

ESCUELA DE INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN Y ELECTRÓNICA



TRABAJO FIN DE GRADO

CARACTERIZACIÓN Y RECONOCIMIENTO DE PAUSAS RESPIRATORIAS DURANTE EL SUEÑO EN TRATAMIENTO CON CPAP

Titulación: Grado en Ingeniería en Tecnologías de

la Telecomunicación

Mención: Sonido e Imagen

Autora: Ma. Belén López Puetate

Tutores: Dr. D. Antonio G. Ravelo García

Dr. D. Juan Luis Navarro Mesa

Fecha: Julio de 2015



ESCUELA DE INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN Y ELECTRÓNICA



TRABAJO FIN DE GRADO

CARACTERIZACIÓN Y RECONOCIMIENTO DE PAUSAS RESPIRATORIAS DURANTE EL SUEÑO EN TRATAMIENTO CON CPAP HOJA DE FIRMAS

Alumna

Fdo.: Mª Belén López Puetate

Tutor Tutor

Fdo.: Dr. D. Antonio G. Ravelo García Fdo.: Dr. D. Juan Luis Navarro Mesa

Fecha: Julio 2015



ESCUELA DE INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN Y ELECTRÓNICA



TRABAJO FIN DE GRADO

CARACTERIZACIÓN Y RECONOCIMIENTO DE PAUSAS RESPIRATORIAS DURANTE EL SUEÑO EN TRATAMIENTO CON CPAP

HOJA DE EVALUACIÓN

Calificación:		
Presidente		
Fdo:		
Vocal	Secretario/a	
Fdo:	Fdo:	
Fecha: Junio 2015		

Agradecimientos

Rindo mi corazón lleno de agradecimiento, principalmente a mi ABBA, por provocar que los tiempos se aceleren, y poder ver las manifestaciones de su eterno Amor en mi vida. A mis padres, Luis y Rosa, que han sido mi inspiración de lucha, esfuerzo y valentía constante, y ser mi mejor refugio. Por tener el coraje de salir de su tierra para darnos un futuro mejor a toda su generación. A mis hermanos mayores, Pablito y Mª Isabel por quererme y apoyarme en todos los sentidos y por cuidar de mí desde que nací. A mis cuñados Edison y Sonia, por abrirme las puertas de sus hogares y volcarse conmigo incondicionalmente en esta trayectoria, y a mis sobrinos, Andy, Cristian y Annie, por alegrarme la vida con sus travesuras. Va por ustedes.

A mis compañeros, profesores y amigos tanto de Madrid, como de Gran Canaria, por el cariño y profesionalidad con que nos hemos sabido tratar, y en especial mención a mis tutores de TFG. Gracias por transmitirme sus conocimientos, por orientarme a lo largo del desarrollo del trabajo y brindarme la oportunidad de formar parte de un equipo con carisma y gran nivel profesional. Gracias Doctores, son una bendición para mi vida.



Indice General

1.1 Perspectiva Personal	1
1.2 Síndrome de Apnea e Hipoapnea del Sueño	2
1.3 Síntomas y signos	3
1.4 Causas y factores de riesgo	4
1.5 Consecuencias	5
1.5.1 Morbilidad y mortalidad del SAHS	6
1.6 Antecedentes	7
1.7 Objetivos	9
1.8 Organización de la memoria	10
Capítulo 2: Diagnóstico y tratamiento del SAHS.	
2.1 Introducción	13
2.2 Diagnóstico	14
2.2.1 Modelos de predicción clínica	15
2.2.2 Modelos de predicción objetiva: La polisomnografía	17
2.3.3 Modelos de predicción intermedios	19
2.3 Unidades de sueño	20
2.4 Tratamientos	22
2.4.1 Presión Positiva Continua en la Vía Aérea	24
Capítulo 3: Base de Datos y Señales Polisomnográficas	
3.1 Introducción	27
3.2 BBDD Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín	28
3.2.1 Composición	28
3.3 Preprocesado de señales	32
3.3.1 Electrocardiograma	33
3.3.2 Señal RR	36

Índice General

3.3.3 Saturación de oxígeno en sangre	38
3.5 Segmentación de señales	40
Capítulo 4: Extracción de Características y Clasificación	
4.1 Introducción	41
4.2 Variables Temporales Transformadas	42
4.2.1 Media	43
4.2.2 Desviación típica y varianza	44
4.2.3 Entropía de permutación	44
4.2.3.1 Definición de la medida de entropía	45
4.2.3.2 Comparativa cualitativa de las definiciones	46
4.2.3.3 Cálculo numérico detallado	46
4.2.4 Variable dinámica simbólica	49
4.2.4.1 Definición de variable simbólica	49
4.3 Variables en frecuenciales transformada	51
4.3.1 Banco de filtros	51
4.4 Análisis estadístico de los parámetros	52
4.4.1 Diagrama de caja (boxplot)	53
4.4.2 Representaciones Cuantil-Cuantil. Q-Q Plots	54
4.5 Clasificación	57
4.5.1 Introducción a la regresión logística	59
4.5.2 Selección de características	60
4.5.3 Validación Cruzada	61
4.5.4 Umbral de decisión	62
4.5.4.1 Curva ROC	62
4.5.4.2 Criterio para tomar el umbral	63
Capítulo 5: Detección automática del SAHS	
5.1 Introducción	65
5.2 Análisis estadístico de los nuevos parámetros	68

Índice General

5.2.1 Análisis basado en un Diagrama de Cajas	68
5.2.2 Análisis basado en Q-Q Plots	71
5.3 Resultados de cuantificación	74
5.3.1 Saturación de oxígeno en sangre. Parametrización: FBank y varianza de SaO2	74
5.3.2 Señal o serie RR. Parametrización: FBank y 1 característica	75
5.3.3 Combinación de ambas (RR y SaO2). Parametrización: FBank y 1 característica	79
5.3.4. Señal o serie RR. Parametrización: FBank +PE+VS	84
5.3.5 Combinación de ambas (RR y SaO2). Parametrización: FBank +PE+VS	85
5.3.6 Señal o serie RR. Parametrización: PE+VS	85
5.3.7 Combinación de ambas (RR y SaO2). Parametrización: PE+VS	86
5.4 Conclusiones con la base de datos de HuGCDN2015	87
Bibliografía8	39
Anexo A	97
Parte II: Programas	99
Parte III: Pliego de condiciones10)7
Parte IV: Presupuesto1	13

Índice de Ilustraciones

Ilustración 1.1: Apnea por obstrucción de VAS
Ilustración 2.1: Algoritmo de actuación ante la sospecha SAHS1
Ilustración 2.2: Escala de somnolencia diurna de Epworth1
Ilustración 2.3: Fragmento de 2 minutos de duración de una polisomnografía1
Ilustración 2.4: Unidad de sueño y equipamiento2
Ilustración 2.5: Ejemplo de presión positiva continua de la vía aérea superior CPAP2
Ilustración 3.1: Visualización de señales en Polyman3
Ilustración 3.2: Posición de electrodos para captación de ECG3
Ilustración 3.3: Composición de un pulso de un ECG3
Ilustración 3.4: señal de latidos de un ECG3
Ilustración 3.5: Secuencia RR de un paciente previo al tratamiento con CPAP3
Ilustración 3.6: Secuencia RR de un paciente posterior al tratamiento con CPAP3
Ilustración 3.7: Evolución de señal de saturación de oxígeno para un paciente previo a tratamiento con CPAP3
Ilustración 3.8: Evolución de señal de saturación de oxígeno para un paciente posterior a tratamiento con CPAP3
Ilustración 4.1: Ejemplo Gráfico de entropía de permutación4
Ilustración 4.2: Diagrama Boxplot5
Ilustración 4.3: Distribuciones iguales (izquierda) o similares que difieren en localizació (derecha)54
Ilustración 4.4: Distribuciones similares que difieren en el margen de valores5
Ilustración 4.5: Distribuciones similares que difieren en el margen de valores5
Ilustración 4.6: Distribuciones con colas cortas (izquierda) o largas (derecha)50
Ilustración 4.7: Distribuciones con asimetría a izquierda o a derecha5
Ilustración 4.8: Distribuciones con bimodalidad5
Ilustración 4.9: Esquema general de un clasificador [45]58
Ilustración 4.10: Ejemplo de distribución de clases [11]58
Ilustración 4.11: Selección de características6
Ilustración 4.12: Ejemplo de curva ROC [11]62

Índice de Ilustraciones

Ilustración 5.1: Diagrama de cajas para los 13 nuevos parámetros, Pre_CPAP69
Ilustración 5.2: Diagrama de cajas para los 13 nuevos parámetros, Pos_CPAP70
Ilustración 5.3: Representación Q-Q para los 13 nuevos parámetros, Pre_CPAP72
Ilustración 5.4: Representación Q-Q para los 13 nuevos parámetros, Pos_CPAP73
Ilustración 5.5: Gráfico de resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y 1 característica, Pre_CPAP75
Ilustración 5.6: Gráfico de resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y 1 característica, Pos_CPAP76
Ilustración 5.7: Gráfico de resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y SaO2, Pre_CPAP80
Ilustración 5.8: Gráfico de resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y SaO2, Pos_CPAP80

Índice de Tablas

Tabla 3.1: Pacientes de entrenamiento29
Tabla 3.2: Pacientes para clasificación Pre_CPAP30
Tabla 3.3: Pacientes para clasificación Pos_CPAP31
Tabla 3.4: Número de Apneas (AP) y No Apneas (NAP) para pacientes Pre y Pos CPAP-40
Tablas 5.1: Resultados del sistema de clasificación para <i>SaO</i> 2 con FBank y varianza. Pre_CPAP y Pos_CPAP74
Tablas 5.2: Resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y 1 característica. Pre_CPAP y Pos_CPAP76
Tablas 5.3: Resultados del sistema de clasificación para RR y <i>SaO</i> 2 con FBank y otras características, Pre_CPAP y Pos_CPAP81
Tablas 5.4: Resultados del sistema de clasificación para RR con FBank, Entropía de permutación y Variable simbólica, Pre_CPAP y Pos_CPAP84
Tablas 5.5: Resultados del sistema de clasificación para RR y <i>SaO</i> 2 con FBank, Entropía de permutación y Variable simbólica, Pre_CPAP y Pos_CPAP85
Tablas 5.6: Resultados del sistema de clasificación para RR,con Entropía de permutación y Variable simbólica, Pre_CPAP y Pos_CPAP86
Tablas 5.7: Resultados del sistema de clasificación para RR y <i>Sa</i> 2 con, Entropía de permutación y Variable simbólica, Pre_CPAP y Pos_CPAP86

Acrónimos (en orden alfabético)

AASM: American Academy of Sleep Medicine

AV: Atrio ventricular.

BBDD: Base de datos.

BPAP: Bilevel Positive Airway Pressure

CEAMS: Comité Español para la Acreditación en Medicina de Sueño.

CPAP: Presión de aire positivo continuo.

ECG o EKG: electrocardiograma.

EDF: European Data Format

EEG: Electroencefalograma.

EITE: Escuela Universitaria de Telecomunicación y Electrónica.

EMG: Electromiograma.

EOG: Electrooculograma.

FA: Fibrilación auricular.

HTA: Hipertensión arterial.

HuGCDN: Hospital Universitario Gran Canaria Doctor Negrín

IAH o AIH (inglés): índice de Apnea/Hipoapnea por hora de sueño.

IC: Insuficiencia Cardíaca.

IMC: Índice de masa corporal.

NP: Noche partida o dividida

PE: Permutation Entropy

PFC: Proyecto de fin de Carrera.

PR: Poligrafía respiratoria.

ROC: Receiver Operating Curve.

PSG: Polisomnografía

SaO2: Saturación de Oxígeno.

SAHS: Síndrome de Apnea Hipo apnea del sueño.

SAHOS: Síndrome de Apnea Hipo apnea obstructiva del sueño.

SEPAR: Sociedad Española de neumología y cirugía torácica.

Acrónimos

SICUE: Sistemas de intercambio entre Centros Universitarios Españoles.

TRS: Trastornos respiratorios del sueño.

TFG: Trabajo fin de grado.

UAS: Unidad Asistencial del Sueño.

ULPGC: Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

VS: Variable Simbólica

Parte I:

Memoria

Capítulo 1

Visión Global

1.1 Perspectiva Personal

El motivo por el cual he elegido esta temática de Trabajo Fin de Grado (TFG) ha sido desde hace tiempo el deseo personal de ver hecho realidad, el poder fusionar la ingeniería de telecomunicación y electrónica, con un campo tan complejo como es la ciencia médica. Desarrollar esta conjunción profesional de tal manera que sea útil a la sociedad actual y futura. Así, parto de la ingeniería, vista desde una perspectiva novedosa y práctica hasta adentrarme en un campo tan complejo y ancestral como lo es la medicina, hasta tal punto que pueda aportar mejoras en el diseño de herramientas eficaces para ayudar a las personas. Como resultado de esto, por añadidura, avanzar hacia una mejor calidad de vida así como hacer menor el coste de salud pública al Estado. Recordando que las tecnologías que se van implantando en las distintas áreas de aplicación siendo uno de los mayores intereses que

tenemos los ingenieros el de resolver problemas comunes y complejos y, a la vez, de facilitar el acceso de dicha tecnología a todos los sectores de la sociedad.

1.2 Síndrome de Apnea e Hipoapnea del Sueño.

El síndrome de Apnea/Hipoapnea del Sueño (SAHS, en adelante) se define como una patología respiratoria. Aquellas personas que padecen de ello, experimentan una o más pausas respiratorias o bien tienen una respiración superficial durante el sueño. Dichas pausas pueden durar entre pocos segundos, y varios minutos en casos severos [1], y son provocadas por un colapso parcial o total de la vía aérea superior asociado a hipoxemias o microdespertares (arousals) recurrentes. En la ilustración 1.1 se puede ver una descripción gráfica con explicación del proceso.



Normalmente, mientras se duerme, los músculos que controlan la lengua y el paladar blando mantienen la vía respiratoria abierta



Si estos músculos se relajan la vía respiratoria se estrecha. Esto causa ronquidos y dificultades para respirar.



Si estos músculos se relajan demasiado, la vía respiratoria puede bloquearse completamente impidiendo la respiración.

A esta condición se le denomina **Apnea Obstructiva del Sueño**.

Ilustración 1.1: Cómo se llega a producir una apnea por obstrucción de las vías aéreas superiores. [2]

Las apneas del sueño se clasifican dependiendo de la presencia o ausencia del estímulo central para la respiración [3, 4]:

- *Apnea central*: se caracteriza por la ausencia de movimientos ventilatorios producto de la inhibición de la actividad del centro respiratorio (mayor 10s.).
- *Apnea obstructiva:* se caracteriza por el cese del flujo aéreo por oclusión de la vía aérea debida al colapso parcial o total de la vía aérea superior con hipoventilación alveolar, a pesar de que persisten los esfuerzos ventilatorios tóraco-abdominales (mayor 10s), acompañado de desaturación mayor de 4% y/o microdespertares.
- *Apnea mixta*: se caracteriza por comenzar como una apnea central, seguida de un componente obstructivo.

La cuantificación del SAHS [5], según la Academia Americana de Medicina del Sueño, se hace en base al índice de Apnea/Hipoapnea por hora de sueño (IAH) o Apnea-Hypopnea Index (AHI, en delante) por su acepción en inglés, definido este como la suma de apneas e hipopneas por hora de sueño. Para ello, se considera patológico cuando este índice tiene un valor superior a 5 si bien este índice puede variar según considere el experto médico. Atendiendo al AHÍ se hace una clasificación del SAHS con tres niveles:

- Leve: entre 5-15 apneas por hora de sueño.
- *Moderado:* entre 15-30 apneas por hora de sueño.
- *Severo:* mayor a 30 apneas por hora de sueño.

1.3 Síntomas y signos.

Los microdespertares o arousals, inducen disrupción y alteración de la arquitectura del sueño, lo que explica los síntomas diurnos y nocturnos, que padecen los pacientes, tales como [5]:

- *Síntomas nocturnos*: ronquidos, despertares nocturnos con sensación de asfixia, piernas inquietas, entre otros
- *Síntomas diurnos*: hipersomnia diurna, Trastornos Anímicos, problemas de concentración, fallas de memoria, cefalea matinal persistente y otros.

- Hipersomnia Diurna: la somnolencia diurna excesiva es el síntoma más común y característico de SAHS. Sin embargo, puede pasar inadvertido o ser subvalorado por el propio paciente, se puede confundir con "fatiga"
- Insomnio: caracterizado por frecuentes despertares nocturnos, con una incapacidad para mantener el sueño.
- Ronquidos
- Despertares nocturnos con sensación de asfixia y/o sofocación
- Episodios nocturnos de cesación de la respiración: relatados por el compañero de cama.
- Trastornos del Ánimo: falta de ánimo y de motivación. Pacientes con diagnósticos de Depresión
- Fallas de concentración: al evaluar en forma dirigida al paciente, refieren fallas de memoria y concentración, las que interfieren en su actividad diaria habitual.
- Cefalea matinal persistente.
- Disminución de la lívido e Impotencia.

1.4 Causas y factores de riesgo.

Las causas y consecuencias de padecer SAHS también vienen asociadas al sexo y la edad del paciente, la prevalencia de las apneas del sueño.

Para pacientes entre 30 y 60 años es de 9 -24%, para hombres y 4 – 9% para mujeres, la prevalencia en pacientes asintomáticos es del 2% para mujeres y de 4% para hombres, se sabe que aumenta con la edad del paciente.

Para pacientes mayores de 65 años, se estima que la prevalencia de SAHS es 2 a 3 veces más alta que para pacientes de 30 a 64 años.

Por otro lado, la progresión del AHÍ a lo largo del tiempo y la severidad es directamente proporcional al índice de masa corporal (IMC).

Los factores de riesgo más comunes para las apneas obstructivas del sueño son [5]:

- Obesidad. Es el factor más influyente si bien en mayores de 65 no es tan influyente.
- Enfermedades Craneofaciales específicas (Síndrome Pierre-Robin).

- Mandíbula o Maxilar poco desarrollados o en posición anormal, micrognatia o retrognatia.
- Hipertrofia Adeno tonsilar. Es influyente en niños.
- Desviación del tabique nasal.
- Patología Nasal: Desviación Septal, Rinitis Alérgica.
- Anormalidades Endocrinas: Hipotiroidismo, Acromegalia.
- Síndrome de Ovario Poliquístico.
- Post Menopausia.
- Síndrome de Down.
- Factores hereditarios.
- Los pacientes fumadores tienen un riesgo estimado tres veces mayor de presentar
 SAHS, en relación a los pacientes no fumadores.

1.5 Consecuencias.

A nivel mundial las cifras son alarmantes. Según la Sociedad Española del Sueño (SES), que celebró el día mundial del sueño el pasado 13 de marzo de 2015, la somnolencia excesiva y el déficit de sueño constituyen una epidemia global que afecta a la salud y a la calidad de vida de más del 45% de la población. El porcentaje de población que sufre las consecuencias directas del SAHS representa al 4% de la población [6]. Extrapolando estas cifras a España se estima que 1,5 millones de españoles padecen apnea del sueño (4% y 8% de la población adulta. Más del 80% no está diagnosticado y el 86% de las personas desconoce esta enfermedad a pesar de tener relación con otras patologías más graves como la hipertensión, la insuficiencia cardíaca o la diabetes, lo que demuestra que aparte de ser muy prevalente, esta infradiagnosticado [7]. Por otro lado según datos conocidos en el 2014 se verifica que en España en las dos últimas décadas, se ha triplicado el número de niños y jóvenes con este problema [6], entre el 7 y el 16,7 % en niños desde 6 meses hasta 13 años de edad, y entre 5 y 14,8 % en adolescentes. La prevalencia del verdadero SAHS se estima en alrededor del 2-3 % de los niños o incluso algo mayor. Parece ser similar en niños que en niñas, y máxima en la edad preescolar coincidiendo con el momento en que el tejido linfoide del anillo de Waldeyer es mayor en relación al tamaño de la vía aérea [19].

1.5.1 Morbilidad y mortalidad del SAHS.

El SAHS severo tienen una mortalidad tres o cuatro veces superior que los sujetos sin SAHS, esta mayor mortalidad es causada por infartos al miocardio o por accidentes cerebrovasculares, así como un mayor riesgo de muerte súbita.

Si el SAHS es severo y no tratado en cuatro años puede causar hipertensión arterial, lo que a su vez se correlaciona con el desarrollo de patología vascular cerebral y coronaria.

Por sus mecanismos fisiopatológicos, se ha demostrado una estrecha relación con el desarrollo de Resistencia a la Insulina y Síndrome Metabólico.

El SAHS constituye un factor de riesgo para accidentes de tránsito. Estudios han revelado que aumenta el riesgo hasta siete veces de presentar un accidente, versus los pacientes sin SAHS [5].

Se presenta a continuación una serie de problemas de salud y su relación con la apnea del sueño [8, 19]:

- Hipertensión arterial (HTA). Un 50% de pacientes con SAHS son hipertensos y un 80% de pacientes con hipertensión resistente tienen SAHS, con relación directa SAHOS vs HTA.
- Insuficiencia Cardíaca (IC). La prevalencia de IC en pacientes que sufren SAHS es mayor del 10%.
- Arritmias: la prevalencia de todo tipo de arritmias en especial de fibrilación auricular
 (FA), aumenta en pacientes con SAHS
- Cardiopatía isquémica (CI). Se relaciona con personas menores de 50 años siendo independiente el grado de severidad y el IMC.
- Ictus. Aumenta las probabilidades entre 1.6 y 4.3 veces más en pacientes con SAHS respecto a sujetos sin SAHOS.
- Tanto en niños como adultos presenta alteraciones cardiovasculares, además en niños se manifiestan alteraciones neuroconductuales, y alteraciones en el crecimiento.

A la luz de los datos, y de las consecuencias a corto y largo plazo que sufren los pacientes que padecen SAHS, se puede considerar que es un problema de salud pública no sólo por su elevada prevalencia, sino también por los diversos daños a la salud que ocasiona.

Según un estudio de meta-análisis realizado en 2009 sobre el SAHS y el riesgo de accidente automovilístico, las personas que lo padecen, tienen claramente un mayor riesgo de accidente; siendo esta relación un poco más fuerte para particulares que para los conductores comerciales, debido a que existen pocos estudios en conductores profesionales. [23]

Recientes estudios han demostrado que no diagnosticar, y por ende no tratar a los pacientes con SAHS, supone un consumo de recursos 2-3 veces mayor que el de la población sin SAHS. En el año 2007, el número de víctimas en la carretera fue de 146.344, de estas, el 69% se produjeron de lunes a viernes, días laborables, lo que permite hacer la conjetura de que la mayor parte corresponde a personas que estaban realizando su trabajo. A pesar de estos datos sobre la relevancia del SAHS, se estima que el total de los costes atribuibles a la apnea del sueño es muy alto. Sassani y cols, [23] han estimado que en el año 2000 hubo 800.000 colisiones que podrían ser atribuidas a apnea del sueño. El coste total fue de 15 billones de dólares y de 1.400 vidas.

La disponibilidad de un diagnóstico y tratamiento oportunos, debido a la heterogeneidad de este trastorno requiere la participación de diversos especialistas, a pesar de ser un problema de creciente demanda de atención para el neumólogo, es un problema de salud que no puede tratarse únicamente en centros de tercer nivel de atención. Así, el neumólogo, en el segundo nivel, deberá diagnosticar y tratar a pacientes "típicos" con SAOS no complicado, utilizando herramientas relativamente sencillas y económicas como son los monitores portátiles y equipos autoajustables de presión, disminuyendo costos y tiempos de espera, y referir a pacientes complicados y/o con mala respuesta a tratamiento a clínicas de sueño especializadas [9].

1.6 Antecedentes.

En la Escuela de Ingeniería de Telecomunicación y Electrónica (EITE) de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (ULPGC), en la cual me encuentro cursando un año académico en el marco del programa de intercambio dentro de las universidades españolas denominado SICUE, se me presenta la oportunidad de desarrollar una temática de TFG, donde medicina e ingeniería se encuentran íntimamente relacionadas.

