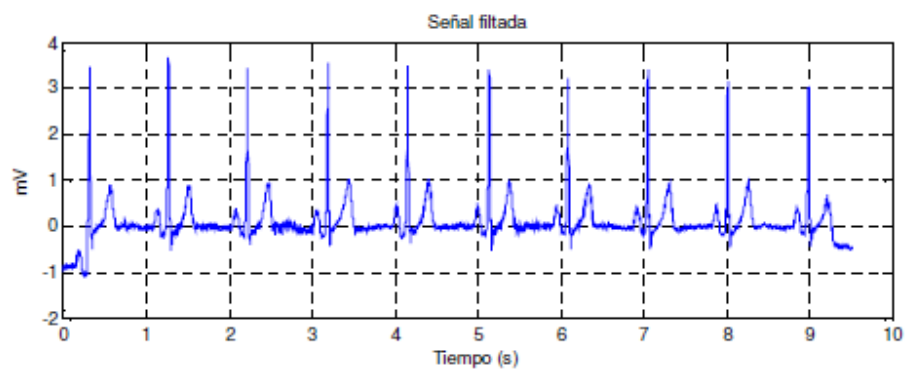


Figura. 4.6. Señal de ECG después de la corrección de la deriva de línea.

Los datos obtenidos de esta subfunción son enviados a la función principal de preprocesamiento para que con la señal ya corregida la deriva de línea pueda proceder a la detección del complejo QRS.

4.3.1.2. Detección del complejo QRS

La detección se realizó basada en las anotaciones que nos ofrece la base de datos:

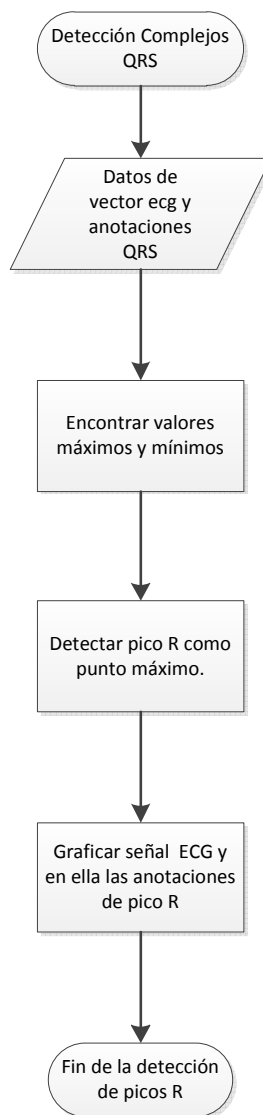


Figura. 4.7. Diagrama de flujo para la detección del complejo QRS.

Se detecta el pico R como punto máximo en una ventana de 300ms centrada en la anotación. En la Figura. 4.8. se tiene un extracto del código referente a la detección del complejo QRS, donde podemos identificar el reconocimiento del pico R como punto máximo.

```
for i=1:NQRS,
    inici=max(1,anotacions(i)-0.1*fm);
    fi=min(N,anotacions(i)+0.2*fm);
    [MaxQRS,posR]=max(ecg(inici:fi)); %funcion max que retorna los
    indices de los valores maximos del vector
    anotacions2(i)=posR+inici-1;
```

Figura. 4.8. Extracto del código del algoritmo en la etapa de detección de complejos QRS

4.3.1.3. Corrección del Complejo QRS

Con el objetivo de encontrar los Intervalos RR sospechosos se compara cada intervalo de la serie RR con el correspondiente de la serie robusta. Los falsos positivos identificados son eliminados y una vez detectada la no presencia de un latido, falso negativo, se incluye una anotación en la media aritmética de los picos R que forman el falso intervalo.

Este procedimiento, sin embargo, puede inducir a error, ya que ponemos una anotación en la mitad del falso intervalo sin tener en cuenta si hay o no un pico R, una posible solución a esto sería volver a hacer una ventana de 300ms centrada en la nueva anotación para que ésta detecte el punto máximo (pico R) enventanado.

En la Figura.4.9. se observa la forma en la que se implementa la corrección de los complejos QRS, con la determinación del intervalo RR robusto y la detección de falsos positivos y falsos negativos.

4.3.2. Análisis de áreas

Para la extracción de características se implementa los códigos necesarios en cuanto a cálculo de área R, QR y QRS y área mediante 4 puntos y a partir de ellas incluso se obtiene características como la variabilidad del ritmo cardiaco (Intervalo RR). Mediante el cálculo de áreas podemos obtener valores que analizados temporalmente nos da como respuesta la mejor opción de EDR a ser utilizada para el algoritmo de detección de apneas.

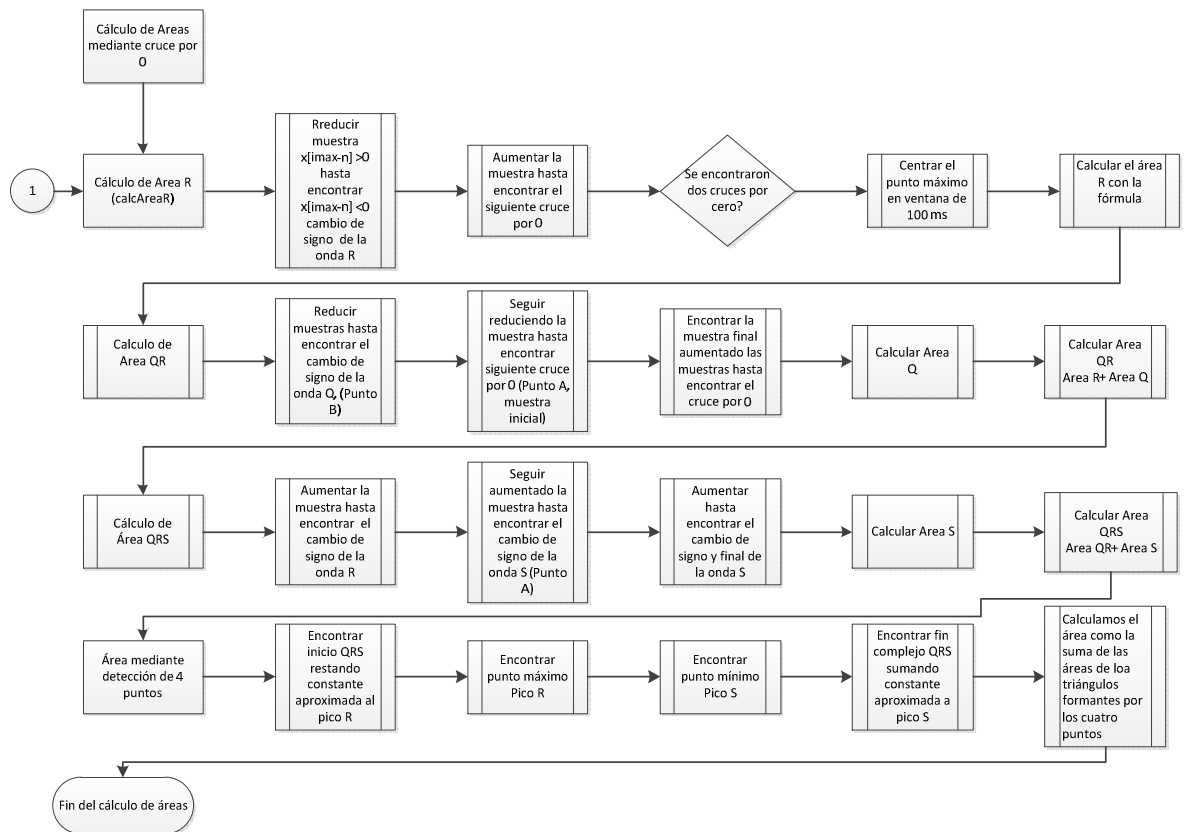


Figura. 4.9. Diagrama de flujo de cálculos de áreas

En el cálculo del área R, hay que destacar que para maximizar la precisión se realiza un remuestreo de la señal a 1000Hz en dicho tramo a partir de la función 'interp' de MATLAB. Se detecta el punto inicial, máximo y final para así poder detectar el área de la onda R mediante el paso por 0 en una ventana de 100 ms.

En la Figura. 4.11. se tiene una representación de un QRS del paciente a02 en donde se destaca los puntos obtenidos para el cálculo del área R.

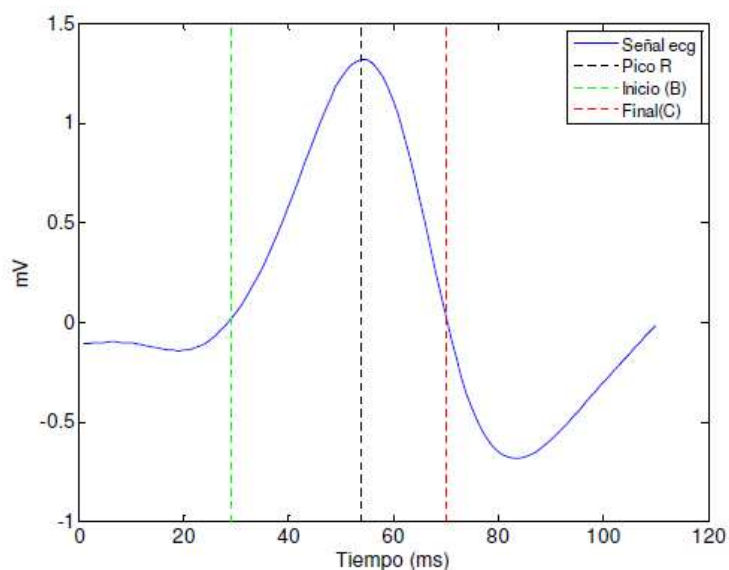


Figura. 4.10. Complejo QRS tomada del paciente a02 con puntos de cálculo de área R.

En la Figura 4.12. se observa los puntos del complejo QRS obtenidos para el cálculo del área QR.

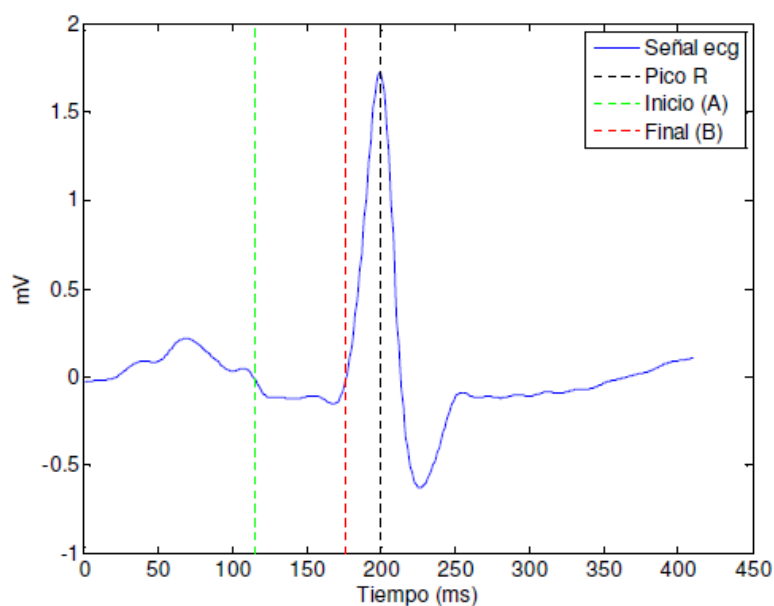


Figura. 4.11. Complejo QRS tomada del paciente a02 con puntos de cálculo de área QR.

Para el cálculo de área mediante 4 puntos se dibujo con una ventana de 30 ms y se encuentra los cuatro puntos de la onda con los puntos máximos y mínimos de QRS.

4.3.3. Extracción de características

Una vez que la señal ha sido preprocesada, se extrae el mayor número de características que nos permita obtener información y las señales respiratorias derivadas para determinar cuál de ellas es la que mejor características ofrece para elaborar el algoritmo de detección de apnea. Se trabaja en función de tres señales derivadas importantes, la primera se obtendrá en base al área de la onda R, la segunda en función de la variabilidad o frecuencia del ritmo cardiaco (Intervalo RR) y la tercera por la amplitud del pico R.

En la Figura. 4.15. se puede observar el diagrama de flujo de cómo se extrae las señales, estos procesos se llevan a cabo dentro de un proceso general que denominamos 'Calcular RR' el cual realiza los cálculos de Intervalo RR por lo que será explicado en ese apartado.

4.3.3.1. Amplitud pico R

La detección de los picos R se realiza mediante las anotaciones adquiridas en la base de datos. A partir de estas detecciones, se aplica la ventana propuesta en el diseño de 300ms centrada en las anotaciones. Una vez que se obtuvo el tramo de señal, se calcula su punto máximo, dando como resultado el pico R. Se observa cómo las anotaciones ahora son anotaciones de los picos R.

4.3.3.2. Duración onda R (RWD)

Para calcular la duración de la onda R, gracias a su definición se tomó como el tiempo que transcurre entre que la onda R pasa por 0 la primera vez, hasta que vuelve a cruzarlo. Para el cálculo de la RWD, se parte del algoritmo en donde ya habíamos calculado el área R, en el cual se utilizó esta técnica debido a la necesidad que provocaba el tener que saber el tiempo transcurrido para poder calcular la potencia de la señal. Una vez obtenido el cálculo a partir del algoritmo se podrá realizar la interpolación y el filtrado.

4.3.4. Variabilidad ritmo cardiaco (intervalo RR)

Se parte de la idea de que la consecuencia directa de un episodio de apnea es la disminución en el ritmo cardiaco por parte del paciente debido a la no necesidad de bombeo del corazón. Debido a esto se produce un aumento en el intervalo RR y por tanto una disminución clara de la frecuencia cardiaca.

Durante un episodio de apnea se producen variaciones cíclicas en el ritmo cardiaco que suelen aparecer de forma periódica cada 25-100 s, teniendo como consecuencia un intervalo de frecuencias de entre 0.01-0.04 Hz donde los episodios de apnea tienen mayor influencia.

El cálculo del intervalo RR se realiza mediante un algoritmo denominado 'Calcular RR' que efectúa el proceso para obtener la señal, y calcula la distancia entre dos picos R consecutivos. Finalmente y como en todas las señales se interpola y se filtra, pero en este caso nos interesará el intervalo RR sin interpolar para ser analizado, los resultados obtenidos son guardados en una estructura denominada 'EDR'.

Una vez extraídas las señales derivadas del ECG, y con el propósito de obtener la misma frecuencia de muestreo que el resto de señales de la base de datos y así poder realizar estudios comparativos, se hace la interpolación que como se analizó en – 3.4.5- es de tipo spline cúbico y el posterior filtrado pasa-bajos que elimina las componentes frecuenciales en un rango no coherente con el rango de frecuencias respiratorias (0-5 Hz). En la Figura. 4.13. observamos el filtro Butterworth utilizado para el filtrado y en la Figura. 4.14 tenemos un tramo de señal con Intervalos RR antes y después de su filtrado.

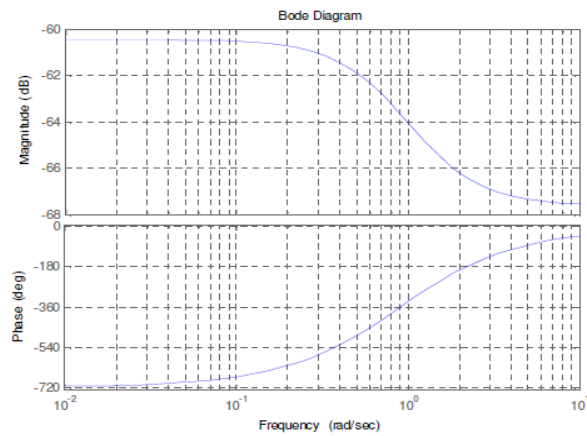


Figura. 4.13. Filtro Pasa-bajos tipo Butterworth.

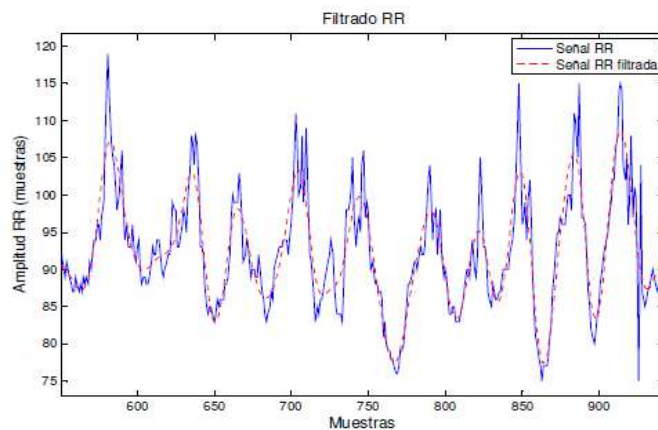


Figura. 4.14. Señal RR antes y después del filtrado.

