

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍA DE
TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

*ESTUDIO DE LA SEÑAL DE
PULSIOXIMETRÍA COMO INDICADOR
DE CIRCULACIÓN PARA SU
UTILIZACIÓN EN EPISODIOS DE
PARADA CARDIORRESPIRATORIA*

Alumno: Palomar Yarritu Raúl

Directora: Ruiz de Gauna Gutiérrez Sofía

Curso: 2017-2018



GSC
GRUPO DE SEÑAL Y
COMUNICACIONES

Fecha: 02-07-2018

Contenido

RESUMEN TRILINGÜE.....	3
LISTA DE ACRÓNIMOS.....	5
LISTA DE ILUSTRACIONES	7
LISTA DE TABLAS	9
1. INTRODUCCIÓN.....	10
2. CONTEXTO.....	11
2.1. Atención médica extrahospitalaria.....	11
2.2. Resucitación cardiopulmonar	13
2.3. Pulsioximetría.....	15
2.4. Pulsioxímetro	17
2.4 Limitaciones de la pulsioximetría.....	19
3. OBJETIVOS Y ALCANCE DEL TRABAJO	20
4. BENEFICIOS.....	21
4.1. Beneficios técnicos.....	21
4.2. Beneficios económicos.....	21
4.3. Beneficios sociales.....	22
5. ESTUDIO DE EQUIPOS DE PULSIOXIMETRÍA PARA SU USO EN RESUCITACIÓN.....	23
5.1. Introducción.....	23
5.2. Metodología	23
5.3 Resultados	25
5.4. Conclusiones.....	30
6. CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL DE PULSIOXIMETRÍA EN PACIENTES SANOS.....	31
6.1. Introducción.....	31
6.2. Parte experimental	31
6.2.1. Equipamiento HW	31
6.2.2. Equipamiento SW	38
6.2.3 Protocolo de medida	39
6.3. Metodología	41
6.3.1. Acondicionamiento de los registros.....	41
6.3.2. Diseño de la Interfaz Gráfica de Usuario y selección del tramo de interés .	41
6.3.3. Anotación.....	42

6.3.4. Desarrollo de rutinas para el análisis de resultados	45
6.4. Resultados.....	50
6.4.1. Resumen de resultados.....	50
6.4.2. Tiempo de llegada de pulso (PAT)	52
6.4.3. Valor de pico a pico (Vpp) de la señal PPG	56
6.4.4. Heart Rate (HR).....	60
6.4.5. Porcentaje de saturación de oxígeno en sangre (SpO2)	61
6.4.6. Conclusiones	63
7. PLAN DE TRABAJO	64
7.1. Descripción de tareas.....	64
7.2 Diagrama de Gantt/cronograma	67
8. ASPECTOS ECONÓMICOS.....	68
8.1 Horas internas.....	68
8.2 Amortizaciones.....	69
8.3 Gastos.....	70
8.4 Subcontrataciones.....	70
8.5 Resumen del presupuesto completo	70
9. BIBLIOGRAFÍA.....	71
ANEXO I: Normativa aplicable	73
ANEXO II: Manual de usuario de la GUI	75
ANEXO III: Desarrollo de las rutinas a bajo nivel	78
ANEXO IV. Consentimiento informado	85

RESUMEN TRILINGÜE

RESUMEN

La parada cardiorrespiratoria (PCR) supone el cese de forma brusca e inesperada de la circulación sanguínea y de la respiración espontánea y por tanto, puede producir una situación irreversible. El porcentaje de supervivencia en casos de PCR es muy bajo, una óptima realización de las maniobras de resucitación cardiopulmonar (RCP) en los primeros minutos podría suponer un aumento en la supervivencia del paciente de hasta un 70%.

La señal de pulsioximetría es una medida no invasiva de la perfusión sanguínea a la piel y a los tejidos subcutáneos. Los monitores-desfibriladores utilizados por el soporte vital avanzado en la atención a la PCR suelen incluir un módulo de pulsioximetría opcional. Hoy en día, la señal de pulsioximetría no se usa comúnmente en el tratamiento de la parada sino que se suele utilizar para monitorizar a pacientes estabilizados. Sin embargo, algunos autores han propuesto la utilización de la señal de pulsioximetría para monitorizar la efectividad de la resucitación cardiopulmonar.

En este proyecto se han planteado dos objetivos. El primer objetivo consiste en realizar una búsqueda y un análisis de los dispositivos de pulsioximetría actuales en el mercado para su uso potencial en resucitación. El segundo consiste en estudiar y caracterizar la señal de pulsioximetría en condiciones de laboratorio con voluntarios sanos, con el objetivo de adquirir conocimientos sobre la señal de pulsioximetría.

ABSTRACT

Cardiorespiratory arrest (CA) means the abrupt and unexpected cessation of blood circulation and spontaneous breathing. Therefore, it can produce an irreversible situation. The percentage of survival in cases of CA is very low and an optimal performance of the maneuvers in the cardiopulmonary resuscitation (CPR) during the first minutes could increase patient survival up to 70%.