A partir de este momento se abre un abanico de posibilidades y varias vertientes de investigación biomédica que tiene la EITE con los diferentes profesionales y doctores, entre todas los temas analizados, elegí, la temática que da título al presente TFG.

Este TFG no parte de cero, sino que es una sección específica, de una línea de investigación de labor continuada por mis tutores, el Dr. D. Antonio Gabriel Ravelo García bajo la dirección de Dr. D. Juan Luis Navarro Mesa, a través de su Proyecto de fin de Carrera (PFC), titulado "Procesado de Señales Fisiológicas para el Estudio del Sueño Humano" [10], A lo largo del tiempo también han dirigido otros PFC como los de D. Diego Hernández López, titulado "Sistema de Análisis y Clasificación de Estados del Sueño a partir de Señales Polisomnográficas" [27] y, más recientemente, el PFC de D. Ubay Casanova Blancas, titulado "Sistema de Diagnóstico Aplicado a la Detección de la Apnea Obstructiva del Sueño Mediante Poligrafía" [11]. En paralelo se desarrolla un Trabajo Fin de Máter, dentro del máster en Ingeniería de Telecomunicación de la EITE, titulado "Implementación de un Sistema de Detección de Apnea Obstructiva del Sueño Mediante Pulsioxímetro" realizado por D. Aday García Asencio [28].

Partiendo de esta base y de los conocimientos desarrollados dentro del proyecto, las labores de investigación científica en torno al diagnóstico automático de esta patología, para facilitar la detección de la misma y poder hacer un tratamiento oportuno, han sido extensas y variadas, se citan algunas de ellas [12, 13, 14, 15, 16, 17].

La competición que se desarrolló entre febrero y septiembre de 2000, que fue organizada por Compurters in Cardiology y PhysioNet, consistió en el diagnóstico de apneas automático tanto a nivel de cuantificación (diagnosticar correctamente una panea en un minuto), como a nivel global del paciente, como consecuencia de este evento hay diversos estudios utilizando [17, 15, 18] diferentes parámetros de la señal electrocardiográfica (ECG).

Partiendo de trabajos de otros autores y del propio de mis tutores, se elige la señal electrocardiográfica, de la cual deriva la señal RR, que se utilizar para analizar la variabilidad de la frecuencia cardíaca, por lo que aporta información sobre el comportamiento del corazón, y es específicamente, utilizada en el diagnóstico de la apnea

del sueño. Además, se utilizará a señal de saturación de oxígeno (SaO2), que normalmente produce una desaturación en los momentos apnéicos en ciertos individuos.

Para entender la necesidad del desarrollo de herramientas como la que se trabaja en este TFG conviene tener en cuenta lo siguiente. En una primera fase de diagnóstico se hace una detección de episodios de apnea/hipoapnea (screening, en inglés) donde interviene un especialista (p.e., médico, enfermero) que ayudado de un programa informático realiza una clasificación manual. Esta clasificación se convierte en una tarea larga y tediosa, no exenta de errores, que se prolonga durante horas por cada paciente. Es por esto que una caracterización y clasificación automática resulta de gran ayuda para los especialistas.

Uno de los tratamientos más eficaces que para combatir el SAHS, es el tratamiento a través de CPAP (Continuous Positive Airway Pressure, presión positiva continua en la vía aérea), consiste en bombear aire bajo presión dentro de la vía respiratoria, manteniendo la tráquea abierta durante el sueño. El aire forzado que se insufla por medio de CPAP previene los episodios de colapso de las vías respiratorias que bloquean la respiración en personas con apnea obstructiva del sueño y otros problemas respiratorios. Se abre así el interés de conocer qué ocurre con estos pacientes antes y después de un tratamiento con CPAP. Este es el contexto del Trabajo Fin de Grado que se presenta.

1.7 Objetivos.

Con los antecedentes expuestos anteriormente, tanto por el interés médico como social, el objetivo fundamental de este proyecto es explotar y enriquecer con nuevos parámetros de características el sistema automático del cual se parte, de tal manera que ayude al especialista en su labor de clasificación de estados de apnea a partir de la poligrafía. Además, se estudia la influencia del CPAP en el tratamiento de los pacientes. A partir de ahí, se distinguen cuatro objetivos principales:

• Objetivo 1: Base de datos. En la base datos (BBDD) se cuenta con registros poligráficos de pacientes que padecen SAHS, antes y después del ser tratados con CPAP. Previamente, los especialistas han hecho una clasificación manual de estados de apnea por épocas de corta duración (p.e., un minuto), antes y después del tratamiento. Se trabajará con dos señales extraídas, de una serie de poligrafías de pacientes con SAHS. Estas son, la saturación de oxígeno y el electrocardiograma

- (EKG o ECG). Del EKG se obtiene la variabilidad de frecuencia cardíaca en forma de señal RR, que es la secuencia de valores consecutivos que dan el tiempo de retardo entre un latido del corazón y el siguiente. Es la señal RR la que se usa.
- Objetivo 2: Análisis de señales. Una vez que se tiene las señales extraídas a partir de poligrafía, es necesario a su vez, extraer de ellas la información característica. Dentro de este objetivo hay que entrar a discutir sobre el tipo de parametrización a utilizar, pues de las características que se extraigan, hay que buscar la información más significativa que permite discriminar entre momentos de apnea y de no apnea, y caracterizar la respuesta del corazón antes y después del tratamiento. En esta búsqueda se trabaja con nuevos métodos de extracción de características.
- Objetivo 3: Clasificación. En este objetivo se obtendrán resultados indicativos de la calidad de la cuantificación minuto a minuto de eventos de apnea, y final por pacientes.
- Objetivo 4: Análisis pre y post-tratamiento con CPAP. Este objetivo tiene como finalidad aplicar técnicas estadísticas que ayuden a hacer un seguimiento de la evolución del paciente antes y después del tratamiento, y sacar conclusiones de la influencia en la mejora de calidad de vida del paciente.

1.8 Organización de la memoria.

La presente memoria está compuesta por 6 capítulos y 4 anexos, así como los apartados de Programas, Pliego de Condiciones y Presupuesto. A continuación, se describe brevemente el contenido de cada uno de ellos:

- Capítulo 1: Introducción. Introducción al problema planteado, conocimientos generales del problema y los estudios precedentes para resolverlo. Se describen los objetivos principales del proyecto.
- Capítulo 2: Diagnóstico y tratamiento del SAHS. Se explican los distintos procedimientos utilizados actualmente para diagnosticar el SAHS, así como sus posibles tratamientos.
- Capítulo 3: Señales Polisomnográficas y Bases de datos. Se describen las características de la base de datos utilizada para el presente proyecto, así como la base de datos de entrenamiento de sistema, y el origen de las mismas.Por otro lado,

- se explica el método de obtención de señales derivadas de la PSG, tales como, el EKG y la saturación de oxígeno. Se describe la forma de segmentar la señal para utilizarla en el software.
- Capítulo 4: Extracción de características y clasificación. Descripción de los tipos de variables que se van a utilizar. Explicación de los diferentes test de hipótesis que se aplican en los parámetros clínicos. Introducción al clasificador empleado en el proyecto. Se explica la metodología de entrenamiento seguida y cómo se seleccionan las variables más significativas del proceso
- Capítulo 5: Detección automática de SAHS. Presentación de resultados obtenidos por todo el sistema.
- Anexo A: Contenido en formato digital. Se describe la forma de presentar los archivos dentro de los CD-ROM aportados junto a esta memoria.
- Parte II: Programas. Se exponen las diferentes funciones creadas y modificadas, que han sido utilizadas, explicando sus parámetros de entrada y salida.
- Parte III: Pliego de Condiciones. Es el documento contractual, de carácter exhaustivo y obligatorio en el cual se establecen las condiciones del proyecto.
- Parte IV: Presupuesto. Se detalla el presupuesto necesario para la realización de este
 Trabajo de fin de Grado.

Capítulo 2

Diagnóstico y tratamiento del SAHS.

2.1 Introducción

Debido al amplio cuadro clínico que tiene el SAHS, su diagnóstico en un primer momento se basa en un interrogatorio y exploración física, que suelen ser insuficientes. La historia clínica obtenida por un especialista en enfermedades del sueño tiene una sensibilidad apenas del 64% para diagnosticarlo. Esto es, de todos los episodios de apnea/hipopnea solo un 64% son detectados. Existen varias ecuaciones (p.e., de predicción clínica), que se explicarán más adelante, de predicción clínica que permiten incrementar la eficiencia del diagnóstico [9].

Los tratamientos que se utilizan una vez hecho el diagnóstico oportuno pueden ir desde medidas generales (control de peso, control de adicciones, etc.), medicamentos,

dispositivos mecánicos como dispositivos orales y dispositivos de presión positiva en la vía aérea, hasta el tratamiento quirúrgico.

El objetivo del presente TFG, se enfocará en dispositivos mecánicos de Presión Positiva Continua en la Vía Aérea o Continuous Positive Airway Pressure (CPAP), por su acepción en inglés.

2.2 Diagnóstico

En la ilustración 2.1, se muestra el procedimiento de actuación ante la sospecha de SAHS. Como se puede observar, los ronquidos y las apneas observadas, conforman un patrón común de síntomas, junto con el Índice de Masa Corporal (IMC), y la somnolencia diurna excesiva, como se ha comentado en el capítulo anterior.

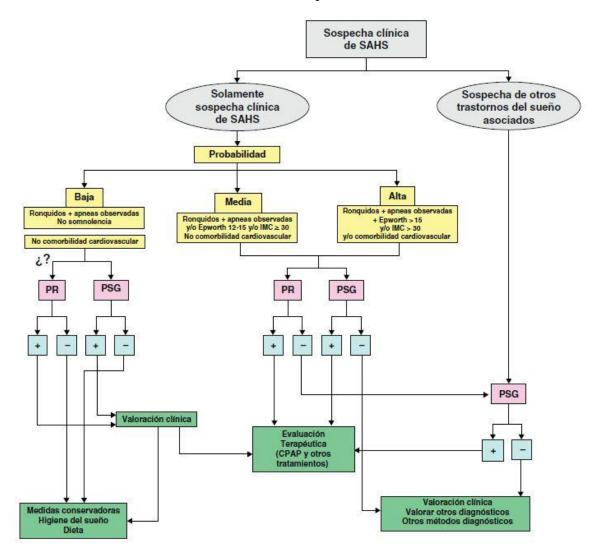


Ilustración 2.1: Algoritmo de actuación ante la sospecha SAHS. PR: poligrafía respiratoria (ya sea a domicilio o en el hospital). PSG: polisomnografía convencional [8]

Ante el diagnóstico del SAHS, una de las herramientas utilizadas para poder desarrollar la historia clínica del paciente, y evaluar la somnolencia diurna excesiva es "la escala de somnolencia de Epworth". Se trata de un cuestionario autoaplicable y validado, donde el paciente califica la probabilidad de quedarse dormido o de "cabecear" ante ocho situaciones de baja estimulación. El puntaje mínimo es 0 y el máximo es 24, y se considera significativo cuando su resultado es ≥ 11 [9].

En la ilustración 2.2, se puede ver el listado de preguntas y la puntuación a la que corresponden las respuestas.

Situación	Nada (0)	Poca (1)	Regular (2)	Mucha (3)
Sentado leyendo				
Viendo televisión		200		
Sentado sin hacer nada en un lugar público	- Y 🗆 Y :			
Como pasajero en un carro o autobús en viajes de más de una hora				
Acostándose a descansar por la tarde si su trabajo se lo permite				
Sentado platicando con alguien				
Descansando sentado después de la comida sin haber tomado	9881	85	N00	N
bebidas alcohólicas				
En un carro o autobús mientras se detiene por pocos minutos en el tráfico	8			

Ilustración 2.2: Escala de somnolencia diurna de Epworth [9].

2.2.1 Modelos de predicción clínica

El hecho obtener un primer diagnóstico con un grado de sensibilidad del 64% conlleva a tener que utilizar otros modelos de predicción. A parte de la escala de somnolencia de Epworth, casi todos ellos utilizan medidas antropométricas, como el índice de masa corporal o el perímetro del cuello, así como alteraciones del sueño referidas, tales como ronquidos, pausas de apnea o despertares asfícticos. A modo de ejemplo se incluyen algunos de los modelos utilizados para determinar la probabilidad de padecer SAHS.

Modelo desarrollado por Crocker, utiliza la siguiente fórmula (2.1) para establecer la probabilidad de SAHS.

$$Prob(Crocker) = \frac{1}{1 + e^{-(-13.9 + 0.06*edad + 2.98*a + 0.23*IMC + 1.35*b)}}$$
(2.1)

Siendo a = 1 si existen apneas referidos o a=0 si no, y b=1 si existe hipertensión arterial o b=0, si no.

Otro modelo que tiene en cuenta otras variables está definido por Vinner, fórmula (2.2) mediante la siguiente ecuación:

$$Prob(Vinner) = \frac{e^{(-10,5132+0,9164*sexo+0,047*edad+0,1869*IMC+1,932*ronquido)}}{1+e^{(-10,5132+0,9164*sexo+0,047*edad+0,1869*IMC+1,932*ronquido)}}$$
(2.2)

Donde sexo = 1 para hombres y 0 para mujeres y ronquido = 1 para presente y 0 para ausente.

Otros modelos establecen una puntuación a partir de la cual definen un punto de corte que determina si ese paciente padece SAHS. Es el caso del modelo de Flemons, fórmula (2.3):

$$Punt.clinica\ SAHS\ (Flemons) = (10 - 2,132 + 0,069*PC + 0,31*a + 0,206*b + 0,224*c) + 1$$

$$(2.3)$$

Siendo PC el perímetro del cuello, las otras tres variables tendrán el valor 1 en caso de padecerlas y 0 en caso contrario, siendo 'a' equivalente a hipertensión, 'b' a ronquido y 'c' a despertares asfícticos. Una puntuación de <5 tiene una probabilidad post-test del 17% y una puntuación >15 tiene una probabilidad post-test del 81%.

En el modelo de Sharma la fórmula (2.4) que se utiliza es la siguiente:

Punt.clínica SAHS (Sharma)=
$$1{,}378 * género + 0{,}064 * WHR + 0{,}21 * NC.$$
 (2.4)

Donde género = 0 en mujeres y 1 en hombres; WHR: porcentaje del índice de cintura cadera normal (tomado este como 0,85); NC perímetro del cuello. El valor de 16,62 se establece como punto de corte.

Estos modelos tienen un carácter universal, y funcionan muy bien para descartar la enfermedad, pudiendo usarse como herramientas prioritarias en lugares donde los laboratorios de sueños escaseen [11].

2.2.2 Modelos de predicción objetiva: La polisomnografía

La polisomnografía (PSG) convencional vigilada por un técnico en el laboratorio de sueño es el método de referencia para el diagnóstico de los pacientes con sospecha de SAHS y otros trastornos no respiratorios del sueño. Consiste en un registro continuo de varios canales de señal como electroencefalograma, electrooculograma y electromiograma mentoniano (para cuantificar las fases del sueño y microdespertares), así como de otras variables para cuantificar los trastornos respiratorios y sus repercusiones (pulsioximetría, flujo aéreo nasobucal mediante cánula nasal y termistor, ronquidos, movimientos toracoabdominales y electrocardiograma). En la Ilustración 2.3 se pude observar un ejemplo de registro polisomnográfico con varios canales de registro. Las desaturaciones se refieren a disminuciones en el nivel de oxígeno en sangre.

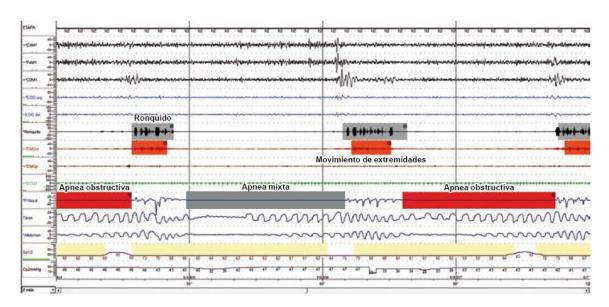


Ilustración 2.3: Fragmento de 2 minutos de duración de una polisomnografía. Están señalados: ronquidos, movimiento de extremidades, 1 apnea mixta (al inicio del evento el esfuerzo respiratorio está ausente mientras que en la segunda parte se instala el esfuerzo y a pesar de ello persiste la apnea), 2 apneas obstructivas (el esfuerzo respiratorio se conserva durante toda la apnea) y las desaturaciones. [9]

La PSG se debe realizar en horario nocturno o en el habitual de sueño del sujeto, con un registro no menor de 6,5 horas y debe incluir por lo menos 3 horas de sueño. Hay que destacar que la PSG es una técnica relativamente cara, laboriosa y técnicamente compleja que no está al alcance de todos los centros médicos, y que debido a la gran demanda de exploraciones no se puede utilizar en todos los pacientes [8].

Tipos de Polisomnografía

PSG Basal: Es una monitorización completa 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).

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 AASM, este tipo de estudio es válido, siempre que cumpla con 3 criterios fundamentales:

- 1) 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.
- 2) Tiempo mínimo de Titulación con CPAP es de 3 horas o más.
- 3) 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.

Más adelante se explicará en mayor profundidad, en el capítulo donde se desarrolla la BBDD, que la "*PSG Tipo Noche Dividida*", es la fuente de los datos de donde se extrae toda la información para desarrollar el presente TFG.

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 (cmH20) 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. [9]

2.3.3 Modelos de predicción intermedios

Para afrontar las dificultades que se pudieran plantear con los modelos descritos en el apartado anterior, se han desarrollado equipos portátiles que registran solamente las variables respiratorias, por lo que esa técnica se ha denominado poligrafía respiratoria (PR). La American Academy of Sleep Medicine (AASM) ha clasificado los estudios del sueño en 4 tipos:

- Tipo 1: PSG convencional vigilada por un técnico en el laboratorio de sueño (con un mínimo de ≥ 7 canales)
- Tipo 2: PSG realizada con un equipo portátil y no vigilada por un técnico, (con un mínimo de ≥ 7 canales).
- Tipo 3: corresponde a lo que se denomina PR, donde se registra la respiración, esfuerzo toracoabdominal y pulsioximetría (con un total de 4-7 canales).
- Tipo 4: corresponde a estudios supersimplificados con aparatos de 1 o 2 canales (oximetría y/o respiración).

A pesar del gran número de estudios que confirman la utilidad de la PR (en el hospital y en el domicilio), en los últimos años se hecho diversas publicaciones donde, se avala el uso de la PR a domicilio. En uno de ellos, publicado por la AASM [20]_se concluye que los registros no vigilados con monitores de tipo 3 (PR) se pueden usar como alternativa a la PSG en pacientes con una probabilidad moderada o alta de SAHS. En otro documento oficial de Medicare [21] se aceptan como métodos diagnósticos para poder prescribir CPAP los monitores tipo 2, 3 o 4 (con al menos 3 canales).

Por todo ello, se considera que la PR (tanto en el hospital como en el domicilio) es un método aceptable para confirmar el diagnóstico de los pacientes con sospecha clínica de SAHS moderada o alta (recomendación consistente, calidad de evidencia moderada).

La utilización de la PR para los casos con probabilidad baja de SAHS no está validado pero forma parte de la práctica clínica habitual. La PR permite reducir los costes y el tiempo de espera, y hace accesible el diagnóstico del SAHS a los centros que no dispongan

de PSG convencional (Unidades de Sueño básicas según acreditación SEPAR (Sociedad Española de neumología y cirugía torácica)) [22]. Los inconvenientes de la PR son que no se evalúa la calidad del sueño, se infravaloran los trastornos respiratorios (que se expresan por hora de registro en lugar de horas de sueño), y no se pueden evaluar otros trastornos no respiratorios del sueño. La PR a domicilio tiene la ventaja de que el paciente duerme en la cama de su casa, por lo que el sueño puede ser más representativo del día a día [8].

2.3 Unidades de sueño

La polisomnografía (PSG) se consolida como prueba de referencia para el estudio de sueño y a partir de los años 80 hay un incremento exponencial de las unidades de sueño en EEUU. Este desarrollo, además de unidades clásicamente asociadas a departamentos de neurociencias, bien en psiquiatría o neurología/neurofisiología, tiene que ver con el mayor interés de muchos departamentos de neumología con los trastornos respiratorios del sueño. La descripción de nuevos tratamientos para trastornos del sueño, como el caso de la presión continua sobre la vía aérea (CPAP) y la cirugía para el SAHS, nuevos estimulantes de la vigilia en la narcolepsia o el efecto de los dopaminérgicos en el síndrome de piernas inquietas, junto a una mayor conciencia social y sanitaria sobre los trastornos del sueño, hacen que poco a poco se establezcan unidades de sueño en grandes hospitales. En poco tiempo, ya desde los años 90, las listas de espera para realización de pruebas, especialmente la PSG, se transforma en un problema común en todo el mundo.

Dada la prevalencia de los Trastornos respiratorios del sueño (TRS), especialmente del SAHS, se van desarrollando alternativas y modelos organizativos para poder optimizar los recursos diagnósticos y llegar al mayor número de pacientes. Así, tanto en EEUU como otros países (es el caso de España) desarrollan unidades de sueño con diferentes perfiles (neuropsiquiátrico, trastornos respiratorios del sueño, pediátrico, etc.) y nivel de complejidad.

Desde la perspectiva organizativa y de gestión, la atención a la patología del sueño se ha centrado más en la estrategia costo-efectivas para el diagnóstico y tratamiento de los trastornos del sueño, y en los criterios de derivación del paciente con trastorno del sueño (especialmente SAHS). Además es relevante la relación entre la Unidad Asistencial del sueño (UAS) y otras especialidades médicas (incluyendo atención primaria) para la mejora de la calidad y eficiencia en la atención de los trastornos del sueño.

En España, los primeros laboratorios de sueño datan del inicio de la década de los 70 y estaban vinculados a servicios de neurofisiología, neuropsiquiatría o unidades de epilepsia. La evolución en los últimos años en España apunta a que cada vez más hospitales terciarios empiezan a establecer Unidades de Sueño Interdisciplinares que son el resultado de la coordinación de los recursos humanos y materiales dedicados a los trastornos del sueño que estaban repartidos en varios servicios distintos con la finalidad de optimización de recursos, y ocasionar menos desplazamientos del paciente.

La Orden de 3 de marzo de 1999 para la regulación de las técnicas de terapia respiratoria a domicilio en el SNS, incluía a la apnea del sueño dentro de las indicaciones de esta modalidad en pacientes con hipersomnia diurna limitante y factores de riesgo asociados que además presentaran un índice de apneas/hipopneas mayor o igual a 30. [24]

Las salas de laboratorio deben estar dotadas de recursos para la visualización de registros de los distintos estudios realizados a los pacientes. Cada sala de laboratorio debe contar con la instalación de un sistema de comunicación bidireccional con la sala de control, que permita la comunicación entre el paciente y el técnico para la correcta calibración de las señales biológicas.

El equipamiento de la UAS dependerá de su tipología. El montaje mínimo (ver Ilustración 2.4) para la PSG estándar que se considera por el Comité Español para la Acreditación en Medicina de Sueño (CEAMS) son:

- 4 derivaciones Electroencefalograma (EEG).
- 2 EOG (Electrooculograma).
- 1-3 EMG (mento/submentoniano).
- Nivel de saturación de oxígeno, SaO2.
- Señal de ronquido.
- Sensor de posición corporal.
- Señal de presión flujo/aéreo oro-nasal.
- Esfuerzo ventilatorio. Tórax abdomen.
- 2 Electromiogramas (EMG), tibiales anteriores.
- Electrocardiograma (ECG).



Ilustración 2.4: Unidad de sueño y equipamiento.

La Unidad del Sueño que realice monitorización portátil, debe utilizar equipo que permita la visualización de los datos en bruto para su edición o puntuación manual, así como capaz de grabar los registros utilizando todos los sensores [24].

2.4 Tratamientos

El tratamiento del SAHS depende en gran medida de la severidad. Para los pacientes con SAHS leves se utilizan una amplia variedad de medidas terapéuticas, mientras que los pacientes con SAHS moderado a severo tienen indicación de CPAP.

