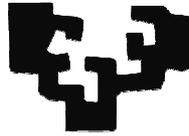


Departamento de Lenguajes y Sistemas Informáticos

erman ta zabal zazu



**Universidad
del País Vasco**

**Euskal Herriko
Unibertsitatea**

**Telemonitorización en tiempo real del Síndrome de
Apneas-Hipopneas del Sueño (SAHS) mediante
pulsioximetría domiciliaria**

**MEMORIA que presenta Alfredo Burgos Llamo para optar al
grado de Doctor en Informática por la Universidad del País Vasco,
bajo la dirección de Alfredo Goñi Sarriguren.**

San Sebastián, Noviembre del 2009.

Agradecimientos

Durante todos estos años de trabajo han ido apareciendo una serie de personas que, de una u otra manera, han influido en la finalización de esta tesis. Quiero aprovechar la oportunidad para mostrarles mi reconocimiento y gratitud.

Gracias inicialmente a Alfredo Goñi y Arantza Illarramendi por la oportunidad que me dieron de incorporarme al grupo BDI, hace ya unos años, donde tuve el placer de conocer a una serie de personas que me iniciaron en el mundo de la investigación. Estas personas son Jimena, Lacramioara, Miren y Alberto. Fue un placer trabajar a vuestro lado y fuisteis vosotros quienes acrecentasteis mis inquietudes investigadoras.

Gracias especialmente a mi director de tesis, Alfredo Goñi, por su paciencia y dedicación, por tu amabilidad y simpatía que han hecho más llevadero este trabajo. Sin tu ayuda y dirección jamás hubiese podido concretar este trabajo.

Gracias nuevamente a Arantza Illarramendi por el apoyo mostrado en momentos difíciles a lo largo de estos años, materializado en forma de continuidad en el grupo BDI. Sin olvidarme de Jesús Bermúdez por su disponibilidad a lo largo de todos estos años.

No puedo olvidarme de los profesores Iñaki Inza y José Luis Flores por su disponibilidad y ayuda ofrecida con las cuestiones relacionadas con el área de la Minería de Datos. Gracias por vuestros certeros consejos.

Mi gratitud a Iñigo Sola por el trabajo realizado en la implementación del prototipo, así como al Dr. Rafael Luque y Dra. María Rosa Berdejo, extensible al equipo de enfermería de la Unidad del Sueño del Hospital Amara de Donostia, por la ayuda ofrecida en la realización de la prueba piloto.

Gracias nuevamente a Jimena Rodríguez y Miren Bagüés por los ánimos mostrados para la finalización de esta memoria y, por supuesto, por la oportunidad que me *brindáis* de incorporarme a esta iniciativa empresarial llamada Saludnova S. Coop., que con tanto esfuerzo y entusiasmo estáis sacando hacia delante. Espero estar a la altura de las expectativas.

A todos vosotros... ¡muchas gracias!

Índice general

1. Introducción.	11
1.1. Ámbito de la Tesis.	12
1.1.1. La Computación Móvil.	12
1.1.2. La Telemedicina.	15
1.1.3. Telemedicina móvil (Mobile e-Health).	16
1.1.4. La Minería de Datos en la toma de decisiones.	17
1.2. Enfermedades respiratorias durante el sueño.	20
1.2.1. El Síndrome de Apneas-Hipopneas del Sueño (SAHS).	21
1.2.2. Propuesta de solución basada en la Computación Móvil.	22
1.3. Objetivos de la Tesis.	22
1.4. Estructura de la Tesis.	25
2. Contexto Tecnológico.	29
2.1. El Síndrome de Apneas-Hipopneas del sueño (SAHS).	30
2.1.1. Introducción al problema.	30
2.1.2. Definición y clasificación.	31
2.1.3. Etiopatogenia.	33
2.1.3.1. Factores responsables del inicio de las apneas.	34
2.1.3.2. Factores responsables del fin de las apneas.	34
2.1.4. Fisiopatología, Clínica y Sintomatología.	35
2.1.5. Exploración física.	37
2.1.6. Exploraciones complementarias.	38
2.1.7. Diagnóstico.	38
2.1.7.1. Polisomnografía convencional (PSG).	39
2.1.7.2. Poligrafía Respiratoria (PR).	40
2.1.8. Tratamiento.	40
2.1.9. Perspectivas de futuro en el diagnóstico del SAHS.	42
2.2. Soluciones diagnósticas existentes.	43

2.2.1.	Sistemas de monitorización Tipo I (PSG estándar). . .	44
2.2.2.	Sistemas de monitorización Tipo II (PSG portátil). . .	47
2.2.3.	Sistemas de monitorización Tipo III (PR domiciliaria). . .	49
2.2.4.	Sistemas de monitorización Tipo IV (Sistemas uni-/bi- parámetro).	51
2.2.5.	Caracterización de los sistemas de monitorización.	52
2.3.	Sistemas de pulsioximetría nocturna domiciliaria.	53
2.3.1.	La pulsioximetría.	54
2.3.2.	Estrategias de análisis basadas en la saturación de oxí- geno en sangre.	55
2.3.2.1.	Índice Δ (Δ - <i>index</i>).	55
2.3.2.2.	Índices tradicionales.	56
2.3.2.3.	Algoritmos convencionales.	57
2.3.2.4.	Características no lineales.	57
2.3.3.	Caracterización de las estrategias.	57
2.4.	Nuestra propuesta: el sistema SAMON.	58
2.4.1.	Caracterización de la estrategia de análisis del sistema SAMON.	60
2.4.2.	Funcionalidad del sistema SAMON.	61
2.5.	Resumen del capítulo.	61
3.	Detección de apneas en tiempo real.	63
3.1.	Aprendizaje Automático, Minería de Datos y Extracción de Conocimiento.	64
3.2.	El proceso KDD.	66
3.3.	Adaptación del proceso KDD.	68
3.3.1.	Dominio de aplicación: Apneas y saturación de oxígeno en sangre.	69
3.3.1.1.	Relación entre apneas del sueño y saturación de oxígeno en sangre.	70
3.3.1.2.	Obtención de la saturación de oxígeno en san- gre de forma no invasiva.	72
3.3.1.3.	Objetivos del proceso KDD.	72
3.3.2.	Selección de una fuente de datos adecuada.	73
3.3.2.1.	Apnea-ECG Database.	73
3.3.2.2.	Conjunto de datos de aplicación.	74
3.3.3.	Limpieza de datos: eliminación de artefactos.	74

3.3.4.	Reducción de datos: Extracción de características de los datos.	76
3.3.5.	Ajuste de objetivos a un método de data-mining.	79
3.3.6.	Diseño del proceso de búsqueda de hipótesis.	80
3.3.6.1.	Herramienta a utilizar: <i>Weka</i>	80
3.3.6.2.	Conjuntos de datos de entrenamiento y validación.	80
3.3.6.3.	Estimación de la precisión de la hipótesis.	81
3.3.6.4.	Estimación de la precisión del modelo final.	81
3.3.6.5.	Criterios de evaluación.	82
3.3.6.6.	Significatividad asintótica.	82
3.3.7.	Minería de datos: Ejecución de los experimentos.	83
3.3.8.	Evaluación de los modelos obtenidos.	84
3.3.8.1.	El meta-clasificador <i>Bagging</i>	87
3.3.8.2.	El árbol de decisión <i>ADTree</i>	88
3.3.9.	Mejorando el clasificador obtenido.	90
3.3.9.1.	Reducción de atributos.	90
3.3.9.2.	Número de árboles de decisión usados por <i>Bagging</i>	92
3.3.9.3.	Uso de la Matriz de Coste.	93
3.3.9.4.	Evaluación final.	95
3.3.9.5.	Modelo de clasificación obtenido.	95
3.4.	Comparación con otros trabajos relacionados.	96
3.5.	Resumen del capítulo.	101
4.	SAMON: un sistema para el diagnóstico de pacientes SAHS.103	
4.1.	Definición y desarrollo del sistema SAMON.	105
4.1.1.	Requisitos funcionales: casos de uso del sistema.	106
4.1.2.	Requisitos técnicos del sistema.	108
4.2.	Arquitectura del sistema SAMON.	109
4.2.1.	Arquitectura para <i>Mobile Biological Sensor Data Streams</i> (MBSDS).	109
4.2.2.	Descripción modular del sistema SAMON.	111
4.2.2.1.	Módulo de adquisición de datos.	112
4.2.2.2.	Módulo de gestión de datos.	112
4.2.2.3.	Módulo de preprocesamiento.	112
4.2.2.4.	Módulo de análisis.	113
4.2.2.5.	Módulo de visualización.	114

4.2.2.6.	Módulo de comunicación.	114
4.3.	Implementación del sistema SAMON.	114
4.3.1.	Implementación Java.	114
4.3.2.	Implementación .NET.	115
4.4.	Integración del sistema SAMON.	117
4.4.1.	Traslado de pulsioximetría al entorno hospitalario.	117
4.4.2.	Construcción de archivos de exportación.	118
4.5.	Modelo de Coste genérico para sistemas MBSDS.	120
4.5.1.	Objetivos de optimización.	121
4.5.2.	Parámetros a ajustar.	122
4.5.3.	Definición del Modelo de Coste.	123
4.5.3.1.	Volumen de información a transferir.	123
4.5.3.2.	Latencia en la recepción de las alarmas.	123
4.5.3.3.	Autonomía del dispositivo móvil.	124
4.5.3.4.	Función de coste.	125
4.6.	Una configuración eficiente para el sistema SAMON.	126
4.6.1.	Caso de estudio: Sistema SAMON.	126
4.6.2.	Asignación de constantes dependientes del usuario y del sistema de monitorización.	127
4.6.3.	Asignación de pesos y umbrales.	127
4.6.4.	Interpolación de funciones.	128
4.6.5.	Experimentos relacionados con la tasa de compresión.	129
4.6.6.	Experimentos relacionados con la latencia.	130
4.6.6.1.	Mínima granularidad para procesamiento en tiempo real.	131
4.6.6.2.	Tiempos de compresión, envío y descompresión.	132
4.6.7.	Experimentos relacionados con la autonomía.	133
4.6.8.	Experimento global: búsqueda de la configuración óptima.	133
4.6.8.1.	Situación 1: minimizar el factor <i>volumen</i>	134
4.6.8.2.	Situación 2: maximizar el factor <i>autonomía</i>	135
4.6.8.3.	Situación 3: optimizar la combinación de los tres factores.	136
4.7.	Resumen del capítulo.	137
5.	Prueba piloto del sistema SAMON: descripción y valoración.	139
5.1.	Definición de objetivos.	140
5.1.1.	Correcto funcionamiento del sistema.	141

5.1.1.1.	Proceso de registro de señales.	141
5.1.1.2.	Construcción de archivos de exportación.	142
5.1.1.3.	Envío automático de la grabación.	143
5.1.1.4.	Comportamiento del sistema frente a situaciones inesperadas.	144
5.1.2.	Solución al problema de accesibilidad diagnóstica.	146
5.2.	Descripción de la prueba piloto.	147
5.2.1.	Características del sistema médico.	147
5.2.2.	Características del prototipo propuesto.	150
5.2.3.	Características de la prueba piloto.	152
5.3.	Valoración del experimento.	153
5.3.1.	Funcionamiento del sistema.	154
5.3.1.1.	Análisis de la calidad de las señales.	155
5.3.1.2.	Importación de la grabación.	155
5.3.1.3.	Recepción por correo electrónico de la grabación realizada.	156
5.3.1.4.	Comportamiento del sistema frente a situaciones inesperadas.	157
5.3.1.5.	Resumen de problemas encontrados.	159
5.3.2.	Influencia del pulsioxímetro en el análisis.	159
5.3.2.1.	Comparativa entre los pulsioxímetros <i>pulsox-3i</i> y <i>Nonin 4100</i>	160
5.3.2.2.	Valoración médica.	161
5.4.	Del prototipo al producto comercial.	163
5.5.	Resumen del capítulo.	166
6.	Conclusiones.	167
6.1.	Aportaciones principales.	168
6.1.1.	En el campo de la Computación Móvil aplicada a la Telemedicina.	168
6.1.1.1.	Arquitectura para sistemas MBSDS.	169
6.1.1.2.	Modelo de Coste genérico.	169
6.1.2.	En el campo de la Telemedicina aplicada al SAHS.	170
6.1.2.1.	SAMON: una propuesta para incrementar la accesibilidad diagnóstica.	171
6.1.2.2.	Prueba piloto del sistema SAMON.	172
6.1.3.	En el campo de la Minería de Datos.	173

Índice general

6.1.3.1. Modelo de clasificación para la identificación de apneas.	173
6.2. Publicaciones obtenidas.	174
6.3. Trabajo futuro.	176
Bibliografía	179

Índice de figuras

1.1. Dispositivos móviles de última generación.	14
2.1. Trazado polisomnográfico de las distintas apneas.	33
2.2. Presión negativa en vía aérea superior.	35
2.3. Ciclo del sueño en un paciente SAHS.	36
2.4. Principales síntomas diurnos y nocturnos presentes en el SAHS.	37
2.5. Tratamiento con CPAP en la vía aérea superior.	41
2.6. Polisomnógrafo <i>Bitmed eXea Ultra</i>	46
2.7. Polisomnógrafo <i>E-Series EEG/PSG</i>	47
2.8. Polisomnógrafo portátil <i>SOMNOscreen plus PSG</i>	49
2.9. Polígrafo <i>SOMNOcheck effort</i>	51
2.10. Dispositivos bi-parámetro <i>ApneaLink</i> (a) y <i>OxyHolter</i> (b).	52
2.11. Pulsioxímetro.	55
3.1. Visión global de los pasos que componen el proceso KDD.	67
3.2. Relación entre presión parcial de oxígeno y saturación de oxígeno en sangre.	69
3.3. Patrones respiratorios para un paciente con apneas obstructivas.	71
3.4. Fragmento de señal SpO ₂ anotado.	75
3.5. Ejemplo de preprocesamiento de tres fragmentos de señal SpO ₂	77
3.6. Preprocesamiento realizado para obtener los índices <i>odi</i>	78
3.7. Preprocesamiento realizado para obtener los índices <i>tsa</i>	78
3.8. Proceso de búsqueda y evaluación de hipótesis.	84
3.9. Evaluación del modelo sobre el conjunto de validación.	86
3.10. Ejemplo de clasificador basado en un árbol de decisión.	88
3.11. Evaluación de la valía de los atributos.	91
3.12. ROC-AUC y FNR frente al número de árboles de decisión a construir por <i>Bagging</i>	92

3.13. Uso del clasificador <i>Bagging</i> utilizando la Matriz de Coste. . .	94
3.14. Representación <i>Weka</i> de uno de los clasificadores <i>ADTree</i> . . .	96
4.1. Elementos que intervienen en el proceso de monitorización. . .	107
4.2. Diagrama de casos de uso del sistema.	107
4.3. Arquitectura para MBSDS.	110
4.4. Arquitectura del sistema SAMON.	111
4.5. Descripción de la trama de bytes enviados por el pulsioxímetro. . .	113
4.6. Implementación Java del primer prototipo del sistema.	115
4.7. Implementación .NET del segundo prototipo del sistema.	116
4.8. Importación y análisis de la pulsioximetría.	120
4.9. Coste asociado para la situación 1.	134
4.10. Coste asociado para la situación 2.	135
4.11. Coste asociado para la situación 3.	137
5.1. Configuración de la cuenta de correo en el <i>Pocket Outlook</i> . . .	143
5.2. Configuración de la dirección de correo electrónico destino. . .	144
5.3. Envío manual de una pulsioximetría.	145
5.4. Pulsioxímetro <i>pulsox-3i</i> de <i>Konica Minolta</i>	148
5.5. Unidad de interfaz IF-3.	149
5.6. Interfaz de la aplicación PULSOX DS-3.	149
5.7. Pulsioxímetro <i>Nonin 4100 OEM</i>	151
5.8. <i>Smartphone HTC P3300</i> ejecutando SAMON.	152
5.9. Extracto de pulsioximetría visualizado desde <i>PULSOX DS-3</i> . . .	156
5.10. Correo electrónico con la grabación efectuada.	157
5.11. Correo electrónico de error en la monitorización.	158
5.12. Señales SpO ₂ con distintas precisiones.	163

Índice de tablas

2.1. Sistemas de monitorización para realizar estudios de sueño.	44
3.1. Resumen de características de los registros.	75
3.2. Rendimiento de algunos modelos evaluados.	85
3.3. Minimizando la Tasa de Falsos Negativos (FNR).	94
3.4. Comparación de nuestra propuesta con otros trabajos	98
4.1. Tasas de compresión para distintos algoritmos de compresión.	130
4.2. Tasas de compresión utilizando el algoritmo <i>Bzip2</i>	130
4.3. Tiempos de análisis local y remoto.	131
4.4. Tiempos de compresión, envío y descompresión.	132
4.5. Consumo de batería para el análisis, compresión y envío.	133
5.1. Tamaño teórico de los ficheros de la pulsioximetría.	142
5.2. Grabaciones realizadas.	154
5.3. Comparativa: <i>pulsox-3i</i> vs. <i>Nonin 4100</i>	161

Capítulo 1

Introducción.

El trabajo realizado en esta tesis se enmarca en el área de la Computación Móvil aplicada a la Telemedicina. En los últimos años hemos asistido a una verdadera revolución en el mundo de los dispositivos móviles que ha hecho posible el poder disponer en la palma de nuestra mano de computadores con una serie de prestaciones superiores a las ofrecidas por los ordenadores de sobremesa hace unos años. Las tecnologías de comunicación inalámbricas también han sufrido una importante revolución en los últimos años motivada, en cierta medida, por necesidades específicas de usuarios potenciales de estos dispositivos móviles de reducidas dimensiones. Todo ello ha provocado la aparición tanto de diferentes sistemas operativos para estos dispositivos como de diferentes plataformas de desarrollo de software para la creación de aplicaciones orientadas a ser ejecutadas sobre los mismos. Utilizando estas tecnologías, podemos plantearnos el uso de estos dispositivos para tareas más complejas que la simple gestión de contactos personales, el acceso a Internet o el envío de correos electrónicos, y en campos de aplicación donde la utilización de las tecnologías de la información y comunicación pueden ser útiles para la prestación de servicios más complejos y beneficiosos para un colectivo específico de personas.

Uno de estos servicios puede ser la monitorización remota y en tiempo real de pacientes con problemas de salud, que es un servicio propio del área de la Telemedicina, donde las tecnologías de la información y la comunicación no tienen aún el nivel de implantación que éstas tienen en otros sectores productivos. De una forma más concreta, consideramos que el área de las enfermedades respiratorias del sueño, en general, y el Síndrome de Apneas-Hiponeas del Sueño, como ejemplo particular de enfermedad respiratoria del

sueño y debido a su problemática subyacente, pueden verse beneficiadas por el uso de tecnologías propias del área de la Computación Móvil. Como ejemplo de ello, el trabajo realizado en esta tesis presenta un sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico con capacidades proactivas para pacientes bajo sospecha de padecer Síndrome de Apneas-Hipopneas del Sueño mediante el análisis de la pulsioximetría nocturna domiciliaria, basado en el uso de dispositivos móviles y tecnologías de comunicación inalámbricas. Esta proactividad se consigue mediante modelos de inferencia obtenidos utilizando técnicas y métodos propios del área de la Minería de Datos, que es una tecnología para la extracción de conocimiento a partir de grandes cantidades de datos.

1.1. Ámbito de la Tesis.

Tal y como se ha dicho al comienzo de este capítulo, el trabajo realizado en esta tesis se enmarca en el área de la Computación Móvil aplicada a la Telemedicina. Por un lado, Computación Móvil y Telemedicina son dos áreas que han sufrido una evolución simultánea e independiente en los últimos años. Por otro lado, la implantación de las Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC) en la práctica clínica es menor que en otros campos científico-profesionales. Sin embargo, esta situación puede cambiar debido a la aparición de dispositivos móviles cada vez más potentes y reducidos, y a la evolución experimentada en los medios de transmisión inalámbricos, que permiten el desarrollo de soluciones aptas para la práctica clínica basadas en tecnologías propias de la Computación Móvil.

1.1.1. La Computación Móvil.

La Computación Móvil es el área que estudia todos los aspectos relacionados con los dispositivos móviles con capacidad de ejecutar tareas mientras los usuarios se están moviendo, permitiendo el acceso desde cualquier lugar y en cualquier momento a servicios de datos accesibles a través de una red [1]. Como término genérico describe la habilidad de un usuario a utilizar tecnología mientras está moviéndose. El uso de estos dispositivos móviles lleva consigo una serie de aspectos relacionados que hay que tener en cuenta, como son el ancho de banda disponible para las comunicaciones inalámbricas, la autonomía o tiempo de vida de la batería, el tamaño de la pantalla, las capacidades computacionales del procesador, la cobertura de la red inalám-

brica utilizada, la seguridad en las transmisiones y la propia interacción con el dispositivo.

Muy atrás queda la aparición del primer ordenador “de mano” y, junto a él, el término *PDA* (Asistente Personal Digital; del inglés, *Personal Digital Assistant*), que fue presentado en 1992 por John Sculley, un alto ejecutivo de la empresa *Apple Computer* (actualmente *Apple Inc.* [2]), en una muestra de productos de consumo celebrada en Las Vegas, Nevada, donde se presentó el dispositivo móvil *Apple Newton* que ofrecía una funcionalidad que no iba más allá de una mera agenda electrónica (calendario, lista de contactos, bloc de notas y recordatorios). Desde entonces hemos sido testigos de la aparición de nuevos dispositivos móviles de tamaño reducido, como pueden ser los dispositivos *Tablet PC*, que son ordenadores móviles en forma de pizarra operados mediante tecnologías para pantallas táctiles (*touchscreen*) y un software de reconocimiento de caracteres; los dispositivos *Internet Tablet* que, a diferencia de los *Tablet PC*, no tienen mucho poder computacional; nuevos dispositivos *PDA*, que se vieron favorecidos por la irrupción de los sistema operativos *Windows CE* y *Windows Mobile* de la empresa *Microsoft* [3] dotándolos de mayores capacidades multimedia y conectividad, y presentándolos como ordenadores de tamaño reducido orientados a complementarse con ordenadores de escritorio, hasta que en 1996 la empresa *Nokia* [4] introdujo el primer teléfono móvil con funcionalidad de *PDA*, lo que engendró una nueva categoría de dispositivo móvil, el *Smartphone*, hasta el punto de que la inmensa mayoría de dispositivos *PDA* vendidos actualmente son dispositivos *Smartphone*. No hay una definición estándar sobre lo que es un *Smartphone*, sino que el dispositivo en sí mismo es visto como un paso más dentro de un proceso evolutivo. Sin embargo, y para este trabajo, consideraremos un *Smartphone* como un ordenador de pequeño tamaño (apto para ser llevado en la palma de la mano) con un sistema operativo identificable que ofrece una interfaz y una plataforma estandarizada para el desarrollo de aplicaciones, a la vez que posee las capacidades propias de un teléfono móvil. En términos de características, la mayoría de dispositivos *Smartphone* poseen pantalla táctil y ofrecen funcionalidades de correo electrónico, gestión de contactos, software de navegación GPS¹ incorporado, aplicaciones multimedia, navegadores para Internet e incluso cámara de fotos de alta resolución integrada.

¹Sistema de Posicionamiento Global; del inglés, *Global Positioning System*. Es un sistema global de navegación por satélite que permite determinar en todo el mundo la posición de un objeto.

Además están dotados de capacidades de comunicación mediante tecnologías inalámbricas como Bluetooth², Wi-Fi³, IrDA⁴, GSM⁵, GPRS⁶, EDGE⁷ o UMTS⁸. En la Figura 1.1 podemos ver, a modo de ejemplo, tres dispositivos móviles de última generación, correspondientes a los modelos *HP iPaq 214 Enterprise Handheld* (PDA), *Asus Eee PC T91* (Tablet PC) y *Nokia N97* (Smartphone).



Figura 1.1: Dispositivos móviles de última generación.

A lo largo de todos estos años de evolución han ido apareciendo diferentes sistemas operativos para dispositivos *PDA* y/o *Smartphone* y diferentes tecnologías para el desarrollo de aplicaciones orientadas a ser ejecutadas sobre

²Especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal (conocidas como WPAN; del inglés, *Wireless Personal Area Networks*) que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia.

³Sistema de envío de datos sobre Redes Inalámbricas de Área Local (conocidas como WLAN; del inglés, *Wireless Local Area Networks*) que utilizan ondas de radio en lugar de cables, y están basadas en los estándares IEEE 802.11.

⁴*Infrared Data Association*, define un estándar físico en la forma de transmisión y recepción de datos por rayos infrarrojos.

⁵Sistema Global para las Comunicaciones Móviles (del inglés, *Global System for Mobile communications*), es un sistema estándar para la comunicación mediante teléfonos móviles que incorporan tecnología digital.

⁶Servicio General de Paquetes vía Radio (del inglés, *General Packet Radio Service*), es una extensión del sistema GSM para la transmisión de datos por paquetes.

⁷Tasas de Datos Mejoradas para la evolución de GSM (del inglés, *Enhanced Data rates for GSM Evolution*), es una tecnología de la telefonía móvil celular que actúa como puente entre las redes 2G y 3G.

⁸Sistema Universal de Telecomunicaciones Móviles (del inglés, *Universal Mobile Telecommunications System*), es una de las tecnologías usadas por los móviles de tercera generación (3G) para ofrecer servicios considerados de Tercera Generación.

estos dispositivos teniendo en cuenta las limitaciones citadas al comienzo de esta sección. Además, el desarrollo de tecnologías inalámbricas también ha sido impulsado por la aparición de necesidades específicas asociadas al uso de estos dispositivos móviles. Todos estos aspectos han ido forjando lo que se conoce hoy en día como *Computación Móvil*.

El área de la Computación Móvil ha evolucionado a medida que el uso de los dispositivos *PDA* o *Smartphone* se ha extendido a más ámbitos y sectores. Aunque inicialmente fueron pensados y usados como simples agendas electrónicas, actualmente podemos comprobar que son utilizados para ofrecer otros servicios en sectores muy diversos, como por ejemplo:

- Industria automovilística: los dispositivos *PDA* se venden como *kits* para el automóvil que incorporan receptores GPS para proporcionar una navegación en tiempo real.
- Medicina: se han desarrollado recursos para satisfacer las necesidades de los profesionales médicos encargados de suministrar fármacos o prescribir tratamientos y que necesitaban acceso a información en un formato específico a dispositivos móviles del tipo *PDA*.
- Educación: la tecnología móvil está siendo usada como una herramienta de aprendizaje hasta el punto de que algunas instituciones han integrado dispositivos del tipo *PDA* en sus prácticas de aprendizaje, lo que ha provocado la aparición del término *M-Learning* o *Mobile Learning*.

1.1.2. La Telemedicina.

El término telemedicina se ha utilizado a lo largo de los años para referirse al uso de las tecnologías de las telecomunicaciones para proveer servicios sanitarios a distancia [5]. Estas tecnologías se presentaban como protagonistas a la hora de romper las barreras de espacio y tiempo en esa provisión de servicios sanitarios. Sin embargo, la definición del término telemedicina dada por la Organización Mundial de la Salud es mucho más amplia que una mera superación del espacio para la provisión de servicios sanitarios:

“Telemedicina es el suministro de servicios de atención sanitaria en los casos en que la distancia es un factor crítico llevados a cabo por profesionales sanitarios que utilizan tecnologías de la

información y la comunicación para el intercambio de información válida para hacer diagnósticos, prevención y tratamiento de enfermedades, formación continuada de profesionales, así como para actividades de investigación y evaluación, con el fin de mejorar la salud de las personas y sus comunidades.”

Desde la década de los 90 los sistemas sanitarios buscan nuevas formas de organización y alternativas a los modos tradicionales de proporcionar servicios sanitarios. En ese sentido, las TIC aparecían como herramientas facilitadoras que hacían viables nuevos modelos organizativos que facilitaban el acercamiento de la atención sanitaria al entorno del paciente.

Más recientemente, la evolución de esas tecnologías ha permitido aplicar conceptos tales como *globalidad*, *conectividad* e *interoperabilidad* a las organizaciones sanitarias dando lugar a nuevos modelos organizativos y de trabajo, ocasionando que aquel primer concepto de telemedicina asociado a la superación de barreras geográficas haya quedado obsoleto. Por ello, el término telemedicina ha evolucionado hacia el término *e-Salud* (del inglés, *e-Health*), creando un nuevo escenario que describe un tratamiento globalizador de todo el proceso de atención sanitaria (diagnóstico, tratamiento, procedimientos administrativos, gestión de datos clínicos, etc.) utilizando redes de comunicación y sistemas interoperables de información [6].

Sin embargo, pese a que las TIC poseen una capacidad que ha transformado la organización y la operativa de otros sectores productivos, la práctica de la Telemedicina no está asentada ni integrada en los procedimientos habituales de las organizaciones sanitarias y muchos aspectos generan incertidumbre. Algunos de estos aspectos tienen que ver con la tecnología, como son el ancho de banda disponible, los estándares utilizados o los protocolos de transmisión. Otros son más de índole económico, como la evaluación de la relación coste-efectividad de las prácticas de telemedicina en comparación con las tradicionales; o de índole social, como la aceptación de pacientes y profesionales [6].

1.1.3. Telemedicina móvil (Mobile e-Health).

A pesar de las nuevas posibilidades que las TIC ofrecen al desarrollo de soluciones para la práctica de la Telemedicina, su implantación en cuanto a la prestación de servicios sanitarios se encuentra en un estado de inmadurez. Es por eso que creemos que la aplicación de técnicas y tecnologías propias de la

Computación Móvil puede propiciar una mayor implantación de la práctica de la Telemedicina en la prestación de servicios sanitarios debido al gran potencial que presentan en cuanto al desarrollo de aplicaciones clínicas de telemedicina. Prueba de ello es la aparición del término *Telemedicina Móvil* [7] (del inglés, *Mobile Telemedicine* o *Mobile e-Health*) para describir una nueva área de la Telemedicina que se aprovecha de los recientes avances en los dispositivos y redes móviles para el desarrollo de aplicaciones de telemedicina, sugiriendo que el siguiente paso en la evolución de la Telemedicina serán los sistemas de telemedicina móviles. El reto de estos sistemas consiste en el desarrollo e implementación de soluciones de telemedicina que proporcionen a los pacientes servicios móviles que aumenten su calidad de vida a la vez que posibiliten un tratamiento en caso de emergencia. Para ello es necesario [7]: (1) pequeños sensores que puedan ser usados en las aplicaciones móviles; (2) redes de comunicaciones inalámbricas; (3) inteligencia local en forma de una potente unidad móvil de información; (4) conexión a una red global; y (5) un sistema concluyente diseñado para mejorar la eficiencia de los procedimientos relacionados con los cuidados médicos.

Un campo de aplicación clínica donde la Computación Móvil tiene un futuro prometedor es la telemonitorización remota de pacientes. La *Telemonitorización remota* es el seguimiento continuo del estado de un paciente mediante la monitorización a distancia de sus funciones vitales. Mediante el uso de dispositivos móviles y redes de comunicación inalámbricas se puede ofrecer una *telemonitorización ubicua*, que consiste en la monitorización del estado de un paciente independientemente de su localización. Este tipo de monitorización puede ser *proactiva* si no sólo se limita a captar las funciones vitales de un paciente sino que es capaz de permitir una reacción frente a aquellos eventos que ponen en peligro la vida del paciente. Esta proactividad se consigue gracias a un proceso de análisis realizado sobre los valores que definen las funciones vitales en el momento en que éstas son captadas, y la subsiguiente toma de decisión sobre la forma de actuar frente a dichos eventos.

1.1.4. La Minería de Datos en la toma de decisiones.

Bajo el nombre de Minería de Datos (del inglés, *Data Mining*) se engloba todo un conjunto de técnicas encaminadas a la extracción de conocimiento procesable, implícito en fuentes de datos [8]. La idea de extracción de conocimiento a partir de fuentes de datos, en la que se basa el área de la Minería

de Datos, no es una idea nueva y ha evolucionado a lo largo de los años. Ya desde los años 70 los estadísticos manejaban términos como *data phising*, *data mining* o *data archaeology* con la idea de encontrar correlaciones en bases de datos con ruido. A principios de los años 80 se empezaron a consolidar los términos *data mining* y KDD (Descubrimiento de Conocimiento en Bases de Datos; del inglés, *Knowledge Discovery in Databases*) para refinar la idea de que el descubrimiento de nuevo conocimiento se realiza a través de un proceso genérico que abarcaba una serie de pasos. A finales de los años 80 sólo existían un par de empresas dedicadas a esta tecnología; en el año 2002 existían más de 100 empresas en todo el mundo; actualmente las listas de discusión sobre este tema la forman investigadores de más de 80 países debido, fundamentalmente, a que esta tecnología está considerada como un punto de encuentro entre el ámbito académico y el de los negocios. Prueba de la amplia aceptación de las tecnologías de la minería de datos es la incorporación de éstas a diversos sectores, y como mecanismo de ayuda en la toma de decisiones, tales como:

- **Ámbito comercial:** para encontrar patrones ocultos de consumo, crear nuevas estrategias comerciales o predecir el comportamiento de un futuro cliente.
- **Ámbito empresarial:** para la detección de fraudes en las tarjetas de crédito o predecir el índice de audiencias televisivas.
- **Instituciones deportivas:** para prevenir futuras lesiones en los deportistas de la institución o descartar la compra de jugadores con alta probabilidad de padecer una lesión.

Sin embargo, trabajar con esta tecnología implica cuidar un elevado número de detalles debido a que el producto final involucra la *toma de decisiones*.

Cada día generamos una gran cantidad de información, unas veces de forma consciente y otras inconscientemente. En los últimos años, nuestra capacidad para almacenar datos ha crecido exponencialmente. La información en sí misma está considerada un bien patrimonial puesto que puede ayudarnos a controlar, optimizar, planificar, decidir... , *tomar decisiones* en definitiva. Es evidente que la información debe ser protegida pero también debería ser explotada. Y es ahí donde la minería de datos juega un papel importante, surgiendo como una tecnología que intenta ayudar a comprender el contenido de una base de datos. De una forma general, los *datos* son la

materia prima bruta, que pasan a convertirse en *información* en el momento en el que el usuario les atribuye un significado especial, y ésta es considerada *conocimiento* cuando, a partir de un modelo, la interpretación de ese conocimiento genera un valor agregado, a partir del cual poder tomar decisiones [9].

Una fuente de generación de datos, y centrándonos en el campo de aplicación donde queremos trabajar, la constituye nuestro propio organismo. El cuerpo humano está compuesto de aparatos, que están integrados por sistemas que, a su vez, están compuestos por órganos conformados por tejidos, los cuales están formados por células compuestas por moléculas. Estos órganos trabajan de forma coordinada generando una serie de impulsos eléctricos que pueden ser medidos, visualizados en forma de señales fisiológicas, y almacenados en bases de datos. A partir del elevado volumen de información que nuestro organismo genera, y utilizando técnicas de la minería de datos, se podrían obtener diferentes modelos para generar un conocimiento sobre los mecanismos que generan la aparición de situaciones consideradas patológicas, y poder identificarlas para nuevos casos, a partir del conocimiento adquirido.

En la sección 1.1.3 se ha definido la Telemonitorización remota como el seguimiento continuo del estado de un paciente mediante la monitorización a distancia de sus funciones vitales. Sin embargo, este tipo de monitorización no va más allá de una captación y registro de las constantes vitales involucradas en dicha monitorización. Una telemonitorización puede ser *inteligente* si la misma no sólo realiza una captación de las constantes vitales, sino que, además, es capaz de detectar situaciones patológicas mientras la monitorización se está realizando. De esta manera, una monitorización inteligente permite y posibilita una respuesta proactiva frente a aquellas situaciones patológicas que complican la situación estable del paciente monitorizado. Por ello, de la *telemonitorización ubicua* presentada en la sección anterior, obtenida a partir de las tecnologías de la Computación Móvil, podemos pasar a hablar de una *telemonitorización ubicua proactiva*, donde la proactividad se consigue mediante un modelo (construido en base a un conocimiento previo adquirido) que, como consecuencia de un proceso de análisis realizado sobre los valores que definen las funciones vitales en el momento en que éstas son captadas, nos permite tomar una decisión. Este proceso de análisis puede ser realizado a través de un modelo obtenido utilizando técnicas propias del área de la minería de datos, implementable mediante un lenguaje de programación, y con un coste computacional lo suficientemente bajo como para poder ser ejecutado en un dispositivo móvil. Esta *monitorización ubicua proactiva*

permite un mayor grado de independencia para el paciente, y por tanto de bienestar, a la vez que proporciona una información continua para el profesional médico. Además, ofrece al paciente una absoluta tranquilidad por la supervisión médica y la posible reacción rápida ante problemas derivados de cualquier síntoma.

Un campo de aplicación concreto donde una *monitorización ubicua proactiva* es interesante es el de la Neumología, concretamente, el área de las Enfermedades Respiratorias durante el Sueño debido tanto a su prevalencia como a su naturaleza crónica. El trabajo aquí presentado ofrece una solución concreta para una de las enfermedades respiratorias durante el sueño, como es el caso del Síndrome de las Apneas-Hiponeas del Sueño (SAHS), que presenta una problemática muy específica, siendo su posible solución abordable desde el punto de vista de la Computación Móvil.

1.2. Enfermedades respiratorias durante el sueño.

Aunque el ser humano pasa aproximadamente un tercio de su existencia durmiendo, los acontecimientos que se suceden durante el sueño son a menudo desconocidos. Sin embargo, se sabe que el sueño es extremadamente importante para los seres humanos ya que mientras dormimos se suceden una serie de procesos metabólicos importantes para el organismo que contribuyen a nuestra salud física y psicológica. El sueño es un fenómeno activo en el que se sucede, de un modo cíclico, una serie de estadios caracterizados por patrones neurofisiológicos definidos (vigilia, estadios I, II, III y IV, y fase REM⁹). En un individuo sano, el sueño se inicia con el estadio I, al que le siguen los estadios II, III y IV. Después aparecen nuevamente los estadios I y II para, finalmente, aparecer la fase REM. La fase REM es aquella en la que se sueña y se caracteriza por ser una fase de gran actividad cerebral y paresia corporal (pérdida de tono muscular). Para que el sueño sea reparador, las fases descritas deben repetirse de forma cíclica durante la noche. Las enfermedades respiratorias que se presentan durante el sueño alteran las diferentes fases del sueño y, como consecuencia, éste deja de ser reparador, influyendo directamente en la salud de la persona que lo padece [10]. El Sí-

⁹Fase caracterizada por la presencia de movimientos oculares rápidos (del inglés, *Rapid Eye Movement*)

drome de Apneas-Hipopneas del Sueño (SAHS), junto al insomnio, es una de las enfermedades respiratorias durante el sueño más conocidas.

1.2.1. El Síndrome de Apneas-Hipopneas del Sueño (SAHS).

El Síndrome de Apneas-Hipopneas del Sueño (SAHS), tal y como veremos en mayor profundidad en el siguiente capítulo, es una enfermedad respiratoria durante el sueño caracterizada por la aparición repetitiva de obstrucciones en la vía aérea superior que, como consecuencia de ellas, producen limitaciones al paso del aire durante un tiempo. Estas obstrucciones provocan, en las personas que las padecen, una serie de microdespertares transitorios (del inglés, *arousal*) como respuesta natural del organismo ante esas limitaciones del aire, lo que hace que el sueño se desfragmente, sufriendo lo que se conoce como *sueño no reparador*. Este sueño no reparador es el causante del desarrollo de enfermedades cardiovasculares y cerebrovasculares, entre otras, la excesiva somnolencia diurna que sufren este tipo de personas, la cual está asociada con la aparición de accidentes de tráfico y/o laborales, así como el deterioro de su calidad de vida.

El SAHS tiene una problemática muy concreta y bien conocida: la falta de *accesibilidad diagnóstica*¹⁰. Es una enfermedad relativamente reciente que ha pasado inadvertida durante años para la comunidad médica que no lograba dar una respuesta adecuada a una serie de síntomas bien conocidos por las personas que padecían esta enfermedad. En los últimos años se ha incrementado el conocimiento médico sobre esta enfermedad y este conocimiento se ha difundido a la sociedad, que reclama su derecho a un diagnóstico acertado y un tratamiento adecuado. Sin embargo, diagnosticar a pacientes es un proceso caro, no exento de problemas, que requiere de una serie de recursos para los que los sistemas sanitarios, en general, no están preparados. Todo ello provoca que se creen inagotables listas de espera para la realización de una prueba de sueño.

La prueba diagnóstica de referencia se denomina *polisomnografía nocturna convencional* y consiste en el registro de una serie de variables fisiológicas mientras el paciente se encuentra durmiendo. Es una prueba que debe realizarse en un centro hospitalario, obligando al paciente a tener que pernoctar

¹⁰Nos referiremos en este trabajo a la *accesibilidad diagnóstica* como la capacidad de poder ofrecer un diagnóstico adecuado a un paciente afecto de SAHS, la cual depende de los medios necesarios disponibles.

fuera de su domicilio, que requiere de personal médico especializado en distintas ramas médicas, así como de personal sanitario auxiliar para la colocación de sensores de medición. Aunque está considerada como la prueba de referencia, es una prueba cara, en términos de consumo de recursos sanitarios, e incómoda para el paciente. Es por ello que en los últimos años se han buscado alternativas diagnósticas a este tipo de pruebas y, en esta búsqueda, han aparecido otro tipo de pruebas de sueño basadas en el estudio de un subconjunto de variables fisiológicas, como por ejemplo la *poligrafía respiratoria* o la *pulsioximetría*.

La pulsioximetría es la medición no invasiva de la saturación de oxígeno en sangre. La saturación de oxígeno en sangre es una de las variables fisiológicas registradas en las distintas pruebas de sueño realizadas en la actualidad debido a un patrón cíclico y repetitivo que se presenta en pacientes que sufren SAHS. Es la prueba inicial que se le prescribe a cualquier paciente bajo sospecha de padecer SAHS debido a su bajo coste, a su sencillez de aplicación y a la buena tolerancia presentada por los pacientes.

1.2.2. Propuesta de solución basada en la Computación Móvil.

De la misma forma que la problemática del SAHS está bien definida, su posible solución pasa por el aumento de la accesibilidad diagnóstica. En este trabajo se presenta una solución concreta, basada en el uso de dispositivos móviles, comunicaciones inalámbricas y sistemas de pulsioximetría, orientada a aumentar la accesibilidad diagnóstica que permita descentralizar el proceso diagnóstico de los centros sanitarios que, por lo general, están saturados con este tipo de pacientes, a la vez que se supervisa de forma continua el estado de salud del mismo, bajo el prisma de la monitorización ubicua proactiva, redundando todo ello en un aumento de la calidad de vida del paciente.

1.3. Objetivos de la Tesis.

Tal y como se ha dicho en la sección 1.2.2, pretendemos aportar una solución al problema de la accesibilidad diagnóstica para aquellos pacientes bajo sospecha de padecer SAHS utilizando tecnologías propias de la Computación Móvil y bajo el prisma de la monitorización ubicua proactiva. El objetivo principal de esta tesis es el desarrollo de un *sistema de monitorización de*

ayuda al diagnóstico, ubicuo y proactivo a partir de la pulsioximetría nocturna domiciliaria, que pueda ser fácilmente utilizado por pacientes bajo sospecha de padecer SAHS, y a quienes se les ha prescrito la realización de dicha prueba de sueño como parte del proceso diagnóstico realizado sobre este tipo de pacientes. Dicho sistema de monitorización permitirá al paciente realizar una prueba de sueño en su domicilio, evitando desplazamientos a centros hospitalarios, y trasladará las señales registradas mediante sistemas de pulsioximetría a un centro hospitalario concreto donde un médico especialista las analizará y, a partir de dicho análisis, realizará una primera aproximación diagnóstica.

Para la consecución de este objetivo principal nos planteamos una serie de subobjetivos más concretos y que describimos a continuación:

1. Sistema ubicuo. Para que el sistema de monitorización que se pretende desarrollar pueda ser considerado como un sistema ubicuo ha de ***estar basado en el uso de dispositivos móviles*** y éstos han de ser capaces de ***interconectarse con sistemas de pulsioximetría***. De esta forma, aquellos pacientes bajo sospecha de padecer SAHS, a quienes se les prescribe la realización de una pulsioximetría nocturna domiciliaria, no necesitan trasladarse a una unidad de sueño para la realización de dicha prueba, sino que pueden realizarla en su domicilio, con todas las ventajas y comodidad que ello supone. Dicho sistema de monitorización actuará como un *sistema grabador* registrando tanto la saturación de oxígeno en sangre como la frecuencia cardiaca de un paciente concreto para su posterior análisis. Ambas señales han de ser registradas con igual o mejor calidad que la de los actuales sistemas de pulsioximetría puesto que el médico especialista está interesado en visualizar dichas señales mediante las herramientas software de análisis que utiliza habitualmente como parte del proceso diagnóstico de este tipo de pacientes, con el propósito de analizar cuantitativa y cualitativamente los patrones desaturatorios surgidos a lo largo de la prueba de sueño. Para ello, será clave una ***correcta implementación de un protocolo de comunicación*** entre el sistema de monitorización y el pulsioxímetro.
2. Sistema proactivo. El sistema de monitorización supervisará de forma continua y en tiempo real la saturación de oxígeno en sangre del paciente, mientras éste se encuentra durmiendo, mediante un ***proceso***

de análisis realizado de forma local en el propio dispositivo móvil, con el objetivo de identificar la presencia de apneas que complican la situación estable del paciente y poder actuar frente a ellas. De esta manera, el sistema de monitorización se convertirá en un sistema de monitorización con capacidades proactivas. Para ello, será clave la obtención de un *método de detección de apneas con un alto porcentaje de acierto* en la identificación de éstas, a la vez que el *coste computacional de dicho método sea lo suficientemente bajo* como para que pueda ser ejecutado en un dispositivo móvil.

3. Sistema de ayuda al diagnóstico. El sistema de monitorización se utilizará, además, para la realización de una prueba de sueño, a partir de la cual el médico especialista realizará una *primera aproximación diagnóstica*. Por ello, el sistema ha de permitir al médico especialista analizar la pulsioximetría, obtenida y registrada en el dispositivo móvil y en el entorno domiciliario del paciente, utilizando una herramienta software de análisis concreta, en un entorno hospitalario. Esto implica que: (1) el sistema ha de ser capaz de *trasladar la pulsioximetría registrada* en el entorno domiciliario a un entorno hospitalario de una forma automática, sin intervención del usuario y evitando desplazamientos; y (2) el sistema ha de representar la pulsioximetría registrada en el dispositivo móvil en un formato tal que posibilite la *importación de ésta* desde dicha herramienta software de análisis, de forma que el médico especialista pueda analizarla en su lugar de trabajo. Para ello, resultará clave la búsqueda de un *formato de representación adecuado* con el que representar la pulsioximetría obtenida, así como la correcta *utilización de las capacidades de comunicación inalámbricas* que poseen los dispositivos móviles que estamos utilizando para este trabajo, de forma que el propio dispositivo móvil pueda encargarse de trasladar la pulsioximetría obtenida en un entorno domiciliario hacia otro hospitalario. Todo ello se traducirá en una descongestión de las unidades de sueño.
4. Sistema de fácil utilización. Como último objetivo, pretendemos desarrollar un prototipo del sistema que permita la realización de una *prueba piloto* con una serie de pacientes reales, bajo la supervisión y criterios de selección de los mismos del equipo médico de la Unidad de Trastornos Respiratorios del Sueño del Hospital Amara de Donostia. La

realización de esta prueba piloto nos permitirá evaluar: (1) el *comportamiento del sistema* frente a una serie de especificaciones definidas; y (2) la idoneidad de la idea de sistema propuesto como *solución al problema de la falta de accesibilidad diagnóstica* que caracteriza al SAHS desde el punto de vista médico. Para ello, resultará clave la *elección de una tecnología apropiada* que nos permita implementar el sistema de monitorización planteado, un *adecuado diseño de la interacción* entre el usuario y el dispositivo que permita una sencilla utilización del sistema, y una *correcta implementación* del mismo que garantice su correcto funcionamiento.

1.4. Estructura de la Tesis.

Esta tesis está compuesta por seis capítulos, incluyendo este capítulo introductorio y uno final donde se expondrán las conclusiones alcanzadas como consecuencia de la realización de este trabajo.

En este **primer capítulo** se han presentado los conceptos de Computación Móvil y Telemedicina y cómo éstos han evolucionando recientemente. De esta evolución surge un nuevo término como es el de *Mobile e-Health* para describir la incursión de las tecnologías propias de la Computación Móvil en la Telemedicina. De la misma manera, se presenta un campo de aplicación donde la Computación Móvil puede tener un importante potencial para el desarrollo de sistemas de monitorización ubicuos proactivos, como es el área que se dedica al estudio de las enfermedades respiratorias durante el sueño. También se ha presentado el área de la Minería de Datos como una tecnología apropiada para la obtención de un modelo de inferencia que nos permita tomar una decisión, en función del conocimiento previo adquirido, necesaria para desencadenar los mecanismos proactivos. Como caso práctico se ha elegido una enfermedad muy prevalente en la sociedad actual como es el Síndrome de Apneas-Hipopneas del sueño (SAHS).

El **segundo capítulo** está destinado a presentar un contexto tecnológico que servirá para entender la problemática actual del SAHS y la propuesta de solución ofrecida en este trabajo. Para ello explicaremos en qué consiste el SAHS, su fisiopatología, las manifestaciones clínicas más comunes, así como la sintomatología de este tipo de pacientes. Presentaremos la problemática actual del SAHS y las pautas que definen cómo resolver dicha problemática. Mostraremos una clasificación de sistemas de monitorización que podemos

encontrar hoy en día en el mercado comercial y que son utilizados para diagnosticar a pacientes bajo sospecha de padecer SAHS. Haremos una mención expresa a los sistemas de pulsioximetría, los cuales miden la saturación de oxígeno en sangre, y cómo ésta ha sido utilizada por la comunidad científica para proponer diferentes estrategias de análisis útiles en el diagnóstico de pacientes. A partir de las limitaciones de estas estrategias y teniendo en cuenta las pautas que definen el futuro en el diagnóstico del SAHS presentaremos un sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico como propuesta de solución al problema de la accesibilidad diagnóstica.

Dedicaremos el **tercer capítulo** a presentar la metodología seguida para construir un modelo de clasificación útil para decidir en tiempo real la presencia de apneas a partir de la señal de saturación de oxígeno en sangre. La metodología está basada en la adaptación de los pasos que componen un proceso KDD genérico a un campo de aplicación concreto, el del SAHS en nuestro caso, teniendo en cuenta la relación existente entre apneas del sueño y saturación de oxígeno en sangre. Para ello utilizaremos métodos y técnicas propias del área de la Minería de Datos. El modelo de clasificación final obtenido será un modelo que puede ser implementado mediante un lenguaje de programación. Dicho modelo será integrado en el sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico propuesto, adquiriendo, de este modo, capacidades proactivas ante la detección en tiempo real de la presencia de apneas a partir de la pulsioximetría nocturna domiciliaria y mientras el paciente se encuentra durmiendo.