Pulse oximetry signal is a noninvasive measure of blood perfusion thorough the skin and subcutaneous tissues. Usually, advanced life support defibrillator monitors used in CPR include an optional pulse oximetry module. Nowadays, the pulse oximetry signal is not common in the treatment of the arrest but it is normally used to monitor stabilized patients. Nevertheless, some authors have proposed the use of the pulse oximetry signal to monitor the CPR effectiveness.

Two objectives are proposed in this project. The first objective is to conduct a search and an analysis of current pulse oximetry devices in the market, for knowing their potential use in resuscitation. The second is to study and characterize the pulse oximetry signal with healthy volunteers, under laboratory conditions, in order to acquire knowledge about the pulse oximetry signal.

LABURPENA

Bihotzaren eta arnasketaren geldialdiak (BAG-ak) bat bateko eta ezusteko eran odol zirkulazioa eta berezko arnasketaren amaiera ekartzen ditu eta beraz, egoera itzulezin batera eraman dezake. BAG-aren kasuetan bizirik irautearen ehunekoa oso baxua da, lehen minutuetako kardiobirika-berpizte maniobrak (KBBak) era hoberenean egiteak pazienteak bizirik irautearen %70 erainoko goiera ekar lezake.

Pultsu-oximetria seinalea azalera eta larruazalpeko ehunetara odol-perfusioaren neurri ez inbaditzailea da. Bizi-euskarri aurreratuak BAG-erako arretan erabilitako monitore desfibriladoreek aukeran sartu ohi dute pultsu-oximetria modulu bat. Gaur egun, pultsu-oximetria seinalea ez da erabiltzen, eskuarki, geldialdiaren tratamenduan baizik eta, egonkortutako pazienteak monitorizatzeko erabili ohi da. Hala ere, egile batzuek pultsu-oximetria seinalearen erabilera proposatu dute kardiobirika-berpiztearen eraginkortasuna monitorizatzeko.

Proiektu honetan bi helburu planteatu dira. Lehen helburua berpizteko erabilera potentzialerako egungo merkatuko pultsu-oximetria gailuen bilaketa bat eta horien analisisa egitea da. Bigarrena boluntario osasuntsuekin, laborategitako egoeran, pultsu-oximetria seinalea ikertzea eta bereiztea da, horren gaineko ezaguerak lortzeko.

LISTA DE ACRÓNIMOS.

ACE	Atención Cardiovascular de Emergencia
AHA	American Heart Association
BD	Base de Datos
bpm	Beats per minute
DAQ	Data Acquisition
DIR	Directora del proyecto
ECG	Electrocardiograma
ERC	European Resuscitation Council
GSC	Grupo de Señal y Comunicaciones
GUI	Interfaz Gráfica de Usuario
Hb	Hemoglobina
HbO2	Hemoglobina oxigenada
HR	Heart Rate (frecuencia cardiaca)
HW	Hardware
ILCOR	International Liaison Committee on Resuscitation
lpm	Latidos por minuto
MATLAB	Matrix Laboratory
PAT	Pulse Arrival Time (Tiempo de Llegada de Pulso)
PCR	Parada cardiorrespiratoria
PMI	Índice de modulación de pulso
PPG	Photoplethysmography (fotopletismografía)
PROY	Proyectista
RCP	Resucitación Cardiopulmonar
SEM	Servicios de Emergencia
SpO2	Saturación de oxígeno en sangre
SVA	Soporte Vital Avanzado
SVB	Soporte Vital Básico

SW	Software
UME	Unidad Móvil de Emergencias
USB	Universal Serial Bus
VPP	Valor de Pico a Pico