Medidas Generales:

- Bajar de Peso.
- Evitar la posición supina al dormir.
- Evitar la ingesta de Alcohol las 4 a 6 horas previas a dormir

BPAP:

Son dispositivos de presión positiva de aire con dos niveles de presión diferenciados (BPAP): presión inspiratoria elevada y presión espiratoria baja. Son utilizados de segunda línea, cuando el paciente no tolera el CPAP. Sin embargo, la adherencia al BPAP no ha demostrado ser superior a la del CPAP.

Dispositivos de Ampliación Bucal

Son dispositivos que actúan desplazando la lengua o la mandíbula hacia adelante de manera que amplían el espacio aéreo posterior. Múltiples estudios han demostrado que estos dispositivos serían altamente eficaces para SAHS leves. La AASM ha identificado cuatro factores que influirían en la efectividad de este tipo de dispositivos:

- Uso en SAHS leve (AHI < 15).
- IMC bajo.
- Aumento de la protrusión mandibular con el uso del dispositivo.
- Presencia de SAHOS posicional.

Varios estudios comparativos se han realizado entre CPAP y los Dispositivos Orales para SAHOS leve. Estos han demostrado una mayor eficacia para el CPAP. Sin embargo, mediciones de resultados en cuanto a somnolencia diurna excesiva y rendimiento cognitivo, no han revelado grandes diferencias entre ambos equipos. Finalmente, se recomienda el uso de estos dispositivos, además de los cuatro puntos señalados por la AASM, cuando el paciente con SAHOS leve no tolera o no responde al CPAP.

Ventilación Servoasistida

Son dispositivos de uso más reciente cuya principal indicación la constituyen las apneas de tipo central y respiración de Cheyne-Stokes.

Tratamiento Quirúrgico

La corrección quirúrgica de la vía aérea superior se realiza frecuentemente, pero no se considera una terapia de primera línea para el SAHOS. Esto se debe fundamentalmente por la carencia de estudios a largo plazo que demuestren que el tratamiento quirúrgico continúa siendo eficaz después de 5 años de haberlo practicado.

Sus principales indicaciones son [9]:

• AHI bajo.

- IMC bajo.
- Localización del colapso de la vía aérea (nasofaringe y orofaringe).
- Grado de protrusión mandibular.
- Presencia de escasas comorbilidades.

2.4.1 Presión Positiva Continua en la Vía Aérea

La mascarilla de presión positiva continua de aire (CPAP) constituye el tratamiento más efectivo y aceptado para el tratamiento del SAHOS. En la ilustración 2.5 se pude ver un CPAP. Funciona expandiendo la vía aérea superior, impidiendo así el colapso de sus tejidos blandos. Mediante este mecanismo, el CPAP elimina efectivamente las Apneas del Sueño, disminuye los microdespertares (arousals) y normaliza la saturación de oxígeno.

Hasta la fecha, las indicaciones para su uso son las siguientes:

- a) SAHOS moderado a severo, AHI igual o superior a 15.
- **b**) SAHOS leve, AHI entre 5 y 14.9 asociado a uno de los siguientes síntomas y/o comorbilidad: Somnolencia Diurna Excesiva, HTA y Enfermedad Cardiovascular.

Numerosos estudios publicados hasta le fecha han revelado que el uso del CPAP en pacientes con SAHOS moderado a severo produce una disminución de la Presión Arterial, mejora la función del ventrículo izquierdo y mejora el rendimiento cognitivo de dichos pacientes.

Entre los efectos colaterales más comunes por el uso de CPAP se puede citar: boca seca, rinitis y congestión nasal. Afortunadamente, en la actualidad se dispone de equipos de CPAP más modernos. Estos han incorporado, entre otras variables, un termo-humidificador, lo que ha minimizado significativamente estos efectos colaterales. Si aún persistieran, se recomienda el uso de antihistamínicos o esteroides nasales, por un tiempo limitado. La principal limitación para su uso ha sido la adherencia a largo plazo.

Estudios de seguimiento a largo plazo han determinado que un 68% de los pacientes continúa utilizándolo en 5 años. Los mejores predictores para su óptima adherencia lo

constituyen la presencia de una Somnolencia Diurna Excesiva, un AHI elevado y una buena educación entregada al paciente. Por último, con la existencia de equipos más modernos de CPAP, automáticos (Auto CPAP), con termo-humidificadores, equipos más pequeños, silenciosos y portátiles, han permitido mejorar aún más la tolerabilidad y adherencia a largo plazo. [9]



Ilustración 2.5: Ejemplo de presión positiva continua en la vía aérea, CPAP.

En el estudio del presente TFG se estudiará la eficacia de este tratamiento concretamente, proporcionando dato concluyentes del efecto postratamiento sobre los pacientes que usan CPAP.

Capítulo 3

Base de Datos y Señales Polisomnográficas

3.1 Introducción

En este capítulo se presenta la Base de datos utilizada, tanto para entrenar el sistema como para hacer la clasificación de los pacientes. Así mismo, se indicará su origen, su estructura, los datos que desde el servicio médico se facilitan que a su vez sirven como herramienta de comparación entre el sistema manual y el sistema automático. Por otro lado, se hace un detallado estudio de las señales extraídas de la PSG, se analizara y se discutirá cómo se han obtenido las señales, las diferentes técnicas de preprocesado utilizadas para dichas señales, y el tratamiento posterior que se les da a las mismas.

3.2 BBDD Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín

Una buena base de datos es fundamental para el diseño de un sistema de clasificación pues a partir de esta se hace el aprendizaje del sistema, se obtienen los patrones asociados a las distintas clases, que en este caso será "apnea" frente a "no apnea", antes y después de un tratamiento con CPAP. Estos patrones serán comparados con la base de datos que se pretende clasificar definitivamente.

3.2.1 Composición

Esta base de datos ha sido rigurosamente seleccionada por especialistas neumólogos del Hospital Universitario Gran Canaria Doctor Negrín. Uno de los rasgos diferenciadores en este TFG es que se posee una base de datos con pacientes que han sido diagnosticados como enfermos de SAHS y, como consecuencia, acuden a la unidad del sueño para tratar su patología.

La base de datos se compone de pacientes enfermos a los cuales, en la fase de diagnóstico, se les asocia su correspondiente IAH, dando lugar a indicar un grado de severidad de la enfermedad. Por otra parte, se indica el sexo al que pertenece. La forma de captación de los datos, tal como como se comenta en el capítulo 2, se lleva a cabo en una UAS, mediante un tipo de PSG denominada "*PSG Tipo Noche Dividida*".

Para considerar la validez de los datos recogidos los pacientes han debido dormir por lo menos 3 horas y como máximo 8. De cada paciente, entre todas las señales que se graban en la PSG, extraemos tanto el ECG como la SaO_2 . Ambas señales están marcadas manualmente por el especialista del sueño, indicando donde presenta apnea o no apnea. Se entiende, pues, que nuestro aprendizaje está guiado por los especialistas neumólogos.

Pacientes para entrenamiento:

Los pacientes que se usan para entrenamiento han sido convenientemente elegidos por ser representativos de sus clases, y no se usarán en ningún caso para test. Estos pacientes son de dos tipos:

 Control
 Desaturadores

 CON001
 DES001

 CON002
 DES002

 CON003
 DES003

 CON004
 DES004

 CON005
 DES005

DES006

DES007

DES008

DES009

CON006

CON007

CON008

CON009

CON010

Tabla 3.1: Pacientes de entrenamiento.

- *Control:* Son pacientes que no presentan patología vinculada a la apnea. Son considerados pacientes sanos pues presentan un índice de apneas (IAH) menor que 5. Hay 10 pacientes de control en esta base de datos (Tabla 3.1).
- **Desaturadores:** Son pacientes con un IAH mayor a 25, son considerados pacientes enfermos, cuya señal de saturación de oxígeno presenta caídas en los momentos en los que se produce una apnea. En esta base de datos se han registrado 9 pacientes con estas características (Tabla 3.1).

Pacientes para verificación o test:

La Base de datos de verificación (test) consta de 41 pacientes, 37 hombres y 4 mujeres. En este caso, el proceso de captación consiste en tomar las señales durante la primera mitad de la jornada nocturna, despertar al paciente, colocarle la mascarilla CPAP, después de un corto período de adaptación, continuar captando las señales de la PSG. Debido a ello se marcan todos ellos como "NP" que indica noche partida o dividida. Por otro lado, para la base de datos de Test, se hace una diferenciación entre pacientes que aún no han sido sometidos al tratamiento (Pre_CPAP: p.e. "NP_001_1") y después de haberse sometido al tratamiento (Pos_CPAP: p.e. "NP_001_2").

Tanto la base de datos "Pre_CPAP" (tabla 3.2), como "Pos_CPAP" (tabla 3.3) que indica a los paciente antes y después del tratamiento, serán procesadas por el clasificador y se marcará en cada paciente cuántas apneas presenta, y en qué momentos ocurren,

comparando estos datos con el etiquetado manual del especialista del sueño. En paralelo se verifica cómo está trabajando su corazón, si se están produciendo taquicardias o bradicardias, y cómo se comporta la señal de SaO_2 . Todo ello con el objetivo de verificar si el tratamiento tiene el efecto deseado en el paciente, cómo trabaja su corazón después del tratamiento y cómo evoluciona su señal de SaO_2 después de usar CPAP.

A continuación se presentan datos de interés de la base de datos en la que se proporciona IAH y sexo así como el nombre de los ficheros asociados de los que se han quitado datos identificativos de los pacientes.

Pacientes Pre_CPAP: Previo al uso de la mascarilla CPAP.

Tabla 3.2: Pacientes para clasificación Pre_CPAP.

Nombre en BBDD	IAH	Sexo	Nombre en BBDD	IAH	Sexo
NP_001_1	94	V	NP_0021_1	76	V
NP_002_1	81	M	NP_0022_1	41	V
NP_003_1	26	V	NP_0023_1	84	V
NP_004_1	114	V	NP_0024_1	37	V
NP_005_1	64	V	NP_0025_1	79	V
NP_006_1	81	V	NP_0026_1	48	V
NP_007_1	113	V	NP_0027_1	91	V
NP_008_1	100	V	NP_0028_1	89	V
NP_009_1	74	M	NP_0029_1	88	M
NP_0010_1	51	V	NP_0030_1	38	V
NP_0011_1	102	V	NP_0031_1	43	V
NP_0012_1	53	V	NP_0032_1	25	V
NP_0013_1	73	V	NP_0033_1	93	V
NP_0014_1	53	V	NP_0034_1	80	V
NP_0015_1	84	V	NP_0035_1	26	V
NP_0016_1	128	M	NP_0036_1	32	V
NP_0017_1	54	V	NP_0037_1	62	V
NP_0018_1	26	V	NP_0038_1	21	V
NP_0019_1	39	V	NP_0039_1	38	V
NP_0020_1	101	V	NP_0040_1	119	V
<u>'</u>		•	NP 0041 1	58	V

Pacientes Pos_CPAP: Posterior al uso de la mascarilla CPAP.

Tabla 3.3: Pacientes para clasificación Pos_CPAP.

Nombre en BBDD	Sexo	Nombre en BBDD	Sexo
NP_001_2	V	NP_0021_2	V
NP_002_2	M	NP_0022_2	V
NP_003_2	V	NP_0023_2	V
NP_004_2	V	NP_0024_2	V
NP_005_2	V	NP_0025_2	V
NP_006_2	V	NP_0026_2	V
NP_007_2	V	NP_0027_2	V
NP_008_2	V	NP_0028_2	V
NP_009_2	M	NP_0029_2	M
NP_0010_2	V	NP_0030_2	V
NP_0011_2	V	NP_0031_2	V
NP_0012_2	V	NP_0032_2	V
NP_0013_2	V	NP_0033_2	V
NP_0014_2	V	NP_0034_2	V
NP_0015_2	V	NP_0035_2	V
NP_0016_2	M	NP_0036_2	V
NP_0017_2	V	NP_0037_2	V
NP_0018_2	V	NP_0038_2	V
NP_0019_2	V	NP_0039_2	V
NP_0020_2	V	NP_0040_2	V
		NP_0041_2	V

Las señales han sido muestreadas con diferentes frecuencias. Aquellas que, según su naturaleza, son más estables y no tienen grandes variaciones han sido muestreadas con una frecuencia inferior que aquellas que sufren rápidas variaciones y es interesante detectar los cambios en ellas. Las frecuencias de muestreo adoptadas son las siguientes:

• *SaO*₂: 50 Hz.

• ECG: 200 Hz.

3.3 Preprocesado de señales

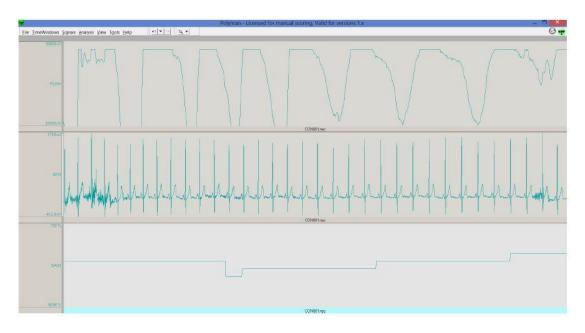
El conjunto de señales obtenidas directamente de la polisomnografía deben ser acondicionadas para ser procesadas en MatLab. Partiendo de la BBDD y el método de obtención, en las señales se deben realizar diferentes preprocesados, que se comentará en los apartados siguientes.

La base de datos de HuGCDN incorpora todas las señales proveniente de la PSG, de las cuales solo se utilizarán las señales de ECG y de SaO_2 . Cuando se produce una apnea, la frecuencia cardíaca tiende a disminuir (bradicardia) y suele aumentar al finalizar esta (taquicardia), en las señales de SaO_2 , se suelen observar caídas en sus valores ante la presencia de una apnea. Se puede deducir que tanto el ECG como la SaO2 presentarán variaciones que serán de utilidad para diagnosticar los momentos de apnea.

Junto con las señales del ECG y de SaO_2 , existe un fichero de texto generado manualmente que indica si en ese minuto se ha producido apnea o no. Todas las señales recopiladas durante la noche de estudio del paciente, son convertidas a formato EDF (European Data Format).

Este tipo de formato fue desarrollado por ingenieros del campo de la medicina para intercambiar y almacenar fácilmente múltiples canales biológicos y fisiológicos [50]. Desde la misma página web donde se especifica el formato, se pueden descargar varios programas para visualizar las diferentes señales. Uno de ellos es el *Polyman*, el cual es un software que ofrece distintas opciones de análisis automático, así como opciones para realizar anotaciones sobre las señales. Su interfaz gráfica se puede ver en la ilustración 3.1. Polyman también permite extraer otro tipo de información como la frecuencia de muestreo utilizada para cada señal, el canal en el que se guardó cada señal o información propia del paciente diagnosticado.

Una vez se tienen localizados los canales correspondientes a las señales que se van a utilizar, se utiliza un pequeño programa que convierte esos datos a un tipo de formato que pueda ser leído por MatLab [11].



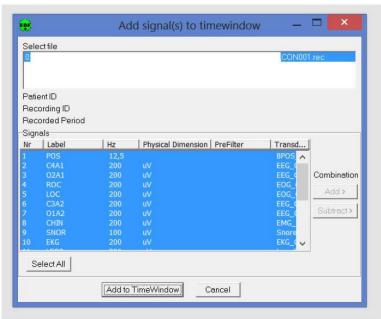


Ilustración 3.1: Visualización de señales en Polyman.

3.3.1 Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG o EKG) es un examen que detecta la actividad eléctrica del corazón, la cual se registra desde la superficie corporal del paciente y se puede representar tanto de manera mecánica como digital, mediante un electrocardiógrafo. Del corazón se podría decir que es un órgano movido por electricidad. Cada latido, es decir, contracción del músculo cardiaco, cada movimiento de las válvulas del corazón, son

comandados por pequeños impulsos eléctricos generados en el propio corazón [48]. Gracias al ECG se puede identificar los patrones normales de transmisión y generación de estos impulsos eléctricos. Las anomalías en la actividad eléctrica cardiaca son señales claras de que hay problemas con su correcto funcionamiento, o en este caso que el paciente presente apnea.

El ECG es una de las señales de la PSG que se capta mediante electrodos de superficie sobre las extremidades o el pecho, se colocan como se indica en la ilustración 3.2. Por esta razón es de muy fácil obtención, y poco robusta ya que está propensa a perder su estabilidad, precisamente a causa de la posición de los electrodos y el movimiento del paciente, presentando zonas de vacío o caídas de señal que se denominan "artefactos". Para solucionar esta limitación inherente a esta señal se debe recurrir a técnicas avanzadas de procesado de señal que permitan recopilar toda la información que da el ECG.

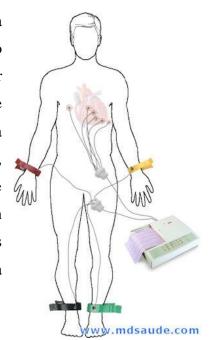


Ilustración 3.2: Posición de electrodos para captación de ECG.

El estímulo eléctrico nace en el propio corazón, en la región llamada nodo sinusal, localizada en el ápice del atrio izquierdo. El nodo sinusal produce continuamente y de modo regular impulsos eléctricos que se propagan por todo el corazón. Los impulsos eléctricos se distribuyen por todo el músculo cardiaco induciendo la entrada de iones de calcio (Ca^{2+}) en las células del corazón, un proceso llamado de despolarización eléctrica.

Despolariza primero el atrio derecho y después el atrio izquierdo. Después de pasar por los atrios, el impulso eléctrico llega al nódulo atrioventricular (AV), en la división entre los atrios y el ventrículo. En este momento, el impulso sufre un pequeño retardo, que sirve para que los atrios se contraigan antes que los ventrículos. En el nodo atrioventricular (AV), después de algunos milisegundos de espera, el impulso eléctrico es transmitido hacia los dos ventrículos, de manera que sus células se despolaricen. La despolarización estimula la contracción del músculo y el bombeo de sangre por el corazón. Después de la contracción, grandes cantidades del ion potasio (Na^+) salen de las células, en un proceso llamado de repolarización, que prepara las células musculares para una nueva despolarización.

Mientras no haya repolarización, la célula muscular no se contraerá nuevamente, por más que reciba estímulos eléctricos

El impulso eléctrico demora 0,19 segundos para recorrer todo el corazón [48]. En la ilustración 3.3 se asocia a cada sección y movimiento del corazón en funcionamiento un determinado tipo de señal hasta llegar a obtener el pulso propiamente dicho. La secuencia de pulsos es lo que formará el ECG.

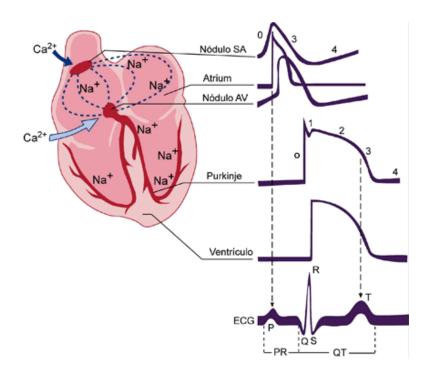


Ilustración 3.3: Composición de un pulso de un ECG.

- La onda P es el trazo que corresponde a la despolarización de los atrios (contracción de los atrios).
- El intervalo PR es el tiempo entre el inicio de la despolarización de los atrios y de los ventrículos.
- El complejo QRS es la despolarización de los ventrículos (contracción de los ventrículos).
- El segmento ST es el tiempo entre el fin de la despolarización y el inicio de la repolarización de los ventrículos.
- La onda T es la repolarización de los ventrículos, que pasan a ser aptos para la nueva contracción.

Cada latido cardiaco está compuesto por una onda P, un complejo QRS y una onda T [48].

La justificación para el uso de derivados de la señal es la presencia de ruido, artefactos, debido al movimiento involuntario del paciente, el cual está siendo monitorizado mediante una PSG, y se supone que está durmiendo. Por esta razón no se recomienda su uso directamente no obstante es extremadamente necesario extraer ciertos parámetros de la señal que son menos influenciados por este ruido.

3.3.2 Señal RR

En esta sección se procede a explicar que es la señal (serie) RR, y como se obtiene. La señal o serie RR es un derivado de la señal electrocardiográfica, y para obtenerla, se mide el retardo entre dos picos R consecutivos de la señal ECG. Por lo tanto, la secuencia de valores consecutivos que dan el tiempo de retardo entre un pulso (latido) y el siguiente se denomina serie RR. De forma gráfica, se puede ver cómo se obtiene la serie RR a partir del ECG en la Ilustración 3.4.

Realizando la diferencia entre los tiempos en que se produce una señal R en el ECG se obtienen los valores de la serie RR. Si se toma como referencia el eje x de la ilustración 3.4 se aprecia que para este caso un latido dura aproximadamente 1 segundo.

Genéricamente si se dispone de un eje horizontal que te indique muestras, en vez de segundos, la fórmula genérica para obtener el tiempo en segundos, entre pulsos R sería:

$$t(R_n - R_{n-1}) = \frac{(valor \, muestra \, (n) - valor \, muestra \, (n-1)) * muestras}{fs _ RR * muestras \, /s} = tiempo \, (seg) \quad (3.1)$$

Bajo condiciones de reposo, el ECG de un individuo sano exhibe variaciones periódicas en el intervalo RR [49]. Este fenómeno rítmico fluctúa con la fase de respiración produciéndose una cardio-aceleración (taquicardia) al inspirar y una cardio-desaceleración (bradicardia) al expirar. Por tanto, es de esperar que estos fenómenos estén presentes en la apnea, pues se recuerda que la fuente de esta patología es un trastorno respiratorio. Además, esta característica refuerza la intención de utilizar la serie RR como objeto de análisis [11].

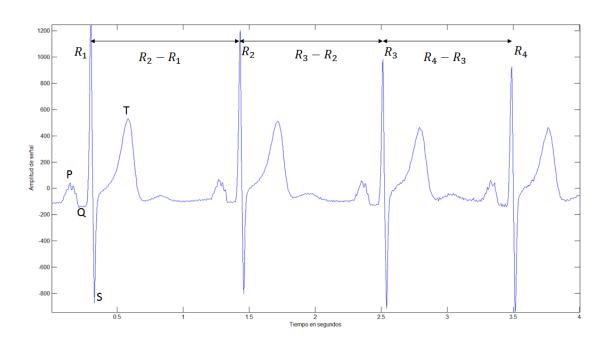


Ilustración 3.4: Señal de latidos de un ECG.

En reposo, la frecuencia cardiaca de un paciente sano está en valores cercanos a las 60 pulsaciones/minuto, por lo que es de esperar que en una serie RR los valores estén cercanos al segundo. En base a esta afirmación se pasa a comparar dos series RR pertenecientes a pacientes que padecen SAHS, tanto previos al tratamiento (Pre_CPAP) (ver ilustración 3.5) como posterior al tratamiento (Pos_CPAP) (ver ilustración 3.6).

En la ilustración 3.5, los latidos se encuentran en torno a 0,5 y 0,9 segundos, mientras que en la ilustración 3.6 se puede apreciar que el mismo paciente, tiene latidos en torno a 1,30 y 1.65 segundos.

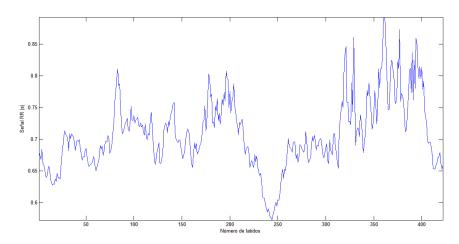


Ilustración 3.5: Secuencia RR de un paciente previo al tratamiento con CPAP.

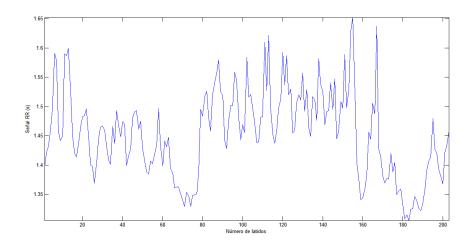


Ilustración 3.6: Secuencia RR de un paciente posterior al tratamiento con CPAP.