La arquitectura modular en la que está basado el sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico propuesto es presentada en el **cuarto capítulo**. En él detallaremos la funcionalidad de cada uno de los módulos que componen dicha arquitectura. Mostraremos dos prototipos de sistema que han sido construidos mediante dos tecnologías distintas (*Java* y *.NET*), así como el proceso mediante el cual el resultado de una pulsioximetría realizada mediante un prototipo de sistema en un entorno domiciliario es integrado con una herramienta software de análisis utilizada por un equipo médico concreto como parte del proceso diagnóstico de pacientes bajo sospecha de padecer SAHS. En este capítulo también se muestra cómo el sistema de monitorización es un elemento más dentro de una arquitectura global y más amplia empleada en el proceso de monitorización y diagnóstico de este tipo de pacientes, y cómo esta arquitectura es una particularización de una arquitectura genérica utilizada para la monitorización de flujos de datos generados desde dispositivos móviles. Esta arquitectura genérica puede ser modelada median-

te un modelo de coste genérico que define el proceso de monitorización en base a una serie de factores, y que puede ser personalizado para la búsqueda de una configuración óptima para un sistema de monitorización concreto. Trataremos de buscar una configuración eficiente para nuestro sistema de monitorización en tres situaciones concretas, mediante la personalización del modelo de coste.

Utilizando el prototipo de sistema desarrollado con tecnología .NET hemos realizado una prueba piloto para comprobar el funcionamiento del sistema en su entorno natural (el domicilio del paciente) y con pacientes reales. Esta prueba piloto será descrita en el **quinto capítulo** explicando en qué consiste, cuántos pacientes han sido monitorizados, cómo se ha realizado y qué equipos de pulsioximetría han intervenido. Además, mostraremos cómo la elección de un pulsioxímetro puede afectar a los resultados obtenidos al analizar la pulsioximetría con una herramienta software de análisis concreta.

Y dedicaremos el **sexto capítulo** a presentar las conclusiones más relevantes obtenidas como consecuencia de la realización de este trabajo investigador.

Por último, y para facilitar la comprensión de los numerosos acrónimos que aparecen a lo largo de los diferentes capítulos, hemos añadido un **glosario** de los mismos al final de esta memoria.

Capítulo 2

Contexto Tecnológico.

El interés suscitado en la comunidad médica y la sociedad en general por el Síndrome de Apneas-Hipopneas del Sueño (SAHS) ha sufrido un espectacular incremento en los últimos años. Esto se debe a que la medicina impartida en facultades y centros de formación se basaba en la consideración de que el estado de salud permanecía más o menos estable las 24 horas del día. Esto ha provocado que la enseñanza de los trastornos del sueño haya sido prácticamente inexistente durante la formación médica. Sin embargo, hoy se sabe que el estado de salud de un paciente puede variar durante el día, especialmente durante el sueño, y que los fenómenos constatados durante la vigilia pueden ser consecuencia de hechos ocurridos durante el sueño. El SAHS ha contribuido decisivamente a ese conocimiento al descubrir una enfermedad cuya fisiopatología se produce durante el sueño pero cuyas consecuencias se observan en la vigilia. La rápida difusión de su conocimiento en la sociedad viene a constatar un fenómeno que era percibido por los pacientes y sus acompañantes desde hace años y que no encontraba una respuesta adecuada en la comunidad médica. La sociedad ha recibido información sobre esta entidad y reclama su derecho a un diagnóstico preciso y a un tratamiento adecuado.

Dedicaremos la sección 2.1 a presentar en profundidad en qué consiste el SAHS, su fisiopatología, las manifestaciones clínicas y la sintomatología presente en los pacientes afectados de SAHS. Presentaremos cuál es la problemática actual relacionada con el SAHS y las pautas que caracterizan el abordaje de dicha problemática.

En la sección 2.2 mostraremos una clasificación de sistemas de monitorización utilizados actualmente como herramientas para acometer el proceso

diagnóstico de pacientes bajo sospecha de padecer SAHS, mostrando algunos sistemas comerciales que podemos encontrarnos.

Uno de estos sistemas se corresponde con los llamados sistemas de pulsioximetría. Dedicaremos la sección 2.3 a explicar en qué consiste la pulsioximetría, por qué es interesante la utilización de este tipo de sistemas, así como distintas estrategias de análisis que podemos encontrar en la literatura especializada, las cuales están basadas en el estudio de la saturación de oxígeno en sangre obtenida mediante sistemas de pulsioximetría.

Después de realizar una caracterización de las estrategias de análisis presentadas, describiremos en la sección 2.4 nuestra propuesta de sistema de monitorización para realizar el proceso diagnóstico sobre pacientes bajo sospecha de padecer SAHS. Esta propuesta tiene nombre propio, *sistema SAMON*, y está basado en el uso de técnicas propias del área de la Computación Móvil.

2.1. El Síndrome de Apneas-Hipopneas del sueño (SAHS).

Tal y como se ha dicho al comienzo de este capítulo, el SAHS es una enfermedad cuyo interés en la comunidad médica y en la sociedad en general ha sufrido un incremento importante en los últimos años, hasta tal punto que la sociedad reclama su derecho al diagnóstico y tratamiento. Pero, ¿qué es el SAHS?, ¿en qué consiste?, ¿qué lo ocasiona?, ¿es grave padecer SAHS?, ¿tiene tratamiento?, etc. son preguntas que serán tratadas a lo largo de esta sección.

2.1.1. Introducción al problema.

Existen estudios que ponen de manifiesto que el SAHS es una enfermedad muy prevalente que afecta al 4-6 % de hombres y 2-4 % de mujeres en la población general adulta de edades medias [11]. Se ha mostrado que el SAHS está asociado con el deterioro de la calidad de vida [12], la presencia de hipertensión arterial [11], el desarrollo de enfermedades cardiovasculares y cerebrovasculares [13] [14], estando relacionada con la aparición de accidentes de tráfico y/o laborales [15]. Incluso existen estudios que demuestran que no diagnosticar y, por tanto, no tratar a pacientes con SAHS supone un consumo de recursos sanitarios 2-3 veces mayor que el de la población sin SAHS [16].

Por una parte, diversos estudios evidencian que tan sólo en España existen entre 1.200.000 y 2.150.000 sujetos portadores de un SAHS relevante de los que únicamente un 5-9 % de esta población está diagnosticada y tratada [17]. Por otra parte, las unidades de sueño disponibles en España son insuficientes y no están adecuadamente dotadas para atender esa demanda de pacientes, lo que provoca largas listas de espera, llegando incluso a transcurrir un año antes de realizarse una prueba de sueño [18]. Estamos por tanto ante un problema de accesibilidad diagnóstica como clave para la resolución de este proceso [19].

Por ello, es de interés la búsqueda de alternativas diagnósticas diferentes a la Polisomnografía nocturna convencional (PSG) que, aunque está considerada como la prueba de referencia, es costosa, consume elevados recursos sanitarios, está al alcance de pocos centros sanitarios y no está exenta de problemas. Por ello, las principales alternativas a las PSG completas que se han introducido están basadas en sistemas simplificados como la Poligrafía Respiratoria (PR), pudiendo ésta ser llevada a cabo en el hospital (PR-supervisada) o en el domicilio del paciente (PR-no supervisada o domiciliaria), lo que ha supuesto un abaratamiento de las pruebas y, fundamentalmente, descentralizado el diagnóstico de las unidades de sueño, facilitando la accesibilidad diagnóstica a centros más pequeños, creándose una red de diagnóstico para el SAHS. Sin embargo, la introducción de cualquier sistema diagnóstico debe ser validado adecuadamente, lo que no ha ocurrido en la mayoría de los casos. Además, la descentralización del proceso diagnóstico no sirve si no va acompañada de una suficiente coordinación con las unidades de sueño.

2.1.2. Definición y clasificación.

Desde que en 1976 Guilleminault introdujo el término *síndrome de apnea del sueño* para definir sujetos con apneas obstructivas y excesiva somnolencia durante el día, han ido surgiendo nuevas definiciones para caracterizar esta enfermedad. En el año 2005, el Grupo Español del Sueño (GES), formado por diferentes asociaciones y agrupaciones científicas publicó un documento de consenso¹ [20] con el objetivo de aportar respuestas y soluciones que favorecieran la identificación de la sospecha clínica del SAHS por la sociedad en su conjunto y los médicos de asistencia primaria. La definición del *SAHS*

¹Documento Nacional sobre el Síndrome de Apneas-Hipopneas del Sueño.
<http://www.aepap.org/apneasueno.htm>

que en dicho documento podemos encontrar se corresponde con la de un cuadro de somnolencia excesiva, trastornos cognitivo-conductuales, respiratorios, cardiacos, metabólicos o inflamatorios secundarios a episodios repetidos de obstrucción de la vía aérea superior durante el sueño. Una *apnea* se define como el cese intermitente del flujo aéreo en la boca y/o nariz durante el sueño por una duración superior a los 10 segundos. La definición más aceptada de *hipopnea* se corresponde con la reducción del flujo aéreo en la boca y/o nariz que cursa con una disminución de la saturación de oxígeno en sangre mayor del 3% y/o un microdespertar transitorio. El número de apneas más hipopneas dividido por las horas de sueño representa el índice de apnea-hipopnea, AHI (del inglés, *apnea-hipopnea index*). Un AHI superior a 10 se considera anormal aunque un AHI anormal no define un SAHS por sí mismo sino que ha de estar asociado a síntomas y signos clínicos relevantes.

Existen tres tipos diferentes de apneas/hipopneas [10]: (1) obstructivas: son las más frecuentes y se caracterizan por el cese o disminución del flujo aéreo en la boca y/o nariz a pesar de los movimientos respiratorios de la caja torácica que luchan contra una obstrucción situada en la región faríngea; (2) centrales: en las que el cese o disminución del flujo aéreo naso-bucal se acompaña del cese o la disminución de la actividad de los músculos respiratorios; (3) mixtas: en las que la apnea/hipopnea es inicialmente central y luego obstructiva. En la Figura 2.1 podemos ver un trazado polisomnográfico, extraído de una PSG, que muestra las variaciones típicas de los niveles de flujo aéreo y de los movimientos toracoabdominales (manifestadas en las señales *Flujo aéreo* y *Movimientos toracoabdominales* de la figura) propias de los distintos tipos de apneas existentes (obstructivas, centrales y mixtas), junto con las repercusiones asociadas en el nivel de saturación de oxígeno en sangre y en la actividad cerebral de la persona que las padecen (manifestadas en las señales SaO_2^2 y EEG^3 de la figura). Nótese en todos los casos el cese del flujo aéreo naso-bucal. En el caso de la apnea obstructiva se mantienen los movimientos toracoabdominales, mientras que éstos desaparecen en la apnea central.

El SAHS también ha sido denominado, a lo largo de todos estos años, como Síndrome de Hipersomnia y Respiración Periódica, maldición de Ondina y síndrome de Pickwick. Actualmente, en la literatura anglosajona se denomina OSAS (Obstructive Sleep Apnea Syndrome), siendo frecuente encontrar

²Valor de saturación de oxígeno en sangre obtenido de forma invasiva mediante gasometría.

³Electroencefalograma; registra la actividad bioeléctrica cerebral.

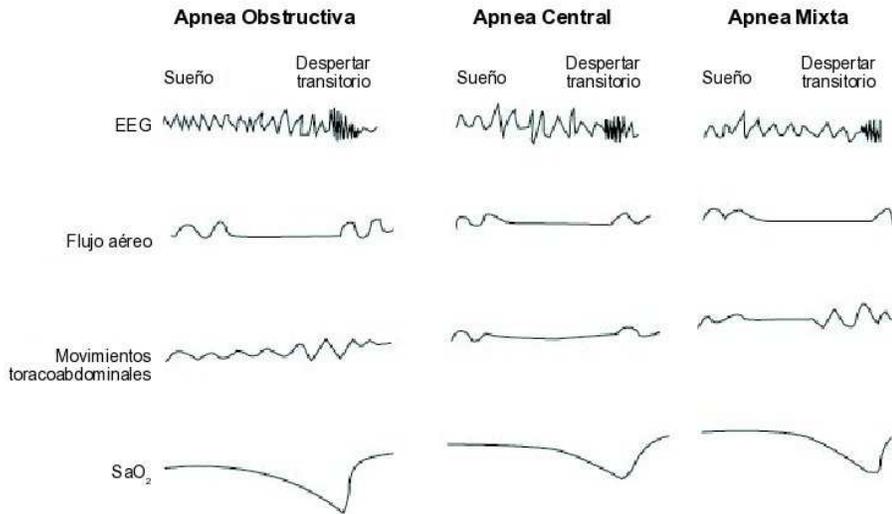


Figura 2.1: Trazado polisomnográfico de las distintas apneas.

también el término SAOS (Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño) o simplemente SAS (Síndrome de Apnea del Sueño). Sin embargo, el documento de consenso antes citado recomienda utilizar el término *Síndrome de Apneas-Hipopneas durante el sueño* y sus siglas *SAHS*, debido a que incluye una referencia específica a las hipopneas y evita el término “obstructiva”, incluyendo también a las apneas mixtas y centrales.

2.1.3. Etiopatogenia.

Para entender la etiopatogenia del SAHS, es decir, las causas y los mecanismos que describen cómo se produce el SAHS, hay que tener en cuenta que el control de la ventilación se realiza por dos vías [10]: la voluntaria y la automática. La vía voluntaria modifica la actividad respiratoria por actividad de la corteza cerebral pero sólo de forma temporal, ya que los cambios fisiológicos secundarios a la modificación ventilatoria terminan por imponer el control de la vía automática. La vía automática es la única que actúa durante el sueño y regula la ventilación según las necesidades del organismo a través de una serie de receptores (quimiorreceptores y mecanorreceptores). Para regular la ventilación del organismo a través de la vía automática se emite desde los centros respiratorios una serie de estímulos dirigidos a dos

grupos musculares: (1) los ventilatorios, responsables de la mayor o menor ventilación pulmonar, y (2) los orofaríngeos, que se encargan de mantener abierta la vía aérea superior con el objeto de mantenerla permeable durante la contracción de los músculos ventilatorios. Ambos grupos musculares han de estar coordinados para que la ventilación pulmonar sea eficaz. Durante la inspiración, la contracción de los músculos ventilatorios provoca una presión pleural subatmosférica (presión negativa) que se transmite a la faringe y permite la entrada de aire en los pulmones. En la región faríngea, esta presión negativa tiende a colapsar la vía aérea superior, pero la acción de los músculos de la vía aérea evita el colapso.

2.1.3.1. Factores responsables del inicio de las apneas.

Cuando existe un defecto en los músculos orofaríngeos, en sus vías nerviosas o en su coordinación con los músculos ventilatorios se pueden producir las apneas obstructivas, puesto que la presión pleural subatmosférica resultante de la contracción de los músculos ventilatorios colapsa la faringe debido a que dichos músculos no reaccionan adecuadamente durante el sueño. Existe una serie de factores anatómicos que pueden sobrecargar los músculos de la vía aérea superior como son las amígdalas gigantes, las malformaciones mandibulares, la hipertrofia lingual y la obesidad. El alcohol es otro agente decisivo puesto que no sólo provoca edema en la vía aérea superior sino que deprime selectivamente la acción de los músculos de dicha región. En definitiva, cuando el balance entre las fuerzas que mantienen abierta la vía aérea superior y las fuerzas que tienden a colapsarla se decanta hacia estas últimas, se producen las apneas obstructivas. En la Figura 2.2 podemos ver las presiones negativas que se forman en la vía aérea superior de un sujeto sano (izquierda) y en la de otro con Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño (derecha), completamente colapsada [10].

En el caso de las apneas centrales, éstas ocurren por alguna alteración de los centros respiratorios y/o sus receptores. Éstos no funcionan adecuadamente como marcapasos y, en consecuencia, se produce la apnea. Respecto a las apneas mixtas, su etiopatogenia es la misma que el de las obstructivas.

2.1.3.2. Factores responsables del fin de las apneas.

Una vez producida la apnea se desencadenan una serie de fenómenos fisiopatológicos que veremos más adelante. Como consecuencia de estos fenó-

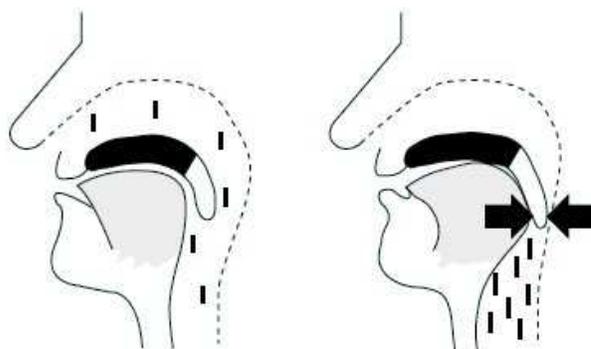


Figura 2.2: Presión negativa en vía aérea superior.

menos se produce un despertar transitorio que provoca la activación de los músculos de la vía aérea superior, superándose la obstrucción. En condiciones normales, obstrucciones de la vía aérea superior de corta duración son superadas debido a que una serie de reflejos subcorticales activan los músculos de la vía aérea superior. En pacientes que sufren apneas, estos reflejos son anómalos ya que la activación de los músculos de la vía aérea superior está condicionada por estímulos que provienen de la corteza, lo que sucede una vez se ha producido el despertar transitorio y una vez se han sucedido todos los fenómenos acontecidos durante las apneas [10].

2.1.4. Fisiopatología⁴, Clínica⁵ y Sintomatología⁶.

Un sujeto que sufre apneas presenta un ciclo muy característico mientras está durmiendo. Al comienzo de este ciclo, el paciente se encuentra en alguna

⁴Estudio de los procesos patológicos (enfermedades), físicos y químicos que tienen lugar en los organismos vivos durante la realización de sus funciones vitales.

⁵Conjunto de las manifestaciones de una enfermedad. Proceso indagatorio orientado al diagnóstico de una situación patológica basado en la integración e interpretación de los síntomas y otros datos aportados por la entrevista clínica con el paciente o el historial de éste, los signos de la exploración física y la ayuda de exploraciones complementarias de laboratorio y de pruebas de imagen.

⁶Conjunto de los síntomas de una enfermedad. Es la referencia subjetiva que da un enfermo por la percepción o cambio que puede reconocer como anómalo o causado por un estado patológico. El término síntoma se contrapone a signo clínico, que es un dato objetizable.

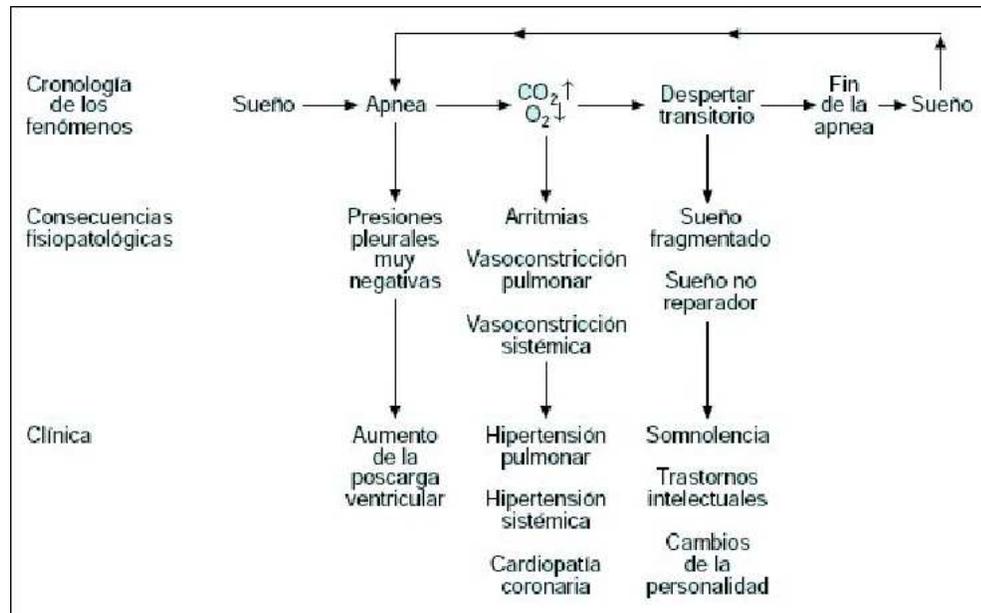


Figura 2.3: Ciclo del sueño en un paciente SAHS.

de las fases del sueño cuando éste sufre una apnea. Como consecuencia de ello se producen una serie de cambios gasométricos que se reflejan en un aumento del nivel de dióxido de carbono (CO_2) y en un descenso del nivel de oxígeno (O_2) en el organismo del paciente que son interpretados por el cerebro, el cual provoca un despertar transitorio con el fin de superar la obstrucción causante de la apnea. Una vez ha sido superada dicha apnea, el paciente entra de nuevo en una de las fases del sueño volviéndose a repetir el mismo proceso. En la Figura 2.3 podemos ver la cronología de los fenómenos repetitivos acontecidos durante el sueño de un paciente con SAHS que originan una serie de consecuencias fisiopatológicas responsables de las principales manifestaciones clínicas presentes en un paciente de este tipo. Las principales consecuencias fisiopatológicas, junto con las manifestaciones clínicas que sufre un paciente con apneas son [10]:

- Presiones pleurales muy negativas, consecuencia de la obstrucción de la vía aérea superior con el fin de vencer la obstrucción existente, provocando un aumento de la post-carga de ambos ventrículos.
- Arritmias, que son ocasionadas por los reflejos procedentes de la vía

Síntomas nocturnos:	Síntomas diurnos:
<i>Ronquido</i>	<i>Hipersomnias</i>
<i>Actividad motora anormal</i>	<i>Cefalea</i>
<i>Interrupción del sueño</i>	<i>Impotencia o disminución de la libido</i>
<i>Enuresis</i>	<i>Trastornos psiquiátricos</i>
<i>Reflujo gastroesofágico</i>	<i>Alteraciones de la voz</i>
<i>Sudación nocturna</i>	<i>Deterioro intelectual</i>
<i>Convulsiones</i>	<i>Déficit de memoria</i>
<i>Insomnio</i>	<i>Accidentes de tráfico</i>
	<i>Sequedad de boca matutina</i>

Figura 2.4: Principales síntomas diurnos y nocturnos presentes en el SAHS.

aérea superior cuando ésta es obstruida.

- Vasoconstricción pulmonar y sistémica, provocada por los cambios gasométricos que sufre el sujeto, causa potencial de hipertensión arterial sistémica y pulmonar, cardiopatía coronaria e hipoventilación diurna crónica.
- Fragmentación del sueño, ocasionado por los despertares transitorios repetidos, provocando un sueño no reparador, siendo esta la causa de la mayoría de las manifestaciones neuropsiquiátricas, como la Excesiva Somnolencia Diurna (ESD), trastornos de conducta y personalidad, pérdida de memoria, irritabilidad, incapacidad de concentración y, en general, deterioro de la capacidad intelectual.

La sintomatología más frecuente y común, asociada a todas estas consecuencias fisiopatológicas y referidas por los pacientes que padecen SAHS, puede verse resumida en la Figura 2.4.

2.1.5. Exploración física.

La exploración física suele mostrar mostrar obesidad (aunque el SAHS puede darse en pacientes no obesos), cuello corto y, en algunos casos, retrognatia (posición del maxilar inferior por detrás de la línea de la frente). La exploración otorrinolaringológica revela una faringe edematosa y pequeña y, en ocasiones, amígdalas hipertróficas e incluso obstrucción nasal. Los signos de insuficiencia cardiorrespiratoria sólo aparecen en los SAHS más avanzados

o cuando se asocian a enfermedades respiratorias, como Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC) [10].

2.1.6. Exploraciones complementarias.

El hemograma y el análisis bioquímico sanguíneo pueden detectar poliglobulia, hiperuricemia, hiperglucemia e hipercolesterolemia, especialmente en pacientes obesos. La radiografía de tórax puede poner de manifiesto la existencia de signos de *cor pulmonale*⁷ o bien cardiomegalia secundaria a cardiopatía isquémica o hipertensiva. La espirometría suele mostrar una alteración ventilatoria restrictiva secundaria a la obesidad. La gasometría arterial durante el día puede mostrar hipoxemia que, en ocasiones, es secundaria a la obesidad, pudiendo llegar a mostrar hiperventilación crónica, en los casos más avanzados. La cefalometría es una técnica radiológica estandarizada de cráneo, cara y cuello que permite medir una serie de distancias y ángulos preestablecidos y es utilizada para valorar las posibilidades quirúrgicas.

2.1.7. Diagnóstico.

El SAHS puede ocurrir a cualquier edad o en pacientes no obesos, pudiendo ser grave con síntomas mínimos. El método recomendado para realizar el diagnóstico definitivo de los pacientes con sospecha de SAHS es la polisomnografía convencional (PSG), que consiste en el registro simultáneo de una serie de variables neurofisiológicas y cardio-respiratorias que van a permitir evaluar la cantidad y calidad del sueño, así como la identificación de eventos respiratorios anómalos junto con su repercusión cardio-respiratoria y neurofisiológica. Los registros deben ser revisados y analizados manualmente por personal cualificado. Un índice AHI superior a 10 es considerado anormal y un AHI superior a 20 suele conllevar un aumento de la mortalidad en estos pacientes. Un AHI entre 10 y 20 se considera leve, entre 20 y 50, moderado y superior a 50, grave [10]. Además, para valorar la gravedad del SAHS debe tenerse en cuenta la duración de las apneas, el grado de desaturación de la oxihemoglobina que ocasionan y la sintomatología clínica.

Sin embargo, en ocasiones son deseables otro tipo de estudios para establecer un diagnóstico sobre un determinado paciente. En las siguientes secciones

⁷Insuficiencia del lado derecho del corazón provocada por una hipertensión arterial prolongada en las arterias pulmonares y en el ventrículo derecho del corazón.

mostraremos las dos principales técnicas diagnósticas utilizadas actualmente, como son la polisomnografía nocturna convencional (PSG) y la poligrafía respiratoria (PR), describiendo cada una de ellas y los principales problemas que presentan.

2.1.7.1. Polisomnografía convencional (PSG).

Una Polisomnografía convencional es una prueba que consiste en registrar de forma supervisada el estado de vigilia y sueño espontáneo de un paciente. Este registro incluye de forma simultánea una serie de variables [10]: a) neurológicas: entre ellas, EEG⁸, EOG⁹ y EMG¹⁰, para poder definir los diferentes estadios del sueño; b) cardio-respiratorias: entre ellas, el flujo aéreo en la boca o la nariz (obtenido mediante neumotacógrafos o termistores), movimientos toracoabdominales (mediante bandas toracoabdominales) y saturación de la oxihemoglobina (medida mediante un pulsioxímetro), que van a permitir clasificar las apneas/hipopneas en obstructivas, centrales o mixtas y valorar el grado de desaturación de oxihemoglobina que provocan. Además, se estudian otras variables como la intensidad del ronquido, los movimientos de las piernas y el ECG¹¹.

La PSG debe realizarse exclusivamente en un entorno hospitalario (concretamente, en un laboratorio de sueño), en horario nocturno o en el horario habitual de sueño del sujeto con un registro no inferior a 6,5 horas y que incluya por lo menos 180 minutos de sueño [20].

El principal inconveniente de la PSG convencional es que es una prueba cara en términos de consumo de recursos sanitarios. El manejo adecuado de los equipos, la colocación de sensores, el mantenimiento del material y la interpretación de los registros requieren de personal sanitario específicamente entrenado para desempeñar este papel, por lo que estos aspectos convierten esta prueba en una prueba cara, provocando que no haya una alta disponibilidad. Esta menor disponibilidad, los elevados costes y relativa complejidad de la PSG hacen que esta prueba de referencia no pueda llegar a toda la población bajo sospecha de padecer SAHS. De acuerdo a distintos estudios realizados en España [21], existe un constatado desfase entre necesidades y medios, lo que ocasiona estar lejos de una situación deseable (tratar al menos

⁸Electroencefalograma, registra la actividad cerebral.

⁹Electrooculograma, registra los movimientos oculares.

¹⁰Electromiograma, registra la actividad muscular (tono muscular).

¹¹Electrocardiograma, registra la actividad del corazón.

al 50 % de la población con SAHS severo). Todo ello ha originado una búsqueda de alternativas diagnósticas más sencillas y baratas que, pese a que tengan una menor precisión diagnóstica, aumenten la accesibilidad diagnóstica a este tipo de pacientes [20].

2.1.7.2. Poligrafía Respiratoria (PR).

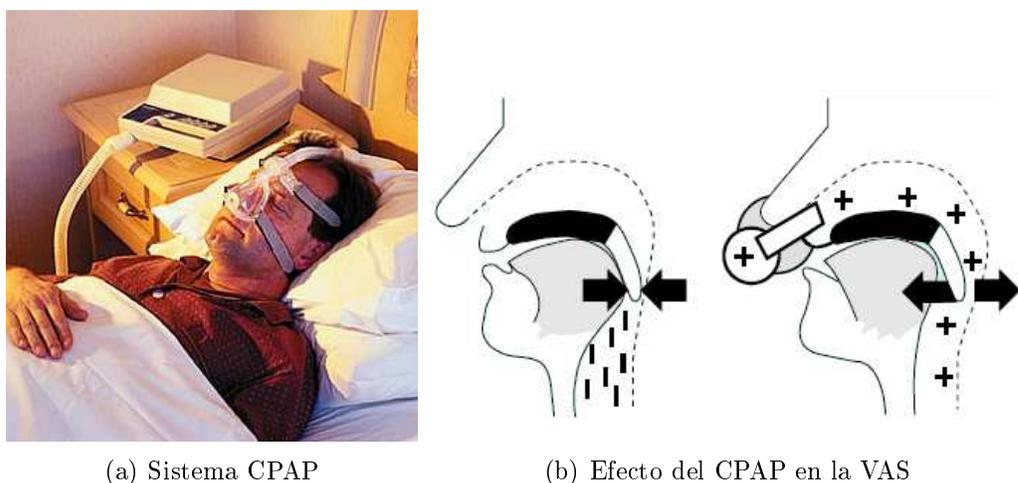
Una de estas alternativas diagnósticas es la Poligrafía Respiratoria (PR) y su utilización se fundamenta en la existencia de estudios [22] que demuestran que la supresión de las variables neurológicas no cambia sensiblemente el diagnóstico, aunque tengan una menor precisión diagnóstica, de tal manera que se pueda abordar un proceso diagnóstico a un mayor número de pacientes. La principal ventaja de la PR es que constituye un método más barato y simple que la PSG convencional y se requiere menos tiempo de dedicación del personal médico en su interpretación. Su principal desventaja radica en que la PR no permite evaluar las variables neurológicas y, en consecuencia, no permite conocer la cantidad ni la calidad del sueño, por lo que el número de eventos no puede dividirse por el número de horas de sueño sino por el tiempo de registro en cama, lo que tiende a infraestimar la severidad del SAHS ya que, en principio, el índice AHI será menor [20].

En principio, los pacientes más adecuados para este tipo de pruebas son aquellos con baja probabilidad clínica de SAHS (en su mayoría se podrá descartar la enfermedad) y aquellos con una alta probabilidad de padecerla (en quienes se podrá establecer el diagnóstico con suficiente certeza).

La PR puede ser supervisada (en un entorno hospitalario) o domiciliaria (sin supervisión médica) y en caso de que la prueba sea negativa en pacientes sintomáticos, éstos deberán ser remitidos para una PSG convencional.

2.1.8. Tratamiento.

El tratamiento del SAHS tiene como objetivo, por el lado del paciente, resolver los síntomas de la enfermedad, normalizar la calidad del sueño, el AHI y las desaturaciones de la hemoglobina y, por el lado del área de la salud pública, disminuir los costos directos e indirectos que esta enfermedad ocasiona. El tratamiento a seguir es amplio e incluye [10]: (1) medidas generales, como llevar una adecuada “higiene de sueño”, la pérdida de peso, la abstinencia alcohólica, evitar dormir en decúbito supino, tratamiento de la obstrucción nasal, etc.; (2) tratamiento farmacológico, pese a que hasta el



(a) Sistema CPAP

(b) Efecto del CPAP en la VAS

Figura 2.5: Tratamiento con CPAP en la vía aérea superior.

momento no constituye una alternativa terapéutica eficaz; (3) el empleo de presión positiva continua de la vía aérea superior por vía nasal (CPAP, del inglés *Continuous Positive Airway Pressure*) mientras el paciente se encuentra durmiendo, que es el tratamiento de elección en la mayoría de los casos; (4) la cirugía y (5) otras alternativas.

El empleo de CPAP sobre la vía aérea es el tratamiento de elección en el SAHS [20]. Su aplicación da lugar a un incremento de la sección de la Vía Aérea Superior (VAS) consiguiendo corregir las apneas obstructivas, mixtas y la mayor parte de las centrales, elimina las hipopneas, suprime el ronquido, evita la desaturación de oxígeno, los despertares transitorios y normaliza la arquitectura del sueño. Además, consigue que los síntomas del SAHS remitan, elimina y/o disminuye la ESD, recupera la capacidad de atención y, en general, mejora la calidad de vida.

Los sistemas CPAP generan constantemente un flujo a través de una turbina que por medio de un tubo corrugado esa presión se transmite a una mascarilla nasal (Figura 2.5a), produciéndose una presión positiva que se transmite a la VAS impidiendo su colapso durante el sueño (Figura 2.5b). Cada paciente necesita una presión determinada de CPAP que debe adecuarse de modo individualizado, existiendo distintas técnicas para establecer esta presión [20].

La CPAP no es un tratamiento curativo sino que su aplicación debe ser continuada, donde obtener un adecuado cumplimiento resulta clave. Ade-

más, todo paciente en tratamiento ha de ser controlado por su especialista para comprobar la desaparición de sus síntomas bajo un protocolo de revisiones periódicas, siendo imprescindible que exista una coordinación en el seguimiento entre el especialista y el médico de atención primaria [20].

2.1.9. Perspectivas de futuro en el diagnóstico del SAHS.

Tal y como se recoge en el documento nacional de consenso [20] citado en la sección 2.1.2, el futuro inmediato en el diagnóstico del SAHS pasa por la búsqueda de sistemas extraordinariamente sencillos en su manejo y aplicación, que puedan emplearse a domicilio y que puedan ser utilizados por personal no experto, aunque la estructura interna de dichos sistemas sea de gran complejidad [20] [23]. Es decir, sistemas sencillos de fácil utilización que posibiliten la realización de estudios de sueño en el domicilio del paciente.

Respecto a los estudios domiciliarios que actualmente se realizan, la práctica totalidad de los mismos se corresponden con estudios realizados mediante PR (el empleo de PSG no supervisadas es escaso) y el número de PR realizadas en el domicilio del paciente ha crecido de forma considerable en los últimos años, pese a que este tipo de pruebas no están exentas de algunas desventajas y limitaciones [20], tal y como veremos en la sección 2.2.3. Sin embargo, el principal problema al que se enfrenta la realización de este tipo de estudios es la validación del equipo. Actualmente, existe un número importante de equipos de PR que no han sido validados y muchos de los que han sido validados, no lo han sido adecuadamente, puesto que la validación ha de ser realizada en el domicilio del paciente y no en el entorno hospitalario [24]. La validación de los equipos es considerada como un requisito deseable y casi obligado pese a que se sabe que es difícil de implementar en aquellas unidades de escasa dotación o que no poseen equipos PSG. La solución a este inconveniente es el uso de equipos PR de forma no supervisada (en el domicilio del paciente) siguiendo un plan de trabajo coordinado entre aquellas unidades con escasa dotación técnica y los centros de referencia (dotados con equipos PSG) que puedan supervisar y controlar los estudios realizados, junto con la implicación directa del médico de atención primaria [20].

Por tanto, podemos concluir diciendo que, pese a que la PSG es la prueba de referencia en el diagnóstico del SAHS, el futuro en el diagnóstico pasa por el uso de sistemas de fácil utilización que permitan realizar estudios PR domiciliarios bajo un programa de coordinación y supervisión que implique tanto al personal médico de las unidades de sueño que disponen equipos PSG

como al médico de atención primaria, que trabaja en unidades con menor dotación técnica.

2.2. Soluciones diagnósticas existentes.

En la sección 2.1.1 queda de manifiesto que el principal problema relativo al SAHS es la falta de accesibilidad diagnóstica existente en la actualidad debido a la insuficiencia de equipos diagnósticos. Ello ha provocado la búsqueda de alternativas diagnósticas que pasan por el empleo de sistemas más baratos y sencillos en cuanto a utilización, fundamentalmente, en el domicilio del paciente.

La *American Sleep Disorders Association* (ASDA) estableció cuatro niveles diagnósticos para la evaluación de los Trastornos Respiratorios del Sueño [25]. Más recientemente, se ha realizado una revisión sistemática de la literatura [24], en la cual tres sociedades científicas, la *American College of Chest Physicians* (ACCP), la *American Thoracic Society* (ATS) y la *American Academy of Sleep Medicine* (AASM) tratan de establecer unas pautas para el diagnóstico del SAHS [26]. Todo ello ha provocado que hayan sido definidos cuatro tipos de sistemas de monitorización para realizar estudios del sueño. Estos sistemas son:

- Sistemas de monitorización Tipo I. Son los dispositivos usados para realizar polisomnografías nocturnas (PSG) en una unidad de sueño y supervisadas por técnicos de sueño.
- Sistemas de monitorización Tipo II. Son dispositivos que pueden grabar las mismas variables que los dispositivos Tipo I pero, en este caso, pueden ser usados fuera de la unidad de sueño sin que esté presente un técnico de sueño durante la grabación.
- Sistemas de monitorización Tipo III. Son dispositivos que no graban las señales que determinan las fases del sueño ni confirman la presencia de despertares transitorios. De forma general, la grabación y estudio se centra en cuatro variables fisiológicas que incluyen dos respiratorias (flujo aéreo y movimientos respiratorios), una variable cardíaca (ECG o frecuencia cardíaca) y saturación de oxígeno en sangre. Existen dispositivos que graban señales adicionales como pueden ser ronquido, posición corporal o detección de movimiento. No se requiere la presencia de un

técnico de sueño durante la grabación, por lo que su realización puede ser domiciliaria.

- Sistemas de monitorización Tipo IV. Se corresponden con dispositivos que graban una o dos variables (saturación de oxígeno en sangre y flujo aéreo, por lo general) que pueden ser utilizados sin la presencia de un técnico de sueño. De forma adicional, existen dispositivos que registran tres variables fisiológicas y están considerados también como sistemas de Tipo IV.

Esta clasificación viene recogida en la Tabla 2.1, donde se indica el nombre que se le da a cada uno de los sistemas, los parámetros mínimos que, de forma general, son registrados, alguna opción adicional que sería deseable ser medida, así como la posibilidad de intervenir durante el transcurso de la monitorización.

NIVEL	Parámetros	Posición	Movimiento piernas	Intervención
I – PSG estándar	Mínimo 7: <i>EEG, EOG, EMG, ECG, esfuerzo respiratorio, flujo aéreo, saturación O₂</i>	documentada	deseable, opcional	POSIBLE
II – PSG portátil	Mínimo 7: <i>EEG, EOG, EMG, ECG, esfuerzo respiratorio, flujo aéreo, saturación O₂</i>	puede ser medida	deseable, opcional	NO POSIBLE
III – Sistemas PR	Mínimo 4: <i>2 variables respiratorias, ECG, saturación O₂</i>	puede ser medida	puede ser medida	NO POSIBLE
IV – Sistemas uni-/bi-parámetro	Mínimo 1: <i>saturación O₂</i>	no medida	no medida	NO POSIBLE

Tabla 2.1: Sistemas de monitorización para realizar estudios de sueño.

Dedicaremos el resto de secciones a describir más detalladamente cada uno de estos sistemas, incluyendo como ejemplos algunos productos comerciales que podemos encontrar hoy en día en el mercado.

2.2.1. Sistemas de monitorización Tipo I (PSG estándar).

Las polisomnografías convencionales (PSG) son en la actualidad la prueba de referencia para establecer un diagnóstico definitivo. La prueba consiste en

el registro de forma supervisada del estado de vigilia y sueño de un paciente a través de una serie de variables neurológicas y cardio-respiratorias, tal y como se explica en la sección 2.1.7.1.

La limitación principal que presentan este tipo de sistemas de monitorización es que son equipos fundamentalmente caros y que requieren de personal cualificado tanto para supervisar la monitorización como para analizarla, siendo causa de que estén al alcance de pocos centros sanitarios. Esta limitación pone de manifiesto la problemática actual dentro del proceso diagnóstico de pacientes bajo sospecha de padecer SAHS.

Meditel Ingeniería Médica, S.L. [27] es una empresa que comercializa bajo la marca *BITMED* un amplio abanico de soluciones aptas para acometer el proceso diagnóstico de pacientes SAHS mediante sistemas de monitorización de todos los tipos anteriormente citados. Un ejemplo de sistema de monitorización Tipo I comercializado por esta empresa es el sistema *Bitmed eXea Ultra* que constituye un sistema polisomnográfico digital de altas prestaciones capaz de registrar 38 canales de entrada. El polisomnógrafo *eXea Ultra*, mostrado en la Figura 2.6a, ofrece una conexión directa al dispositivo mediante *gorro EEG*, posee una memoria interna capaz de almacenar 11 horas de registro (ampliable opcionalmente), presenta un funcionamiento en modo *holter*¹² o en tiempo real y se alimenta a través de una batería interna recargable o mediante conexión directa a la red eléctrica. Ofrece una configuración estándar para la realización de la polisomnografía basada en el registro de variables neurológicas y cardiorrespiratorias, ronquido, movimiento del paciente, presencia de luz ambiente mediante un sensor, tiene un peso ligeramente inferior a 1 Kg. y unas dimensiones de 40x230x165 mm. El conjunto de variables registradas en la configuración estándar pueden verse en la Figura 2.6b.

Este tipo de polisomnógrafos suelen estar fijados a la pared, por encima de la cama donde el paciente debe realizar el estudio de sueño y disponen de algún tipo de sistema de conexión a un ordenador donde reside un software que analiza el sueño del paciente mediante el estudio de las señales que se están registrando. Concretamente, el polisomnógrafo *eXea Ultra* dispone de una conexión por puerto USB a un ordenador personal del tipo PC donde reside el software de análisis *XGPLab* que ofrece un amplio conjun-

¹²Dispositivo grabador de señal (habitualmente ECG) utilizado de forma ambulatoria para detectar irregularidades en la señal grabada mediante un análisis efectuado una vez la grabación ha finalizado.



(a) Dispositivo

Canales registrados		
Neurológicos	Respiratorios	Otros
23 EEG	Flujo por termopar	Ronquido
2 EOG	Banda de esfuerzo torácico	Movimiento
1 EMG	Banda de esfuerzo abdominal	Marcador de eventos de usuario
1 ECG	Pulso	Sensor de luz ambiente
	Saturación de oxígeno	

(b) Configuración estándar

Figura 2.6: Polisomnógrafo *Bitmed eXea Ultra*.

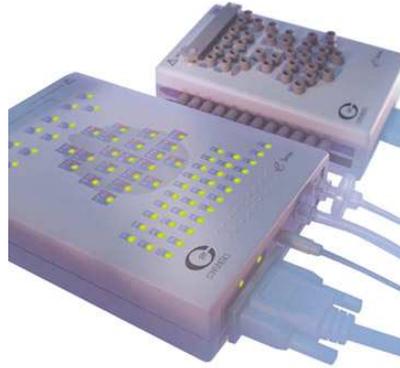
to de posibilidades, entre ellas: análisis de los eventos del sueño, definición manual de nuevos tipos de eventos, exportación de datos a formato ASCII¹³ y EDF¹⁴, generación de informes compatibles con la aplicación *Microsoft Word*, personalización de preferencias de registro y revisión, almacenamiento de fragmentos de la grabación, etc.

Esta empresa ofrece también otros polisomnógrafos, tales como *eXim Pro*, *eXea PSG* (en sus modelos *Serie 3*, *Serie 4* y *Serie 5*), cuyas características son similares al sistema *eXea Ultra* salvo en el número de canales de entrada a registrar, ofreciendo todos ellos una configuración estándar y compartiendo el mismo software de análisis, *XGPLab*.

Actualmente, en los complejos hospitalarios, las redes de computadores son cada vez más prevalentes y sofisticadas, hasta el punto de que se están comercializando dispositivos con capacidades de integración con los estándares Ethernet. En este sentido, la empresa *Compumedics LTD*. [28] presenta el dispositivo *E-Series EEG/PSG* (mostrado en la Figura 2.7), un polisomnógrafo Tipo I de altas prestaciones con una arquitectura TCP/IP integrada que permite conectar el dispositivo a redes Ethernet 10-base-T y monitorizar

¹³Código Estadounidense Estándar para el Intercambio de Información (del inglés, *American Standard Code for Information Interchange*). Es un código de caracteres basado en el alfabeto latino, tal como se usa en inglés moderno y en otras lenguas occidentales, utilizado para representar los caracteres de dicho alfabeto.

¹⁴*European Data Format*, que es un formato diseñado para el intercambio y almacenamiento de señales físicas y biológicas obtenidas a partir de dispositivos comerciales.

Figura 2.7: Polisomnógrafo *E-Series EEG/PSG*.

un estudio polisomnográfico desde cualquier ordenador personal conectado a la red local del propio centro hospitalario o incluso desde sitios remotos. Con capacidad para registrar hasta 57 canales para la adquisición de datos fisiológicos, el polisomnógrafo *E-Series* es adecuado para todo tipo de registros y es uno de los sistemas más potentes disponibles en la actualidad. Al igual que con el polisomnógrafo *Bitmed eXea Ultra*, *Compumedics LTD.* dispone del software de análisis *Profusión PSG*, compatible con toda la familia de productos de *Compumedics LTD.*, para anotación de fases de sueño y eventos significativos, análisis de los datos fisiológicos incluso mientras están siendo captados y generación de resultados en diversos formatos.

2.2.2. Sistemas de monitorización Tipo II (PSG portátil).

Este tipo de sistemas permite la realización de pruebas PSG en el domicilio del paciente siendo capaces de registrar las mismas variables fisiológicas que los sistemas de monitorización Tipo I. Los dispositivos, por lo general, son de menor tamaño y más ligeros que los dispositivos de los sistemas Tipo I. Sin embargo, su recomendación en la práctica clínica es escasa debido fundamentalmente a la imposibilidad de intervención por parte de un técnico de sueño durante la realización de la prueba en caso de que surgiera algún problema. Es por ello que existe un escaso número de estudios publicados que utilicen sistemas de este tipo.

Pese a ello, podemos encontrar en el mercado una amplia gama de sistemas PSG portátiles útiles tanto en entornos hospitalarios como en el domicilio del paciente. Esta gama de sistemas PSG varía desde dispositivos básicos de grabación, capaces de registrar 14 canales de entrada en una memoria con una capacidad para más de 21 horas de registro cuando presentan un funcionamiento en modo *holter* (por ejemplo, el polisomnógrafo *Bitmed eXim Pro* comercializado por la empresa *Meditel Ingeniería Medica, S.L.* [27]), hasta nuevos dispositivos más sofisticados, que incluyen capacidades de transmisión en tiempo real de los datos registrados mediante enlaces inalámbricos hacia ordenadores donde se encuentran potentes aplicaciones software de análisis (como es el caso de los dispositivos *Siesta* y *SOMNOscreen plus PSG*, comercializados por *Compumedics LTD.* [28] y *SOMNOmedics GmbH* [29], respectivamente, que utilizan un enlace de red por radio frecuencia para enviar los datos inalámbricamente a través de un transmisor incorporado, permitiendo una mayor movilidad tanto al paciente como al técnico de sueño).

El polisomnógrafo portátil *SOMNOscreen plus PSG*, mostrado en la Figura 2.8, se presenta como el sistema PSG más pequeño del mercado con unas dimensiones de 140x70x28 mm. y un peso de 220 gramos (batería Li-ION recargable incluida que proporciona 36 horas de continua grabación de un registro PSG completo), capaz de registrar un máximo de hasta 33 canales en una memoria del tipo *Compact Flash* de alta velocidad con una capacidad de 2 GB (datos almacenados con una resolución de 16 bits a una frecuencia de muestreo ajustable de hasta 512 muestras por segundo), constituyendo una solución apta para la realización de estudios de sueño tanto en una unidad de sueño como en el domicilio del paciente. Ofrece la posibilidad de registrar los datos captados en una memoria *Compact Flash* a la vez que éstos son transmitidos a un PC mediante un transmisor inalámbrico, permitiendo que el paciente no esté amarrado a la cama con electrodos y cables. Proporciona una variedad de configuraciones que van desde un simple estudio exploratorio (conocido mediante el término inglés *screening*) hasta un estudio PSG completo permitiendo seleccionar los parámetros que se desean medir. El registro polisomnográfico es analizado por un potente software propietario de análisis y anotación llamado *DOMINO* donde los eventos más significativos (tales como mínimo/máximo valor SpO_2 ¹⁵, máximos incrementos HR (frecuencia

¹⁵Valor de saturación de oxígeno en sangre obtenido de forma no invasiva mediante un sistema de pulsioximetría, a diferencia del valor SaO_2 , obtenido de forma invasiva mediante gasometría. En el rango 80 %-100 % la oximetría percutánea (SpO_2) correlaciona muy bien



Figura 2.8: Polisomnógrafo portátil *SOMNOscreen plus PSG*.

cardiaca; del inglés, *Heart Rate*), duración de las apneas, etc.) son marcados con diferentes colores. Esta herramienta determina el AHI a partir de las desaturaciones, los ciclos de bradicardia-taquicardia y los microdespertares encontrados, clasifica las distintas fases de sueño encontradas y permite la generación de informes personalizables. Además, permite exportar los resultados y los informes a formatos propios de herramientas como *Microsoft Excel* y *SPSS*, de la misma manera que los datos de las señales fisiológicas pueden ser exportadas a formatos EDF⁺¹⁶ y ASCII. Además, ficheros EDF+ pueden ser importados para ser posteriormente analizados.

2.2.3. Sistemas de monitorización Tipo III (PR domiciliaria).

Este tipo de sistemas de monitorización se corresponden con los actuales sistemas de Poligrafía Respiratoria Domiciliaria (PR domiciliaria o PRD) y es en ellos donde se centra el diagnóstico domiciliario. Tal y como se ha dicho en el apartado 2.2, este tipo de sistemas no registran las señales que determinan las fases del sueño ni confirman la presencia de despertares transitorios, limitándose a registrar únicamente, y de forma general, dos variables respiratorias (flujo aéreo y movimientos respiratorios), una variable cardiaca (ECG o frecuencia cardiaca) y la saturación de oxígeno en sangre obtenida mediante sistemas de pulsioximetría, pese a que existen hoy en día dispositivos que registran señales adicionales como pueden ser ronquido, posición corporal o

con la oximetría arterial (SaO₂).

¹⁶*European Data Format plus*, nueva versión del formato EDF, compatible con él, que permite la codificación de grabaciones discontinuas así como diferentes anotaciones.

detección de movimiento.