El diagrama de flujo implementado para el cálculo de todas las señales es:

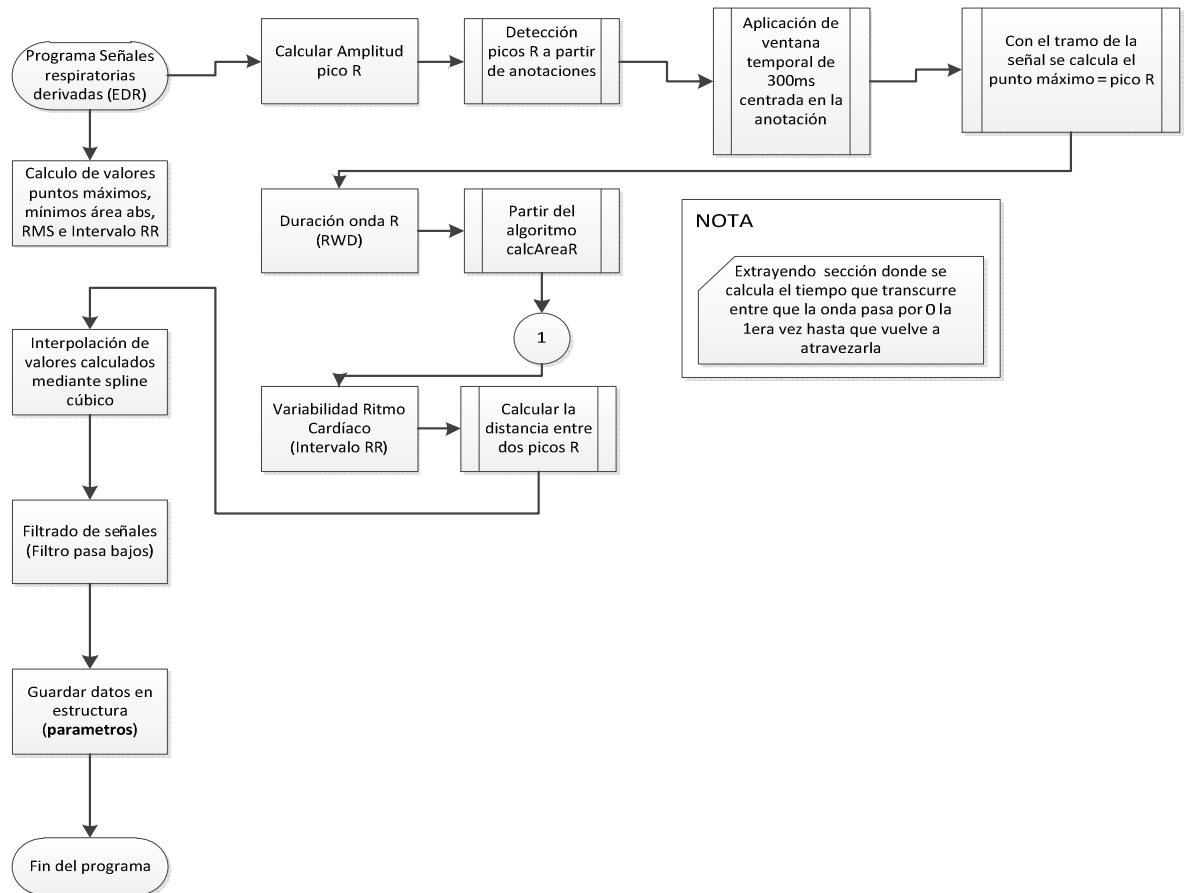


Figura. 4.15. Diagrama de flujo para cálculo de EDR

4.4. IMPLEMENTACIÓN ALGORITMO DETECCIÓN APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO

Después de realizados el análisis temporal y el análisis frecuencial se comprobó que la variabilidad de ritmo cardiaco (Intervalo RR) es la señal respiratoria con mejores características para ser usada en la implementación del algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño tal como se ha descrito en el diseño, en el

estudio acerca de las EDR derivadas de electrocardiograma. Se utiliza la señal RR como señal a analizar, o sea, se opta por utilizar un muestreo no uniforme (señal no interpolada) para tener una detección de ciclos por latidos Y se opta por cuantificar la potencia. Es decir, se realiza un algoritmo a partir del análisis de la señal RR no interpolada es mejor que el de la señal RR interpolada, es decir, se prefiere utilizar los latidos por ciclo que los latidos por segundo.

Se detecta la apnea obstructiva del sueño a través de obtener la potencia espectral del tramo de señal analizado en el intervalo entre 0.01 y 0.04 Hz y mirar si éste es mayor a un cierto límite.

Dicha señal se le llama FPWR (Frequency power spectrum signal). Una vez analizada la potencia espectral, se llega a la conclusión de que ésta es muy variable a los cambios de postura producidos por el paciente durante el proceso de ensoñación. Para solucionar dicha problemática, también se calcula la potencia en todo el tramo de señal, llamada TPWR (Total power spectrum signal), y se obtiene la potencia relativa en la banda entre 0.01 y 0.04 Hz, llamada DPWR (differential power spectrum signal), y definida como:

$$DPWR = \frac{FPWR}{TPWR}$$

El valor límite de DPWR utilizado para diferenciar tramos con y sin apnea es de un 40 %.

En la Figura. 4.16 tenemos el diagrama de flujo para la implementación del algoritmo de detección de SAOS.

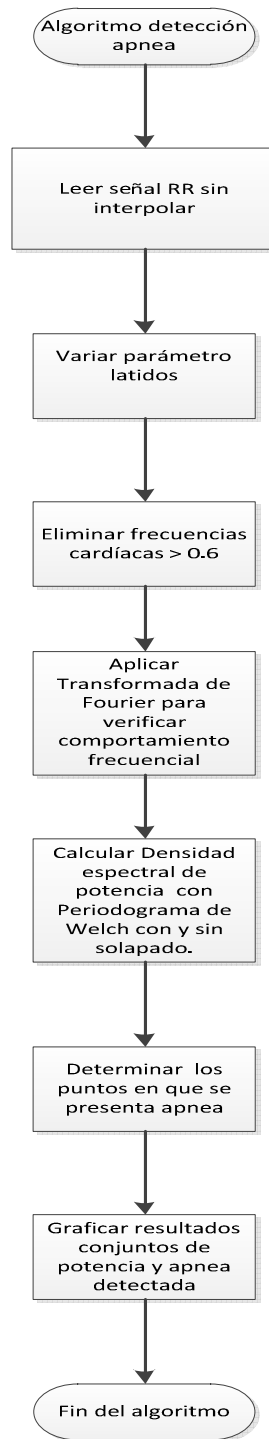


Figura. 4.16. Diagrama de Flujo del Algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño.

En la Figura. 4.17. se puede observar los comandos utilizados para la implementación del algoritmo, como son la transformada de Fourier, Y el periodograma de Welch. La variable Threshold será el determinante de puntos de detección de apnea y será graficado.

Para cuantificar la apnea se realiza un el cálculo de porcentaje de apnea que se diagrama en la Figura. 4.18. el programa para el cálculo de porcentaje puede trabajar de dos maneras, la primera con los registros de prueba en donde se tiene anotaciones de apnea y los valores cuantificados son comparados y la segunda en donde se trabaja con los registros de validación del algoritmo y únicamente se aplica el cálculo de porcentaje del algoritmo.

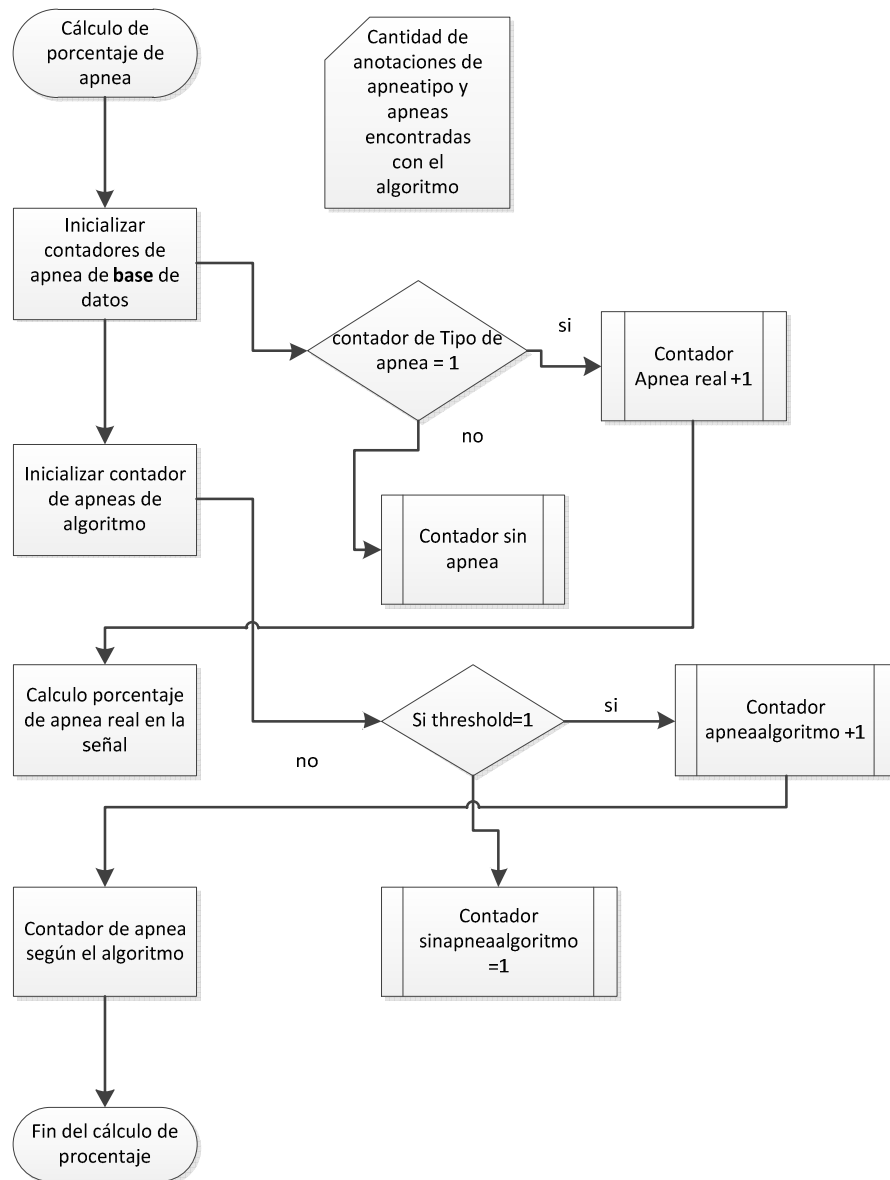


Figura. 4.18. Diagrama de flujo para el cálculo de porcentaje de apnea.

Los resultados obtenidos se presentan en el capítulo de evaluación de resultados.

CAPITULO 5

5. EVALUACIÓN DE RESULTADOS

En el siguiente capítulo se expondrán los resultados obtenidos durante la realización del proyecto. Básicamente los resultados están divididos en dos partes:

Estudio temporal y Estudio frecuencial. En el primero se representan las tablas con los resultados de correlación entre las señales derivadas del ECG y las pletismográficas de cada paciente. En el segundo subapartado se realiza un estudio frecuencial de los mejores resultados correlativos. Donde primero veremos el comportamiento de cada una de las señales para finalmente realizar la detección de la apnea obstructiva del sueño mediante la señal RR, tanto interpolada como no interpolada.

5.1. ESTUDIO EN EL TIEMPO

Como se ha explicado anteriormente, el estudio temporal se basa fundamentalmente en la comparación de diversas señales con la intención de comprobar cuales son las señales derivadas que mejor reaccionan durante el episodio de apnea.

En el siguiente capítulo veremos los diferentes resultados realizando variaciones durante la ventana temporal y las compararemos con las señales pletismográficas: RespA (Respiración abdominal), RespC (Respiración torácica), RespN (Respiración oronasal).

El capítulo está subdividido según el tiempo de registro de apnea en cada paciente, para así observar mejor el comportamiento de cada una dependiendo del caso específico:

Apnea, Borderline o Normal. Por otro lado, de cada paciente resultan cuatro tablas en las que se describe de forma cuantitativa la comparación de las señales derivadas EDR.

Las tablas de datos serán expuestas en tres pasos, primero pacientes con apnea, seguido de pacientes borderline y tercero por pacientes sanos o controlados.

La primera de las tablas describe el área R como suma de muestras en una ventana fija y el cálculo del RMS. En estos cálculos se varía el inventariado para así obtener el resultado óptimo. Seguidamente, en la segunda tabla se muestran los resultados correspondientes al pico R (Amplitud R), Intervalo RR y pico S (Amplitud S). Éstos no dependen en ninguna medida del tipo de ventana aplicado. En la tercera de las tablas se muestran los valores del área mediante el paso por 0 en los casos de las ondas R, QR y QRS. También están los valores de la duración de la onda R (RWD) y el cálculo del área mediante el algoritmo de los 4 puntos. En la última de las tablas que se deriva de cada paciente, se muestran los cálculos realizados a partir del algoritmo de triangulación. En éstos se incluyen los correspondientes a las ventanas de 100 ms, 150 ms y 200 ms para el cálculo con mínimos, máximos y como suma de ambos.

5.1.1. Pacientes con apnea

Primeramente se expondrán los resultados correlativos y de desviación típica de los pacientes con apnea. Las tablas 5.1 a 5.4 son resultados correspondientes al paciente a01, las tablas 5.5 a 5.8 son resultados correspondientes al paciente a02, las tablas 5.9 a 5.12 del paciente a03. En la tabla 5.1 se observa que el área R como suma de muestras en una ventana fija presenta mejores resultados correlativos que el cálculo mediante el RMS en cada una de las ventanas fijas calculadas.

Ventana 100ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,64	0,55	0,16	0,16
RespA	0,67	0,1	0,47	0,12
RespN	0,66	0,1	0,46	0,1
Ventana 200 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,61	0,13	0,54	0,15
RespA	0,68	0,1	0,48	0,12
RespN	0,67	0,11	0,49	0,1
Ventana 50ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,65	0,12	0,26	0,2
RespA	0,52	0,13	0,47	0,12
RespN	0,61	0,11	0,46	0,1
Ventana 150 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,6	0,18	0,54	0,15
RespA	0,52	0,15	0,48	0,12
RespN	0,61	0,1	0,49	0,1

Tabla. 5.1. Resultados de correlación y desviación típica del área del paciente a01.

En la tabla 5.2 se presentan los resultados de pico R, S e Intervalo RR. Pudiendo observar que tanto el Intervalo RR como el pico S tienen mejores resultados que el pico R.

	Amplitud R		Intervalo RR		Amplitud S	
	Correlación	desv_tip	correlación	desv_tip	Correlación	desv_tip
RespC	0,52	0,12	0,53	0,12	0,54	0,13
RespA	0,45	0,1	0,6	0,11	0,58	0,11
RespN	0,45	0,11	0,61	0,13	0,55	0,1

Tabla. 5.2. Resultados de correlación y desviación típica del pico R, pico S e Intervalo RR comparándolas con las señales pletismográficas del paciente a01.

	Area R		Area QR	
	correlación	desv_tip	correlación	desv_tip
RespC	0,64	0,55	0,16	0,16
RespA	0,67	0,1	0,47	0,12
RespN	0,66	0,1	0,46	0,1
	Area QRS		RWD	
	correlación	desv_tip	correlación	desv_tip
RespC	0,61	0,13	0,54	0,15
RespA	0,68	0,1	0,48	0,12
RespN	0,67	0,11	0,49	0,1
	Area 4puntos			
		correlación	desv_tip	
RespC		0,12	0,26	
RespA		0,13	0,47	
RespN		0,11	0,46	

Tabla. 5.3. Resultados de correlación y desviación típica del área R, QR, QRS mediante el paso por 0 y a partir del programa cuatro puntos con una ventana temporal de 200 ms comparándolas con las señales pletismográficas del paciente a01.

En la tabla. 5.3, donde se presentan los resultados del cálculo del área mediante el paso por 0, el cálculo del área mediante el programa cuatro puntos y la duración de la onda R. Se observa la diferencia de valores entre el paso por 0 y el programa cuatro puntos, aún cuando se está calculando la misma característica con diferente técnica.

Finalmente, en la tabla 5.4 se muestran los resultados obtenidos a partir del algoritmo de triangulación. Éstos se presentan en diferente inventariado y con el cálculo por parte del algoritmo de triangulación a partir del máximo, mínimo o suma

de ambos. Se puede observar la mala correlación de dicho algoritmo con las señales pletismográficas.

Ventana 100ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,64	0,55	0,16	0,16	0,41	0,1
RespA	0,67	0,1	0,47	0,12	0,35	0,08
RespN	0,66	0,1	0,46	0,1	0,35	0,08
Ventana 150 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,61	0,13	0,54	0,15	0,45	0,1
RespA	0,68	0,1	0,48	0,12	0,35	0,7
RespN	0,67	0,11	0,49	0,1	0,37	0,8
Ventana 200 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,65	0,12	0,26	0,2	0,39	0,1
RespA	0,52	0,13	0,47	0,12	0,35	0,7
RespN	0,61	0,11	0,46	0,1	0,37	0,7

Tabla. 5.4. Resultados correlación y desviación típica del algoritmo de triangulación a partir del punto máximo, mínimo y suma de ambos para diferente inventariado, comparándolas con las señales pletismográficas del paciente a01.

En las tabla. 5.5 a 5.8, se presentan los resultados del paciente con apnea a02. Por otro lado, en la tabla. 5.5 se presentan los resultados de área como suma de muestras en diferentes ventanas fijas y el cálculo RMS en dichas ventanas. Se puede observar que, como en el paciente a01 los resultados del área R tienden a ser mejores que el RMS aunque en menor medida.

Ventana 100ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,44	0,11	0,41	0,1
RespA	0,4	0,1	0,37	0,1
RespN	0,42	0,1	0,39	0,1

Ventana 200 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,45	0,11	0,41	0,1
RespA	0,41	0,1	0,37	0,1
RespN	0,43	0,1	0,38	0,1
Ventana 50ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,43	0,12	0,42	0,11
RespA	0,4	0,11	0,4	0,11
RespN	0,41	0,11	0,42	0,11
Ventana 150 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,45	0,11	0,41	0,1
RespA	0,41	0,1	0,37	0,1
RespN	0,43	0,1	0,38	0,1

Tabla. 5.5. Resultados de correlación y desviación típica del área como suma de valores absolutos y RMS comparándolas con las señales pletismográficas para diferentes ventanas temporales del paciente a02.

En la tabla 5.6 se presentan los resultados de pico R, S e Intervalo RR del paciente a02. Pudiendo observar que tanto el Intervalo RR como el pico S tienen mejores resultados que el pico R.

	Amplitud R		Intervalo RR		Amplitud S	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,38	0,09	0,5	0,12	0,45	0,11
RespA	0,36	0,09	0,4	0,1	0,42	0,11
RespN	0,38	0,1	0,45	0,13	0,44	0,12

Tabla. 5.6. Resultados de correlación y desviación típica del pico R, pico S e Intervalo RR comparándolas con las señales pletismográficas del paciente a02.

En la tabla 5.7, se presentan los resultados del cálculo del área mediante el paso por 0, el cálculo del área mediante el programa cuatro puntos y la duración de

la onda R. En este caso se observa que los resultados correlativos no son altos para ninguno de los casos.