3.3.3 Saturación de oxígeno en sangre

La saturación de oxígeno en sangre (SaO_2) es una medida que hace referencia a la cantidad de oxígeno que transportan los vasos sanguíneos en un momento concreto. Hay varias formas de medir la saturación de oxígeno, pero la más utilizada es la forma no invasiva, midiendo la oxigenación arterial con un pulsioxímetro, ya que es el método más rápido y los riesgos asociados con la pulsioximetría son prácticamente inexistentes y muy poco frecuentes.

Generalmente, los individuos sanos presentan unos valores de saturación de oxígeno que oscila entre un 96% y un 99 %, cuando estos niveles bajan a una cifra inferior al 90 %, provoca hipoxemia. Es una señal muy estable y que, en teoría, debería aportar mucha

información en aquellos pacientes que sufren una desaturación importante en los momentos apneicos [11].

En la ilustración 3.7 se puede ver cómo evoluciona la señal de saturación de oxígeno en 5 minutos en un paciente enfermo y previo al tratamiento con CPAP.

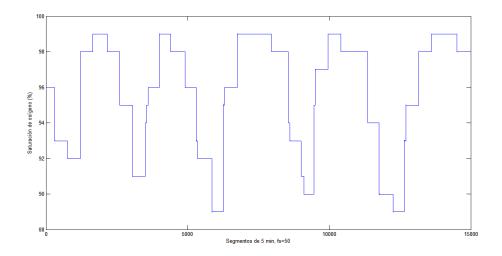


Ilustración 3.7: Evolución de señal de saturación de oxígeno para un paciente previo al tratamiento con CPAP.

Por otro lado, en la ilustración 3.8 se puede ver cómo evoluciona en un paciente enfermo y posterior al tratamiento con CPAP.

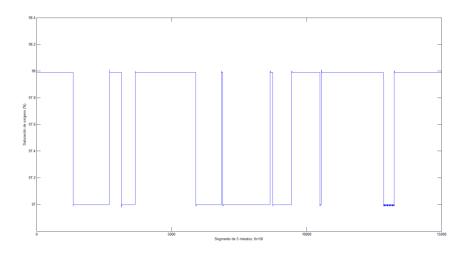


Ilustración 3.8: Evolución de señal de saturación de oxígeno para un paciente posterior al tratamiento con CPAP.

3.5 Segmentación de señales

Tras haber obtenido cada una de las señales, es necesario adaptarlas al etiquetado proporcionado por los especialistas. Normalmente se suelen hacer etiquetados de 30 o 60 segundos contabilizando si en ese tiempo se ha producido o no una apnea. En el caso de este TFG, los especialistas de la UAS en el HuGCDN nos proporcionan todos los etiquetados en épocas de 60 segundos. Por ello, hay que segmentar las señales en períodos de 60 segundos si bien se examinan 5 minutos de los cuales el central determina el etiquetado.

En la práctica, para cumplir con la condición de estacionariedad por un lado y buena resolución espectral por el otro, en cada elemento del vector se disponen 5 minutos de la señal con el minuto central correspondiente al índice temporal asociado al etiquetado. Esto se hace para poder realizar posteriormente un análisis o extracción de parámetros frecuenciales de manera apropiada [11].

Este tipo de segmentación se realiza a las señales que necesiten mayor resolución espectral. En este TFG, se han segmentado en 5 minutos las siguientes señales:

- Serie RR.
- SaO_2 .

En la Tabla 3.4 tenemos el número de Apneas (AP) y No Apneas (NAP) para los pacientes Pre y Pos CPAP. En la base de entrenamiento (Train) disponemos de un número suficiente de cada clase para caracterizar y entrenar. Tal como se puede apreciar, en los pacientes de Validación (Test) se puede apreciar que la base Pos contiene más NAP que la Pre. A su vez, el número de AP es significativamente menor en Pos que en Pre. Esto es consecuente con el hecho de que los pacientes Pos tienen el CPAP durante la segunda mitad de la noche con lo que el número de apneas en esa pare del sueño se reduce mucho.

Tabla 3.4: Número de Apneas (AP) y No Apneas (NAP) para pacientes Pre y Pos CPAP.

AP/NAP_Pre	Train	Test	AP/NAP_Pos	Train	Test
NAP	2822 (min)	3541 (min)	NAP	2822 (min)	6425 (min)
AP	700 (min)	1103 (min)	AP	700 (min)	479 (min)

Capítulo 4

Extracción de Características y Clasificación

4.1 Introducción

En este capítulo se hará una explicación de las características o parámetros que se pueden obtener de las señales analizadas que, a su vez, fueron extraídas de la base de datos del Hospital Universitario Gran Canaria Dr. Negrín tomando pacientes que ya están siendo tratados de SAHS.

La caracterización de la señal es un paso delicado y sumamente importante en todo el proceso de clasificación ya que si ésta falla las conclusiones extraídas no serían las deseadas. En el problema abordado en este TFG es frente a una clasificación biclase que nos debe dar información de los momentos en que se está produciendo apnea y los momentos en

que no. Es decir, las características que nos interesan han de ser relevantes ante dos eventos, presencia de apnea y no presencia de apnea.

Conviene destacar las propiedades más importantes que deben tenerse en cuenta en el momento de elegir el método de extracción de características para hacer una clasificación con un alto porcentaje de acierto.

- Capacidad discriminante: Indica que los valores numéricos a las características deben ser diferentes para objetos de clases distintas.
- **Incorrelación:** Las características obtenidas para las clases no deben depender estadísticamente entre sí, esto es, su correlación cruzada ha de ser nula.
- Fiabilidad: Ante señales asociadas a eventos de una misma clase siempre se ha de tener información del mismo tipo.
- Rapidez de cálculo: El cálculo de las características deber ser rápido, pues este proceso puede ser clave en sistemas ejecutados en tiempo real.

Existen tres grupos principales de métodos mediante los cuales se pueden obtener características:

- **Temporales:** Se parte de la señal original y se extraen características asociadas a la variación en el tiempo.
- Frecuenciales: Se trabaja con la señal en el dominio transformado de Fourier.
- Transformados: Se parte de características temporales o frecuenciales a las que se le aplican métodos de transformación con la finalidad de mejorar las propiedades descritas.

4.2 Variables Temporales Transformadas

Los parámetros que se aplican a la señal en el dominio del tiempo típicamente son: La media, la desviación típica o la varianza. En este apartado se comenzará por este tipo de variables, que suponen una transformación sencilla de las series temporales.

En apartados posteriores se hará especial mención y uso de nuevos conceptos que parten de una transformación muy elaborada de los datos de partida. Esto se hace en base a su complejidad bien a través del concepto de la entropía de permutación, o bien con la

creación de unas variables simbólicas a través de la cuantificación de unos patrones de dichas variables. Esto es objeto específico de estudio en este TFG.

En la cuantificación de entropía de permutación (Permutation Entropy, PE) e parte de su definición a través de la entropía de Shannon propuesta en la literatura [31, 33], y se generaliza a otras entropías como las de Réyni y Tsallis [32]. Se ha demostrado que la entropía es una herramienta poderosa para el análisis de series temporales, permitiendo describir las distribuciones de probabilidad del estado de un sistema y, por lo tanto, la información codificada en el mismo. La entropía de permutación, tiene la cualidad de la simplicidad, robustez y bajo coste computacional [29], frente a otro tipo de transformaciones no lineales.

Por su parte, la variable simbólica provee una clase de características que transforma una serie temporal en una secuencia de símbolos [34]. Se parte de un alfabeto finito para generar una secuencia que puede ser caracterizada estadísticamente. Para símbolos de 2 estados, la cuantificación de la dinámica simbólica se hace en base a la repetición de unos patrones de símbolos dados y su probabilidad asociada mediante las variables POLVAR. Para símbolos de 4 estados, una medida útil se obtiene a partir de la detección un alto porcentaje de palabras que solamente consisten en parejas dadas de símbolos que se denomina WPSUM.

4.2.1 Media

La media, también llamada promedio o media aritmética [37], comúnmente es un valor característico de una serie de datos que se encuentran bajo estudio a los cuales se les aplica una simple operación matemática que consiste en sumar todos los valores de la señal y dividirla entre el número total de muestras.

Para el caso de este estudio y específicamente en señales eléctricas, la media es un parámetro típico para analizar la componente continua de la señal [11].

$$media \ \tilde{x} = \frac{1}{N} * \left(\sum_{i=1}^{N} x_i \right) \tag{4.1}$$

4.2.2 Desviación típica y varianza

La desviación típica o desviación estándar [39] es una media de dispersión de los datos con respecto al promedio, matemáticamente se define así:

Desviación estándar =
$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} * \sum_{i=1}^{N} (x_i - \tilde{x})^2}$$
 (4.2)

La varianza [38] deriva de la desviación estándar y evidentemente también representa una medida de dispersión de datos, matemáticamente se define así:

$$Varianza = s = \sigma^2 = \frac{1}{N-1} * \sum_{i=1}^{N} (x_i - \tilde{x})^2$$
 (4.3)

Una vez calculada la varianza, y con el objetivo de obtener un margen dinámico más pequeño, de tal manera que los datos no sean muy dispares, se aplican logaritmos.

4.2.3 Entropía de permutación

La detección de los cambios dinámicos cualitativos y cuantitativos en los sistemas complejos, tanto naturales como artificiales, es uno de los problemas más importantes de la física, ingeniería, ciencias económicas, y medicina, donde la detección precisa de las transiciones de un estado normal a un estado anormal puede mejorar el diagnóstico y el tratamiento [29, 30] de un problema dado.

Bandt y Pompe en el 2002 [40] presentaron el concepto de entropía de permutación (PE), como un método análisis que mide la complejidad de series de tiempo. La PE es conceptualmente simple y computacionalmente muy rápido. Estas dos características motivan a explorar si este concepto puede ser utilizado eficazmente para detectar cambios dinámicos en series temporales complejas [30].

A continuación se definirá la PE, se hará una comparación cualitativa entre sus diferentes definiciones y se presentará la aplicación del método, mediante un ejemplo de cálculo numérico detallado.

4.2.3.1 Definición de la medida de entropía

En el contexto de la teoría de la probabilidad, la entropía cuantifica la complejidad de una serie temporal dada, tal que $X = \{x_i\}_{i=1...N}$ [33], donde N es la longitud de la serie temporal. La PE se define a partir de la entropía de Shannon tal como se expresa en (4.4) [32], y es una medida de la incertidumbre en el resultado de un evento en particular.

$$H_{Shannon} = -\sum_{i=1}^{n!} p_i * \log_2 p_i \tag{4.4}$$

Donde n es el orden de permutación y p_i representa la probabilidad de ocurrencia de los posibles patrones de la secuencia en la serie temporal. La entropía de permutación por cada uno de los patrones viene definida por la expresión (4.5). Usando el término (n-1) se normaliza el valor con el fin de comparar varias definiciones de PE, de tal forma que $0 \le h_{Shannon} \le 1$.

$$h_{Shannon} = -\frac{1}{(n-1)} * \sum_{i=1}^{n!} p_i * \log_2 p_i$$
 (4.5)

Alrededor de esta definición, basada en la entropía de Shannon, han surgido otras que se pueden considerar generalizaciones de esta [31]. Rényi presenta una familia de entropías que convergen en una entropía diferencial cuando $\alpha \to 1$, definida en (4.6). A su vez, Tsallis propuso otra familia de entropías que nos puede ser útil y se presenta en (4.7).

Cabe mencionar que la entropía exponencial y la exponencial generalizada fueron presentadas por Campbel, Koski y Persson, para ser aplicada en compresión de datos, Tsallis y la entropía exponencial convergen en una entropía diferencial cuando $\alpha \to 1$ [31].

$$H_{R\acute{e}nyi} = \frac{1}{1-\alpha} * \log(\sum_{i=1}^{N} p_i^{\alpha}) \operatorname{Si} \alpha \neq 1$$
 (4.6)

$$H_{Tsallis} = \frac{1}{1-\alpha} * \left(\sum_{i=1}^{N} p_i^{\alpha} - 1\right) \operatorname{Si} \alpha \neq 1$$
 (4.7)

$$H_{Shannon}$$
 Si $\alpha = 1$

 $H_{Shannon}$ Si $\alpha = 1$

4.2.3.2 Comparativa cualitativa de las definiciones

La entropía de Shannon [32] se puede usar para evaluar la entropía de las distribuciones de densidad de probabilidad alrededor de algunos puntos. Esta noción de entropía se puede generalizar para proporcionar información adicional acerca de la importancia de eventos específicos, como por ejemplo los valores atípicos o eventos raros.

Medidas de entropía definidas con este factor $\sum_{i=1}^{N} p_i^{\alpha}$, dependen del valor de la probabilidad y el valor de α , proporciona control sobre dicho valor de la probabilidad:

- Si α >> 0 la medida es más sensible a los acontecimientos que se producen con frecuencia.
- Si $\alpha << 0$, la medida es más sensible a los acontecimientos que ocurren rara vez.

Partiendo de la definición de Shannon, Constantino Tsallis y Alfred Rényi proponen nuevas definiciones de entropía. Estas propuestas tiene propiedades similares a la entropía de Shannon, cabe destacar:

- Son aditivas.
- Tienen un máximo = $\ln (n)$ para probabilidades pi = 1 / n.

Pero contienen α que representa el grado de sensibilidad a la forma de las distribuciones de probabilidad.

4.2.3.3 Cálculo numérico detallado

Como se ha venido indicando, la PE mide la información basada en que aparezcan o no ciertos patrones de permutación, [33] en el rango de valores de la una serie temporal. Para computar o calcular la PE se debe tener una serie temporal $\{x_i\}$ de longitud N y aplicarle los siguientes pasos:

- 1. Definir el orden de permutación n, esto nos lleva a $\pi_j = 1 \dots n!$. patrones de permutación, n queda definido como $n=1\dots n$.
- 2. Se inicializa i=1, siendo este el índice de la serie temporal que se considera $\{x_i\}$ i=1...N y el contador $z_i=0$, para cada patrón de permutación π_i .

Capítulo 4: Extracción de Características y Clasificación

- 3. Se calcula los valores en cada posición, de la secuencia $x_i, ..., x_{i+n-1}$, los cuales se van almacenando en $r_{i,...,}r_{i+n-1}$, esta nueva secuencia es el valor de cada índice en orden ascendente.
- 4. Se compara lo que se ha obtenido en el paso 3 con todos los patrones de permutación, y se va aumentando el contador $(z_k = z_k + 1)$ si hay patrones iguales $\pi_k = r_{i,\dots,}r_{i+n-1}$.
- Si i ≤ N-n, entonces i=i+1 y se comienza en el paso 3 de nuevo, si i ≥ N-n se va al paso 6.
- 6. Se calcula la frecuencia relativa de todas las permutaciones π_j , por medio de $P'_j = \frac{z_j}{\sum z_k}$, de tal manera que se estima su probabilidad. P_j .
- 7. Se selecciona todos los valores $P'_j > 0$, y se calcula su PE, sin contar símbolos con valor "0".(non zero)

Los siete pasos anteriormente redactados quedarán mejor explicado con un ejemplo numérico como se indica a continuación, y en la ilustración 4.1:

Considere la serie temporal x = [6, 9, 11, 12, 8, 13, 5] con N = 7.

- Paso 1: con n=3, por lo tanto n!=6, se tendrá; $\pi_1=1,2,3; \pi_2=1,3,2; \pi_3=2,1,3;$ $\pi_4=2,3,1; \pi_5=3,1,2; \pi_6=3,2,1.$
- Paso 2: inicializar i=1 y $z_{j=1,\dots,6}=0$.
- Paso 3: el rango de secuencia 6, 9, 11 corresponde con 1, 2, 3.
- Paso 4: es de nuevo igual a π_1 , por lo tanto z_1 , se incrementa y vale1.
- Paso 5 y paso 3: porque i = 1 < 7-3, en los próximos valores 9,11, 12 son seleccionados, y tienen el rango de secuencia 1, 2, 3.
- Paso 4: es igual a π₁, por lo tanto z₁, se incrementa 1, y vale 2, el bucle entre el paso
 3 y 5 se pasa tres veces más y se tiene finalmente, z₁ =2; z₂ = 0; z₃ = 1; z₄ = 2;
 z₅ = 0; y z₆ = 0.
- Paso 6: los valores de los contadores están divididos por sum=5, y se han cargado con $P'_1=2/5$ $P'_2=0$ $P'_3=1/5$ $P'_4=2/5$ $P'_5=0$ y $P'_6=0$.
- Paso 7: en la base de "no cero P_i ", con un orden 3, se obtiene:

 $H_3=-\left(\frac{2}{5}*\log_2\frac{2}{5}+\frac{1}{5}*\log_2\frac{1}{5}+\frac{2}{5}*\log_2\frac{2}{5}\right)\approx 1.5$, por otro lado la entropía de permutación por patrones es $h_3=\frac{H_3}{2}\approx 0.76$

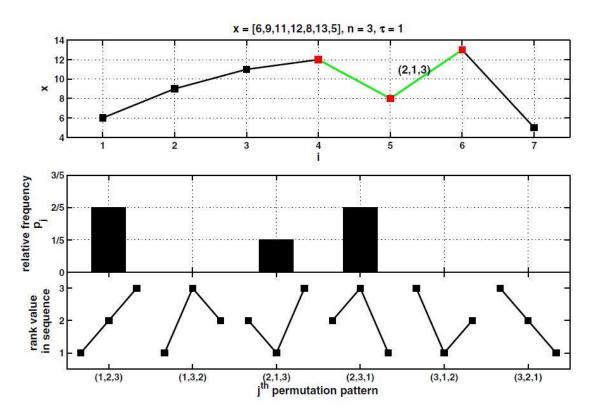


Ilustración 4.1: Ejemplo Gráfico de entropía de permutación.

La aplicación de PE, específicamente en medicina, [33], con diversos valores del orden de permutación n. En los siguientes casos de aplicación se puede ver los valores asociados:

- Aplicada en EEG en estados normales de pacientes, EEG, orden n = 3, 7.
- Aplicada EEG de pacientes anestesiados, orden n = 2 7.
- Aplicada a EEG en pacientes que sufren convulsiones, orden n = 5, 20.
- Aplicada a EEG de pacientes con convulsiones epilépticas, orden n = 3 7.
- Aplicada al ritmo cardíaco normal, orden n = 3 7.
- Aplicada al ritmo cardíaco fetal, orden n = 3.
- Aplicada al análisis de intervalos latido a latido, orden n = 2 18.

4.2.4 Variable dinámica simbólica

Los resultados de clasificación con bioseñales dependen fuertemente de una correcta elección de características, también llamados parámetros o biomarcadores. En esta sección se evalúa el poder de discriminación de los patrones ordinales estadísticos [34].

4.2.4.1 Definición de variable simbólica

La variable simbólica [34] provee una clase de características que transforma una serie temporal, $X = \{x_i\}_{i=1...N}$, en una secuencia de símbolos, $S = \{s_i\}_{i=1...N}$ partiendo de un alfabeto finito. Esta secuencia puede ser caracterizada estadísticamente, nótese que de dos a cuatro símbolos forma una caracterización eficiente para serie de latido a latido.

Un ejemplo de descripción simbólica con dos símbolos que pueden ser "0" y "1", indica diferencias de intervalos intralatidos, definidos por encima o por debajo de un límite dado Δ_{ms} , como se muestra en la expresión (4.8)

$$s_n(x_n) = \begin{cases} 0: |x_n - x_{n-1}| < \Delta_{ms} \\ 1: |x_n - x_{n-1}| \ge \Delta_{ms} \end{cases}$$
 (4.8)

Una característica particular basada en este tipo de secuencia simbólica es POLVARΔ, que estima la probabilidad de ocurrencia de la subsecuencia "000000" o bien "111111", indicando si los latidos presentan una taquicardia o una bradicardia, respectivamente.

En el presente TFG se usará la señal RR, y los valores fijos para Poh_var = "111111", y Pol_var = "000000", así mismo, Δ_{ms} toma valores de 5ms, 10 ms y 20ms. Entre ambos factores se llega a la conclusión de valorar la señal bajo características denominadas POLVAR5, POLVAR10, POLVAR20. Otra definición usando dos símbolos, es aquella presentada por Cysarz, que caracteriza la variabilidad del ritmo cardíaco en pequeñas escalas de tiempo, dando la siguiente secuencia simbólica, definida en la expresión (4.9):

$$s_n(x_n) = \begin{cases} 0: si \ RR_n - RR_{n-1} \ge 0 \\ 1: si \ RR_n - RR_{n-1} < 0 \end{cases}$$
 (4.9)

En este caso también el "0", denota deceleración y el "1", la aceleración del ritmo cardiaco. Como se puede ver, (4.9) es un caso particular de (4.8) cuando $\Delta_{ms} = 0$

Por otro lado, la variable simbólica basada en una cuantificación uniforme con más de dos símbolos fue usada por Porta [41] para la teorización cuantitativa de la información. Esta cuantificación se mostró eficiente para determinar la variabilidad del corazón a corto plazo, siendo aplicada en pacientes con insuficiencia cardíaca congestiva. Wessel [34] muestra otra definición de variable simbólica como la representación de intervalos latido a latido, en series temporales, usando cuatro símbolos, y niveles de cuantificación no uniforme, quedando definida en la expresión (4.10).

$$s_n(x_n) = \begin{cases} 0: \ \mu < X_n \le (1+a) * \mu \\ 1: \ (1+a) * \mu < X_n < \infty \\ 2: \ (1-a) * \mu < X_n \le \mu \\ 3: \ 0 < X_n \le (1-a) * \mu \end{cases}$$
(4.10)

En este caso la transformación en símbolos se obtiene empleando cuatro niveles de cuantificación no uniforme, donde μ es la media de la señal RR, y a es un parámetro que se ha fijado en 0.05 por los autores [34].

Existen varios tipos de cuantificación que caracterizan el resultado de las cadenas de símbolos. En este trabajo se analiza la frecuencia de distribución para palabra de tres símbolos, definido en W=3, aunque existen otros tipos de subsecuencias que se citan el artículo [34]. No obstante, los valores escogidos cumplen son de compromiso, esto es, que la resolución dinámica sea suficiente y una adecuada estimación de la distribución de probabilidad.

Una medida útil para el decrecimiento de la variabilidad del ritmo cardíaco es un alto porcentaje de palabras que solamente consisten en símbolos '0' y '2', que se denomina WPSUM02. Por otro lado, el indicador del incremento de la variabilidad del ritmo cardíaco se denomina WPSUM13 y estima el porcentaje de todas las palabras que contienen símbolos '1' y '3'. Estas herramientas de análisis son las usadas en el presente TFG, para obtener los parámetros adecuados que caractericen la señal electrocardiográfica.

4.3 Variables en frecuenciales transformadas

En este tipo de dominios se, hace una transformación de la señal al dominio de la frecuencia para someterla después a otro tipo de estudio de los parámetros extraídos.

4.3.1 Banco de filtros

Los parámetros extraídos por un banco de filtros o FBANK, por su nombre en inglés Filter Bank, se obtienen a partir del estudio en el dominio frecuencial de la señal [11], para transformar la señal del dominio del tiempo al dominio frecuencial, es necesario aplicarle la transformada de Fourier [35], a la señal de estudio.

La Transformada de Fourier, se puede aplicar a funciones periódicas reales, pero en este caso no se parte de señales analógicas, sino de señales digitalizadas, que se pueden considerar continuas a efectos prácticos, y denominarlas "series temporales", como se ha hecho. La definición de transformada de Fourier (DFT) aplicado a señales digitales se define como [36]:

$$X[k] = \frac{1}{N} * \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-jk\frac{2\pi}{N}n}$$
(4.11)

x[n], es una secuencia de duración finita definida en el intervalo $0 \le n \le N-1$.

$$\frac{1}{N} * |X_N(k)|^2 = \widehat{S_{per}} \left(e^{jk\frac{2\pi}{n}} \right)$$
 (4.12)

Por otro lado, el periodograma es una buena manera de obtener información del espectro de la señal de forma no paramétrica (4.12) y basta con utilizar la transformada rápida de Fourier, es decir la FFT [36].

Tras realizar el periodograma de la señal, se pasa por M filtros, que pueden ser o no equiespeaciados [11], a cuya salida se tiene una estimación de la potencia presente en cada banda, P(M), a la salida de cada filtro le corresponderá la potencia asociada a la banda de la señal que desea pasar. Por lo tanto, se obtendrán tantos parámetros como filtros equiespeaciados se utilicen.