Las ventajas en la utilización de sistemas PRD son: (1) al ser sistemas más sencillos y baratos que los sistemas PSG están al alcance de un mayor número de unidades de sueño y, por tanto, aumentan la accesibilidad diagnóstica; (2) pueden ser utilizados en el domicilio del paciente, lo que redundaría en una reducción de costes sanitarios y un mayor confort para el paciente al no tener que pernoctar en una unidad de sueño para la realización de la prueba.

Sin embargo, también existen una serie de limitaciones que hay que tener presentes a la hora de realizar una aproximación diagnóstica con este tipo de dispositivos: (1) al no registrar variables neurológicas, los microdespertares relacionados con los esfuerzos respiratorios no son detectados, lo que lleva a una infraestimación del RDI (Índice de Disturbancias Respiratorias, del inglés *Respiratory Disturbance Index*). Además, las hipopneas que producen microdespertares que no cursan con desaturaciones no son detectadas, por lo que el AHI puede estar infraestimado; (2) El AHI obtenido con este tipo de sistemas es calculado dividiendo el número de apneas-hipopneas encontradas por el tiempo total del estudio, frente al tiempo total de sueño utilizado en sistemas tipo I y II, por lo que el AHI obtenido tiende a ser menor que el obtenido por sistemas PSG, pudiéndose producir una infraestimación de la severidad del SAHS; (3) Los sistemas disponibles son heterogéneos en cuanto a los sistemas de medición empleados, por lo que sería necesario un consenso en cuanto a los parámetros a medir, canales necesarios y sistemas de medición; (4) Los estudios de validación realizados con este tipo de dispositivos están mayoritariamente validados en unidades de sueño y no en el domicilio del paciente, lo cual sería aconsejable. Pese a todas estas limitaciones, la PRD es una prueba que cuenta con una amplia aceptación por parte de la comunidad médica como parte del proceso diagnóstico del SAHS puesto que las variables fisiológicas medidas por este tipo de sistemas son suficientes para detectar la mayoría de las apneas (obstructivas, centrales y mixtas).

Una de las características de los sistemas de monitorización Tipo II (PSG portátiles) presentados en la sección anterior es que son capaces de registrar un menor número de variables para los que están diseñados, por lo que dichos dispositivos serían también útiles como sistemas Tipo III. Sin embargo, también existen en el mercado productos diseñados para registrar las variables fisiológicas propias de los sistemas Tipo III. Un ejemplo de sistema PRD es el sistema *SOMNOcheck effort*, fabricado por la empresa *WEINMANN Medical Technology* [30], mostrado en la Figura 2.9, que se presenta como un dispositivo para el diagnóstico de la apnea del sueño capaz de registrar saturación

Figura 2.9: Polígrafo *SOMNOcheck effort*.

de oxígeno en sangre, frecuencia cardiaca, posición, flujo respiratorio y movimientos respiratorios torácicos y abdominales. Presenta unas dimensiones de 65x130x30 mm, posee un peso de 240 g. Funciona con una batería NiMH de 7.2 V que le confiere una autonomía de aproximadamente 13 horas. La grabación es almacenada en una memoria interna donde se almacenan los datos que posteriormente son descargados a un ordenador personal, a través de un puerto serie (RS232), donde será analizada por el software de análisis *ARTISANA* que muestra las apneas e hipopneas identificadas, las desaturaciones en la señal de saturación de oxígeno en sangre y las variaciones encontradas en la frecuencia cardiaca. Existen otros dispositivos de este tipo más modernos, en cuanto a interconexión con ordenadores personales, que incorporan puerto USB para realizar la transferencia de la grabación realizada, como es el caso del polígrafo *Sibelhome plus*, fabricado por la empresa *Sibelmed* [31].

2.2.4. Sistemas de monitorización Tipo IV (Sistemas uni-/bi-parámetro).

Se corresponden con dispositivos que registran una o dos variables (aunque existen dispositivos que registran tres variables y están considerados sistemas Tipo IV). Son los sistemas de monitorización más sencillos y baratos que podemos encontrar en el mercado, permiten la realización de la grabación en el domicilio del paciente, son los que mejor tolerancia presentan pese a que su utilización únicamente está prescrita como método de exploración (del término inglés *screening*) permitiendo identificar pacientes que de forma clara presentan o no un SAHS relevante. Las desventajas presentes en los sistemas de monitorización Tipo III son también aplicables a este tipo de sistemas.

Dentro de este tipo de sistemas de monitorización podemos encontrar pulsioxímetros (veremos diferentes modelos a lo largo de esta memoria de Tesis) como sistemas uni-parámetro y, como ejemplos de sistemas bi-parámetro, podemos encontrar dispositivos que registran, junto a la pulsioximetría, el flujo aéreo nasal, como es el caso del dispositivo *ApneaLink* comercializado por *ResMed* [32], o el ECG, como ocurre en el dispositivo *DR180+ OxyHolter* comercializado por *NorthEast Monitoring, Inc.* [33] que ofrece configuraciones de 3, 5, 7 ó 12 canales ECG. Ambos dispositivos pueden verse en la Figura 2.10.



Figura 2.10: Dispositivos bi-parámetro *ApneaLink* (a) y *OxyHolter* (b).

Estos dispositivos poseen una memoria interna donde se almacena la grabación efectuada y, a la mañana siguiente, una vez que la grabación ha finalizado, ésta es descargada a un ordenador personal donde será analizada por un software de análisis propietario, generalmente comercializado por la misma empresa que distribuye el sistema de monitorización.

2.2.5. Caracterización de los sistemas de monitorización.

A modo de resumen, podemos decir que todos los sistemas de monitorización presentados se corresponden con dispositivos utilizados para, o bien realizar un diagnóstico sobre pacientes bajo sospecha de padecer SAHS (sistemas Tipo I, Tipo II y Tipo III), o bien realizar una exploración sobre los mismos (sistemas Tipo IV). En cualquiera de los dos casos, los sistemas registran una serie de variables fisiológicas, que se almacenan en una memoria

interna y son posteriormente descargadas a un ordenador personal donde son analizadas por herramientas software de análisis específicas. Estas herramientas permiten al médico especialista observar la morfología de las señales, las regiones de las mismas asociadas a situaciones patológicas, a la vez que, de una u otra manera, cuantifican los índices AHI o RDI. A partir del valor de estos índices, el médico especialista decide la forma de proceder con el paciente.

En cuanto al análisis realizado, éste se realiza, por lo general, una vez la grabación ha finalizado (pese a que están apareciendo dispositivos capaces de transmitir en tiempo real los datos de las distintas señales captadas). La transmisión de estos datos es, por lo general, cableada (pese a que existen dispositivos con capacidades inalámbricas). Las herramientas software de análisis empleadas por los médicos especialistas son herramientas de código cerrado, pertenecientes a las mismas empresas que fabrican los dispositivos de monitorización, de forma que el análisis a realizar sobre la grabación efectuada deba realizarse con el software que ofrece la misma empresa a la que se ha adquirido el dispositivo en cuestión.

Existe un amplio consenso que desaconseja la utilización de los sistemas Tipo II (por la problemática que dichos sistemas tienen), así como el uso de sistemas Tipo IV para establecer un diagnóstico definitivo [34][35]. Además, una prueba negativa utilizando sistemas Tipo III o Tipo IV pero acompañada de una fuerte sintomatología sugestiva de SAHS debe ser repetida utilizando otro tipo de sistema de monitorización.

2.3. Sistemas de pulsioximetría nocturna domiciliaria.

Una característica común a todos los sistemas de monitorización presentados en la sección 2.2 es que todos ellos registran la saturación de oxígeno en sangre experimentada por un paciente mientras éste se encuentra durmiendo. Ello se debe a la existencia de una relación directa entre la presencia de obstrucciones en la vía aérea superior (apneas) y desaturaciones en el nivel de oxígeno en sangre, tal y como se puede observar en la Figura 2.3, y que detallaremos en la sección 3.3.1.1. Esta relación es la causa por la cual la saturación de oxígeno en sangre es una de las condiciones listadas por la *American Academy of Sleep Medicine Task Force* [36] para caracterizar los

eventos relacionados con las apneas-hipopneas del sueño. El estudio de la saturación de oxígeno en sangre ha sido de especial interés para identificar pacientes con SAHS en la medida que han ido surgiendo dispositivos capaces de obtener medidas no invasivas del valor de esta variable fisiológica mediante sistemas de pulsioximetría, hasta el punto de que una de las pruebas que se le realiza a un paciente bajo sospecha de padecer SAHS consiste en el registro de la saturación de oxígeno en sangre mientras éste se encuentra durmiendo mediante un dispositivo de este tipo que, en términos médicos, dicha prueba es conocida como *pulsioximetría nocturna* (pudiendo ser domiciliaria o no).

Dedicaremos la sección 2.3.1 a describir el funcionamiento de los sistemas de pulsioximetría y en la sección 2.3.2 haremos una exposición de las principales estrategias empleadas a lo largo de estos años en el análisis de la saturación de oxígeno en sangre para la identificación de pacientes SAHS.

2.3.1. La pulsioximetría.

La pulsioximetría es la medición no invasiva del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos [37]. Esta medición se realiza con un dispositivo llamado pulsioxímetro formado por un transductor con dos pinzas, un emisor de luz y un fotodetector, generalmente en forma de pinza y que se suele colocar, de forma general, en el dedo anular, tal y como se aprecia en la Figura 2.11a. Básicamente, su funcionamiento es el siguiente: el dispositivo emite luz con dos longitudes de onda de 660nm (roja) y 940nm (infrarroja), que son características de la oxihemoglobina y hemoglobina reducida, a través de dos emisores de luz (emisores E1 y E2). La mayor parte de la luz es absorbida por el tejido conectivo, piel, hueso y sangre venosa en una cantidad constante, produciéndose un pequeño incremento de esta absorción en la sangre arterial con cada latido. El porcentaje de oxihemoglobina se calcula en el fotodetector (receptor R1) mediante la comparación de la luz que dicho receptor absorbe durante la onda pulsátil con respecto a la absorción basal. Un ejemplo de un pulsioxímetro puede verse en la Figura 2.11b, donde se muestra un pulsioxímetro portátil con control de pulso y saturación de oxígeno en una pantalla LCD incorporada, correspondiente al modelo *MD300D* de la empresa *Spaincare* [38].

Las ventajas que ofrecen los sistemas de pulsioximetría son [39]: (1) se pueden conseguir fácilmente, (2) son relativamente baratos, (3) pueden satisfacer la gran demanda de las pruebas diagnósticas, (4) la pulsioximetría puede ser realizada en el hogar del paciente y repetida si fuera necesario.



Figura 2.11: Pulsioxímetro.

2.3.2. Estrategias de análisis basadas en la saturación de oxígeno en sangre.

Tal y como se ha dicho al comienzo de esta sección, la saturación de oxígeno en sangre es una de las condiciones listadas por la *American Academy of Sleep Medicine Task Force* para caracterizar los eventos relacionados con las apneas-hipopneas del sueño debido a una presencia repetitiva de desaturaciones en el nivel de oxígeno en sangre junto con sus respectivas resaturaciones, tal y como se explicará en la sección 3.3.1.1, que pone de manifiesto una relación clara entre la presencia de apneas y ciclos de desaturación-resaturación. Debido a esta relación, junto a los avances tecnológicos surgidos entre los sistemas de pulsioximetría, la pulsioximetría nocturna ha sido propuesta como una alternativa más simple y barata a los actuales sistemas PSG para la identificación de pacientes SAHS. Prueba de ello son las diferentes estrategias que podemos encontrar en la literatura relacionada, basadas en el análisis de la señal de saturación de oxígeno en sangre obtenida mediante sistemas de pulsioximetría (SpO_2). En las siguientes secciones presentaremos las estrategias de análisis más importantes.

2.3.2.1. Índice Δ (Δ -index).

Existen estudios [40] [41] que utilizan el índice Δ para cuantificar la variabilidad de las oscilaciones de la saturación de oxígeno en sangre relacionadas con las sucesivas apneas presentes en pacientes que sufren SAHS. Esta variabilidad de la señal es representada de la siguiente forma:

$$\Delta = \frac{1}{n} \sum_1^n \left| \frac{\partial(SaO_2)}{\partial(t)} \right|$$

donde $\left| \frac{\partial(SaO_2)}{\partial(t)} \right|$ representa la variación absoluta experimentada en el valor de saturación de oxígeno en sangre entre dos puntos concretos dentro de un mismo intervalo de tiempo; n representa el número de intervalos de un tamaño fijo previamente predeterminado (y que suele ser de 12 segundos de duración); t representa el tiempo y Δ se corresponde con la suma de las variaciones absolutas entre dos puntos sucesivos, dividido por el número de intervalos. De esta forma, si la saturación de oxígeno en sangre es prácticamente constante durante toda la noche, las variaciones entre dos puntos consecutivos serán mínimas, lo que llevará a índices Δ muy bajos. De forma análoga, y puesto que el perfil típico de un paciente SAHS queda caracterizado por repetitivos ciclos caracterizados por desaturaciones y subsiguientes resaturaciones, las variaciones en la saturación de oxígeno en sangre entre puntos consecutivos serán altas, y producirán valores Δ altos.

Aparte del cálculo de este índice Δ , también son calculados otros valores relacionados con la saturación de oxígeno en sangre, como son saturación media (*mean SaO₂*), saturación mínima (*min SaO₂*) o tiempo acumulado por debajo de una saturación del 90 % (*CT90*¹⁷). Sin embargo, es el índice Δ el que mayor correlación presenta con, o bien el tiempo permanecido en apnea o el índice de disturbancias respiratorias RDI, ambos obtenidos mediante PSG.

2.3.2.2. Índices tradicionales.

Otros estudios [42] [43] establecen que es posible diagnosticar un SAHS relevante a partir del cálculo de un conjunto de índices, a los cuales hemos denominado *índices tradicionales*. Estos índices son los índices ODI2, ODI3, ODI4 (ODI-Oxigen Desaturation Index) y se corresponden con el número de desaturaciones de un 2 %, 3 % y 4 %, respectivamente, desde una línea base previamente establecida, por hora de grabación; y los índices TSA90, TSA88, TSA86, TSA84, TSA82 y TSA80 (TSA-Time Spent in Apnea) que se corresponden con el tiempo permanecido por debajo de un nivel de saturación del 90 %, 88 %, 86 %, 84 %, 82 % y 80 %, respectivamente. Ambos grupos de índices son calculados a partir de los datos obtenidos mediante pulsioxímetros que realizan el registro de los mismos de forma simultánea al

¹⁷Tiempo acumulado por debajo del 90 %; del inglés, *Cummulative Time under 90 %*.

estudio polisomnográfico (PSG). En [43] se establece que es posible realizar una estimación del AHI real a partir de dichos índices y que dicha estimación, aparte de ser clínicamente significativa, podría servir para eliminar la variabilidad diagnóstica entre diferentes observadores.

2.3.2.3. Algoritmos convencionales.

Existen una serie de estrategias que, después de definir de forma concreta cómo van a tratar la identificación de una apnea o hipopnea y en qué consiste una disturbancia respiratoria, analizan la señal SpO_2 a una frecuencia constante para identificar desaturaciones, en función de los criterios previamente establecidos, a partir de una línea base móvil [44], o resaturaciones producidas por los episodios de compensación hiperventilatoria [45]. A partir del número de desaturaciones y/o resaturaciones se calcula el RDI que, generalmente posee una fuerte correlación con el AHI obtenido mediante PSG.

2.3.2.4. Características no lineales.

Existen estudios [46] [47] que evalúan la validez de una serie de características no lineales como test diagnóstico para identificar la presencia de SAHS en pacientes bajo sospecha de padecer esta enfermedad, cuando dichas características son aplicadas sobre valores discretos de saturación de oxígeno en sangre obtenidos mediante pulsioximetría. En [46] se evalúa la característica conocida como Entropía Aproximada (*ApEn-Approximate Entropy*) que es una medida de cuantificación de regularidad en secuencias de datos. A partir del estudio realizado sobre un conjunto de pacientes observaron que pacientes diagnosticados como SAHS mediante PSG presentaban mayores niveles ApEn que aquellos que no fueron diagnosticados como SAHS. Además, la característica ApEn presentaba una fuerte correlación con el AHI obtenido mediante PSG, por lo que concluyen diciendo que el análisis de la característica ApEn sobre valores SpO_2 podría ser útil en el diagnóstico del SAHS.

2.3.3. Caracterización de las estrategias.

A modo de resumen podemos decir que todas las estrategias de análisis sobre la señal de saturación de oxígeno en sangre mostradas en la sección 2.3.2 se caracterizan por realizar un análisis: (1) *global*, es decir, el análisis es

realizado sobre la totalidad de la señal, la cual está disponible antes de que se inicie el proceso de análisis; (2) *off-line*, es decir, una vez que la grabación ha finalizado y sin requerir la presencia del paciente durante el proceso de análisis; y (3) *por paciente*¹⁸, puesto que, independientemente de la estrategia empleada, el proceso de análisis está orientado a emitir un diagnóstico sobre el estado de salud del paciente, tratando de determinar, por cada paciente y de forma individual, si dicho paciente sufre SAHS o no.

Además, y de forma general, todas las estrategias están basadas en un proceso de análisis realizado sobre señales SpO₂ obtenidas de pacientes reales, realizadas en entornos hospitalarios y mientras han sido sometidos a un estudio PSG. Por lo tanto, antes de iniciar el proceso de análisis sobre la señal SpO₂ de forma aislada, se conoce de antemano el diagnóstico que el personal médico ha emitido. De la comparativa entre el diagnóstico obtenido mediante PSG y el diagnóstico predicho por la estrategia utilizada se obtienen, de forma general, altas sensibilidades y bajas especificidades.

2.4. Nuestra propuesta: el sistema SAMON.

Por una parte, tal y como se ha dicho en la sección 2.1.1, el principal problema existente cuando hablamos del SAHS es la falta de accesibilidad diagnóstica, y de ahí que haya un interés en la búsqueda de alternativas diagnósticas. Por tanto, la propuesta que queremos ofrecer ha de ser una *herramienta que, de una u otra manera, sirva para diagnosticar pacientes*.

Por otra parte, la alternativa diagnóstica a las actuales PSG de mayor utilización hoy en día pasa por el uso de sistemas de poligrafía respiratoria (PR) que, tal y como se ha dicho en la sección 2.2.3, registran, de forma general, cuatro variables fisiológicas. Si tenemos en cuenta que el futuro en el diagnóstico del SAHS, tal y como se ha dicho en la sección 2.1.9, pasa por el empleo de sistemas sencillos en su manejo y aplicación, que puedan ser utilizados en el domicilio del paciente y puedan ser utilizados por personal no experto, parece razonable construir un sistema que maneje una sola señal fisiológica, puesto que ello redundará en una mayor sencillez de utilización (advirtase que los sistemas de monitorización Tipo IV se caracterizaban por tener una buena tolerancia por parte de los pacientes). De entre las señales fisiológicas que se ven involucradas en el estudio del SAHS, el tratamiento y análisis de señales SpO₂ resulta adecuado por las ventajas que ofrecen los sistemas

¹⁸del inglés, *per subject analysis*.

de pulsioximetría y porque las distintas estrategias de análisis mostradas en la sección 2.3.2 demuestran que es posible identificar a pacientes SAHS con una alta sensibilidad. Por tanto, la propuesta que queremos ofrecer ha de ser una herramienta que sirva para diagnosticar pacientes a partir de la señal SpO_2 obtenida mediante sistemas de pulsioximetría mientras estos pacientes se encuentran durmiendo en sus domicilios, es decir, una *herramienta que sirva para identificar pacientes SAHS mediante pulsioximetría domiciliaria*.

Además, hay que tener en cuenta que las estrategias de análisis basadas en la señal SpO_2 se limitan a emitir un diagnóstico sobre el estado de salud del paciente tratando de determinar si dicho paciente sufre SAHS o no. Sin embargo, de acuerdo a nuestra experiencia y desde un punto de vista clínico, diagnosticar a un paciente SAHS es más complejo que comprobar que un determinado índice supera o no un umbral preestablecido. Los especialistas médicos están interesados en conocer la sintomatología del paciente, sus hábitos de vida, examinar la pulsioximetría registrada, observar la frecuencia de sus desaturaciones así como su morfología y, por supuesto, todos aquellos datos estadísticos sobre dicha pulsioximetría que de una manera automática se obtienen mediante las herramientas software de análisis con las que están acostumbrados a trabajar dentro del proceso diagnóstico de pacientes bajo sospecha de padecer SAHS. En definitiva, tienden a desconfiar de sistemas/estrategias que basándose en una “caja negra” emiten un diagnóstico global sobre el paciente y, en cambio, se centran en trabajar con las herramientas software de análisis que utilizan habitualmente para, a partir de los resultados obtenidos, tratar de establecer un diagnóstico. Por tanto, la propuesta que queremos ofrecer será un *sistema de ayuda al diagnóstico a partir de la pulsioximetría domiciliaria* realizada sobre los pacientes que facilite al personal médico especializado emitir un diagnóstico sobre un paciente concreto.

Respecto a los sistemas de pulsioximetría, hay que tener presente los avances tecnológicos surgidos en este tipo de dispositivos, respecto a tamaño y capacidades de comunicación, que facilitan su interconexión a dispositivos móviles del tipo PDA o *Smartphone* mediante tecnologías de comunicación inalámbricas (Bluetooth fundamentalmente). Teniendo en cuenta que actualmente este tipo de dispositivos móviles poseen capacidades computacionales altas sería posible construir sistemas de monitorización para este tipo de pacientes que, adecuadamente conectados con pulsioxímetros, permitan registrar la pulsioximetría nocturna. Además, estos dispositivos cuentan con capacidades de comunicación inalámbricas del tipo GPRS/UMTS, por lo

que por medio de estas tecnologías sería posible ofrecer una monitorización remota y/o enviar la pulsioximetría que ha sido registrada en un entorno domiciliario a un entorno hospitalario. Por tanto, estaríamos hablando de un *sistema de ayuda al diagnóstico mediante pulsioximetría nocturna domiciliaria basado en el uso de dispositivos móviles* que facilite al personal médico especializado emitir un diagnóstico sobre un paciente concreto mediante la integración de la pulsioximetría nocturna domiciliaria con las herramientas software de análisis habitualmente utilizadas por los médicos. Dicho sistema, por tanto, permitirá una telemonitorización de pacientes SAHS a la vez que integrará la pulsioximetría nocturna registrada en un ámbito domiciliario con las herramientas software de análisis utilizadas por los médicos especializados en un ámbito hospitalario.

Existen trabajos previos [48] que ponen de manifiesto que las capacidades computacionales de los dispositivos móviles tipo PDA o *Smartphone* permiten ejecutar sistemas de monitorización inteligentes que, por medio de un análisis realizado en el propio dispositivo, permiten identificar situaciones patológicas en tiempo real posibilitando una reacción frente a ellas. Por tanto, si a dicho sistema de monitorización que pretendemos desarrollar le añadimos un módulo de análisis destinado a ser ejecutado en el dispositivo móvil podremos detectar en tiempo real la presencia de apneas mientras el paciente se encuentra durmiendo y, de esta manera, podremos reaccionar frente a aquellas situaciones patológicas que complican el estado del paciente, una vez se ha definido una adecuada política de respuesta, adquiriendo por tanto capacidades proactivas. Por tanto, nuestro sistema será un *sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico mediante pulsioximetría domiciliaria con capacidades proactivas en tiempo real, basado en el uso de dispositivos móviles*.

2.4.1. Caracterización de la estrategia de análisis del sistema SAMON.

Esta proactividad pretende ser conseguida gracias a un proceso de análisis realizado en tiempo real y en el propio dispositivo móvil. Este proceso de análisis estará basado en la estrategia presentada en la sección 2.3.2.2, que proponía un análisis *global, off-line y por paciente*. Sin embargo, nuestra propuesta de detección de apneas en tiempo real a partir de la pulsioximetría estará caracterizada por realizar un análisis: (1) *parcial*, es decir, utilizando

únicamente la señal SpO_2 adquirida hasta un cierto momento; (2) *on-line*, es decir, mientras el paciente se encuentra durmiendo y está siendo monitorizado; y (3) *por fragmento*¹⁹, es decir, orientado a emitir un diagnóstico en un momento determinado sobre la presencia/ausencia de apneas en un fragmento de señal SpO_2 en dicho momento del tiempo.

2.4.2. Funcionalidad del sistema SAMON.

De forma resumida podemos decir que nuestra propuesta es un sistema móvil de monitorización de ayuda al diagnóstico mediante pulsioximetría domiciliaria con capacidades proactivas frente a situaciones apneicas gracias a un análisis en tiempo real realizado sobre la señal SpO_2 . Dicho sistema se ejecutará sobre un dispositivo móvil del tipo PDA o *Smartphone* y ofrecerá la siguiente funcionalidad:

- el sistema se comunicará con un pulsioxímetro para obtener tanto los valores de saturación de oxígeno en sangre como de frecuencia cardiaca instantáneos.
- el sistema realizará una monitorización de un paciente concreto a partir de los valores obtenidos del pulsioxímetro a la vez que éstos son registrados.
- a partir de los valores SpO_2 obtenidos, el sistema realizará de forma local un análisis en tiempo real para detectar la presencia de apneas mientras el paciente se encuentra durmiendo.
- una vez la pulsioximetría ha finalizado, y aprovechando las capacidades de comunicación inalámbricas de este tipo de dispositivos, el sistema enviará la pulsioximetría registrada al médico especialista encargado de dicho paciente para que pueda analizar la grabación realizada con la herramienta software de análisis que utiliza habitualmente y pueda emitir un diagnóstico sobre el estado del paciente.

2.5. Resumen del capítulo.

En este capítulo hemos hecho una caracterización de la enfermedad conocida como Síndrome de Apneas-Hipopneas del Sueño (SAHS), explicando

¹⁹del inglés, *per epoch annotation*.

por qué y como sucede, su fisiopatología, sus manifestaciones clínicas más importantes así como la sintomatología asociada. También hemos presentado la problemática actual asociada a esta enfermedad con la que se enfrenta la comunidad médica, así como las pautas que definen una posible solución.

Hemos presentado una amplia gama de dispositivos de monitorización utilizados para diagnosticar a pacientes bajo sospecha de padecer SAHS, de acuerdo a un esquema de clasificación definido por una serie de sociedades científicas, y que podemos encontrar actualmente en el mercado comercial. De acuerdo a dicha clasificación, especial relevancia tienen los sistemas de pulsioximetría debido a su sencillez y buena tolerancia mostrada ante pacientes afectos de SAHS.

En ese sentido, hemos presentado los sistemas de pulsioximetría nocturna domiciliaria explicando en qué consiste la pulsioximetría y cómo ésta ha sido utilizada en numerosos estudios para proponer diferentes estrategias de análisis con el objetivo de identificar pacientes SAHS. Teniendo en cuenta las particularidades de las estrategias mostradas, hemos realizado una caracterización de las mismas.

Teniendo en cuenta las limitaciones de dichas estrategias, las pautas que definen la posible solución a la problemática actual del SAHS y el conocimiento de experiencias previas que demuestran la viabilidad de construir sistemas de monitorización basados en el uso de tecnologías propias de la Computación Móvil, hemos planteado nuestra propuesta de solución a la falta de accesibilidad diagnóstica: el sistema SAMON. Dicho sistema es un sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico con capacidades proactivas en tiempo real, basado en el uso de dispositivos móviles y tecnologías inalámbricas, y será presentado en el capítulo 4.

Capítulo 3

Detección de apneas en tiempo real.

En el capítulo anterior hemos presentado al sistema SAMON como un sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico con *capacidades proactivas* frente a situaciones apneicas. Esta proactividad es posible mediante la detección en tiempo real de la presencia de apneas, mientras el paciente se encuentra durmiendo, utilizando una estrategia de análisis sobre la señal SpO_2 del paciente que ha sido caracterizada como *on-line, parcial y por fragmento*.

La señal SpO_2 representa la saturación de oxígeno en sangre obtenida mediante sistemas de pulsioximetría. Los eventos relacionados con la apnea del sueño quedan reflejados en dicha señal por una serie de fenómenos que son de utilidad a la hora de determinar si un paciente sufre o no SAHS y qué tipo de SAHS sufre. Además, realizar un procesamiento sobre la señal SpO_2 es relativamente sencillo en comparación con el análisis realizado sobre otras señales que se ven afectadas por la presencia de apneas (por ejemplo, las señales ECG o NAF¹), debido fundamentalmente a la frecuencia de muestreo con la que se trabaja². Por ello, y por otras razones que veremos a lo largo de este capítulo, es por lo que se ha decidido trabajar con la señal SpO_2 .

En este capítulo mostraremos los pasos realizados y decisiones tomadas para conseguir un método de detección de apneas en tiempo real a partir de fragmentos de señal SpO_2 obtenidos mediante sistemas de pulsioximetría. Dicho método de detección debe aportar un alto porcentaje de acierto en la

¹Flujo aéreo nasal; del inglés, *Nasal Airflow*.

²1 Hz frente a los, por lo general, 360 Hz en la señal ECG o 100 Hz en la señal NAF.

identificación de la presencia de apneas, debe tener una computabilidad lo suficientemente baja como para poder ser ejecutado en un dispositivo móvil tipo PDA o *Smartphone*, y debe ser ejecutado en tiempo real. Si conseguimos un método de detección de apneas que posea una alta precisión en la identificación de éstas y sea, además, capaz de realizar esta identificación en tiempo real, tendremos la posibilidad de poder reaccionar frente a las situaciones anómalas que las ocasionan. Si el coste computacional de dicho método es lo suficientemente bajo como para ser ejecutado en dispositivos móviles de recursos limitados y se consigue que dichos dispositivos móviles se comuniquen con sensores que miden los parámetros biológicos adecuados de un individuo, sería posible desarrollar un sistema de monitorización que detectara la presencia de apneas mientras el paciente se encuentra durmiendo. En ese caso, dicho sistema podría ser utilizado como un sistema de monitorización con capacidades proactivas, en la medida que ofrece la posibilidad de poder reaccionar en tiempo real frente a situaciones desfavorables del paciente, basado en el uso de dispositivos móviles, beneficiándose los pacientes del confort que ofrecen estos dispositivos móviles de tamaño reducido.

Para conseguir un método de detección de apneas con un coste computacional bajo hemos utilizado métodos y técnicas de la Minería de Datos, aplicando un proceso de extracción de conocimiento. En este capítulo presentaremos los pasos seguidos y decisiones tomadas para alcanzar dicho objetivo. Comenzaremos explicando en la sección 3.1 tres conceptos como son el *Aprendizaje Automático*, la *Minería de Datos* y la *Extracción de Conocimiento*, y cómo están relacionados. Mostraremos en la sección 3.2 los pasos que hay que seguir en un proceso de extracción de conocimiento y, en la sección 3.3, veremos cómo esta serie de pasos han sido adaptados a nuestro campo de trabajo. Para finalizar, en la sección 3.4, y una vez hemos conseguido un método de detección de apneas, presentaremos una comparativa de dicho método frente a otros métodos propuestos en la literatura que, de una u otra manera, tratan de identificar la presencia de apneas.

3.1. Aprendizaje Automático, Minería de Datos y Extracción de Conocimiento.

El *Aprendizaje Automático* es una rama de la Inteligencia Artificial que se encarga del diseño y desarrollo de algoritmos que permitan a las máquinas

aprender a partir de la experiencia. De forma más concreta, trata de crear programas capaces de generalizar comportamientos a partir de una información no estructurada suministrada en forma de ejemplos [49]. Se trata, por tanto, de un proceso de inducción del conocimiento y está relacionado con áreas como la Minería de Datos, la Estadística, el Razonamiento Inductivo, etc.

La *Minería de Datos* (del inglés, *Data Mining*) es el proceso de extracción de conocimiento útil y comprensible, previamente desconocido, desde grandes cantidades de datos almacenados en distintos formatos [50]. La noción de extracción de conocimiento útil a partir de los datos ha recibido una variedad de nombres tales como minería de datos, extracción de conocimiento, descubrimiento de información, etc., hasta que en 1989 Gregory Piatetsky-Shapiro introdujo el concepto *Knowledge discovery in databases* para enfatizar que el conocimiento es el producto final de un descubrimiento guiado por los datos [51].

El término KDD (*Knowledge Discovery in Databases*) se refiere al proceso no trivial de identificar en los datos patrones válidos, novedosos, potencialmente útiles y, en última instancia, comprensibles [51]. En este contexto, los *datos* son un conjunto de hechos y un *patrón* es una expresión, en algún lenguaje, que describe un subconjunto de los datos o un modelo aplicable a dicho subconjunto de datos. *Identificar un patrón válido* supone, en general, realizar una descripción de alto nivel del conjunto de datos a bajo nivel. Por *no trivial* entendemos que se ha realizado algún tipo de inferencia. Los patrones obtenidos deben ser *válidos* sobre nuevos datos con algún grado de certeza. Se desea que los patrones sean *novedosos*, preferiblemente para el usuario, y *potencialmente útiles*, es decir, que reporten al usuario algún tipo de beneficio. Por último, los patrones han de ser *comprensibles*, si no inmediatamente, sí después de algún tipo de procesamiento. Pero lo más importante de esta definición es que el término *proceso* implica que el proceso KDD comprende una serie de pasos, donde la aplicación de métodos de minería de datos es uno de los pasos del proceso KDD global que consiste en realizar un análisis de los datos y aplicar una serie de algoritmos que producen una serie de patrones sobre los mismos.

El proceso KDD supone, de una forma resumida, (1) usar una fuente de datos junto con algún tipo de selección, preprocesado, re-muestreo y transformación sobre ella; (2) aplicar métodos de minería de datos para enumerar una serie de patrones a partir de ella; (3) evaluar los productos obtenidos por la aplicación de dichos métodos para identificar el conjunto de patrones esti-

mados como conocimiento. En resumen, podemos decir que el proceso KDD es un proceso global que, mediante una serie de pasos que incluyen técnicas de la minería de datos aplicadas sobre datos, se extrae nuevo conocimiento como producto final.

Volviendo al campo de trabajo que nos ocupa, y tal y como se ha dicho en la introducción de este capítulo, se pretende conseguir un método de detección de apneas en tiempo real a partir de fragmentos de señal SpO_2 que pueda ser ejecutado en dispositivos móviles. La obtención de este método puede ser vista como la ejecución de un proceso KDD partiendo de una fuente de datos de señales de saturación de oxígeno en sangre y obteniendo, como producto final, un modelo implementable mediante un lenguaje de programación. Es por eso que, en la sección 3.2 vamos a describir los diferentes pasos que componen el proceso KDD y en la sección 3.3 explicaremos cómo hemos adaptado dichos pasos a nuestro campo de trabajo teniendo en mente el objetivo planteado.

3.2. El proceso KDD.

Tal y como se ha dicho en la sección 3.1, el proceso KDD es un proceso global cuyo producto final es considerado como nuevo conocimiento. Este proceso es un proceso iterativo e interactivo donde el usuario ha de tomar algunas decisiones [51] y comprende una serie de pasos, tal y como puede observarse en la Figura 3.1, publicada en [51], que son descritos a continuación:

1. Comprensión del dominio de aplicación. Definido ese dominio hay que identificar el objetivo del proceso KDD desde el punto de vista del usuario. Dedicaremos la sección 3.3.1 para explicar la interpretación fisiológica que tiene la saturación de oxígeno en sangre y cómo está relacionada con la apnea del sueño. Una vez se ha definido el campo de aplicación en el que se va a trabajar definiremos el objetivo del proceso KDD adaptado a nuestro campo de trabajo.
2. Creación de un conjunto de datos de aplicación. Implica seleccionar una fuente de datos y/o centrarse en un conjunto de variables sobre las que se va a realizar un descubrimiento de conocimiento. En la sección 3.3.2 veremos la fuente de datos escogida, así como las operaciones de selección y transformación realizadas sobre dicha fuente de datos para crear el conjunto de datos de aplicación.

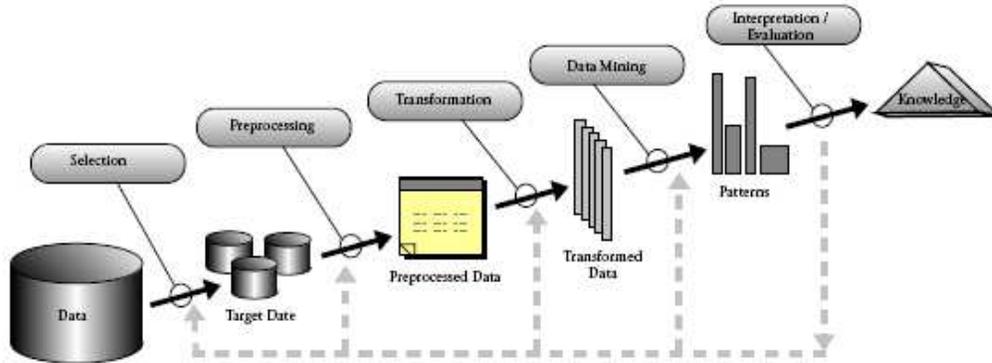


Figura 3.1: Visión global de los pasos que componen el proceso KDD.

3. Limpieza y preprocesado de datos. Las operaciones básicas incluyen eliminación de ruido, así como decidir las estrategias para el manejo de datos perdidos.
4. Reducción de datos. Consiste en encontrar características útiles para representar los datos dependiendo del objetivo de la tarea a realizar. Con esta reducción, el número de variables a considerar puede ser reducido o se pueden encontrar representaciones invariantes de los datos. Dedicaremos la sección 3.3.4 a explicar el preprocesamiento que se realiza sobre el conjunto de datos de aplicación para obtener una serie de valores representativos de dicho conjunto.
5. Ajuste de los objetivos del proceso KDD a un método específico de minería de datos, como puede ser clasificación, regresión, clustering, etc. En la sección 3.3.5 definiremos el objetivo planteado en el paso 1 desde un punto de vista de la Minería de Datos.
6. Análisis y modelado explicativo y selección de hipótesis. Consiste en elegir los algoritmos de minería de datos y seleccionar los métodos a usar para la búsqueda de patrones. Este paso incluye decidir qué modelos y parámetros podrían ser apropiados para la consecución del objetivo planteado. En la sección 3.3.6 explicamos las decisiones de diseño tomadas bajo las cuales se va a realizar el paso propio de minería de datos.

7. Proceso de minería de datos. Consiste en la aplicación de los algoritmos de minería de datos elegidos para la búsqueda de patrones de interés en una representación particular de los datos incluyendo reglas de clasificación, árboles de decisión, regresión o clustering. Esta aplicación de algoritmos junto con la metodología seguida para ello se aborda en la sección 3.3.7.

8. Interpretación de los patrones extraídos. Dedicamos la sección 3.3.8 para mostrar una evaluación de los patrones obtenidos, de acuerdo a los criterios de evaluación adoptados. Como resultado de dicha interpretación es posible volver a cualquiera de los pasos 1-7 para realizar una nueva iteración. Este paso puede suponer visualizar los patrones extraídos o visualizar los datos dados por los modelos extraídos. En la sección 3.3.9 describimos una serie de decisiones de diseño con la idea de mejorar el rendimiento del patrón final.

9. Actuación sobre el conocimiento descubierto. Lo cual implica usar el descubrimiento directamente, incorporándolo a otro sistema para realizar acciones mayores o, simplemente, documentándolo e informando a las partes interesadas.

El paso 7, *proceso de minería de datos*, es el paso principal del proceso KDD. Sin embargo, los pasos adicionales son esenciales para asegurar una satisfactoria aplicación del proceso KDD en la práctica (es decir, asegurar que se va a extraer nuevo conocimiento a partir de los datos).

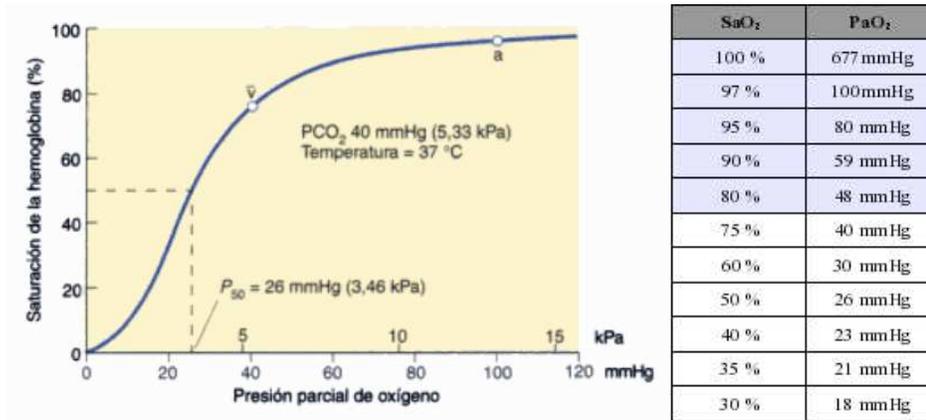
3.3. Adaptación del proceso KDD.

Tal y como se ha dicho al final de la sección 3.1, conseguir un método de detección de apneas en tiempo real a partir de fragmentos de señal SpO₂ que pueda ser ejecutado en dispositivos móviles puede obtenerse siguiendo un proceso KDD. Por ello, vamos a describir la particularización que hemos realizado en cada uno de los pasos que componen el proceso KDD genérico, teniendo presente nuestros objetivos particulares planteados.

3.3.1. Dominio de aplicación: Apneas y saturación de oxígeno en sangre.

La sangre transporta los gases respiratorios por todo el organismo. El oxígeno se transporta desde los alveolos pulmonares hasta las células de los tejidos del organismo mientras que el dióxido de carbono se transporta desde los tejidos hasta los pulmones para que sea eliminado del organismo. Este intercambio gaseoso se produce por mecanismos de difusión debido a las distintas presiones parciales de oxígeno (PO_2) y dióxido de carbono (PCO_2) existentes en el aire alveolar y en los tejidos [52].

La mayor parte del oxígeno es transportado por una proteína llamada *hemoglobina*. Cada molécula de hemoglobina (Hb) puede combinarse con cuatro moléculas de oxígeno formando *oxihemoglobina* (HbO_2). La facilidad con la que la hemoglobina acepta una molécula de oxígeno depende del número de enlaces de unión que ya estén ocupados por otras moléculas de oxígeno. Existe una cooperación entre los enlaces de unión, de modo que la ocupación de uno de los cuatro enlaces facilita la unión de una segunda molécula, y así sucesivamente. Como consecuencia, la cantidad de oxígeno unido a la hemoglobina aumenta siguiendo una curva sigmoide a medida que aumenta la PO_2 (Figura 3.2a). Esto se conoce como *curva de disociación de la oxihemoglobina*.



(a) Curva de disociación de la oxihemoglobina

(b) Valores SaO_2 vs. PO_2

Figura 3.2: Relación entre presión parcial de oxígeno y saturación de oxígeno en sangre.

hemoglobina y la naturaleza sigmoide de esta curva es significativa desde un punto de vista fisiológico porque: (1) a medida que la PO_2 disminuye desde 100 mmHg (valor normal de la presión parcial de oxígeno en sangre arterial) hasta unos 60 mmHg, la saturación de la hemoglobina con oxígeno sólo disminuye en un 10 %; (2) cuando la PO_2 disminuye por debajo de 60 mmHg, la curva se vuelve relativamente pronunciada y pequeños cambios en la PO_2 provocan grandes cambios en el grado de saturación de la hemoglobina. Esta curva provoca que exista una relación entre la presión de oxígeno (PO_2) y la saturación de oxígeno en sangre (SaO_2), de tal manera que, cuando la PO_2 en sangre arterial es de 100 mmHg la hemoglobina está saturada al 97% (punto a); cuando la PO_2 en sangre venosa es de 40 mmHg la saturación de oxígeno en sangre se corresponde con un 75% (punto \vec{v}), tal y como se aprecia en la Figura 3.2b.

Hay que distinguir entre cantidad de oxígeno de un volumen dado y porcentaje de saturación, que sólo indica qué proporción de hemoglobina está saturada. Dicha distinción queda clara a partir de las siguientes definiciones:

1. Contenido de oxígeno. Es la cantidad de oxígeno en una muestra de sangre dada, independientemente de que la muestra se haya obtenido de una arteria o una vena. Representa la cantidad de oxígeno combinado con hemoglobina más la cantidad de oxígeno disuelto en plasma.
2. Capacidad de transporte de oxígeno. Es la cantidad máxima de oxígeno que puede combinarse con la hemoglobina de una muestra de sangre dada. Depende, lógicamente, del contenido de hemoglobina.
3. Saturación de oxígeno. Es la proporción de oxígeno combinado con hemoglobina en una muestra dada de sangre con respecto a la capacidad de transporte de oxígeno de dicha muestra. Se expresa en porcentaje a partir de la siguiente fórmula [52]:

$$\% \text{ de saturación} = \frac{\text{contenido } O_2 - O_2 \text{ disuelto}}{\text{capacidad } O_2} \times 100$$

3.3.1.1. Relación entre apneas del sueño y saturación de oxígeno en sangre.

La saturación de oxígeno en sangre es una de las condiciones listadas por la *American Academy of Sleep Medicine Task Force* [53] para caracterizar

los eventos relacionados con las apneas-hipopneas del sueño debido a una presencia repetitiva de desaturaciones en la saturación de oxígeno junto con sus respectivas resaturaciones [36]. Esta presencia cíclica de desaturaciones con sus correspondientes resaturaciones se pone de manifiesto en la Figura 3.3, donde se pueden ver los patrones respiratorios de un paciente con apnea obstructiva del sueño durante un período de tiempo de 3 minutos. En ella podemos ver cómo el comienzo de una apnea obstructiva (marcador O) queda caracterizado por una disminución del flujo aéreo en las vías aéreas superiores del individuo (caracterizada por una atenuación en amplitud de las ondas de la señal $FLOW_{na}$, que representa el flujo aéreo nasal y oral) y por una disminución de los movimientos toraco-abdominales del individuo (caracterizados por una atenuación en amplitud de las ondas de la señal $RESP_{su}$, que representa la suma de los esfuerzos respiratorios de la cavidad torácica y abdominal, ambos representados por las señales $RESP_{th}$ y $RESP_{abd}$). Como consecuencia de esta disminución en el flujo aéreo en las vías superiores del individuo, se produce una desaturación de oxígeno en sangre (caracterizada por un decremento gradual del nivel de saturación de oxígeno en sangre en la señal SaO_2), recuperando valores normales después de superar la obstrucción en las vías aéreas superiores causante de la apnea obstructiva, momento que es reflejado por un incremento en amplitud de las ondas de las señales $FLOW_{na}$, $RESP_{th}$ y $RESP_{abd}$.

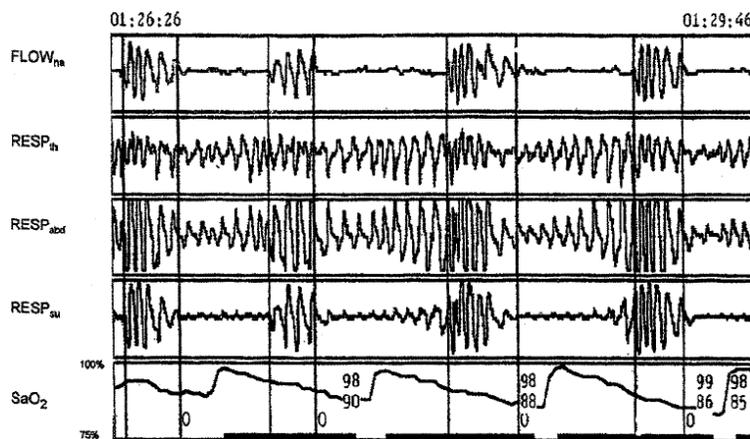


Figura 3.3: Patrones respiratorios para un paciente con apneas obstructivas.

Por tanto, cuando una persona está durmiendo y sufre una apnea o hipopnea, esta obstrucción es la responsable de que dicha persona experimente un

cambio gasométrico en su organismo [20], como consecuencia de la desaturación de oxígeno en sangre que dicha obstrucción provoca. Sin embargo, conviene mencionar que existen situaciones caracterizadas por la presencia de desaturaciones en el nivel de oxígeno en sangre que no tienen una naturaleza apneica (desaturaciones no-apneicas), así como limitaciones al paso del aire con origen apneico que no ocasionan desaturaciones importantes.

3.3.1.2. Obtención de la saturación de oxígeno en sangre de forma no invasiva.

Tal y como se ha dicho en la sección 2.3.1, la pulsioximetría es la medición no invasiva del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos y se realiza con un dispositivo llamado pulsioxímetro. La pulsioximetría no puede sustituir a la gasometría (puesto que no mide la PO_2 , la PCO_2 o el pH). Sin embargo, supera a ésta en rapidez y monitorización, ofreciendo una alta fiabilidad para valores entre el 80-100 %. De esta manera, los valores de saturación de oxígeno en sangre obtenidos de forma no invasiva mediante pulsioximetría se corresponderán con valores SpO_2 , a diferencia de los valores de saturación de oxígeno en sangre obtenidos de forma invasiva mediante gasometría, que se corresponden con los valores SaO_2 . A lo largo de este trabajo, y puesto que queremos desarrollar un sistema de monitorización que se interconectará con dispositivos de pulsioximetría, trabajaremos con valores SpO_2 y cualquier referencia a valores de saturación de oxígeno en sangre serán referencias a valores SpO_2 .

3.3.1.3. Objetivos del proceso KDD.

Los avances tecnológicos surgidos entre los pulsioxímetros con respecto a su tamaño y capacidades de comunicación inalámbricas (la mayoría de ellos soportan comunicación por Bluetooth) facilitan su interconexión con dispositivos móviles. Esta interconexión posibilita la construcción de sistemas de monitorización que podrían ser utilizados, en algunos casos, como herramientas de ayuda al diagnóstico. Además, realizando un análisis adecuado sobre la saturación de oxígeno en sangre se podrían identificar en tiempo real situaciones anómalas que provocan que el paciente se encuentre en situaciones desfavorables y, de esa manera, poder reaccionar frente a ellas.

En este trabajo se pretende desarrollar un sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico con capacidades proactivas en tiempo real, basado en el

uso de dispositivos móviles y comunicaciones inalámbricas, que pueda ser utilizado en el proceso diagnóstico de pacientes bajo sospecha de padecer SAHS, como alternativa más barata y sencilla a las actuales PSG. Estas capacidades proactivas sólo son posibles si dicho sistema de monitorización realiza un análisis en tiempo real de la evolución de la saturación de oxígeno en sangre experimentada por el paciente mientras éste se encuentra durmiendo, de forma que sea posible la detección en tiempo real de situaciones anómalas en el momento en que éstas son generadas y, de esta forma, poder reaccionar frente a ellas.

Para ello, es necesario desarrollar un método de detección de apneas a partir de la señal SpO_2 , obtenida mediante sistemas de pulsioximetría y mientras el paciente se encuentra durmiendo, que pueda ser ejecutado en tiempo real y que sea lo suficientemente ligero, desde un punto de vista computacional, para que su ejecución sea posible en un dispositivo móvil. Para lograr este objetivo con estas restricciones se decide explorar las posibilidades que nos ofrecen las herramientas y métodos de la minería de datos.