	Area R		Area QR	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,4	0,11	0,4	0,1
RespA	0,4	0,11	0,39	0,1
RespN	0,41	0,11	0,41	0,1
	Area QRS		RWD	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,41	0,11	0,39	0,11
RespA	0,39	0,09	0,36	0,08
RespN	0,4	0,1	0,36	0,09
	Area 4puntos			
		correlación	desv_típ	
RespC		0,37	0,1	
RespA		0,35	0,08	
RespN		0,36	0,09	

Tabla. 5.7. Resultados de correlación y desviación típica del área R, QR, QRS mediante el paso por 0 y a partir del programa cuatro puntos con una ventana temporal de 200 ms comparándolas con las señales pletismográficas del paciente a02.

Finalmente, en la tabla 5.8 se muestran los resultados obtenidos a partir del algoritmo de triangulación, presentados en diferente inventariado y con el cálculo por parte del algoritmo de triangulación a partir del máximo, mínimo o suma de ambos. Se puede observar la mala correlación de dicho algoritmo con las señales pletismográficas.

Ventana 100ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0.38	0.1	0.35	0.09	0.37	0.1
RespA	0.34	0.1	0.32	0.08	0.32	0.09
RespN	0.37	0.11	0.33	0.08	0.35	0.1
Ventana 150 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	

	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0.36	0.1	0.34	0.09	0.35	0.1
RespA	0.34	0.1	0.32	0.08	0.32	0.09
RespN	0.37	0.11	0.33	0.08	0.35	0.1
Ventana 200 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0.37	0.11	0.34	0.09	0.35	0.1
RespA	0.36	0.1	0.32	0.08	0.33	0.09
RespN	0.38	0.11	0.34	0.09	0.35	0.1

Tabla. 5.8. Resultados correlación y desviación típica del algoritmo de triangulación a partir del punto máximo, mínimo y suma de ambos para diferente enventanado, comparándolas con las señales pleтымográficas del paciente a02.

En las tablas 5.9 a 5.12, se presentan los resultados del paciente con apnea a03. Por otro lado, en la tabla 5.9 se muestra los resultados de área como suma de muestras en diferentes ventanas fijas y el cálculo RMS en dichas ventanas. En este caso, a diferencia de los resultados presentados en los anteriores pacientes, la señal RMS presenta mejores resultados que el cálculo del área mediante suma de muestras en una ventana fija.

Ventana 100ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,56	0,17	0,6	0,19
RespA	0,56	0,18	0,63	0,2
RespN	0,57	0,19	0,59	0,22
Ventana 200 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,57	0,17	0,57	0,17
RespA	0,57	0,18	0,6	0,19
RespN	0,57	0,19	0,56	0,2
Ventana 50ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,47	0,12	0,52	0,14
RespA	0,47	0,13	0,51	0,16
RespN	0,47	0,14	0,51	0,17
Ventana 25ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,56	0,18	0,58	0,18
RespA	0,57	0,18	0,62	0,19
RespN	0,57	0,19	0,57	0,21

Tabla. 5.9. Resultados de correlación y desviación típica del área como suma de valores absolutos y RMS comparándolas con las señales pleтымográficas para diferentes ventanas temporales del paciente a02.

En la tabla 5.10 se presentan los resultados de pico R, S e Intervalo RR del paciente a03. Pudiendo observar que tanto el Intervalo RR tiene mejores resultados que el pico R y S.

	Amplitud R		Intervalo RR		Amplitud S	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,4	0,09	0,48	0,15	0,43	0,1
RespA	0,39	0,1	0,53	0,18	0,43	0,11
RespN	0,4	0,1	0,43	0,14	0,43	0,11

Tabla. 5.10. Resultados de correlación y desviación típica del pico R, pico S e Intervalo RR comparándolas con las señales pletismográficas del paciente a03.

En la tabla 5.11 se presentan los resultados del cálculo del área mediante el paso por 0, el cálculo del área mediante el programa cuatro puntos y la duración de la onda R para el paciente a03. En este caso se observa que los resultados correlativos son altos solamente en la RWD, mientras que los resultados de las otras señales tienden a ser inferiores.

	Area R		Area QR	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,5	0,14	0,5	0,14
RespA	0,49	0,16	0,49	0,17
RespN	0,52	0,16	0,53	0,16
	Area QRS		RWD	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,43	0,13	0,53	0,16
RespA	0,43	0,15	0,53	0,17
RespN	0,45	0,16	0,54	0,18
	Area 4puntos			
		Correlación	desv_típ	
RespC		0,42	0,11	
RespA		0,43	0,12	
RespN		0,41	0,12	

Tabla. 5.11. Resultados de correlación y desviación típica del área R, QR, QRS comparándolas con las señales pletismográficas del paciente a03.

En la tabla 5.12 se muestran los resultados obtenidos a partir del algoritmo de triangulación, presentados en diferente enventanado y con el cálculo por parte del algoritmo de triangulación a partir del máximo, mínimo o suma de ambos. Se puede observar la mala correlación de dicho algoritmo con las señales pletismográficas.

Ventana 100ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,35	0,07	0,34	0,08	0,34	0,08
RespA	0,34	0,08	0,34	0,09	0,35	0,09
RespN	0,35	0,08	0,34	0,08	0,35	0,08
Ventana 150 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,37	0,09	0,37	0,09	0,36	0,08
RespA	0,34	0,08	0,34	0,08	0,34	0,08
RespN	0,34	0,08	0,34	0,08	0,34	0,08
Ventana 200 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,44	0,11	0,44	0,11	0,44	0,11
RespA	0,36	0,08	0,36	0,09	0,34	0,07
RespN	0,41	0,1	0,41	0,1	0,41	0,1

Tabla. 5.12. Resultados del algoritmo de triangulación a partir del punto máximo, mínimo y suma de ambos para diferente enventanado, paciente a03.

5.1.2. Pacientes borderline

La segunda tipología de pacientes son los Borderline, los cuales presentan un índice de apnea superior al 5% de apnea durante el sueño, pero no sobrepasan el 10% que se estipula como paciente apneico. En las tablas 5.13 a 5.23, se presentan los resultados del paciente borderline b01.

Por otro lado, en la tabla 5.13 están los resultados de área como suma de muestras en diferentes ventanas fijas y el cálculo RMS en dichas ventanas. Se puede observar que resultados del área R como suma de muestras en una ventana fija tienden a ser mejores que el RMS aunque estos últimos presentan un buen resultado.

Ventana 100ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,66	0,17	0,54	0,16
RespA	0,67	0,18	0,55	0,16
RespN	0,63	0,18	0,51	0,17
Ventana 200 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,53	0,15	0,46	0,14
RespA	0,54	0,15	0,47	0,14
RespN	0,51	0,17	0,43	0,15
Ventana 50ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,61	0,15	0,55	0,14
RespA	0,63	0,16	0,56	0,15
RespN	0,59	0,16	0,52	0,16
Ventana 150 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,57	0,16	0,48	0,14
RespA	0,58	0,16	0,49	0,15
RespN	0,55	0,17	0,45	0,16

Tabla. 5.13. Resultados de correlación y desviación típica del área como sumas de valores absolutos y RMS, paciente b01.

En la tabla 5.14 se presentan los resultados de pico R, S y Intervalo RR del paciente b01, pudiendo observar que Intervalo RR es la única señal que presenta buenos resultados.

	Amplitud R		Intervalo RR		Amplitud S	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,31	0,07	0,49	0,11	0,31	0,08

RespA	0,32	0,07	0,50	0,11	0,31	0,08
RespN	0,31	0,08	0,42	0,14	0,28	0,07

Tabla. 5.14. Resultados de correlación y desviación típica del pico R, pico S e Intervalo RR comparándolas con las señales pletismográficas del paciente b01.

En la tabla 5.15, se presentan los resultados del cálculo del área mediante el paso por 0, el cálculo del área mediante el programa cuatro puntos y la duración de la onda R. En este caso se observa que los resultados son medianamente buenos a excepción del área a partir del programa cuatro puntos, ya que éstos son muy bajos.

	Area R		Area QR	
	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,46	0,12	0,46	0,13
RespA	0,46	0,12	0,47	0,12
RespN	0,46	0,13	0,46	0,13
	Area QRS		RWD	
	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,47	0,13	0,42	0,13
RespA	0,47	0,15	0,53	0,17
RespN	0,46	0,14	0,41	0,13
	Area 4puntos			
		desv_típ	Correlación	
RespC		0,29	0,08	
RespA		0,29	0,07	
RespN		0,27	0,06	

Tabla. 5.15. Resultados de correlación y desviación típica del área R, QR, QRS con una ventana temporal de 200 ms, paciente b01.

Como últimos cálculos del único paciente borderline, en la tabla 5.16 se muestran los resultados obtenidos a partir del algoritmo de triangulación. Estos se presentan en diferente inventariado y con el cálculo por parte del algoritmo de triangulación a partir del máximo, mínimo o suma de ambos. Se puede observar la mala correlación de dicho algoritmo con las señales pletismográficas.

Ventana 100ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,33	0.1	0,34	0.09	0,31	0,08
RespA	0,31	0,07	0,31	0,07	0,31	0,07
RespN	0,31	0,07	0,31	0,07	0,31	0,07
Ventana 150 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0.36	0.1	0,36	0.09	0,32	0,09
RespA	0,31	0,08	0,31	0.08	0,31	0,07
RespN	0,31	0,08	0,31	0.08	0,31	0,07
Ventana 200 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,31	0.11	0,31	0,11	0,26	0,07
RespA	0,31	0,07	0,31	0,07	0,29	0,07
RespN	0,31	0,08	0,31	0,07	0,29	0,07

Tabla. 5.16. Resultados correlación y desviación típica del algoritmo de triangulación a partir del punto máximo, mínimo y suma de ambos para diferente inventariado, comparándolas con las señales pletismográficas del paciente b01.

5.1.3. Pacientes normales

Por último, se presentan los resultados obtenidos de los tres pacientes clasificados como pacientes normales o control, definidos como los pacientes con un índice de apnea menor al 5 % de episodios apneicos durante la noche. Las tablas 5.17 a 5.20 son resultados correspondientes al paciente c01, las tablas 5.21 a 5.24 son resultados correspondientes al paciente c02 y las tablas 5.25 a 5.28 del paciente c03. En la tabla 5.17 se observa el área R como suma de muestras en una ventana fija, presenta unos resultados muy buenos, mientras que la señal RMS tiene unos valores muy bajos.

Ventana 100ms	
Area R	RMS

	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,79	0,15	0,41	0,13
RespA	0,79	0,15	0,41	0,13
RespN	0,77	0,13	0,38	0,12
Ventana 200 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,77	0,16	0,38	0,13
RespA	0,78	0,16	0,38	0,13
RespN	0,76	0,15	0,37	0,12
Ventana 50ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,78	0,15	0,31	0,09
RespA	0,78	0,15	0,31	0,09
RespN	0,76	0,13	0,31	0,08
Ventana 150 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,78	0,16	0,39	0,13
RespA	0,79	0,16	0,39	0,13
RespN	0,76	0,15	0,37	0,12

Tabla. 5.17. Resultados de correlación y desviación típica del área como sumas de valores absolutos y RMS comparándolas con las señales pletismográficas para diferentes ventanas temporales del paciente c01.

En la tabla 5.18 se presentan los resultados de pico R, S e Intervalo RR del paciente c01. Pudiendo observar que tanto el Intervalo RR como el pico S presentan mejores resultados que el pico R, siendo esta vez la señal del pico S la que presenta mejores resultados.

	Amplitud R		Intervalo RR		Amplitud S	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,30	0,08	0,50	0,14	0,60	0,13
RespA	0,30	0,08	0,50	0,14	0,59	0,13
RespN	0,30	0,07	0,48	0,14	0,60	0,11

Tabla. 5.18. Resultados de correlación y desviación típica del pico R, pico S e Intervalo RR comparándolas con las señales pletismográficas del paciente c01.

En la tabla 5.19 se presentan los resultados del cálculo del área mediante el paso por 0, el cálculo del área mediante el algoritmo de cálculo de área de 4 puntos y la duración de la onda R. En este caso se observa que los resultados son muy bajos, mientras que el área a partir del programa cuatro puntos presenta unos resultados muy buenos.

	Area R		Area QR	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,31	0,09	0,39	0,13
RespA	0,31	0,09	0,39	0,13
RespN	0,30	0,08	0,38	0,12
	Area QRS		RWD	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,30	0,09	0,32	0,10
RespA	0,30	0,09	0,32	0,10
RespN	0,30	0,08	0,31	0,09
	Area 4puntos			
		correlación	desv_típ	
RespC		0,62	0,13	
RespA		0,62	0,13	
RespN		0,62	0,12	

Tabla. 5.19. Resultados de correlación y desviación típica del área R, QR, QRS mediante el paso por 0 y a partir del programa cuatro puntos con una ventana temporal de 200 ms comparándolas con las señales pletismográficas del paciente c01.

Como último cálculo del paciente c01, en la tabla 5.20 se muestran los resultados obtenidos a partir del algoritmo de triangulación, que se presentan en diferente enventanado y con el cálculo por parte del algoritmo de triangulación a partir del máximo, mínimo o suma de ambos. Se puede observar la mala correlación de dicho algoritmo con las señales pletismográficas.

Ventana 100ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,30	0,08	0,29	0,08	0,29	0,07
RespA	0,31	0,09	0,31	0,09	0,31	0,09
RespN	0,31	0,09	0,31	0,09	0,30	0,08
Ventana 150 ms						

	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,34	0.1	0.34	0,10	0.35	0,09
RespA	0,32	0,08	0.32	0,09	0.32	0,08
RespN	0,36	0.11	0,35	0,11	0,36	0.1
Ventana 200 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,33	0,09	0,33	0,10	0,33	0,09
RespA	0,33	0,09	0,33	0,09	0,32	0,08
RespN	0,34	0,10	0.34	0,10	0,34	0,09

Tabla. 5.20. Resultados correlación y desviación típica del algoritmo de triangulación a partir del punto máximo, mínimo y suma de ambos para diferente inventariado, comparándolas con las señales pletismográficas del paciente c01.

En las tablas 5.21 a 5.24, se presentan los resultados del paciente sin apnea c02. Por otro lado, en la tabla 5.21 presenta los resultados de área como suma de muestras en diferentes ventanas fijas y el cálculo RMS en dichas ventanas. En este caso se puede observar que los resultados no son muy elevados con respecto a los anteriores. Incluso, los resultados que medianamente son elevados son los del RMS en las ventanas de 100ms, 200ms y 250 ms.

Ventana 100ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,40	0,16	0,47	0,17
RespA	0,38	0,15	0,46	0,17
RespN	0,40	0,16	0,47	0,17
Ventana 200 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,40	0,16	0,46	0,16
RespA	0,39	0,15	0,44	0,16
RespN	0,40	0,16	0,46	0,16
Ventana 50ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,35	0,12	0,33	0,10
RespA	0,34	0,11	0,32	0,10
RespN	0,36	0,11	0,34	0,09
Ventana 150 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ

	Correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,40	0,16	0,47	0,17
RespA	0,38	0,15	0,45	0,17
RespN	0,40	0,16	0,47	0,17

Tabla. 5.21. Resultados de correlación y desviación típica del área como suma de valores absolutos y RMS comparándolas con las señales pletismográficas para diferentes ventanas temporales del paciente c02.

En la tabla 5.22 se presentan los resultados de pico R, S e Intervalo RR del paciente a04, pudiendo observar que, al contrario del paciente c01, solamente el Intervalo RR presenta buenos resultados.

	Amplitud R		Intervalo RR		Amplitud S	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,38	0,16	0,50	0,15	0,36	0,14
RespA	0,37	0,16	0,47	0,15	0,35	0,13
RespN	0,39	0,15	0,46	0,14	0,36	0,13

Tabla. 5.22. Resultados de correlación y desviación típica del pico R, pico S e Intervalo RR comparándolas con las señales pletismográficas del paciente c02.

En la tabla 5.23 se presentan los resultados del cálculo del área mediante el paso por 0, el cálculo del área mediante el programa cuatro puntos y la duración de la onda R. En este caso se observa que los resultados son medianamente bajos en todas las señales.

	Area R		Area QR	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,39	0,12	0,39	0,13
RespA	0,37	0,12	0,37	0,12
RespN	0,39	0,10	0,38	0,10
	Area QRS		RWD	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,40	0,17	0,42	0,15
RespA	0,38	0,15	0,41	0,15
RespN	0,39	0,15	0,43	0,15
	Area 4puntos			
		correlación	desv_típ	

RespC		0,29	0,08	
RespA		0,28	0,08	
RespN		0,29	0,07	

Tabla. 5.23. Resultados de correlación y desviación típica del área R, QR, QRS mediante el paso por 0 y a partir del programa cuatro puntos con una ventana temporal de 200 ms comparándolas con las señales pletismográficas del paciente c02.

Como último cálculo del paciente c02, en la tabla 5.24 se muestran los resultados obtenidos a partir del algoritmo de triangulación, presentados en diferente enventanado y con el cálculo por parte del algoritmo de triangulación a partir del máximo, mínimo o suma de ambos. Se puede observar la mala correlación de dicho algoritmo con las señales pletismográficas.

Ventana 100ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,44	0,17	0,42	0,17	0,45	0,16
RespA	0,28	0,08	0,27	0,08	0,29	0,08
RespN	0,30	0,09	0,29	0,09	0,31	0,08
Ventana 150 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,49	0,17	0,47	0,17	0,51	0,15
RespA	0,29	0,09	0,28	0,09	0,29	0,08
RespN	0,30	0,09	0,29	0,09	0,30	0,08
Ventana 200 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,41	0,15	0,38	0,14	0,41	0,13
RespA	0,26	0,09	0,24	0,09	0,25	0,08
RespN	0,27	0,09	0,26	0,09	0,27	0,08

Tabla. 5.24. Resultados correlación y desviación típica a partir del punto máximo, mínimo y suma de ambos para diferente enventanado, comparándolas con las señales pletismográficas del paciente c02.

En la tabla 5.25 se presenta los resultados del área como suma de muestras en este caso, se puede observar que los resultados son buenos a excepción de la ventana de 50 ms que presenta bajos resultados para los tres tipos de respiraciones.