LISTA DE ILUSTRACIONES

Figura 1. Ambulancia medicalizada de Osakidetza. [1]	11
Figura 2. Parte superior: ejemplos de monitores-desfibriladores [2], parte inferior: señales ECG (arriba) y CO2 (abajo).....	12
Figura 3. Acciones de la cadena de supervivencia [3].....	14
Figura 4. Señales registradas a un paciente en PCR [4].....	16
Figura 5. Valores obtenidos con un pulsioxímetro Beurer PO-80 [11].....	17
Figura 6. Esquema de funcionamiento de un pulsioxímetro	18
Figura 7. Pulsioxímetros portátiles de izquierda a derecha y de arriba abajo: BEURER P0-40 [11], OXY 4 [13], NONIN G-02 [12] Y NONIN VANTAJE 9560 [12].....	26
Figura 8. Pulsioxímetros con acceso a datos de izquierda a derecha y de arriba abajo: BEURER P0-80 [11], OXY 50 [13], WRIST OX2 3150 [12] Y NONIN 9560 ONIX II [12] ...	27
Figura 9. Pulsioxímetro Radical-7: a la izquierda con la estación de acoplamiento y a la derecha el monitor de cabecera [14].....	28
Figura 10. Equipo Reanibex 500 y transductores de pinza [15]	29
Figura 11. Montaje completo del sistema para el registro de señales.....	32
Figura 12. Módulo OXY100E [16]	33
Figura 13. Módulo ECG100C [17].....	34
Figura 14. Módulo IPS100C [18].....	35
Figura 15. National Instruments USB-6009 [19]	35
Figura 16. A la izquierda transductor de dedo TSD124A y a la derecha transductor de pinza de oreja TSD124B [16].....	36
Figura 17. Electrodo empleados en las grabaciones	37
Figura 18. Ordenador portátil del GSC	37
Figura 19. GUI de la herramienta de adquisición.....	38
Figura 20. Visualización de las señales durante una medición, en orden descendente: SPO2, ECG, PPG Y STATUS.	39
Figura 21. Derivación II en el torso	40
Figura 22. Calculo de los picos de las señales ECG y PPG.....	42
Figura 23. Representación gráfica del PAT	43
Figura 24. Representación gráfica del Vpp de la señal PPG.....	43
Figura 25. GUI para la visualización de los registros.....	47
Figura 26. Cálculo del PAT con el transductor en el dedo, de arriba abajo se representan las señales ECG, PPG y PAT	52
Figura 27. Cálculo del PAT con el transductor en la oreja, de arriba abajo se representan las señales ECG, PPG y PAT	53
Figura 28. Diagrama de cajas correspondiente a la distribución de valores del PAT	54
Figura 29. Representación de los valores promedio del PAT mediante un diagrama de barras	54
Figura 30. Cálculo del Vpp con el transductor en el dedo	56
Figura 31. Cálculo del Vpp con el transductor en la oreja	57
Figura 32. Diagrama de cajas correspondiente a la distribución de valores del Vpp	57
Figura 33. Representación de los valores promedio del Vpp mediante un diagrama de barras	58
Figura 34. Diagrama de cajas correspondiente a la distribución de valores de SpO2	61
Figura 35. Representación de los valores promedio de SpO2 mediante un diagrama de barras	62
Figura 36. Diagrama de Gantt.....	67
Figura 37. Ventana principal de la GUI de visualización	75
Figura 38. Apertura de uno o varios registros en la GUI de visualización	76
Figura 39. Representación completa de un registro	77
Figura 40. Ventana de selección de canales	77

Figura 41. Script para la función visualize_recorded_signals.m.....	78
Figura 42. Script para la función create_record.m.....	79
Figura 43. Script para la función select_stretch.....	80
Figura 44. Script para la función parameter_calculation.m.....	81
Figura 45. Script para la función annotate_visualize_peaks_ECG.m.....	82
Figura 46. Script para la función annotate_visualize_peaks_PPG.m.....	83
Figura 47. Script para la función annotate_visualize_PAT.m.....	84
Figura 48. Script para la función annotate_visualize_SpO2_average.m.....	84

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Actuación en función de los valores de SpO2 [8]	18
Tabla 2. Tabla comparativa de pulsioxímetros portátiles.....	25
Tabla 3. Tabla comparativa de pulsioxímetros con acceso a datos	26
Tabla 4. Resumen de los resultados obtenidos en la caracterización de la señal de pulsioximetría	51
Tabla 5. Media y desviación típica de los valores obtenidos en el cálculo del PAT	55
Tabla 6. Media y desviación típica de los valores obtenidos en el cálculo del Vpp.....	59
Tabla 7. Valores promedio obtenidos en el cálculo del HR	60
Tabla 8. Media y desviación de los valores obtenidos en el cálculo de la SpO2	61
Tabla 9. Tareas realizadas en la formación previa al proyecto	64
Tabla 10. Tareas realizadas en la búsqueda de un equipo de pulsioximetría.....	65
Tabla 11. Tareas realizadas en la obtención de registros	65
Tabla 12. Tareas realizadas en el desarrollo de rutinas para el análisis de resultados	66
Tabla 13. Tareas realizadas en la documentación del proyecto.....	66
Tabla 14. Partida relativa a las horas internas	68
Tabla 15. Partida relativa a las amortizaciones	69
Tabla 16. Partida relativa a los gastos	70
Tabla 17. Resumen del presupuesto completo.....	70

1. INTRODUCCIÓN

La parada cardiorrespiratoria (PCR) se define como la detención inesperada del funcionamiento del corazón y de la circulación sanguínea, interrumpiendo el flujo habitual de oxígeno hacia los órganos, produciéndose la muerte clínica. En caso de no ser tratada rápidamente, en un periodo máximo de seis a siete minutos se produce la muerte biológica, ya que las células del cerebro dejan de funcionar por la insuficiencia de oxígeno.