3.3.2. Selección de una fuente de datos adecuada.

A la hora de seleccionar una fuente de datos adecuada para encarar la etapa de *minería de datos* se recurrió al portal de Internet *PhysioNet* [54]. *PhysioNet* es un portal que ofrece de forma gratuita acceso vía web a una gran colección de señales fisiológicas que han sido anotadas por personal especializado y que se corresponden con grabaciones realizadas a pacientes reales, así como una serie de herramientas software de código abierto para el tratamiento de éstas. En su sección *PhysioBank* podemos encontrarnos con bases de datos cardiológicas con señales ECG digitalizadas de enfermos cardíacos, neurológicas con mediciones de la velocidad del temblor del dedo en pacientes con enfermedad de Parkinson, o bases de datos multi-parámetro que incluyen una variedad de señales fisiológicas digitalizadas, como ECG, flujo aéreo nasal, esfuerzo respiratorio o SpO_2 .

3.3.2.1. Apnea-ECG Database.

De entre las bases de datos multi-parámetro hemos seleccionado la fuente de datos *Apnea-ECG Database* [55] debido fundamentalmente a que: (1) incluye registros con señales SpO_2 anotadas; (2) es ampliamente usada por la comunidad científica; y (3) constituye un punto de referencia para eva-

luar nuestra estrategia contra otras estrategias que usan otro tipo de señales. *Apnea-ECG Database* consta de 70 grabaciones correspondientes a hombres y mujeres de entre 27 y 60 años que contienen una señal ECG digitalizada a 100 Hz con 12 bits de resolución y aproximadamente 8 horas de duración. Cada grabación contiene un conjunto de anotaciones de referencia (expresadas mediante las etiquetas *A* o *N*, indicando *apnea* o *episodio normal*, respectivamente), una por cada minuto de grabación, realizada por expertos médicos basándose en diferentes señales fisiológicas grabadas simultáneamente. Cada anotación está asociada con un minuto de fragmento de señal indicando la presencia o ausencia de una apnea en progreso al comienzo de dicho minuto.

3.3.2.2. Conjunto de datos de aplicación.

Apnea-ECG Database proporciona ocho grabaciones especiales que contienen tres señales respiratorias (flujo aéreo nasal, esfuerzo respiratorio torácico y esfuerzo respiratorio abdominal) y una señal de saturación de oxígeno en sangre obtenida mediante sistemas de pulsioximetría (SpO_2). De esos ocho registros se seleccionó el canal de saturación de oxígeno en sangre, muestreado a 100 Hz, y se transformó en una señal de saturación de oxígeno en sangre digitalizada a 1Hz, usando para ello la herramienta *xform* (disponible también de forma libre en PhysioNet), debido a que los pulsioxímetros de hoy en día proporcionan una muestra SpO_2 cada segundo. En la Tabla 3.1 podemos ver un resumen de las características de los ocho registros que incorporan señales respiratorias, incluyendo la duración de la grabación, número de minutos etiquetados como *N*, número de minutos etiquetados como *A* e índice AHI, así como algunas de las características de las personas a quienes corresponden dichas grabaciones, incluyendo edad, sexo, peso y altura.

Un fragmento del canal SpO_2 digitalizado a 1Hz almacenado en el registro *a01* de la fuente de datos *Apnea-ECG Database*, junto con sus anotaciones de referencia, puede verse en la Figura 3.4.

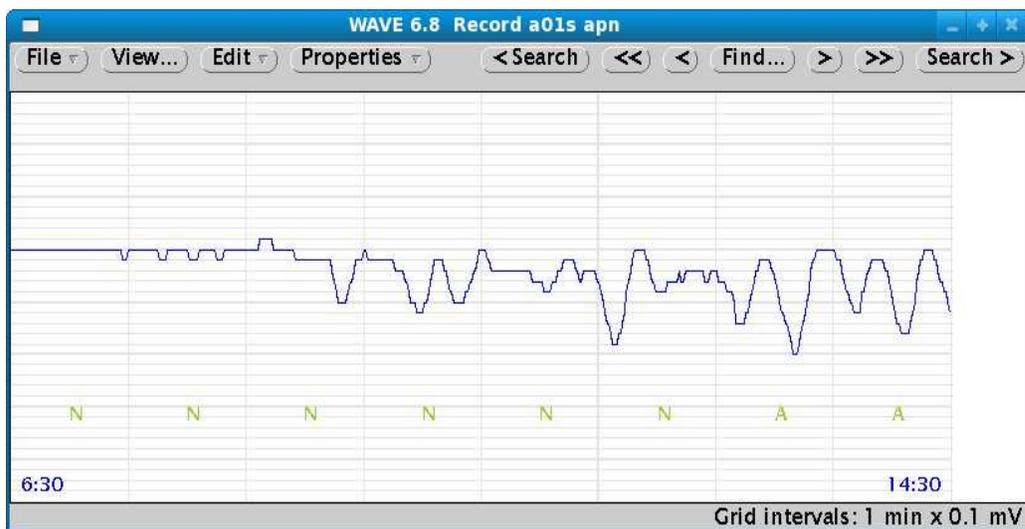
El conjunto de datos de aplicación será la unión de todas las muestras de los canales SpO_2 de los ocho registros de *ApneaECG-Database*, muestreados a una frecuencia de 1 Hz, junto con las anotaciones asociadas.

3.3.3. Limpieza de datos: eliminación de artefactos.

En el conjunto de datos de aplicación existen anotaciones que están asociadas con fragmentos de señal cuyos valores SpO_2 son todos nulos (valor

Registro	Duración (minutos)	Minutos etiquetados N	Minutos etiquetados A	AHI	Edad	Sexo	Altura (cm)	Peso (Kg)
a01	490	20	470	69.6	51	M	175	102
a02	529	109	420	69.5	38	M	180	120
b01	488	469	19	0.24	44	F	170	63
c02	503	502	1	0	37	M	180	83
c03	455	455	0	0	39	M	184	65
a03	520	274	246	39.1	54	M	168	80
a04	493	40	453	77.4	52	M	173	121
c01	485	485	0	0	31	M	184	74

Tabla 3.1: Resumen de características de los registros.

Figura 3.4: Fragmento de señal SpO_2 anotado.

$SpO_2 = 0$). Esas situaciones, las cuales aparecen fundamentalmente al comienzo y al final de las grabaciones, se corresponden con momentos durante la grabación en los que el pulsioxímetro ha estado desconectado o la lectura

del valor informado por éste no era posible. Con el objetivo de no introducir ruido en el conjunto de datos de aplicación, se ha optado por eliminar todos aquellos fragmentos de señal (junto con su anotación asociada) donde los valores de sus muestras son todos nulos pese a la existencia de una anotación asociada.

3.3.4. Reducción de datos: Extracción de características de los datos.

Para conseguir el objetivo planteado tenemos que desarrollar un método de detección de apneas a partir de la señal SpO_2 , obtenida mediante sistemas de pulsioximetría, que pueda ser ejecutado en tiempo real y que sea lo suficientemente ligero, desde un punto de vista computacional, para que su ejecución sea posible en un dispositivo móvil. Además, dicho método de detección de apneas estará basado, de acuerdo a lo establecido en la sección 2.4.1, en una estrategia de análisis *parcial, on-line y por fragmento*.

Sin embargo, el conjunto de datos de aplicación proporciona una ingente cantidad de datos que no aporta mucha información de interés puesto que los datos se corresponden con valores SpO_2 instantáneos que varían en el rango $[0, 100]$. En principio, a partir de estos valores instantáneos no se puede deducir ningún conocimiento relevante (salvo que valores inferiores al 90 % no se corresponden con saturaciones normales) y, por tanto, es necesario buscar relaciones entre ellos para poder inferir un conocimiento a partir de éstos.

Por tanto, para abordar el objetivo del proceso KDD planteado utilizando técnicas y métodos de la Minería de Datos se han realizado las siguientes acciones, tal y como puede verse en la Figura 3.5:

1. Dividir las señales SpO_2 en fragmentos de 60 s. (que es la frecuencia con la cual dichas señales se encuentran anotadas) y extraer la anotación correspondiente.
2. Realizar un preprocesamiento sobre cada fragmento SpO_2 obtenido para extraer una serie de características relevantes y que estarán asociadas a dicho fragmento de señal. Estas características serán los índices *odi2*, *odi3*, *odi4*, *tsa95*, *tsa90*, *tsa85*, *tsa80* y *tsa70* junto con la anotación correspondiente (*A* o *N*), y el resultado de dicho preprocesamiento sobre el conjunto de datos de aplicación formará el conjunto de datos *S*:

$$S = \{(odi2, odi3, odi4, tsa95, tsa90, tsa85, tsa80, tsa70, tag) \mid tag = A \vee N\}$$

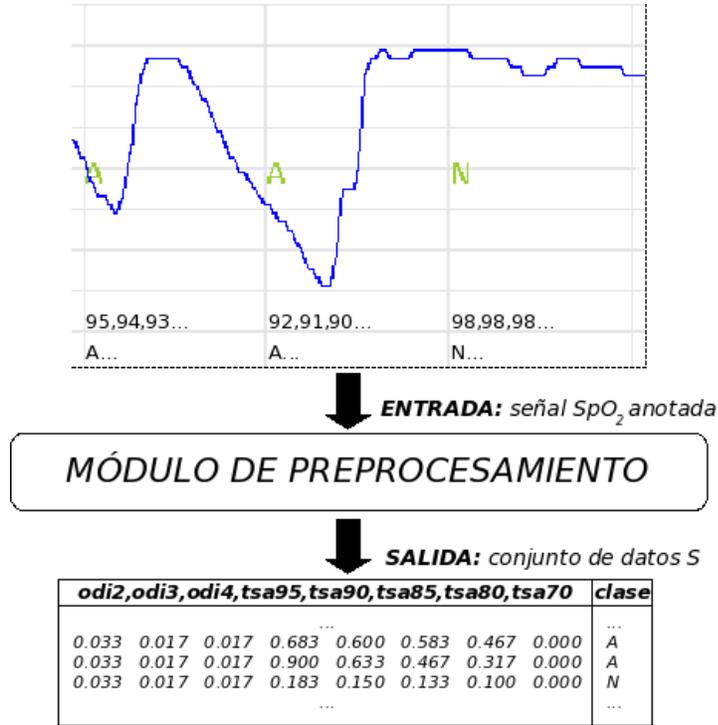


Figura 3.5: Ejemplo de preprocesamiento de tres fragmentos de señal SpO_2 .

Para obtener los índices *odi*, inicialmente se identifica, para cada fragmento de señal, los intervalos de desaturación D_i ($D_i=[ds_i..de_i]$) y resaturación R_i ($R_i=[rs_i..re_i]$). Por cada intervalo de resaturación R_i , establecemos la siguiente línea base b_{i+1} usada para calcular los valores *dip2*, *dip3* y *dip4* correspondientes al siguiente intervalo de desaturación D_{i+1} , es decir, el número de caídas de un 2%, 3% y 4% respecto a la línea base b_{i+1} , tal y como puede verse en la Figura 3.6. Los índices *odi* se corresponden con la suma de los valores *dip* en cada intervalo de desaturación D_i dividido el tamaño del fragmento de señal. Como línea base utilizamos una línea base móvil [44] puesto que dicha estrategia proporciona una línea base mucho más realista, es decir, una línea base que permanece siempre por encima del 90% [56]. Como valor de línea base se estableció el valor de señal más alto en cada intervalo de resaturación. Para obtener los índices *tsa* se computó el tiempo que la señal permanecía por debajo de una saturación del 95%, 90%, 85%, 80% y 70%, tal y como aparece en la Figura 3.7.

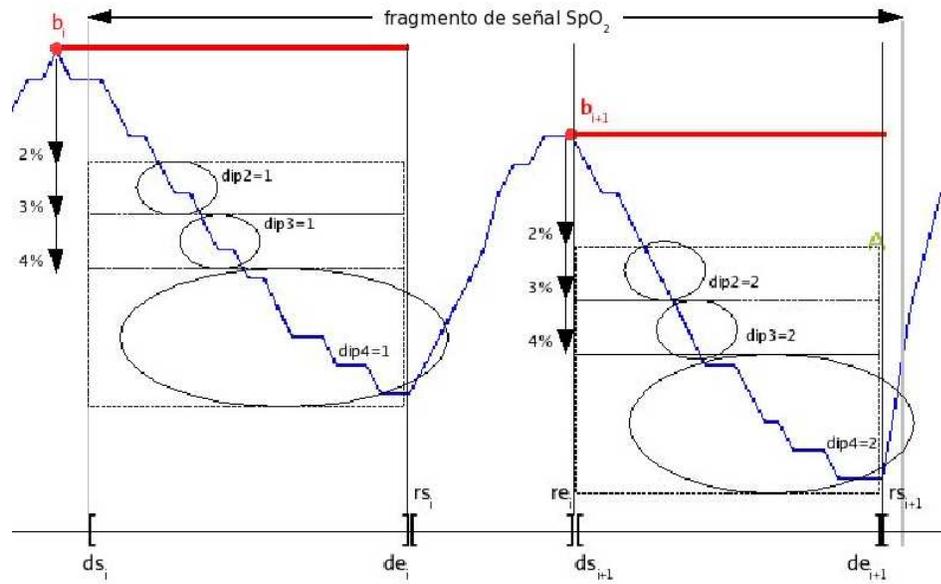


Figura 3.6: Preprocesamiento realizado para obtener los índices *odi*.

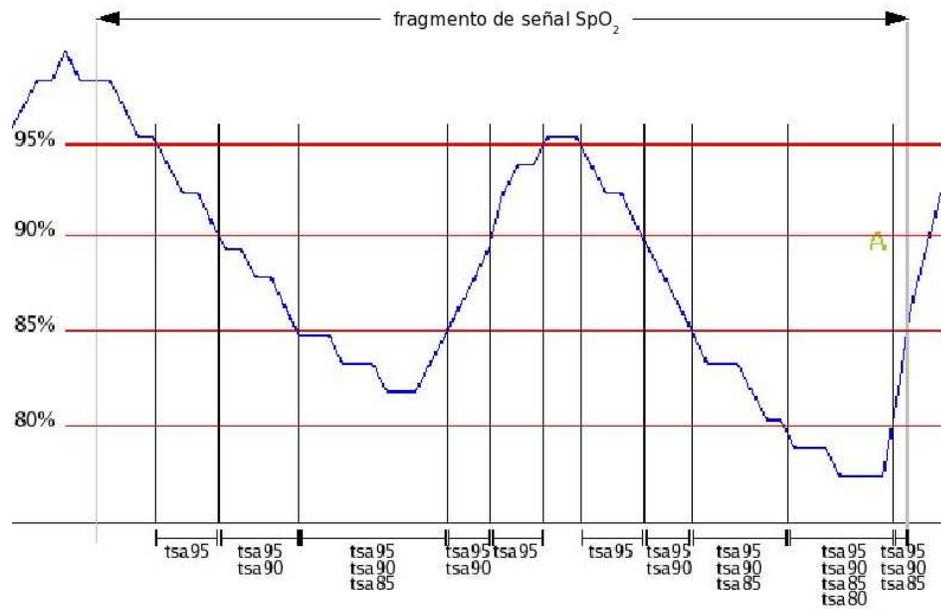


Figura 3.7: Preprocesamiento realizado para obtener los índices *tsa*.

3.3.5. Ajuste de objetivos a un método de data-mining.

En la sección 3.3.1.3 se ha definido el objetivo del proceso KDD que estamos siguiendo como el desarrollo de un método de detección de apneas a partir de la señal SpO_2 . Sin embargo, como consecuencia de la aplicación de la estrategia planteada para identificar apneas en tiempo real, hemos pasado de tener valores SpO_2 a tener un conjunto de datos S que posee una serie de características extraídas de cada fragmento de 60 s. de la señal SpO_2 original. La pregunta que nos planteamos es si existe algún paradigma, dentro del área de la Minería de Datos, que nos permita afrontar la consecución del objetivo planteado mediante un mecanismo implementable. Es decir, ¿existe un modelo computacional que nos permita inferir conocimiento útil (*presencia o no de apnea*, por ejemplo) a partir de datos simples (*en un fragmento de señal SpO_2 de un tamaño determinado*, por ejemplo)?

La *Clasificación Supervisada* es una técnica de búsqueda de algoritmos que razonan a partir de instancias suministradas de forma externa (caracterizadas por sus *variables predictoras* y una etiqueta variable denominada *clase*) para generar hipótesis generales. A partir de esas hipótesis se realizan predicciones sobre futuras instancias. En otras palabras, el objetivo de la Clasificación Supervisada es construir un modelo concreto de la distribución de las clases a predecir a partir de unas características predictoras. El modelo clasificador resultante es usado para asignar clases a las instancias donde los valores de las características predictoras son conocidos pero no así el valor de la clase [57]. El problema se puede formalizar de la siguiente manera: dado un conjunto de datos de entrenamiento $S_t = \{(x_1, y_1), \dots, (x_n, y_n)\}$ se quiere encontrar un clasificador $h : \mathcal{X} \rightarrow \mathcal{Y}$ que mapee un elemento $x \in \mathcal{X}$ a su clase correspondiente $y \in \mathcal{Y}$.

Por lo tanto, el problema de encontrar un método de detección de apneas a partir de la señal SpO_2 lo podemos entender ahora, pensando ahora en términos de Minería de Datos, como un nuevo problema consistente en encontrar un modelo clasificador que, a partir de una serie de características extraídas de un fragmento de señal de 60 s. como consecuencia de la aplicación de un paso de preprocesamiento sobre él, determine si existe una apnea en progreso o no en dicho fragmento de señal SpO_2 . Es decir, queremos encontrar un clasificador que, dado un fragmento de 60 s. de señal SpO_2 , nos clasifique dicho fragmento en dos valores posibles: A o N . Formalmente podemos decir que:

$$\forall x \in \mathcal{X} : x = (\text{odi2}, \text{odi3}, \text{odi4}, \text{tsa95}, \text{tsa90}, \text{tsa85}, \text{tsa80}, \text{tsa70})$$

$$\forall y \in \mathcal{Y} : y = A \vee N.$$

3.3.6. Diseño del proceso de búsqueda de hipótesis.

Tal y como se ha dicho en la sección 3.3.5, el problema de detección de apneas se plantea como un problema de clasificación. Pero antes de empezar a realizar experimentos propios del *proceso de minería de datos*, conviene tomar una serie de decisiones bajo las cuales se realizarán dichos experimentos. Entre ellas, la herramienta a utilizar para realizar dichos experimentos, la forma en la que se va a realizar el entrenamiento y la validación de las distintas hipótesis, el modo en que se va a obtener el rendimiento de cada hipótesis, los criterios de evaluación del rendimiento de cada hipótesis que se van a utilizar, y el criterio a utilizar para decidir si dichos rendimientos son estadísticamente significativos o no.

3.3.6.1. Herramienta a utilizar: *Weka*.

Como herramienta para realizar las tareas de minería de datos hemos decidido utilizar la herramienta *Weka* (Waikato Environment for Knowledge Analysis) [58], que es un software libre distribuido bajo licencia GNU-GPL, desarrollado por la Universidad de Waikato, muy conocido para realizar tareas de aprendizaje automático y minería de datos. *Weka* contiene una colección de herramientas de visualización y algoritmos para análisis de datos y modelado predictivo, unidos a una interfaz gráfica de usuario para acceder fácilmente a sus funcionalidades [50]. Además, soporta tareas estándar de minería de datos, especialmente, preprocesamiento de datos, clustering, clasificación, regresión, visualización, y selección, lo que la convierte en una herramienta adecuada para nuestro propósito.

3.3.6.2. Conjuntos de datos de entrenamiento y validación.

Tal y como se ha establecido en la sección 3.3.5, se pretende encontrar un clasificador h a partir de un conjunto de datos de entrenamiento S_t . Esto implica que del conjunto de datos S tenemos que extraer dos particiones, una destinada a construir el modelo de clasificación (conjunto de datos de entrenamiento, S_t) y otra destinada a evaluar el modelo construido (conjunto de datos de validación, S_v). Teniendo en cuenta que la cardinalidad del conjunto de datos S es aproximadamente 3900 y que son dos las clases a clasificar (A

y N), realizar una validación *hold-out* [50] resulta apropiado. Para ello, marcamos dicha opción en la interfaz que la herramienta *Weka* nos proporciona, indicando que el 66 % de los datos serán utilizados para formar el conjunto de datos de entrenamiento y el 33 % restante se utilizarán para el conjunto de datos de validación.

3.3.6.3. Estimación de la precisión de la hipótesis.

El hecho de observar una buena precisión sobre una hipótesis basada a partir de un conjunto de datos de aprendizaje es a veces una pobre estimación con respecto a una nueva instancia, debido a que la hipótesis aprendida ha sido obtenida a partir de dichos datos de aprendizaje, los cuales proveen una óptima tendencia de estimación en comparación a nuevos datos de entrada [48]. Para solventar este inconveniente, no sólo se ha decidido realizar validación *hold-out* sino que también se ha decidido realizar cada experimento diez veces utilizando diez semillas de aleatorización distintas. Las medidas de rendimiento ofrecidas por cada hipótesis provienen, por tanto, de la media de las medidas de rendimiento de cada una de las hipótesis generadas a partir de las diferentes semillas de aleatorización.

3.3.6.4. Estimación de la precisión del modelo final.

Realizar validación *hold-out*, independientemente del número de semillas de aleatorización utilizado, supone validar un modelo de clasificación utilizando las instancias del conjunto de datos de validación. Estas instancias son independientes de las instancias presentes en el conjunto de entrenamiento. Sin embargo, y teniendo en cuenta la naturaleza de cada una de las instancias, no podemos asegurar que las instancias del conjunto de validación sean de un paciente cuyas instancias no han intervenido en la construcción del modelo de clasificación. Es decir, en el campo de aplicación que estamos tratando, realizar validación *hold-out* asegura independencia entre instancias a la hora de realizar la validación del modelo construido pero no asegura independencia entre pacientes en esa validación.

Por ello, y para solventar esta imparcialidad en el rendimiento del modelo final, realizaremos una validación utilizando dos conjuntos de datos de pacientes independientes entre sí. Las medidas de rendimiento obtenidas de esta forma serán las que caractericen al modelo de clasificación final.

3.3.6.5. Criterios de evaluación.

Como criterio de evaluación del rendimiento obtenido en cada una de las hipótesis obtenidas en el paso de *minería de datos*, usaremos las siguientes medidas priorizándolas en el orden dado:

1. *ROC-AUC* (área bajo la curva ROC; del inglés, *Area Under Curve ROC*). Una curva ROC (Receiver Operating Characteristic) es una representación bidimensional del rendimiento de un clasificador. Para poder comparar el rendimiento de una serie de clasificadores es necesario reducir su rendimiento esperado a un único valor escalar que lo represente [59]. El cálculo del área bajo la curva ROC es un método común para la obtención de la representación escalar del rendimiento de un clasificador. En otras palabras, ROC-AUC es una medida de la capacidad que tiene un clasificador de discriminar los individuos sanos de los enfermos; su valor siempre estará acotado entre 0 y 1 (aunque ningún clasificador realista debería tener un valor inferior a 0.5) y cuanto más cerca de 1 mayor capacidad tendrá para distinguir los casos positivos de los negativos. En nuestro caso, dicho valor representa la capacidad del clasificador para distinguir aquellos fragmentos de señal SpO₂ etiquetados como apneicos (*A*) de aquellos que no (*N*).
2. *Precisión*. Representa el porcentaje de fragmentos de señal SpO₂ correctamente clasificados como *A* o *N*, con respecto al número total de fragmentos de señal.
3. *Tiempo de CPU para la validación*. Representa el tiempo de CPU³ que se necesitará para validar el modelo de clasificación que se construirá a partir del conjunto de datos de entrenamiento.

3.3.6.6. Significatividad asintótica.

En estadística, un resultado se denomina *estadísticamente significativo* cuando no es probable que haya sido obtenido por consecuencia del azar. La *significatividad asintótica* de un test estadístico es una probabilidad que refleja la influencia del azar para explicar las diferencias entre dos muestras comparadas. Es común en estadística aplicar un umbral $\alpha = 5\%$ (probabilidad del 0.05) para argumentar si las diferencias entre las dos muestras

³Se ha utilizado un PC con procesador Intel Pentium 4 a 2.99 GHz, con 0.98 GB RAM.

comparadas son estadísticamente significativas o no. Si un contraste de hipótesis proporciona un valor p inferior a α , la hipótesis nula es rechazada, pudiéndose decir que dicho resultado es estadísticamente significativo (es decir, la influencia del azar es baja; es decir, hay algo más que azar que explica las diferencias entre las muestras).

Partiendo de que la hipótesis nula es que ambas muestras son equivalentes, y debido a la naturaleza no paramétrica de las muestras comparadas (las cuales provienen de conjuntos de datos de entrenamiento diferentes), se decide utilizar el test de *Mann-Whitney* [60] como test estadístico para comprobar si las diferencias existentes entre las medidas de rendimiento arrojadas por los diferentes modelos de clasificación son estadísticamente significativas o no.

3.3.7. Minería de datos: Ejecución de los experimentos.

Para la búsqueda de un modelo clasificador que identifique la presencia de apneas a partir de nuevas instancias de fragmentos de señal SpO₂ se inicia un proceso de búsqueda de hipótesis, de acuerdo a las decisiones tomadas previamente, y posterior evaluación del rendimiento de las mismas utilizando los criterios de evaluación anteriormente citados, tal y como se puede ver en la Figura 3.8. Cada experimento consiste en aplicar un método específico, perteneciente a cada familia de métodos que la herramienta *Weka* proporciona, sobre el conjunto de datos S realizando validación *hold-out*. En cada experimento se utilizan los parámetros por defecto de cada método. Sin embargo, en el caso de los métodos pertenecientes a la familia de los metaclasificadores, los cuales combinan los resultados dados por diferentes árboles de decisión, se realizan experimentos adicionales con todos los árboles de decisión disponibles en la herramienta *Weka*. El resultado de cada experimento es una hipótesis h' cuyo rendimiento proviene de la media aritmética de cada una de las hipótesis h_i construidas, como consecuencia de la repetición de cada experimento por diez veces utilizando diez semillas de aleatorización distintas. Es decir, cada hipótesis h_i proviene de la evaluación de un modelo construido a partir del conjunto de entrenamiento ce_i (formado aleatoriamente, en cada iteración i , con el 66 % de los datos de S) utilizando para dicha validación el conjunto de validación cv_i (formado, en cada iteración i , con el 33 % restante). La salida de cada experimento es evaluada en función de los criterios de evaluación definidos y se selecciona aquella hipótesis que mejores resultados proporciona (h^*). El modelo de clasificación final M es construido

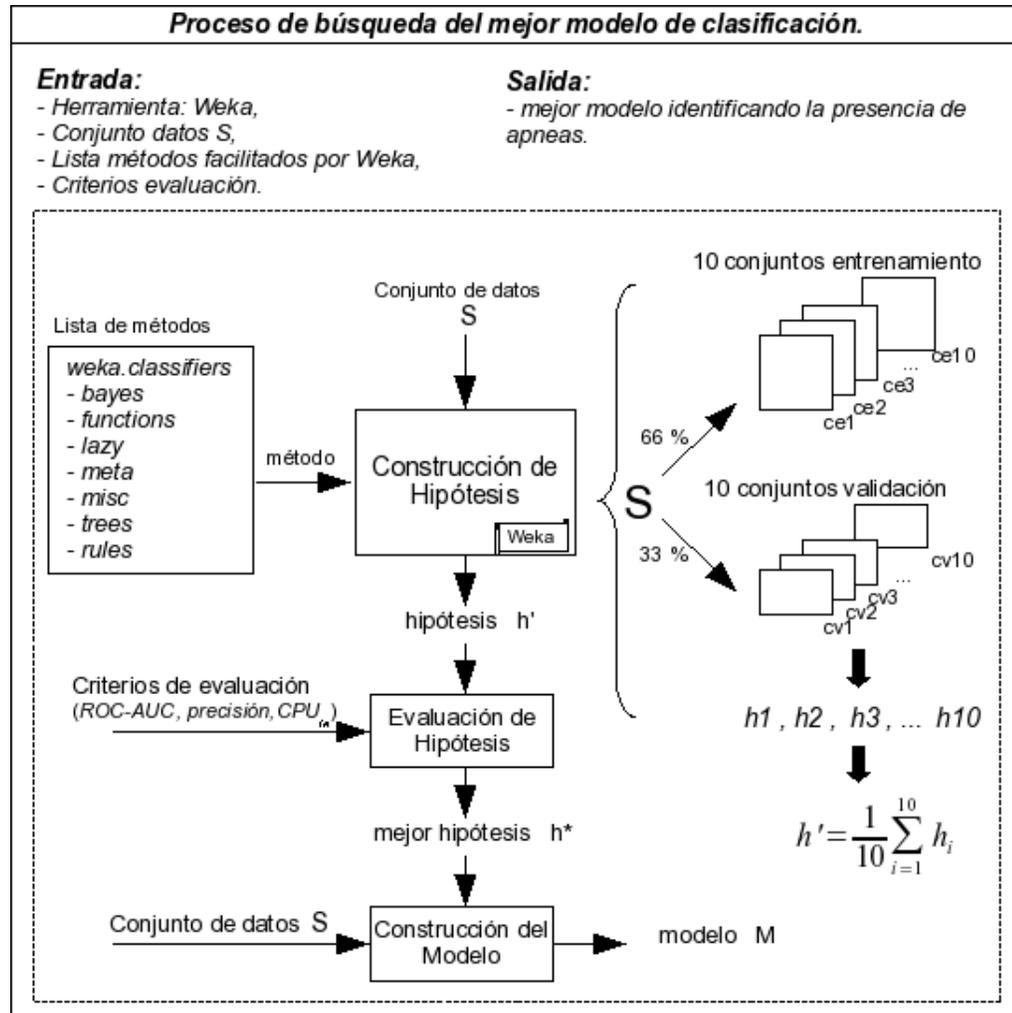


Figura 3.8: Proceso de búsqueda y evaluación de hipótesis.

utilizando la totalidad de los datos del conjunto de datos S .

3.3.8. Evaluación de los modelos obtenidos.

Una vez se ha construido un conjunto de modelos se selecciona uno de ellos, lógicamente el que mejor rendimiento ofrezca, teniendo en cuenta los criterios de evaluación citados en la sección 3.3.6.5. Pero antes de proceder a la evaluación de los modelos, y como consecuencia del elevado número de

métodos que se ha utilizado en la fase de minería de datos, se ha realizado una criba de modelos en base a una serie de criterios que explicamos a continuación.

Teniendo en cuenta el criterio de evaluación *Tiempo de CPU para la validación*, se decide rechazar todos aquellos modelos de clasificación cuyo tiempo de CPU para validar el modelo es superior a 1 s. con el fin de favorecer aquellos modelos que presentan una rápida ejecución de las nuevas instancias⁴. Posteriormente, teniendo en cuenta el criterio de evaluación *ROC-AUC*, se decide eliminar aquellos modelos cuya área bajo la curva ROC es inferior a 0.97.

Método	ROC-AUC (%)	Precisión (%)	Tiempo CPU (s)	<i>p</i>
Bagging (ADTree)	99.0 ± 0.2	95.96 ± 0.46	0.039 ± 0.003	-
Decorate (LMT)	99.0 ± 0.2	95.95 ± 0.52	0.089 ± 0.026	0.6745
ClassificationViaRegression (M5P)	99.0 ± 0.2	95.80 ± 0.53	0.024 ± 0.007	0.9362
Bagging (LMT)	99.0 ± 0.2	95.74 ± 0.72	0.431 ± 0.123	0.9362
RandomSubSpace (ADTree)	99.0 ± 0.1	95.69 ± 0.68	0.051 ± 0.006	0.6745
RandomSubSpace (LMT)	99.0 ± 0.2	95.69 ± 0.70	0.246 ± 0.075	0.5961
MultiBoostAB (ADTree)	98.9 ± 0.3	95.77 ± 0.45	0.044 ± 0.005	0.0703
Decorate (ADTree)	98.8 ± 0.3	95.66 ± 0.55	0.016 ± 0.007	0.1971
LMT	98.8 ± 0.3	95.51 ± 0.44	0.027 ± 0.016	0.5687
ADTree	98.6 ± 0.3	95.48 ± 0.74	0.007 ± 0.005	0.0009

Tabla 3.2: Rendimiento de algunos modelos evaluados.

En la Tabla 3.2 pueden verse los diez mejores modelos, en términos de rendimiento obtenido, una vez se ha realizado este proceso de criba. Por cada uno de ellos podemos ver el área bajo la curva ROC, la precisión y el tiempo de CPU obtenidos, expresados en términos de media y desviación típica, al evaluar dichos modelos con los conjuntos de entrenamiento de las distintas semillas de aleatorización. Además, por cada uno de los modelos mostramos los valores *p* obtenidos al realizar el test estadístico de *Mann-Whitney* entre las muestras ROC-AUC del modelo *Bagging*, con aparentemente mejores medidas de rendimiento, y las muestras ROC-AUC de cada uno de los restantes modelos. Analizando dichos valores podemos comprobar que en ningún caso,

⁴Téngase en cuenta que el modelo final deberá correr sobre un dispositivo móvil, tipo PDA o *Smartphone*, donde los recursos computacionales son más limitados.

salvo en el último, se obtiene un valor p tal que $p < 0.05$, por lo que no tenemos una base estadística para afirmar que las diferencias encontradas entre las medidas de rendimiento del modelo *Bagging* y de los distintos modelos son estadísticamente significativas. Y ello nos lleva a decir que, en principio, podríamos escoger cualquier modelo de clasificación mostrado en la Tabla 3.2.

Pese a ello, el modelo de clasificación elegido, en base a las medidas de rendimiento obtenidas, se corresponde con el obtenido mediante el metaclasificador *Bagging*, usando como clasificador base el árbol de decisión *ADTree*. Dicho modelo ofrece una ROC-AUC del 99 %, una precisión del 95.96 % sobre los datos de validación, siendo capaz de clasificar todas las instancias del conjunto de validación en 0.039 s.

```

Scheme: weka.classifiers.meta.Bagging -P 100 -S 1 -I 10 -W
      weka.classifiers.trees.ADTree -- -B 10 -E -3
Relation: sahs
Instances: 3898
Attributes: 9
Test mode: split 66.0% train, remainder test

=== Summary ===
Correctly Classified Instances   1271   95.96 %
Incorrectly Classified Instances    53    4.04 %
Total Number of Instances       1325

=== Confusion Matrix ===
 a  b  <- classified as
514 25 | a = 1
 28 757 | b = 0

=== Detailed Accuracy By Class ===
TP Rate  FP Rate  Precision  ROC Area  Class
 0.954    0.036    0.948     0.99     1
    
```

Figura 3.9: Evaluación del modelo sobre el conjunto de validación.

En la Figura 3.9 podemos ver la llamada al método *Bagging* con sus parámetros correspondientes (entre ellos, la llamada al método *ADTree* con sus parámetros por defecto) junto con una serie de medidas de rendimiento como consecuencia de la evaluación del modelo. En ella podemos ver el número de árboles *ADTree* a construir (parámetro *-I 10*), el número de iteraciones a realizar por cada árbol *ADTree* (parámetro *-B 10*), el método de validación utilizado (66 % para entrenar, lo restante para evaluar), el número total de instancias presentes tanto en el conjunto de datos S como en el conjunto de evaluación (3898 y 1325, respectivamente), así como la matriz de confusión asociada a dicha evaluación, donde las filas representan las clases reales y las

columnas las clases predichas por el modelo.

3.3.8.1. El meta-clasificador *Bagging*.

Bagging (Bootstrap AGGREGatING) [61] es un meta-clasificador que construye un conjunto de clasificadores para clasificar nuevas instancias. Para ello, genera T muestras *bootstrap*, B_1, B_2, \dots, B_T a partir del conjunto de entrenamiento S_t , y construye un clasificador C_i para cada muestra *bootstrap*, donde cada muestra es generada mediante muestreo con reemplazamiento de m instancias del conjunto de datos de entrenamiento de una manera uniforme. A partir de todos los clasificadores C_i construidos se construye un nuevo clasificador C^* donde la salida dada por C^* se corresponde con, o bien la media aritmética de los valores numéricos producidos por cada uno de los clasificadores C_i , siempre y cuando los clasificadores C_i predigan valores numéricos, o bien la clase mayoritaria dada por la mayoría de los clasificadores C_i , siempre y cuando los clasificadores C_i predigan clases discretas (como es en nuestro caso). De una forma más formal y teniendo en cuenta los valores de la clase a predecir en nuestro caso de estudio:

$$C^*(x) = \operatorname{argmax}_j N_j : N_j = \#\{i \mid C_i(x) = j\} \quad \forall x \in \mathcal{X}, j \in \mathcal{Y}$$

Bagging funciona especialmente bien con algoritmos de clasificación inestables (su estructura interna cambia considerablemente cuando las instancias cambian ligeramente), como pueden ser los árboles de decisión.

En la llamada al método *Bagging* que aparece en la Figura 3.9 podemos ver los parámetros utilizados junto con los valores utilizados por defecto. Estos parámetros son los siguientes:

- *-P 100*: indica el tamaño, en tanto por ciento, del conjunto de datos de entrenamiento a utilizar para construir las muestras *bootstrap*. En este caso la herramienta *Weka* utilizará la totalidad (100%) del conjunto de datos de entrenamiento.
- *-S 1*: indica el número de instancia desde donde se comenzará hacer el remuestreo.
- *-I 10*: número de iteraciones *Bagging* a realizar, es decir, número de clasificadores C_i a construir.

- *W weka.classifiers.trees.ADTree*: nombre completo de la clase del clasificador que se utilizará como clasificador base. En nuestro caso, el árbol de decisión *ADTree*.

3.3.8.2. El árbol de decisión *ADTree*.

Cada uno de los clasificadores base C_i que *Bagging* genera se corresponde con árboles de decisión *ADTree* (Alternating Decision Tree) [62]. Los árboles *ADTree* constituyen un método de clasificación que combina los árboles de decisión con procedimientos *boosting* para producir reglas de clasificación que son generalmente más pequeñas y fáciles de interpretar que las reglas generadas por otros algoritmos basados en procedimientos *boosting*.

Los árboles de decisión *ADTree* poseen una representación distinta a los árboles de decisión normales, los cuales están formados por nodos de decisión y hojas predictoras. En su lugar, los árboles *ADTree* contienen nodos de decisión (los cuales evalúan condiciones) y nodos predictores (los cuales están asociados con valores numéricos reales). A modo de ejemplo, en la Figura 3.10 podemos ver dos representaciones del mismo árbol de decisión. La Figura 3.10a muestra un árbol de decisión formado por dos nodos de decisión y

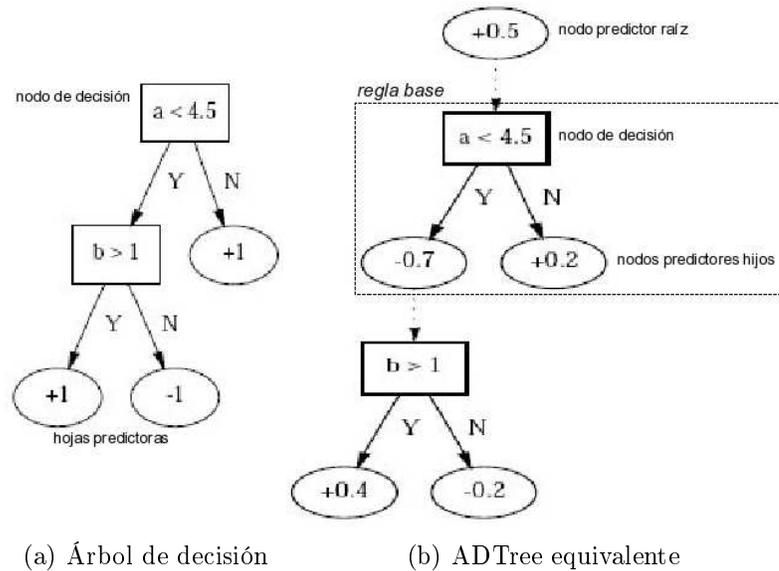


Figura 3.10: Ejemplo de clasificador basado en un árbol de decisión.

tres hojas predictoras y la Figura 3.10b muestra el mismo árbol de decisión pero utilizando la representación de los árboles *ADTree*, donde los nodos de decisión están representados por rectángulos y los nodos predictores por elipses.

Ambos árboles definen una regla de clasificación binaria que mapea instancias $(a, b) \in \mathbb{R}^2$ en una de las clases de $\{-1, +1\}$. En el caso de los árboles *ADTree*, y al igual que en los árboles de decisión, una instancia es mapeada con un camino a lo largo del árbol desde el nodo raíz hasta una de sus hojas. Sin embargo, en el caso de los árboles *ADTree* la clasificación que es asignada a dicho camino no es la etiqueta de un nodo hoja sino el signo de la suma de los nodos predictores presentes en dicho camino. De forma general, podemos decir que todo árbol de decisión *ADTree* esta formado por: (1) un *nodo predictor raíz*; y (2) un *conjunto de reglas base*, donde cada regla base posee un *nodo de decisión* y dos *nodos predictores* hijos. Los nodos de decisión evalúan condiciones y los nodos predictores contienen valores numéricos reales. Cada regla base *rb* es evaluada de la siguiente forma:

```

if (precondition) then
    if (condition) then output p1
    else output p2
else output 0

```

donde *precondition* es el conjunto de condiciones que llevan a un nodo de decisión concreto, *condition* es la decisión asociada al nodo de decisión y *p1* y *p2* son las predicciones asociadas a cada uno de los dos nodos predictores hijos del nodo de decisión. De esta forma:

$$\forall x \in \mathcal{X} C_i(x) = \text{sign}(p_0 + \sum_k rb_k(x))$$

donde p_0 se corresponde con el valor del nodo predictor raíz, k es el número de reglas base que componen en árbol y $\text{sign} \in \{-1, +1\}$ que, para el campo de trabajo en el que estamos trabajando, el valor -1 es interpretado como una A y un valor de $+1$ es interpretado como una N .

En la llamada al método *ADTree* que aparece en la Figura 3.9 podemos ver los parámetros utilizados junto con los valores utilizados por defecto. El parámetro más importante es el que hace referencia al número de iteraciones *boosting* a realizar en la construcción del árbol *ADTree* (opción *-B*), que se traducirá en el número de reglas base que contendrá el árbol *ADTree* creado.

3.3.9. Mejorando el clasificador obtenido.

En este punto podemos decir que disponemos de un clasificador que ofrece una ROC-AUC del 99 %, una precisión del 95.96 %, una sensibilidad del 95.4 % y una especificidad del 96.4 %. Aunque dicho clasificador (*Bagging* utilizando *ADTree*) proporciona un buen rendimiento, se tomaron una serie de decisiones orientadas a realizar nuevos experimentos, utilizando los métodos *Bagging* y *ADTree*, con el objetivo de aumentar el rendimiento del modelo de clasificación obtenido sin que aumente considerablemente el tiempo de CPU necesario para validar las nuevas instancias ni la complejidad del propio clasificador. Estas decisiones afectan al conjunto de datos S , a los parámetros del propio método *Bagging*, y al comportamiento del método *ADTree*, tal y como se explicará en las siguientes secciones.

Además, se introduce otra medida de rendimiento como es la FNR (Tasa de Falsos Negativos; del inglés, *False Negative Rate*). La justificación de introducir esta nueva medida es debida a que, para el campo de trabajo que estamos considerando, asumimos que es más importante para los pacientes reducir el número de veces donde dichos pacientes sufren desaturaciones serias no detectadas por el clasificador (falso negativo) que el número de veces donde el clasificador indica que el paciente está sufriendo una desaturación seria sin que el paciente sufra realmente dicha desaturación (falso positivo). Es decir, es preferible tener un bajo número de falsos negativos que un número bajo de falsos positivos y, por ello, queremos comprobar cómo varía la FNR en los experimentos adicionales a realizar y evitar así seleccionar un clasificador que mejore el rendimiento del clasificador obtenido hasta ahora pero que ofrezca una mayor FNR.

3.3.9.1. Reducción de atributos.

Uno de los aspectos más importantes que hay que tener en cuenta a la hora de construir un árbol de decisión es el criterio usado para seleccionar qué atributo se convertirá en un atributo de evaluación en una determinada rama del árbol. Existen diferentes criterios, uno de los más conocidos es el llamado *information gain* (ganancia de información).

La ganancia de información de un atributo \mathcal{X} con respecto al atributo clase \mathcal{Y} se define como la reducción de incertidumbre sobre el valor de \mathcal{Y} cuando conocemos el valor de \mathcal{X} . Esta incertidumbre sobre el valor de \mathcal{Y} se mide mediante su *entropía*, $H(\mathcal{Y})$, mientras que la incertidumbre sobre el

valor de \mathcal{Y} cuando conocemos el valor de \mathcal{X} se mide mediante la entropía condicionada, $H(\mathcal{Y}|\mathcal{X})$. Así pues, la ganancia de información de un atributo \mathcal{X} con respecto al atributo clase \mathcal{Y} puede expresarse como:

$$I(\mathcal{Y}; \mathcal{X}) = H(\mathcal{Y}) - H(\mathcal{Y}|\mathcal{X})$$

La herramienta *Weka* dispone del método *InfoGainAttributeEval* que permite evaluar la valía de un atributo mediante la medición de la ganancia de información con respecto a la clase a clasificar. Reducir el tamaño de un árbol de decisión puede conseguirse si conseguimos reducir el conjunto de atributos de evaluación. Con la idea de reducir el tamaño de los clasificadores base, se ha evaluado la ganancia de información de cada atributo obteniendo una lista ordenada de atributos según la valía de cada atributo con respecto a la clase a clasificar, tal y como se puede apreciar en la Figura 3.11. Analizando los resultados obtenidos podemos observar que el atributo con menor ganancia de información (*tsa70*) reduce en un 10 % la incertidumbre sobre el valor de \mathcal{Y} . Al modificar el conjunto de datos S eliminando los valores asociados al atributo *tsa70* y evaluar el nuevo modelo de clasificación obtenido por el método *Bagging* usando *ADTree* obtuvimos un rendimiento inferior al actual,

```

Evaluator: weka.attributeSelection.InfoGainAttributeEval
Search: weka.attributeSelection.Ranker -T -1.7976931348623157E308 -N -1
Relation: sahs
Instances: 3898
Attributes: 9 odi4,odi3,odi2,tsa95,tsa90,tsa85,tsa80,tsa70,tag
Evaluation mode: evaluate on all training data

=== Attribute Selection on all input data ===
Search Method:Attribute ranking
Attribute Evaluator (supervised, Class (nominal): 9 tag):
Information Gain Ranking Filter

Ranked attributes:
0.727 5 tsa90
0.7 6 tsa85
0.684 1 odi4
0.526 4 tsa95
0.437 7 tsa80
0.352 2 odi3
0.201 3 odi2
0.105 8 tsa70

Selected attributes: 5,6,1,4,7,2,3,8 : 8

```

Figura 3.11: Evaluación de la valía de los atributos.

por lo que se decidió no rechazar ningún atributo puesto que se considera que todos ellos presentan una ganancia de información significativa.

3.3.9.2. Número de árboles de decisión usados por *Bagging*.

Usar el método *Bagging* con sus parámetros por defecto supone construir diez clasificadores base (diez árboles de decisión *ADTree*) y dar como salida final la salida dada por la mayoría de los clasificadores construidos. Se realizaron una serie de experimentos adicionales para ver la variación de rendimiento en las medidas ROC-AUC y FNR al aumentar el número de clasificadores base a construir por el clasificador *Bagging* (es decir, al aumentar la complejidad del algoritmo), observando que al aumentar la complejidad del algoritmo: (1) la medida de rendimiento ROC-AUC aumentaba pero a partir de 25 clasificadores base ya no aumentaba más, tal y como puede verse en la Figura 3.12a; (2) la mínima FNR se alcanzaba con 25 clasificadores base, tal y como se aprecia en la Figura 3.12b.

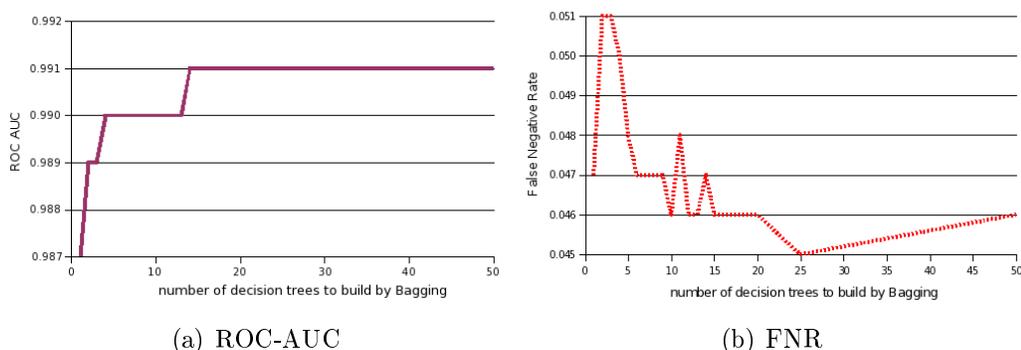


Figura 3.12: ROC-AUC y FNR frente al número de árboles de decisión a construir por *Bagging*.

A partir de estos resultados podemos concluir diciendo que aumentando la complejidad del algoritmo conseguimos un mayor rendimiento, pudiendo encontrar un punto de máximo rendimiento al construir 25 clasificadores base (ROC-AUC=99.1 %, Sensibilidad=95.5 %, Especificidad=96.3 %).

3.3.9.3. Uso de la Matriz de Coste.

A priori, no parece muy interesante la idea de duplicar la complejidad del algoritmo para obtener una mejora de un 0.01 % en cuanto a la ROC-AUC se refiere. Además, los clasificadores construidos hasta ahora no han sido construidos teniendo en cuenta la prioridad que se ha descrito al comienzo de esta sección, por la cual es preferible disminuir los falsos negativos frente a los falsos positivos. La herramienta *Weka* permite introducir estos requerimientos, propios del campo de aplicación en el que estamos trabajando, para construir clasificadores que tengan en cuenta estas necesidades, gracias a lo que se conoce como *Matriz de Coste*. La Matriz de Coste representa los diferentes pesos utilizados para penalizar una mala clasificación. Por ello, la diagonal principal de dicha matriz contiene únicamente ceros (0-representan correctas clasificaciones) y cada celda no perteneciente a la diagonal principal contiene unos (1-representan incorrectas clasificaciones). Los valores 0/1 son usados en una aproximación donde todos los errores tienen el mismo significado. En nuestro caso, la matriz de coste CM que vamos a utilizar posee una diagonal principal de *ceros*, el elemento que representa el número de falsos negativos contiene el valor *dos* y el de los falsos positivos contiene el valor *uno*. Es decir:

$$CM = \begin{bmatrix} 0 & 2 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}$$

Definida la matriz de coste a utilizar, se repiten los experimentos realizados en la sección anterior pero forzando a los clasificadores base *ADTree* a usar la nueva matriz de coste CM , tal y como puede verse en la Figura 3.13. En ella podemos ver la llamada al método *Bagging* con sus parámetros correspondientes junto con una serie de medidas de rendimiento como consecuencia de la evaluación del modelo bajo las nuevas condiciones. En ella podemos ver el número de árboles *ADTree* a construir (parámetro *-I 5*), el número de iteraciones a realizar por cada árbol *ADTree* (parámetro *-B 10*), el método de validación utilizado (66 % para entrenar, lo restante para evaluar), el número total de instancias presentes tanto en el conjunto de datos S como en el conjunto de evaluación (3898 y 1325, respectivamente), así como la matriz de confusión asociada a dicha evaluación.