Ventana 100ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_tip	correlación	desv_tip
RespC	0,53	0,12	0,65	0,16
RespA	0,51	0,12	0,63	0,16
RespN	0,51	0,13	0,65	0,18
Ventana 200 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_tip	correlación	desv_tip
RespC	0,51	0,14	0,59	0,17
RespA	0,50	0,13	0,58	0,16
RespN	0,49	0,15	0,59	0,18
Ventana 50ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_tip	correlación	desv_tip
RespC	0,48	0,11	0,50	0,13
RespA	0,46	0,11	0,49	0,12
RespN	0,46	0,11	0,49	0,14
Ventana 150 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_tip	correlación	desv_tip
RespC	0,52	0,13	0,61	0,17
RespA	0,51	0,13	0,60	0,17
RespN	0,50	0,14	0,61	0,19

Tabla. 5.25. Resultados de correlación y desviación típica del área como suma de valores absolutos comparándolas con las señales pletismográficas para el paciente c03.

En la tabla 5.26 se presentan los resultados de pico R, S e Intervalo RR del paciente c03, pudiendo observar que tanto el Intervalo RR como el pico S presentan buenos resultados, mientras que el pico R no obtiene resultados significativos.

	Amplitud R		Intervalo RR		Amplitud S	
	Correlación	desv_tip	correlación	desv_tip	correlación	desv_tip
RespC	0,38	0,10	0,49	0,11	0,51	0,10
RespA	0,37	0,10	0,47	0,12	0,50	0,10
RespN	0,37	0,10	0,45	0,13	0,50	0,11

Tabla. 5.26. Resultados de correlación y desviación típica del pico R, pico S e Intervalo RR comparándolas con las señales pletismográficas del paciente c03.

En la tabla 5.27 se presentan los resultados del cálculo del área mediante el paso por 0, el cálculo del área mediante el programa y la duración de la onda R. En este caso se observa que los resultados son medianamente buenos en todas las señales.

	Area R		Area QR	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,51	0,22	0,51	0,23
RespA	0,50	0,22	0,50	0,22
RespN	0,49	0,22	0,50	0,22
	Area QRS		RWD	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,49	0,22	0,46	0,17
RespA	0,48	0,22	0,46	0,16
RespN	0,48	0,22	0,46	0,17
	Area 4puntos			
		correlación	desv_típ	
	RespC	0,46	0,13	
	RespA	0,44	0,12	
RespN	0,44	0,12		

Tabla. 5.27. Resultados de correlación y desviación típica del área R, QR, QRS mediante el paso por 0 y a partir del programa cuatro puntos con una ventana temporal de 200 ms comparándolas con las señales pletismográficas del paciente c03.

En la tabla 5.28 como último cálculo del paciente c03, se muestran los resultados obtenidos a partir del algoritmo de triangulación, que se presentan en diferente enventanado y con el cálculo por parte del algoritmo de triangulación a partir del máximo, mínimo o suma de ambos. Se puede observar la mala correlación de dicho algoritmo con las señales pletismográficas.

Ventana 100ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ

RespC	0,33	0,09	0,33	0,08	0,31	0,07
RespA	0,37	0,14	0,38	0,13	0,34	0,13
RespN	0,33	0,09	0,33	0,09	0,30	0,07
Ventana 150 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,33	0,09	0,33	0,08	0,31	0,07
RespA	0,33	0,09	0,33	0,08	0,32	0,08
RespN	0,34	0,09	0,33	0,09	0,32	0,08
Ventana 200 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,32	0,09	0,32	0,08	0,29	0,27
RespA	0,32	0,09	0,31	0,08	0,29	0,07
RespN	0,32	0,08	0,32	0,08	0,30	0,07

Tabla. 5.28. Resultados correlación y desviación típica del algoritmo de triangulación a partir del punto máximo, mínimo y suma de ambos para diferente inventariado, comparándolas con las señales pletismográficas del paciente c03.

Para finalizar el estudio temporal, se propone realizar un promedio de todas las señales estudiadas con el fin de obtener un resultado más robusto en el momento de realizar una conclusión. Las tablas 5.29 a 5.32 son resultados de dicho promedio de cada una de las tablas de cada uno de los pacientes.

En la tabla 5.29 se realiza el promedio de las señales del área R como suma de muestras en una ventana fija, y el RMS. Los resultados promediados muestran una mayor correlación del área R ante la señales pletismográficas que el RMS.

Ventana 100ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,56	0,14	0,51	0,15
RespA	0,56	0,14	0,50	0,14
RespN	0,55	0,14	0,48	0,15
Ventana 200 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ

RespC	0,54	0,15	0,48	0,14
RespA	0,54	0,14	0,47	0,14
RespN	0,53	0,14	0,46	0,14
Ventana 50ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,52	0,13	0,45	0,12
RespA	0,52	0,13	0,44	0,12
RespN	0,51	0,12	0,43	0,12
Ventana 150 ms				
	Area R		RMS	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,54	0,14	0,49	0,14
RespA	0,55	0,14	0,48	0,14
RespN	0,54	0,14	0,47	0,14

Tabla. 5.29. Promedio de las señales del área R.

En la tabla 5.30 se presentan los resultados promediados del pico R, S e Intervalo R, pudiendo observar que el Intervalo RR muestra una gran correlación, seguida de la amplitud del pico S, mientras que la amplitud del pico R no tiene resultados significativos.

	Amplitud R		Intervalo RR		Amplitud S	
	Correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ
RespC	0,37	0,10	0,51	0,13	0,45	0,11
RespA	0,36	0,10	0,50	0,13	0,45	0,11
RespN	0,37	0,10	0,46	0,13	0,44	0,01

Tabla. 5.30. Resultados de promedio del pico R, S e Intervalo RR.

En la tabla 5.31, se presentan los resultados del cálculo del área mediante el paso por 0, el cálculo del área mediante el algoritmo 4 puntos y la duración de la onda R. El promediado de todos los pacientes muestra que las señales del área mediante el paso por 0, área R, área QR muestran un resultado aceptable, mientras que el área QRS, el RWD y el área mediante 4 puntos no presentan buenos resultados.

	Area R		Area QR	
	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,45	0,13	0,46	0,14
RespA	0,44	0,13	0,45	0,14
RespN	0,44	0,13	0,45	0,13
	Area QRS		RWD	
	correlación	desv_típ	Correlación	
RespC	0,43	0,14	0,43	0,13
RespA	0,43	0,14	0,42	0,12
RespN	0,43	0,13	0,42	0,12
Area 4puntos				
		correlación	desv_típ	
RespC		0,41	0,11	
RespA		0,40	0,10	
RespN		0,39	0,09	

Tabla. 5.31. Promedio de resultados de de cálculos de áreas.

Como último promedio de señales, en la tabla 5.32 se muestran los resultados obtenidos a partir del algoritmo de triangulación.

Como paciente a paciente se ha comentado, y ahora promediado, dicho algoritmo no presenta unos resultados muy elevados.

Ventana 100ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,36	0,10	0,35	0,10	0,35	0,09
RespA	0,33	0,09	0,33	0,09	0,33	0,09
RespN	0,34	0,09	0,33	0,08	0,33	0,08
Ventana 150 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ
RespC	0,38	0,11	0,38	0,10	0,37	0,10
RespA	0,32	0,08	0,32	0,08	0,32	0,08
RespN	0,34	0,09	0,33	0,08	0,33	0,08
Ventana 200 ms						
	Area triRmax		AreatriRmin		AreatriRminmax	
	correlación	desv_típ	correlación	desv_típ	Correlación	desv_típ

RespC	0,36	0,11	0,35	0,10	0,35	0,09
RespA	0,32	0,09	0,32	0,08	0,31	0,07
RespN	0,34	0,09	0,33	0,09	0,33	0,08

Tabla. 5.32. Resultados de promedio del algoritmo de triangulación.

Una vez observados los registros uno por uno, y el promedio de éstos, se realiza una discusión con la intención de comprobar cuales son las técnicas que presentan mejor resultado comparativo con las señales pletismográficas. Es decir, cuales son las señales respiratorias derivadas del ECG que mejor correlacionan con las señales respiratorias disponibles en la base de datos de señales, por lo que supuestamente mejor funcionarán para la detección de los episodios de apnea.

En primer lugar se comentarán los resultados obtenidos en el promedio de los resultados, ya que como se ha dicho, presentan una estimación más robusta.

En la tabla 5.29 podemos ver que la correlación más alta es la del área calculada a partir de la suma de muestras en una ventana temporal de 100 ms, aunque la variación de ésta no tenga consecuencias muy significativas en los resultados. Por otro lado el cálculo del área a partir de la raíz cuadrática media (RMS) en una ventana de 100 ms también presenta un buen resultado correlativo.

En la tabla 5.30, se observa que el intervalo RR también presenta un resultado aceptable, aunque un poco menor, y el resultado de la amplitud de pico S es considerable. En esta misma tabla se muestra la poca correlación de la amplitud del pico R. Por otro lado, en la tabla 5.31, prosiguiendo con el cálculo del área de la señal, se muestran los resultados de ésta a partir del paso por 0. Estos resultados tienden a ser un poco menores hasta descartar los del RWD y cuatro puntos.

Con todos los datos de correlación recogida del estudio temporal realizado podemos reconocer que el Intervalo RR es la señal respiratoria derivada con mejores resultados de correlación.

5.2. ESTUDIO FRECUENCIAL

5.2.1. Comportamiento frecuencial de las señales respiratorias derivadas (EDR).

En el siguiente apartado se puede observar el comportamiento frecuencial en las señales que previamente se ha analizado que tenían un buen comportamiento temporal. En las pruebas se verá tanto la respuesta durante un tramo de apnea como uno sin apnea. Las señales de las cuales se analiza la respuesta frecuencial son las del pico S, intervalo RR, RMS, área R, QR y QRS mediante paso 0 y área como suma de muestras en una ventana fija (100 ms). Éstas se han realizado a partir de la función 'fft' de MATLAB.

En las Figuras 5.1 y 5.2 se observa la señal del pico S en un tramo con apnea y uno sin apnea respectivamente. Se observa que durante el tramo con apnea presenta, además de un buen comportamiento en el rango frecuencial de 0.01.0.04 Hz, un pico en los valores de 0.15. 0.2 Hz, correspondiente a la frecuencia respiratoria, pero que no entra en el rango de interés para la detección de episodios de apnea, pudiendo provocar fallos en la detección.

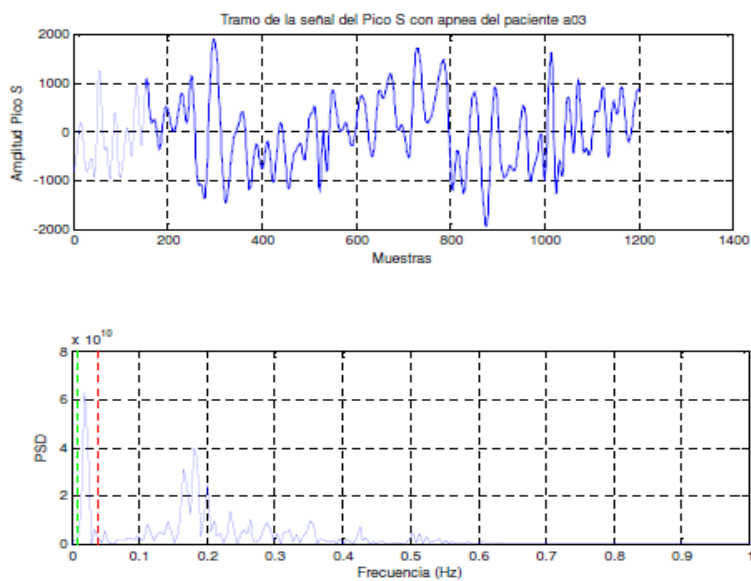


Figura. 5.1. Respuesta frecuencial a un tramo con apnea de la señal del pico S del paciente a03.

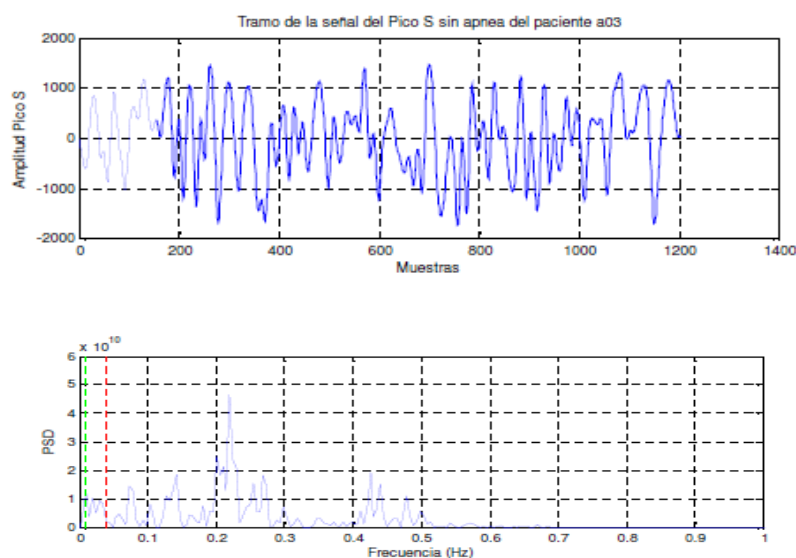


Figura. 5.2. Respuesta frecuencial a un tramo sin apnea de la señal del pico S del paciente a03.

En la Figura 5.3 y 5.4 se representan los tramos con o sin apnea del paciente a03 de la señal RR interpolada, podemos observar un buen comportamiento en

ambos tramos, ya que durante el tramo con apnea muestra un pico en el intervalo de interés.

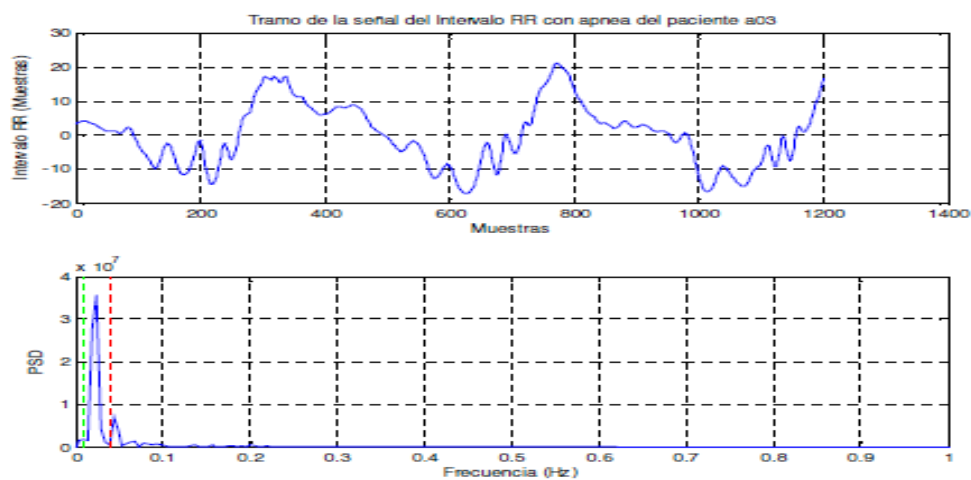


Figura. 5.3. Respuesta frecuencial a un tramo con apnea de la señal RR interpolada del paciente a03

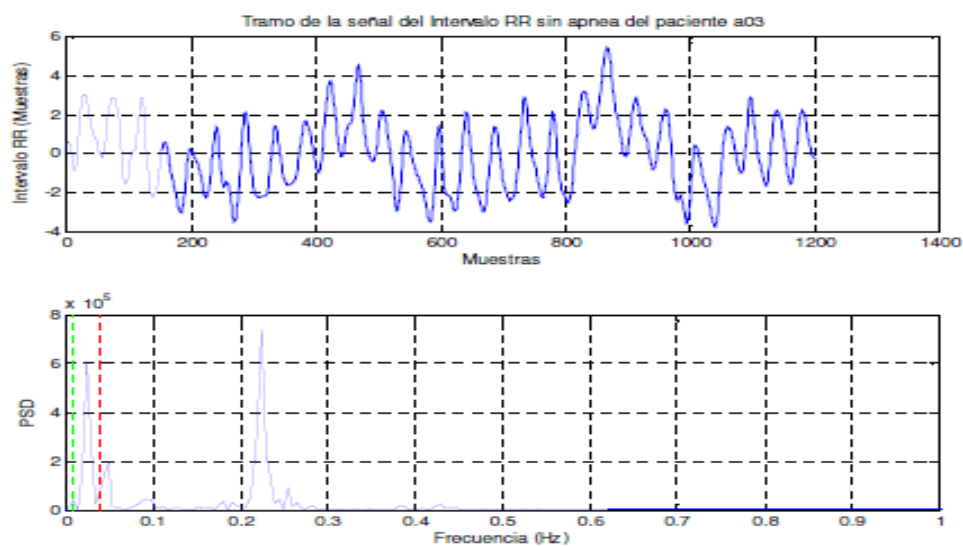


Figura. 5.4. Respuesta frecuencial a un tramo sin apnea de la señal RR interpolada del paciente a03.

En las Figuras 5-5 y 5-6, se representan los tramos con y sin apnea respectivamente del paciente a03 de la señal RMS. Se observa que aunque presente una buena respuesta en los tramos deseados, presenta valores amplios de PSD en los rangos frecuenciales de 0.15-0.2 Hz que puede provocar errores de detección.

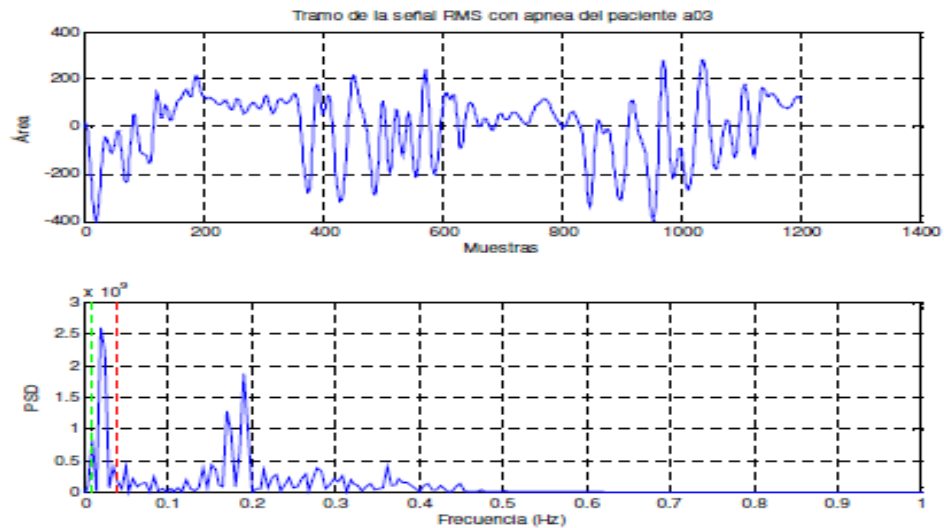


Figura. 5.5. Respuesta frecuencial a un tramo con apnea del paciente a03.