Para tener bajo control el margen dinámicos de valores, a cada uno de los coeficientes obtenidos a las salida del banco de filtros se les aplica logaritmos de tal manera se consigue la compresión del margen dinámico, haciendo de este modo que el proceso de extracción de características sea menos sensible a las variaciones dinámicas. Así, las salidas quedan: $P(M) = \log [P'(m)]$.

4.4 Análisis estadístico de los parámetros

Una vez extraídas las características (o parámetros) de interés es necesario asegurarse de que poseen una buena capacidad discriminante. Dado que unas de las principales aportaciones de este trabajo se basa en el estudio de la aplicación de nuevos métodos de extracción de características, antes de realizar la clasificación, vemos conveniente realizar un estudio estadístico de los nuevos parámetros para comprobar si realmente aportan información discriminante (p.e., [11]). En este apartado exponemos una serie de métodos de análisis de la capacidad discriminante de los nuevos parámetros y determinar si nos permiten encontrar diferencia significativa entre momentos con y sin apnea.

En general para un análisis estadístico se debe tener en cuenta el número de grupos de observaciones a comparar, la naturaleza de las mismas (según se trate de muestras independientes u observaciones repetidas sobre los mismos individuos), el tipo de datos (variables continuas / cualitativas) o su distribución de probabilidad son elementos determinantes a la hora de conocer las técnicas estadísticas que se pueden utilizar.

Debido a la complejidad de las señales que se analizan, tanto la de saturación de oxígeno como, particularmente, la electrocardiográfica (EKG), no es claro que se cumpla el supuesto clásico de normalidad. De hecho, lo normal es que no se cumpla. Por lo tanto, es habitual recurrir a alguna transformación de la variable de interés para simetrizar su distribución (por ejemplo, la transformación logarítmica), o bien justificar el uso de las técnicas habituales recurriendo a su robustez (esto es, su escasa sensibilidad a la ausencia de normalidad).

En lo que se refiere a la aplicación de tests para determinar el tipo de distribución de los datos de interés la teoría está llena de ejemplos ideados para estudiar la normalidad (o gaussianidad) de esos datos [42]. Estos test pueden ser aplicables a la comparación entre las estadísticas de datos empíricos de los que desconocemos sus verdaderas distribuciones. Este

es nuestro caso pues nos preguntaremos si las distribuciones de los parámetros (características) asociados a las clases apnea y no panea, antes y después de un tratamiento, son distribuciones iguales o reflejan diferencias que nos permitan sacar conclusiones acerca del tratamiento. En los apartados que vienen a continuación exponemos dos tipos de gráficos ampliamente usados en el estudio de la naturaleza estadística de los datos de interés, y que nos permitirán dar respuestas a lo que nos preguntamos.

4.4.1 Diagrama de caja (boxplot)

Un Diagrama de caja es un gráfico [44], basado en cuartiles, mediante el cual se visualiza un conjunto de datos. Está compuesto por un rectángulo, la "caja", y dos brazos, los "bigotes". Es un gráfico que suministra información sobre los valores mínimo y máximo, los cuartiles Q1, Q2 o mediana y Q3, y sobre la existencia de valores atípicos y la simetría de la distribución. Primero es necesario encontrar la mediana para luego encontrar los 2 cuartiles restantes, se aprecia en la ilustración 4.2.

Utilidad:

- Proporcionan una visión general de la simetría de la distribución de los datos; si la mediana no está en el centro del rectángulo, la distribución no es simétrica.
- Son útiles para ver la presencia de valores atípicos también llamados outliers.
- Pertenece a las herramientas de la estadística descriptiva. Permite ver como es la dispersión de los puntos con la mediana, los percentiles 25 y 75 y los valores máximos y mínimos.

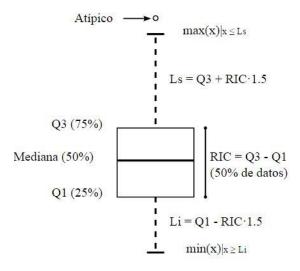


Ilustración 4.2: Diagrama Boxplot.

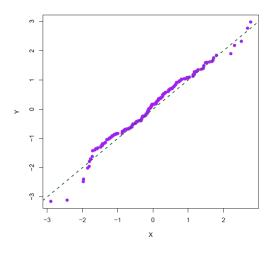
4.4.2 Representaciones Cuantil-Cuantil. Q-Q Plots

Representaciones gráficas Cuantil-Cuantil (Q-Q plot, quantile-quantile plot, en adelante por su acepción en inglés) es un método gráfico para el diagnóstico de diferencias entre la distribución de probabilidad de una población de la que se ha extraído una muestra aleatoria y una distribución usada para la comparación [51,52]. Pueden usarse para comparar las distribuciones inferidas directamente de dos conjuntos de observaciones, donde los tamaños de las muestras sean distintos. Este es nuestro caso pues partimos de conjuntos de observaciones de parámetros asociados a la presencia o ausencia de apnea. Veamos sucintamente cómo se construye una representación de este tipo:

- Para cada distribución (X,Y) se ordena cada elemento de la muestra de menor a mayor.
- Con las observaciones ordenadas convenientemente se construye el gráfico asociado.

Veamos a continuación cómo se interpretan las Q-Q Plot [53]:

1. Distribuciones Iguales o Similares en localización (ilustración 4.3). Si son iguales la representación sigue una línea recta con de pendiente de 45° que parte del origen. Si difieren en la localización se aprecia una recta que no pasa por el origen.



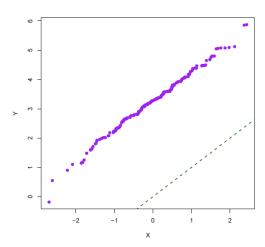


Ilustración 4.3: Distribuciones iguales (izquierda) o similares que difieren en localización (derecha).

2. Distribuciones Similares que difieren en el margen de los valores que toman (ilustración 4.4). En este caso la representación es de tipo lineal con pendiente diferente de 45°.

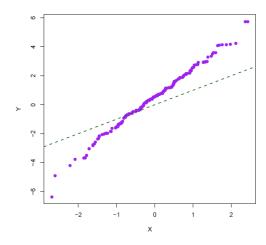


Ilustración 4.4: Distribuciones similares que difieren en el margen de valores

3. Distribuciones con diferente forma, localización y margen de valores (ilustración 4.5). En este caso la representación es de tipo lineal con pendiente diferente de 45°.

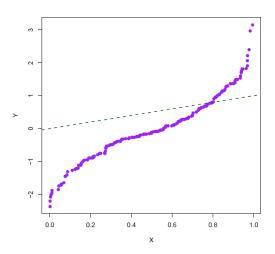


Ilustración 4.5: Distribuciones similares que difieren en el margen de valores

4. Distribuciones concentradas que difieren en las poblaciones de datos en sus colas. En este caso ambas distribuciones están similarmente concentradas entorno a su media o mediana con colas cortas o poco pobladas la una, X, respecto de la otra, Y, (ilustración 4.6 izquierda), o largas o muy pobladas (ilustración 4.6 derecha).

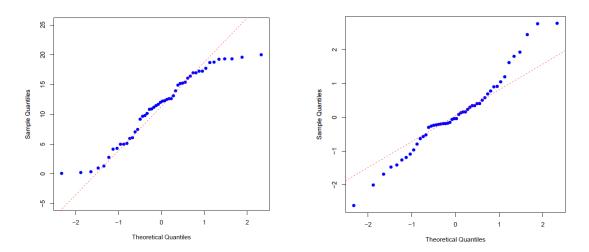


Ilustración 4.6: Distribuciones con colas cortas (izquierda) o largas (derecha).

5. Distribuciones con asimetría o sesgo mutuo. Se distinguen dos casos, asimetría a izquierdas o positiva (ilustración 4.7 izquierda) o a derechas o negativa (ilustración 4.7 derecha). Este tipo da idea de cuan (poco) solapadas están las distribuciones aun en el caso de que compartan localización y margen dinámico.

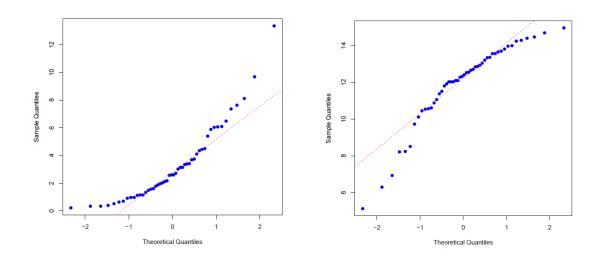


Ilustración 4.7: Distribuciones con asimetría a izquierda o a derecha.

6. Distribuciones con multimodalidad mutua. En este caso se distinguen saltos asociados a subdistribuciones parciales con forma, localización o margen dinámico diferenciados. En la ilustración 4.8 se puede observar un caso de bimodalidad.

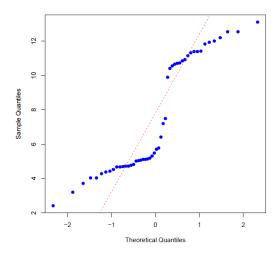


Ilustración 4.8: Distribuciones con bimodalidad.

4.5 Clasificación

En su conjunto, el clasificador es el componente "intelectual" del sistema de reconocimiento automático y la toma de decisión [46]. La función principal del clasificador es relacionar el vector de indicadores informativos con una de las clases, basándose en el criterio de semejanza dado con un grupo de patrones. Estos patrones ya establecidos en el clasificador y correctamente etiquetados, permite discernir qué patrones son más parecidos con la señal que se testea y, posteriormente, vincular a una de las clases establecidas. El objetivo final de un sistema de reconocimiento de patrones es el etiquetar de forma automática elementos de los cuales se desconoce su clase [47].

Todo clasificador tiene dos etapas, aprendizaje y clasificación. El aprendizaje consiste en enseñar al clasificador qué patrón (o patrones) corresponde a qué clases. Por lo tanto, cuanta más variedad de patrones distintos tenga una clase, más importante es realizar un buen aprendizaje, pues más fácil será el acierto del clasificador. Así, el clasificador sabrá qué patrones corresponden a esas clases y acertará en el etiquetado automático de una señal de nueva procedencia. La etapa de clasificación consiste en proporcionar al clasificador nuevos elementos, independientes de los utilizados en el aprendizaje, para que este los etiquete a su clase correspondiente, en la ilustración 4.9 se aprecia un esquema general del modo de trabajo que se sigue.

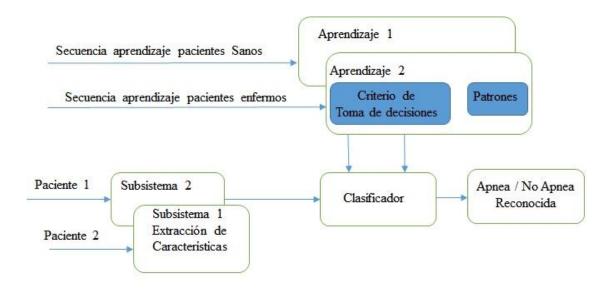


Ilustración 4.9: Esquema general de un clasificador [45].

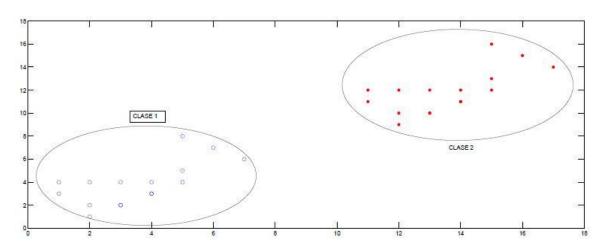


Ilustración 4.10: Ejemplo de distribución de clases [11]

Lo ideal en un clasificador matemático es que los patrones estén claramente diferenciados y puedan ser separados de forma clara, pues así la tasa de acierto será mayor por la simplicidad para discernir entre las diferentes clases. Para ello, es necesario extraer características o patrones discriminantes, como se ha se visto anteriormente. Los patrones de una misma clase presentan cierta variabilidad natural, no obstante, deben estar relativamente cercanos en el espacio de representación, y lejanos respecto a los patrones de otras clases. Esta situación, en un caso ideal, hace que se distingan diferentes agrupamientos en el espacio de representación (véase ilustración 4.10), uno por cada clase considerada y en estos casos es posible asociar regiones disjuntas a cada una de las clases representadas [11].

A continuación, se introducirá el principal clasificador utilizado para el presente TFG. Se describirán sus particularidades y se comentará cómo se ha realizado la selección de características para el clasificador. La librería utilizada en este TFG para poder llevar a cabo la clasificación ha sido la librería PRTools [45].

4.5.1 Introducción a la regresión logística

Un concepto aspecto a tener en cuenta en la elección de un clasificador es el término medio entre la capacidad explicativa del modelo (claridad) y su poder de predicción. En general, conforme aumenta el poder de predicción del modelo baja su capacidad de interpretar el fenómeno objeto de estudio. Es decir, cuanta más precisión se busca en un clasificador, más difícil es interpretar la importancia de las variables en su predicción. Un modelo que aúna un buen poder de predicción con una magnífica interpretación de los resultados es la regresión logística [47], que se ha probado en otros trabajos [11]. Un modelo de regresión lineal tiene la forma.

$$\widehat{Y} = \widehat{\beta_0} + \sum_{j=1}^p X_j \, \widehat{\beta_j} \tag{4.17}$$

Siendo \widehat{Y} la salida a predecir, X un vector de parámetros y $\widehat{\beta}$ un vector de coeficientes. Para simplificar la explicación del modelo, se tomará una única característica del vector X, por lo que los únicos coeficientes $\widehat{\beta}$ serán $\widehat{\beta}_0$ y $\widehat{\beta}_1$, quedando de la forma

$$y = \beta_0 + \beta_1 x \tag{4.18}$$

y se estiman los coeficientes utilizando el criterio de máxima verosimilitud. Si se toman esperanzas a ambos lados de la ecuación, y tras realizar algunas operaciones, se llega a que la probabilidad de pertenecer a una clase u otra (tener en cuenta que la clasificación se realiza de manera biclase: apnea o no apnea) se puede definir de la forma.

$$p_i = \beta_0 + \beta_1 x \tag{4.19}$$

El inconveniente principal de esta formulación es que la p_i debe estar entre cero y uno, y no hay ninguna garantía de que la predicción 4.19 verifique esta restricción, ya que el modelo puede prever probabilidades mayores que la unidad. Esto no es un problema insalvable para clasificar, pero lo es si se quiere interpretar el resultado de la regla de clasificación como una probabilidad de pertenencia a cada población.

Si se quiere que el modelo proporcione directamente la probabilidad de pertenecer a cada uno de los grupos, debemos transformar la variable respuesta de algún modo para garantizar que la respuesta prevista esté entre cero y uno. Si se toma

$$p_i = F(\beta_0 + \beta_1 x) \tag{4.20}$$

Se garantiza que p_i estará comprendido entre 0 y 1 si F cumple esa propiedad. Como se había comentado, el hecho de poder interpretar los resultados era uno de los puntos fuertes para el uso de este clasificador, y esto se puede ver analizando el peso de los coeficientes β . En general, cuanto mayor es el peso, más importancia tendrá esa característica en la predicción [11].

4.5.2 Selección de características

Un proceso básico para cualquier clasificador es la selección de características. Este proceso consiste en seleccionar aquellas variables más discriminantes para la clasificación y desechar aquellas que presenten altas correlaciones o no aporten información para el caso de estudio. Existen varias técnicas para este propósito. En este TFG se ha decidido utilizar la técnica de *sequential forward feature selection*, que consiste en añadir a un vector de características, V, inicialmente vacío, aquellas características que, individualmente, obtienen una mejor tasa de detección. Hemos de precisar que uno de los objetivos que perseguimos en este TFG es probar nuevas características y que esto supone un reto independientemente de que su poder discriminante sea adecuado.

Para ejemplificar el proceso de selección de características, se puede ver la Ilustración 4.5. La función J(x) representa la tasa de mejora en el entrenamiento y las x_i las características.

Cada coeficiente delante de las variables representa el peso de estas sobre la tasa, a mayor peso, mejor tasa proporciona esa variable. En la Ilustración 4.11 únicamente se ha realizado una iteración. Para una mayor precisión, es apropiado repetir este proceso varias veces y, una vez se hayan realizado varias iteraciones, se tendrá una matriz V, de orden Nx p, siendo N el número de iteraciones y p el número de parámetros. Esta matriz hay que analizarla para ver los parámetros que más se repiten en las primeras posiciones (aportan mayor capacidad discriminante) para escogerlas para el proceso de clasificación y desechar aquellas que no están aportando información [11].

Ilustración 4.11: Selección de características.

Tras realizar ese estudio de las características en la matriz, se realiza una etapa de validación cruzada dentro del entrenamiento (o *cross validation*, por su acepción en inglés) que se explica en la sección siguiente, cuya función es la comprobar las tasas de acierto en función del número de características que se escojan., y se comprueba cuál es el número óptimo de variables para escoger [11].

4.5.3 Validación Cruzada

En nuestro trabajo el proceso de entrenamiento se realiza la técnica de validación cruzada. Este procedimiento se suele realizar cuando se tiene una gran cantidad de datos disponibles, pues es una manera de analizar la precisión del entrenamiento. Consiste en separar los datos destinados para entrenar el sistema en dos. Por ejemplo, un 50% de los datos se destinan para el propio entrenamiento y un 50% se destinan a validar. De esta forma, se estaría comprobando que el entrenamiento se está realizando de manera correcta. Este proceso de subdividir la parte destinada a entrenar en dos grupos, se repite varias veces. La separación de datos debe ser realiza de manera aleatoria en cada repetición. La tasa dada en cada iteración de este proceso debería tener poca variabilidad, en un ejemplo con 20

iteraciones y, por lo tanto, 20 subdivisiones de la base de datos destinada a entrenar. Se observa una media de un 75% de tasa de acierto, sin una gran variabilidad en los resultados (p.e., [11]).

4.5.4 Umbral de decisión

Una vez se han determinado los coeficientes (w) y se ha realizado la selección de características, se ha de elegir el umbral por el cual se decide a partir de qué probabilidad se determina que un momento es apneico o no. La probabilidad viene determinada por la expresión 4.20. Para determinar el umbral se suele recurrir a la curva ROC [11].

4.5.4.1 Curva ROC

La curva ROC (Receiver Operating Curve, por su acepción en inglés) es una representación gráfica de la sensibilidad frente a especificidad para un sistema clasificador binario según se varía el umbral de discriminación. La sensibilidad mide la tasa de acierto del sistema en aquellos minutos que, etiquetados por un profesional médico como apnéicos, son diagnosticados por el sistema como tales. La especificidad mide la tasa de acierto del sistema en aquellos minutos que, etiquetados por un profesional médico como no apnea, son diagnosticados por el sistema como tales.

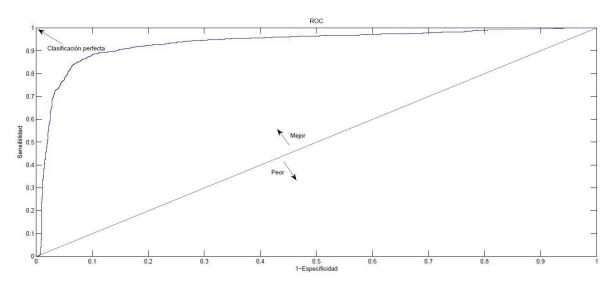


Ilustración 4.12: Ejemplo de curva ROC [11].

Es muy utilizada en medicina para comprobar la precisión de un sistema de clasificación. Un ejemplo de este tipo de curvas se muestra en la ilustración 4.12. El clasificador ideal es aquel que etiqueta a todos los pacientes correctamente con una tasa del

100 %, el cual se encontraría en la esquina superior izquierda de la curva ROC, que es el que aporta una sensibilidad y especificidad del 100 %. El área que encierra la curva (AUC, por *área under curve*) también aporta información del clasificador y cuanto más cercano a 1 sea este valor, más precisión tiene el sistema.

4.5.4.2 Criterio para tomar el umbral

El umbral en este TFG se ha tomado para el punto que en fase de entrenamiento optimiza la cuantificación del sistema, es decir, aquel umbral que, minuto a minuto, da mejores resultados. De esta forma, se puede garantizar que el sistema está en el punto de mayor eficiencia. Existen otros criterios que también son utilizados, como el que maximiza la sensibilidad y especificidad a la vez. Es decir, el umbral que está en el punto más cercano al vértice superior izquierda de la curva ROC.

Capítulo 5

Detección automática del SAHS

5.1 Introducción

Una vez se han analizado las diferentes señales que se pueden utilizar para detectar apneas y/o hipoapneas y las características presentadas en el Capítulo 4.2, en este apartado se analizarán los resultados del sistema sobre el cual se realiza el diagnóstico automático del SAHS. Con la idea de poder extraer conclusiones sobre el uso de CPAP se hacen experimentos en los que se analiza cada paciente antes y después de recibir tratamiento con CPAP.

Antes de continuar, es importante describir algunos de los conceptos que se utilizarán para medir la eficiencia del sistema en términos de clasificación.

• Tasa de cuantificación: Indica la tasa de acierto total del sistema minuto a minuto.

- *Sensibilidad*: Indica la tasa de acierto del sistema en aquellos minutos que, etiquetados por un profesional médico como apnea, son diagnosticados por el sistema como apnea.
- *Especificidad*: Mide la tasa de acierto del sistema en aquellos minutos que, etiquetados por un profesional médico como no apnea, son diagnosticados por el sistema como no apnea.
- *Fiabilidad*. La medimos en término de las Tasas conjuntas de Cuantificación, Sensibilidad y Especificidad. Así, cuanto mayor sean todas, más fiable es nuestro sistema pues mejor se ajusta a lo que los especialistas determinan.

En el apartado 5.2 se muestran los resultados de una análisis estadístico utilizando Diagramas de Cajas y Q-Q Plots. A continuación relacionamos los 13 nuevos parámetros (o características) de los que hacemos una análisis para saber de su potencia en capacidad discriminante están descritas en el apartado 4.2 (capítulo 4). En el apartado 5.2 (5.2.1 y 5.2.2) se presentan resultados en este orden:

- 1. Entropía de Permutación bajo la definición de Shannon.
- 2. Entropía de Permutación bajo la definición de Rényi.
- 3. Entropía de Permutación bajo la definición de Tsallis.
- 4. Variable simbólica que representa dos estados: 0 la diferencia entre intervalos RR consecutivos, en ms, es mayor o igual que 0ms, 1 si es menor, y su clasificación es de POLVAR representando la probabilidad de que se den 6 ceros seguidos (Pol_var).
- 5. Variable simbólica que representa dos estados: 1 la diferencia entre intervalos RR consecutivos, en ms, es mayor o igual que 5ms, 0 si es menor, y su clasificación es de POLVAR representando la probabilidad de que se den 6 ceros seguidos (Pol_var).
- 6. Variable simbólica que representa dos estados: 1 la diferencia entre intervalos RR consecutivos, en ms, es mayor o igual que 10ms, 0 si es menor, y su clasificación es de POLVAR representando la probabilidad de que se den 6 ceros seguidos (Pol_var).
- 7. Variable simbólica que representa dos estados: 1 la diferencia entre intervalos RR consecutivos, en ms, es mayor o igual que 20ms, 0 si es menor, y su clasificación es de POLVAR representando la probabilidad de que se den 6 ceros seguidos (Pol_var).
- 8. Variable simbólica que representa dos estados: 0 la diferencia entre intervalos RR consecutivos, en ms, es mayor o igual que 0ms, 1 si es menor, y su clasificación es de POLVAR representando la probabilidad de que se den 6 unos seguidos (Poh_var).