De los resultados mostrados en la Tabla 3.3 podemos afirmar que: (1) cuando el clasificador *Bagging* construye 4 clasificadores base que usan la matriz de coste CM , se consigue la misma FNR que se obtenía con 25 clasi-

```

=== Run information ===
Scheme: weka.classifiers.meta.Bagging -P 100 -S 1 -I5 -W
      weka.classifiers.trees.ADTree -B 10 -E -3
Relation: sahs
Instances: 3898
Attributes: 9
Test mode: split 66.0% train, remainder test
Evaluation cost matrix:
02
10

=== Summary ===
Correctly Classified Instances    1279    96.53 %
Incorrectly Classified Instances    46     3.47 %
Total Number of Instances    1325

=== Confusion Matrix ===
 a  b  <- classified as
507 18 | a = 1
28 772 | b = 0

=== Detailed Accuracy By Class ===
TPRate  FPRate  Precision  ROC Area  Class
0.966   0.035   0.948     0.991    1
    
```

Figura 3.13: Uso del clasificador *Bagging* utilizando la Matriz de Coste.

Nº ADTrees	ROC-AUC (%)	FNR (%)	Especificidad (%)	CM
10	99.0 ± 0.2	4.6 ± 0.7	96.4 ± 0.8	No
25	99.1 ± 0.2	4.5 ± 0.7	96.3 ± 0.9	No
4	99.1 ± 0.2	4.5 ± 0.8	96.5 ± 1.0	Sí
5	99.1 ± 0.2	4.0 ± 0.9	96.1 ± 0.9	Sí
7	99.1 ± 0.2	4.1 ± 0.8	96.4 ± 1.0	Sí
10	99.1 ± 0.2	4.4 ± 0.9	96.2 ± 1.1	Sí
14	99.1 ± 0.2	4.5 ± 0.7	96.3 ± 1.0	Sí
25	99.2 ± 0.2	4.4 ± 0.6	96.7 ± 0.6	Sí

Tabla 3.3: Minimizando la Tasa de Falsos Negativos (FNR).

ficadores base sin utilizar la matriz de coste CM , obteniendo además mejor especificidad; (2) la mínima FNR se consigue utilizando 5 clasificadores base pese a que se consiga una peor especificidad.

Por tanto, podemos decir que la configuración óptima para el clasificador *Bagging* consiste en construir 5 clasificadores base *ADTree* que utilizan la matriz de coste CM . Dicha configuración proporciona un ROC-AUC del 99.1 %, una sensibilidad del 96.0 %⁵ y una especificidad del 96.1 %.

3.3.9.4. Evaluación final.

Todas las medidas de rendimiento hasta ahora mostradas han sido obtenidas a partir de la evaluación de modelos de clasificación construidos realizando validación *hold-out*. Tal y como se dijo en la sección 3.3.6.4, realizar validación *hold-out* asegura independencia entre instancias pero no asegura independencia entre pacientes en esa validación. Es por eso que se planeó realizar una validación utilizando dos conjuntos de datos de pacientes independientes entre sí y ofrecer una serie de medidas de rendimiento definitivas en base a esta validación.

Por ello, a partir del conjunto inicial de pacientes presentados en la Tabla 3.1 de la sección 3.3.2.2, se crea el conjunto de datos de entrenamiento a partir de los registros $a01$, $a02$, $b01$, $c02$ y $c03$, y el conjunto de datos de validación a partir de los registros $a03$, $a04$ y $c01$. Ambos conjuntos están formados por pacientes sanos (registros $c0x$, con un AHI bajo) y por pacientes considerados como SAHS (registros $a0x$, con un AHI alto). El modelo de clasificación construido a partir de los registros del conjunto de entrenamiento es evaluado posteriormente contra los registros del conjunto de validación, obteniendo una ROC-AUC del 98.5 %, una precisión del 93.03 %, una sensibilidad del 92.35 % y una especificidad del 93.52 %.

3.3.9.5. Modelo de clasificación obtenido.

Por tanto, y para finalizar esta sección, podemos concluir diciendo que el mejor modelo de clasificación para la identificación de apneas que hemos podido construir, de acuerdo a las decisiones de diseño tomadas en la adaptación del proceso KDD a nuestro campo de trabajo, se corresponde con un modelo de clasificación construido de acuerdo al método *Bagging*, el cual está formado por 5 clasificadores base, construidos de acuerdo al método *ADTree*

⁵Nótese que $Sensibilidad = 1 - FNR$.

mediante 10 iteraciones *boosting* y utilizando la matriz de coste *CM*. Este modelo de clasificación proporciona una ROC-AUC del 98.5%, una sensibilidad del 92.35% y una especificidad del 93.52% (valores ligeramente inferiores a los obtenidos al realizar validación *hold-out* pero mucho más imparciales).

En la Figura 3.14 podemos ver la representación *Weka* de uno de los cinco clasificadores base *ADTree* que componen el modelo final obtenido. Dicha representación es implementable mediante un lenguaje de programación como un conjunto de reglas base “*if-then*”, donde cada regla base contiene una expresión de evaluación que se corresponde con una interpretación fisiológica, tal y como se muestra en dicha Figura, de acuerdo a la señal SpO₂ obtenida hasta el momento.

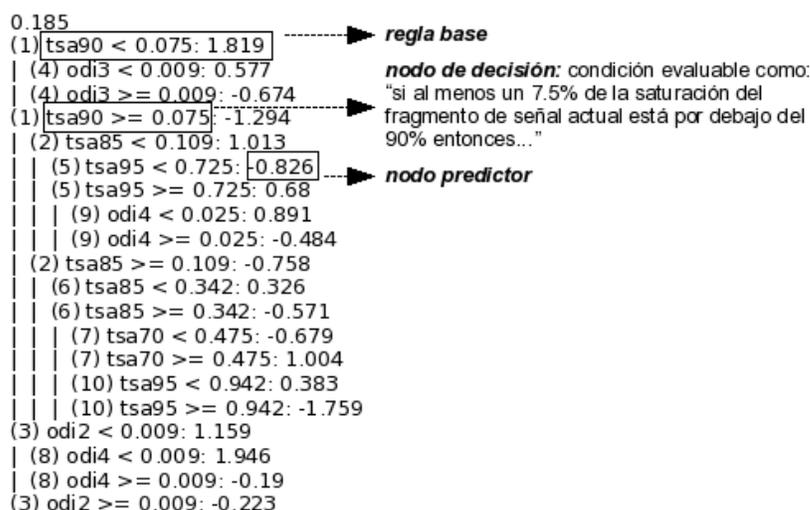


Figura 3.14: Representación *Weka* de uno de los clasificadores *ADTree*.

3.4. Comparación con otros trabajos relacionados.

En este punto podemos decir que disponemos de un modelo de clasificación que es capaz de identificar la presencia de apneas en fragmentos de señal SpO₂ con una sensibilidad y una especificidad del 92% y 93% respectivamente. Existen otros trabajos que proponen diversas técnicas para detectar

episodios apneicos y que pueden ser clasificados de acuerdo a diferentes aspectos:

1. *Tipo de diagnóstico* realizado. Algunos trabajos tratan de determinar si una persona sufre SAHS o no, es decir, emiten un diagnóstico global sobre el paciente a partir del estudio de la totalidad de la señal SpO₂ [43] [47]. Otros trabajos tratan de identificar episodios apneicos en fragmentos de la señal SpO₂ (minuto a minuto [63], o usando ventanas de tamaño variable [64]) en lugar de emitir un diagnóstico global sobre el paciente, considerado como responsabilidad del personal médico especializado.
2. *Fuentes de datos* utilizadas. Algunos trabajos usan sus propias fuentes de datos construidas a partir de pacientes reales [43] [47], mientras que otros tratan con datos disponibles en bases de datos conocidas, como puede ser la base de datos *Apnea-ECG Database* [64].
3. *Tipo de señal* analizada. Tanto para diagnosticar si un paciente sufre SAHS o no como para identificar la presencia de eventos apneicos se analizan diversas señales fisiológicas, tales como señal fotopletomográfica [65], señal SpO₂ [47], señal de flujo aéreo nasal [66], señal ECG [63], etc.
4. *Técnicas utilizadas* en el proceso de análisis. Por ejemplo, variabilidad RR [63], Transformada Wavelet-WT [67], Densidad Espectral de Potencia-PSD [68], etc.

De acuerdo a los siguientes aspectos, la estrategia de análisis presentada se caracteriza por: (1) tratar de identificar la presencia de apneas en fragmentos de señal SpO₂, dejando a un lado el tratar de emitir un diagnóstico global sobre el estado del paciente a partir de la totalidad de la señal SpO₂ grabada; (2) haber sido desarrollada utilizando la fuente de datos *Apnea-ECG Database*; (3) analizar únicamente la señal SpO₂; (4) utilizar métodos y técnicas del área de la Minería de Datos.

Por lo tanto, podemos comparar nuestro clasificador con aquellos trabajos que proponen métodos que ofrecen resultados sobre la fuente de datos ApneaECG-Database, independientemente de la señal analizada e independientemente de la técnica utilizada, siempre y cuando el método comparado

Trabajo de investigación	Rendimiento	Señal analizada	Técnicas empleadas	Método de decisión
Nuestra propuesta	Acc = 93.03 % Se = 92.35 % Sp = 93.52 % ROC-AUC = 98.5 %	SpO ₂	Índices <i>odi</i> y <i>tsa</i> , línea base móvil	Bagging con ADTree
McNames et al.	Acc = 92.6 %	ECG	Variabilidad RR ECG pulse energy Amplitud de onda S	Umbral (ventana de 5 minutos)
Raymond et al.	Acc = 92.3 %	ECG	Amplitud de onda T (WT) señal EDR señal RR	Clasificador mixto compartido (características espectrales)
De Chazal et al.	Acc = 89.4 %	ECG	Variabilidad RR Amplitud de onda R (PSD)	Clasificador basado en discriminantes lineales y cuadráticos (características espectrales y noveles)
Lee et al.	Acc = 88 %	SpO ₂	WT ADA, DDA, NA	Coefficientes Transformados Umbral
Maier et al.	Se = 81.3 % Sp = 82.8 % ROC-AUC=89.8 %	ECG	RR series MAV series	Umbral (ventana de 120 ms.)
Corthout et al.	Acc = 90 %	ECG	EMD+HT, EMD+RAS WA	Clasificador Discriminante Lineal (conjunto de características)

Tabla 3.4: Comparación de nuestra propuesta con otros trabajos

trate de determinar la presencia o no de apneas en cada minuto de grabación. En la Tabla 3.4 puede verse de forma resumida aquellos trabajos con los que vamos a comparar nuestra estrategia, indicando una serie de medidas de rendimiento, el tipo de señal que se ha analizado, las técnicas utilizadas, así como el método de decisión usado para decidir si en un determinado minuto de grabación una apnea está en progreso o no. Los tres primeros trabajos [63] [67] [68] corresponden a los trabajos que obtuvieron los mejores resultados de rendimiento en una competición organizada en el año 2000 por *PhysioNet* y por la organización internacional *Computers in Cardiology* [69]. La competición consistió en demostrar la eficacia de métodos basados en análisis de la señal ECG para detectar la presencia de apneas utilizando para ello las señales ECG disponibles en la base de datos *Apnea-ECG Database*. Los tres últimos trabajos corresponden a trabajos más recientes que también ofrecen resultados de rendimiento en la identificación de la presencia de apneas usando la fuente de datos *Apnea-ECG Database*; [56] utiliza la señal SpO₂ mientras que [70] y [71] utilizan la señal ECG.

McNames et al. [63] obtuvieron una precisión del 92.62 % realizando un análisis espectral de la variabilidad del ritmo cardíaco usando mapas tiempo-frecuencia para la representación de la variabilidad del ritmo cardíaco. También utilizaron diferentes parámetros obtenidos a partir del ECG como *ECG pulse energy* y la amplitud de la componente S de cada complejo QRS. Para establecer si un intervalo de un minuto era clasificado como apnea o no, analizaron la fracción de potencia de señal sobre una ventana de 5 minutos que caía entre 0.5 cpm. y 2.2 cpm. (ciclos por minuto). Si dicha fracción excedía un umbral, el intervalo de un minuto situado en el centro de la ventana era clasificado como apnea.

Raymond et al. [67] obtuvieron una precisión del 92.30 % realizando un análisis espectral de la *amplitud de la onda T* utilizando la *Transformada de Wavelet*. A partir de la *señal EDR* (ECG-derived respiratory signal) se extrajeron una serie de características espectrales de potencia y se calculó el tacograma de los intervalos RR utilizando métodos de distribución tiempo-frecuencia. Todas estas características fueron agrupadas minuto a minuto en vectores formando la entrada a un clasificador mixto compartido.

De Chazal et al. [68] obtuvieron una precisión del 89.36 % realizando un análisis espectral de la variabilidad del ritmo cardíaco y de la amplitud de la onda R utilizando la *Densidad Espectral de Potencia* (PSD). Inicialmente crearon un conjunto de características para la detección de apneas a partir de los intervalos RR y PR obtenidos de cada minuto de datos. Después, completaron ese conjunto inicial con características noveles basadas en la *varianza de Allan* y en la detección de secuencias de bradicardia y taquicardia alternantes. Después de encontrar el conjunto óptimo de características, evaluaron varios clasificadores basados en discriminantes lineales y cuadráticos así como redes neuronales utilizando *35-fold cross-validation*.

Lee et al. [56], trabajó también con las señales SpO₂ de los 8 registros de la fuente de datos *Apnea-ECG Database* que proporcionan señales respiratorias. Su objetivo era automatizar la detección de eventos relacionados con apneas e hipopneas y, para ello, compararon el rendimiento obtenido utilizando la *Transformada Wavelet* con el obtenido a través de tres algoritmos convencionales basados en la amplitud de las desaturaciones y su duración (ADA-Amplitude Duration Algorithm, DDA-Drop Duration Algorithm y NA-Nervus Algorithm). Utilizando la *Transformada Wavelet* llegaron a la conclusión de que la detección de eventos apneicos dependía de las fluctuaciones en la magnitud de los coeficientes transformados, obteniendo una precisión del 82 %. Utilizando los algoritmos convencionales obtuvieron una precisión

superior al 95 % utilizando parámetros ajustados no aceptables desde un punto de vista médico. Cuando ajustaron dichos parámetros con valores médicos aceptables el rendimiento decayó a valores cercanos al 88 %.

Maier et al. [70] evaluaron si había diferencias significativas en la precisión del reconocimiento de apneas utilizando las variaciones tanto en la frecuencia cardíaca como en la amplitud del ECG (las cuales son dos manifestaciones bien conocidas de la apnea) o si, por el contrario, eran equivalentes. Para ello, realizaron un estudio entre 38 grabaciones de ECG (8 cables) realizadas de forma paralela a PSG completas y las grabaciones contenidas en *Apnea-ECG Database*. Para detectar las variaciones cíclicas de la frecuencia cardíaca calcularon las series de los intervalos RR entre latidos consecutivos. Para cuantificar las variaciones en amplitud del ECG calcularon, por cada cable, el valor absoluto medio (MAV-Mean Absolute Value) de la señal ECG de una ventana de 120 ms. centrada en la muestra correspondiente al punto fiducial de un QRS. Los resultados relativos a las grabaciones de *Apnea-ECG Database* fueron validados, minuto a minuto, contra las anotaciones realizadas por personal experto para concluir que las series RR y MAV proporcionaban resultados similares, alcanzando una sensibilidad del 81.3 %, una especificidad del 82.8 % y una ROC-AUC del 89.8 %.

Corthout et al. [71] hicieron una comparación entre tres diferentes estrategias para evaluar la Apnea Obstruktiva del Sueño a partir de la señal ECG. Dos de ellas estaban basadas en el recientemente propuesto método EMD (Empirical Mode Decomposition) y la tercera estaba basada en análisis Wavelet (WA). Utilizaron 50 grabaciones de *Apnea-ECG Database* divididos en dos grupos (conjunto de entrenamiento y validación). A partir de la señal ECG obtuvieron la señal RR, correspondiente a los intervalos RR entre picos QRS consecutivos, y la señal AR, representando el área del pico QRS. A partir de dichas señales se calculó la señal EMD y, posteriormente, sobre ella se calculó una *Transformada de Hilbert* (HT, primera estrategia) y un *Reassigned Spectrogram* (RAS, segunda estrategia). A partir de dichas señales se extrajeron un conjunto de características que fueron posteriormente complementadas con una serie de medidas de la variabilidad del ritmo cardíaco y tres medidas no-lineales adicionales para componer el conjunto de características usado como entrada a un clasificador discriminante lineal. Todo este proceso fue repetido realizando un *Análisis Wavelet* (WA, tercera estrategia) en lugar de un EMD. Las tres estrategias fueron capaces de clasificar la señal, minuto a minuto, con una precisión cercana al 90 %.

De los resultados mostrados en la Tabla 3.4 podemos decir que nuestra estrategia ofrece las mejores medidas de rendimiento en términos de sensibilidad, especificidad, precisión y ROC-AUC. Además es la única que es capaz de identificar la presencia de apneas mientras la grabación se está realizando, mientras que las otras propuestas hacen uso de la totalidad de la señal con el fin de realizar el mismo análisis.

3.5. Resumen del capítulo.

En este capítulo hemos mostrado cómo la obtención de un método para la detección de apneas a partir de fragmentos de señal de saturación de oxígeno en sangre ha sido posible mediante la adaptación de un proceso KDD. Además, dicho método tiene la particularidad de poder ser implementado mediante un lenguaje de programación.

Inicialmente, hemos definido qué es un proceso KDD y qué pasos componen este proceso cuyo resultado final es la extracción de nuevo conocimiento. A continuación, y teniendo en cuenta un campo de aplicación concreto (el SAHS) y la relación existente entre las apneas del sueño y la saturación de oxígeno en sangre, hemos descrito los pasos necesarios y decisiones tomadas para adaptar el proceso KDD genérico a uno concreto que nos ha permitido obtener un método para la detección de apneas a partir de fragmentos de señal SpO_2 . La obtención de dicho método ha sido realizada mediante un proceso de búsqueda del mejor modelo de clasificación a partir de un conjunto de métodos y técnicas propias del área de la Minería de Datos, disponibles mediante la herramienta *Weka*, aplicados sobre un conjunto de datos obtenidos como consecuencia de la aplicación de un preprocesamiento sobre una fuente de datos apropiada (*Apnea-ECG Database*) y guiados por una serie de criterios de evaluación del rendimiento obtenido por los mismos. El modelo de clasificación seleccionado se corresponde con el modelo construido mediante el método de clasificación *Bagging*, usando como clasificador base el árbol de decisión *ADTree*. A partir del estudio realizado sobre dichos métodos y sus parámetros, se han realizado una serie de mejoras sobre el modelo de clasificación obtenido con el objetivo de aumentar el rendimiento obtenido inicialmente. El resultado final es un modelo de clasificación formado por un conjunto de reglas del tipo “*if-then*”, implementables, por tanto, mediante un lenguaje de programación, que ofrecen una ROC-AUC del 98.5 %, una precisión del 93.03 %, una sensibilidad del 92.35 % y una especificidad del

93.52 %.

Los resultados mostrados son mejores que los arrojados por distintas estrategias propuestas en diferentes estudios encontrados en la literatura especializada que, de una u otra manera, utilizan distintas señales fisiológicas que intervienen en el estudio del SAHS en la detección de fragmentos de señal asociados con la presencia de apneas.

Capítulo 4

SAMON: un sistema para el diagnóstico de pacientes SAHS.

En el capítulo anterior se ha construido un método de detección de apneas a partir de fragmentos de señal SpO_2 , obtenidos mediante sistemas de pulsioximetría, que va a permitir desarrollar un sistema de monitorización basado en el uso de dispositivos móviles capaz de identificar la presencia de apneas mientras el paciente se encuentra durmiendo. Dicho método de detección de apneas debe cumplir con los siguientes requisitos: (1) ofrecer un alto porcentaje de acierto en la identificación de la presencia de apneas; (2) tener un coste computacional lo suficientemente bajo como para ser ejecutado en un dispositivo móvil tipo PDA o *Smartphone*; y (3) presentar un funcionamiento en tiempo real. Podemos decir que se cumple con el primer requisito en el momento en que se obtiene un método de identificación de la presencia de apneas con una sensibilidad del 92.35% y especificidad del 93.52%. El haber recurrido al área de la Minería de Datos nos ha permitido obtener un modelo de clasificación para la detección de apneas basado en un conjunto de reglas “*if-then*” fácilmente implementables utilizando un lenguaje de programación y con un coste computacional lo suficientemente bajo como para ser ejecutado en dispositivos móviles con recursos limitados. Por tanto, queda pendiente la demostración del cumplimiento del tercer requisito, por el cual, la identificación de la presencia de apneas a partir de fragmentos de señal SpO_2 puede ser llevada a cabo en tiempo real.

Sin embargo, en el proceso de identificación de la presencia de apneas en tiempo real existe toda una serie de tareas adicionales que abarcan tanto la interacción con un sistema de pulsioximetría como la gestión de los re-

curso propios del dispositivo móvil, lo que hace que no se pueda hablar de la implementación de un método de detección de apneas como un elemento independiente, sino de la implementación de un sistema de monitorización donde una de sus tareas es la propia detección de la presencia de apneas. Para el desarrollo del sistema de monitorización, y teniendo en cuenta las distintas tareas que el sistema debe realizar, se ha optado por un diseño modular. Además, dicho sistema de monitorización no será un elemento aislado sino un elemento más dentro de una arquitectura global que permitirá enviar la monitorización realizada al personal médico especializado encargado de un determinado paciente, lo que permite integrar la grabación realizada en el ámbito domiciliario del paciente con los sistemas de análisis médicos localizados en ámbitos hospitalarios.

En la sección 4.1 definiremos el tipo de solución que proponemos como propuesta a la falta de accesibilidad diagnóstica y cómo ésta es asignada a un determinado paciente para la realización de una pulsioximetría nocturna. Describiremos cómo ha de usarse y qué recursos técnicos son necesarios, tanto en el ámbito domiciliario como en el hospitalario, para poder utilizarla. El sistema de monitorización propuesto se corresponde con un elemento concreto dentro de una arquitectura global que involucra a distintos elementos que intervienen en el proceso de monitorización y diagnóstico de pacientes SAHS. Esta arquitectura es presentada en la sección 4.2. Respecto al elemento que se corresponde con el sistema de monitorización dentro de la arquitectura global, dicho sistema ha sido desarrollado basándonos en una arquitectura modular, que también será presentada en dicha sección, explicando la funcionalidad de los distintos módulos que componen dicha arquitectura. En la sección 4.3 presentaremos las distintas tecnologías que se han utilizado para el desarrollo de dos prototipos de sistema de monitorización, así como los objetivos bajo los cuales fueron construidos, y en la sección 4.4 describiremos el proceso por el cual la pulsioximetría registrada mediante el sistema SAMON es integrada en una herramienta software de análisis utilizada por el personal médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia.

La arquitectura global de la que el sistema SAMON forma parte es una particularización de una arquitectura genérica para la gestión de flujos de datos generados desde sensores biológicos y a la cual hemos llamado Arquitectura para Sistemas MBSDS (del inglés, *Mobile Biological Sensors Data Streams*). La monitorización realizada utilizando esta arquitectura genérica puede modelarse mediante un modelo de coste en base a una serie de parámetros que lo definen. A partir de dicho modelo de coste, y mediante la

definición de una serie de objetivos, es posible encontrar una configuración eficiente que permitirá a un sistema de monitorización concreto comportarse de una manera eficiente, según los objetivos definidos. Dedicaremos la sección 4.5 a presentar el modelo de coste genérico en base a tres parámetros concretos como son granularidad, latencia y autonomía del dispositivo móvil. En la sección 4.6 veremos cómo a partir de dicho modelo de coste podemos conseguir una configuración eficiente para el sistema SAMON mediante la asignación de una serie de valores a las constantes que aparecen en el modelo de coste y la interpolación de sus funciones en base a una serie de experimentos que miden la tasa de compresión obtenida al comprimir flujos de datos de entrada, el tiempo invertido y el consumo de batería realizado durante el proceso de análisis.

4.1. Definición y desarrollo del sistema SAMON.

Conviene recordar que cuando hemos presentado nuestra propuesta de sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico en la sección 2.4, la motivación principal de dicha propuesta era la falta de accesibilidad diagnóstica existente en el ámbito del SAHS. Al final de dicha sección, y de una forma general, la propuesta presentada queda definida como *sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico mediante pulsioximetría nocturna domiciliaria con capacidades proactivas en tiempo real y basado en el uso de dispositivos móviles*.

De una forma más concreta, la propuesta que en este trabajo se ofrece al problema de la accesibilidad diagnóstica consiste en el desarrollo de un sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico basado en: (1) la *monitorización y registro* de la saturación de oxígeno en sangre de un paciente mientras éste se encuentra durmiendo en su domicilio (pulsioximetría nocturna domiciliaria) mediante el uso de un sistema de monitorización que hemos desarrollado y al cual hemos llamado SAMON (del inglés, *Sleep Apnea MONitoring*); (2) la *integración de la pulsioximetría* con las herramientas software de análisis que los especialistas médicos utilizan habitualmente para diagnosticar a los pacientes. Esta monitorización, registro e integración está basada en el uso de dispositivos móviles y comunicaciones inalámbricas y permite, por un lado, poder reaccionar a tiempo frente a situaciones desfavorables para el paciente (gracias al análisis realizado de forma local por el sistema de monitorización), y por otro lado, evitar el ingreso del paciente

en un entorno hospitalario para la realización de dicha prueba, posibilitando la realización de la misma en su domicilio (gracias a las comunicaciones inalámbricas que permiten trasladar la grabación realizada en el domicilio del paciente a los ordenadores situados en entornos hospitalarios y donde los especialistas médicos pueden revisar la grabación realizada).

En las siguientes secciones profundizaremos en el tipo de solución que proponemos describiendo los casos de uso del sistema presentes en el proceso de monitorización y diagnóstico del paciente, los requisitos técnicos que debe proveer cada uno de los entornos donde se va a realizar dicha monitorización y diagnóstico, los módulos que componen la arquitectura del sistema SAMON, para finalizar mostrando algunos detalles de implementación de los prototipos construidos de dicho sistema.

4.1.1. Requisitos funcionales: casos de uso del sistema.

Un *paciente* bajo sospecha de padecer SAHS acude a una Unidad de Trastornos Respiratorios del Sueño (UTRS), generalmente derivado por su médico de atención primaria. Las UTRS son entidades compuestas por personal auxiliar, técnico y equipos médicos que de forma interdisciplinaria intervienen en el diagnóstico y tratamiento de los trastornos del sueño. Una vez allí, el paciente es atendido por un *médico neumólogo* que será el encargado de supervisar a dicho paciente. Una vez el paciente ha sido examinado por su neumólogo, éste prescribe al paciente un estudio de sueño básico (si lo considera oportuno) como es la realización de una pulsioximetría domiciliaria. Para ello, y de acuerdo a la propuesta que presentamos en este trabajo, asigna al paciente un dispositivo móvil, que incorpora el *sistema SAMON*, junto con un *pulsioxímetro*. El paciente es instruido acerca de la colocación del pulsioxímetro y puesta en marcha del sistema y abandona el hospital. De acuerdo con sus hábitos, el paciente antes de acostarse, y siguiendo las instrucciones recibidas por el personal auxiliar, se coloca el pulsioxímetro, enciende y conecta el dispositivo móvil a la corriente eléctrica de su habitación o estancia más cercana, inicia el sistema de monitorización presionando el botón del interfaz mostrado en la pantalla del dispositivo y se acuesta. El sistema, una vez ha sido puesto en marcha, se sincroniza con el pulsioxímetro siguiendo un protocolo de comunicación y comienza a registrar y monitorizar tanto la saturación de oxígeno en sangre del paciente como su ritmo cardíaco. A la mañana siguiente, cuando el paciente se despierta, éste retira el pulsioxímetro y detiene el sistema pulsando el mismo botón que lo

inició. En ese momento, el sistema envía de manera automática, y sin intervención del usuario, un correo electrónico a la dirección de correo del médico neumólogo que supervisa su caso, adjuntando a dicho correo electrónico dos ficheros de texto que identifican la *grabación realizada* (un fichero contiene los valores SpO₂ registrados y el otro fichero los valores del ritmo cardíaco) en un formato tal que posibilite la importación de dicha grabación por parte de las *herramientas software de análisis* utilizadas por los médicos especialistas en la correspondiente UTRS.

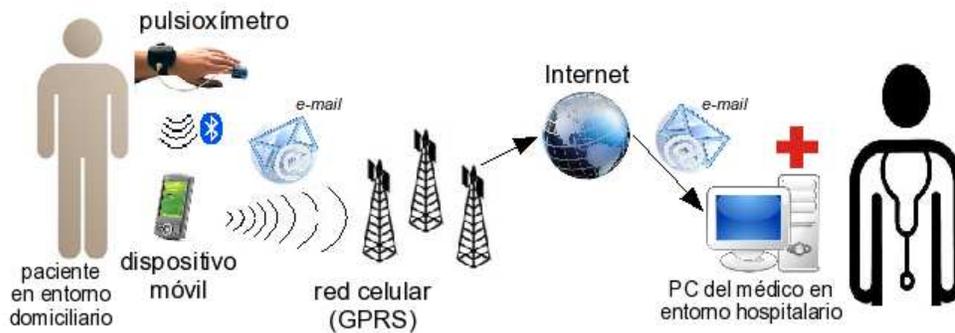


Figura 4.1: Elementos que intervienen en el proceso de monitorización.

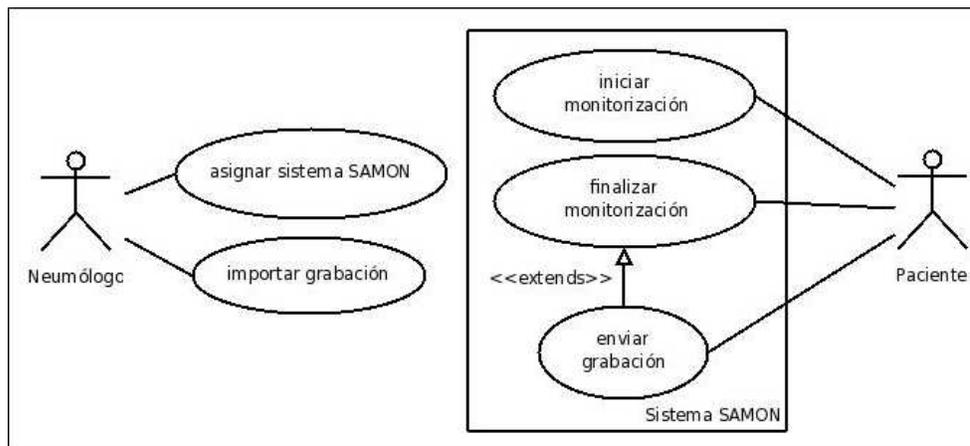


Figura 4.2: Diagrama de casos de uso del sistema.

Dicho correo electrónico es enviado gracias a las capacidades de comunicación inalámbricas del dispositivo que utilizan la red celular de un *operador*

de telefonía concreto que, a su vez, utilizará *Internet* para propagar el correo electrónico hacia la dirección de correo del médico neumólogo correspondiente. Todos estos elementos que intervienen en el proceso de monitorización y diagnóstico pueden verse en la Figura 4.1 junto con las tecnologías de comunicación asociadas. Los casos de uso que hemos presentado pueden verse de forma resumida en la Figura 4.2.

4.1.2. Requisitos técnicos del sistema.

Algo que caracteriza al sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico propuesto es que no necesita de una serie de recursos caros para llevar a cabo una monitorización (al menos si se compara con los requeridos por otros estudios de sueño, como PSG o PR). De este modo, el paciente, una vez ha recibido el dispositivo que incorpora el sistema SAMON, sólo necesita una toma de corriente eléctrica donde enchufarlo para evitar problemas de bajo nivel de batería que impidan la realización de una grabación lo suficientemente larga para que tenga validez médica (al menos 6 horas). En el momento de iniciar el sistema SAMON, éste se sincroniza con el pulsioxímetro utilizando tecnología Bluetooth y de acuerdo a un protocolo de comunicación, tal y como puede verse en la Figura 4.1, e inicia el proceso de monitorización de una forma completamente automática. Por parte del médico neumólogo encargado de la supervisión del paciente, únicamente se necesita que la UTRS disponga de un ordenador con conexión a Internet, un cliente de correo electrónico o navegador web para acceder a una cuenta de correo electrónico y recibir la pulsioximetría del paciente, así como el software de análisis que habitualmente utiliza para analizar las distintas pulsioximetrías recibidas. Para poder comunicar la pulsioximetría del paciente registrada por el sistema SAMON con los sistemas de análisis que el equipo médico dispone en la UTRS es necesario que el dispositivo esté equipado con una tarjeta SIM (Módulo de Identificación del Suscriptor; del inglés, *Subscriber Identify Module*) de un operador de telefonía móvil que proporcionará al dispositivo conectividad GPRS/UMTS con su red celular permitiéndole enviar la pulsioximetría realizada, así como cualquier otra comunicación que sea de interés, tal y como puede verse en la Figura 4.1.

4.2. Arquitectura del sistema SAMON.

En el grupo de investigación BDI¹, al cual pertenezco, se han desarrollado otros sistemas de monitorización basados en el uso de dispositivos móviles y tecnologías de comunicación inalámbricas que comparten características similares entre ellos. Todos estos sistemas utilizan una arquitectura global, genérica y común a todos ellos que involucra a distintos elementos heterogéneos, y realizan un proceso más amplio que una mera monitorización de constantes vitales (como puede ser, en nuestro caso, el diagnóstico de pacientes bajo sospecha de padecer SAHS). La arquitectura utilizada para el proceso de monitorización y diagnóstico de pacientes SAHS es una particularización de dicha arquitectura, a la cual hemos llamado Arquitectura para Sistemas MBSDS (del inglés, *Mobile Biological Sensors Data Streams*), es decir, arquitectura para sistemas que tratan con flujos de datos generados por sensores biológicos móviles, y que describimos a continuación.

4.2.1. Arquitectura para *Mobile Biological Sensor Data Streams* (MBSDS).

El área de los *data streams* (o flujos de datos) se caracteriza por ser un escenario donde es necesario realizar algún tipo de procesamiento sobre grandes cantidades de datos que se generan a altas velocidades. Los trabajos que podemos encontrar en esta área se centran en uno de los siguientes aspectos [72]: (1) *gestión de flujos de datos generados por redes de sensores*, relacionados con aplicaciones de monitorización que recogen tanto los datos adquiridos por los sensores como datos relacionados con éstos [73],[74]; (2) *data stream mining*, que consiste en la extracción de conocimiento a partir de flujos de datos de información utilizando diferentes técnicas tales como clustering, clasificación, etc. [75],[76]. Existen también trabajos, más cercanos a la propuesta que aquí presentamos, que podríamos colocar en el área del *data mining ubicuo* y que se ocupan del proceso de realización de algún tipo de análisis de datos sobre dispositivos móviles, embebidos y ubicuos [77].

En un escenario MBSDS, los flujos de datos son generados por sensores biológicos (por ejemplo ECG, EEG, pulsioxímetros, etc.) que son ligados a usuarios móviles, posibilitando el desarrollo de sistemas de monitorización *en cualquier momento y en cualquier lugar* (conocido bajo el término *anywhere*

¹Bases de Datos Interoperables. <http://bdi.si.ehu.es>

and at any time monitoring systems). De esta forma, los usuarios no tienen que realizar un ingreso hospitalario para ser monitorizados, pudiendo realizar una vida normal a la vez que se sienten seguros puesto que si una situación peligrosa es detectada, ésta será notificada al personal sanitario preparado para tomar una decisión al respecto de forma similar a si el usuario estuviese ingresado en un hospital o centro médico.

Los elementos principales de esta arquitectura, tal y como puede verse en la Figura 4.3, son: (1) los *sensores biológicos*, encargados de muestrear diferentes parámetros biológicos de las personas a las que se les ha conectado dichos sensores; (2) el *dispositivo móvil* (teléfono celular, PDA, *Smartphone*, etc.), que es conectado con los sensores de forma cableada o inalámbrica (Bluetooth, por lo general) y que presenta una serie de características, entre las que destaca la capacidad de comunicación inalámbrica que dispone (tecnologías GPRS o UMTS) para enviar datos a otro computador; (3) el *Centro de Control*, que es un computador donde las alarmas son mostradas al personal sanitario correspondiente y que se encuentra conectado al dispositivo móvil a través de una conexión inalámbrica.

Las principales tareas realizadas por estos sistemas de monitorización son: (1) *adquisición de datos* de los sensores biológicos; (2) *análisis de datos* con el fin de detectar situaciones anómalas y, en caso de que éstas se detecten, (3) *generación y envío de alarmas* al personal sanitario correspondiente para que las evalúen y determinen la acción a realizar.

Respecto a la tarea que cada componente realiza podemos establecer que: (1) la adquisición de los flujos de datos generados por los sensores es realizada en el dispositivo móvil; (2) existen dos posibilidades a la hora de realizar el



Figura 4.3: Arquitectura para MBSDS.

análisis de datos y generación de alarmas: en el dispositivo móvil (siempre y cuando sus capacidades computacionales lo permitan) o en el Centro de Control; (3) la notificación de las alarmas es realizada en el Centro de Control (cuya generación puede estar originada en el dispositivo móvil).

4.2.2. Descripción modular del sistema SAMON.

De la arquitectura genérica mostrada en la Figura 4.3 podemos señalar al dispositivo móvil como el elemento clave en todo el proceso de monitorización. Dicho dispositivo es el encargado de adquirir los datos y decidir qué hacer con ellos. En él es donde reside el software de monitorización, es decir, el sistema SAMON.

El sistema de monitorización SAMON realiza una serie de tareas que van desde la interacción con un pulsioxímetro para la captura de datos hasta el envío de un correo electrónico con los ficheros adjuntos que representan la grabación. Por ello, se ha dividido el sistema de monitorización en una serie de módulos, tal y como puede verse en la Figura 4.4, encargándose cada uno de ellos de una serie de tareas concretas que describiremos en las siguientes secciones.

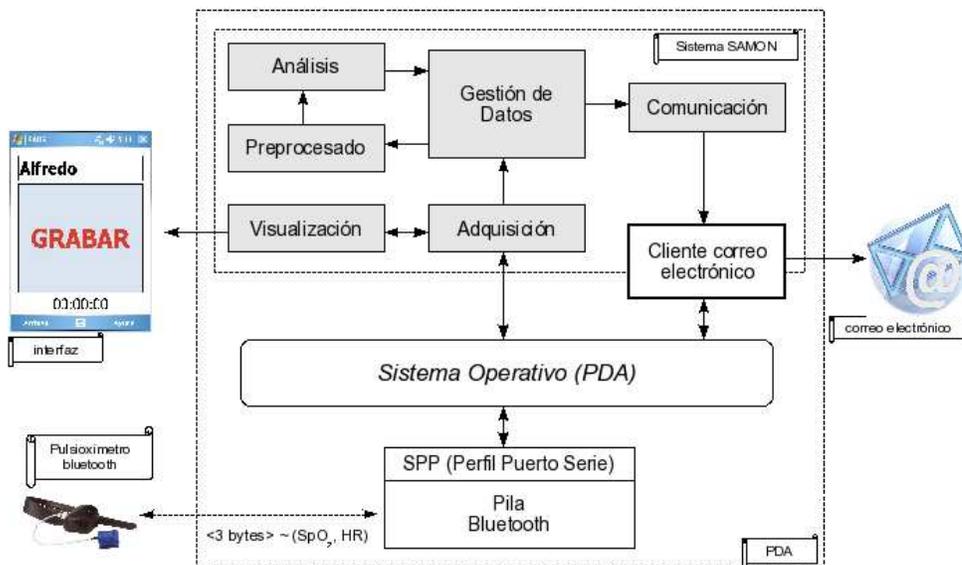


Figura 4.4: Arquitectura del sistema SAMON.

4.2.2.1. Módulo de adquisición de datos.

Es el módulo encargado de sincronizarse con el pulsioxímetro y de adquirir de forma continua los valores de saturación de oxígeno en sangre (SpO_2) y pulso cardíaco (HR) que éste envía, para formar las señales SpO_2 y HR. El pulsioxímetro utilizado para la interconexión con el sistema se corresponde con el modelo *4100 OEM Bluetooth Oximeter* comercializado por la empresa *Nonin Medical, Inc.* [78]. Los valores SpO_2 son una medida relativa de la cantidad de oxígeno transportado por la sangre y toma valores en el rango 0-100 %, mientras que los valores HR representan la frecuencia cardíaca de un individuo tomando valores en el rango 18-300 bpm (latidos por minuto; del inglés, *beats per minute*). Dicha interconexión se realiza a través de la puerta serie del dispositivo y la comunicación es efectuada utilizando el perfil de puerto serie de la pila de protocolos Bluetooth. Ambos dispositivos acuerdan comunicarse bajo un protocolo de comunicación por el cual el pulsioxímetro emite una trama de 3 bytes cada segundo en la que se encuentran codificados los valores instantáneos de saturación de oxígeno en sangre (SpO_2) y pulso cardíaco (HR), tal y como puede verse en la Figura 4.5, donde se muestra la descripción de cada uno de los 3 bytes que el pulsioxímetro envía junto con el significado asociado a cada uno de los bits del primer byte que define el estado global de la trama de bytes.

4.2.2.2. Módulo de gestión de datos.

Actúa de intermediario entre el proceso de adquisición de los datos y el procesamiento de éstos. Se encarga de suministrar al resto del sistema fragmentos de señal SpO_2 para que éstos sean procesados. Cada fragmento contiene 60 muestras de señal SpO_2 , por lo que este suministro se realiza con un período constante de 60 s. Además, una vez el fragmento de señal ha sido procesado, los valores SpO_2 y HR contenidos en éste son registrados en sendos ficheros de texto.

4.2.2.3. Módulo de preprocesamiento.

El preprocesamiento a realizar sobre los distintos fragmentos de señal SpO_2 consiste en: (1) eliminación de artefactos mediante una serie de filtros (valores SpO_2 por debajo del 50 % y valores que tienen una variación, con respecto a la muestra anterior, mayores del 10 % son considerados como ruido); (2) extracción de características de cada fragmento SpO_2 , de acuerdo

Descripción de la trama de bytes:

Byte 1 - estado							
bit7	bit6	bit5	bit4	bit3	bit2	bit1	bit0
1	SNSD	OOT	LPRF	MPRF	ARTF	HR8	HR7

Bit7 siempre '1'

Byte 2 – valor HR							
bit7	bit6	bit5	bit4	bit3	bit2	bit1	bit0
0	HR6	HR5	HR4	HR3	HR2	HR1	HR0

Bit7 siempre '0'

Byte 3 – valor SpO₂							
bit7	bit6	bit5	bit4	bit3	bit2	bit1	bit0
0	SP6	SP5	SP4	SP3	SP2	SP1	SP0

Bit7 siempre '0'

Leyenda:

SNSD (Sensor Disconnected)	ausencia de señal.
OOT (Out Of Track)	ausencia de buenas señales de pulso consecutivas.
LPRF (Low Perfusion)	baja calidad de señal.
MPRF (Marginal Perfusion)	calidad de señal media.
ARTF (Artifact)	artefacto
HR8 – HR0 (Heart Rate)	valor HR
SP6 – SP0 (SpO ₂)	valor SpO ₂

Figura 4.5: Descripción de la trama de bytes enviados por el pulsioxímetro.

al preprocesamiento descrito en la sección 3.3.4, y que se corresponden con los índices *odi* y *tsa*. A partir de este conjunto de características se forma la entrada para el proceso de clasificación.

4.2.2.4. Módulo de análisis.

A partir de las características extraídas en cada fragmento de señal SpO₂ se realiza un proceso de clasificación para establecer si en dicho fragmento de señal existe una apnea en progreso o no. Este proceso de clasificación consiste en, de acuerdo a las decisiones tomadas en la sección 3.3.9 para la búsqueda del mejor clasificador, evaluar 5 árboles de decisión *ADTree* y obtener el voto mayoritario sobre los mismos.

4.2.2.5. Módulo de visualización.

Se encarga de presentar una interfaz al usuario para que éste pueda iniciar o finalizar una grabación en el momento en que se va a acostar, así como de mostrar los valores SpO_2 y HR cada vez que son recogidos por el módulo de adquisición.

4.2.2.6. Módulo de comunicación.

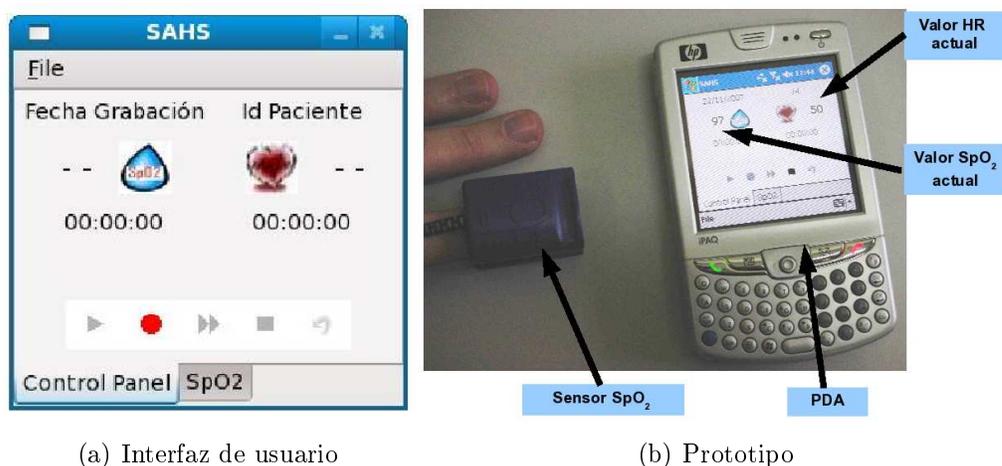
Una vez que la grabación ha finalizado, se generan dos ficheros de texto. Uno de ellos contiene la señal SpO_2 y el otro la señal HR y ambos se corresponden con una grabación concreta, realizada en una fecha y hora concreta, sobre un determinado paciente. Este módulo se encarga de enviar un correo electrónico con dichos ficheros adjuntos a la dirección de correo electrónico del médico especialista que está tratando al paciente a quien corresponden dichos ficheros. Además, dichos ficheros habrán sido exportados a un formato de datos concreto de tal manera que sea posible la importación de éstos por las herramientas de análisis que utilizan los médicos en las respectivas UTRS. Este correo electrónico es enviado a través del cliente de correo que incorpora el sistema operativo del dispositivo donde se ejecuta el sistema SAMON. Este módulo se encarga también de reaccionar en tiempo real frente a los eventos apneicos que son identificados por el módulo de procesamiento.

4.3. Implementación del sistema SAMON.

Actualmente se dispone de dos implementaciones, siguiendo la estructura modular de la Figura 4.4. Una de ellas implementa parte de la funcionalidad descrita y la otra la funcionalidad completa.

4.3.1. Implementación Java.

La primera implementación se realizó teniendo en cuenta que el sistema construido a partir de ella debería servir como mero prototipo a mostrar ante el personal médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia. Los objetivos a alcanzar eran: por un lado, (1) obtener una impresión general por parte del personal médico sobre la factibilidad de desarrollar un sistema de monitorización capaz de registrar la pulsioximetría de un paciente cualquiera; y por otro lado, (2) la realización de una serie de pruebas piloto



(a) Interfaz de usuario

(b) Prototipo

Figura 4.6: Implementación Java del primer prototipo del sistema.

con pacientes reales, derivados a la consulta de neumología de dicho hospital desde Atención Primaria y, de esa manera, poder realizar un estudio de validación del sistema SAMON. Para mostrar que era factible desarrollar un sistema que registrase la saturación de oxígeno en sangre obtenida mediante pulsioximetría se desarrolló un primer prototipo utilizando tecnología *Java* junto con la máquina virtual *MysaiFu JVM* instalada sobre el modelo de dispositivo PDA *HP iPAQ hw6500* con sistema operativo *Windows CE*. Para la comunicación con el pulsioxímetro Bluetooth a través del puerto serie del dispositivo se utilizó la interfaz de programación *Java Communication API for PPC/WinCE*, y para la implementación de la interfaz de usuario se hizo uso de la interfaz de programación *SWT for PPC/WinCE*. La interfaz de usuario de este prototipo así como la interacción de éste con el pulsioxímetro puede verse en la Figura 4.6.

4.3.2. Implementación .NET.

Una vez se acordó con el personal de la UTRS del Hospital Amara la realización de una prueba piloto con pacientes reales para comprobar el funcionamiento del sistema, se desarrolló un segundo prototipo que ofrecía al usuario final una interfaz mucho más simplificada y un funcionamiento completamente automático. Este segundo prototipo incorpora la funcionalidad completa del sistema, incluyendo el envío automático del correo electrónico

que adjunta la grabación realizada y que posibilita la integración del sistema SAMON con la herramienta software de análisis que habitualmente utiliza el personal médico de la UTRS del Hospital Amara para realizar un primer diagnóstico sobre este tipo de pacientes.

Una de las limitaciones del prototipo construido con tecnología *Java* es que la máquina virtual *Mysaifu JVM* sobre la que se ejecuta el sistema no soporta la interfaz de programación de las clases *Java* que se encargan de crear aplicaciones para el envío de correos electrónicos (*JavaMail API*). Es por ello que para la implementación de este segundo prototipo se utilizó tecnología *.NET* junto con los controladores necesarios que dicha tecnología ofrece para el manejo del puerto serie del dispositivo para la comunicación con el pulsioxímetro a través de la pila de protocolos Bluetooth. El prototipo se ejecuta en el modelo de dispositivo *Smartphone HTC P3300* con sistema operativo *Windows Mobile 6.0*. La interfaz de usuario de este prototipo así como su interacción con el pulsioxímetro puede verse en la Figura 4.7. Obsérvese la sencillez de la interfaz de usuario de este prototipo (un solo botón y una caja de texto) comparada con la del primer prototipo. El botón *Grabar* inicia la grabación y la caja de texto está pensada recibir el nombre del paciente a quien se le va a realizar una grabación.