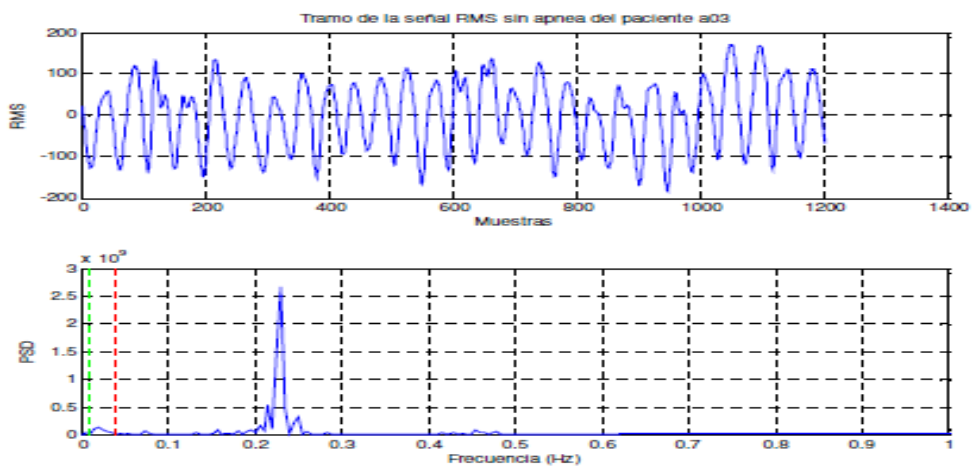


Figura. 5.6. Respuesta frecuencial a un tramo sin apnea de la señal RMS del paciente a03.

En las Figuras 5-7 y 5-8, se representan los tramos con y sin apnea respectivamente del paciente a03 de la señal del área R mediante el paso por 0. Se observa que aunque presente una buena respuesta en los tramos deseados, como en la mayoría de las señales basadas en la energía de la señal, presenta valores altos de PSD en los rangos frecuenciales de 0.15-0.2 Hz.

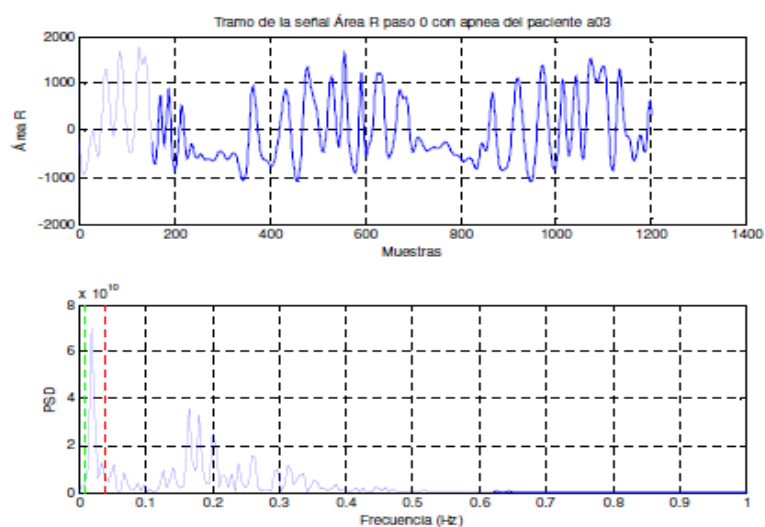


Figura. 5.7. Tramo de la señal área R con apnea del paciente a03.

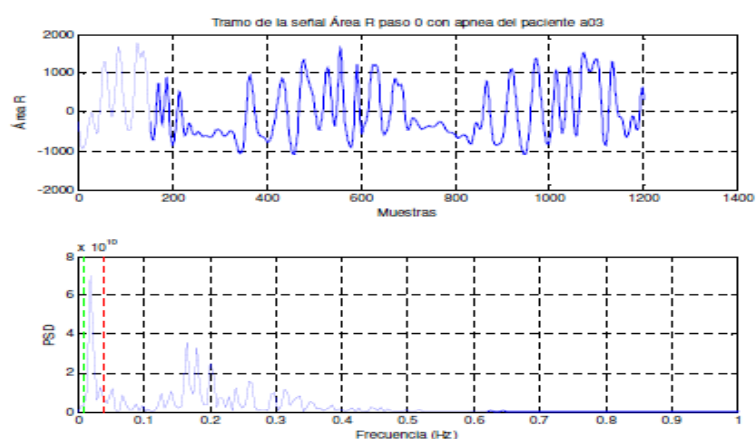


Figura. 5.8. Tramo de la señal área R sin apnea del paciente a03.

En las Figuras 5-9 y 5-10, se representan los tramos con y sin apnea respectivamente del paciente a03 de la señal del área QR mediante el paso por 0. Como en la respuesta del área R, presenta valores fuera del rango frecuencial de interés de 0.1 a 0.3 Hz, motivo por el cual se pueden presentar errores durante la detección.

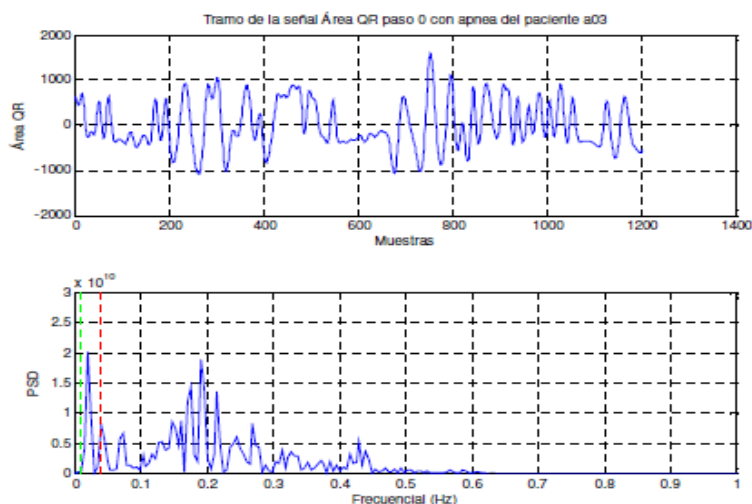


Figura. 5.9. Tramo de la señal área QR con apnea del paciente a03.

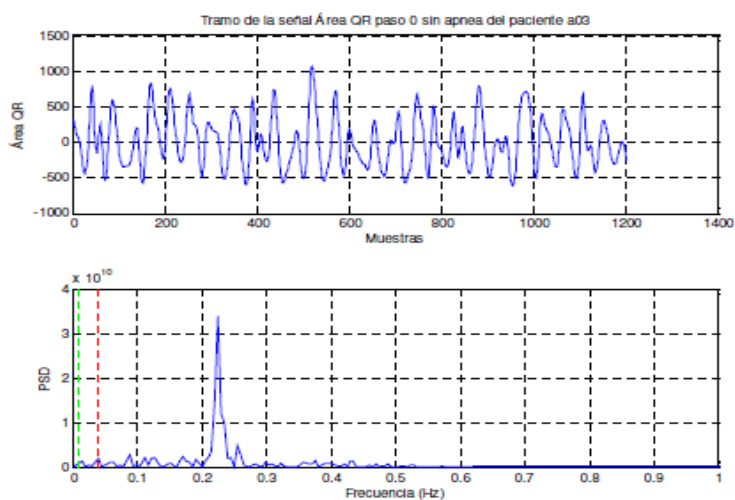


Figura. 5.10. Tramo de la señal área QR sin apnea del paciente a03.

Por último, en las Figuras 5-11 y 5-12, se presenta las señales del área mediante suma de muestras en ventana fija (100 ms) el paciente a03. A diferencia de los resultados de cálculo del área a partir del paso por 0, no presenta valores fuera del rango frecuencial de interés.

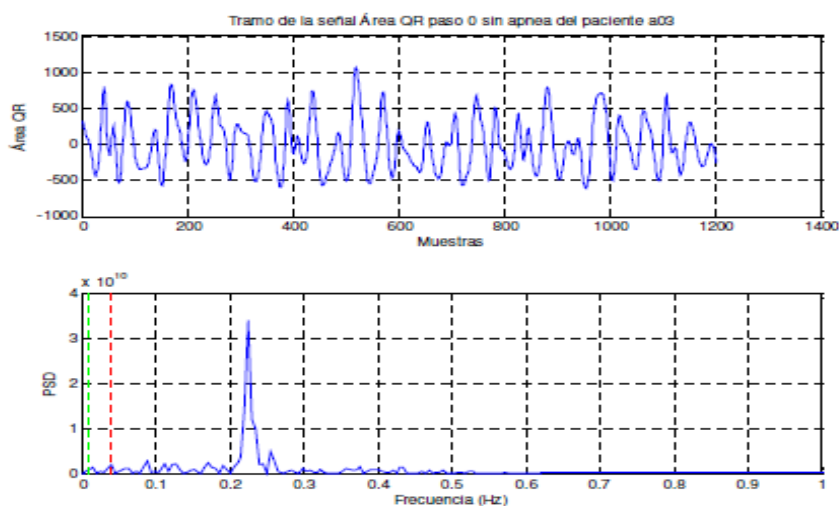


Figura. 5.11. Tramo de la señal área QR sin apnea del paciente a03.

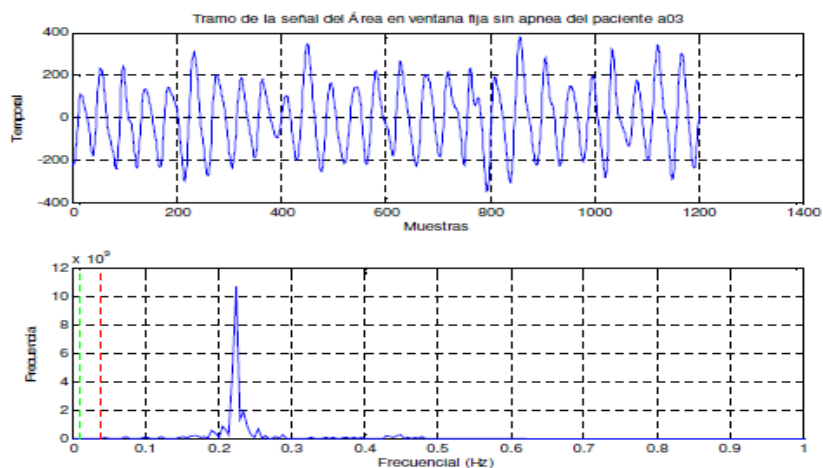


Figura. 5.12. Tramo de la señal del área sin apnea del paciente a03.

Una vez realizada la respuesta frecuencial de las señales que mejor comportamiento temporal tienen, podremos finalmente analizar cuál de las señales estudiadas tendrían un mejor comportamiento en la detección de la apnea del sueño. Básicamente se podría decir que las señales que mejor comportamiento han tenido hasta ahora son las que calculan la energía de la señal, intervalo RR y pico S.

Por otro lado, al hacer un análisis frecuencial de cada una de las señales con mejor respuesta temporal, se puede observar que alguna de ellas presenta valores de potencia espectral fuera del rango de frecuencias que interesan en el momento del análisis durante los tramos de apnea.

En este sentido, en las Figuras 5.1 y 5.2 se muestran las gráficas correspondientes a la señal derivada del ECG a partir del pico S. La primera muestra el tramo con apnea, y en ella se observa que en el rango de interés hay una buena respuesta. Por otro lado, en el rango de 0.15 a 0.2 presenta, aunque en menor medida que el área mediante paso por 0, valores que pueden causar error de detección. En cambio en la Figura 5.2, se observa el tramo sin apnea, teniendo como resultado una señal muy ruidosa con un pico entre 0.2 y 0.3 Hz.

La siguiente señal a analizar es el Intervalo RR. Se representa en las Figuras 5.3 y 5.4, donde se muestran los tramos con apnea y sin apnea respectivamente. Respecto al tramo con apnea, 0.01Hz-0.04Hz, es la que presenta un pico más claro. Fuera de este intervalo de frecuencia no se aprecian valores, haciendo que la detección de la apnea a partir del Intervalo RR sea más clara. Por otro lado, durante el tramo sin apnea presenta el pico en el rango frecuencial característico del paciente a03 de aproximadamente 0.15 - 0.3 Hz. Aunque en este caso también se observa un pico en el en rango de interés.

En la Figura 5-4 se muestra la respuesta del área mediante el RMS en una ventana de 100 ms. Éste presenta una respuesta buena en el rango de interés, pero

se puede observar una señal muy ruidosa, llegando a tener valores muy altos de PSD en frecuencias como es 0.2 Hz. Por otro lado, en la Figura 5-5 se muestra el tramo sin apnea, donde se observa una señal sin prácticamente ruido y con la detección del pico en 0.23 Hz muy clara. En las Figuras 5-6, 5-8 y 5-10 representan la respuesta temporal de la señal derivada del área mediante paso por 0 de la onda R, QR y QRS. En éstas se observa que fuera de los rangos de interés durante la detección de la apnea obstructiva del sueño, concretamente de 0.1 a 0.4 Hz, aparecen valores que pueden producir error en el momento de la detección de la apnea obstructiva del sueño.

Mientras que en las Figuras 5-7, 5-9 y 5-11, se representa la respuesta frecuencial de los tramos sin apnea de dichas señales. En ellas vemos que, como en la mayoría de las señales con tramos no apneicos, el rango frecuencial es de 0.1-0.4 Hz. Dicho rango frecuencial se repite durante todos los tramos sin apnea debido a la morfología de la señal del paciente a03, mientras que en otro paciente este rango puede variar. Finalmente en la Figura 5-12, se puede ver la respuesta frecuencial del área mediante suma de muestras en una ventana de 100 ms, y observamos que durante el tramo de apnea muestra claramente un amplio pico en el intervalo VLF. Siguiendo con la misma señal derivada, en la Figura 5-11 se muestra el tramo sin apnea, donde se observa un claro pico en la frecuencia característica del paciente a03 de aproximadamente 0.23 Hz.

5.3. ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DE APNEAS DEL SUEÑO.

Como puede analizarse en la literatura de los estudios realizados, se hace necesario que el análisis sea en ventanas por latido y no por segundos, en este caso son 50 y 300 latidos. Por otro lado sabiendo que un ciclo cardiaco dura aproximadamente 0.8 segundos se deduce que se está aplicando una ventana de

40ms y 240ms. Con este análisis podemos observar que existen variaciones cíclicas en el ritmo cardiaco que aparecen cada 25 a 100 s VLF se baja ($< 0.04\text{Hz}$), lo que provoca que la frecuencia de las EDR disminuyan. Con este análisis podemos determinar que la banda frecuencial se baja. Con este análisis podemos ahora calcular la Densidad Espectral de Potencia (PSD), la estimación de la PSD en la que ha sido aplicada directamente la transformada de Fourier y el periodograma de Welch.

Con la intención de realizar un algoritmo que obtenga los mejores resultados, se realiza primero un cálculo a partir de la función 'fft' en diferente enventanado. Una vez obtenidos los resultados se realiza el mismo cálculo pero a partir de la función 'pwelch' con ventana Hamming y un solapado al 50%. Por tanto, en la tabla 5.29 se muestran los resultados obtenidos al aplicar dicho algoritmo sobre las señales estudiadas a partir de la función 'fft'.

Teniendo en cuenta que se realiza mediante la señal no interpolada, se aplica un enventanado en latidos, en este caso 50 y 300 latidos.

En la tabla 5.29 se observa que los resultados no son tan sensibles a la ventana aplicada, por lo tanto se muestra un algoritmo más robusto, aunque sigue sin responder bien a los pacientes c02 y b01. Por otro lado, el registro a02 que también presenta cambios de postura durante la grabación, es mejor con una ventana de 50 latidos que con una de 300 latidos. Por otro lado, en la tabla 5.29 se muestran los resultados obtenidos al aplicar el algoritmo sobre las señales estudiadas a partir de la función 'pwelch'. En este sentido, al aplicar el solapado la ventana base a aplicar es de 60 segundos mientras que durante los cálculos de los algoritmos previos eran de 30 segundos. Debido a esto, y teniendo en cuenta que 50 latidos equivalen a 40 segundos, sólo se aplica solapado a la ventana de 300 latidos.

Ventana 300 latidos			Ventana 50 latidos		
Paciente	% Apnea Grabación	% Apnea Algoritmo	Paciente	% Apnea Grabación	% Apnea Algoritmo
a01	96,11	84,68	a01	96,11	73,66
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a02	79,55	9,45	a02	79,55	28,25
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a03	47,40	66,95	a03	47,40	71,15
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a04	92,07	87,76	a04	92,07	92,82
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
b01	3,91	26,69	b01	3,91	27,15
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c01	0,00	1,75	c01	0,00	7,65
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c02	0,20	12,78	c02	0,20	26,62
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c03	0,00	0,00	c03	0,00	5,21

Tabla. 5.33. Resultados obtenidos de la aplicación del algoritmo en los registros de los pacientes de prueba.

Los resultados de la tabla 5.30 que se realizan a partir de la función 'pwelch' no varían mucho de los resultados calculados a partir de la función 'fft'. Por tanto se realiza en la tabla 5.31 el cálculo a partir de la función 'pwelch' en una ventana de 50 latidos con solapado al 0%.