La resucitación cardiopulmonar (RCP) consiste en realizar todas las maniobras necesarias para restituir la respiración espontánea y posibilitar la recuperación de las funciones cardíacas y cerebrales habituales. Estas técnicas son las mismas para todas las personas adultas, independientemente de la edad, sexo y condiciones morfológicas del paciente. Este trabajo se centra en la posibilidad de extraer información de señales obtenidas de forma no invasiva para poder mejorar la efectividad de las técnicas de RCP adaptándolas a cada paciente.

El Grupo de Señal y Comunicaciones (GSC) de la Escuela de Ingeniería de Bilbao trabaja en el procesado de las señales en el ámbito de la resucitación cardíaca. Este proyecto surge del deseo del GSC de evaluar el uso de la señal de pulsioximetría en resucitación. La señal de pulsioximetría o de pletismografía de pulso (señal PPG), mide el oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos capilares. Para realizar esta medición se utiliza un pulsioxímetro, un dispositivo pequeño y fácil de utilizar que mediante un transductor se coloca en diferentes posiciones del paciente, por ejemplo, en el dedo, en la nariz o en el lóbulo de la oreja. Algunos autores han sugerido la utilización de esta señal como indicador de presencia de circulación durante la RCP.

Este trabajo se ha desarrollado siguiendo los requerimientos del GSC. Los objetivos del trabajo son en primer lugar realizar una búsqueda y un análisis de los dispositivos de pulsioximetría actuales en el mercado para su uso potencial en resucitación y en segundo lugar caracterizar la señal de pulsioximetría en condiciones de laboratorio con voluntarios sanos para adquirir conocimientos de dicha señal.

Si se incorpora este dispositivo en la asistencia extrahospitalaria, el personal encargado de realizar las técnicas RCP podría ver si el paciente ha recuperado el pulso durante la realización de las compresiones torácicas, analizando la señal de pulsioximetría, pudiendo proporcionar un gran beneficio a la efectividad de la técnica RCP y al paciente.

2. CONTEXTO

2.1. Atención médica extrahospitalaria

En caso de un accidente o urgencia repentina la primera atención médica especializada que acude al lugar de los hechos es la atención médica extrahospitalaria, cuyo objetivo es mantener al paciente estable y con vida hasta su traslado al hospital más cercano.

Dentro de la atención médica extrahospitalaria, se pueden diferenciar dos tipos en función de las características de las personas que la componen y de la instrumentación empleada.

El primer tipo de asistencia y más básica es el soporte vital básico (SVB), cuya principal función es estabilizar al paciente hasta la llegada, si es necesario, de personal médico y/o personal especializado.

En el SVB generalmente no hay personal sanitario, suelen ser voluntarios y voluntarias con preparación básica en el tema de la asistencia hospitalaria, tampoco suelen utilizar equipos médicos avanzados ya que su objetivo es mantener libres las vías aéreas y estabilizar tanto la respiración como la circulación sanguínea de los y las pacientes, para ello, suelen emplear parches torácicos, soluciones desinfectantes monodosis, linternas portátiles y equipos de mediciones no invasivas, es decir, las SVB no están cualificadas para realizar ningún tipo de incisión al paciente.

El segundo tipo de asistencia es el soporte vital avanzado (SVA), también conocido habitualmente con el nombre de Unidad Móvil de Emergencias (UME) o Ambulancias medicalizadas. En la Figura 1 se muestra una ambulancia medicalizada de Osakidetza.



Figura 1. Ambulancia medicalizada de Osakidetza. [1]

El SVA se destina a la atención de pacientes de alto riesgo, donde la vida del paciente puede verse comprometida debido a patologías o accidentes graves.

En el Real Decreto 619/1998, de 17 de abril, se establecen las características técnicas, el equipamiento sanitario y la dotación de personal de los vehículos de transporte sanitario por carretera.

A diferencia de las ambulancias del SVB, las ambulancias del SVA deben estar provistas con personal colegiado (médico y diplomado universitario de enfermería) especializado en situaciones de emergencias, capaces de tomar de decisiones ante situaciones de vida o muerte.

El SVA se encarga de aplicar intervenciones y procedimientos que deben ser realizados o supervisados por médicos. Además de la RCP y la desfibrilación, el SVA utiliza equipos para el manejo de la vía aérea y diferentes fármacos, como la adrenalina. Para la monitorización del paciente, el SVA emplea equipos avanzados denominados monitores-desfibriladores, capaces de registrar y mostrar todas las señales que el especialista analiza durante la resucitación del paciente.

Las señales comúnmente proporcionadas por los monitores-desfibriladores son las siguientes:

Señal de electrocardiografía (ECG) de 12 derivaciones: Representa la actividad eléctrica del corazón a lo largo del tiempo.

Señal de capnografía (CO₂): Representa el nivel de dióxido de carbono en las inspiraciones y espiraciones.

Señal de pulsioximetría (PPG): Representa la perfusión sanguínea a la piel y a los tejidos subcutáneos.

En la parte superior de la Figura 2 se aprecian varios tipos de monitores-desfibriladores empleados en la actualidad y en la parte inferior la señal ECG (arriba) y la señal de capnografía (abajo).