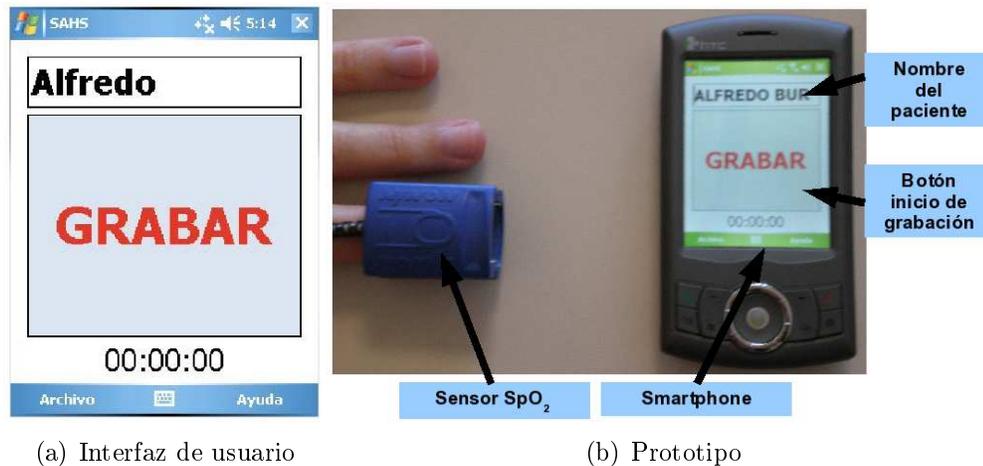


Figura 4.7: Implementación .NET del segundo prototipo del sistema.

4.4. Integración del sistema SAMON.

En la sección 4.1 se ha presentado el tipo de propuesta de solución a la falta de accesibilidad diagnóstica. Dicha propuesta ha quedado caracterizada por el desarrollo del sistema SAMON, el cual se presenta como un sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico basado en la monitorización y registro de la pulsioximetría nocturna domiciliaria y la integración de ésta con los sistemas software de análisis utilizados por el médico especialista dentro del proceso diagnóstico de pacientes bajo sospecha de padecer SAHS. Tenemos, por tanto, dos sistemas independientes en ámbitos de aplicación distintos (el ámbito domiciliario, en el cual se realiza la pulsioximetría, y el hospitalario, en el que dicha pulsioximetría ha de ser analizada) y un requerimiento médico concreto que relaciona a ambos sistemas (la pulsioximetría registrada por el sistema SAMON ha de ser analizada por el neumólogo correspondiente utilizando una herramienta software de análisis propietaria). Así pues, la salida producida por un sistema ha de ser la entrada del otro sistema.

4.4.1. Traslado de pulsioximetría al entorno hospitalario.

Hasta ahora, los pacientes realizaban la pulsioximetría utilizando un pulsioxímetro propietario que era comercializado por la misma empresa desarrolladora del software de análisis médico, por lo que dichos sistemas actuaban de forma complementaria. Cuando el paciente finalizaba la grabación, devolvía el pulsioxímetro al equipo médico de la UTRS que se lo había entregado y dicha pulsioximetría era posteriormente analizada por el neumólogo correspondiente. Sin embargo, puesto que el sistema SAMON está basado en el uso de dispositivos móviles con capacidades de comunicación inalámbricas, se pretende aprovechar dichas capacidades de comunicación para, de forma automática y sin intervención del paciente, *trasladar la pulsioximetría registrada* en el ámbito domiciliario del paciente hacia el ámbito hospitalario donde se encuentra el neumólogo que supervisa al paciente a quien corresponde dicha pulsioximetría. Este traslado de la pulsioximetría se realizará mediante un *envío de correo electrónico* a la dirección de correo del neumólogo correspondiente y será realizado por el módulo de comunicación del sistema SAMON, tal y como se ha dicho en la sección 4.2.2.6, y una vez que la grabación haya finalizado. Sin embargo, el envío de un correo electrónico con la pulsioximetría adjunta no garantiza que dicha pulsioximetría, gene-

rada por el sistema SAMON y representada por dos ficheros de texto plano conteniendo los valores SpO₂ y HR, pueda ser analizada por una herramienta software de análisis propietaria.

4.4.2. Construcción de archivos de exportación.

Para solventar este inconveniente hemos particularizado el problema de la integración de sistemas utilizando dos sistemas específicos. Uno de ellos, el sistema de pulsioximetría, se corresponde con el sistema SAMON, y el otro sistema, la herramienta software de análisis, se corresponde con la herramienta *PULSOX DS-3 SpO₂ analysis* [79], que es la herramienta software de análisis utilizada por el equipo médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia. Dicha herramienta posibilita la importación de señales de saturación de oxígeno en sangre y frecuencia cardiaca siempre y cuando estén en un formato propio, el cual está disponible en el manual de dicha herramienta. Por tanto, para permitir que dicha herramienta visualice la pulsioximetría registrada por el sistema SAMON, es necesario representar los ficheros resultantes de la pulsioximetría en un *formato tal que sean válidos para ser importados* posteriormente por la herramienta *PULSOX DS-3*. Es por ello que cuando el usuario finaliza la grabación, el sistema SAMON debe generar automáticamente dos *archivos de exportación* (uno conteniendo los valores SpO₂ y el otro los valores HR, ambos obtenidos del pulsioxímetro) a los que se les antepone una cabecera con el siguiente formato:

```
Dd/mm/yyyy  
Hh:mm:ss  
RECS_PER_SECOND (or SECONDS_PER_REC)  
Nn
```

donde DD/mm/yyyy representa la fecha de inicio de la grabación, Hh:mm:ss representa la hora de inicio de la misma, el texto “*RECS_PER_SECOND*” (o “*SECONDS_PER_REC*”) indica que el valor numérico *Nn* presente en la siguiente línea de la cabecera representa el número de muestras por segundo (o el número de segundos entre cada muestra) recogidas en la grabación. A continuación de la cabecera vendrán representados los valores SpO₂ o HR en una única columna.

Además, estos archivos de exportación generados deben identificar únicamente al paciente al que pertenecen, a la señal biológica que contienen

y al momento de inicio de la grabación (ya que a un mismo paciente pueden solicitarle que realice distintas pulsioximetrías durante varias noches consecutivas). Por ello, y para ayudar al médico a asociar las pulsioximetrías recibidas con el paciente al que pertenecen, dichos ficheros son generados con un nombre de fichero construido de acuerdo a la siguiente expresión regular:

$$("1_SPO2" | "2_HR")-"Nombre"-"TiempoInicio".txt$$

donde el texto "1_SPO2" o "2_HR" indica si el fichero contiene muestras SpO₂ o muestras HR, respectivamente, *Nombre* se corresponde con el nombre del paciente establecido en la caja de texto de la interfaz de aplicación del sistema SAMON (mostrada en la Figura 4.7), y *TiempoInicio* representa el momento exacto en que se ha iniciado la grabación, expresado de acuerdo a la siguiente expresión regular:

$$yyyy_ "MM" _ "dd" _ "HH" _ "mm" _ "ss"$$

donde *yyyy*, *MM*, *dd*, *HH*, *mm* y *ss* se corresponden con el año, mes, día, hora, minuto y segundo, respectivamente, en el que se inició la grabación.

De esta forma, cuando el neumólogo correspondiente reciba un correo electrónico con los archivos de exportación que representan una pulsioximetría concreta, éste los descargará a su ordenador personal y los importará mediante la opción de importación que facilita la herramienta *PULSOX DS-3* para poder examinar con detenimiento la variación de las señales fisiológicas registradas, a la vez que se beneficia de toda la potencia de análisis proporcionada por una herramienta de estas características. Todo este proceso de envío de pulsioximetría desde un entorno domiciliario hacia uno hospitalario, así como la creación de los archivos de exportación que faciliten la posterior importación de la misma puede verse en la Figura 4.8.

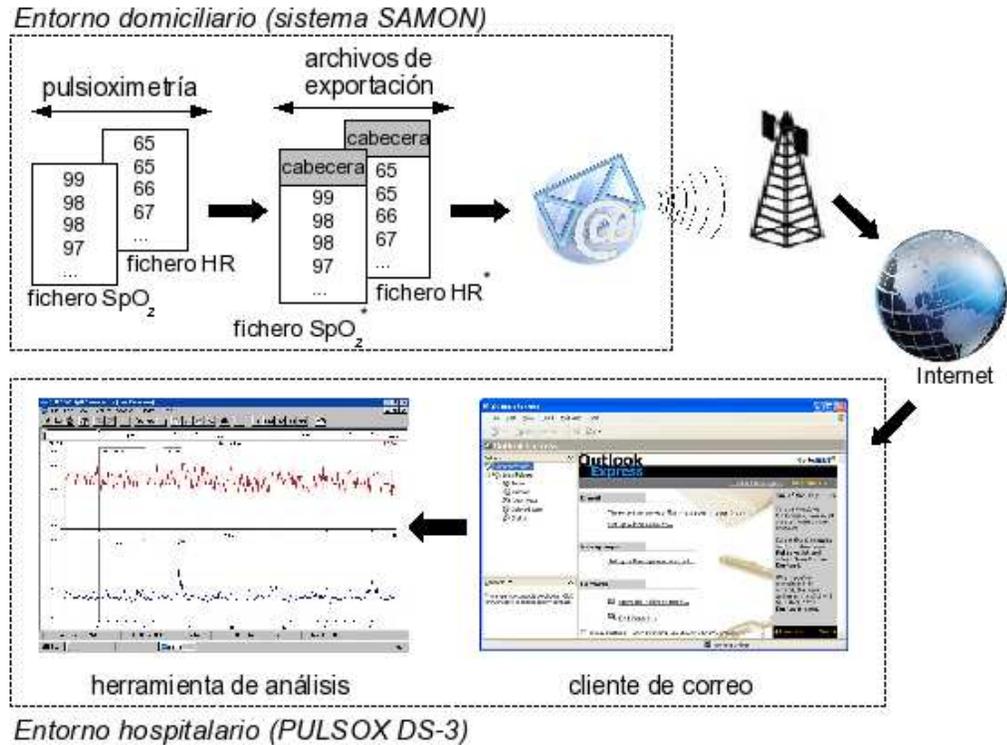


Figura 4.8: Importación y análisis de la pulsioximetría.

4.5. Modelo de Coste genérico para sistemas MBSDS.

La arquitectura presentada en la sección 4.2.1 puede verse como una infraestructura básica para sistemas que monitorizan MBSDS y permite una aplicabilidad sobre cada sistema específico de monitorización que se quiere desarrollar. Para que estos sistemas sean útiles hay que prestar especial atención a una serie de aspectos relacionados con la eficiencia de dichos sistemas.

Tal y como se ha dicho al comienzo de la sección 4.2, en el grupo de investigación BDI se han desarrollado otros sistemas de monitorización cuya eficiencia se ha logrado a partir de la definición de un modelo de coste genérico que guía el proceso de obtención de un sistema de monitorización eficiente mediante la selección de una configuración óptima. Esta configuración óptima será el resultado de encontrar un compromiso entre diferentes factores como

son *volumen* (de información a transferir entre el dispositivo móvil y el centro de control), *autonomía* (del dispositivo móvil) y *latencia* (en la recepción de situaciones de alarma). Encontrar ese compromiso consistirá en ajustar una serie de parámetros que intervienen en el proceso de monitorización del sistema. Pero antes de describir el modelo de coste vamos a presentar los objetivos de optimización y el conjunto de parámetros a ajustar.

4.5.1. Objetivos de optimización.

A la hora de buscar la eficiencia del sistema hay que tener en cuenta los siguientes objetivos:

1. **Minimizar el uso del enlace inalámbrico.** Teniendo en cuenta que el coste de las comunicaciones inalámbricas del tipo GPRS/UMTS es alto, que esta clase de redes no son siempre fiables y que no siempre están disponibles, es necesario reducir la cantidad de datos a transmitir a través del enlace inalámbrico.
2. **Minimizar la latencia en la recepción de las alarmas.** Las alarmas generadas después de un proceso de análisis sobre los flujos de datos deben ser comunicadas al personal médico, localizado en el centro de control, tan rápido como sea posible.
3. **Minimizar el uso de la batería en el dispositivo móvil.** Si la batería se agota no hay monitorización posible y, por tanto, no se podrán comunicar las situaciones anómalas que sean detectadas.

A la hora de trabajar con dispositivos móviles afloran otras restricciones bien conocidas como pueden ser las reducidas capacidades de memoria, las limitadas capacidades computacionales o los pequeños tamaños de pantalla de este tipo de dispositivos. Aunque hay que tenerlos presentes, no vamos a tratar de forma directa con ellos en este trabajo. De hecho, las capacidades de memoria actuales son suficientes para almacenar varias horas de grabación de flujos de datos generados desde sistemas de pulsioximetría. Además, las técnicas aplicadas al objetivo 1. *Minimizar el uso del enlace inalámbrico* consiguen, de una forma indirecta, minimizar el uso de la memoria del dispositivo móvil.

Respecto a las capacidades computacionales, éstas tienen una influencia directa en el modelo de coste. Sin embargo, la única forma de mejorar esta limitación es la de cambiar el procesador por otro con mayores prestaciones.

Y por último, el hecho de que los tamaños de pantalla de los dispositivos móviles sean pequeños no va a ser algo problemático puesto que la interacción entre el usuario y el dispositivo va a ser muy sencilla.

4.5.2. Parámetros a ajustar.

Los parámetros que hay que tener en cuenta y que necesitan ser ajustados para que se puedan alcanzar los objetivos de optimización antes planteados son:

1. **Granularidad.** Podemos definir la granularidad del sistema como la frecuencia en la que se procesa el *data stream* de entrada. La granularidad también puede ser entendida como el tamaño de un *data stream* de entrada que tiene que ser adquirido para poder comenzar un nuevo ciclo de procesamiento. En principio, cuanto más pequeña sea la granularidad menor será la latencia en la detección de anomalías. Pero, por el contrario, el tratamiento de *data streams* pequeños consumirá más batería puesto que han de analizarse mayor número de paquetes de datos. Expresaremos la granularidad en unidades de tiempo (segundos, por ejemplo).
2. **Tipo de análisis a realizar.** En una arquitectura MBSDS hay dos posibilidades a la hora de realizar el análisis: (1) el dispositivo móvil adquiere los datos de los sensores biológicos y los envía al *centro de control* donde el análisis es realizado; (2) el *dispositivo móvil* no sólo adquiere el *data stream* de entrada sino que también realiza el análisis. En caso de detectar situaciones anómalas, éstas son enviadas al centro de control y mostradas al personal médico. Por tanto, el tipo de análisis puede ser local (segunda situación) o remoto (primera situación).
3. **Uso de técnicas de compresión.** Otro aspecto importante es decidir si vale la pena comprimir el *data stream* de entrada o no. En principio, la compresión provoca que se minimice el uso del canal inalámbrico pero, por el contrario, aumenta la latencia en la detección de las alarmas y se consume más batería.

4.5.3. Definición del Modelo de Coste.

Para definir el modelo de coste hay que tener en cuenta tres factores a optimizar, los cuales dependen de los parámetros previamente definidos. Estos factores son: (1) volumen de información a transferir; (2) latencia en la recepción de las alarmas; y (3) autonomía del dispositivo móvil.

4.5.3.1. Volumen de información a transferir.

$V(g, c, a)$ representa el volumen de información transmitido por unidad de tiempo desde el dispositivo móvil hasta el centro de control usando una granularidad g , dependiendo de si se realiza compresión sobre los datos o no ($c \in \{yes, no\}$) y del tipo de análisis realizado ($a \in \{local, remote\}$). Se define de la siguiente forma:

$$V(g, c, a) = \begin{cases} P_{alarm} \cdot s & \text{if (1)} \\ s & \text{if (2)} \\ P_{alarm} \cdot s \cdot C(g) & \text{if (3)} \\ s \cdot C(g) & \text{if (4)} \end{cases}$$

$$\begin{aligned} (1) &\equiv c = no \wedge a = local & ; & (2) \equiv c = no \wedge a = remote \\ (3) &\equiv c = yes \wedge a = local & ; & (4) \equiv c = yes \wedge a = remote \end{aligned}$$

donde P_{alarm} es la probabilidad de encontrar una situación anómala en el *data stream* de entrada, s es el tamaño del *data stream* de entrada generado por unidad de tiempo y $C(g) = 1 - CR(g)$, siendo $CR(g)$ la tasa de compresión alcanzada al comprimir *data streams* de entrada de tamaño g .

4.5.3.2. Latencia en la recepción de las alarmas.

$L(g, c, a)$ representa la latencia en la recepción de una alarma desde el momento en que es adquirida por los sensores hasta que la alarma es mostrada en el centro de control al personal sanitario usando una granularidad g , dependiendo de si se realiza compresión o no ($c \in \{yes, no\}$) y del tipo de análisis realizado ($a \in \{local, remote\}$).

$$L(g, c, a) = \begin{cases} d + t_a^{local}(g) + t_s(g) & if (1) \\ d + t_s(g) + t_a^{remote}(g) & if (2) \\ d + t_a^{local}(g) + t_c(g) + t_s(g \cdot C(g)) + t_d(g) & if (3) \\ d + t_c(g) + t_s(g \cdot C(g)) + t_d(g) + t_a^{remote}(g) & if (4) \end{cases}$$

donde d representa el tiempo de demora en la entrada, es decir, el tiempo requerido para adquirir el mínimo *data stream* de entrada necesario para que un nuevo ciclo de análisis pueda ser realizado, $t_a^{local}(g)$ es el tiempo invertido en analizar en el dispositivo móvil el *data stream* adquirido durante un tiempo g , $t_s(g)$ el tiempo invertido en enviar desde el dispositivo móvil al centro de control el *data stream* analizado, $t_a^{remote}(g)$ el tiempo invertido en analizar en el centro de control el *data stream* adquirido durante un tiempo g , $t_c(g)$ el tiempo invertido en comprimir un *data stream* de tamaño g y $t_d(g)$ el tiempo invertido en descomprimirlo.

4.5.3.3. Autonomía del dispositivo móvil.

$A(g, c, a)$ representa el tiempo de vida, o autonomía, del dispositivo móvil usando una granularidad g , dependiendo de si se realiza compresión sobre los datos o no ($c \in \{yes, no\}$) y del tipo de análisis realizado ($a \in \{local, remote\}$). Se puede establecer que:

$$A(g, c, a) = \frac{b}{B(g, c, a)}$$

donde b es la carga total de la batería y $B(g, c, a)$ es el consumo de batería por unidad de tiempo, que puede definirse como:

$$B(g, c, a) = \begin{cases} \frac{c_a^{local}(g) + P_{alarm} \cdot c_s(g)}{g} & if (1) \\ \frac{c_s(g)}{g} & if (2) \\ \frac{c_c(g) + c_a^{local}(g) + P_{alarm} \cdot c_s(g \cdot C(g))}{g} & if (3) \\ \frac{c_c(g) + c_s(g \cdot C(g))}{g} & if (4) \end{cases}$$

donde $c_a^{local}(g)$ es el consumo de batería requerido por el dispositivo móvil para analizar un *data stream* de entrada adquirido durante un tiempo g , $c_c(g)$ y $c_s(g)$ el consumo de batería requerido para comprimirlo y enviarlo, respectivamente.

4.5.3.4. Función de coste.

Se pretende encontrar una configuración que minimice el volumen de datos a transmitir, con la menor latencia posible y que proporcione la máxima autonomía. Desafortunadamente, estos objetivos entran en conflicto ya que una configuración que proporcione la menor latencia probablemente no sea la que ofrezca mayor autonomía y/o mínimo volumen a transferir. Además, algunas configuraciones pueden ser inaceptables para algunos requerimientos y, por lo tanto, deben ser rechazadas. Es por eso que la función de coste debe ayudar en la búsqueda de una configuración que represente un compromiso entre los tres requerimientos.

Este compromiso se establece utilizando *pesos* y *umbrales*. Por un lado, un peso es asignado a cada uno de los factores que intervienen en la función de coste (volumen, latencia y autonomía), amplificando o atenuando su correspondiente coste, posibilitando establecer una mayor o menor relevancia a cada uno de los factores en el coste total de la función. Por otro lado, configuraciones no aceptables son rechazadas mediante la definición de umbrales para cada uno de los factores, es decir, valores de máxima (o mínima) permisibilidad por encima (o debajo) de los cuales el coste asociado a dicha configuración es inaceptable. La función de coste que permite obtener la configuración óptima, es decir, aquella que obtiene el valor mínimo para la función, queda definida por:

$$C(\bar{p}) = \begin{cases} \infty & \text{if (1)} \\ w_{vol}V(\bar{p}) + w_{lat}L(\bar{p}) + \frac{w_{aut}}{A(\bar{p})} & \text{else} \end{cases}$$

$$(1) \equiv V(\bar{p}) > MV \vee L(\bar{p}) > ML \vee A(\bar{p}) < mA$$

donde $\bar{p} = (g, c, a)$, MV representa el máximo volumen por unidad de tiempo permitido para transmitir, ML es la máxima latencia permitida en la recepción de las alarmas, mA es la mínima autonomía permitida y w_{vol} , w_{lat} y w_{aut} representan los pesos asignados a los factores volumen, latencia y autonomía, respectivamente.

4.6. Una configuración eficiente para el sistema SAMON.

El modelo de coste propuesto y presentado en la sección 4.5.3 es lo suficientemente general como para ser válido para varios tipos de sistemas de monitorización en tiempo real de *data streams* generados por sensores biológicos. Esto implica que dicho modelo debe ser personalizado para cada tipo particular de sistema de monitorización desarrollado. Esta personalización consiste en proporcionar valores concretos a las constantes y funciones que aparecen en el modelo de coste. Estas constantes y funciones dependen de varios factores como pueden ser el tipo de monitorización realizada, el tipo de señal o *data stream* generado por los sensores biológicos, la propia salud del usuario o las características técnicas tanto del dispositivo móvil como del medio de transmisión inalámbrico utilizados.

Este proceso de personalización se realiza en dos etapas: (1) estudiar y analizar el proceso de monitorización con el fin de asignar valores a las constantes; (2) diseñar y realizar un conjunto de experimentos para obtener una serie de valores con los que interpolar las funciones que intervienen en el modelo de coste. Pero antes de comenzar con el proceso de personalización del Modelo de Coste vamos a definir el proceso de monitorización de apneas desde un punto de vista de los *data streams*.

4.6.1. Caso de estudio: Sistema SAMON.

La primera tarea que debe realizar el sistema de monitorización SAMON es la de adquirir la señal SpO_2 enviada desde el pulsioxímetro utilizado a una frecuencia constante (en nuestro caso, 1Hz). Desde un punto de vista del área de los *data streams*, podemos decir que el pulsioxímetro genera un flujo de datos continuo $S = \{s_1, s_2, \dots, s_i, \dots\}$ donde cada muestra s_i representa el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre:

$$\forall s_i \in S : s_i \in [0, 100]$$

A partir de estas muestras s_i se va generando un *data stream* de tamaño fijo. Este *data stream* es preprocesado y transformado en otro *data stream* que contiene una serie de características adicionales, extraídas siguiendo el esquema de preprocesamiento explicado en la sección 3.3.4. Podemos decir que:

$$\begin{aligned} \text{preprocess}(S) &= \{F_1, F_2, \dots, F_j, \dots\} \\ F_j &= \{odi4_j, odi3_j, odi2_j, tsa95_j, tsa90_j, tsa85_j, tsa80_j, tsa70_j\} \end{aligned}$$

donde F_j representa las características *odi* y *tsa* correspondientes al j -ésimo *data stream* de tamaño fijo de la señal SpO_2 representada por las muestras de S .

Por cada conjunto de características F_j se realiza un proceso de clasificación para determinar si en el j -ésimo *data stream* de entrada existe un evento apneico o no. Este proceso de clasificación se realiza de acuerdo al modelo propuesto en la sección 3.3.9. Por tanto:

$$\text{analysis}(F_j) = r \in \{A, N\}$$

donde el valor A indica la presencia de una apnea al comienzo del *data stream* asociado F_j y el valor N descarta dicha presencia.

4.6.2. Asignación de constantes dependientes del usuario y del sistema de monitorización.

Entre las constantes dependientes del sistema de monitorización podemos encontrar a d y s . La constante d , o tiempo de espera de *data stream*, representa el tiempo requerido para adquirir el mínimo *data stream* sobre el que se va a realizar un proceso de análisis. La constante s representa el tamaño del *data stream* de entrada adquirido por unidad de tiempo.

P_{alarm} representa la probabilidad de encontrar una alarma en un *data stream* y es una constante dependiente del usuario puesto que no todas las personas tienen la misma probabilidad de sufrir un episodio apneico.

Para nuestro caso de estudio, vamos a considerar que $d = \min\{g, 60 \text{ s.}\}$, $s = 1 \text{ byte}$ y $P_{alarm} = 0,4$, puesto que aproximadamente el 40 % de los *data streams* de tamaño correspondiente a 60 segundos que podemos encontrar en la base de datos *Apnea-ECG Database* contienen episodios apneicos.

4.6.3. Asignación de pesos y umbrales.

Para el sistema de monitorización con el que estamos trabajando, la autonomía no es realmente un problema puesto que mientras el usuario se encuentra durmiendo el dispositivo móvil puede estar conectado a un enchufe

eléctrico. Respecto a la latencia en la recepción de las alarmas, éste no es un factor crítico ya que no estamos hablando, por lo general, de que la vida del paciente corra peligro por el hecho de que esté sufriendo una apnea. Además, tampoco es crucial en este caso que el envío de las alarmas sea en tiempo real. Respecto al volumen de información a transferir, tampoco supone un problema mayor, especialmente si tenemos en cuenta que el tamaño de una señal SpO₂ de una duración de 10 horas, muestreada a una frecuencia de 1Hz, ocupa unos 36 KB. Es por ello que la asignación de pesos y umbrales deberá realizarse de forma particular, en función de las prioridades definidas en cada situación concreta, tal y como veremos en la sección 4.6.8.

4.6.4. Interpolación de funciones.

Para interpolar las funciones del Modelo de Coste vamos a realizar una serie de experimentos. Estos experimentos pretenden medir las tasas de compresión que se alcanzan al comprimir *data streams* ($CR(g)$), la latencia experimentada en los procesos de compresión, análisis y envío ($t_c(g)$, $t_a^{local}(g)$, $t_a^{remote}(g)$, $t_s(g)$), así como el consumo de batería durante dichos procesos ($c_c(g)$, $c_a^{local}(g)$, $c_s(g)$).

Para la realización de los experimentos hemos utilizado como dispositivo móvil el modelo de PDA *HP iPaq 5500 series* con procesador *XScale PXA250* a 400 MHz, 128 MB RAM, 32 MB ROM, con capacidades de comunicación Wi-Fi (802.11b) y Bluetooth (BT1.1), y como computador que tome el rol de centro de control, un PC con procesador Pentium IV HT a 2.4 GHz, 0.99 GB RAM. El dispositivo PDA incorpora como sistema operativo una distribución Linux desarrollada para dispositivos *iPaq*, *Familiar Linux* [80]. El PC incorpora una distribución Linux para PC, *Fedora Core 9* [81], y se ha configurado una red local *ad-hoc* para la comunicación entre ambos dispositivos utilizando tecnología Bluetooth como medio de transmisión inalámbrico. El sistema de monitorización en el dispositivo móvil se ejecuta sobre la máquina virtual *Jam JVM* [82] y, en la parte del PC, el módulo encargado de la recepción de mensajes enviados desde el PDA se ejecuta sobre la máquina virtual *SUN JVM* de la empresa *Sun Microsystems* [83]. Como fuente de datos se ha utilizado el canal de saturación de oxígeno en sangre del registro *a01* de la base de datos *Apnea-ECG Database*. Los resultados obtenidos serán, evidentemente, dependientes de esta configuración por lo que los experimentos destinados a interpolar las funciones que aparecen en el modelo de coste deberán ser repetidos en caso de querer ajustar el sistema

con otra configuración.

4.6.5. Experimentos relacionados con la tasa de compresión.

El objetivo de estos experimentos es aproximar la función $CR(g)$ que define la tasa de compresión obtenida a la hora de comprimir un *data stream* adquirido durante un tiempo g . Esto depende de varios aspectos relacionados con el *data stream* de entrada, tales como la frecuencia de adquisición, el tamaño de cada muestra del *data stream*, los valores concretos de éstos y la codificación empleada a la hora de registrarlos en un fichero.

Se han diseñado dos tipos de experimentos. El primero orientado a encontrar un buen algoritmo de compresión, y el segundo, una vez se ha elegido un buen algoritmo compresor, orientado a conocer las tasas de compresión obtenidas según diferentes tamaños de *data stream* de entrada.

Para obtener un buen algoritmo compresor se estudió una serie de algoritmos comúnmente usados tanto en el área del procesamiento de señal como en el de la informática, abarcando tanto algoritmos de compresión con pérdida como sin pérdida de información. Se denomina *algoritmo de compresión sin pérdida* de información a aquellos algoritmos que codifican cierta cantidad de información sin utilizar una menor cantidad de la misma, posibilitando la reconstrucción exacta de la información original. Y, por contra, se denomina *algoritmo de compresión con pérdida* a todo aquel algoritmo que codifica cierta información utilizando una menor cantidad de la misma que hace imposible la reconstrucción exacta de la información original.

Teniendo en cuenta el sistema de monitorización con el que estamos trabajando, se decidió rechazar aquellos algoritmos pertenecientes a la familia de algoritmos de compresión con pérdida ya que, debido al tipo de señal biológica utilizada y el procesamiento que se va a realizar sobre ella, una pérdida de información puede producir resultados diferentes durante el proceso de análisis. Además, y como dato curioso, las tasas de compresión alcanzadas por el algoritmo de compresión con pérdida DPCM (del inglés, *Differential Pulse Code Modulation*), utilizado en otros trabajos para la compresión de la señal ECG [72], son mucho más bajas que las obtenidas con algoritmos de compresión sin pérdida de uso común, como pueden ser *Gzip* y *Bzip2*, tal y como puede verse en la Tabla 4.1, donde se muestra la tasa de compresión alcanzada por diferentes algoritmos de compresión utilizando señales SpO₂ de

Algoritmo	10 min.	30 min.	60 min.	120 min.	480 min.
GZip	90.3 %	88.6 %	88.7 %	88.4 %	88.9 %
BZip2	93.2 %	92.2 %	92.7 %	92.9 %	93.7 %
DPCM	-	-	-	-	16.6 %
DPCM+BZip2	-	-	-	-	92.6 %

Tabla 4.1: Tasas de compresión para distintos algoritmos de compresión.

g (s.)	1 s.	2 s.	5 s.	30 s.	60 s.	120 s.	300 s.	600 s.
CR(g)_{Bzip2}	-1233 %	-	-180 %	44.44 %	67.22 %	81.67 %	90.8 %	93.06 %

 Tabla 4.2: Tasas de compresión utilizando el algoritmo *Bzip2*.

distintos tamaños. De los resultados mostrados en dicha tabla podemos concluir que el mejor método de compresión es el proporcionado por el algoritmo *Bzip2*.

Las tasas de compresión mostradas en la Tabla 4.1 son tasas de compresión obtenidas al utilizar *data streams* relativamente grandes (del orden de minutos). Sin embargo, a la hora de monitorizar *data streams* en tiempo real la granularidad es mucho menor y, por lo tanto, las tasas de compresión son también menores. Por ello, en la Tabla 4.2 mostramos distintas tasas de compresión obtenidas por el algoritmo *Bzip2* al trabajar con granularidades del orden de segundos obtenidas a partir de señales SpO₂.

4.6.6. Experimentos relacionados con la latencia.

El objetivo de este experimento es aproximar las funciones que aparecen en el modelo de coste correspondientes a: (1) tiempos invertidos en analizar un *data stream* adquirido durante un tiempo g , tanto en el dispositivo móvil como en el centro de control ($t_a^{local}(g)$ y $t_a^{remote}(g)$); (2) tiempos invertidos en comprimir, enviar y descomprimir el *data stream* adquirido ($t_c(g)$, $t_s(g)$ y $t_d(g)$). Especial atención merece el hecho de asegurar que el funcionamiento en tiempo real es posible.

4.6.6.1. Mínima granularidad para procesamiento en tiempo real.

La monitorización en tiempo real de MBSDS sólo puede garantizarse si es posible procesar un *data stream* de entrada antes de que sea adquirido el siguiente *data stream*. Esta restricción está directamente relacionada con la granularidad, es decir, con el tamaño del *data stream* que tiene que ser adquirido para comenzar un nuevo ciclo de procesamiento.

Puesto que los tiempos de procesamiento son diferentes en cada una de sus ejecuciones, se ha repetido cada experimento una serie de veces, por lo que los resultados son mostrados en términos de media (μ) y desviación estándar (σ). Por tanto, granularidades g tales que $\mu(t_a(g)) \geq g$ deben ser rechazadas. De una forma más restrictiva y precisa, granularidades g tales que $\mu(t_a(g)) + \sigma(t_a(g)) \geq g$ deben ser rechazadas. En la Tabla 4.3 podemos ver los tiempos de análisis invertidos en el análisis de un *data stream* tanto en el dispositivo móvil como en el centro de control. A partir de los resultados obtenidos podemos decir que el procesamiento en tiempo real no es un problema puesto que éste es alcanzado incluso para granularidades de un segundo, es decir, podemos garantizar un funcionamiento en tiempo real incluso si realizamos un proceso de análisis cada vez que recibimos una nueva muestra del sensor (el proceso de análisis sería realizado sobre el *data stream* correspondiente a los últimos 60 segundos de señal, que deberíamos tener almacenados en memoria).

g (s.)	$t_a^{\text{local}}(\text{s.})$ $\mu \pm \sigma$	$t_a^{\text{remote}}(\text{s.})$ $\mu \pm \sigma$
1	0.014 ± 0.002	0.0004 ± 0.003
2	0.013 ± 0.002	0.0007 ± 0.004
5	0.013 ± 0.002	0.0020 ± 0.011
15	0.012 ± 0.002	0.0050 ± 0.015
30	0.010 ± 0.002	0.0080 ± 0.011
60	0.008 ± 0.001	0.0160 ± 0.010

Tabla 4.3: Tiempos de análisis local y remoto.

En este punto debemos abrir un paréntesis para retornar a la introducción de este capítulo y recordar que uno de los requisitos que debía cumplir el método de detección de apneas desarrollado en el capítulo 3 y cuya demostración estaba aún pendiente consistía en que la identificación de la presencia de apneas a partir de fragmentos de señal SpO_2 debía ser llevada a cabo en tiempo real. A partir de los resultados obtenidos en este experimento podemos asegurar que dicho requisito es alcanzado puesto que el proceso de análisis del sistema de monitorización (en el cual está incluido el proceso de análisis del fragmento de señal SpO_2 para la identificación de la presencia de apneas) garantiza un funcionamiento en tiempo real.

Además, y cerrando este paréntesis, los resultados obtenidos muestran que el proceso de análisis en el dispositivo móvil es más lento cuando la frecuencia de análisis es alta (granularidades bajas). Sin embargo, este comportamiento no sucede cuando el proceso de análisis es realizado en el centro de control donde el proceso de análisis es más rápido a medida que la frecuencia de análisis es mayor y, por tanto, es de esperar que la CPU esté más cargada. Una posible explicación a este hecho puede ser que la frecuencia de reloj de la CPU del ordenador del centro de control sea reducida automáticamente cuando la carga de trabajo de la misma es baja.

4.6.6.2. Tiempos de compresión, envío y descompresión.

Se ha diseñado un nuevo experimento para aproximar las funciones que definen los tiempos de compresión, envío y descompresión de *data streams* construidos con diferentes granularidades ($t_c(g)$, $t_s(g)$ y $t_d(g)$). En la Tabla 4.4 pueden verse los resultados obtenidos para granularidades de 30 y 60 segundos.

g (s.)	t_c (s.)	t_s (s.)	t_d (s.)
30	0.62	0.10	0.005
60	0.63	0.11	0.006

Tabla 4.4: Tiempos de compresión, envío y descompresión.

4.6.7. Experimentos relacionados con la autonomía.

Para aproximar las funciones que aparecen en el modelo de coste correspondientes al consumo de batería se diseña un nuevo experimento que mide dicho consumo a la hora de analizar, comprimir y enviar un *data stream* adquirido en el dispositivo móvil durante un tiempo g ($c_a^{local}(g)$, $c_c(g)$ y $c_s(g)$). Antes de realizar dicho experimento se decide deshabilitar el brillo y el sonido del dispositivo móvil, lo que redundará además en un menor consumo. En la Tabla 4.5 pueden verse los resultados obtenidos para granularidades de 30 y 60 segundos.

g (sg.)	c_a (mAh)	c_c (mAh)	c_s (mAh)
30	0.11	0.18	0.13
60	0.11	0.14	0.10

Tabla 4.5: Consumo de batería para el análisis, compresión y envío.

4.6.8. Experimento global: búsqueda de la configuración óptima.

Una vez que se han establecido todas las constantes y funciones que intervienen en el modelo de coste se puede buscar una configuración óptima. Para ello, se ha diseñado un módulo que calcula el coste asociado a las posibles configuraciones (un conjunto de granularidades, utilizando compresión o no y realizando análisis local o remoto) e identifica la configuración óptima. Esta configuración óptima podría ser recalculada dinámicamente en tiempo de ejecución. A partir de las siguientes condiciones: (1) nivel de carga de la batería; (2) disponibilidad de una red más barata o de mayor confianza, como puede ser Wi-Fi, WiMAX o incluso una cableada, en lugar de la red GPRS/UMTS; y (3) posibilidad de conectar el dispositivo móvil a una toma de corriente eléctrica, tanto los pesos de los diferentes factores (w_{aut} , w_{vol} y w_{lat}) como los umbrales de máxima (o mínima) permisibilidad (MV , ML y mA) podrían ser recalculados por el módulo de optimización y proveer una nueva configuración óptima.

Para el sistema de monitorización con el que estamos trabajando, vamos a plantear tres situaciones diferentes con tres objetivos distintos y, en función

de ello, veremos cómo se realiza el paso de asignación de pesos y umbrales a la función de coste. A partir de ésta identificaremos la configuración óptima para el objetivo planteado.

4.6.8.1. Situación 1: minimizar el factor *volumen*.

El objetivo en esta situación es minimizar el volumen de información a transferir entre el dispositivo móvil y el centro de control puesto que el primero se encuentra conectado a la corriente eléctrica y, además, no se considera relevante identificar la presencia de una apnea a la mayor brevedad posible.

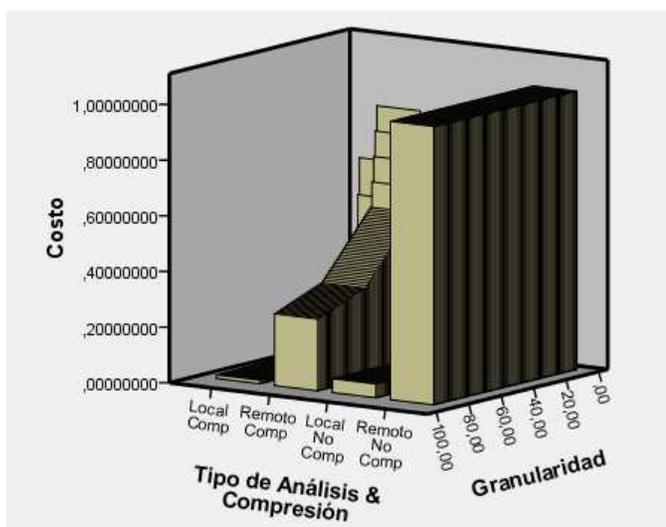


Figura 4.9: Coste asociado para la situación 1.

Debido a ello, los pesos que regulan los factores que intervienen en el modelo de coste no tienen la misma importancia y, por lo tanto, establecemos que $w_{vol} = 1$, $w_{lat} = 0$ y $w_{aut} = 0$. Pese a que el dispositivo móvil se encuentra conectado a la corriente eléctrica queremos una configuración que nos asegure una autonomía mínima de una hora para evitar un posible corte temporal de corriente eléctrica; es decir, $mA = 3600 s$. Además, y pese a que no es relevante identificar la presencia de apneas a la mayor brevedad posible, vamos a establecer un umbral máximo en la detección de éstas de 90 s (que se corresponde con 30 s después de haber adquirido el último *data stream* conteniendo 60 s de señal); es decir, $ML = 90 s$. Y por último, $MV = 1 byte$, con la idea de rechazar aquellas configuraciones que envíen al centro

de control más de 1 byte por segundo, que es la cantidad de bytes generadas por nuestro sensor.

En la Figura 4.9 podemos ver el coste asociado a cada una de las configuraciones posibles en función de la granularidad, del lugar donde se realiza el análisis y de si se decide comprimir la señal o no. A partir de la gráfica asociada podemos decir que las mejores configuraciones son aquella que realizan el análisis de forma local, comprimiendo la señal y utilizando granularidades altas (por encima de 60 s); En concreto, la configuración óptima se conseguiría con una granularidad de 89 s.

4.6.8.2. Situación 2: maximizar el factor *autonomía*.

El objetivo en esta nueva situación es maximizar la autonomía del dispositivo móvil, puesto que éste no se encuentra conectado a la corriente eléctrica, buscando una autonomía mínima de 8 horas. Además, al igual que en la situación anterior, no se considera relevante identificar la presencia de una apnea a la mayor brevedad posible.

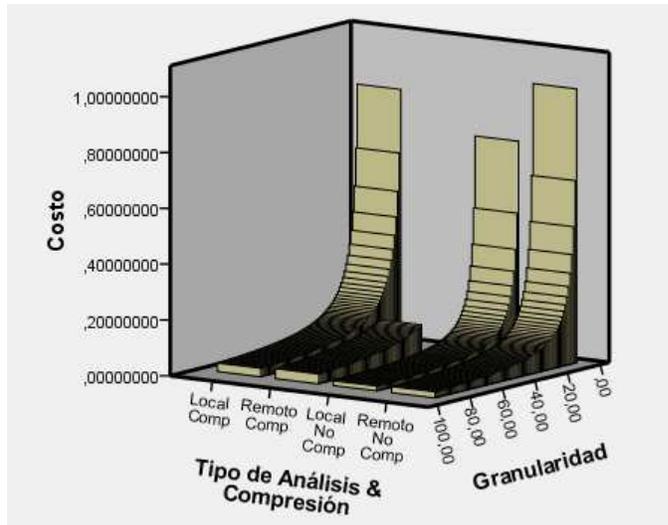


Figura 4.10: Coste asociado para la situación 2.

Debido a ello, los pesos que regulan los factores que intervienen en el modelo de coste tampoco tienen la misma importancia y, por lo tanto, establecemos que $w_{vol} = 0$, $w_{lat} = 0$ y $w_{aut} = 28800$. Puesto que queremos una configuración que nos asegure una autonomía mínima de 8 horas definiremos

$mA = 28800 s$. Además, y pese a que no es relevante identificar la presencia de apneas a la mayor brevedad posible, vamos a establecer un umbral máximo en la detección de éstas de 90 s (que se corresponde con 30 s después de haber adquirido el último *data stream* conteniendo 60 s de señal); es decir, $ML = 90 s$. Y por último, definiremos $MV = 1 byte$, con la idea de rechazar aquellas configuraciones que envíen al centro de control más de 1 byte por segundo, que es la cantidad de bytes generadas por nuestro sensor.

En la Figura 4.10 podemos ver el coste asociado a cada una de las configuraciones posibles. A partir de la gráfica asociada podemos decir que las mejores configuraciones son aquellas que realizan el análisis de forma local, sin comprimir la señal y utilizando granularidades altas (por encima de 60 s). En concreto, la configuración óptima se conseguiría con una granularidad de 89 s.

4.6.8.3. Situación 3: optimizar la combinación de los tres factores.

En esta última situación los tres factores son, en principio, igual de importantes por lo que el objetivo es minimizar la combinación de todos ellos; es decir, minimizar el volumen de información a transferir entre el dispositivo móvil y el centro de control, identificar la presencia de apneas a la mayor brevedad posible, y favorecer aquellas configuraciones que presentan una autonomía mayor, pese a que el dispositivo móvil está conectado a la corriente eléctrica.

Para esta situación usaremos los siguientes pesos: $w_{vol} = 1$, $w_{lat} = \frac{1}{60}$ y $w_{aut} = 28800$. De esta forma, una configuración que enviara 1 byte por segundo contribuiría a la función de coste $C(\bar{p})$ con un valor de 1 ($w_{vol} \cdot V(\bar{p}) = 1 \cdot 1 = 1$); al igual que si dicha configuración produjera la menor latencia posible; es decir, una latencia de 60 s ($w_{lat} \cdot L(\bar{p}) = \frac{1}{60} \cdot 60 = 1$); y al igual que si la misma produjera una autonomía de 8 horas ($w_{aut} \cdot \frac{1}{A(\bar{p})} = \frac{28800}{28800} = 1$). Además, queremos una configuración que nos asegure una autonomía mínima de una hora para evitar un posible corte de corriente eléctrica; es decir, $mA = 3600 s$. Puesto que queremos brevedad a la hora de identificar la presencia de apneas, rechazaremos aquellas configuraciones que superen un umbral de 10 s después de haber adquirido el último *data stream* conteniendo 60 s de señal; es decir, $ML = 70 s$. Y por último, definimos $MV = 1 byte$, con la idea de rechazar aquellas configuraciones que envíen al centro de control más de 1 byte por segundo.

De los resultados mostrados en la Figura 4.11 podemos decir que las

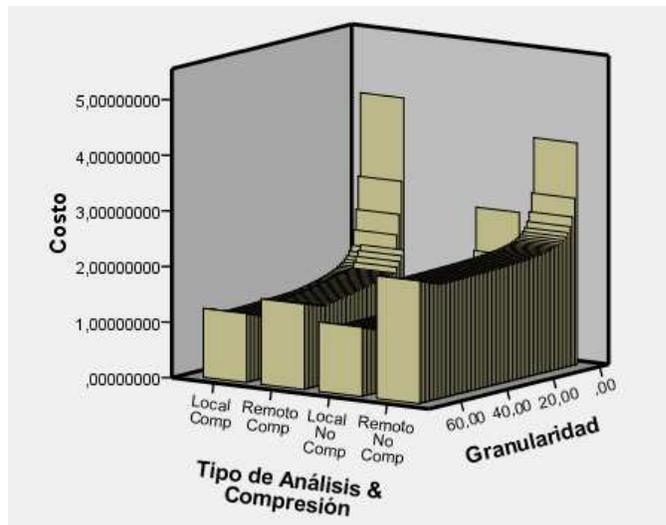


Figura 4.11: Coste asociado para la situación 3.

mejores configuraciones son aquellas que realizan el análisis de forma local, comprimiendo la señal y utilizando granularidades altas (por encima de 60 s). En concreto, la configuración óptima se conseguiría con una granularidad de 60 s.

4.7. Resumen del capítulo.

En este capítulo hemos presentado el sistema SAMON, definiendo el tipo de sistema que es y cómo éste ha de ser utilizado como parte del proceso diagnóstico de pacientes bajo sospecha de padecer SAHS, la arquitectura modular en la que está basada, las tecnologías empleadas en el desarrollo de dos prototipos y el proceso mediante el cual la pulsioximetría registrada en un entorno domiciliario es integrada con una herramienta software de análisis utilizada por el equipo médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia.

Además, hemos explicado cómo el sistema SAMON utiliza una arquitectura que es una particularización de una arquitectura genérica a la cual hemos llamado Arquitectura para MBSDS (*Mobile Biological Sensor Data Streams*) y que puede ser modelada a través de un modelo de coste genérico en base a una serie de parámetros. Utilizando dicho Modelo de Coste y definiendo una serie de objetivos, hemos definido una función de coste que hemos utilizado

para buscar una configuración eficiente del sistema SAMON, en base a: (1) la asignación de una serie de valores a las constantes que interviene en dicho modelo; y (2) la interpolación de las funciones que intervienen en el modelo de coste a partir de una serie de experimentos que miden la tasa de compresión obtenida al comprimir flujos de datos de entrada, el tiempo invertido y el consumo de batería realizado durante el proceso de análisis.

De los resultados obtenidos en los experimentos relacionados con la latencia del sistema podemos asegurar que el sistema de monitorización presenta un funcionamiento en tiempo real, por lo que podemos concluir que el tercer requisito definido para el método de detección de apneas, mediante el cual dicho método debería ofrecer un funcionamiento en tiempo real, ha quedado satisfecho.

Capítulo 5

Prueba piloto del sistema SAMON: descripción y valoración.

En el capítulo anterior se ha puesto de manifiesto que hemos construido un prototipo del sistema de monitorización para pacientes bajo sospecha de padecer SAHS que se ejecuta sobre dispositivos móviles tipo PDA o *Smartphone*, y que es capaz de identificar en tiempo real la presencia de apneas/hipopneas con un alto porcentaje de acierto a partir del análisis de la pulsioximetría nocturna de los pacientes. Además, dicho sistema es capaz de registrar tanto la saturación de oxígeno en sangre como la frecuencia cardíaca experimentada por éstos mientras se encuentran durmiendo y exportarla a un formato que permite posteriormente la importación de dichas señales por la herramienta software de análisis utilizada por el personal médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia que supervisa dichos pacientes. El sistema constituye una herramienta apta para la realización de pulsioximetrías domiciliarias para este tipo de pacientes evitando el ingreso hospitalario de los mismos (lo que se traduce en una reducción de costes sanitarios), sin necesidad de derivarlos a los servicios de neumología desde Atención Primaria (acortando el proceso diagnóstico de los pacientes) y utilizando dispositivos y tecnologías baratas cada vez más asentadas en la sociedad (lo que permite incrementar la accesibilidad diagnóstica a la población afectada de SAHS).

Aunque el prototipo del sistema SAMON ha sido implementado y convenientemente probado en un laboratorio, se ha estimado oportuno comprobar su funcionamiento en su ámbito natural (el ámbito domiciliario) y con pacien-

tes reales. Es por ello que este capítulo pretende cubrir una serie de objetivos adicionales. Por un lado, se quiere demostrar que el prototipo SAMON funciona correctamente en términos de usabilidad, eficiencia y funcionalidad, en base a una serie de especificaciones definidas, a la hora de realizar pulsioximetrías nocturnas domiciliarias en entornos reales. Por otro lado, también se quiere demostrar a los neumólogos de la UTRS del Hospital Amara de Donostia que han colaborado con nosotros en el desarrollo de este trabajo que hemos sido capaces de aportar una solución al problema de la falta de accesibilidad diagnóstica y, como consecuencia de ello, establecer una futura colaboración en el desarrollo de alternativas diagnósticas más complejas. Finalmente, queremos exponer algunas consideraciones que habría que tener en cuenta a la hora de plantearse el desarrollo de un producto comercial a partir del prototipo generado.

Dedicaremos la sección 5.1 a definir los objetivos a conseguir mediante la realización de la prueba piloto y que, de una forma más concreta, podemos decir que están orientados a asegurar un correcto funcionamiento del sistema SAMON en función de unas especificaciones establecidas, y a valorar el sistema SAMON como una herramienta adecuada a utilizar en el proceso diagnóstico de pacientes SAHS.

En la sección 5.2 describiremos las condiciones en las que se va a realizar la prueba piloto, prestando especial atención a las características técnicas de los distintos dispositivos a utilizar (pulsioxímetros y *Smartphone*).

Dedicaremos la sección 5.3 a realizar una valoración del experimento, describiendo si el sistema SAMON se ha comportado de acuerdo a las especificaciones planteadas o no. Además, por cada grabación realizada, compararemos los resultados obtenidos sobre las señales SpO_2 generadas por los distintos pulsioxímetros usando la herramienta software de análisis utilizada por el equipo médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia.