300 latidos (240s)					
Solapado del 0%(ventana de 60s)			Solapado de 50% (ventana de 60s)		
Paciente	% Apnea Grabación	% Apnea Algoritmo	Paciente	% Apnea Grabación	% Apnea Algoritmo
a01	96,11	80,55	a01	96,11	86,35
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a02	79,55	12,81	a02	79,55	11,72
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a03	47,40	63,58	a03	47,40	68,96
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a04	92,07	87,91	a04	92,07	88,96
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
b01	3,91	23,75	b01	3,91	27,57
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c01	0,00	1,86	c01	0,00	1,12

Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c02	0,20	5,87	c02	0,20	5,24
Paciente	%Grabación	%Algoritmo	Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c03	0,00	0,00	c03	0,00	0,00

Tabla. 5.34. Resultados obtenidos a partir del algoritmo ‘DetectorApnea’ con ventana de 300 latidos.

50 latidos (40segundos)		
Paciente	% Apnea Grabación	% Apnea Algoritmo
a01	96,11	72,82
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a02	79,55	29,84
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a03	47,40	71,76
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a04	92,07	91,32
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
b01	3,91	28,03
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c01	0,00	0,30
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c02	0,20	6,56
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c03	0,00	0,44

Tabla. 5.35. Resultados obtenidos a partir del algoritmo de detección de apnea con ventana de 50 latidos.

En la tabla 5.31 se observa que al disminuir el inventariado, se obtiene mejores resultados en los pacientes con apnea que los que no presentan episodios de apnea. Sin embargo el algoritmo sigue sin ser robusto a los pacientes con cambio de posturas durante el registro.

Finalmente, para validar dicho algoritmo se aplica sobre señales que previamente no han sido analizadas. En la tabla 5.32 se analizan los resultados a

partir del algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño calculado a partir de la función 'fft', 'welch' y aplicando una ventana de 300 latidos.

Grabación	% Apnea real	%Apnea Algoritmo	Apnea real	Detección Apnea
x01	71,70	26,94	Si	Si
x02	44,25	54,89	Si	Si
x03	2,58	12,54	No	Si
x04	0,00	0,00	No	No
x05	63,61	84,24	Si	Si
x06	0,00	7,42	No	No
x07	47,30	53,02	Si	Si
x08	62,84	75,07	Si	Si
x09	32,87	44,69	Si	Si
x10	18,84	18,30	Si	Si
x11	3,07	1,03	No	No
x12	10,80	40,31	Si	Si
x13	57,44	27,90	Si	Si
x14	88,21	13,81	Si	Si
x15	38,64	6,88	Si	No
x16	13,59	55,88	Si	Si
x17	0,25	1,68	No	No
x18	0,55	21,17	No	Si
x19	82,92	91,80	Si	Si
x20	52,10	54,88	Si	Si
x21	23,74	64,51	Si	Si
x22	0,83	0,35	No	No
x23	22,33	43,01	Si	Si
x24	0,23	4,23	No	No
x25	57,59	16,28	Si	Si
x26	66,15	42,50	Si	Si
x27	97,99	92,41	Si	Si
x28	87,24	65,38	Si	Si
x29	0,00	0,00	No	No
x30	61,22	31,18	Si	Si
x31	92,61	88,96	Si	Si
x32	78,97	66,67	Si	Si
x33	1,06	6,91	No	No
x34	0,84	7,76	No	No
x35	0,00	0,35	No	No

Tabla. 5.36. Resultados obtenidos a partir del algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño con ventana de 300 latidos aplicado a las grabaciones no analizadas con intención de observar su comportamiento y validar la capacidad del algoritmo.

Una vez obtenidos los resultados, para poder cuantificar el éxito del algoritmo se analiza su comportamiento a partir de la precisión en la detección del algoritmo. Para poder cuantificar los resultados se calculan la Sensibilidad, la Especificidad y la Precisión.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\# \text{ Detecciones Positivas correctas}}{\# \text{ Detecciones Positivas Correctas} + \# \text{ Falsos Negativos}}$$

$$= \frac{22}{22+1} = 0.9565 = 96\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{\# \text{ Detecciones Negativas correctas}}{\# \text{ Detecciones Negativas Correctas} + \# \text{ Falsos Positivos}}$$

$$= \frac{10}{10+2} = 0.833 = 83\%$$

$$\text{Precisión} = \frac{\text{Detecciones Negativas correctas} + \# \text{ Detecciones Positivas correctas}}{\# \text{ Detec Negativas \# Corr} + \# \text{ Detec Positivas correc} + \# \text{ Falsos Negativos} + \# \text{ Falsos Positivos}}$$

$$= \frac{32}{32+3} = 0.914 = 91\%$$

Como se puede comprobar a partir de las funciones, la sensibilidad es del 96%, la especificidad del 83% y finalmente la precisión del 91%.

Finalmente, durante la realización del capítulo se han ido comprobando diversos resultados tanto temporales como frecuenciales. En las tablas 5.25 a 5.28 se observa que las señales pico R, área mediante algoritmo de triangulación, área

mediante cuatro puntos y duración anda R (RWD) no presentaban una buena respuesta ante los episodios de apnea obstructiva del sueño ya que presentaban resultados correlativos ante las señales pletismográficas bajas. Una vez realizado el estudio temporal y descartadas las señales mencionadas, se realiza un estudio frecuencial por el cual primero se comprueba la respuesta frecuencial durante tramos de apnea y tramos sin apnea de las señales no descartadas como son pico S, área mediante paso por 0, área mediante suma de muestras en ventana fija (100 ms), RMS y Intervalo RR., para después realizar la detección de la apnea obstructiva del sueño a partir de diversas señales derivadas del ECG. En las Figuras 5.1 a 5.11 se representa la respuesta de las diversas señales ante tramos con o sin apnea. En ellas se observa el comportamiento de éstas en los rangos definidos como VLF. A partir de analizar los resultados frecuenciales de las señales EDR, se observa que el área mediante paso por 0 (tablas 5.6 a 5.11) muestran mucho ruido, y que el pico S presenta una detección menos nítida que por ejemplo el intervalo RR (Figura 5.3 y 5.4) o el área mediante suma de muestra en ventana fija (Figura 5.11 y 5.12), la cual presenta resultados muy parecidos al del RMS (Figura 5.5 y 5.6).

Por otro lado, solamente se validará el algoritmo a partir del intervalo RR con y sin interpolación.

Una vez analizadas las señales EDR, se procede a realizar el 'Algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño', optando por la señal RR sin interpolar. En las tablas 5.29, 5.30 y 5.31 se presentan los resultados de dicho algoritmo a partir de la 'fft' o 'pwelch'.

A continuación, después de obtener resultados numéricos del algoritmo de detección de apnea del sueño, analizamos las gráficas de la DEP, en donde podemos observar la presencia de apnea en las grabaciones analizadas. En la Figura 5.13 podemos analizar al paciente a01 en un tramo donde se detecta

apnea, el espectro de frecuencia nos muestra que se presentan picos en el intervalo que hemos estudiado.

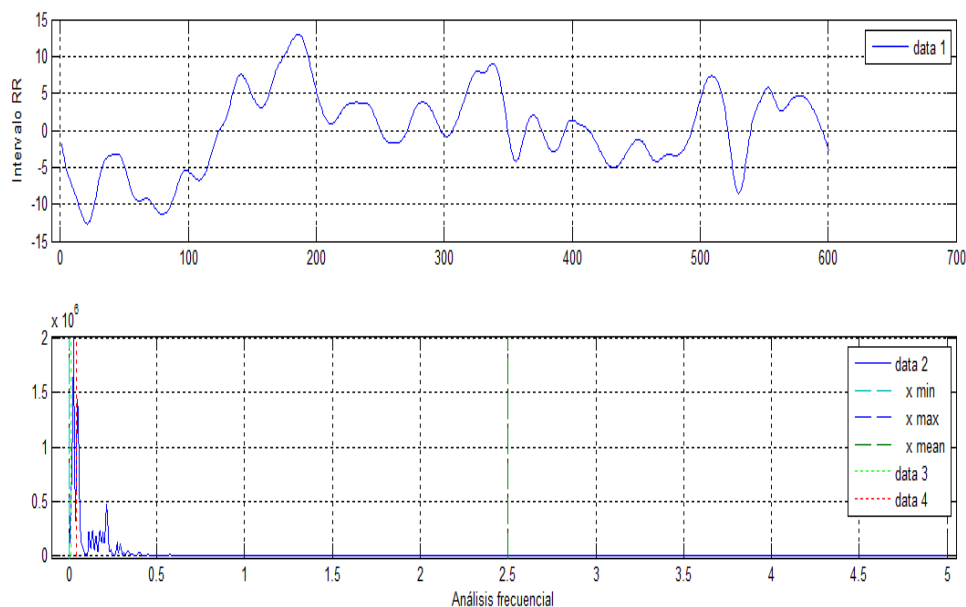


Figura. 5.13. Tramo de la señal con apnea calculada con el Intervalo RR y su detección.

Para los valores de RMS podemos reconocer que la señal presenta ciertas detecciones que no corresponden a las anotaciones de apnea, y al realizar el análisis frecuencial se detecta picos en el intervalo de frecuencia < 0.04 Hz que pueden ser interpretados como afecciones.

En la grafica de muestras del Intervalo RR solo podemos observar que los límites de la señal son los límites que se propone para no temer una frecuencia mayor a 100 bpm con el objetivo de eliminar información errónea.

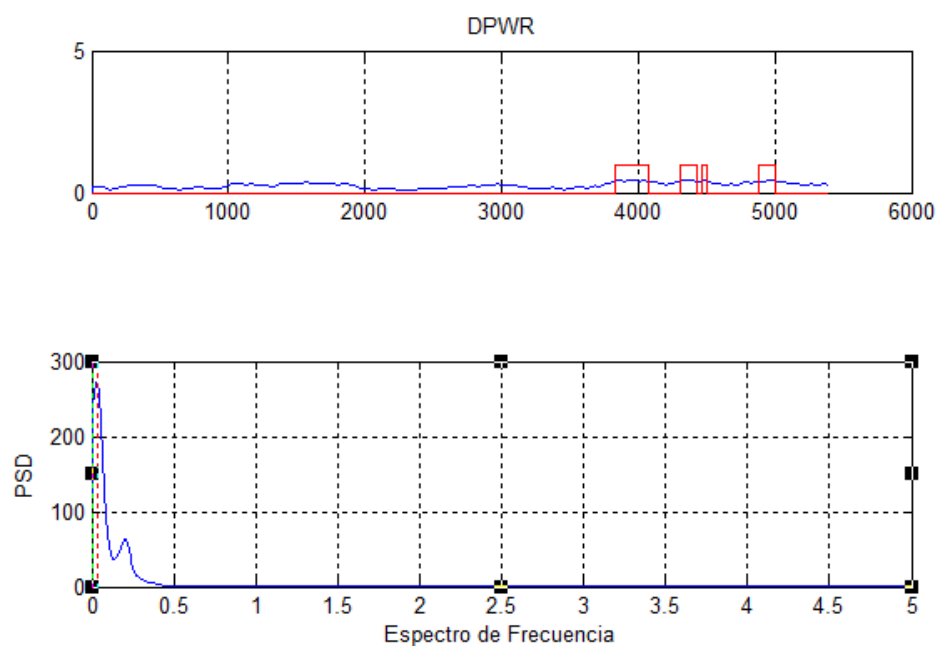


Figura. 5.14. Análisis de la densidad Espectral de potencia del paciente a01.

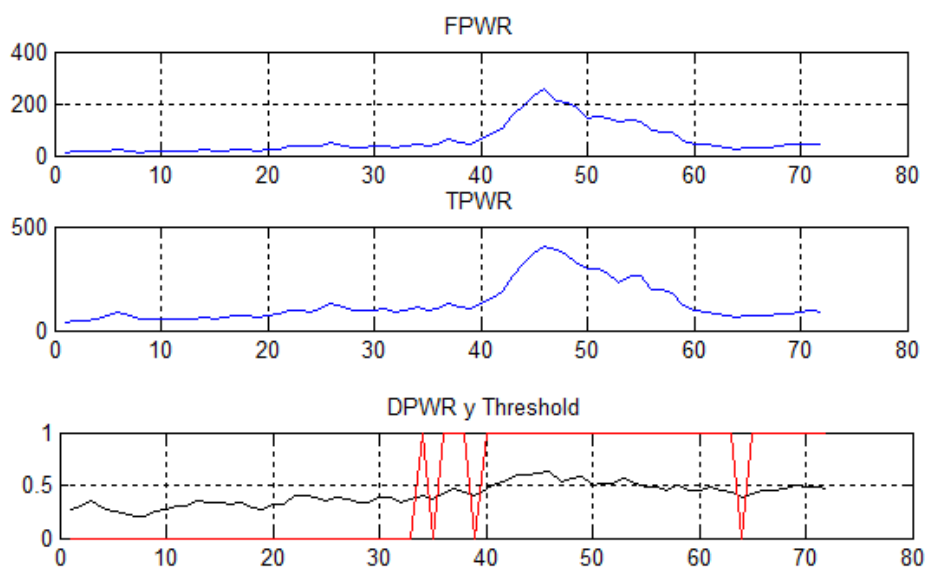


Figura. 5.15. Detección de SAOS mediante la densidad espectral y su ubicación por el Threshold en paciente a01.

En la Figura 5.14 y Figura. 5.15 tenemos el análisis espectral de la señal realizado desde el algoritmo de detección, en donde ya es incluido el valor de threshold igual a 1, con el que representamos las anomalías detectadas como apneas.

5.4. ANÁLISIS DE FALSOS POSITIVOS Y FALSOS NEGATIVOS.

En el siguiente apartado se realiza un análisis de la presencia de falsos positivos y falsos negativos en la aplicación del algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño. Los falsos positivos y falsos negativos permiten verificar la eficiencia del sistema pues con ellos es posible calcular los valores de medición para determinar la fiabilidad de un algoritmo. En esta sección se revisará con mayor profundidad los conceptos que determinan la validez de una prueba de diagnóstico, o algoritmo (sensibilidad y especificidad) y su seguridad (valores predictivos positivos y negativos) pues con ello podemos asegurar el buen funcionamiento del algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño y encontrar los problemas en las señales que presentaron falsos positivos y falso negativo. La medicina es una ciencia de probabilidades y un arte de manejar la incertidumbre. Dicha incertidumbre se extiende no sólo a las actividades preventivas, terapéuticas y pronósticas sino también a las diagnósticas. En las fases del proceso diagnóstico intervienen la historia clínica, la exploración física y la realización de pruebas complementarias [Sacket] como en este caso la detección de apnea del sueño.

Para que un algoritmo sea considerado una buena prueba diagnóstica debe ofrecer resultados positivos en enfermos y negativos en sanos [Morrison] Por lo tanto, las condiciones que deben ser exigidas a un test son:

- Validez: Es el grado en que un algoritmo de detección mide lo que se supone que debe medir. ¿Con que frecuencia el resultado del

algoritmo es confirmado por procedimientos diagnósticos más complejos y rigurosos. La sensibilidad y la especificidad de un algoritmo de detección son medidas de su validez.

- **Reproductividad:** es la capacidad del algoritmo de detección para ofrecer los mismos resultados cuando se repite su aplicación en circunstancias similares. La variabilidad biológica del hecho observado, la introducida por el médico y la derivada del propio diagnóstico, determinan su reproductividad.
- **Seguridad:** La seguridad viene determinada por el valor predictivo de un resultado positivo o negativo. Con que seguridad un algoritmo predecirá la presencia o ausencia de enfermedad. Ante un resultado positivo de un diagnóstico, qué probabilidad existe de que este resultado indique presencia de la enfermedad. Veremos posteriormente que esta probabilidad está muy influenciada por la prevalencia de la patología.

A su vez, es conveniente que el método de diagnóstico sea sencillo de aplicar, aceptado por los pacientes o la población general, que tenga los mínimos efectos adversos y que económicamente sea soportable.

5.4.1. Validez del diagnóstico: sensibilidad y especificidad

El caso más sencillo que nos puede plantear es el de una prueba dicotómica, que clasifica a cada paciente como sano o enfermo en función de que el resultado de la prueba sea positivo o negativo. En casos como este, un resultado positivo se asocia a la presencia de enfermedad y un resultado negativo a la ausencia de la misma. Cuando se estudia una muestra de pacientes, los datos obtenidos permiten clasificar a los sujetos de la siguiente forma:

Resultado de la prueba	Verdadero diagnostic	
	Enfermo	Sano
Positivo	Verdaderos Positivos	Falsos Positivos
	(VP)	(FP)
Negativo	Falsos Negativos	Verdaderos Negativos
	(FN)	(VN)

Tabla. 5.37. Relación entre el resultado de una prueba diagnóstica y la presencia o ausencia de una enfermedad

En la tabla 5.37 encontramos el resultado de la prueba diagnóstica en filas con el estado real de los pacientes (columnas). El resultado puede ser correcto (verdadero positivo y verdadero negativo) o incorrecto (falso positivo y falso negativo). El análisis de su validez puede obtenerse calculando los valores de sensibilidad y especificidad [46].

En la actualidad existen muchas pruebas diagnósticas, desde pruebas sencillas como son la toma de tensión arterial, hasta pruebas más complejas, como la resonancia magnética o las gammagrafías. Lo ideal sería poder realizar pruebas que fueran sencillas de realizar, que no supusieran ningún riesgo para el paciente y que detectaran la enfermedad que se buscara en el 100% de los casos y que no se equivocara nunca y, sobre todo, que se detectara en una fase precoz de la enfermedad, donde es más fácil de tratar. Por ahora no ha sido posible encontrar un método que cumpla con todos estos criterios.

Existen pruebas que detectan casi todos los casos, pero también se equivocan y dan positivo cuando en realidad es negativo. Hay otras que dan negativo en los casos que deberían, pero se equivocan en casos que deberían ser positivos. A esto se le llama respectivamente sensibilidad y especificidad.

5.4.1.1. Sensibilidad

Es la probabilidad de clasificar correctamente a un individuo enfermo, es decir, la probabilidad de que para un sujeto enfermo se obtenga en la prueba un resultado positivo. La sensibilidad es, por lo tanto, la capacidad del algoritmo para detectar la enfermedad.