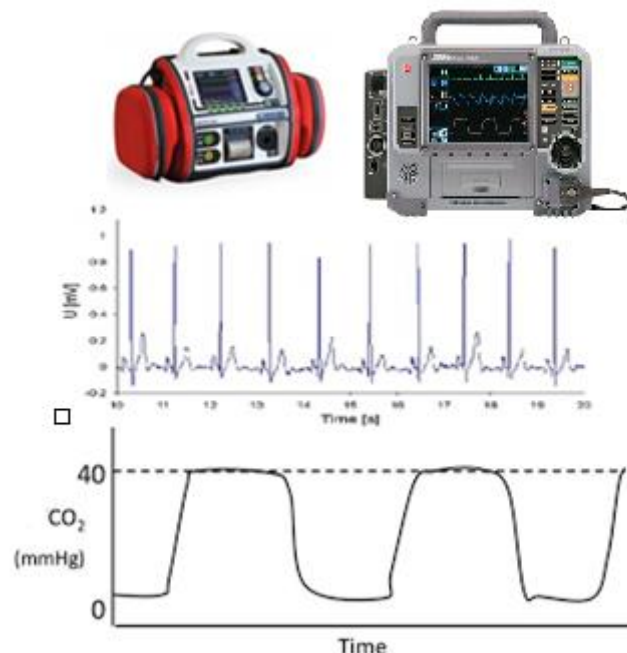


Figura 2. Parte superior: ejemplos de monitores-desfibriladores [2], parte inferior: señales ECG (arriba) y CO₂ (abajo)

2.2. Resucitación cardiopulmonar

El tratamiento eficaz de la PCR implica la realización de la resucitación cardiopulmonar (RCP). La RCP consiste en el conjunto de maniobras necesarias para restituir la respiración espontánea y posibilitar la recuperación de las funciones cardíacas y cerebrales habituales. Estas técnicas pueden ser realizadas por cualquier persona que tenga conocimiento RCP y se encuentre en el lugar del accidente, proporcionando una ayuda vital al paciente hasta la llegada de las unidades medicalizadas, aunque habitualmente los primeros en realizarlas es el personal del servicio de atención extrahospitalaria.

El porcentaje de supervivencia en casos de PCR es realmente pequeño, diversos estudios acreditan que únicamente un 15% de los pacientes que sufren una PCR logran sobrevivir.

La probabilidad de supervivencia es directamente proporcional al tiempo de actuación, disminuyendo en un 7-10% por cada minuto que pasa sin aplicar las técnicas de RCP. Una óptima realización de la RCP en los primeros minutos podría suponer un aumento en la supervivencia del paciente de hasta un 70%.

Para hacer frente a este problema, en 1992 se formó el ILCOR (International Liaison Committee on Resuscitation), este comité facilita la colaboración entre las diferentes asociaciones mundiales de resucitación, entre las cuales destacan la AHA (American Heart Association) y ERC (European Resuscitation Council).

Todas las asociaciones relativas a la resucitación cardiopulmonar publican cada cinco años las Guías Internacionales de Resucitación Cardiopulmonar y Atención Cardiovascular de Emergencia (ACE), donde se describen los protocolos que se deben llevar a cabo tanto por el SVB como por el SVA a la hora de hacer frente a una parada cardiorrespiratoria.

Estas guías establecen que a la hora de realizar la técnica de la RCP se deben realizar compresiones torácicas con una frecuencia de entre 100 y 120 compresiones por minuto, a razón de entre 5 y 6 centímetros de profundidad por compresión.

Las acciones que se deben llevar a cabo para salvar la vida a una víctima que ha sufrido un paro cardíaco súbito, se denominan Cadena de Supervivencia.

El concepto de la cadena de supervivencia (Figura 3) lo definió la AHA en 1990 y sigue vigente en la actualidad.



Figura 3. Acciones de la cadena de supervivencia [3]

La cadena de supervivencia se resume en las siguientes cuatro acciones, que deben estar perfectamente interconectadas entre sí para ser eficaces:

1. Reconocimiento precoz de la víctima y solicitud de ayuda.

Ante los primeros síntomas de una PCR lo primero que debe hacer, bien la víctima o un testigo de la misma, es activar los servicios de emergencia (SEM), en Europa a través del número estandarizado de tres dígitos :112. Un rápido reconocimiento de una PCR podría evitar un futuro paro cardíaco y sus consecuencias.

2. RCP básica precoz.

El objetivo es ganar tiempo hasta que los SEM acudan al lugar de la emergencia para la realización de la desfibrilación, realizando maniobras de RCP para proporcionar suficiente flujo sanguíneo al cerebro y miocardio y así mantener a estos órganos viables. Estas maniobras pueden ser realizadas por los testigos presentes en el lugar, pudiendo duplicar o incluso triplicar la probabilidad de supervivencia de la víctima.