- 9. Variable simbólica que representa dos estados: 1 la diferencia entre intervalos RR consecutivos, en ms, es mayor o igual que 5ms, 0 si es menor, y su clasificación es de POLVAR representando la probabilidad de que se den 6 unos seguidos (Poh_var).
- 10. Variable simbólica que representa dos estados: 1 la diferencia entre intervalos RR consecutivos, en ms, es mayor o igual que 10ms, 0 si es menor, y su clasificación es de POLVAR representando la probabilidad de que se den 6 unos seguidos (Poh_var).
- 11. Variable simbólica que representa dos estados: 1 la diferencia entre intervalos RR consecutivos, en ms, es mayor o igual que 20ms, 0 si es menor, y su clasificación es de POLVAR representando la probabilidad de que se den 6 unos seguidos (Poh_var).
- 12. Variable simbólica por la definición de Wessel, y su clasificación es de WPSUM02.
- 13. Variable simbólica por la definición de Wessel, y su clasificación es de WPSUM13.

Antes de exponer los resultados de clasificación, veamos algunos detalles de interés que nos ayudarán a hacer un análisis de los mismos. Como se comentó en el capítulo 3, los pacientes tienen como mínimo 3h de sueño y un máximo de 8h, para considerar válidas las señales extraídas. Por otro lado, para el sistema es imposible determinar una IAH a cada paciente, pues se recuerda que este parámetro viene definido por hora de sueño, y en este sistema no se conoce cuándo está durmiendo el paciente y cuando no lo hace. Para subsanar este hecho, se decide diagnosticar como pacientes patológicos a aquellos pacientes que tienen apneas en más de un 16% de los minutos sobre el tiempo total registrado, y como pacientes sanos a aquellos que tienen menos de un 16%, que corresponde con un IAH de 10.

En el apartado 5.3 presentamos los resultados obtenidos con diferentes combinaciones de parámetros. El criterio seguido es barrer todas las fuentes de información básica de que disponemos, EKG a través de las señales RR y SaO2, y sobre ellas aplicar combinaciones de parámetros útiles en la clasificación de minutos de apnea/no-apnea. Además, nos basamos en el estudio estadístico del apartado anterior para tener una primera idea sobre lo esperable de cada uno de los nuevos parámetros, los obtenidos de la permutation entropy y los de dinámica simbólica.

La relación de experimentos que presentaremos en el apartado 5.3 es como sigue, donde FBANK se refiere a una parametrización por Banco de Filtros (34 en todos los experimentos) como la descrita en el apartado 4.3:

- 1. Señal origen, Saturación. Parámetros, FBANK más dos nuevos parámetros (la varianza de la señal en los 5 minutos y en el minuto central). Es lo que denominamos "FBank y varianza de SaO_2 ".
- 2. Señal origen, RR. Parámetros, FBANK más uno de los 13 nuevos parámetros en experimentos individuales. Es lo que denominaremos "FBank y 1 característica.
- 3. Señales origen, RR y Saturación. Parámetros: Combinación de los dos apartados anteriores (1 y 2).
- 4. Señal origen, RR. Parámetros, FBANK más los 13 nuevos parámetros en un solo experimento.
- 5. Señal origen, Saturación. Parámetros, FBANK más los 13 nuevos parámetros en un solo experimento.
- 6. Señales origen, RR y Saturación. Parámetros: Combinación de los dos apartados anteriores (4 y 5).
- 7. Señal origen, RR. Parámetros, solo los 13 nuevos parámetros.

5.2 Análisis estadístico de los nuevos parámetros

En el apartado 4.4 introdujimos el interés de los gráficos basados en los Diagramas de Cajas y los basados en Q-Q Plots. En este apartado vamos a aplicarlos para hacer hipótesis acerca de si pueden servir para discriminar entre apnea y no apnea, y discriminar entre las señales antes y después de que los pacientes reciban tratamiento con CPAP.

5.2.1 Análisis basado en un Diagrama de Cajas

En las ilustraciones 5.1 y 5.2 el eje horizontal representa '1' No Panea y '2' Apnea. De izquierda a derecha y de arriba hacia abajo se representan los diagramas de cajas según el orden expresado en el apartado anterior al relacionar los 13 nuevos parámetros.

Una inspección visual rápida de las ilustraciones 5.1 y 5.2 nos muestra un solape generalizado de las cajas correspondientes a Apnea y No Apnea.

La principal conclusión que sacamos es que los Diagramas de Cajas dan a entender que por sí solos estos parámetros no parecen tener mucho poder discriminante.

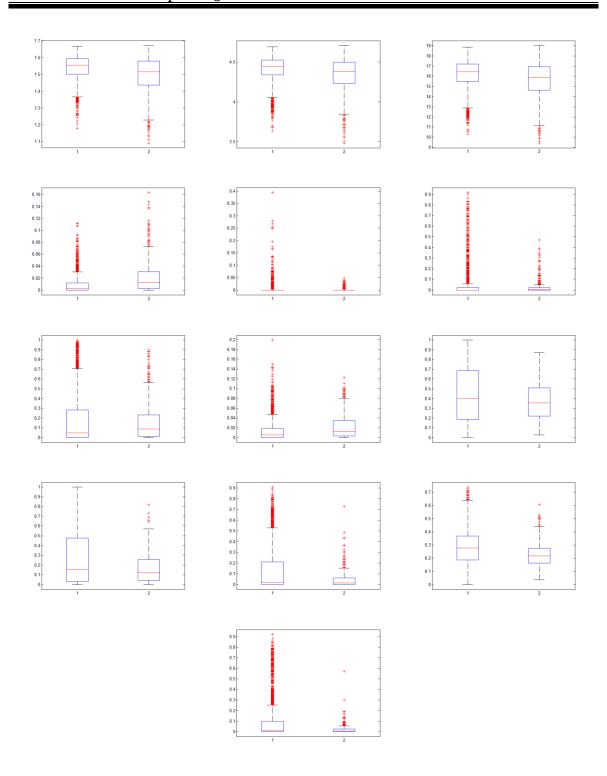


Ilustración 5.1: Diagrama de cajas para los 13 nuevos parámetros, Pre_CPAP

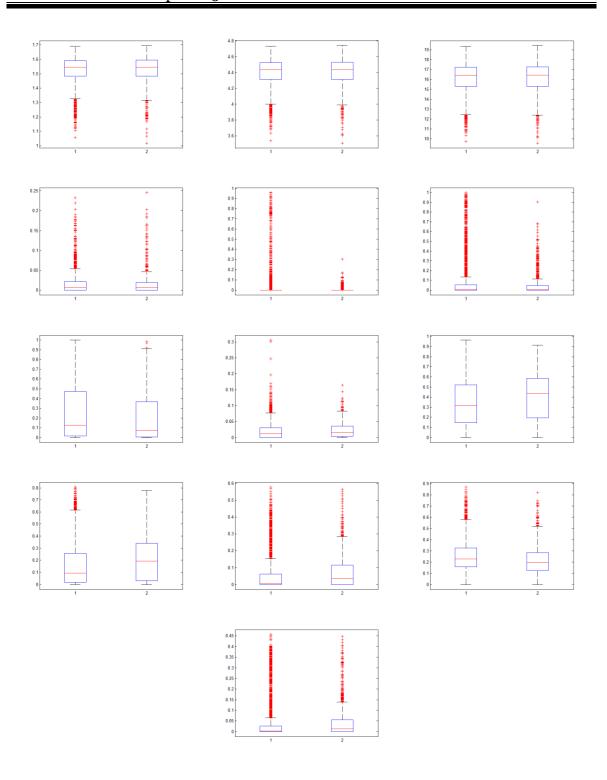


Ilustración 5.2: Diagrama de cajas para los 13 nuevos parámetros, Pos_CPAP

5.2.1 Análisis basado en Q-Q Plots

En las ilustraciones 5.3 y 5.4, de izquierda a derecha y de arriba hacia abajo se representan las gráficas Q-Q según el orden expresado en el apartado anterior al relacionar los 13 nuevos parámetros. Para hacer una valoración tomaremos las interpretaciones de las Q-Q expuestas en el apartado 4.4.2.

Una inspección visual detallada de las ilustraciones 5.3 y 5.4 nos muestra lo siguiente:

- 1. Tanto para Pos como particularmente para Pre, los parámetros basados en Permutation Entropy (PE) muestran características iguales o similares. No se puede concluir que por sí solos tengan marcado poder discriminante.
- 2. Las variables simbólicas, tanto en las secuencias de 6 ceros como de unos, manifiestan en general un prometedor poder discriminante. No obstante hay algunos casos en los que una línea recta en la gráfica da a entender poco poder. Estas valoraciones son comunes para Pre y Pos.
- 3. Las variables simbólicas basadas en una cuantificación de Wessel ofrecen resultados dispares. Si bien WPSUM13 muestra buen potencial discriminante WPSUM13 no lo hace. Esto es común para pacientes Pre y Pos

La principal conclusión que sacamos es que los gráficos Q-Q son más orientativos que los Diagramas de Cajas. Además, las Q-Q permiten una mejor valoración a mostrar con más claridad los márgenes dinámico de las características y us relación mutua.

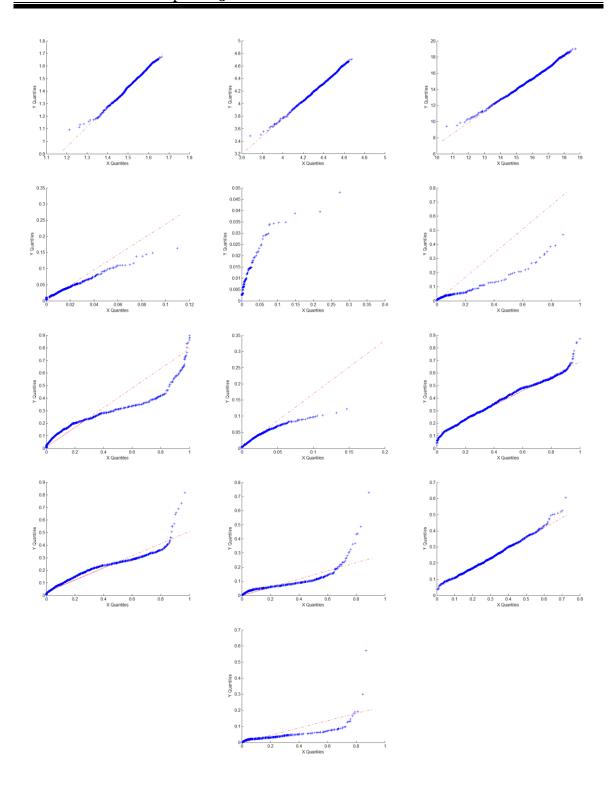


Ilustración 5.3: Representación Q-Q para los 13 nuevos parámetros, Pre_CPAP

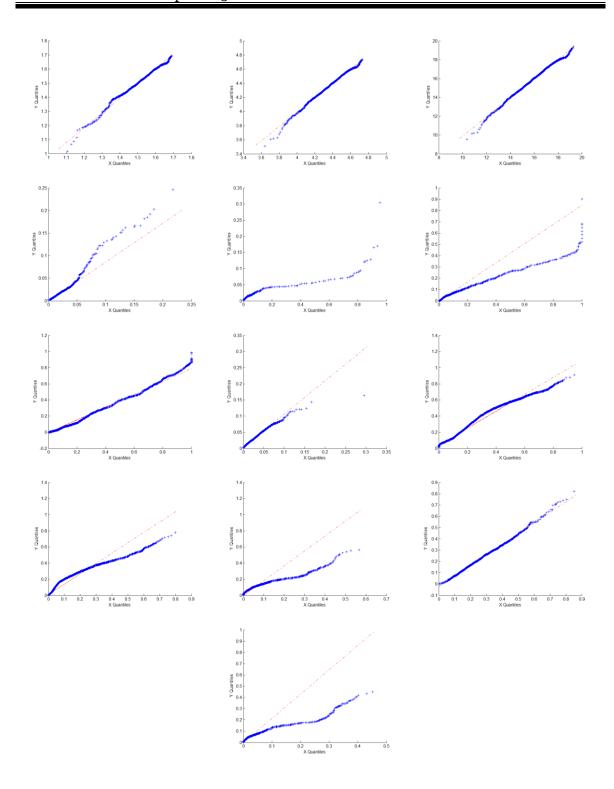


Ilustración 5.4: Representación Q-Q para los 13 nuevos parámetros, Pos_CPAP.

5.3 Resultados de cuantificación

5.3.1 Saturación de oxígeno en sangre. Parametrización: FBank y varianza de SaO_2 .

En estos experimentos la señal de origen es la saturación. Se parametriza con FBANK y al vector de características se le añaden dos nuevos parámetros: la varianza de la señal en los 5 minutos bajo análisis y en el minuto central. Tomamos esta señal y su parametrización a modo de referencia pues en estudios anteriores [11, 12, 13] es una de las que mejores resultados nos da. Omitimos datos de clasificación pues no es objeto de este TFG hacer una comparativa numérica.

En la Tabla 5.1 podemos ver los resultados. De una inspección podeos obtener los siguientes resultados:

- Antes del tratamiento esta parametrización tiene unos valores de cuantificación bastante bajos.
- Después del tratamiento con CPAP los resultados de cuantificación mejoran notablemente, especialmente por una mejora de la Especificidad aunque a costa de una peor Sensibilidad.
- El valor de sensibilidad Pos es bajo. Este dato no debe extrañar ya que en este caso las Apneas son escasas ya que los pacientes tienen CPAP durante la segunda mitad de la noche.
- En términos de fiabilidad los resultados son mejores para pacientes Pos que para Pre.

Tablas 5.1: Resultados del sistema de clasificación para SaO_2 con FBank y varianza, Pre_CPAP y Pos_CPAP

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Varianza
Sensibilidad (%)	54,15
Especificidad (%)	68,69
Tasa de cuantificación (%)	65,19

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Varianza
Sensibilidad (%)	14,34
Especificidad (%)	92,72
Tasa de cuantificación (%)	86,23

5.3.2 Señal o serie RR. Parametrización: FBank y 1 característica.

En estos experimentos la señal de origen es la RR. Se parametriza con FBANK más uno de los nuevos parámetros basados en la Permutation Entropy (PE) y Variables Simbólicas (VS).

Para las parametrizaciones a partir de la señal RR, tomaremos como referencia la cuantificación obtenida para FBANK sin las nuevas características. En la siguiente tabla se dan los datos.

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	FBANK
Sensibilidad (%)	11,79
Especificidad (%)	88,13
Tasa de cuantificación (%)	69,87

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	FBANK
Sensibilidad (%)	6,30
Especificidad (%)	90,98
Tasa de cuantificación (%)	85,48

De una inspección de los resultados presentados en las ilustraciones 5.5 y 5.6, desglosados en las tablas 5.2 podemos sacar las siguientes apreciaciones:

- En general la Sensibilidad se mantiene en valores bajos para los nuevos parámetros, lo cual es indicativo que los nuevos parámetros por sí solo no ofrecen buenos resultados de detección de apneas. Esto es más significativo para los pacientes Pos.
- En general la Especificidad es alta y en la mayoría de nuevos parámetros mejora con los pacientes Pos.
- En todos los casos la Tasa de cuantificación mejora con los pacientes Pos de la mano de la Especificidad, esto es, la detección de episodios de No Apnea.

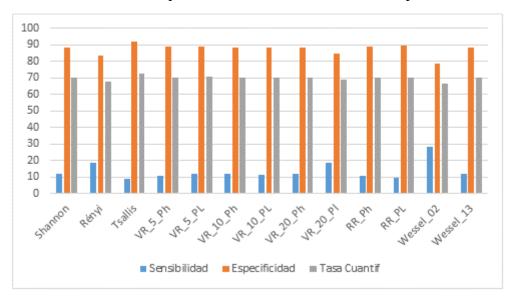


Ilustración 5.5: Gráfico de resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y 1 característica, Pre_CPAP

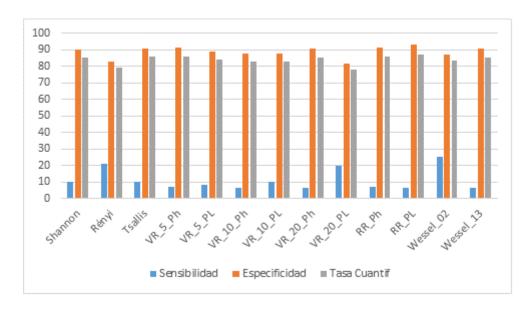


Ilustración 5.6: Gráfico de resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y 1 característica, Pos_CPAP

Tablas 5.2: Resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y 1 característica, Pre_CPAP y Pos_CPAP

NOTA: Nº de características = 1 significa que a FBANK se añade 1 de las nuevas según el tipo expuesto.

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Shannon
Sensibilidad (%)	11,84
Especificidad (%)	88,09
Tasa de cuantificación (%)	69,86

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Rényi
Sensibilidad (%)	18,39
Especificidad (%)	83,46
Tasa de cuantificación (%)	67,90

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Tsallis
Sensibilidad (%)	8,87

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Shannon
Sensibilidad (%)	10,22
Especificidad (%)	90,25
Tasa de cuantificación (%)	85,05

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Rényi
Sensibilidad (%)	21,04
Especificidad (%)	83,08
Tasa de cuantificación (%)	79,05

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Tsallis
Sensibilidad (%)	10,22

Especificidad (%)	92,18
Tasa de cuantificación (%)	72,27

Especificidad (%)	90,89
Tasa de cuantificación (%)	85,65

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_5ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	10,83
Especificidad (%)	89,12
Tasa de cuantificación (%)	70,41

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_5ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	7,13
Especificidad (%)	91,30
Tasa de cuantificación (%)	85,84

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_5ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	11,88
Especificidad (%)	88,85
Tasa de cuantificación (%)	70,45

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_5ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	8,32
Especificidad (%)	89,08
Tasa de cuantificación (%)	83,84

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_10ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	11,79
Especificidad (%)	88,12
Tasa de cuantificación (%)	69,87

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_10ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	6,30
Especificidad (%)	90,98
Tasa de cuantificación (%)	85,48

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_10ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	11,38
Especificidad (%)	88,21
Tasa de cuantificación (%)	69,84

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_10ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	9,98
Especificidad (%)	87,82
Tasa de cuantificación (%)	82,77

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_20ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	11,79
Especificidad (%)	88,12
Tasa de cuantificación (%)	69,87

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_20ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	18,48
Especificidad (%)	84,50
Tasa de cuantificación (%)	68,72

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Inter_RR
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	10,83
Especificidad (%)	89,12
Tasa de cuantificación (%)	70,41

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Inter_RR
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	9,42
Especificidad (%)	89,24
Tasa de cuantificación (%)	70,16

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_20ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	6,30
Especificidad (%)	90,98
Tasa de cuantificación (%)	85,48

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_20ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	19,85
Especificidad (%)	81,79
Tasa de cuantificación (%)	77,77

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Inter_RR
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	7,13
Especificidad (%)	91,30
Tasa de cuantificación (%)	85,84

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Inter_RR
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	6,53
Especificidad (%)	92,93
Tasa de cuantificación (%)	87,32

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1

Tipo de característica	Wessel
Tipo de secuencia	WPSUM02
Sensibilidad (%)	28,23
Especificidad (%)	78,36
Tasa de cuantificación (%)	66,38

Tipo de característica	Wessel
Tipo de secuencia	WPSUM02
Sensibilidad (%)	25,20
Especificidad (%)	87,32
Tasa de cuantificación (%)	83,29

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Wessel
Tipo de secuencia	WPSUM13
Sensibilidad (%)	11,79
Especificidad (%)	88,12
Tasa de cuantificación (%)	69,87

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Wessel
Tipo de secuencia	WPSUM13
Sensibilidad (%)	6,30
Especificidad (%)	90,98
Tasa de cuantificación (%)	85,48

5.3.3 Combinación de ambas (RR y SaO_2). Parametrización: Con RR FBank y 1 característica. Con saturación FBANK y 2 varianzas

En estos experimentos las señales de origen son RR y saturación. Para RR se parametriza con FBANK más uno de los nuevos parámetros basados en la Permutation Entropy (PE) y Variables Simbólicas (VS). Para saturación se parametriza solo con la varianza en el minuto central y en toda la ventana de análisis.

De una inspección de los resultados presentados en las ilustraciones 5.7 y 5.8, desglosados en las tablas 5.3 podemos sacar las siguientes apreciaciones:

- La conjunción de parámetros extraídos de las señales RR y saturación da lugar a una mejora generalizada de la fiabilidad a todos los niveles. Esto visto respecto de los casos de los apartados 5.3.1 y 5.3.2.
- En general la Sensibilidad es alta para pacientes Pre y baja para Pos.
- En general la Especificidad es alta y en la mayoría de nuevos parámetros, y mejora notablemente con los pacientes Pos.
- En todos los casos la Tasa de cuantificación mejora con los pacientes Pos de la mano de la Especificidad, esto es, la detección de episodios de No Apnea.

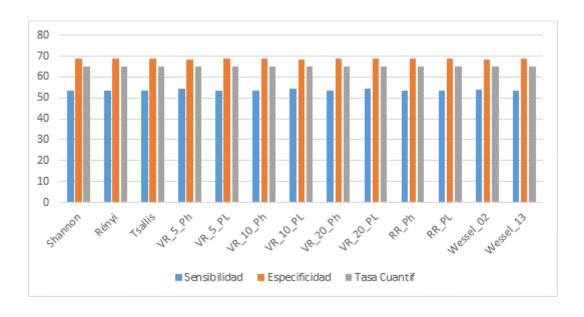


Ilustración 5.7: Gráfico de resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y SaO2, Pre_CPAP

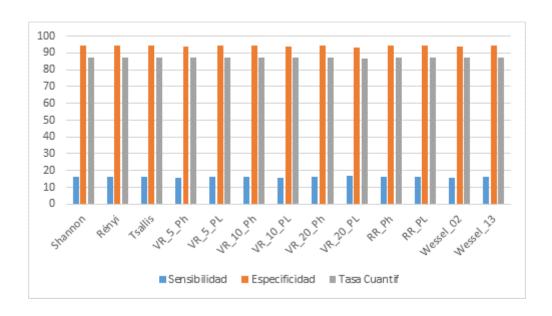


Ilustración 5.8: Gráfico de resultados del sistema de clasificación para RR con FBank y SaO2, Pos_CPAP

Tablas 5.3: Resultados del sistema de clasificación para RR y **SaO**₂ con FBank y otras características, Pre_CPAP y Pos_CPAP

NOTA: Nº de características = 1 significa que a FBANK se añade 1 de las nuevas según el tipo expuesto.

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Shannon
Sensibilidad (%)	53,50
Especificidad (%)	68,64
Tasa de cuantificación (%)	65,02

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Shannon
Sensibilidad (%)	16,18
Especificidad (%)	94,27
Tasa de cuantificación (%)	87,22

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Rényi
Sensibilidad (%)	53,50
Especificidad (%)	68,64
Tasa de cuantificación (%)	65,02

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Rényi
Sensibilidad (%)	16,18
Especificidad (%)	94,27
Tasa de cuantificación (%)	87,22

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Tsallis
Sensibilidad (%)	53,50
Especificidad (%)	68,64
Tasa de cuantificación (%)	65,02

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Tsallis
Sensibilidad (%)	16,18
Especificidad (%)	94,27
Tasa de cuantificación (%)	87,22

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_5ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	54,28
Especificidad (%)	68,52
Tasa de cuantificación (%)	65,21

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_5ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	15,85
Especificidad (%)	94,13
Tasa de cuantificación (%)	87,06

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41

Nº de características	1
Tipo de característica	VS_5ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	53,50
Especificidad (%)	64,64
Tasa de cuantificación (%)	65,02

Nº de características	1
Tipo de característica	VS_5ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	16,81
Especificidad (%)	94,27
Tasa de cuantificación (%)	87,22

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_10ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	53,50
Especificidad (%)	68,64
Tasa de cuantificación (%)	65,02

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_10ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	16,18
Especificidad (%)	94,27
Tasa de cuantificación (%)	87,22

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_10ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	54,28
Especificidad (%)	68,52
Tasa de cuantificación (%)	65,12

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_10ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	15,85
Especificidad (%)	94,13
Tasa de cuantificación (%)	87,06

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_20ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	53,50
Especificidad (%)	68,64
Tasa de cuantificación (%)	65,02

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_20ms
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	16,18
Especificidad (%)	94,27
Tasa de cuantificación (%)	87,22

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_20ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	54,18
Especificidad (%)	68,59

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	VS_20ms
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	16,82
Especificidad (%)	93,52

Tasa de cuantificación (%) 65,15

Tasa de cuantificación (%) 86,59

BBDD Pre CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Inter_RR
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	53,50
Especificidad (%)	68,64
Tasa de cuantificación (%)	65,02

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Inter_RR
Tipo de secuencia	Poh_var
Sensibilidad (%)	16,18
Especificidad (%)	94,27
Tasa de cuantificación (%)	87,22

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Inter_RR
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	53,50
Especificidad (%)	68,64
Tasa de cuantificación (%)	65,02

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Inter_RR
Tipo de secuencia	Pol_var
Sensibilidad (%)	16,18
Especificidad (%)	94,27
Tasa de cuantificación (%)	87,22

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Wessel
Tipo de secuencia	WPSUM02
Sensibilidad (%)	54,09
Especificidad (%)	68,51
Tasa de cuantificación (%)	65,06

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Wessel
Tipo de secuencia	WPSUM02
Sensibilidad (%)	15,85
Especificidad (%)	94,08
Tasa de cuantificación (%)	87,01

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Wessel
Tipo de secuencia	WPSUM13
Sensibilidad (%)	53,50
Especificidad (%)	68,64
Tasa de cuantificación (%)	65,02

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	1
Tipo de característica	Wessel
Tipo de secuencia	WPSUM13
Sensibilidad (%)	16,18
Especificidad (%)	94,27
Tasa de cuantificación (%)	87,22

5.3.4. Señal o serie RR. Parametrización: FBank +PE+VS.

En estos experimentos la señal de origen es la RR. Se parametriza con FBANK y al vector de características se le añaden los 13 nuevos parámetros basados en la Permutation Entropy (PE) y Variables Simbólicas (VS).