Cuando los datos obtenidos a partir de una muestra de pacientes se clasifican en una tabla como la que se muestra en la tabla 5.33, es fácil estimar a partir de ella la sensibilidad como la proporción de pacientes enfermos que obtuvieron un resultado positivo en la prueba diagnóstica.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\# \text{ Detecciones Positivas correctas}}{\# \text{ Detecciones Positivas Correctas} + \# \text{ Falsos Negativos}}$$

La sensibilidad es también conocida como 'Fracción de verdaderos positivos'.

5.4.1.2. Especificidad

Es la probabilidad de clasificar correctamente a un individuo sano, es decir, la probabilidad para que un sujeto sano se obtenga en la prueba un resultado negativo. En otras palabras, se puede definir la especificidad como la capacidad para detectar a los sanos.

$$\text{Especificidad} = \frac{\# \text{ Detecciones Negativas correctas}}{\# \text{ Detecciones Negativas Correctas} + \# \text{ Falsos Positivos}}$$

La especificidad es también conocida como 'Fracción de verdaderos negativos'.

Resulta obvio que lo ideal sería trabajar con pruebas diagnósticas de alta sensibilidad y especificidad, pero esto no siempre es posible. En general, las pruebas deben ser de alta sensibilidad para poder captar a todos los enfermos. Una prueba muy sensible será especialmente adecuada en aquellos casos en los que el no diagnosticar la enfermedad puede resultar fatal para los enfermos, como ocurre con enfermedades peligrosas pero tratables, como los linfomas o la tuberculosis, o en enfermedades en las que un falso positivo no produzca serios trastornos psicológicos o económicos para el paciente (por ejemplo, la realización de mamografía en el cáncer de mama).

Por otra parte, la especificidad se refiere, como señalo previamente, a la probabilidad de que un sujeto sano sea clasificado adecuadamente. En general las pruebas confirmatorias deben ser de alta especificidad, para evitar falsos positivos. Las pruebas de diagnóstico de alta especificidad son necesarias en enfermedades graves pero sin tratamiento disponible para poder curarlas, cuando exista gran interés por conocer la ausencia de enfermedad o cuando diagnosticar a un paciente de un mal que realmente no padece pueda acarrear graves consecuencias, ya sean físicas, psicológicas o económicas. Como en el caso de los enfermos de VIH.

Los conceptos de sensibilidad y especificidad permiten, por lo tanto, valorar la validez de una prueba diagnóstica o algoritmo. Sin embargo, carecen de utilidad en la práctica clínica. Tanto la sensibilidad como la especificidad proporcionan información acerca de la probabilidad de obtener un resultado concreto sea positivo o negativo, en función de la verdadera condición del enfermo con respecto a la enfermedad.

Un tratamiento estadístico correcto exige incluir medidas de su precisión como estimadores, y, mejor aún, utilizarlas para construir intervalos de confianza para los verdaderos valores de sensibilidad y especificidad.

5.4.2. Análisis de señales

El algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño por medio del análisis de variabilidad del ritmo cardiaco, obteniendo la serie de intervalos RR que fue elegida ya que en los pacientes con el Síndrome de apnea obstructiva del sueño la frecuencia cardiaca se ve fuertemente influenciada por el sistema respiratorio, presenta buenos resultados en el test de polisomnografía aplicado a 35 pacientes. La precisión de diagnóstico que puede ser reconocida como buena determinación para una decisión clínica de presencia o ausencia de desórdenes respiratorios de sueño (apneas) clínicamente relevantes. Sin embargo, en algunos casos, una sobreestimación de los casos de apnea del sueño puede ocurrir. Y por otro lado la presencia de apnea del sueño puede no ser detectado por el algoritmo debido a una limitación básica como el requerimiento de cambios autonómicos existentes en caso de apnea del sueño. Estos cambios resultan en fluctuaciones del ritmo cardiaco y consecuentemente de la variación del ciclo cardiaco. Los cambios autonómicos son significativamente disminuidos o casi desaparecen en pacientes que sufren disfunciones autonómicas debido a diferentes enfermedades como Síndrome de Parkinson, Diabetes, o en pacientes después de un trasplante de corazón. Algunos pacientes bajo cierta medicación como bloqueadores beta pueden tener disminuciones autonómicas que reaccionan en desórdenes respiratorios del sueño.

Después de analizar los factores de evaluación del algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño como prueba de diagnóstico, es necesario realizar un estudio de las señales en las que se presentó los falsos positivos y los falsos negativos, con el propósito de encontrar factores fisiológicos o externos que hayan influido en la detección de apneas al aplicar el algoritmo en cuestión.

En la evaluación de resultados de pacientes aleatorios encontramos que se presenta dos falsos positivos en las señales x03 y x06 y un falso positivo en la señal x15.

5.4.2.1. Análisis de grabación de paciente x03 y x18

En el caso de los falsos positivos que se ha detectado, estos se deben a una sobreestimación de los eventos de apnea que se encuentran en la señal.

5.4.2.2. Análisis de grabación de paciente x15

En el caso del falso negativo como habíamos hablado anteriormente, son diversas las causas para una no detección de apnea a partir del algoritmo. La grabación del paciente x15 tiene una duración de 8:40:00 segundos, podemos notar que presenta ruido en diferentes tramos de la señal, y después del preprocesamiento el ruido no ha sido eliminado completamente. Los complejos QRS se tornan difíciles de ubicar incluso desde las mismas anotaciones de la base de datos de apnea de physionet. En la Figura 5.16 tenemos el ecg del paciente entre el minuto 4:46:50 y 4:47:50 en donde podemos observar cierto ruido en la señal.

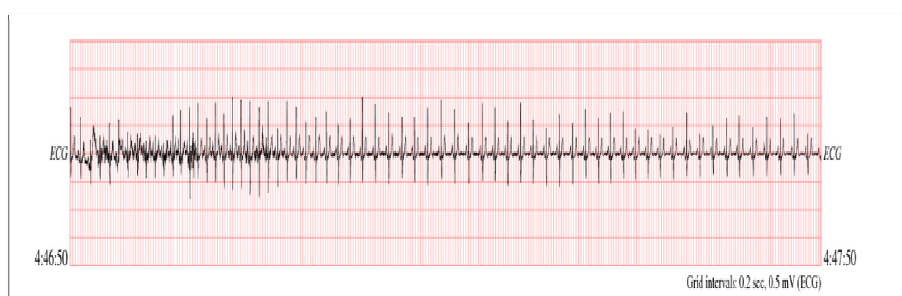


Figura. 5.16. Tramo de la señal ecg del paciente x15 tomada desde la herramienta Physiobank ATM de Physionet.

En la Figura 5.17 podemos notar que la detección del complejo QRS se dificulta y en consecuencia los Intervalos RR disminuirán y en algunos tramos incluso la señal desaparecerá complicando la detección de apneas en la señal.

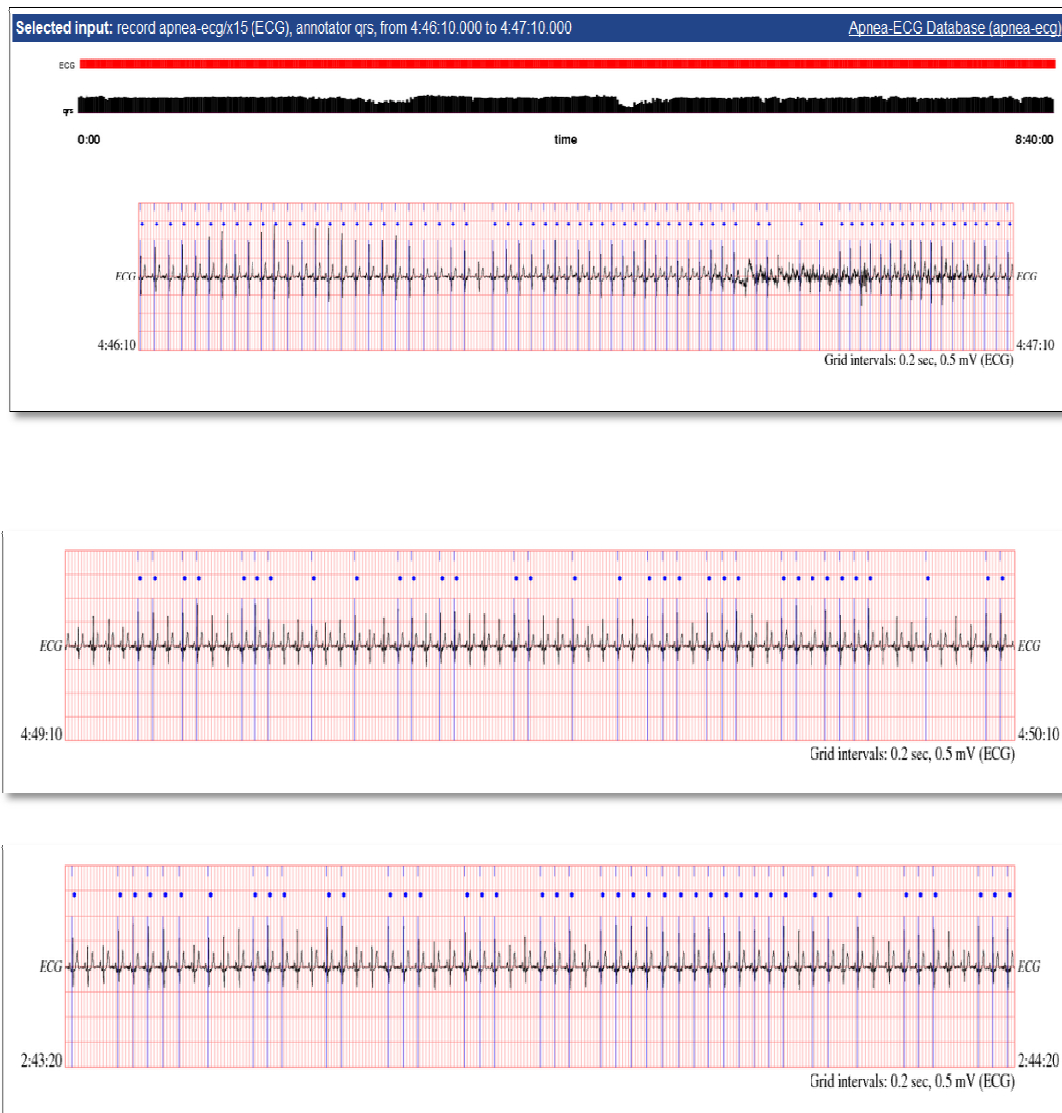


Figura. 5.17. Tramos de la señal ecg del paciente x15 tomada desde la herramienta Physiobank ATM de Physionet donde se observa segmentos en los que los complejos QRS no son detectados.

El paciente en el que el algoritmo no detecta puede presentar otro tipo de anomalías en donde los artefactos del ECG pueden no ser reconocidos.

5.5. COMPARACIÓN CON OTRAS METODOLOGÍAS

Con el objetivo de estudiar la efectividad del algoritmo de detección de apnea del sueño propuesto en esta tesis se analiza el algoritmo "*Detection of Sleep Disordered Breathing by automated ECG analysis*" cuyos autores son Sebastian Canisius, Thomas Ploch, Volker Gross, Andreas Jerrentrup, Thomas Penzel, Karl Kesper [47]. El algoritmo de Canisius *et al* se basa en las variaciones cíclicas del ritmo cardiaco, un concepto similar al de la señal derivada respiratoria de la *variabilidad del ritmo cardiaco* pero usan la señal interpolada es decir toma los ciclos por minuto que se presentan en el electrocardiograma, por lo que en este apartado no se está comparando el método de detección o su efectividad con nuestro algoritmo, únicamente se hará una evaluación de los resultados obtenidos desde este procedimiento, tomando esto como base de análisis para los resultados obtenidos por el algoritmo de detección de apnea del sueño implementado.

El preprocesamiento del algoritmo de Canisius *et al* [47], se realiza a partir de escoger una tipología de ECG estándar (plantilla) e ir comparándola con la señal, mirando su resultado correlativo. Si el resultado de la correlación es mayor a 0.3, quiere decir que hay un complejo QRS.

Una vez localizados los QRS, detecta los desórdenes respiratorios del sueño conocidos por ser asociados con las reacciones autonómicas a causa de los incrementos en la presión sanguínea y las variaciones cíclicas en el ritmo cardiaco en el intervalo de frecuencia entre 0.01 y 0.04 Hz y mirar si éste es mayor a un cierto límite a través de la división de la potencia espectral en una señal de ciclo cardiaco calculada en 10 Hz para optimizar las características del algoritmo. Utiliza

un Threshold de ratio fijo de 3.15 a partir de la división entre las zonas espectrales de 0.05 y 0.1 ciclos/latido y 0.005 y 0.01 ciclos/latido.

Para el análisis de resultados y la validación del algoritmo de Canisius et al, se aplica a la base de datos de apnea-ecg proveída por Physionet en una población de 35 grabaciones, muestra que utilizamos también para validar el algoritmo de detección de apnea del sueño de la tesis. En la tabla se puede observar los resultados obtenidos al ser aplicado el algoritmo de Canisius et al.

TABLE 2
DETECTION OF CVHE IN TESTING POPULATION

Recording	Percentage of Apneas (% TIB)		SDB present?	
	Ref.	Test	Ref.	Test
x01	71.70	30.89	Yes	Yes
x02	44.25	63.90	Yes	Yes
x03	2.58	26.06	No	Yes
x04	0.00	0.66	No	No
x05	63.61	79.06	Yes	Yes
x06	0.00	0.00	No	No
x07	47.30	55.98	Yes	Yes
x08	62.84	72.65	Yes	Yes
x09	32.87	41.19	Yes	Yes
x10	18.84	18.89	Yes	Yes
x11	3.07	0.67	No	No
x12	10.80	35.43	Yes	Yes
x13	57.44	26.13	Yes	Yes
x14	88.21	21.93	Yes	Yes
x15	38.64	22.08	Yes	Yes
x16	13.59	51.38	Yes	Yes
x17	0.25	15.03	No	Yes
x18	0.65	21.60	No	Yes
x19	82.92	91.64	Yes	Yes
x20	52.10	52.18	Yes	Yes
x21	23.74	60.01	Yes	Yes
x22	0.83	2.05	No	No
x23	22.33	34.06	Yes	Yes
x24	0.23	13.95	No	Yes
x25	57.59	67.22	Yes	Yes
x26	66.15	7.35	Yes	No
x27	97.99	91.56	Yes	Yes
x28	87.24	59.47	Yes	Yes
x29	0.00	0.11	No	No
x30	61.22	32.35	Yes	Yes
x31	92.61	79.52	Yes	Yes
x32	78.97	64.96	Yes	Yes
x33	1.06	15.86	No	Yes
x34	0.84	15.95	No	Yes
x35	0.00	1.85	No	No

TIB = time in bed which is the recording time.

Figura. 5.18. Tabla de datos de pruebas de algoritmo de Canisius et al.

El análisis da como resultado, sensibilidad del 96% y especificidad del 50% y una precisión del 77%

Teniendo como:

- Detecciones Positivas correctas = 22
- Detecciones Negativas correctas = 6
- Falsos Positivos = 6
- Falsos Negativos = 1

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\# \text{ Detecciones Positivas correctas}}{\# \text{ Detecciones Positivas Correctas} + \# \text{ Falsos Negativos}}$$

$$= \frac{22}{22+1} = 0.956 = 96\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{\# \text{ Detecciones Negativas correctas}}{\# \text{ Detecciones Negativas Correctas} + \# \text{ Falsos Positivos}}$$

$$= \frac{6}{6+6} = 0.50 = 50\%$$

$$\text{Precisión} = \frac{\text{Detecciones Negativas correctas} + \# \text{ Detecciones Positivas correctas}}{\# \text{ Detec Negativas} \# \text{ Corr} + \# \text{ Detec Positivas correc} + \# \text{ Falsos Negativos} + \# \text{ Falsos Positivos}}$$

$$= \frac{28}{28+7} = 0.77 = 77\%$$

Después de este breve análisis al algoritmo de Canisius et al podemos realizar nuevamente el análisis de sensibilidad, especificidad y precisión de nuestro algoritmo de detección de apnea del sueño.

Grabación	% Apnea real	%Apnea Algoritmo	Apnea real	Detección Apnea
x01	71,70	26,94	Si	Si
x02	44,25	52,26	Si	Si
x03	2,58	15,93	No	Si
x04	0,00	0,46	No	No
x05	63,61	84,87	Si	Si
x06	0,00	7,42	No	No
x07	47,30	50,96	Si	Si
x08	62,84	67,60	Si	Si
x09	32,87	48,51	Si	Si
x10	18,84	17,72	Si	Si
x11	3,07	1,49	No	No
x12	10,80	38,64	Si	Si
x13	57,44	32,55	Si	Si
x14	88,21	14,04	Si	Si
x15	38,64	6,47	Si	No
x16	13,59	51,62	Si	Si
x17	0,25	1,53	No	No
x18	0,55	21,17	No	Si
x19	82,92	89,62	Si	Si
x20	52,10	55,23	Si	Si
x21	23,74	59,92	Si	Si
x22	0,83	0,80	No	No
x23	22,33	37,54	Si	Si
x24	0,23	4,23	No	No
x25	57,59	10,28	Si	Si
x26	66,15	48,82	Si	Si
x27	97,99	91,54	Si	Si
x28	87,24	65,38	Si	Si

x29	0,00	0,00	No	No
x30	61,22	31,18	Si	Si
x31	92,61	88,96	Si	Si
x32	78,97	66,67	Si	Si
x33	1,06	4,91	No	No
x34	0,84	4,76	No	No
x35	0,00	0,35	No	No

Tabla. 5.38. Tabla de evaluación de datos de algoritmo a ser comparada.

Para validar el algoritmo en la tabla 5.38. encontramos los resultados de la aplicación a la muestra de grabaciones de 35 pacientes.