3. Desfibrilación precoz.

Cuando la PCR es provocada por una fibrilación ventricular la única manera de inducir un latido cardíaco es mediante desfibrilación. Las maniobras de RCP más la desfibrilación en los primeros tres a cinco minutos después del paro cardíaco puede conseguir unas tasas de supervivencia muy altas, del 49 al 75%. Cada minuto de retraso en la desfibrilación reduce la probabilidad de supervivencia alrededor de un 10%. Actualmente en áreas muy frecuentadas cada vez más se encuentran equipos desfibriladores automáticos al alcance de todas las personas.

4. Soporte Vital Avanzado y cuidados posteriores a la resucitación.

En el eslabón final de la cadena de supervivencia, el SVA con el manejo de la vía aérea, fármacos y corrección de factores desencadenantes de la PCR, pueden ser fundamentales. También son importantes los cuidados post-resucitación, cuyo objetivo es preservar la función de cerebro y corazón.

2.3. Pulsioximetría

La pulsioximetría u oximetría de pulso es una prueba médica que permite conocer los niveles de oxígeno en la sangre, para diagnosticar situaciones de insuficiencia respiratoria sin necesidad de realizar análisis ni intervenciones invasivas. La pulsioximetría consiste en estimar la cantidad de oxígeno que la hemoglobina es capaz de transportar empleando para ello únicamente métodos fotoeléctricos.

Los signos vitales son los indicadores del estado funcional del individuo, en la actualidad, se está acelerando la incorporación de la pulsioximetría como el quinto signo vital, junto a la frecuencia de respiración, la temperatura, el pulso y la presión arterial.

El oxígeno pasa a la sangre a través de los alveolos del pulmón y se transporta dentro de los glóbulos rojos, unido a la hemoglobina. La hemoglobina es un conjunto de proteínas con una molécula de hierro, que es donde se fija el oxígeno y cuando eso sucede las proteínas cambian de color. La pulsioximetría aprovecha esta característica para medir el oxígeno de la sangre.

El equipo que se utiliza es un pulsioxímetro, un pequeño dispositivo que se coloca en un punto del cuerpo donde exista un buen flujo sanguíneo (la punta del dedo de la mano, lóbulo de la oreja...). En un extremo tiene un emisor de luz y en el extremo de enfrente un receptor. La luz atraviesa el dedo y se altera con la hemoglobina oxigenada, de tal manera que cuantas más moléculas de hemoglobina haya ocupadas con oxígeno más se alterará el haz de luz.

Las alteraciones del haz de luz se recogen por el receptor del pulsioxímetro, ahí se interpretan, y dan un valor numérico que representa el porcentaje de oxígeno que hay en la sangre y la señal PPG, que mide el oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos capilares. La prueba dura unos instantes, no representa ninguna molestia para el o la paciente y puede ayudar a iniciar un tratamiento o a realizar otras pruebas rápidamente.

La señal de electrocardiografía (ECG), en la monitorización de un paciente en parada cardiorrespiratoria, podría tener múltiples interferencias provocadas por las compresiones realizadas al paciente durante la RCP. En cambio la señal de pulsioximetría podría permanecer más estable, afectando menos a la señal el movimiento generado por dichas compresiones. Por este motivo el presente proyecto se centra en el estudio de la señal de pulsioximetría.

Aunque en la mayoría de los monitores-desfibriladores vienen incorporados equipos de pulsioximetría normalmente no son utilizados en episodios de resucitación. Sin embargo, diversos autores que indican que el uso de la señal de pulsioximetría puede ayudar a detectar pulso de circulación durante la RCP. [4] [5] [6]

En la Figura 4 se representa la señal PPG (en el dedo, en la nariz y en la oreja), la señal de presión arterial (invasiva) y la señal de capnografía registradas a un paciente en parada cardiorrespiratoria. El objetivo de estas señales es detectar la recuperación de la circulación del paciente. El lugar donde se sitúan las flechas indica el comienzo del pulso espontáneo, se puede observar como el pulso se detecta antes en la nariz y en la oreja que en el dedo.