Finalizaremos con la sección 5.4 donde nos planteamos una serie de consideraciones que habría que tener en cuenta a la hora de valorar la viabilidad del desarrollo de un producto comercial, a partir del prototipo desarrollado, que pueda ser implantado como solución telemática en un Servicio de Salud.

5.1. Definición de objetivos.

De forma resumida se puede decir que los dos objetivos que se pretenden alcanzar con la realización de la prueba piloto son: (1) *corrección* en el

funcionamiento del sistema; y (2) *aptitud* del mismo dentro del proceso diagnóstico. Dedicaremos las siguientes secciones a explicar en profundidad cada uno de los objetivos y las tareas que se han llevado a cabo para conseguirlos.

5.1.1. Correcto funcionamiento del sistema.

El sistema desarrollado debe funcionar de acuerdo a las especificaciones. Es decir, debe captar con una buena calidad tanto la señal de saturación de oxígeno en sangre como la señal de frecuencia cardiaca, debe construir los archivos de exportación correctamente, debe enviarlos automáticamente y sin intervención del usuario una vez la grabación ha finalizado y, finalmente, el sistema debe ser robusto frente a situaciones inesperadas.

5.1.1.1. Proceso de registro de señales.

Tal y como se ha dicho en la sección 4.2.2.1, el sistema SAMON utiliza el perfil de puerto serie de la pila de protocolos Bluetooth para comunicarse con el pulsioxímetro. Ambos acuerdan comunicarse bajo un protocolo de comunicación por el cual el pulsioxímetro emite una trama de 3 bytes cada segundo en la que se encuentran codificados los valores instantáneos de saturación de oxígeno en sangre (SpO_2) y pulso cardíaco (HR). A nivel de usuario podemos decir que el pulsioxímetro envía al *Smartphone* un valor SpO_2 y HR cada segundo. Por tanto, en una hora de grabación se enviarían 3600 valores SpO_2 y HR. Si tenemos en cuenta que los valores SpO_2 y HR, los cuales toman valores en el rango $[0,100]$ y $[18,300]$ respectivamente, se codifican en un fichero de texto plano utilizando de forma media 3 bytes¹, al cabo de una hora de grabación el tamaño esperado de sendos ficheros SpO_2 y HR sería de aproximadamente 10,55 Kbytes; y al cabo de ocho horas de grabación los ficheros SpO_2 y HR deberían tener unos 28.800 valores SpO_2 y HR, con un tamaño de unos 84,38 Kbytes aproximadamente. Además, se requiere que el módulo de preprocesamiento descrito en la sección 4.2.2.3 elimine aquellos artefactos generados a partir de valores fuera de los rangos especificados o que presenten una variación mayor del 10 % con respecto a la muestra anterior.

Por tanto, el tamaño de los ficheros SpO_2 y HR correspondientes a las grabaciones realizadas deberían ser similares a los tamaños teóricos establecidos en la Tabla 5.1 en función de la duración de la grabación. Además,

¹1 byte por cada carácter numérico más otro byte adicional de separación de valores

Duración grabación	Nº muestras SpO₂ / HR por fichero	Tamaño fichero SpO₂ / HR
1 hora	3600	10.55 KB
2 horas	7200	21.09 KB
4 horas	14400	42.19 KB
6 horas	21600	63.28 KB
8 horas	28800	84.37 KB
10 horas	36000	105.47 KB

Tabla 5.1: Tamaño teórico de los ficheros de la pulsioximetría.

las señales SpO₂ y HR deben aportar a los neumólogos información válida desde un punto de vista visual, estando libres de artefactos, para que puedan valorar las desaturaciones y los incrementos del ritmo cardiaco del paciente como habitualmente lo hacen con las herramientas software de análisis que utilizan a diario.

5.1.1.2. Construcción de archivos de exportación.

Mientras la grabación se está efectuando, los valores instantáneos son registrados en ficheros de texto plano una vez que han sido convenientemente tratados por el módulo de preprocesamiento. Cuando el usuario finaliza la grabación, el prototipo debe generar automáticamente dos archivos de exportación (uno conteniendo los valores SpO₂ registrados y el otro los valores HR) a los que se les añade una cabecera, tal y como se ha explicado en la sección 4.4.2, para que la grabación realizada pueda ser posteriormente importada por la herramienta software de análisis utilizada por el personal médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia. Además, estos archivos de exportación generados deben identificar unívocamente al paciente al que pertenecen, a la señal fisiológica que contienen y al momento de inicio de la grabación (ya que a un mismo paciente pueden solicitarle que realice distintas pulsioximetrías varias noches consecutivas). Para ello, el nombre de los archivos de exportación generados han de seguir el esquema de nombre de archivo definido en la sección 4.4.2.

5.1.1.3. Envío automático de la grabación.

Cuando el paciente finaliza la grabación se generan dos archivos de exportación de forma automática. Dichos archivos de exportación representan la grabación efectuada y deben ser enviados como ficheros adjuntos por correo electrónico a la dirección de correo habilitada por el personal médico de la UTRS que está tratando a dicho paciente. Este envío está basado en, por una parte, la contratación de un servicio de conectividad a Internet² basado en tecnología GPRS a través de la tarjeta SIM del *Smartphone* y, por otro lado, la configuración de una cuenta de correo electrónico en el propio cliente de correo (*Pocket Outlook*, en este caso) del sistema operativo del dispositivo móvil. El envío de la grabación es, por tanto, una tarea que queda delegada en el cliente de correo electrónico. En la Figura 5.1 podemos ver una serie de capturas de pantalla del *Smartphone* utilizados correspondientes a la configuración de la cuenta de correo creada en el cliente de correo para tales fines. En ellas podemos ver la dirección de correo electrónico asociada a la cuenta de correo utilizada para enviar los ficheros de la grabación junto con el nombre que aparecerá en el campo *from* una vez el equipo médico de la UTRS haya recibido el correo electrónico enviado, así como el *socket* de la estafeta de salida (en área de Internet) a través de la cual se realizará el envío del correo electrónico.



Figura 5.1: Configuración de la cuenta de correo en el *Pocket Outlook*.

²El ISP que hemos utilizado se corresponde con el operador *simyo* (<http://www.simyo.es>)

Una vez configurada dicha cuenta de correo, el sistema SAMON deberá ser configurado con la dirección de correo electrónico, habilitada por el equipo médico de la UTRS, donde se desea recibir los correos electrónicos de los diferentes pacientes sobre quienes se espera realizar la correspondiente pulsioximetría. Aunque esta dirección de correo se encuentra configurada por defecto en el momento en que el equipo médico asigna el prototipo al paciente, el sistema SAMON facilita la configuración de cualquier otra dirección de correo electrónico a través de la interfaz de aplicación mostrada en la Figura 5.2.

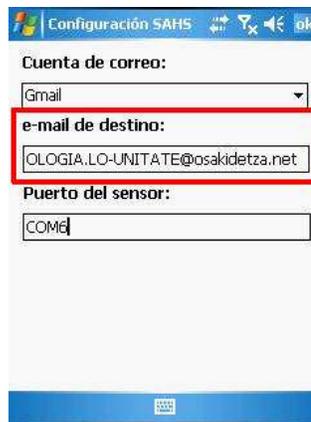


Figura 5.2: Configuración de la dirección de correo electrónico destino.

5.1.1.4. Comportamiento del sistema frente a situaciones inesperadas.

La finalidad del prototipo construido es que los pacientes puedan realizar pulsioximetrías en sus domicilios a la vez que el personal médico que trata a dichos pacientes reciben las correspondientes grabaciones a través del correo electrónico. El elemento que más valor tiene de todo el proceso de monitorización es el correo electrónico que el neumólogo recibe en su cuenta de correo electrónico una vez que la grabación ha finalizado, considerándose una pérdida de tiempo todo aquello que no sea recibir dicha grabación.

El envío del correo electrónico que contiene la grabación se realiza a través de las redes celulares que el operador contratado posee. Estas redes, aunque cada vez en menor medida, no son del todo fiables, por lo que dicho correo

electrónico podría no ser entregado. Para solventar esta situación, una de las características que se ha añadido al prototipo es que toda grabación efectuada queda almacenada en la memoria FLASH del *Smartphone* de tal forma que pueda ser manualmente seleccionada y enviada por correo electrónico, gracias al interfaz diseñado para ello y que puede verse en la Figura 5.3. En dicho interfaz aparece una entrada por cada grabación efectuada (identificadas por el nombre del paciente y el momento en el que se inició la pulsioximetría) y una serie de botones que gestionan dichas grabaciones, entre ellos el botón *Enviar* que, una vez pulsado, iniciará el proceso de envío de la grabación seleccionada a la dirección de correo electrónico del neumólogo configurada en el sistema SAMON. De este modo, si el personal médico de la correspondiente UTRS no ha recibido la grabación de un determinado paciente, podría ponerse en contacto con él para que inicie el proceso de envío manual de la grabación. Este proceso se corresponde con el caso de uso *enviar grabación* que aparece en la Figura 4.2 mostrada en la sección 4.1.1, y que es ejecutado directamente por el paciente.

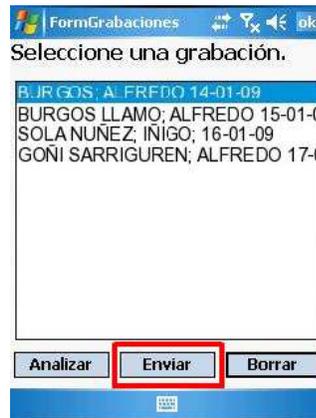


Figura 5.3: Envío manual de una pulsioximetría.

Por otra parte, el paciente podría olvidarse de conectar el *Smartphone* a la corriente eléctrica en el momento de acostarse, quedándose éste sin batería en mitad de la noche, deteniéndose la monitorización y perdiéndose la grabación realizada hasta ese momento. Para solventar esta situación, el prototipo se ha diseñado de tal forma que durante el transcurso de la grabación se vayan generando ficheros de texto parciales a intervalos de una hora de duración

conteniendo la grabación realizada en ese intervalo de tiempo³ de tal forma que pueda recomponerse la grabación entera a partir de los ficheros de grabación parciales. Además, dichos ficheros parciales, y en el momento que son generados, son entregados al cliente de correo *Pocket Outlook* para que éste los envíe por correo electrónico, pero no a la dirección de correo electrónico del personal médico encargado de dicho paciente en la UTRS (con el objetivo de no sobrecargar al personal médico con correos electrónicos cuya finalidad es actuar como copia de respaldo) sino a una dirección de correo electrónico adicional, ajena a dicho personal médico, y configurada especialmente para dicho propósito.

5.1.2. Solución al problema de accesibilidad diagnóstica.

Otro de los objetivos buscados con el desarrollo del prototipo es obtener por parte de los neumólogos de la UTRS del Hospital Amara de Donostia que han colaborado con nosotros el visto bueno sobre el tipo de solución propuesta al problema de la falta de accesibilidad diagnóstica, así como comentarios, sugerencias de mejora, deficiencias y/o limitaciones encontradas en el funcionamiento del prototipo. La aptitud del prototipo propuesto dentro del proceso diagnóstico de pacientes bajo sospecha de padecer SAHS podría sentar las bases de una futura colaboración para el desarrollo de nuevos prototipos más avanzados y que analicen otras señales fisiológicas de interés en el proceso diagnóstico de este tipo de pacientes, como puede ser flujo aéreo nasal, ECG, etc.

Aunque una de las características adicionales del prototipo es que sea capaz de identificar la presencia de apneas/hiponeas con un alto porcentaje de acierto, realizar una validación de esta característica utilizando para ello pacientes reales supone una carga de trabajo adicional para los neumólogos puesto que todo ello implicaría un estudio minuto a minuto de toda la señal SpO₂. Además, existe una falta de criterios establecidos sobre cómo actuar cuando el sistema detecta la presencia de un evento apneico o si es conveniente actuar o no, no siendo posible explotar las posibilidades de la monitorización en tiempo real. Si queremos definir un escenario donde la monitorización

³La grabación realizada en ese intervalo de tiempo queda representada por dos ficheros de texto parciales conteniendo tanto saturación de oxígeno en sangre como frecuencia cardiaca, como si de una grabación total se tratase.

en tiempo real posibilite reaccionar frente a situaciones anómalas para el paciente, es necesario una colaboración con el personal médico especializado para definir y establecer los criterios de actuación, así como una validación previa del sistema de clasificación que incorpora el prototipo construido.

5.2. Descripción de la prueba piloto.

Cuando un paciente acude a la UTRS derivado desde Atención Primaria para confirmar si padece SAHS o no, la primera prueba que se le realiza al paciente dentro de todo el proceso diagnóstico consiste en estudiar cómo desatura dicho paciente mientras duerme. Esta prueba es lo que se conoce como *pulsioximetría nocturna*, pudiendo ser domiciliaria o no.

La prueba piloto consistirá en obtener un conjunto de grabaciones, a partir de una serie de pacientes que acuden a la UTRS derivados por su médico de Atención Primaria, donde cada grabación se realizará simultáneamente con dos sistemas de pulsioximetría: (1) el sistema utilizado actualmente por el personal médico de la UTRS (correspondiente al modelo de dispositivo *pulsox-3i*); y (2) el pulsioxímetro que hemos utilizado para el desarrollo del sistema SAMON (correspondiente al modelo *Nonin 4100 OEM Bluetooth Oximeter*). A partir de sendas grabaciones se realizará una comparativa entre el análisis obtenido por la herramienta software de análisis utilizada por los neumólogos de la UTRS (*PULSOX DS-3 SpO2 analysis*) aplicado sobre cada una de las pulsioximetrías obtenidas.

5.2.1. Características del sistema médico.

La UTRS del Hospital Amara de Donostia utiliza el pulsioxímetro *pulsox-3i* que aparece en la Figura 5.4 para realizar las diferentes pulsioximetrías. La característica técnica más importante del pulsioxímetro *pulsox-3i* es que graba valores SpO₂ y HR en su memoria interna cada 5 segundos (el valor SpO₂ grabado proviene de una media móvil calculada sobre los últimos 5 segundos, mientras que el valor HR grabado se corresponde con la media móvil sobre los últimos 8 segundos). Otras características técnicas son:

- Rango de mediciones: de 0 a 100 % (SpO₂); de 20 a 250 bpm⁴ (frecuencia cardiaca, expresada en latidos por minuto).

⁴latidos por minuto; del inglés, *beats per minute*

- Precisión en las mediciones: $\pm 2\%$ para SpO_2 , en la rango 70-100 %; ± 2 bpm para la frecuencia cardiaca.
- Display LCD iluminado.
- Información mostrada: valor SpO_2 , valor HR, mensajes de error, presencia de artefactos, fecha y hora, identificación de fichero y nivel de batería, entre otras.
- Rango de temperatura: de 0 a 40 °C.
- Dimensiones: 68 x 21 x 55 mm (W x H x D).
- Alimentación: 2 AAA para aproximadamente 48 horas de operación.
- Peso: 42 gramos.



(a) Dispositivo

(b) Uso del dispositivo

Figura 5.4: Pulsioxímetro *pulsox-3i* de *Konica Minolta*.

Además, el pulsioxímetro *pulsox-3i* puede acoplarse a la interfaz *IF-3*, mostrada en la Figura 5.5, que actúa como interfaz entre dicho pulsioxímetro y un ordenador personal, permitiendo la descarga de la pulsioximetría efectuada a este último para realizar un análisis de la misma, utilizando para ello la herramienta software de análisis *PULSOX DS-3 SpO2 analysis*.



Figura 5.5: Unidad de interfaz IF-3.

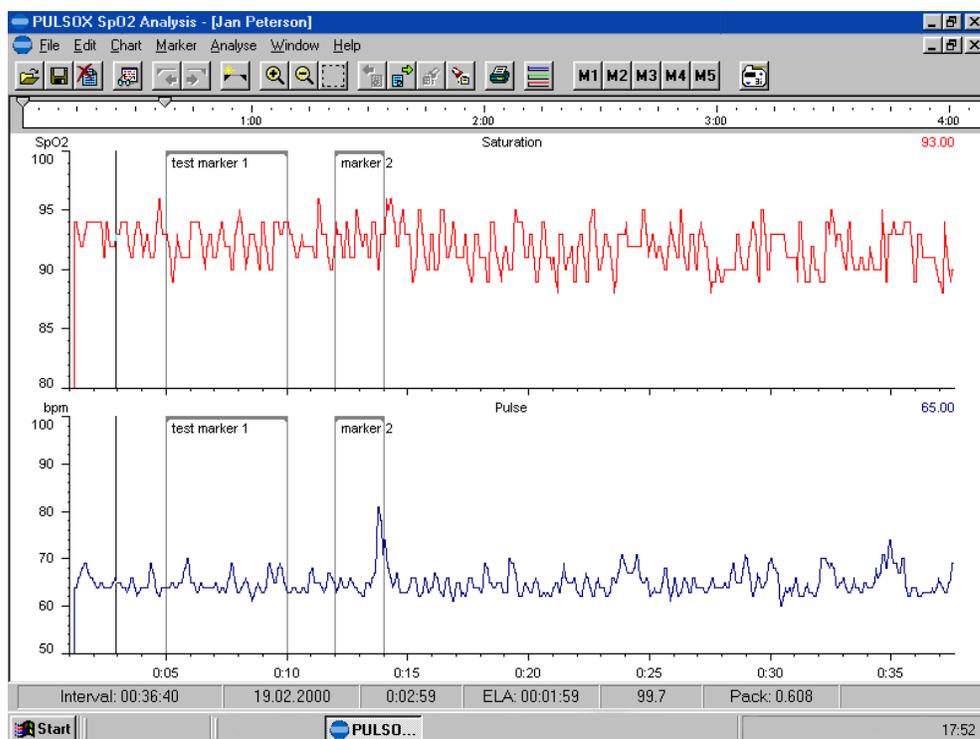


Figura 5.6: Interfaz de la aplicación PULSOX DS-3.

Esta herramienta muestra simultáneamente en un único gráfico las señales SpO_2 y HR, correspondientes a la grabación realizada con un paciente con-

creto, permitiendo al usuario (el personal médico, en este caso), entre otras cosas, seleccionar arbitrariamente una porción de las señales para realizar una vista ampliada de las mismas, así como cambiar el intervalo temporal de los datos presentados, el color de las señales, el rango de los datos, imprimirlos, etc. Además, la aplicación *PULSOX DS-3* muestra e imprime informes de análisis sobre los datos SpO_2 y HR incluyendo algunas medidas estadísticas como saturación mínima, media, diferentes índices de desaturaciones por hora (ODI2, ODI3, ODI4), tiempo permanecido por debajo de una saturación determinada (TSA95, TSA90, TSA85, TSA80, etc.). En la Figura 5.6 podemos ver la apariencia de la interfaz principal de dicha aplicación donde se encuentran cargadas sendas porciones de señal SpO_2 y HR realizadas con un paciente concreto.

El pulsioxímetro *pulsox-3i*, la interfaz *IF-3* y la herramienta de análisis *PULSOX DS-3* han sido fabricados por la empresa *Konica Minolta* [79] y actualmente son comercializados por *Direct Medical Ltd* [84].

5.2.2. Características del prototipo propuesto.

En los últimos años hemos asistido a grandes avances tecnológicos en los dispositivos de pulsioximetría con respecto a tamaño y posibilidades de comunicación (la mayoría de ellos soportan comunicaciones Bluetooth) facilitando su interconexión a dispositivos móviles, pudiéndose construir sistemas de grabación y/o monitorización más baratos y con mayores prestaciones que las soluciones existentes hoy en día.

Para afrontar la realización de las pulsioximetrías con el prototipo propuesto en esta prueba piloto hemos utilizado el modelo de pulsioxímetro *Nonin 4100 OEM Bluetooth Oximeter* comercializado por la empresa *Nonin Medical Inc.* [78] que, gracias a las capacidades de comunicación Bluetooth de dicho pulsioxímetro y a un protocolo de comunicación adecuadamente implementado por el sistema SAMON, permite la adquisición de los valores SpO_2 y HR por parte del sistema, para realizar posteriormente el procesamiento deseado sobre éstos. El sistema SAMON se ejecuta en el modelo de *Smartphone HTC-P3300*, fabricado por la empresa *HTC* [85].

La característica más importante del pulsioxímetro *Nonin 4100 OEM* es que genera sendos valores SpO_2 y HR cada segundo (tanto el valor SpO_2 como HR provienen de una media calculada sobre los últimos 4 valores). Otras características técnicas son:

- Rango de mediciones: de 0 a 100 % (SpO₂); de 18 a 300 bpm (frecuencia cardiaca, expresada en latidos por minuto).
- Información facilitada: valor SpO₂, valor HR, aviso de sensor desconectado, aviso de dedo mal colocado, aviso de mala perfusión y aviso de presencia de artefacto.
- Rango de temperatura: de -20 °C a 50 °C.
- Dimensiones: 7.62 x 6.96 x 3.40 cm (W x H x D).
- Alimentación: 2 AA para aproximadamente 120 horas de operación.
- Peso: 125 gr. con baterías incluidas.
- Versión de la especificación Bluetooth: V1.1.
- Perfiles Bluetooth soportados: Perfil Puerto Serie (del inglés, *Serial Port Profile*).



(a) Dispositivo



(b) Uso del dispositivo

Figura 5.7: Pulsioxímico *Nonin 4100 OEM*.

En la Figura 5.7 podemos ver el pulsioxímico mencionado junto con el sensor que utiliza y en la Figura 5.8 podemos ver el modelo de *Smartphone* utilizado para la realización de la prueba piloto con la interfaz diseñada para ello y cuyas especificaciones técnicas más importantes son:

- Procesador: TI's OMAP 850, 201 MHz.

- Memoria: 128 MB ROM, 64 MB SDRAM.
- Sistema Operativo: Windows Mobile 6.0
- Batería: batería de polímero de litio-ion recargable, 1200 mAh.
- Pantalla: LCD TFT transreflectiva de 2,8" sensible al tacto. (resolución de 240 x 320 con 65.536 colores).
- Módulo GSM/GPRS/EDGE cuatri-banda (850, 900, 1800 y 1900).
- Dimensiones: 108 x 58 x 16,8 mm (Largo x Ancho x Alto).
- Peso: 130 g. (con batería).
- Conexiones inalámbricas: Bluetooth, Wi-Fi.



Figura 5.8: *Smartphone HTC P3300* ejecutando SAMON.

5.2.3. Características de la prueba piloto.

Tal y como se ha dicho al comienzo de esta sección, la prueba piloto consistirá en realizar una serie de grabaciones con pacientes reales utilizando simultáneamente los dos sistemas presentados: el sistema médico (basado en el pulsioxímetro *pulsox-3i*) y el prototipo propuesto (basado en el pulsioxímetro *Nonin 4100 OEM* junto con el sistema SAMON).

Se acordó a finales del 2008 con los neumólogos de la UTRS del Hospital Amara de Donostia la realización de un estudio seleccionando un total de diez pacientes bajo el criterio del personal médico. Cada paciente sería informado sobre la realización del estudio al que iba a ser sometido y éste sería instruido acerca de la colocación de ambos sistemas (los sensores de los pulsioxímetros se colocarían en diferentes dedos de la misma mano) así como de la forma de iniciar y finalizar la grabación en ambos sistemas⁵. El paciente debería recoger los sistemas en la consulta de la UTRS y entregarlos a la mañana del día siguiente.

5.3. Valoración del experimento.

El conjunto de las grabaciones se realizó entre enero y febrero del 2009. Las características más importantes de dichas grabaciones quedan reflejados en la Tabla 5.2, donde podemos ver el número total de pulsioximetrías que fueron necesarias realizar para acometer un estudio con diez pacientes. Por cada grabación se muestra la duración de ésta y el número de muestras recogidas, el tamaño de los ficheros de grabación obtenidos, así como algún otro dato de interés relativo al paciente a quien pertenece una grabación concreta. Nótese que en dicha tabla se muestran las grabaciones que, por distintos motivos, no se realizaron de manera satisfactoria, con el propósito de ofrecer una idea de la realización de la prueba piloto. En este punto, conviene mencionar que en ningún momento tratamos directamente con los pacientes, limitándonos únicamente a tratar con el equipo de enfermería de la UTRS cuando se presentó algún tipo de problema, y de cara a solventarlo.

Tal y como se ha dicho en la sección 5.1, uno de los propósitos de la prueba piloto es demostrar que el prototipo funciona de acuerdo a las especificaciones planteadas. Para ello, dedicaremos la sección 5.3.1 a explicar cómo se ha ajustado el prototipo durante la realización de la prueba piloto a las especificaciones previamente definidas.

Una vez se ha comprobado que el prototipo del sistema funciona de acuerdo a las especificaciones y que las señales captadas son aptas para realizar un análisis sobre ellas, dedicaremos la sección 5.3.2 a realizar un estudio comparativo del análisis obtenido por la herramienta de análisis *PULSOX DS-3* sobre las señales captadas con los dos sistemas de pulsioximetría utilizados: el

⁵En principio, esta tarea recae en el equipo de enfermería de la UTRS del Hospital Amara de Donostia, sin que sea necesario nuestra intervención directa.

nº grabación	Estado	nº muestras	Duración	Sexo	Tamaño fichero SpO ₂	Tamaño fichero HR
1	-	-	-	M	-	-
2	ok	22574	06:16:14	F	66.2 KB	66.3 KB
3	ok	23708	06:35:08	M	69.5 KB	69.6 KB
4	ok	32159	08:55:59	M	94.3 KB	94.3 KB
5	-	-	-	M	-	-
6	ok	22284	6:11:24	F	65.2 KB	65.5 KB
7	-	-	-	M	-	-
8	ok	29977	08:19:37	M	87.9 KB	87.9 KB
9	ok	23228	06:27:08	M	68.1 KB	68.2 KB
10	-	-	-	M	-	-
11	ok	26491	07:21:31	M	77.6 KB	77.6 KB
12	ok	25532	07:05:32	M	74.8 KB	74.8 KB
13	ok	27167	07:32:47	M	79.6 KB	79.6 KB
14	ok	25299	07:01:39	M	74.2 KB	74.3 KB

Tabla 5.2: Grabaciones realizadas.

sistema médico (*pulsox-3i*) y el pulsioxímetro utilizado en nuestro prototipo (*Nonin 4100 OEM*).

5.3.1. Funcionamiento del sistema.

Podemos decir que el prototipo funciona de acuerdo a las especificaciones si el sistema registra la grabación correctamente y con el tamaño esperado, el formato de los nombres de los ficheros correspondientes a la grabación realizada son los esperados, siendo posible realizar la importación de los mismos desde la herramienta software de análisis *PULSOX DS-3*, el sistema envía correctamente los ficheros de la grabación efectuada a la dirección de correo electrónico especificada y se comporta de forma robusta frente a situaciones inesperadas.

5.3.1.1. Análisis de la calidad de las señales.

A partir de la información suministrada en la Tabla 5.2, podemos apreciar que las duraciones de las grabaciones efectuadas varían entre las 6 horas y las casi 9 horas, lo cual son tiempos ideales para realizar un análisis sobre las señales captadas y sacar conclusiones a partir de ellas. Además, los tamaños de los ficheros SpO₂ y HR son los esperados, teniendo en cuenta el tamaño teórico establecido en la Tabla 5.1 y la duración de la grabación obtenida.

Además, tras una inspección visual sobre las señales grabadas, se aprecia que las morfologías de cada una de las señales responden a la morfología típica esperada para cada tipo de señal genérica, así como la ausencia de artefactos en las mismas. En la figura 5.9 podemos ver un extracto de la grabación efectuada por el prototipo para un paciente concreto y visualizada por la herramienta de análisis *PULSOX DS-3*. En ella podemos ver las señales SpO₂ (en color rojo, en la parte superior del área de visualización) y HR (en color azul, en la parte inferior) recogidas durante todo el intervalo de grabación, donde se aprecia las continuas desaturaciones y posterior resaturaciones típicas de un pacientes SAHS, por parte de la señal SpO₂, y los ciclos de bradicardia-taquicardia como consecuencia de los episodios de hiperventilación compensatoria secundarios a obstrucciones en la vía aérea superior, por parte de la señal HR.

5.3.1.2. Importación de la grabación.

Los respectivos nombres de archivo de los archivos de exportación (uno para la señal SpO₂ y otro para la señal HR), los cuales identifican a una grabación concreta, son generados de acuerdo a la especificación descrita en la sección 4.4.2 del capítulo anterior, lo que va a permitir una organización adecuada en un ordenador personal de las diferentes grabaciones realizadas, agrupadas por paciente y fecha de realización. Además, las cabeceras de dichos ficheros son generadas de forma correcta y de acuerdo a la especificación descrita en la sección 4.4.2 del capítulo anterior, lo que permite la importación de una determinada grabación por parte de la herramienta de análisis *PULSOX DS-3* para su posterior análisis. La grabación mostrada en la Figura 5.9, que muestra la totalidad de una grabación concreta y realizada por el prototipo desarrollado, ha sido de hecho importada con la herramienta *PULSOX DS-3*.

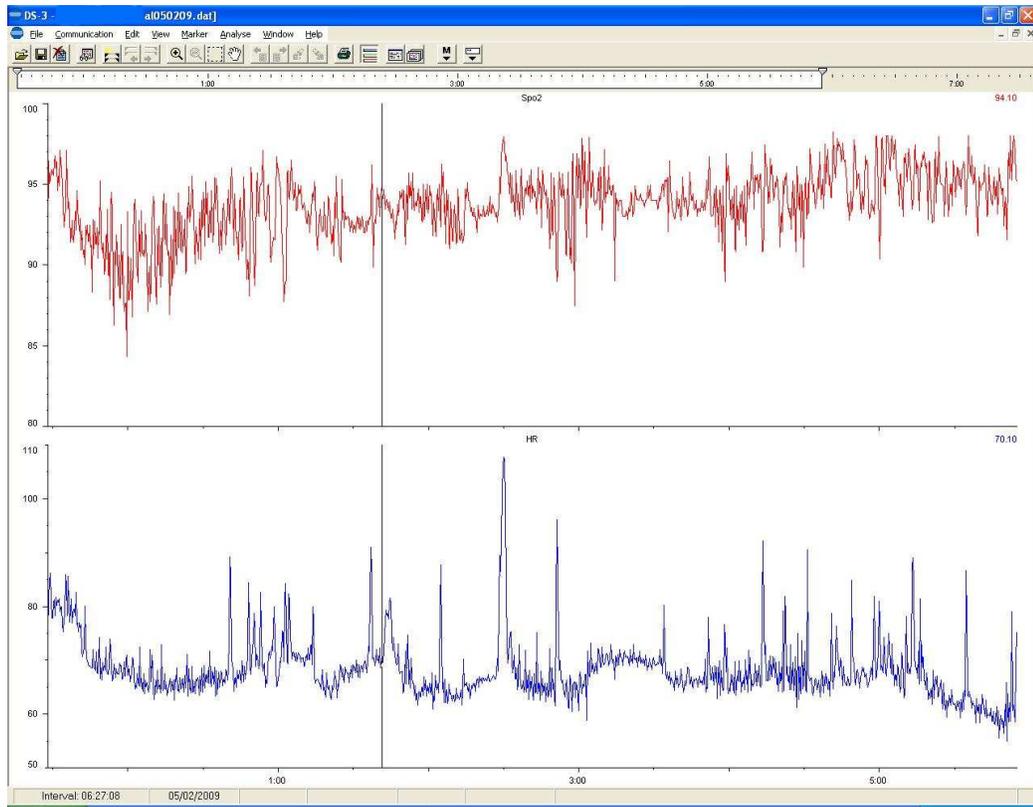


Figura 5.9: Extracto de pulsioximetría visualizado desde *PULSOX DS-3*.

5.3.1.3. Recepción por correo electrónico de la grabación realizada.

El envío de la grabación, una vez ésta ha sido finalizada, se realiza de forma correcta. Prueba de ello es la correcta recepción del correo electrónico que contiene, como datos adjuntos, los archivos de exportación, junto con una serie de datos característicos de la grabación efectuada. En la Figura 5.10⁶ podemos apreciar el correo electrónico recibido en un ordenador personal (a través de un cliente de correo) para un paciente determinado. En dicha figura puede verse la cuenta de correo electrónico de origen y destino, el asunto del correo electrónico (el cual muestra el nombre del paciente al cual pertenece la grabación enviada), la fecha y la hora de envío del correo electrónico, así

⁶Algunos datos personales del paciente han sido omitidos por cuestiones de privacidad.

como los ficheros de exportación como datos adjuntos.

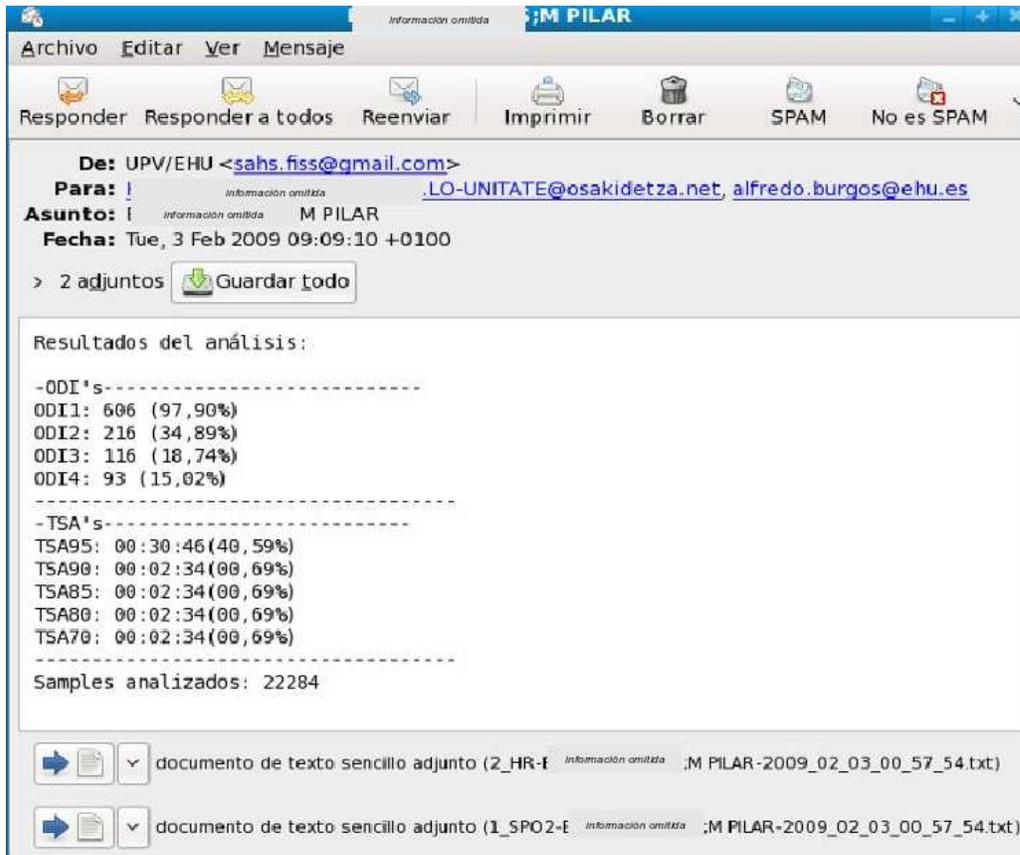


Figura 5.10: Correo electrónico con la grabación efectuada.

5.3.1.4. Comportamiento del sistema frente a situaciones inesperadas.

A la hora de desarrollar el sistema se pretendía asegurar que, una vez el paciente estuviese en su domicilio con el prototipo, la grabación se pudiese llevar a cabo pese a la dificultad que pudiera encontrar el paciente a la hora de poner en funcionamiento el sistema SAMON. En ese sentido, el diseño de una interfaz de fácil interacción (un solo botón para iniciar/finalizar la grabación) fue bien acogido por el personal médico y pacientes. Sin embargo el uso de los servicios GPRS y Bluetooth era algo que intuíamos que iba

entrañar algún tipo de problema pese a que el dispositivo *Smartphone* se entrega al paciente con dichos servicios activados. No es problemático que el servicio GPRS se desactive o no esté disponible puesto que aunque el envío de la grabación no se efectúe, ésta puede ser enviada posteriormente de forma manual. Sí que resulta crucial que el servicio Bluetooth esté habilitado y funcionando puesto que sin él no es posible el registro de ningún tipo de señal. Es por eso que se tomó la decisión de enviar un correo electrónico a una dirección de correo adicional habilitada especialmente para informar de problemas que van surgiendo en el transcurso de la monitorización y, de esta manera, tratar de solventarlos. En la Figura 5.11⁷ podemos ver un correo electrónico recibido que informa de la presencia de un problema con el servicio Bluetooth. Además, todos estos mensajes pueden servir para el desarrollo de nuevas versiones mejoradas del prototipo.

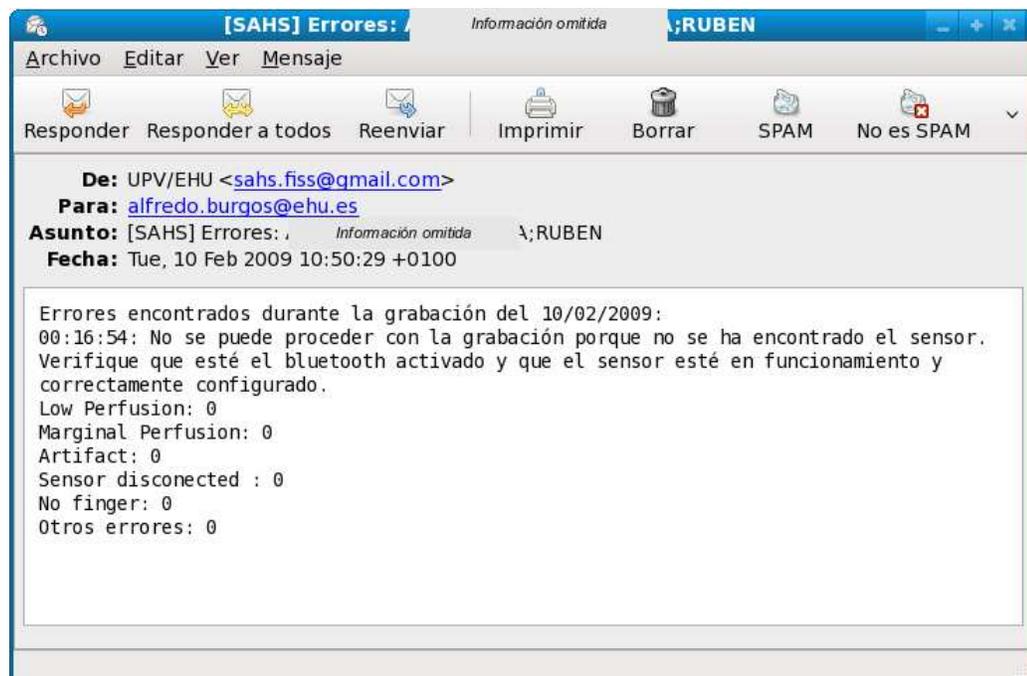


Figura 5.11: Correo electrónico de error en la monitorización.

⁷ Algunos datos personales del paciente han sido omitidos por cuestiones de privacidad.

5.3.1.5. Resumen de problemas encontrados.

En la Figura 5.10 podemos ver un ejemplo de correo electrónico recibido para un determinado paciente. El ejemplo mostrado presenta una hora de recepción del correo (9:00 AM) que hace pensar que el envío de dicho correo se ha realizado de forma automática y sin intervención del usuario, como efectivamente sucedió para el ejemplo mostrado. Sin embargo, existen otras grabaciones para las que el envío automático no se produjo, teniendo que recurrir al envío manual, pese a que el correo electrónico se encontraba en la bandeja de salida del cliente *Pocket Outlook*. Pese a ello, el equipo médico de la UTRS recibió los archivos de la pulsioximetría para todas las grabaciones que finalizaron con éxito, lo cual pone de manifiesto que fue un acierto prever que el envío de la grabación de forma automática pudiese fallar y dotar al sistema de la capacidad de enviar una grabación determinada de forma manual.

Otra serie de problemas que en su momento se tuvieron en cuenta y que, gracias a ello, fueron evitados son los relacionados con el agotamiento de la batería tanto en el *Smartphone* como en el propio pulsioxímetro *Nonin 4100*. Para evitar que el *Smartphone* se quedara sin batería propusimos al personal de enfermería encargado de suministrar el prototipo al paciente que se encargara de recordarle de su conexión a la corriente eléctrica. Los problemas de batería en el pulsioxímetro *Nonin 4100* fueron evitados mediante la asignación, por parte del personal de enfermería, de pilas nuevas antes de entregar el prototipo.

Además, antes de comenzar la prueba piloto, el equipo de enfermería de la UTRS realizó una serie de pruebas con el prototipo para identificar posibles problemas en el funcionamiento del sistema y poder solventarlos antes de asignárselo a pacientes reales. La valoración que hicieron acerca del funcionamiento y facilidad de uso del sistema fue positiva, pero no así acerca del sistema de fijación del pulsioxímetro, calificándolo como incómodo y no funcional. El sistema de fijación fue eliminado sustituyéndolo por otro.

5.3.2. Influencia del pulsioxímetro en el análisis.

La herramienta de análisis *PULSOX DS-3* analiza las señales SpO_2 y HR captadas mediante pulsioximetría y calcula una serie de medidas sobre ellas haciendo visible dichas medidas mediante una serie informes de análisis que el neumólogo utiliza posteriormente para realizar una primera aproximación

diagnóstica. Para la señal SpO₂, las principales medidas que calcula son, entre otras: intervalo de análisis (tiempo total de la señal), saturación media durante el intervalo de análisis, saturación mínima, número de desaturaciones superiores a los umbrales del 2 %, 3 % y 4 % encontradas (totales y promediadas por cada hora de grabación) y tiempo que la saturación ha estado por debajo de los umbrales del 95 %, 90 %, 85 %, 80 %, 75 %, 70 %, 65 % y 60 %. Y para la señal HR, las principales medidas que calcula son, entre otras: la frecuencia cardiaca media, el pico de máxima de frecuencia cardiaca encontrado y el número de incrementos de frecuencia cardiaca por encima de los umbrales de 6, 7 y 8 latidos por minuto. Además, la herramienta permite la visualización de la grabación efectuada pudiendo diseminar la misma en intervalos de una hora e incluso focalizar el estudio en zonas concretas de la señal mediante un ajuste de la escala tiempo-amplitud.

Otra característica interesante de esta aplicación es que permite importar grabaciones desde ficheros de texto plano, siempre y cuando estos ficheros tengan una representación adecuada, ofreciendo una independencia de pulsioxímetro. Es decir, independientemente del pulsioxímetro que se haya utilizado para realizar una pulsioximetría, la herramienta permite realizar un análisis sobre la grabación realizada siempre y cuando dicha grabación esté adecuadamente representada. Esta peculiaridad va a permitirnos comparar las pulsioximetrías obtenidas con los pacientes que han participado en la prueba piloto utilizando el mismo patrón de análisis (la herramienta *PULSOX DS-3*).

5.3.2.1. Comparativa entre los pulsioxímetros *pulsox-3i* y *Nonin 4100*.

Puesto que los neumólogos fundamentalmente se centran en los datos calculados para la señal SpO₂, tomando la señal HR un papel secundario, la comparativa que vamos a realizar la vamos a orientar a los parámetros descritos anteriormente para la señal SpO₂. Así pues, la Tabla 5.3 muestra una comparativa de los resultados obtenidos al analizar la señal SpO₂ obtenida con el pulsioxímetro *pulsox-3i* y la señal obtenida con el pulsioxímetro *Nonin 4100*, utilizando como herramienta de análisis la herramienta *PULSOX DS-3*.

5.3. Valoración del experimento.

Parámetro	Pulsioxímetro	Nº grabación									
		2	3	4	6	8	9	11	12	13	14
SpO ₂ media	Pulsox-3i	96.32	94.52	95.72	95.02	95.27	93.78	96.08	96.42	94.71	92.10
	Nonin 4100	94.70	92.86	94.72	94.82	94.54	93.72	94.71	96.87	93.31	90.50
SpO ₂ mínima	Pulsox-3i	85	88	85	90	79	82	91	92	87	75
	Nonin 4100	81	86	82	90	79	81	86	92	88	73
ODI2 (dips/h.)	Pulsox-3i	n/a									
	Nonin 4100	30.46	31.14	28.89	23.43	16.33	51.61	15.91	10.86	16.08	22.91
ODI3 (dips/h.)	Pulsox-3i	3.84	11.39	10.35	6.56	11.65	28.86	8.98	1.69	3.98	8.90
	Nonin 4100	13.08	14.74	16.46	9.76	11.05	35.18	9.79	2.54	5.85	8.54
ODI4 (dips/h.)	Pulsox-3i	n/a									
	Nonin 4100	6.22	8.96	11.20	5.37	9.73	22.47	8.84	0.85	2.66	3.84
TSA95 (%)	Pulsox-3i	n/a									
	Nonin 4100	39.12 %	86.88 %	39.50 %	40.18 %	49.71 %	62.36 %	35.20 %	6.65 %	79.61 %	93.45 %
TSA90 (%)	Pulsox-3i	0.20 %	0.12 %	0.40 %	0.00 %	3.04 %	3.58 %	0.00 %	0.00 %	0.15 %	8.03 %
	Nonin 4100	1.78%	2.79 %	1.38 %	0.00 %	4.41 %	4.58 %	0.56 %	0.00 %	0.38 %	25.59 %
Intervalo análisis	Pulsox-3i	06:16:14	06:35:08	08:55:59	6:11:24	08:19:37	06:27:08	07:21:31	07:05:32	07:32:47	07:01:39
	Nonin 4100	06:16:10	06:35:02	08:55:51	6:11:04	08:19:34	06:27:05	07:21:25	07:05:31	07:32:40	07:01:32

Tabla 5.3: Comparativa: *pulsox-3i* vs. *Nonin 4100*.

5.3.2.2. Valoración médica.

Una vez comparados los resultados, se puede comprobar que existen algunas diferencias importantes en los valores obtenidos por los sensores *pulsox-3i* y *Nonin 4100*. Por un lado, hay que recordar que cada sensor estaba colocado en un dedo diferente de la misma mano, y que es poco probable que se registre exactamente el mismo valor SpO₂. Aunque habitualmente se aconseja colocar el sensor en el dedo índice de la mano, esto no se llevó a cabo debido al uso simultáneo de los dos pulsioxímetros utilizados y por cuestiones de comodidad para el paciente. En su lugar, se colocaron sendos pulsioxímetros en dedos diferentes de la misma mano.

Por otro lado, para explicar las diferencias encontradas en la Tabla 5.3 tenemos que recurrir a las especificaciones técnicas de los pulsioxímetros utilizados. En la sección 5.2.1, cuando se presentó el sistema médico a utilizar en la prueba piloto, se dijo que la característica técnica más importante del pulsioxímetro *pulsox-3i* era que grababa valores SpO₂ y HR en su memoria interna cada 5 segundos (siendo el valor SpO₂ grabado el resultado de una media móvil calculada sobre los últimos 5 segundos), mientras que en la sección 5.2.2, cuando se presentó el pulsioxímetro utilizado por el prototipo desarrollado, se dijo que su características más importante era que generaba

valores SpO₂ y HR cada segundo (siendo el valor SpO₂ el resultado de una media calculada sobre los últimos 4 valores). Independientemente de cómo se calcula el valor SpO₂ generado, estamos ante dos pulsioxímetros que generan valores SpO₂ a frecuencias distintas (*pulsox-3i* cada 5 segundos y *Nonin 4100* cada segundo), recogiendo señales con distinta sensibilidad (la señal generada con el pulsioxímetro *Nonin 4100* es mucho más precisa), lo que provoca que el mismo análisis realizado sobre señales obtenidas de forma simultánea pero con distintas precisiones arrojen resultados diferentes. De hecho, esta valoración coincide con las conclusiones aportadas por algunos estudios [86], donde se demuestra que la elección del pulsioxímetro puede tener un efecto importante en el cálculo del AHI, debido a que diferentes pulsioxímetros pueden medir diferentes valores durante un mismo evento desaturatorio [87] como consecuencia, fundamentalmente, del tiempo de promediado del valor generado y frecuencia de generación, más allá de factores relativos al paciente. En la Figura 5.12 pueden verse las distintas precisiones en las señales obtenidas simultáneamente con pulsioxímetros que muestrean a intervalos de tiempo diferente. La señal de la parte superior se corresponde con una señal SpO₂ obtenida con un pulsioxímetro que muestrea valores cada segundo (similar a la obtenida con el pulsioxímetro *Nonin 4100*), y la de la parte inferior con la señal SpO₂ obtenida utilizando el pulsioxímetro *pulsox 3i*.

Trasladamos estas ideas a los neumólogos que han dirigido la prueba piloto mostrando su total acuerdo con la valoración realizada, dando más validez a la señal obtenida con nuestro pulsioxímetro debido a su mayor precisión respecto a la obtenida con el pulsioxímetro *pulsox-3i* y pese a la problemática que surge ahora con la disparidad de resultados obtenidos. Esta disparidad de resultados plantea la duda a los neumólogos sobre el diagnóstico a arrojar sobre un determinado paciente ya que los valores obtenidos con señales más precisas son valores más altos que los valores que están acostumbrados a ver, y a partir de los cuales diagnosticar, corriendo el peligro de emitir un diagnóstico, para un paciente concreto, completamente diferente al que emitirían si la pulsioximetría se hubiese realizado con el pulsioxímetro *pulsox-3i*, que proporciona señales menos precisas y su análisis proporciona valores más bajos. ¿Significa esto que no se puede diagnosticar a partir de señales muy precisas obtenidas con el pulsioxímetro *Nonin 4100*? Evidentemente no. Es decir, es posible realizar un diagnóstico pero es necesario encontrar previamente una correlación entre pacientes diagnosticados como negativos (no-SAHS), caracterizados por unos valores obtenidos a partir del análisis realizado sobre una señal con poca precisión (como puede ser la obtenida por el pulsioxímetro

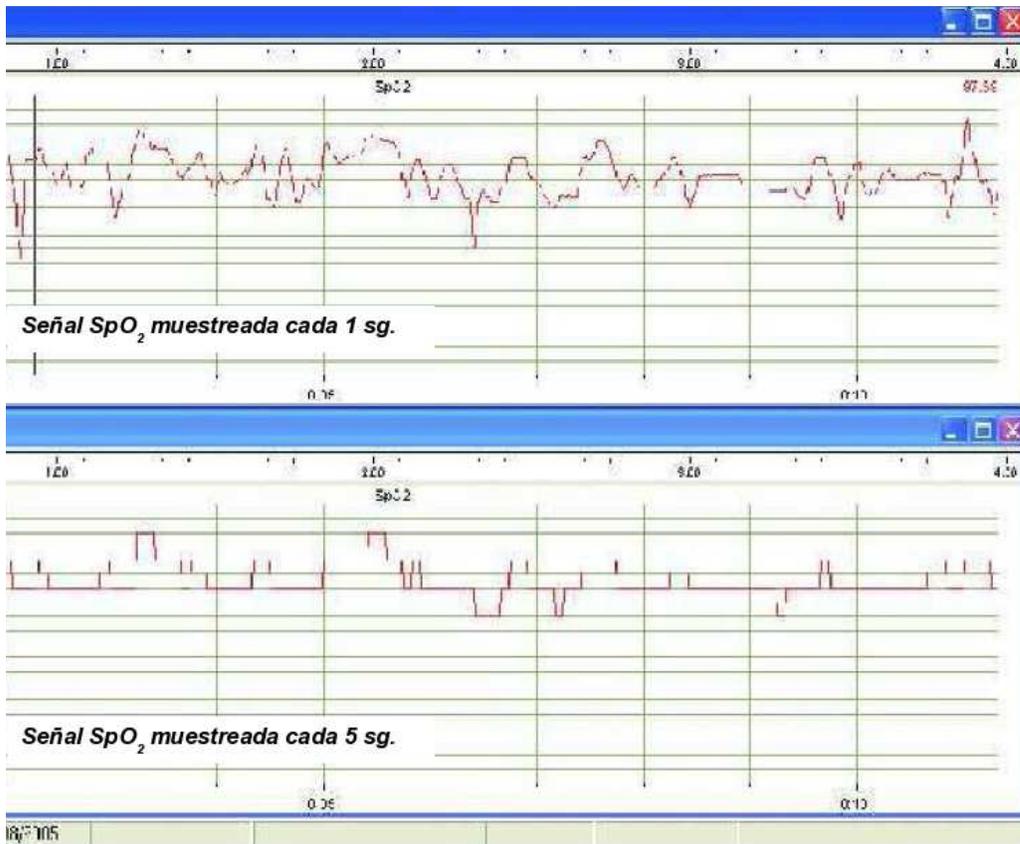


Figura 5.12: Señales SpO₂ con distintas precisiones.

pulsox-3i), y esos mismos pacientes pero habiendo realizado ese mismo análisis sobre señales con mayor precisión (como la obtenida por el pulsioxímetro *Nonin 4100*).