Teniendo como:

- Detecciones Positivas correctas = 22
- Detecciones Negativas correctas = 10
- Falsos Positivos = 2
- Falsos Negativos = 1

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\# \text{ Detecciones Positivas correctas}}{\# \text{ Detecciones Positivas Correctas} + \# \text{ Falsos Negativos}}$$

$$= \frac{22}{22+1} = 0.9565 = 96\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{\# \text{ Detecciones Negativas correctas}}{\# \text{ Detecciones Negativas Correctas} + \# \text{ Falsos Positivos}}$$

$$= \frac{10}{10+2} = 0.833 = 83\%$$

$$\text{Precisión} = \frac{\text{Detecciones Negativas correctas} + \# \text{ Detecciones Positivas correctas}}{\# \text{ Detec Negativas \# Corr} + \# \text{ Detec Positivas correc} + \# \text{ Falsos Negativos} + \# \text{ Falsos Positivos}}$$
$$= \frac{32}{32+3} = 0.9142 = 91\%$$

Como podemos notar en los resultados bioestadísticos de análisis de validación de algoritmos, encontramos que la aplicación del algoritmo implementado en esta tesis presenta mejores resultados de precisión que el algoritmo de Canisius et al, algoritmo depurado para ser aplicado como test de diagnóstico. Los falsos positivos y falsos negativos que pueden ser detectados, pueden estar bajo la influencia de otras enfermedades presentadas en los pacientes como se había explicado en los párrafos superiores.

Se necesita también de los conocimientos médicos para previamente analizar el electrocardiograma tomado al paciente y determinar si no existen anomalías para continuar con la aplicación del algoritmo y así asegurar su correcta detección o ausencia.

Cabe destacar también que las pruebas de detección y por consiguiente la intensidad de detección de los intervalos RR como variación del ciclo cardiaco es dependiente de los estados del sueño así como de la posición del cuerpo, por ejemplo en la etapa de sueño liviano (No REM) la intensidad de los Intervalos RR disminuye comparado con la duración e incremento de estos en la Etapa REM del sueño, por consiguiente incluso es mejor la aplicación del algoritmo en un paciente cuya muestra sea tomada en el sueño nocturno, que durante un sueño diurno.

CAPITULO 6

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Se han expuesto las técnicas y procedimientos generales empleados para el procesamiento y análisis de las señales registradas. Los detalles más específicos de las señales y sus procedimientos. Se han estudiado los criterios empleados para la valoración de las pruebas diagnósticas. Los orígenes en su definición y los fundamentos médicos de la disfunción respiratoria conocida como Síndrome de Apnea Obstruktiva del Sueño, han sido tratados en esta tesis y se obtiene las siguientes conclusiones:

Después del análisis temporal acerca de las señales respiratorias derivadas de electrocardiograma (EDR) se pudo determinar que la variabilidad de ritmo cardíaco o intervalo RR es la EDR que mejores resultados presenta en la correlación con los estudios de la polisomnografía o tipos de respiraciones que se tomo en cuenta. Por lo tanto la serie de intervalos RR fue elegida para ser usada en el algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño ya que en los pacientes con SAOS la frecuencia cardíaca se ve fuertemente influenciada por el sistema respiratorio en un proceso denominado Arritmia Sinusal Respiratoria, resultando en una secuencia de bradicardia – taquicardia.

Se determinó que la implementación del algoritmo es mejor a partir del intervalo RR sin interpolación pues se hace la detección mediante ciclos por latido y no ciclos por minuto pues se considera la secuencia RR como una señal que refleja

la actividad del sistema nervioso autónomo, y se debe tener en cuenta que el muestreo de dicha actividad no es uniforme. Esto gracias al dominio del latido en lugar del dominio frecuencial. Es decir, la frecuencia no se mide en ciclos por segundo sino en ciclos por latido.

Se detectó la apnea obstructiva del sueño a través de obtener la potencia espectral del tramo de señal analizado en el intervalo entre 0.01 y 0.04 Hz y determinando si éste es mayor a un cierto límite. Una vez analizada la potencia espectral, se llega a la conclusión de que ésta es muy variable a los cambios de postura producidos por el paciente durante el proceso de ensoñación. Para solucionar dicha problemática, también se calcula la potencia en todo el tramo de señal, y se obtuvo la potencia relativa en la banda entre 0.01 y 0.04 Hz.

Los resultados obtenidos en la evaluación para validar el algoritmo son altos en los tres parámetros de medición como son Sensibilidad =96%, Especificidad = 83%, y Precisión= 91%. Estos parámetros dan cumplimiento a un buen resultado de la implementación del algoritmo. Se puede concluir que respecto del método de detección del SAOS mediante el análisis espectral de la señal de variabilidad de ritmo cardiaco, el procedimiento es eficaz en la detección del padecimiento del trastorno, aunque parece ineficaz a la hora de graduar la severidad de la enfermedad. Un estudio estadísticamente más significativo, fuera del alcance de este trabajo, debería realizarse para corroborar estos resultados.

Se concluye que la precisión del diagnóstico puede ser reconocida como buena determinación para una decisión clínica de presencia o ausencia de desórdenes respiratorios de sueño (apneas) clínicamente relevantes. Sin embargo, en algunos casos, falsos positivos puede ocurrir debido a la frecuencia muy baja en la que reconocemos la apnea, por otro lado la presencia de apnea del sueño puede no ser detectado por el algoritmo debido a una limitación básica como el no reconocimiento de cambios autonómicos existentes en caso de apnea del sueño. Estos cambios

resultan en fluctuaciones del ritmo cardiaco y consecuentemente de la variación del ciclo cardiaco. Las variaciones del ciclo cardiaco (Intervalo RR) son disminuidos o casi desaparecen en pacientes que sufren disfunciones autonómicas del sistema nervioso central. Algunos pacientes bajo medicación para control cardiaco también presentan pérdidas de los cambios autonómicos del ECG y la determinación de Intervalos RR se hace complicada, convirtiendo al paciente en un falso negativo, pero como la Sensibilidad nos indica, el algoritmo determina si el paciente está realmente enfermo en un 96%.

Gracias a la comparación con otros métodos como es el algoritmo de Canisius et al, podemos obtener una mejor visión acerca de los falsos positivos y falsos negativos que se pueden presentar en el diagnóstico de la apnea obstructiva del sueño, respecto a la técnica de preprocesamiento y detección Canisius et al trabaja en forma diferente a lo aplicado en esta tesis, pero evalúa la efectividad del algoritmo a partir de la misma base de datos, con 35 grabaciones. Observamos en el estudio de Canisius et al que existe también la presencia de falsos positivos y falsos negativos, y que los valores de detección de apnea pueden variar, siendo independiente del método de análisis o algoritmo, pues son las señales de ECG las que pueden presentar fallos o ausencia de artefactos según el paciente y sus anomalías. En el caso de la evaluación de Canisius sus resultados en precisión tiene como resultado 77% y el algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño implementado en esta tesis es evaluado con un 91% de precisión, con esto concluimos que este algoritmo presenta mejores resultados que otros métodos y que realiza una mejor detección de pacientes realmente enfermos o sanos, sobretodo en pacientes que no presentan cambios de posición durante el sueño, y los pacientes con poco índice de apnea, independientemente que presente movimiento o no durante el proceso de ensoñación.

Se concluye que la técnica descrita puede aplicarse a la clasificación de estados respiratorios y a la determinación de eventos de apnea, aunque un estudio más exhaustivo en lo que a representatividad de sujetos de diferentes características

fisiológicas se hace necesario con objeto de evaluar en mayor profundidad la dependencia negativa de la efectividad del método con alguna variable de índole morfológica como en el caso analizado del paciente X15.

El algoritmo de detección de SAOS implementado en esta tesis proporciona una alternativa simple a los métodos actuales de diagnóstico como la polisomnografía; permitiendo su aplicación domiciliaria mediante el uso de una prueba de diagnóstico no invasiva como es el electrocardiograma, reduciendo así costos y permitiendo comodidad al paciente, con el fin de proporcionar una mejor calidad de sueño a ser evaluado.

6.1. TRABAJOS FUTUROS

Como ampliación del proyecto, se propone analizar el algoritmo sobre una base de registros mayor e implementarlo en un hardware con mayor capacidad de procesamiento para así poder extraer conclusiones más robustas. Por otro lado, y dada la buena respuesta de la señal RR, se propone extraer señales derivadas de esta para futuros estudios, mejorando el método de preprocesamiento en lo que a electrocardiograma se refiere.

Se recomienda realizar un estudio profundo acerca del uso del Intervalo RR como señal interpolada, y realizar una comparación con los resultados obtenidos por la señal no interpolada, pues en la evaluación del algoritmo se pudo observar que el algoritmo es un significativo método de detección de apneas, mas no es capaz de obtener el grado de severidad del SAOS.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Díaz-Rubio M, Espinós D, eds. *Tratado de Medicina Interna*. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 1994;607-614.

[2] Guilleminault C, Partinen M. *Obstructive sleep apnea syndrome*. Clinical research and treatment. New York: Raven Press, 1990.

[3] Young T, Palta M, Dempsey J, Skatrud J, Weber S, Badr S. *The occurrence of sleep disordered breathing among middle aged adults*. *N Engl J Med* 1993;328:1230-1235.

[4] Zamarrón C, Álvarez JM, Otero Y et al. *Epidemiology of sleep apnea syndrome in people from 20 to 70 years of age*. *Eur Respir J* 1995;8(Suppl 19):436.

[5] Casas Rojo JM, Fernández Sánchez-Alarcos JM, Alvarez-Sala Walther JL. *Alteraciones de la ventilación alveolar. Síndrome de apnea del sueño*. Editorial Médica Panamericana, 1994;607-614.

[6] Hoffstein V, Szalai JP. *Predictive value of clinical features in diagnosing obstructive sleep apnea*. *Sleep* 1993; 16:118-122.

[7] Flemons WW, Whitelaw WA, Brant R, Remmers JE. *Likelihood ratios for a sleep apnea clinical prediction rule*. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;150:1279-1285.

- [8] Terán Santos J, Jimenez Gómez A, CoEDRro Guevara J and the Cooperative Group Burgos-Santander. *The association between sleep apnea and the risk of traffic accidents.* N Engl J Med 1999;340:847-851.
- [9] CoEDRro J, Terán J, Jimenez A et al. *Obstructive sleep apnea syndrome (SAS) and traffic accidents: A case-control study.* Eur Respir J 1997; 10(Suppl 25):227.
- [10] Hung J, Whitford EG, Parsons RW, Hillman DR. *Association of sleep apnea with myocardial infarction in men.* Lancet 1990, 336:261-264.
- [11] Krieger J, Sforza E, Apprill M, Lampert E, Weitzenblum E. *Pulmonary hypertension, hypoxemia and hypercapnia in obstructive sleep apnea patients.* Chest 1989;96:729-737.
- [12] Hoffstein V. *Blood pressure, snoring, obesity and nocturnal hypoxaemia.* Lancet 1994;344:643-645.
- [13] Palomäki H. *Snoring and the risk of ischemic brain infarction,* Stroke, 1991;22:1021-1025.
- [14] Strollo PJ, Rogers RM. *Obstructive sleep apnea.* N Engl J Med 1996;334:99-104.
- [15] Shepard JW. *Cardiorespiratory changes in obstructive sleep apnea.* En: Kryger MH, Roth T, Dement WC (eds). *Principles and practice of sleep medicine.* 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders Co. 1994;657-666.
- [16] Lavie P, Hever P, Peled R et al. *Mortality in sleep apnea patients; multivariate analysis of risk factors* Sleep, 1995; 18:149-157.

[17] Guilleminault C. Clinical features and evaluation of obstructive sleep apnea. En: Kryger MH, Roth T, Dement WC *Principles and practice of sleep medicine*. 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders Co. 1994;667-677.

[18] Lewis K, MD. Clinical presentation and diagnosis of obstructive sleep apnea-hypopnea in adults. Uptodate, octubre 1, 2008

[19] Millman R, Kramer N. Polysomnography in obstructive sleep apnea-hypopnea in adults. Uptodate, octubre 2008.

[20] Kushida CA; Littner MR; Morgenthaler T; Alessi CA; Bailey D, et al. Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures: an update for 2005. *Sleep*. 2005 Apr 1;28(4):499-521.

[21] Collop N. Portable monitoring in obstructive sleep apnea-hypopnea in adults. Uptodate. Octubre, 2008.

[22] G B Moody, R G Mark, A Zoccola, and S Mantero. Derivation of Respiratory Signals from Multi-Lead ECGs. In *Computers in Cardiology Proceedings*, volume 12, pages 113-116, 1985.

[23] M. Zapke, H. G. Topf, M. Zenker, R. Kuth, M. Deimling, P. Kreisler, M. Rauh, C. Chefd'hotel, B. Geiger, and T. Rupperecht, "Magnetic resonance lung function--a breakthrough for lung imaging and functional assessment? A phantom study and clinical trial," *Respir. Res.*, vol. 7, p. 106, 2006.

[24] L G Lindberg, H Ugnell, and P A Oberg. Monitoring of respiratory and heart rates using a fibre-optic sensor. *Medical Biological Engineering Computing*, 30:533-537, 1992.

[25] Krieger B, Feinerman D1 Zaron A, Bizousky F; Continuous Noninvasive Monitoring of Respiratory Rate in Critically Ill Patients; *Chest* / 90 / 5 / November, 1986, pp632-634.

[26] Browning IB, D'Alonzo GE, Tobin MJ; Importance of Respiratory Rate as an Indicator of Respiratory Dysfunction in Patients with Cystic Fibrosis; *Chest* / 97 / 6 / June, 1990, pp 317-321.

[27] Gravelyn TR, Weg JG; Respiratory Rate as an Indicator of Acute Respiratory Dysfunction; *JAMA*, Sept 5, 1980 - Vol 244, No.10, pp1123-1125.

[28] Shibutani K, Komatsu T1 Ogawa T, Braatz TP, Tsuenekage T; *Monitoring of Breathing Intervals in Narcotic Sedation; International Journal of Clinical Monitoring & Computing*; 8: 159-162, 1991.

[29] Hult P, et al, *An improved bioacoustio method for monitoring of respiration.* *Technology and Health Care* 2004; 12: 323-332.

[30] Katz, R.; Lawee, M.S.; Newman, A.; Woodrow Weiss, J.; *For automatic detection and monitoring of obstructive sleep apnea*, *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1995., IEEE 17th Annual Conference;1483-1484.

[31] Khoo, M.C.K.; Belozeroff, V.; Berry, R.B.; *Closed-loop analysis of heart rate variability in obstructive sleep apnea*, Dept. of Biomed. Eng., Univ. of Southern California, Los Angeles, CA ,1999;984.

[32] E Mietus, C-K Peng, PCh Ivanov, AL Goldberger, *Detection of Obstructive Sleep Apnea from Cardiac Interbeat Interval Time Series*, *Computers in Cardiology* 2000, vol. 27, pp. 753-756

[33] Hae-Jeong Park, Do-Un Jeong, Kwang-Suk Park, *Automated detection and elimination of periodic ECG artifacts in EEG using the energy interval histogram method.*; IEEE Transactions on Biomedical Engineering (2002) Volume: 49, Issue: 12 Pt 2, Pages: 1526-1533.

[34] Chazal P, Heneghan C, Sheridan E, Reilly R, Nolan P, O'Malley M.; *Automated processing of the single-lead electrocardiogram for the detection of obstructive sleep apnoea.*; IEEE Trans Biomed Eng. 2003 Jun;50(6):686-96.

[35] Redmond SJ, Heneghan C.; *Cardiorespiratory-based sleep staging in subjects with obstructive sleep apnea.*; IEEE Trans Biomed Eng. 2006 Mar;53(3):485-496.

[36] Suhas SR, Vijendra S, Burk JR, Lucas EA, Behbehani K, *Classification of Cheyne-Stokes breathing and obstructive sleep apnea using ECG.*; Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2006;1:3561-3564.

[37] Patangay, A.; Vemuri, P.; Tewfik, A.; *Monitoring of Obstructive Sleep Apnea in Heart Failure Patients*, Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, Aug. 2007, 1043 – 1046.

[38] Nilsen K, Zilberg E, Burton D, Khandoker AH, Palaniswami M, *Variations in the accuracy of the ECG based detection of obstructive sleep apnoea (SAOS) for different numbers of ECG leads and categories of SAOS events*; Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2008;2008:3492-3495.

[39] Mendez MO, Corthout J, Van Huffel S, Matteucci M, Penzel T, Cerutti S, Bianchi AM, *Automatic screening of obstructive sleep apnea from the ECG based on empirical mode decomposition and wavelet analysis*; Physiol Meas. 2008 Mar;31(3):273-289.

[40] Al-Abed M, Behbehani K, Burk JR, Lucas EA, Manry M, *Cross correlation and scatter plots of the heart rate variability and R-peak Envelope as features in the detection of obstructive sleep apnea*; Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2008;2008:3488-3491.

[41] Alvarez D, Hornero R, Victor Marcos J, Del Campo F, Zamarron C, Lopez M, *Applying time, frequency and nonlinear features from nocturnal oximetry to SAOS diagnosis*; Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2008;2008:3872-3875.

[42] Manzanero V.; *Desarrollo y evaluación de diferentes métodos de detección de apnea a partir de la señal Electrocardiográfica (ecg)*, Ingeniería de sistemas, Automàtica i Informàtica. Ind., 2009.

[43] Chazal P, Heneghan C, Sheridan E, Richard R, Philip N, O'Malley M, “*Automated Processing of the Single-Lead Electrocardiogram for the Detection of Obstructive Sleep Apnoea*”, IEEE Trans. Biomed. Eng, vol. 50, pp 686-696, June 2003.

[44] W.A.H. Engelse and C. Zeelenberg, “*A single scan algorithm for QRS-detection and feature extraction*”. Computers in Cardiology 6:37-42 (1979).

[45] L. S. Correa, E. Laciari, A. Torres, Jané, “*Performance evaluation of three methods for respiratory signal estimation from the electrocardiogram*” in *Proc. 30th Annual Int. Conf. IEEE EMBS*, Vancouver, Canadá, ISBN 978-1-4244-1815-2, ISSN: 1557-170X, 2008, pp. 4760-4763.

[46] Altman D.G., Bland J.M. *Statistics Notes: Diagnostic tests 1: sensitivity and specificity*. BMJ 1994; 308: 1552.

[47] Sebastian Canisius, Thomas Ploch, Volker Gross, Andreas Jerrentrup, Thomas Penzel, Karl Kesper, *Detection of Sleep Disordered Breathing by automated ECG analysis*"; Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2008;2008:2602-2605.