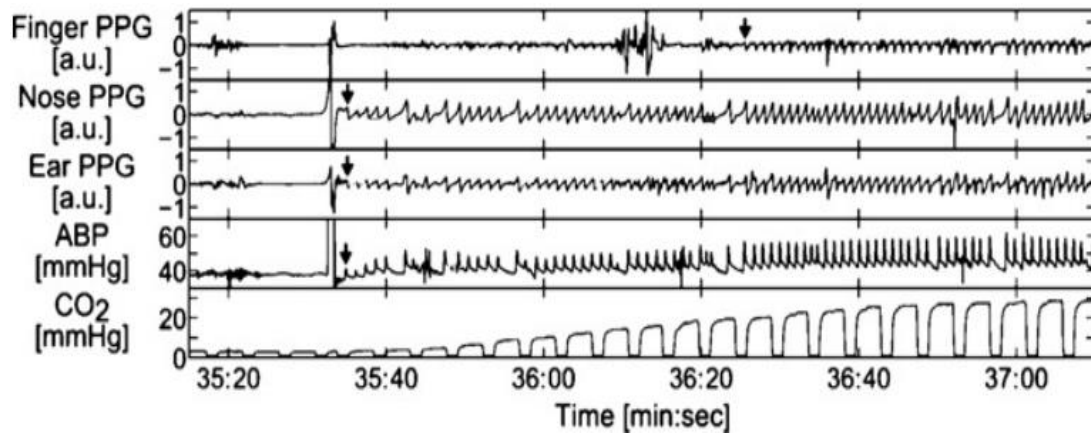


Figura 4. Señales registradas a un paciente en PCR [4]

2.4. Pulsioxímetro

El pulsioxímetro u oxímetro de pulso es un dispositivo que mide la saturación de oxígeno transportado por la hemoglobina, además a través de los pulsioxímetros actuales también es posible obtener diversos valores de interés, entre los cuales destacan, la frecuencia cardiaca (Heart Rate, HR) y la señal de pulsioximetría. Esta última señal tiene una gran influencia en el desarrollo del presente proyecto.

En la Figura 5 se puede observar un ejemplo de un pulsioxímetro Beurer PO-80. En el que se visualiza la señal de pletismografía en verde, oscilante con cada pulsación, y la medida no invasiva de la saturación de oxígeno, representándola en porcentaje (en color azul). Además este equipo también realiza la medición de la frecuencia cardiaca a partir de la señal PPG.

El sensor del pulsioxímetro se puede colocar en diferentes posiciones del cuerpo humano, siempre que en los tejidos sobre los que se coloca exista un buen flujo sanguíneo. El lugar más adecuado para la aplicación del sensor de pulsioximetría es el dedo anular de la mano dominante, sin embargo también se suelen colocar en el dedo del pie, en el lóbulo de la oreja o incluso en la barbilla o la frente. La SpO₂ es la medida del porcentaje de saturación de oxígeno en sangre realizada con un pulsioxímetro.



Figura 5. Valores obtenidos con un pulsioxímetro Beurer PO-80 [11]

- **Funcionamiento de un pulsioxímetro**

El pulsioxímetro está formado por un transductor con dos piezas, un emisor de luz y un fotodetector, cuya función es la emisión y detección de dos haces de luces a diferentes longitudes de onda, tal y como se representa en la Figura 6. Las dos luces se emiten alternativamente a 660nm (luz roja) y 940nm (luz infrarroja). La emisión a estas determinadas longitudes de onda es debido a que la reflexión de la luz de la hemoglobina oxigenada (HbO₂) es mayor que la de la hemoglobina reducida en el rango de los 600-800 nm, mientras que por el contrario, la hemoglobina reducida (Hb) se refleja mejor en el rango de los 800-1000 nm.

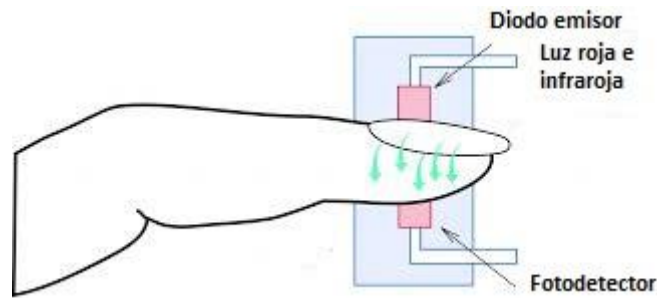


Figura 6. Esquema de funcionamiento de un pulsioxímetro

El pulsioxímetro se basa en estas diferencias de absorción para obtener la saturación de sangre en el interior de los vasos sanguíneos, como se muestra en la ecuación (1).

$$\% \text{ de saturación} = \frac{H_b O_2}{H_b O_2 - H_b} * 100 \quad (1)$$

Para realizar este cálculo se utiliza la ley de Beer-Lambert, cuyo principio se basa en que la cantidad de intensidad de luz que puede absorber una muestra es proporcional a la concentración de la sustancia y al espesor del medio en el que se encuentra [7].

La actuación en función de los valores de SpO2 se muestra en la Tabla 1.

SpO2	ACTUACIÓN
>95%	No actuación inmediata
95-90 %	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta al mismo, según ésta, valorar derivación al hospital. Los pacientes con enfermedad respiratoria crónica toleran bien saturaciones en torno a estos valores.
<90%	Enfermo grave. Hipoxia severa, traslado al hospital.
<80%	Valorar intubación y ventilación mecánica.
Niños con SpO2<92%	Remitir al hospital aunque presenten mejoría con maniobras iniciales, por ser más incierta su respuesta al tratamiento.