En la Tabla 5.4 podemos ver los resultados. De una inspección podeos obtener los siguientes resultados:

- Antes del tratamiento esta parametrización tiene unos valores de cuantificación relativamente altos.
- Después del tratamiento con CPAP los resultados de cuantificación mejoran aunque no de forma muy significativa.
- El valor de sensibilidad Pos es relativamente bajo bajo. Este dato no debe extrañar ya que en este caso las Apneas son escasas ya que los pacientes tienen CPAP durante la segunda mitad de la noche.
- En términos de fiabilidad los resultados son mejores para pacientes Pos que para Pre.

Tablas 5.4: Resultados del sistema de clasificación para RR con FBank, Entropía de permutación y Variable simbólica, Pre_CPAP y Pos_CPAP

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	47
Tipo de característica	FBank +PE+VS
Sensibilidad (%)	29,19
Especificidad (%)	79,72
Tasa de cuantificación (%)	67,72

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	47
Tipo de característica	FBank +PE+VS
Sensibilidad (%)	30,06
Especificidad (%)	80,99
Tasa de cuantificación (%)	77,46

5.3.5 Combinación de ambas (RR y *SaO*₂). Parametrización: Con RR FBank +PE+VS. Con saturación FBANK y 2 varianzas.

En estos experimentos las señales de origen son RR y saturación. Se parametriza con FBANK para ambos tipos de señales, y al vector de características a partir de RR se le añaden los 13 nuevos parámetros basados en la Permutation Entropy (PE) y Variables Simbólicas (VS).

En la Tabla 5.5 podemos ver los resultados. De una inspección podeos obtener los siguientes resultados:

• Antes del tratamiento esta parametrización tiene unos valores de cuantificación relativamente altos.

- Después del tratamiento con CPAP los resultados de cuantificación mejoran de forma significativa.
- El valor de sensibilidad Pos es significativamente bajo. Este dato no debe extrañar ya que en este caso las Apneas son escasas ya que los pacientes tienen CPAP durante la segunda mitad de la noche.
- En términos de fiabilidad los resultados son claramente mejores para pacientes Pos que para Pre.

Tablas 5.5: Resultados del sistema de clasificación para RR y SaO_2 con FBank, Entropía de permutación y Variable simbólica, Pre_CPAP y Pos_CPAP

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	86
Tipo de característica	FBank +PE+VS
Sensibilidad (%)	52,58
Especificidad (%)	70,05
Tasa de cuantificación (%)	65,87

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	86
Tipo de característica	FBank +PE+VS
Sensibilidad (%)	16,20
Especificidad (%)	94,45
Tasa de cuantificación (%)	86,91

5.3.6 Señal o serie RR. Parametrización: PE+VS.

En estos experimentos la señal de origen es la RR. Se parametriza con los 13 nuevos parámetros basados en la Permutation Entropy (PE) y Variables Simbólicas (VS).

En la Tabla 5.6 podemos ver los resultados. De una inspección podeos obtener los siguientes resultados:

- Antes del tratamiento esta parametrización tiene unos valores de cuantificación relativamente altos, sobre todos de Especificidad.
- Después del tratamiento con CPAP los resultados de cuantificación mejoran de forma significativa en Tasa global y Especificidad pero empeoran en Sensibilidad.
- El valor de sensibilidad Pos es significativamente bajo. Este dato no debe extrañar ya que en este caso las Apneas son escasas ya que los pacientes tienen CPAP durante la segunda mitad de la noche.
- En términos de fiabilidad los resultados son mejores para pacientes Pos que para Pre.

Tablas 5.6: Resultados del sistema de clasificación para RR, con Entropía de permutación y Variable simbólica, Pre_CPAP y Pos_CPAP

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	13
Tipo de característica	PE+VS
Sensibilidad (%)	19,94
Especificidad (%)	84,83
Tasa de cuantificación (%)	69,42

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	13
Tipo de característica	PE+VS
Sensibilidad (%)	9,81
Especificidad (%)	92,3
Tasa de cuantificación (%)	86,58

5.3.7 Combinación de ambas (RR y SaO₂). Parametrización: PE+VS.

En estos experimentos las señales de origen son RR y saturación. Con RR se parametriza con los 13 nuevos parámetros basados en la Permutation Entropy (PE) y Variables Simbólicas (VS). Con la saturación solo usamos FBANK y las varianzas en los minutos centrales y para todo el segmento bajo análisis.

En la Tabla 5.7 podemos ver los resultados. De una inspección podeos obtener los siguientes resultados:

- Antes del tratamiento esta parametrización tiene unos valores de cuantificación relativamente bajos.
- Después del tratamiento con CPAP los resultados de cuantificación mejoran de forma significativa en Tasa global y Especificidad pero empeoran en Sensibilidad.
- El valor de sensibilidad Pos es significativamente bajo. Este dato no debe extrañar ya que en este caso las Apneas son escasas ya que los pacientes tienen CPAP durante la segunda mitad de la noche.
- En términos de fiabilidad los resultados son mejores para pacientes Pos que para Pre.

Tablas 5.7: Resultados del sistema de clasificación para RR y **Sa**₂ con, Entropía de permutación y Variable simbólica, Pre_CPAP y Pos_CPAP

BBDD Pre_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	49
Tipo de característica	PE+VS
Sensibilidad (%)	52,76
Especificidad (%)	69,45
Tasa de cuantificación (%)	65,45

BBDD Pos_CPAP	
Nº de pacientes validación	41
Nº de características	49
Tipo de característica	PE+VS
Sensibilidad (%)	16,20
Especificidad (%)	94,31
Tasa de cuantificación (%)	86,78

5.4 Conclusiones con la base de datos de HuGCDN2015.

Las conclusiones de este capítulo las dividimos en dos grandes apartados. Por un lado las representaciones basadas en Diagramas de Cajas y las Q-Q como herramientas de análisis sobre el poder discriminante de las características extraídas. Por otro lado, los resultados de cuantificación.

1. Diagramas de representación. Las representaciones Q-Q ofrecen mejores potencialidades de análisis que los Diagramas de Cajas.

2. Cuantificación:

- Usar la saturación da mejores resultados que la RR.
- Combinar parámetros de saturación y RR mejora los resultados.
- El uso de los nuevos parámetros añadidos de forma individual a FBANK de los RR mejora los resultados en términos de fiabilidad si bien no es una mejora muy significativa salvo en pacientes Pos.
- Si se usan todos los nuevos parámetros las tasas mejoran de forma generalizada, tanto si se añaden a FBANK de RR o saturación como si se usan sin estos.

Cabe destacar que hemos conseguido unas parametrizaciones que ingreads en el sistema de cuantificación ofrecen unos resultados muy buenos con pacientes Pos, esto es, paciente a los que se hace un seguimiento acerca de cuan bueno les resulta un tratamiento con CPAP.

Bibliografía

A continuación se presentará a bibliografía utilizada el presente trabajo de fin de grado.

[1] U.S. Department of Health and Human Services, "¿Qué es la apnea del sueño?", 20 de Septiembre de 2012, [online].

Disponible: http://www.nhlbi.nih.gov/health-spanish/health-topics/temas/sleep_apnea Fecha de consulta: 12/06/2015.

[2] Terapia CPAP, 2015, [online].

Disponible: http://terapiacpap.com/que-es-la-apnea-del-sueno/

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[3] Universidad Católica de Chile, "Síndrome de apneas obstructivas del sueño", [online]. Disponible: http://escuela.med.puc.cl/publ/Aparatorespiratorio/57ApneaSueno.html Fecha de consulta: 12/06/2015.

[4] Dr. Jorquera J., Dra. Murillo Berdeja L., "Síndrome de apnea – Hipoapnea obstructiva del sueño", [online].

Disponible: http://publicacionesmedicina.uc.cl/TemasMedicinaInterna/apnea.html

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[5] Dra. Contreras A., (2009), "Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño, diagnóstico y tratamiento", Rev. Med. Clin. Condes, 20(4) 458-469, 2009 [online],

Disponible:

http://www.clc.cl/Dev_CLC/media/Imagenes/PDF%20revista%20m%C3%A9dica/2009/4 %20julio/458_APNEA_OBSTRUCTIVA-10.pdf

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[6] Sociedad Española de Sueño, "Día mundial del sueño", Marzo de 2015 [online].

Disponible: http://www.ses.org.es/dms.html

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[7] Corporación de medios Andalucía S.A., "Millones de españoles padecen apnea del sueño", Diciembre 2010 [online].

Disponible: http://salud.ideal.es/neumologia-y-terapias-respiratorias/639-millones-deespanoles-padecen-apnea-del-sueno.html

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[8] Lloberes P., Durán-Cantolla J., Martínez-García M.A., Marín J. M., Ferrer A., Corralf J., Masaf J.F., Parra O., Alonso-Álvarez M. L. y Terán-Santos J., "Diagnóstico y tratamiento del síndrome de apneas-hipopneas del sueño", Arch Bronconeumol Vol. 47 (3):143-156, Marzo 2011, [online].

Disponible: http://www.archbronconeumol.org/es/diagnostico-tratamiento-del-sindromeapneas-hipopneas/articulo/90001652/#t0015

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[9] Carrillo Alduenda, J.L, Arredondo del Bosque F.M, Reyes Zúñiga M, Castorena Maldonado A, Vázquez García J.C., Torre-Bouscoulet L, (2010), "Síndrome de apnea obstructiva del sueño en población adulta", Neumol Cir Torax Vol. 69 - Núm. 2:103-11, Abril-Junio 2010 [online].

Disponible: http://www.medigraphic.com/pdfs/neumo/nt-2010/nt102h.pdf

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[10] Ravelo G. Antonio G., "Procesado de señales fisiológicas para el estudio del sueño humano", Navarro M. Juan L., Yguacel Eugenio J., Trabajo fin de carrera, Universidad de

las Palmas de Gran Canaria, 2003.

Disponible: http://bibmdc.ulpgc.es/cdm/ref/collection/POSTULPGC/id/2281

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[11] Ubay Casanova Blancas, "Sistema de Diagnóstico Aplicado a la Detección de la Apnea

Obstructiva del Sueño Mediante Poligrafía", Titulación: Ingeniero de Telecomunicación.

Tutores: Antonio G. Ravelo G., Juan L. Navarro Mesa. Proyecto Fin de Carrera. Universidad

de Las Palmas de Gran Canaria, 2014.

[12] AG Ravelo, CM Travieso, FD Lorenzo, JL Navarro, S Martín, JB Alonso, and M Ferrer.

"Application of support vector machines and gaussian mixture models for the detection of

obstructive sleep apnea based on the rr series". WSEAS Transactions on Computers,

5(1):121-124, 2006, [online].

Disponible:

http://www.researchgate.net/publication/234830199_Application_of_support_vector_mach

ines and Gaussian mixture models for the detection of obstructive sleep apnoea bas

ed on the RR series

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[13] AG Ravelo-García, JL Navarro-Mesa, E Hernández-Pérez, S Martín-González, P

Quintana-Morales, I Guerra-Moreno, and G Juliá-Serdá. "Cepstrum feature selection for the

classification of sleep apnea-hypopnea syndrome based on heart rate variability". In

Computing in Cardiology Conference (CinC), 2013, pages 959-962. IEEE, 2013.

[14] AG Ravelo-García, JL Navarro-Mesa, E Hernández-Pérez, S Martín-González, P

Quintana-Morales, I Guerra-Moreno, G Juliá-Serdá, and J. Navarro-Esteva. "Obstructive

sleep apnea detection based on cepstrum coeficients from the rr series". In International

Conference on Computer Aided Systems Theory (EUROCAST), 2013, [online].

Disponible: http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-642-53862-9_34

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[15] M Schrader, C Zywietz, V Von Einem, B Widiger, and G Joseph. "Detection of sleep apnea in single channel ecgs from the physionet data base". In Computers in Cardiology 2000, pages 263 - 266. IEEE, 2000.

[16] Carlos M Travieso, Jesús B Alonso, Marcos del Pozo-Baños, Jaime R Ticay-Rivas, and Karmele Lopez-de Ipiña. "Automatic apnea identification by transformation of the cepstral domain". Cognitive Computation, 5(4):558-565, 2013, [online].

Disponible: http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs12559-012-9184-x

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[17] C Maier, M Bauch, and H Dickhaus. "Recognition and quantification of sleep apnea by analysis of heart rate variability parameters". In Computers in Cardiology 2000, pages 741-744. IEEE, 2000.

[18] P De Chazal, C Heneghan, E Sheridan, R Reilly, P Nolan, and M O'Malley. "Automatic classification of sleep apnea epochs using the electrocardiogram". In Computers in Cardiology 2000, pages 745-748. IEEE, 2000.

[19] J.R. Villa Asensi, C. Martínez Carrasco, G. Pérez Pérez, I. Cortell Aznar, D. Gómez-Pastrana, D. Álvarez Gil y E. González Pérez-Yarza. "Guía de diagnóstico y tratamiento del síndrome de apneas-hipopneas del sueño en el niño". An Pediatr (Barc). 2006; 65(4), páginas 364-376, [online].

Disponible:

http://www.researchgate.net/profile/Carmen_Carrasco6/publication/237692619_Gua_de_d iagnstico_y_tratamiento_del_sndrome_de_apneas-

hipopneas_del_sueo_en_el_nio/links/544c4b100cf2bcc9b1d6c53b.pdf

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[20] Hudgel D, Anderson WM, Boehlecke, Claman D, Goldberg R, Gottlieb DJ, et al. Portable Monitoring Task Force of the American Academy of Sleep Medicine. Clinical guidelines for the use of unattended portable monitors in the diagnosis of obstructive sleep apnea in adult patients. Portable Monitoring Task Force of the American Academy of Sleep Medicine. J Clin Sleep Med. 2007; 3 páginas 737–47, [online].

Disponible: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2556918/

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[21] Centers for Medicare & Medicaid Services. Decision Memo for Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) Therapy for Obstructive Sleep Apnea (OSA) (CAG-00093R2). March 13, 2008 (from2=viewdecisionmemo.asp&id=204&), [online].

[22] Terán Santos J. Acreditaciones en Neumología. Unidades de sueño. Arch Bronconeumol. 2009; 45, páginas 263–265, [online].

Disponible: http://www.archbronconeumol.org/es/acreditaciones-neumologia-unidades-sueno/articulo/13139158/

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[23] Mariholy Carolina Hernández García, Liliana Parra Lembo, Antonio Pérez Fernández, Med Segur Trab (Internet) 2012; 59 (227) páginas 148-167, [online].

Disponible: http://scielo.isciii.es/pdf/mesetra/v58n227/revision2.pdf

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[24] Palanca Sanchéz I (Dir.), Barbé Illa F (Coord. Cient.), Puertas Cuesta FJ (Coord. Cient.), Elola Somoza J (Dir.), Bernal Sobrino JL (Comit. Redac.), Paniagua Caparrós JL (Comit. Redac.), Grupo de Expertos. "Unidad del sueño: estándares y recomendaciones de calidad y seguridad". Madrid: Ministerio de Sanidad, Política Social e Igualdad; 2011, [online]

Disponible:

http://www.msssi.gob.es/organizacion/sns/planCalidadSNS/docs/EERR/EyR_UAS.pdf Fecha de consulta: 12/06/2015.

[25] The MathWorks Inc. Matlab and statistics toolbox release 2012a, 64 bits.

[26] Especificaciones del formato edf.

Disponible: http://www.edfplus.info/.

Fecha de consulta: 12/06/2015.

[27] Diego Hernández López, "Sistema de Análisis y Clasificación de Estados del Sueño a

partir de Señales Polisomnográficas". Titulación: Ingeniero Técnico de Telecomunicación.

Tutores: Juan L. Navarro Mesa, Antonio G. Ravelo G. Proyecto Fin de Carrera. Universidad

de Las Palmas de Gran Canaria, 2005.

Disponible: http://bibmdc.ulpgc.es/cdm/ref/collection/POSTULPGC/id/10140

Fecha de consulta: 10/07/2015.

[28] Aday García Asencio, "Implementación de un Sistema de Detección de Apnea

Obstructiva del Sueño Mediante Pulsioxímetro". Tutores: Juan L. Navarro Mesa, Antonio

G. Ravelo García. Titulación: Máster Universitario en Ingeniería de Telecomunicación.

Proyecto Fin de Carrera. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Fecha prevista de

defensa, julio de 2015.

[29] Zanin Massimiliano, Zunino Luciano, Rosso Osvaldo A., and Papo David, Permutation

Entropy and Its Main Biomedical and Econophysics Applications, Entropy 2012, 14, 1553-

1577.

Disponible: http://www.mdpi.com/1099-4300/14/8/1553

Fecha de consulta: 10/07/2015.

[30] Yinhe Cao, Wen-wen Tung, J.B. Gao V.A. Protopopescu, and L.M. Hively, Detecting

dynamical changes in time series using the permutation entropy.

Disponible:

http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.128.5219&rep=rep1&type=pdf

Fecha de consulta: 10/07/2015.

[31] Nathan D. Cahill, Normalized Measures of Mutual Information with General

Definitions of Entropy for Multimodal Image Registration, B. Fischer, B. Dawant, and C.

Lorenz (Eds.): WBIR 2010, LNCS 6204, pp. 258-268, 2010. Springer-Verlag Berlin

Heidelberg 2010.

[32] Tomasz Maszczyk and W_lodzis_law Duch, Comparison of Shannon, Renyi and Tsallis

Entropy used in Decision Trees. Lecture Notes in Computer Science, Vol. 5097, 643-651,

2008.

94

[33] M Riedl, A Müller, and N Wessel. Practical considerations of permutation entropy. The European Physical Journal Special Topics, 222(2):249_262, 2013.

[34] U. Parlitz, S. Berg, S. Luther, A. Schirdewan, J. Kurthsf, N. Wessel, Classifying Cardiac Biosignals using Ordinal Pattern Statistics and Symbolic Dynamics, Computers in Biology and Medicine (2011)

[35] Alan V. Oppenheim, Alan S Willsky, and S Nawab. Signals and systems. 1997. Massachusetts Institute Technology, Boston University, 1997.

[36] César Benavente Peces, Diseño de filtros digitales, apuntes de la asignatura de Procesado digital de la señal, Universidad Politécnica de Madrid, 2006.

[37] Disponible: https://es.wikipedia.org/wiki/Media_aritm%C3%A9tica Fecha de consulta: 10/07/2015.

[38] Disponible: https://es.wikipedia.org/wiki/Varianza Fecha de consulta: 10/07/2015.

[39] Disponible: https://es.wikipedia.org/wiki/Desviaci%C3%B3n_t%C3%ADpica Fecha de consulta: 10/07/2015.

[40] C. Bandt and B. Pompe, Phys. Rev. Lett. 88 174102 (2002); C. Bandt, G. Keller, and B. Pompe, Nonlinearity 15: 1595-1602 (2002).

[41] A. Porta et al., An integrated approach based on uniform quantization for the evaluation of complexity of short-term heart period variability: Application to 24 h Holter recordings in healthy and heart failure humans, Chaos 17, 015117 (2007).

[42]Disponible:

https://www.fisterra.com/mbe/investiga/noParametricos/noParametricos.asp Fecha de consulta: 13/07/2015.

[43]Disponible: https://es.wikipedia.org/wiki/Prueba_de_Kruskal-Wallis Fecha de consulta: 13/07/2015.

[44]Disponible: https://es.wikipedia.org/wiki/Diagrama_de_caja

Fecha de consulta: 13/07/2015.

[45] Ferdinand Van Der Heijden, Robert Duin, Dick De Ridder, and David MJ Tax. Classification, parameter estimation and state estimation: an engineering approach using MATLAB. John Wiley & Sons, 2005.

[46] Disponible: http://www.belven.metolit.by/en/dir/index.php/2382

Fecha de consulta: 13/07/2015.

[47] T Hastie, J Friedman, and R Tibshirani. The elements of statistical learning, volume 2. Springer, 2009.

[48] Disponible: http://www.saludysintomas.com/2013/04/electrocardiograma-ecg.html. Fecha de consulta: 16/07/2015.

[49] Iikka Korhonen. Methods for the analysis of short-term variability of heart rate and blood pressure in frequency domain. Technical Research Centre of Finland, 1997.

[50] Especificaciones del formato edf. Disponible: http://www.edfplus.info/Fecha de consulta: 16/07/2015.

[51] Q-Q Plots. Wikipedia: https://en.wikipedia.org/wiki/Q%E2%80%93Q_plot. Fecha de consulta: 15/07/2015.

[52] Chambers, John; William Cleveland, Beat Kleiner, and Paul Tukey (1983), *Graphical methods for data analysis*, Wadsworth

[53] Quantile-Quantile Plots. http://people.reed.edu/~jones/Courses/P14.pdf. Fecha de consulta: 16/07/2015.

Anexo A

Contenido del formato digital

En este anexo se presenta el contenido del CD-ROM que se adjunta con la memoria del trabajo de fin de grado. En dicho CD-ROM se han incluido algunos artículos, ilustraciones y sendos documentos explicativos, que facilitan el seguimiento de las referencias citadas a lo largo de la memoria. La información está clasificada en el CD-ROM en varias carpetas. A continuación se numeran las diferentes carpetas, junto con el contenido de cada una de ellas:

- Memoria: Se encuentra la versión digital del presente documento, a su vez se
 encuentran carpetas con las fuentes de información de cada capítulo. Los números
 de referencia asociados a cada artículo que se ha podido descargar y se encuentra en
 la bibliografía referenciado. Las diversas fuentes de información utilizadas.
- Programas: Carpeta con todas las funciones creadas, es decir, los archivos que se abren en Matlab. El programa principal desde el que se lanzan experimentos se llama "TFG_Principal.
 - o NP_PFC: consta de
 - 0- Pacientes: Consta de los fichero *.txt que contienen información de la base de datos de pacientes que usa el sistema. Los pacientes están clasificados por PreCPAP y PosCPAP, la base de datos completa, y separada por sexo. La base de datos de entrenamiento que se denomina "PACIENTES EURO PRUEBA".
 - Los ficheros denominados "NP_001_1_ekg.mat" y "NP_001_1_sp02.mat" corresponden a las señales electrocardiográfica y de saturación de oxígeno, respectivamente. Estas fueron extraídas directamente de Polyman. Por ultimo una función denominada "generar_senales_mat_de_edf.m" de la que obtienen los ficheros anteriormente nombrados
 - 1- SCR: Consta de ficheros *.mat tanto de la base de datos de datos, de test como de entrenamiento. Tiene también ficheros *. epc de la base de datos de test.