5.4. Del prototipo al producto comercial.

Debido a la buena aceptación por parte del equipo médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia respecto a la idea de solución propuesta ante el problema de la accesibilidad diagnóstica y la buena tolerancia mostrada por los pacientes sometidos a la prueba piloto llegamos a un punto en que nos planteamos una reflexión sobre la viabilidad del desarrollo de un producto comercial a partir del prototipo realizado y qué consideraciones habría que

tener en cuenta para su implantación como solución telemática en un Servicio de Salud Público y/o Privado.

Por una parte habría que definir desde qué *área de la sanidad* se prescribiría dicho producto para la realización de una prueba de sueño. ¿Serían los neumólogos única y exclusivamente quienes realizaran dicha prescripción o, por contra, sería responsabilidad de los especialistas del área de la Atención Primaria? Desde nuestro punto de vista, y teniendo en cuenta que el principal problema subyacente en el SAHS es la falta de accesibilidad diagnóstica, sería adecuada una prescripción desde el área de la Atención Primaria pero con una adecuada supervisión desde los servicios de Neumología, a través de una adecuada red de coordinación para el diagnóstico y seguimiento de este tipo de pacientes. De esta forma, se evitarían desplazamientos a centros hospitalarios (lo que redundaría en una mayor comodidad para la población afectada de SAHS con domicilio en zonas rurales), a la vez que se descongestionarían las unidades de sueño.

Otra aspecto que hay que tener en cuenta es los actores a los que involucraría dicha red de coordinación. A tenor de lo dicho en la sección 2.1.9 parece evidente que tanto *médico de atención primaria* como *médico especialista* deberían trabajar de forma coordinada tanto en el diagnóstico como en el seguimiento de este tipo de *pacientes*. Son muchos los pacientes roncadores que acuden a la consulta de su médico de atención primaria creyendo que padecen SAHS pero que, sin embargo, no tienen una sintomatología sugestiva de SAHS. En la mayoría de los casos sería posible realizar una criba desde el área de la Atención Primaria de aquellos pacientes que claramente sufren o no SAHS, de aquellos cuyo diagnóstico es más confuso y requiere de estudios más completos. Los servicios médicos del área de la Atención Primaria han de coordinarse con los servicios de Neumología para la remisión de pacientes más graves o que requieren de estudios de sueño más completos para su diagnóstico. Desarrollar un producto comercial no sólo implicaría desarrollar un sistema de monitorización sino también la propia red de coordinación.

Dicha *red de coordinación* sería abordable mediante el uso de tecnologías Web y debería estar diseñada para almacenar información relativa a los distintos estudios de sueño que un conjunto de pacientes han realizado. En su desarrollo deberían tenerse en cuenta aspectos relativos a la *seguridad y confidencialidad*, y su funcionalidad debería permitir, tanto al médico de Atención Primaria como al médico especialista, el acceso a los resultados de la pulsioximetría que, a su vez, habrán sido producidos y enviados desde el sistema de monitorización y después de haberse realizado un estudio de

sueño.

Respecto al sistema de monitorización, éste debería tener en cuenta aspectos relativos a la *interoperabilidad* con los sensores de pulsioximetría y con las herramientas software de análisis utilizadas por los médicos especialistas. Aunque se ha conseguido una interconexión entre el sistema SAMON y el pulsioxímetro *Nonin 4100 OEM*, sería deseable que el sistema de monitorización pudiese ser utilizado con un mayor número de pulsioxímetros. Respecto al formato utilizado en los archivos de exportación generados una vez la pulsioximetría ha finalizado, sería deseable que las señales de pulsioximetría pudiesen ser exportadas a distintos formatos de tal forma que pudiesen ser posteriormente importadas desde diferentes herramientas de análisis, sin limitarse a una concreta.

En cuanto al *modelo de clasificación* construido para la identificación de la presencia de apneas en tiempo real, éste ha sido obtenido y validado a partir de las señales de saturación de oxígeno en sangre de los registros de la fuente de datos *Apnea-ECG Database*. La identificación en tiempo real de la presencia de apneas es un problema de difícil solución, especialmente si se analiza únicamente la señal SpO_2 debido a que: (1) no siempre quedan manifestadas las consecuencias fisiopatológicas de las obstrucciones al paso del aire en la vía aérea superior; y (2) existen desaturaciones que no tienen siempre una naturaleza apneica. El problema de la identificación de la presencia de apneas en tiempo real debería abordarse mediante el desarrollo de un modelo de detección construido a partir de fuentes de datos que contengan un mayor número de registros y un mayor abanico de situaciones patológicas presentes en casos reales. Dicho método de detección debería ser validado con pacientes reales y bajo la supervisión de un médico especialista. Además, pese a que los sistemas de pulsioximetría son sistemas baratos y de buena tolerancia por parte del paciente, no se debería ignorar el estudio de otras señales fisiológicas como puede ser la frecuencia cardiaca o el flujo aéreo nasal.

Y por último, antes de que dicho producto comercial pasara a una fase de explotación, sería necesario realizar una nueva prueba piloto más exhaustiva que evaluara tanto el funcionamiento del sistema de monitorización como la idoneidad de la red de coordinación, utilizando un mayor número de pacientes reales.

5.5. Resumen del capítulo.

En este capítulo hemos presentado los objetivos que se pretenden alcanzar con la realización de una prueba piloto consistente en comprobar el funcionamiento del sistema SAMON en su entorno natural (el entorno domiciliario) cuando éste es entregado a pacientes reales. Dichos objetivos pasan por comprobar el correcto funcionamiento del sistema SAMON respecto a una serie de especificaciones definidas, y obtener el visto bueno por parte del equipo médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia, quienes han dirigido la prueba, acerca de la idea de solución propuesta ante el problema de la accesibilidad diagnóstica que caracteriza al SAHS.

Además, hemos descrito las características técnicas de los distintos dispositivos de pulsioximetría utilizados y del dispositivo *Smartphone* donde se ejecuta el sistema SAMON, así como otra serie de consideraciones respecto a los procedimientos habituales que el equipo de enfermería de la UTRS llevaría a cabo con los pacientes que participarán en dicha prueba.

Una vez la prueba piloto finalizó hemos presentado la valoración realizada sobre dicho estudio, analizando el comportamiento del sistema respecto a las especificaciones definidas en términos de corrección, eficiencia y robustez, y se han explicado las decisiones de diseño tomadas para la prevención de posibles errores en el funcionamiento del sistema.

Sobre el conjunto total de grabaciones efectuadas en la prueba piloto, hemos mostrado una comparativa de los resultados obtenidos por la herramienta software de análisis utilizada habitualmente por el equipo médico de la UTRS al analizar sendas pulsioximetrías obtenidas con los pulsioxímetros utilizados, explicando la naturaleza de las diferencias encontradas.

Capítulo 6

Conclusiones.

El trabajo realizado en esta tesis, tal y como se adelantó en el capítulo 1, está enmarcado en el área de la Computación Móvil aplicada a la Telemedicina. La *aplicación* de una solución concreta perteneciente a un área estrictamente tecnológica, como es la *Informática* o, de una forma más precisa, la *Computación Móvil*, a un área de la Ciencia, como es la *Medicina*, nos ha obligado a tener que profundizar y, en su caso, investigar en diversas áreas de conocimiento para ofrecer una solución adecuada y útil para la resolución de un problema concreto. Tanto *Informática* como *Medicina* son dos áreas de conocimiento extensas que abarcan diversas disciplinas, algunas de las cuales han sido tratadas a lo largo de este trabajo para proponer una solución concreta a un problema concreto. Es por eso que las conclusiones alcanzadas, producto de la realización de este trabajo investigador, tienen una naturaleza diferente, tal y como veremos a lo largo de este capítulo.

Cabe recordar que la solución concreta que pretendíamos aplicar al problema de la accesibilidad diagnóstica para pacientes bajo sospecha de padecer SAHS estaba basada en el uso de tecnologías propias del área de la Computación Móvil y bajo el prisma de la monitorización ubicua proactiva. De una forma más concreta, el objetivo que se planteó como solución tecnológica al problema citado pasaba por el desarrollo de un *sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico, ubicuo y proactivo a partir de la pulsioximetría nocturna domiciliaria*, de sencilla utilización por personal no experto, y como solución diagnóstica dentro del proceso diagnóstico realizado sobre este tipo de pacientes. Como fruto del trabajo realizado en esta tesis estamos en condiciones de exponer las principales aportaciones ofrecidas a la comunidad investigadora, las cuales describiremos en la sección 6.1, y que constatan el cumplimiento

de los objetivos planteados al comienzo de este trabajo investigador. Estas aportaciones serán expuestas en función del área de conocimiento a la que pertenecen.

En la sección 6.2 presentaremos los foros donde hemos publicado nuestras aportaciones, y finalizaremos con la sección 6.3 comentando brevemente algunas consideraciones que habría que tener en cuenta a la hora de plantearse el desarrollo de un producto comercial a partir del prototipo desarrollado.

6.1. Aportaciones principales.

Las áreas de conocimiento que han sido tratadas a lo largo de esta tesis en la propuesta de solución tecnológica ofrecida al problema subyacente propio del SAHS son: (1) la Computación Móvil; (2) la Telemedicina; y (3) la Minería de Datos. En esta sección detallaremos las aportaciones principales realizadas como consecuencia de este trabajo investigador.

6.1.1. En el campo de la Computación Móvil aplicada a la Telemedicina.

En los últimos años se ha producido una revolución en el mundo de los dispositivos móviles y en las tecnologías de comunicación inalámbricas que ha favorecido la aparición de sistemas operativos para este tipo de dispositivos y **tecnologías para el desarrollo de aplicaciones** orientadas a ser ejecutadas sobre los mismos. Una de las áreas donde el desarrollo de soluciones basadas en la Computación Móvil puede tener un futuro interesante es la Telemedicina debido a las oportunidades que ofrecen las tecnologías de la información y la comunicación (TIC) en el sector sanitario. Prueba de ello es la reciente aparición del término *Mobile e-Health* para describir una nueva área de la Telemedicina que se aprovecha de los recientes desarrollos basados en dispositivos y redes móviles para el desarrollo de aplicaciones orientadas a la práctica de la telemedicina.

Dentro del grupo BDI, al cual pertenezco, se han desarrollado diferentes sistemas de monitorización, basados en dispositivos móviles del tipo PDA o *Smartphone*, para pacientes con diferentes patologías (arritmias, isquemias y apneas). La característica más relevante de estos sistemas es que son sistemas de monitorización **en cualquier momento y en cualquier lugar** (del inglés, *anywhere and at any time* monitoring systems) capaces de realizar un

análisis en tiempo real y de forma local en el propio dispositivo móvil. El desarrollo de estos sistemas ha ido forjando una arquitectura global utilizada durante el proceso de monitorización, a la cual hemos denominado Arquitectura MBSDS (Arquitectura para la gestión de flujos de datos generados desde sensores biológicos; del inglés, *Architecture for Mobile Biological Sensors Data Streams*), junto a un Modelo de Coste, que constituyen las principales aportaciones de esta tesis en esta área, tal y como veremos en las siguientes secciones.

6.1.1.1. Arquitectura para sistemas MBSDS.

Una arquitectura MBSDS puede ser particularizada a diferentes sistemas de monitorización, como así lo ha sido para el sistema SAMON. Esta particularización para el sistema SAMON se ha realizado mediante: (1) la *descripción y formalización del proceso de monitorización* realizado por dicho sistema desde el punto de vista del área de los *Data-Streams*; (2) la elección de un *sistema de pulsioximetría* como fuente de generación de los flujos de datos; (3) la utilización de la *tecnología Bluetooth* como medio de comunicación entre el sistema de pulsioximetría y un dispositivo móvil *Smartphone*; (4) la selección de las aplicaciones orientadas a la gestión del *correo electrónico* como medio de transmisión de la información generada desde el *Smartphone* hacia el ordenador personal del médico especialista en el centro de control; y (5) la utilización de la *tecnología GPRS/UMTS* como mecanismo de transmisión de dicha información.

6.1.1.2. Modelo de Coste genérico.

También aportamos un modelo de coste que define y formaliza el proceso de monitorización realizado por sistemas MBSDS, y que deriva en una función de coste, la cual puede ser utilizada para la búsqueda de una configuración eficiente del sistema de monitorización en base a una serie de objetivos. De nuevo, modelo y función de coste genéricos pueden ser adaptados a cada sistema de monitorización concreto, como así lo ha sido para el sistema SAMON. Esa adaptación al sistema SAMON, como parte del proceso de búsqueda de una configuración eficiente, se ha realizado mediante: (1) la búsqueda de un compromiso entre los factores *volúmen, latencia y autonomía*; (2) la *asignación de valores a las constantes* dependientes del sistema de monitorización SAMON; y (3) la *interpolación de las funciones* que aparecen en el mode-

lo de coste mediante la realización de una serie de experimentos que miden factores como la tasa de compresión, la latencia y el consumo de batería del sistema.

6.1.2. En el campo de la Telemedicina aplicada al SAHS.

El Síndrome de Apneas-Hipopneas del Sueño (SAHS) es una enfermedad muy prevalente que está asociada con el deterioro de la calidad de vida, con el desarrollo de enfermedades cardiovasculares y cerebrovasculares, así como con los accidentes de tráfico y/o trabajo. Es una enfermedad que a lo largo de los años ha pasado inadvertida para la comunidad médica que no encontraba una respuesta adecuada a los fenómenos constatados por los pacientes. A día de hoy se sabe que es una enfermedad que se manifiesta durante el día pero que se ocasiona durante la noche, lo que ha suscitado un interés creciente por esta enfermedad tanto en la comunidad médica (existe un considerable índice de población en edades medias afectos de SAHS y se sabe que una población con SAHS no diagnosticada consumirá un consumo de recursos sanitarios 2-3 veces mayor que el de una población diagnosticada y tratada), como por la sociedad en general (que reclama un diagnóstico preciso y un tratamiento adecuado). El **diagnóstico** es, por tanto, la clave para la resolución de este problema.

Sin embargo, el principal problema existente cuando nos referimos al SAHS es la falta de accesibilidad diagnóstica. Se estima que en España tan sólo un 5-9% de la población afecta de SAHS está adecuadamente diagnosticada y tratada. Esto se debe a que existen escasas unidades de sueño y no siempre están adecuadamente dotadas, lo que provoca una larga lista de espera. Se considera que un **aumento de la accesibilidad diagnóstica** sería clave para la resolución de este problema.

La prueba de referencia en el diagnóstico del SAHS es la Polisomnografía supervisada (PSG) que, aunque está considerada como la prueba de referencia en el diagnóstico de este tipo de pacientes, es una prueba cara, está al alcance de pocos centros sanitarios y no está exenta de problemas. Es por ello que es de interés la búsqueda de alternativas diagnósticas más baratas y sencillas que estén al alcance de mayor número de centros sanitarios. La alternativa diagnóstica más utilizada hoy en día es la Poligrafía Respiratoria (PR) que generalmente es utilizada en el domicilio del paciente, ha supuesto un abaratamiento de las pruebas y ha descentralizado el diagnóstico de las unidades de sueño. Pese a ello, este tipo de sistema diagnóstico no ha sido

siempre suficientemente validado. Además, esta **descentralización** del proceso diagnóstico debe ir acompañada de una suficiente **coordinación** con las unidades de sueño, aspecto que no siempre ocurre.

El futuro en el diagnóstico del SAHS pasa por la búsqueda de sistemas extraordinariamente sencillos en su manejo y aplicación, que puedan ser utilizados en el domicilio del paciente y por personal no experto, aunque su estructura interna sea de gran complejidad. Además, es deseable una red de trabajo coordinado que implique tanto a paciente, médico de atención primaria y médico especialista, tanto en el diagnóstico como en el seguimiento y control de este tipo de pacientes. En este sentido, el área de la Computación Móvil puede ofrecer soluciones adecuadas y acordes a las premisas planteadas: el uso de **dispositivos móviles** facilitaría la realización de estudios domiciliarios, el empleo de dichos dispositivos con **interfaces sencillas** facilitaría su utilización por personal no experto y las **capacidades de comunicación** que ofrecen este tipo de dispositivos permitiría crear una red de coordinación entre paciente, médico de atención primaria y médico especialista.

Las aportaciones principales que hemos realizado a este campo son el desarrollo de un sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico, ubicuo y proactivo, que presentamos como una propuesta de solución al problema de la accesibilidad diagnóstica anteriormente citado, y la realización de una prueba piloto para valorar el funcionamiento del sistema SAMON en su ámbito natural y con pacientes reales.

6.1.2.1. SAMON: una propuesta para incrementar la accesibilidad diagnóstica.

Utilizando tecnologías como *Java*, *.NET*, *Bluetooth* y *GPRS* ha sido posible construir un prototipo de sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico de pacientes SAHS mediante la pulsioximetría nocturna domiciliaria basado en el uso de un dispositivo móvil y la interconexión de éste con un sistema de pulsioximetría. El sistema SAMON se ejecuta sobre un dispositivo móvil *Smartphone*, se comunica con el modelo de pulsioxímetro *Nonin 4100* mediante tecnología Bluetooth y está basado en: (1) la *monitorización y registro de la pulsioximetría* nocturna domiciliaria de un paciente bajo sospecha de padecer SAHS mediante dos ficheros de texto (uno para registrar la señal SpO₂ y otro para la señal HR); y (2) la *integración de dicha pulsioximetría con una herramienta software de análisis* utilizada por el personal médico de la UTRS del Hospital Amara de Donostia, mediante la exportación

de dichos ficheros a un formato que permite la posterior importación de los mismos, y una vez han sido enviados por correo electrónico, desde el propio dispositivo móvil y mediante tecnología GPRS, a una dirección de correo habilitada para tales fines. De esta forma, el prototipo permite mantener tanto a paciente como médico especialista en sus respectivos entornos (domicilio y hospital, respectivamente), descentralizando el proceso diagnóstico de este tipo de pacientes de las unidades de sueño, lo que redundará en una reducción de costes sanitarios a la vez que un mayor confort para la población afectada de SAHS en la realización de este tipo de pruebas.

6.1.2.2. Prueba piloto del sistema SAMON.

Utilizando el prototipo de sistema desarrollado, se ha realizado una prueba piloto que ha puesto de manifiesto que el prototipo desarrollado funciona de acuerdo a unas especificaciones definidas, como son: (1) la *correcta captación* tanto de la señal de saturación de oxígeno en sangre como la señal de frecuencia cardíaca; (2) la adecuada *generación de los archivos de exportación* una vez la pulsioximetría ha finalizado; y (3) el *envío de la grabación*, de forma automática y sin intervención del usuario, a la dirección de correo electrónico del médico especialista.

El prototipo desarrollado no sólo ha presentado un funcionamiento de acuerdo a las especificaciones definidas, sino que se ha comportado de una forma robusta frente a situaciones no esperadas. Por ello, la solución propuesta, materializada en el prototipo de sistema SAMON, ha recibido una *buena aceptación por parte de los especialistas* de la UTRS del Hospital Amara de Donostia como propuesta de solución a la falta de accesibilidad diagnóstica.

Además, aunque no se ha utilizado durante la prueba piloto, el sistema SAMON ha sido dotado de un módulo de análisis que implementa un *método de detección en tiempo real de la apnea del sueño* mediante el análisis de la saturación de oxígeno en sangre obtenida a partir del pulsioxímetro y mientras el paciente se encuentra durmiendo. Dicho módulo posibilitará una respuesta proactiva frente a aquellos eventos apnéicos que complican la situación estable del paciente, y constituye una de las aportaciones de este trabajo, tal y como veremos en la siguiente sección.

6.1.3. En el campo de la Minería de Datos.

El proceso KDD (*Knowledge Discovery in Databases*) es un **proceso no trivial de identificación de patrones válidos novedosos, potencialmente útiles y comprensibles a partir de grandes cantidades de datos** sin, aparentemente, ninguna relación entre ellos. Este proceso está formado por una serie de pasos donde uno de ellos consiste en la aplicación de métodos y técnicas propias del área de la Minería de Datos. Los patrones obtenidos como resultado final se corresponden con nuevo conocimiento extraído, el cual permite realizar una descripción de alto nivel del conjunto de datos a bajo nivel, y van a ser válidos sobre nuevos datos con algún grado de certeza.

Nuestra aportación en este campo ha sido el desarrollo de un modelo de clasificación que permite la identificación de la presencia de apneas a partir de la saturación de oxígeno en sangre obtenida mediante sistemas de pulsioximetría.

6.1.3.1. Modelo de clasificación para la identificación de apneas.

El proceso KDD genérico ha sido aplicado y adaptado para obtener un método de detección de la presencia de apneas a partir de la saturación de oxígeno en sangre. Esto ha sido posible gracias a la relación existente entre apneas del sueño y saturación de oxígeno en sangre junto a la existencia de una fuente de datos anotada en base a dicha relación.

La aplicación del proceso KDD genérico al campo de aplicación tratado ha provocado que el problema de la identificación de la presencia de apneas haya sido entendido como un problema de *clasificación binaria a partir de una serie de variables predictoras* extraídas a partir de fragmentos de señal de saturación de oxígeno en sangre, obtenidos a partir de una fuente de datos anotada (*Apnea-ECG Database*) y después de un preprocesamiento aplicado sobre dichos fragmentos, y ha derivado en un *proceso de búsqueda del mejor modelo de clasificación* a partir del conjunto de métodos disponibles en la herramienta *Weka*, bajo una serie de criterios de diseño y evaluación de hipótesis. El resultado de dicho proceso es un modelo de clasificación construido de acuerdo al *meta-clasificador Bagging que utiliza como clasificadores base cinco árboles de decisión del tipo ADTree*.

El conjunto de parámetros del modelo de clasificación que mejor rendimiento ofrecía (*Bagging* usando *ADTree*) ha sido estudiado y modificado

utilizando técnicas propias del área de la Minería de Datos, lo que ha permitido *aumentar su rendimiento en comparación con otras estrategias de análisis* encontradas en la literatura especializada que, de una u otra manera y utilizando señales fisiológicas distintas a la señal de saturación de oxígeno en sangre empleada por nosotros, tratan de, al igual que nosotros, identificar la presencia de apneas en fragmentos de señal SpO₂. El rendimiento obtenido por el modelo de clasificación se corresponde con una ROC-AUC del 98.5 %, una precisión del 93.03 %, una sensibilidad del 92.35 % y una especificidad del 93.52 %.

El modelo de clasificación obtenido constituye un *patrón potencialmente útil para la identificación de la presencia de apneas a partir de la saturación de oxígeno en sangre*, y es, además, suficientemente comprensible como para ser implementado mediante un lenguaje de programación. Dicho patrón forma parte del sistema de monitorización de ayuda al diagnóstico desarrollado, siendo el elemento clave que dota a dicho sistema de las capacidades proactivas que van a permitir reaccionar frente al devenir de situaciones provocadas por la presencia de apneas del sueño.

6.2. Publicaciones obtenidas.

En esta sección se muestran las distintas publicaciones donde se recogen las aportaciones principales de esta tesis. Éstas son:

Publicaciones en revistas internacionales:

- A. Burgos, A. Goñi, A. Illarramendi, J. Bermúdez, *Real-Time Detection of Apneas on a PDA*. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine. Aceptado para publicación, 06-10-2009. JCR 2008: 1.939. En esta publicación se presenta el modelo de clasificación para la detección de apneas, así como el proceso seguido para mejorar el rendimiento de éste.
- A. Goñi, A. Burgos, L. Dranca, J. Rodríguez, A. Illarramendi, J. Bermúdez, *Architecture, cost-model and customization of real-time monitoring systems based on mobile biological sensor data-streams*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 96(2), pp. 141-157, 2009. JCR 2008: 1.220.

En ella se presenta la Arquitectura para sistemas MBSDS, así como el Modelo de Coste.

Publicaciones en congresos internacionales:

- A. Burgos, A. Goñi, A. Illarramendi, J. Bermúdez, SAMON: Sleep Apnea Monitoring. Póster presentado en IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine. Washington DC, 2009.
En esta publicación se presenta tanto la descripción del sistema SAMON como el tipo de solución que constituye.
- A. Goñi, J. Rodríguez, A. Burgos, A. Illarramendi and L. Dranca, *Real-Time Monitoring of Mobile Biological Sensor Data-Streams: Architecture and Cost-Model*. mdmw, pp.97-105, 2008 Ninth International Conference on Mobile Data Management Workshops, Beijing, China, April 2008.
En ella se presenta una descripción y formalización del proceso de monitorización realizado por el sistema SAMON desde el punto de vista del área de los *Data Streams*.
- M.I Bagüés, J. Bermúdez, A. Burgos, A. Goñi, A. Illarramendi, J. Rodríguez, A. Tablado, *An innovative system that runs on a PDA for a continuous monitoring of people*, Proceedings of the 19th IEEE International Symposium on Computer-based Medical Systems, Salt Lake City, Utah, USA, IEEE Computer Society, pp. 151-156, 2006.
En ella se presentan diferentes escenarios donde resulta apropiada la utilización de diferentes sistemas de monitorización.
- J. Rodríguez, A. Goñi, L. Dranca, A. Burgos, A. Illarramendi, *MOLEC: Anywhere and at Any Time Arrhythmia Classification*, Proceedings of the 32nd International Conference “Computers in Cardiology”. Lyon, France, IEEE Computer Society, 2005.
En ella se presenta la descripción modular del sistema MOLEC, un sistema para la monitorización de pacientes con problemas de arritmias cardiacas.
- L. Dranca, A. Goñi, J. Rodríguez, A. Burgos, A. Illarramendi, *An On-Line Ischemia Monitoring Algorithm for Mobile Devices*, Proceedings of the 32nd International Conference “Computers in Cardiology”. Lyon,

France, IEEE Computer Society, 2005.

En ella se presenta un algoritmo para la identificación de episodios isquémicos apto para ser ejecutado en un dispositivo móvil.

6.3. Trabajo futuro.

En el momento actual estamos convencidos de que el trabajo realizado en esta tesis, que ha sido materializado en forma de un prototipo funcional, podría convertirse en un *producto comercial*, no sin antes reflexionar sobre algunas cuestiones que habría que resolver y/o definir. Algunas de estas cuestiones son:

- Decidir el *área de la sanidad* más adecuada desde la que se debería prescribir la realización de una prueba de sueño que implique el uso del producto comercial en cuestión.
- Determinar tanto los *actores* (paciente, médico de atención primaria, médico especialista, etc.) a los que la realización de dicha prueba de sueño debería involucrar, como el modo en que éstos deberían *coordinarse*.
- Seleccionar las tecnologías adecuadas para el desarrollo de una *plataforma de coordinación* que permita de una forma telemática una gestión sencilla y eficiente, a la vez que se tienen en cuenta aspectos relacionados con la seguridad y la confidencialidad de la información almacenada e intercambiada. En esta línea de trabajo, las posibilidades ofrecidas por las tecnologías Web resultan interesantes para lograr dicha coordinación.
- Conseguir una *interoperabilidad* entre un amplio abanico de dispositivos móviles y sistemas de pulsioximetría, de forma que el producto comercial no sea una solución dependiente de plataforma y/o pulsioxímetro. En este sentido, iniciativas como *Continua Health Alliance* [88] resultan prometedoras. Esta interoperabilidad también sería deseable conseguir entre el dispositivo móvil y la herramienta software de análisis a utilizar por el médico especialista en el análisis de la pulsioximetría recibida, de modo que el producto comercial sea independiente de la herramienta de análisis. En esta línea, las posibilidades ofrecidas mediante el uso

de estándares para el intercambio electrónico de información médica, como HL7, se presentan interesantes.

Respecto al *método de detección en tiempo real de la presencia de apneas*, éste debería abordarse a partir de una fuente de datos que contenga un mayor número de casos, así como un mayor número de situaciones patológicas. Además, antes de incorporar dicho método de detección de la presencia de apneas al producto comercial, éste debería ser adecuadamente validado, y bajo la supervisión de un médico especialista, mediante la realización de una prueba piloto que involucre a un mayor número de pacientes que el número de pacientes tratados en la prueba piloto presentada en esta tesis. De igual forma, y pese a las ventajas que ofrecen los sistemas de pulsioximetría, se deberían tener en cuenta otro tipo de señales fisiológicas de interés que se ven involucradas en la fisiopatología del SAHS para, de una forma conjunta, acometer la identificación de la presencia de apneas.

Para finalizar, y con respecto a la *proactividad del sistema*, conviene mencionar que pese a que existen escenarios donde una proactividad frente a situaciones de riesgo es interesante (como, por ejemplo, la monitorización de neonatos prematuros, quienes poseen un riesgo mayor de sufrir episodios extremos de apneas después de recibir el alta hospitalaria que los no prematuros), no existe una estrategia concreta y definida a la hora de reaccionar frente a tales situaciones. Consideramos clave la identificación de escenarios y/o pacientes donde sería interesante implantar una política de proactividad, y la definición tanto de una estrategia concreta que inicie los mecanismos proactivos definidos, como los propios mecanismos a aplicar.

Bibliografía

- [1] A. Goñi and A. Illarramendi, *Advanced Database Technology and Design*, 2000, pp. 329–351.
- [2] (2009) Apple inc. [Online]. Available: <http://www.apple.com>
- [3] (2009) Microsoft corporation. [Online]. Available: <http://www.microsoft.com>
- [4] (2009) Nokia corporation. [Online]. Available: <http://www.nokia.com>
- [5] J. Grigsby and J. H. Sanders, “Telemedicine: Where It Is and Where It’s Going,” vol. 129, no. 2, pp. 123–127, 1998.
- [6] E. Palau, “eSalud: La Sanidad del Siglo XXI,” *RevistaeSalud.com*, vol. 1, no. 1, 2005.
- [7] Tachakra Sapal, Wang X. H., Istepanian Robert S. H., and Y. H. Song, “Mobile e-Health: The Unwired Evolution of Telemedicine,” *Telemedicine Journal and e-Health*, vol. 9, no. 3, pp. 247–257, 2003.
- [8] C. Brodley, T. Lane, and T. Stough, “Knowledge discovery and data mining,” *American Scientist*, vol. 86, pp. 55–65, 1999.
- [9] U. Fayyad, D. Haussler, and P. Stolorz, “Mining scientific data,” *Communications of the ACM*, vol. 39, pp. 51–57, 1996.
- [10] C. Rozman, *Medicina Interna (CD-ROM)*, Farreras-Rozman, 14th ed., 1996.
- [11] J. Durán, S. Esnaola, R. Rubio, and A. Iztueta, “Obstructive Sleep Apnea-Hypopnea and Related Clinical Features in a Population-based

- Sample of Subjects Aged 30 to 70 years,” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 163, no. 3, pp. 685–689, 2001.
- [12] C. Baldwin, Griffith KA, Nieto FJ, O’Connor GT, Walsleben JA, and Redline S, “The association of sleep-disordered breathing and sleep symptoms with quality of life in the Sleep Heart Health Study,” *Sleep*, vol. 24, pp. 96–105, 2001.
- [13] A. Newman, J. Nieto, U. Guirdry, B. Lind, S. Redline, E. Sharar, T. Pickering, and S. Quant, “Relation of sleep-disordered breathing to cardiovascular risk factors: the Sleep Heart Health Study,” *American Journal of Epidemiology*, vol. 154, no. 1, pp. 50–59, 2001.
- [14] O. Parra, A. Arboix, S. Bechich, L. García-Eroles, J. Montserrat, J. Lopez, E. Ballester, J. Guerra, and J. Sopena, “Time course of sleep-related breathing disorders in first-ever stroke or transient ischemic attack,” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 161, no. 2, pp. 375–380, 2000.
- [15] J. Terán-Santos, A. Jiménez-Gómez, J. Cordero-Guevara, and the Cooperative Group Burgos-Santander, “The association between sleep apnea and the risk of traffic accidents,” *The New England Journal of Medicine*, vol. 340, no. 11, pp. 847–851, 1999.
- [16] J. Ronald, K. Delaive, L. Roos, J. Manfreda, A. Bahammam, and M. Kryger, “Health care utilization in the 10 years prior to diagnosis in obstructive sleep apnea patients,” *Sleep*, vol. 22, no. 2, pp. 225–229, 1999.
- [17] J. Durán-Cantolla, J. Mar, G. De La Torre, R. Rubio, and L. Guerra, “El síndrome de apneas-hipopneas durante el sueño (SAHS) en España. Disponibilidad de recursos para su diagnóstico y tratamiento en los hospitales del estado español,” *Archivos de Bronconeumología*, vol. 40, pp. 259–267, 2004.
- [18] J. Masa, J. Montserrat, J. Durán, and the Spanish Group of Breathing Sleep Disorders, “Diagnostic access for sleep apnea in Spain,” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 170, no. 195–196, 2004.

- [19] A. Pack, "Sleep-disordered breathing: access is the issue," *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 169, pp. 666–667, 2004.
- [20] Grupo Español del Sueño (GES), "Consenso Nacional sobre el Síndrome de Apneas-hipopneas del Sueño," *Archivos de Bronconeumología*, vol. 41, no. Supl. 4, pp. 3–110, 2005.
- [21] J. Durán-Cantolla, J. Mar, G. De La Torre, R. Rubio, and L. Guerra, "El síndrome de apneas-hipopneas durante el sueño (SAHS) en España. Disponibilidad de recursos para su diagnóstico y tratamiento en los hospitales del estado español," *Archivos de Bronconeumología*, vol. 40, pp. 259–267, 2004.
- [22] N. Douglas, S. Thomas, and M. Jan, "Clinical value of polysomnography," *Lancet*, vol. 339, no. 8789, pp. 347–50, 1992.
- [23] J. Durán-Cantolla, "Futuro del diagnóstico del síndrome de apneas-hipopneas durante el sueño. Nuevas perspectivas," *Vigilia-Sueño*, vol. 17, no. 2, pp. 91–120, 2005.
- [24] W. W. Flemons, M. R. Littner, J. A. Rowley, P. Gay, W. M. Anderson, D. W. Hudgel, R. D. McEvoy, and D. I. Loube, "Home Diagnosis of Sleep Apnea: a Systematic Review of the Literature," *Chest*, vol. 124, pp. 1543–1579, 2003.
- [25] R. Ferber, R. Millman, M. Coppola, J. Fleetham, C. Murray, C. Iber, V. McCall, G. Nino-Murcia, M. Pressman, and Sanders M, "Portable recording in the assessment of obstructive sleep apnea. ASDA standards of practice," *Sleep*, vol. 17, no. 4, pp. 378–92, 1994.
- [26] ATS/ACCP/AASM-Taskforce Steering Committee, "Executive Summary on the Systematic Review and Practice Parameters for Portable Monitoring in the Investigation of Suspected Sleep Apnea in Adults," *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 169, pp. 1160–1163, 2004.
- [27] (2009) Meditel ingeniería médica, s.l. [Online]. Available: <http://www.bitmed.com>

- [28] (2009) Compumedics limited. [Online]. Available: <http://www.compumedics.com>
- [29] (2009) Somnomedics gmbh. [Online]. Available: <http://www.somnomedics.de>
- [30] (2009) Weinmann geräte für medizin gmbh+co.kg. [Online]. Available: <http://www.weinmann.de>
- [31] (2009) Sibelmed. [Online]. Available: <http://www.sibelmed.es/>
- [32] (2009) Resmed. [Online]. Available: <http://www.resmed.com>
- [33] (2009) Northeast monitoring, inc. [Online]. Available: <http://www.nemon.com>
- [34] N. Collop, W. Anderson, B. Boehlecke, D. Claman, R. Goldberg, D. Gottlieb, and et al., “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,” *Journal of clinical sleep medicine*, vol. 3, no. 7, pp. 737–47, 2007.
- [35] A. J. Chesson, R. Berry, and A. Pack, “Practice parameters for the use of portable monitoring devices in the investigation of suspected obstructive sleep apnea in adults,” *Sleep*, vol. 26, no. 7, pp. 907–13, 2003.
- [36] American Academy of Sleep Medicine Task Force, “Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research,” *Sleep*, vol. 22, no. 5, pp. 667–689, 1999.
- [37] J. E. Sinex, “Pulse Oximetry: Principles and Limitations,” *American Journal of Emergency Medicine*, vol. 17, no. 1, pp. 59–67, 1999.
- [38] (2009) Spain care. [Online]. Available: <http://www.spaincare.es/>
- [39] N. Netzer, A. H. Eliasson, C. Netzer, and D. A. Kristo, “Overnight Pulse Oximetry for Sleep-Disordered Breathing in Adults: A Review,” *Chest*, vol. 120, no. 2, pp. 625–633, 2001.

-
- [40] J. L. Pépin, P. Lévy, and C. Guilleminault, “Does oximetry contribute to the detection of apneic events? Mathematical processing of the SaO₂ signal,” *Chest*, vol. 99, no. 5, pp. 1151–1157, 1991.
- [41] P. Lévy, J. L. Pépin, and C. Brambilla, “Accuracy of oximetry for detection of respiratory disturbances in sleep apnea syndrome,” *Chest*, vol. 109, no. 2, pp. 395–399, 1996.
- [42] S. Gyulay, L. Olson, M. Hensley, M. King, K. Allen, and N. Saunders, “A comparison of clinical assessment and home oximetry in the diagnosis of obstructive sleep apnea,” *The American review of respiratory disease*, vol. 147, no. 1, pp. 50–53, 1993.
- [43] U. J. Magalang, J. Dmochowski, S. Veeramachaneni, A. Draw, M. J. Mador, A. El-Solh, and B. J. B. Grant, “Prediction of the Apnea-Hypopnea Index From Overnight Pulse Oximetry,” *Chest*, vol. 124, no. 5, pp. 1694–1701, 2003.
- [44] J. C. Vázquez, W. H. Tsai, W. W. Flemons, A. Masuda, R. Brant, E. Hajduk, W. A. Whitelaw, and J. E. Remmers, “Automated analysis of digital oximetry in the diagnosis of obstructive sleep apnoea,” *Thorax*, vol. 55, pp. 302–307, 2000.
- [45] H. Rauscher, W. Popp, and H. Zwick, “Computerized detection of respiratory events during sleep from rapid increases in oxyhemoglobin saturation,” *Lung*, vol. 169, no. 1, pp. 335–342, 1991.
- [46] F. del Campo, R. Hornero, C. Zamarron, D. E. Abasolo, and D. Alvarez, “Oxygen saturation regularity analysis in the diagnosis of obstructive sleep apnea,” *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 37, pp. 111–118, 2006.
- [47] D. Álvarez, R. Hornero, D. Abásolo, F. del Campo, and C. Zamarrón, “Nonlinear characteristics of blood oxygen saturation from nocturnal oximetry for obstructive sleep apnoea detection,” *Physiological Measurement*, vol. 27, no. 4, pp. 399–412, 2006.
- [48] F. J. Rodríguez, “Telemonitorización ubicua de arritmias cardiacas: clasificación en tiempo real de latidos y ritmos y gestión eficiente de los recursos en dispositivos móviles,” Ph.D. dissertation, Universidad del País Vasco, 2005.

- [49] T. Mitchell, *Machine Learning*. McGraw Hill, 1997.
- [50] I. H. Witten and E. Frank, *Data Mining: Practical Machine Learning Tools and Techniques*, 2nd ed. Morgan Kaufmann, 2005.
- [51] U. Fayyad, G. Piatetsky-Shapiro, and P. Smyth, "From data mining to knowledge discovery in databases," *AI Magazine*, vol. 17, pp. 37–54, 1996.
- [52] G. Pocock and C. D. Richards, *Fisiología humana: La base de la Medicina*, 2nd ed. Elsevier España, 2005.
- [53] (2009) The AASMF website. American Academy of Sleep Medicine Task Force. [Online]. Available: <http://www.aasmnet.org>
- [54] A. L. Goldberger, L. A. N. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, J. E. Mietus, G. B. Moody, C.-K. Peng, and H. E. Stanley, "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals," *Circulation*, vol. 101, no. 23, pp. e215–e220, 2000, circulation Electronic Pages: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>.
- [55] T. Penzel, G. Moody, R. Mark, A. Goldberges, and J. Peter, "The Apnea-ECG Database," *Computers in Cardiology*, vol. 27, pp. 255–258, 2000.
- [56] Y. K. Lee, M. Bister, P. Blanchfield, and Y. M. Salleh, "Automated detection of obstructive apnea and hypopnea events from oxygen saturation signal," in *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, vol. 1, San Francisco, CA, USA, Sep. 2004, pp. 321–324.
- [57] S. B. Kotsiantis, "Supervised Machine Learning: A Review of Classification Techniques," *Informatica*, vol. 31, pp. 249–268, 2007.
- [58] (2009) Weka. The university of waikato. [Online]. Available: <http://www.cs.waikato.ac.nz/ml/index.html>
- [59] T. Fawcett, "An introduction to ROC analysis," *Pattern Recognition Letters*, vol. 27, pp. 861–874, 2006.

-
- [60] Corder Gregory W. and Foreman Dale I., *Nonparametric Statistics for Non-Statisticians: A Step-by-Step Approach*, John Wiley & Sons, Ed., 2009.
- [61] L. Breiman, “Bagging Predictors,” *Machine Learning*, vol. 24, no. 2, pp. 123–140, 1996.
- [62] Y. Freund and L. Mason, “The alternating decision tree learning algorithm,” in *Machine Learning: Proceedings of the Sixteenth International Conference*. Morgan Kaufmann, 1999, pp. 124–133.
- [63] J. McNames, A. Fraser, and A. Rechtsteiner, “Sleep apnea classification based on frequency of heart rate variability,” in *Proceedings of the Computers in Cardiology 2000*, Cambridge, MA, Sep. 2000.
- [64] E. Gil, J. M. Vergara, and P. Laguna, “Study of the relationship between Pulse Photoplethysmography amplitude decrease events and sleep apneas in children,” in *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, Aug. 2006.
- [65] E. Gil, V. Monasterio, P. Laguna, and J. Vergara, “Pulse Photoplethysmography Amplitude Decrease Detector for Sleep Apnea Evaluation in Children,” *27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2005.*, pp. 2743–2746, Jan. 2006.
- [66] P. Várady, T. Micsik, S. Benedek, and Z. Benyó, “A Novel Method for the Detection of Apnea and Hypopnea Events in Respiration Signals,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 9, pp. 936–942, 2002.
- [67] B. Raymond, R. Cayton, R. Bates, and M. Chappell, “Screening for obstructive sleep apnoea based on the electrocardiogram—the computers in cardiology challenge,” *Computers in Cardiology 2000*, pp. 267–270, 2000.
- [68] P. de Chazal, C. Heneghan, R. B. Reilly, E. Sheridan, P. Nolan, and M. O’Malley, “Automatic Detection of Apnea with the Electrocardiogram,” *Computers in Cardiology 2000*, 2000.
- [69] T. Penzel, J. McNames, P. de Chazal, B. Raymond, G. Moody, and A. Murray, “Systematic comparison of different algorithms for apnoea

- detection based on electrocardiogram recordings,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 40, pp. 402–407, 2002.
- [70] C. Maier, H. Dickhaus, and P. Laguna, “Amplitude Variability Extraction from Multi-Lead Electrocardiograms for Improvement of Sleep Apnea Recognition,” *Computers in Cardiology*, vol. 32, pp. 355–358, 2005.
- [71] J. Corthout, S. Van Huffel, M. Mendez, A. Bianchi, T. Penzel, and S. Cerutti, “Automatic screening of Obstructive Sleep Apnea from the ECG based on Empirical Mode Decomposition and Wavelet Analysis,” in *Proceedings of the 30th Annual International IEEE EMBS Conference*, Vancouver, Canada, Aug. 2008.
- [72] A. Goñi, A. Burgos, L. Dranca, J. Rodríguez, A. Illarramendi, and J. Bermúdez, “Architecture, Cost-Model and Customization of Real-Time Monitoring Systems based on Mobile Biological Sensor Data-Streams,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2009.
- [73] P. Bonnet, J. Gehrke, and P. Seshadri, “Towards sensor database systems,” in *MDM '01: Proceedings of the Second International Conference on Mobile Data Management*. London, UK: Springer-Verlag, 2001, pp. 3–14.
- [74] S. R. Madden, M. J. Franklin, J. M. Hellerstein, and W. Hong, “Tinydb: an acquisitional query processing system for sensor networks,” *ACM Trans. Database Syst.*, vol. 30, no. 1, pp. 122–173, 2005.
- [75] M. M. Gaber, A. Zaslavsky, and S. Krishnaswamy, “Mining data streams: a review,” *SIGMOD Rec.*, vol. 34, no. 2, pp. 18–26, 2005.
- [76] E. Keogh, “A decade of progress in indexing and mining large time series databases,” in *VLDB '06: Proceedings of the 32nd international conference on Very large data bases*. VLDB Endowment, 2006, pp. 1268–1268.
- [77] M. M. Gaber, S. Krishnaswamy, and A. Zaslavsky, “Ubiquitous data stream mining,” in *Current Research and Future Directions Workshop Proceedings held in conjunction with The Eighth Pacific-Asia Conference on Knowledge Discovery and Data Mining*, 2004.

- [78] (2009) The Nonin Medical, Inc. Website. [Online]. Available: <http://www.nonin.org>
- [79] (2009) Konica minolta. [Online]. Available: <http://www.konicaminolta.com>
- [80] (2009) Handhelds.org. [Online]. Available: <http://www.handhelds.org/>
- [81] (2009) Fedora project. [Online]. Available: <http://fedoraproject.org>
- [82] (2009) Sourceforge-jamjvm. [Online]. Available: <http://jamvm.sourceforge.net/>
- [83] (2009) Sun microsystems. [Online]. Available: <http://www.sun.com>
- [84] (2009) Direct medical ltd. [Online]. Available: <http://www.directmedical.ie/home.htm>
- [85] (2009) HTC. [Online]. Available: <http://www.htc.com>
- [86] S. Zafar, I. Ayappa, R. G. Norman, A. C. Krieger, J. A. Walsleben, and D. M. Rapoport, "Choice of Oximeter Affects Apnea-Hypopnea Index," *Chest*, vol. 127, pp. 80–88, 2005.
- [87] J. H. van Oostrom and R. J. Melker, "Comparative Testing of Pulse Oximeter Probes," *Anesth Analg*, vol. 98, pp. 1354–1358, 2004.
- [88] (2009) Continua health alliance. [Online]. Available: <http://www.continuaalliance.org>

Bibliografia

Glosario

AASM American Academy of Sleep Medicine.

ACCP American College of Chest Physicians.

AHI Índice de Apneas-Hipopneas; del inglés, Apnea-Hipopnea Index.

ApEn Entropía Aproximada; del inglés, Approximate Entropy.

ASDA American Sleep Disorders Association.

ATS American Thoracic Society.

AUC Área bajo la curva ROC; del inglés, Area Under ROC Curve.

CPAP Administración de Presión Continua Positiva; del inglés Continuous Positive Airway Pressure.

ECG Electrocardiograma.

EDF European Data Format.

EDF+ European Data Format 'plus'.

EDGE Tasas de Datos Mejoradas para la evolución de GSM; del inglés, Enhanced Data rates for GSM Evolution.

EEG Electroencefalograma.

EMG Electromiograma.

EOG Electrooculograma.

- EPOC Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica.
- ESD Excesiva Somnolencia Diurna.
- FNR Tasa de Falsos Negativos; del inglés, False Negative Rate.
- GES Grupo Español del Sueño.
- GPRS Servicio General de Paquetes vía Radio; del inglés, General Packet Radio Service.
- GPS Sistema de Posicionamiento Global; del inglés, Global Positioning System.
- GSM Sistema Global para las Comunicaciones Móviles; del inglés, Global System for Mobile communications.
- IrDA Infrared Data Association.
- ISP Proveedor de Servicios de Internet; del inglés, Internet Service Provider.
- KDD Knowledge Discovery in Databases.
- MBSDS Flujos de datos de sensores biológicos móviles; del inglés, Mobile Biological Sensor Data Streams.
- NAF Flujo Aéreo Nasal; del inglés, Nasal Airflow.
- ODI Índice de Desaturación de la Oxihemoglobina; del inglés, Oxygen Desaturation Index.
- OSAS Síndrome de la Apnea Obstructiva del Sueño; del inglés, Obstructive Sleep Apnea Syndrome.
- PDA Asistente Personal Digital; del inglés, Personal Digital Assistant.
- PR Poligrafía Respiratoria.
- PRD Poligrafía Respiratoria Domiciliaria.
- PSG Polisomnografía.

- RDI Índice de Disturbancias Respiratorias; del inglés, Respiratory Disturbance Index.
- REM Movimiento ocular rápido; del inglés, Rapid Eye Movement.
- ROC Característica Operativa del Receptor; del inglés, Receiver Operating Characteristic.
- SAHS Síndrome de Apneas-Hiponeas del Sueño.
- SAMON Sleep Apnea MONitoring System
- SAOS Síndrome de la Apnea Obstructiva del Sueño.
- SAS Síndrome de la Apnea del Sueño.
- TIC Tecnologías de la Información y la Comunicación.
- TSA Tiempo Permanecido en Apnea; del inglés, Time Spent in Apnea.
- UMTS Sistema Universal de Telecomunicaciones Móviles; del inglés, Universal Mobile Telecommunications System.
- UTRS Unidad de Trastornos Respiratorios del Sueño.
- VAS Vía Aérea Superior.
- WLAN Red Inalámbrica de Área Local; del inglés, Wireless Local Area Network.
- WPAN Red Inalámbrica de Área Personal; del inglés, Wireless Personal Area Network.