- 2.1- SAT: Consta de las señales de saturación de oxígeno divididas en segmentos de 5 minutos, son ficheros *.mat, tanto de la base de datos, de test como de entrenamiento.
- 2-SerieRR: Consta de las señales RR divididas en segmentos de 5 minutos, y filtradas son ficheros *.mat, tanto de la base de datos, de test como de entrenamiento.
- 3-Epocas: El sistema la requiere pero la carpeta está vacía. Se mantiene por compatibilidad con versiones anteriores de los programas.
- 4-Parametros: el sistema genera los parámetros elegidos, tanto de la base de datos, de test como de entrenamiento, y los guarda en esa carpeta. Su nombre es bastante evidente y clarificador en el momento de generar dichos ficheros.
- 5-Modelos: El sistema genera los patrones, tanto de la base de datos, de test como de entrenamiento, y los guarda en esa carpeta. Su nombre es bastante evidente y clarificador en el momento de generar dichos ficheros.
- 6-Clasifica: El sistema la requiere pero la carpeta está vacía. Se mantiene por compatibilidad con versiones anteriores de los programas.
- 7-Informes: El sistema genera los informes de la base de datos de test, y se guardan en esta carpeta. Su nombre es bastante evidente y clarificador en el momento de generar dichos ficheros.

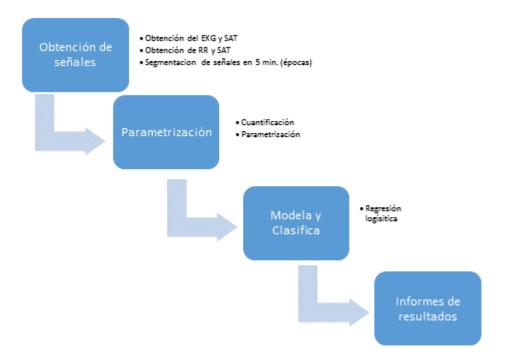
Parte II:

Programas

En este apartado se detallan las funciones utilizadas y se realiza un esquema de las dependencias entre funciones. También se especificarán los parámetros de entrada y de salida de cada función, creada.

Diagrama de funciones y jerarquía

En esquema se muestran las principales etapas del sistema de caracterización y reconocimiento de pausa respiratorias durante el sueño en tratamiento con CPAP. Seguidamente, se detallarán las funciones utilizadas, modificadas, y creadas para cada una de las etapas.



Parametrización

Uno de los principales objetivos que se deseaba conseguir es ver el poder discriminante de ciertos parámetros que se aplicaron a la señal RR, como se explica en el capítulo 5. Enfocando toda la atención en ese objetivo se codificaron las siguientes funciones que proporcionan nuevos criterios de parametrización.

function [senal_Cuant] = Cuatifica_SD(senal,tipo, inter_ms, aa)

Esta función, cuantifica la señal RR, teniendo en cuenta su valor medio, para poder hacer una comparación fiable entre sus valores. Se obtiene una señal RR cuantificada, con valores "0" o "1", o bien "0", "1", "2", "3".

Parámetros de entrada:

senal: señal de entrada a cuantificar. Es la señal RR, con su valor medio incluido tipo: indica el tipo de cuantificación elegida, puede ser

- interv_ms: cuantifica a RR entre "0" y "1", comparándola con valores, tales como:
 - o 5 ms, 10ms ó 20 ms
- interv_RR: cuantifica a RR entre "0" y "1", comparándola con "0".
- Wessel. cuantifica a RR entre "0", "1", "2", "3", cumpliendo con las siguientes condiciones:
 - \circ 0 = mu < senal <= (1+a)*mu
 - \circ 1 = (1+a)*mu < senal < infinito
 - \circ 2 = (1-a)*mu < senal <= mu
 - \circ 3 = 0 < senal <= (1-a)*mu
 - o Siendo mu, la media de la señal RR de entrada ("senal")

inter_ms: valor de comparación para el tipo "interv_ms", puede valer 5, 10 o 20 ms aa: variable con valor fijo a 0.05, por recomendación de los autores del artículo referenciado como [34] (Capítulo 4).

Parámetros de salida:

senal Cuant: resultado de la señal cuantificada en el tipo elegido.

function [h] = Symbolic_Dynamic_BLP(x,tipo,sSq,Delta,W,inter_ms,aa)

Esta función, llama a "Cuatifica_SD.m", y proporciona un parámetro que caracteriza la señal RR cuantificada.

Parámetros de entrada:

x: Es la serie RR con su valor medio incluido. Este parámetro de entrada se envía a "Cuatifica SD.m"

sSq: Tipo de clasificación de la secuencia simbólica. Puede llegar a tomar vales tales como:

- Pol_var: Aplica a "interv_ms" y "interv_RR" que se elige mediante el parámetro de entrada "tipo" de la función "Cuatifica SD.m".
- Poh_var: Aplica a "interv_ms" y "interv_RR" que se elige mediante el parámetro de entrada "tipo" de la función "Cuatifica SD.m".
- WPSUM02: Aplica a "Wessel", que se elige mediante el parámetro de entrada "tipo" de la función "Cuatifica SD.m".
- WPSUM13: Aplica a "Wessel", que se elige mediante el parámetro de entrada "tipo" de la función "Cuatifica SD.m".

Delta: Tiene un valor fijo igual a 6, y aplica si "sSq", toma valores tales como "Pol_var" o "Poh_var", ya que indica cuantos ceros o cuantos unos seguidos presenta la señal RR cuantificada

W: Tiene un valor fijo a tres, e indica el tamaño de las palabras de símbolos para calcular WPSUM02, ó WPSUM13).

Parámetros de salida:

h: Es el parámetro característico, según el tipo de clasificación de secuencia simbólica elegida.

Una vez explicadas las funciones que se crearon nuevas. Se pasa a indicar que funciones fueron modificadas, para poder extraer las características, según las distintas agrupaciones que se detallan en el capítulo 5.

function [H,h,h_norm] = petropy_BLP(x,n,tau,Ent_Est,alpha,method,accu)

Sobre esta función se llevaron a cabo modificaciones que se explica en castellano. Respetando la autoría de quien la creo se considera oportuno dejar los comentarios iniciales y las modificaciones que se hacen posteriormente, sobre la función.

Parámetros de entrada añadidos (función modificada)

Ent_Est: indica la definición de entropía de permutación que se quiere llevar a cabo, en este caso puede llegar a tener valores, tales como

- 1: Aplicara la definición de Shannon.
- 2: Aplicara la definición de Renyi.
- 3: Aplicara la definición de Tsallis.

alpha: Parámetro que aplica en las definiciones de entropía de permutación para la definiciones de Renyi y Tsallis

Explicación de parámetros de la función original:

The petropy function calculates the permutation entropy of data series.

Permutation Entropy

H = PETROPY(X,N,TAU,METHOD,ACCU) computes the permutation entropy H of a scalar vector X, using permutation order N, time lags from TAU and METHOD to treat equal values. The ACCU parameter describes the accuracy of the values in X by the number of decimal places.

- x data vector (Mx1 or 1xM)
- n permutation order
- tau time lag scalar OR time lag vector (length = n-1)

method - method how to treat equal values

'noise' - add small noise

'same' - allow same rank for equal values

'order' - consider order of appearance (first occurence --> lower rank)

accu - maximum number of decimal places in x (only used for method 'noise')

References:

Bandt, C.; Pompe, B. Permutation Entropy: A Natural Complexity Measure for Time Series. Phys. Rev. Lett. 88 (2002) 17, 174102 Riedl, M.; Müller, A.; Wessel, N.: Practical considerations of permutation entropy. The European Physical Journal Special Topics 222 (2013) 2, 249–262

Modified by Antonio Ravelo. Feb_2015

Modified by María Belén López Puetate. Julio_2015

Modified by Juan Luis Navarro Mesa. Julio_2015

function [caracteristica,rechazar_minutos] =
Parametriza2_NON_ZERO(x,coeficientes,filtros,parametrizacion,env,rp,....Ent_E
st,alpha,method,accu,PE_SD,tipo,sSq,Delta,W,inter_ms,aa)

Esta función fue creada en proyectos anteriores, especialmente para que no aparezcan segmentos nulos en la señal procedentes posiblemente de desconexiones del sensor.

Parámetros de entrada añadidos (función modificada)

Ent_Est,alpha,method,accu,tipo,sSq,Delta,W,inter_ms,aa

Todos ellos están explicados en las funciones anteriores.

PE_SD: Indica si se hace la parametrización con Entropía de permutación o con variable simbólica.

Parte II: Programas

Parámetros de salida:

Característica: proporciona la característica con la que ha sido parametrizada la señal RR.

rechazar_minutos: indica que minutos tienen una pérdida de señal.

function [caracteristica,rechazar_minutos] =

Parametriza2_NON_ZERO_PE_SD(x,coeficientes,filtros,parametrizacion,env,rp,E nt_Est, alpha,method,accu,PE_SD,tipo,sSq,Delta,W,inter_ms,aa)

Esta función fue especialmente diseñada para acumular las características de la señal RR que corresponden con las tres definiciones de entropía de permutación y todos los casos de clasificación de variable simbólica. En total tenemos 13 parámetros.

Parámetros de entrada añadidos (función modificada)

Ent_Est,alpha,method,accu,tipo,sSq,Delta,W,inter_ms,aa

Todos ellos están explicados en las funciones anteriores.

PE_SD: Indica si se hace la parametrización con Entropía de permutación o con variable simbólica.

Parámetros de salida:

Característica: proporciona la característica con la que ha sido parametrizada la señal RR.

rechazar_minutos: indica que minutos tienen una pérdida de señal.

Parte III:

Pliego de condiciones

El presente Trabajo Fin de Grado comprende toda una serie de métodos y aplicaciones de procesado de señales orientadas a estudiar señales fisiológicas cardiacas y de saturación de oxígeno para pacientes que padecen SAHS, y han sido tratadas con CPAP. También se indican tanto las herramientas software como hardware necesario para la elaboración del presente trabajo.

Condiciones legales y administrativas

A continuación se exponen los aspectos de tipo legal y administrativo que habrán de ser tenidos en cuenta para los futuros usuarios. Estas condiciones establecen las obligaciones, derechos y deberes que los autores adquieren con los usuarios del sistema implementado en este proyecto, y a su vez de los usuarios con los autores.

Derechos de explotación y restricciones de uso

La Universidad de Las Palmas de Gran Canaria es quien ostenta los derechos de explotación y cualquier usuario debe de estar de acuerdo en obligarse por los términos y condiciones establecidas en este Pliego de Condiciones, aceptando todos sus términos y estipulaciones. El uso de programas y base de datos o de una copia en ordenador personal de los mismos, será bajo la autorización expresa del autor, el director del proyecto y la Escuela de Ingeniería de Telecomunicación y Electrónica de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

El usuario no podrá realizar ingeniería inversa, decompilación o desamblado de los programas. El usuario podrá transferir los programas y bases de datos a un tercero, siempre que no tenga copias de los mismos, incluyendo posibles actualizaciones o retener material escrito adicional que acompañe a los programas y la base de datos.

Garantías y consideraciones adicionales

El autor y el director del proyecto garantizan que los programas y la base de datos funcionarán correctamente en el momento de la correcta instalación. También se garantiza que el soporte en el cual está grabado el programa no contendrá defectos en el momento de la adquisición del mismo.

Con la única excepción de lo expresamente expuesto en el párrafo anterior, los programas y bases de datos han sido creados sin garantías de ningún tipo. No se asegura, garantiza, o realiza ninguna declaración respecto al uso o los resultados derivados de la utilización de los programas o la base de datos. Tampoco se garantiza que la operación de los programas sea ininterrumpida o sin errores.

Parte III: Pliego de condiciones

La confiabilidad de operación del programa puede ser afectada por factores adversos a los que se denominan "fallas del sistema". En estos se incluyen fluctuaciones en el sistema de alimentación eléctrico, errores en el funcionamiento del hardware del ordenador personal, sistema operativo o entorno del ordenador personal o entorno de desarrollo y ejecución usado para realizar la aplicación, errores de instalación, problemas de compatibilidad de software y hardware, fallas o funcionamientos incorrectos de equipos de control, fallas por uso, o errores por parte del usuario o autor de la aplicación.

Cualquier aplicación donde una "falla de sistema" pueda crear un riesgo de daño a la propiedad o personas, no puede ser imputada al programa. Para evitar daños, el usuario deberá tomar razonablemente, todas las precauciones necesarias.

Las garantías y consideraciones aquí expresadas se regirán por las leyes del estado español. El usuario acepta la jurisdicción exclusiva de los tribunales de este país con relación a cualquier disputa que pudiera derivarse de los derechos y garantías estipuladas en este documento.

En ningún caso serán el autor, ni los tutores del proyecto, ni la Escuela de Telecomunicación y Electrónica de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria responsables de los perjuicios directos, indirectos, incidentales, probatorios o de los consiguientes, gastos, lucro cesante, pérdida de ahorros, interrupción de negocios, pérdida de información comercial o de negocio, o cualquier otra pérdida que resulte del uso o de la incapacidad de usar los programas o la base de datos. El usuario conoce y acepta esta asignación de riesgo así como el resto de garantías, derechos, deberes y restricciones. Se rechaza cualquier otra garantía, derecho, deber o restricción que no haya sido citada directamente en el Pliego de Condiciones.

Herramientas utilizadas

Los recursos empleados para el desarrollo del presente Trabajo Fin de Grado son:

Ordenador de sobremesa: En el que se ha llevado a cabo tanto las modificaciones de los programa de partida para adaptarlos a la BBDD. Toda la batería de experimentos. Fase de preprocesado, extracción de características, entrenamiento, clasificación del sistema, y extracción de resultados finales. Las características técnicas del equipo son las siguientes:

- Procesador Intel Core i7-3770 a 3,4GHz (4 núcleos)
- 6GB de memoria RAM
- Disco Duro de 540GB
- Sistemas Operativos: Windows 8 Enterprise 64 bits.

Microsoft Office Word 2013: Aplicación de la suite ofimática Microsoft Office utilizada para la redacción de los informes de seguimiento del presente TFG, la memoria.

Microsoft Office Excel 2013: Aplicación de la suite ofimática Microsoft Office utilizada para la elaboración de las tablas presentes en el TFG.

Microsoft Office Power Point 2013: Aplicación de la suite ofimática Microsoft Office utilizada para la elaboración de la presentación del presente TFG.

Crimson: editor de texto de código fuente, utilizado para el análisis de los programas elaborados.

MatLab® versión 2012, 64 bits, para el desarrollo de la totalidad de los algoritmos implementados en este TFG. Además del paquete básico se utilizó la siguiente librería para los algoritmos de clasificación:

• **PrTools**, En este paquete de programas se encuentran implementados y optimizados la mayoría de clasificadores matemáticos existentes. Funciona bajo Matlab.

Base de datos: Específica para el presente TFG, cuyo origen es la unidad asistencial de sueño del Hospital Universitario Gran Canaria Doctor Negrín.

Parte IV:

Presupuesto

Parte IV: Presupuesto

Presupuesto

María Belén López Puetate, autora del presente Trabajo de Fin de Grado, declara que:

El Trabajo de Fin de Grado, titulado "Caracterización y Reconocimiento de Pausas

Respiratorias Durante el sueño en Tratamiento con CPAP", desarrollado en la Escuela de

Ingeniería de Telecomunicaciones y Electrónica, de la Universidad de Las Palmas de Gran

Canaria, con un peso de 12 ECTS, correspondiente a 300h, de trabajo presencial y no

presencial, tiene un coste de desarrollo total de 16.213,14 € correspondiente a la suma de

las cantidades consignadas a los apartados considerados a continuación.

Fdo: María Belén López Puetate

Las Palmas de Gran Canaria a, 17 de julio de 2015.

115

P.1 Desglose de presupuesto

Si bien los precios están liberalizados, para la realización del presupuesto se han seguido las recomendaciones del Colegio oficial de Ingenieros de Telecomunicación (COIT) pues es una referencia válida, y el precio final queda a la aceptación del cliente. Para proporcionar un presupuesto orientativo del TFG, usaremos el documento "Baremos de Honorarios Orientativos para Trabajos Profesionales", publicado por el Colegio Oficial de Ingenieros de Telecomunicación (COIT). El presupuesto se ha desglosado en varias secciones en las que se han separado los distintos costes asociados al desarrollo del TFG, fijándose la duración de un semestre lectivo. Estos costes se dividen en:

- Recursos materiales
- Trabajo tarifado por tiempo empleado.
- Costes de redacción del Trabajo Fin de Grado.
- Material fungible
- Derechos de visado del COIT
- Gastos de tramitación y envío
- Aplicación de impuestos.

P.2 Recursos materiales

Entre los recursos materiales utilizados para la realización de este TFG se incluyen las herramientas software de desarrollo de los algoritmos del sistema, los paquetes software usados para la redacción de la memoria, y el sistema operativo bajo el que se ejecutó el trabajo. Asimismo, se incluyen los equipos hardware utilizados para dar soporte a estas herramientas.

Se estipula el coste de amortización para un período de 3 años. Para ello, se utilizará un sistema de amortización lineal o constante, en el que se supone que el inmovilizado material se deprecia de forma constante a lo largo de su vida útil. La cuota de amortización anual se calcula usando la siguiente fórmula (PR.1):

$$Cuota\ anual = \frac{\textit{Valor de adquisici\'on-Valor residual}}{\textit{N\'umero de a\~nos de vida util}} \tag{PR.1}$$

El "valor residual" es el valor teórico que se supone que tendrá el elemento después de su vida útil.

P.2.1 Recursos Hardware

Para la ejecución de este proyecto las herramientas hardware que se han utilizado son:

Ordenador de sobremesa: Las características técnicas del equipo son las siguientes:

- Procesador Intel Core i7-3770 a 3,4GHz (4 núcleos)
- 6GB de memoria RAM
- Disco Duro de 540GB
- Sistemas Operativos: Windows 8 Enterprise 64 bits.

Una impresora.

Costes de herramientas hardware				
Descripción	Coste Total (€)	Valor Residual (3 años)	Valor Amortización (4 meses)	
Ordenador Laboratorio	720	200	39,17	
Impresora	68,6	25	4,84	
Total de Costes			44,01 €	

Tabla P.1: Costes de herramientas hardware

P.2.2 Recursos Software

Las herramientas software utilizadas en el presente trabajo fueron:

- Matlab® versión 2012
- Microsoft Office 2013
- Base de datos
- Sistema Operativo Windows

Costes de herramientas Software				
Descripción	Coste Total (€)	Valor Residual (3 años)	Valor Amortización (4 meses)	
Matlab	3900	0	433,33	
Microsoft Office	250	0	27,77	
Base de datos	0	0	0	
Sistema Operativo	200	0	22,22	
Total de Costes			483,32 €	

Tabla P.2: Costes de herramientas Software

P.3 Trabajo tarificado por tiempo empleado

En este Trabajo Fin de Grado se ha invertido 300 horas en las tareas de especificación, desarrollo y documentación necesarias para la elaboración del mismo. El importe de las horas de trabajo empleadas para la realización del estudio se calcula siguiendo las recomendaciones del COIT:

$$H = C_t * 74,88 * H_n + C_t * 96,72 * H_e$$
 (PR.2)

Donde:

H son los honorarios totales por el tiempo dedicado.

 H_n son las horas normales trabajadas (dentro de la jornada laboral).

 H_e son las horas especiales.

 C_t es un factor de corrección en función del número de horas trabajadas.

Las 300 horas invertidas, se han realizado todas ellas dentro del horario normal.

Según el COIT, el coeficiente C_t tiene un valor variable en función del número de horas empleadas de acuerdo con la siguiente tabla:

Horas empleadas	Factor de corrección
Hasta 36 horas	1.00
Desde 36 horas a 72 horas	0.90
Desde 72 horas a 108 horas	0.80
Desde 108 horas a 144 horas	0.70
Desde 144 horas a 180 horas	0.65
Desde 180 horas a 360 horas	<u>0.60</u>
Desde 360 horas a 540 horas	0.55

Tabla P.3: Factor de corrección en función del número de horas invertidas

Como se puede observar el número de horas está en el rango de más de 180 y menos de 360, por lo que según la Tabla P.3 el factor de corrección es de C_t = 0,60. Con ello, la ecuación del importe de horas de trabajo resulta de la siguiente forma:

$$H = 0.60 * 74.88 * 300 + 0.60 * 96.72 * 0 = 13.478.40$$
 (PR.3)

Los honorarios totales por tiempo dedicado libres de impuestos ascienden a trece mil cuatrocientos setenta y ocho euros con 40 céntimos (13478,40€).

P.4 Costes de redacción del Trabajo de Fin de Grado

El importe de la redacción se calcula de acuerdo a la siguiente expresión:

$$R = 0.007 * P * C_n$$
 (PR4)

Donde:

- P es el presupuesto.
- C_n es el coeficiente de ponderación en función del presupuesto.

En la siguiente tabla se muestra el presupuesto calculado hasta el momento:

Descripción	Costes (€)
Recursos Hardware	44,01
Recursos Software	483,32
Trabajo Tarifado por Tiempo Empleado	13478,40
Total de Costes	14005,73 €

Tabla P.4: Costes de ejecución material

El presupuesto calculado hasta el momento asciende a 14005,73€. Como el coeficiente de ponderación para presupuestos menores de 30.050€ viene definido por el COIT con un valor de 1.00€ el coste derivado de la redacción del Trabajo de Fin de Grado es de:

$$R = 0.07 * 14005.73 * 1.00 = 980.40$$
€

Por tanto el coste libre de impuestos derivado de la redacción del Trabajo Fin de Grado es de *novecientos ochenta euros con cuarenta céntimos* (980,40 €).

P.5 Material fungible

Además de los recursos hardware y software, en este trabajo se han empleado otros materiales, como son los folios y el tóner de la impresora entre otros, que se especifican como material fungible. En la tabla P.5. Se muestran los costes generados por estos recursos.

Descripción	Costes (€)
Folios	10,00
Tóner de la impresora	50,00
Encuadernación	10,00
Total de Costes	70,00 €

Tabla P.5: Costes del material fungible

P.6 Derechos de visado del COIT

Como se mencionó al comienzo del bloque de Presupuesto, todos los cálculos son orientativos, por lo que se han añadido también los derechos de un supuesto visado por el COIT.

Los gastos de visado del COIT se tarifan mediante la siguiente expresión:

$$V = 0.006 * P * C_v \tag{PR4}$$

Donde:

- P es el presupuesto del TFG
- C_v es el coeficiente reductor en función del presupuesto del trabajo.

El presupuesto P, calculado hasta el momento asciende a la suma de los costes de ejecución material, de redacción y de material fungible.

$$P = 14005,73 + 980,40 + 70,00 = 15056,13 \in$$

Como el coeficiente de ponderación para presupuestos menores de 30.050€ viene definido por el COIT con un valor de 1.00€ el coste de los derechos de visado del trabajo asciende a la cantidad de:

$$V = 0.006 * 15056,13 * 1.00 = 90.33 \in$$

Por tanto el coste de los derechos de visado del trabajo asciende a *noventa euros con* treinta y tres céntimos (90,33€)

P.7 Gastos de tramitación y envío

Los gastos de tramitación y envío están fijados en 6,01€

P.8 Aplicación de impuestos

El coste total del Trabajo Fin de Grado, antes de aplicarle los correspondientes impuestos, asciende 15.152,47 €, a lo que hay que sumarle el 7% de IGIC, con lo que el coste definitivo del Trabajo Fin de Grado es:

Costes Totales del TFG				
Descripción	Coste Parcial	Total		
Recursos Materiales		527,33		
Software	483.32 €			
Hardware	44.01			
Coste de Ingeniería		13478,40		
Coste de Redacción		980,40		
Material Fungible		70,00€		
Derechos de Visado		90,33		
Tramitación y Envío		6,01		
Subtotal:		15152,47 €		
Aplicación de Impuestos		1060,67		
(7%I.G.I.C)				
Total de Costes		16.213,14 €		

Tabla P.6: Costes totales del TFG

El presupuesto total asciende a la cantidad de *dieciséis mil doscientos trece euros con catorce céntimos* (16213,14€)

Autora: María Belén López Puetate

Fdo:

Las Palmas de Gran Canaria a, 17 de julio de 2015.