Tabla 1. Actuación en función de los valores de SpO2 [8]

La pulsioximetría como medio de monitorización y evaluación del paciente, además de su utilización en medios hospitalarios, también es habitualmente utilizada por deportistas de alto rendimiento [9], aunque su uso no se limita únicamente a ellos, ya que actualmente su uso doméstico, sobretodo en pacientes neumológicos, se está extendiendo.

2.4 Limitaciones de la pulsioximetría

Los pulsioxímetros proporcionan una gran fiabilidad cuando el o la paciente presenta valores de SpO₂ superiores al 80%. Sin embargo, la pulsioximetría presenta ciertas limitaciones que en determinadas situaciones pueden dar lugar a lecturas erróneas.

Algunas de dichas situaciones son las siguientes:

1. Anemia severa: la hemoglobina debe ser inferior a 5 mg/dl para causar lecturas falsas.
2. Interferencias con otros aparatos eléctricos.
3. El movimiento: los movimientos del transductor, que se suele colocar en un dedo de la mano, afecta a la fiabilidad (por ejemplo el temblor o vibración de las ambulancias), se soluciona colocándolo en el lóbulo de la oreja o en el dedo del pie o fijándolo con esparadrapo.
4. Contrastes intravenosos, pueden interferir si absorben luz de una longitud de onda similar a la de la hemoglobina.
5. La luz ambiental intensa: xenón, infrarrojos, fluorescentes...
6. Disminución de temperatura corporal, hipotensión, vasoconstricción... Es la causa más frecuente de error ya que es imprescindible para que funcione el dispositivo que exista flujo pulsátil. Puede ser mejorada con calor, masajes, terapia local vasodilatadora, quitando la ropa ajustada...
7. El pulso venoso: fallo cardíaco derecho o insuficiencia tricúspide. El aumento del pulso venoso puede artefactar la lectura, se debe colocar el pulsioxímetro por encima del corazón.
8. Obstáculos a la absorción de la luz: laca de uñas (retirar con acetona), pigmentación de la piel (utilizar el 5º dedo o el lóbulo de la oreja).
9. La carboxihemoglobina (intoxicación por monóxido de carbono) y la metahemoglobina absorben longitudes de onda similares a la oxihemoglobina. Para estas situaciones son necesarios otros dispositivos como cooxímetros.

Debido a estas limitaciones y a que el flujo sanguíneo generado por las compresiones torácicas es muy bajo, en resucitación, no interesa la visualización del valor de SpO₂ sino que se presta más atención a la señal de pulsioximetría.

3. OBJETIVOS Y ALCANCE DEL TRABAJO

El objetivo principal de este trabajo consiste en analizar, estudiar y caracterizar la señal de pulsioximetría para obtener información relevante sobre la efectividad de la RCP en resucitación. Este proyecto podría ser provechoso e interesante para futuras investigaciones y estudios médicos.

Para alcanzar este objetivo se divide el proyecto en dos grandes secciones y a priori independientes entre sí.

La primera sección consiste en analizar los pulsioxímetros portátiles existentes en el mercado actual que cumplan los requisitos necesarios para este proyecto, por ejemplo que puedan exportar la señal de pulsioximetría al ordenador. Tras comparar y analizar los pulsioxímetros se pretende elegir un modelo para su incorporación en las ambulancias de los servicios de urgencia para su uso potencial en resucitación.

La segunda sección del trabajo es una fase experimental, donde se han obtenido de manera no invasiva las señales de electrocardiografía, las señales de pulsioximetría y los valores de saturación de oxígeno en sangre de diez personas voluntarias sanas en condiciones de laboratorio.

Una vez realizadas las mediciones a todos los voluntarios y voluntarias se creará una base de datos para almacenar y analizar dichas mediciones, mediante la herramienta de software matemático MATLAB. Para el análisis de los datos se planifican rutinas y funciones en el programa MATLAB, obteniendo resultados estadísticos de algunos parámetros importantes en el entorno de la pulsioximetría, por ejemplo, la distribución de los valores de SpO₂ en función del sexo del paciente.

4. BENEFICIOS

En este apartado se analizan los beneficios que proporciona el presente proyecto desde el punto de vista técnico, económico y social.

4.1. Beneficios técnicos

Se ha realizado un análisis de los dispositivos de pulsioximetría que existen actualmente en el mercado y se han presentado y explorado distintas alternativas para su uso en resucitación.

También se ha desarrollado una herramienta de laboratorio para la caracterización de la señal de pulsioximetría, En esta herramienta se han utilizado rutinas para el análisis de los datos obtenidos, por ejemplo: detectores de picos de las señales ECG y PPG, mediciones de la frecuencia cardíaca y del tiempo de llegada de pulso: Esta herramienta favorece que se pueda seguir investigando y mejorando los sistemas existentes durante una PCR.

Mediante la interfaz gráfica de visualización para el usuario desarrollada en este proyecto se pueden comparar y analizar una multitud de señales PPG obtenidas durante episodios reales de resucitación cardiopulmonar; lo que proporcionaría una importante mejora en la calidad de las maniobras RCP basándose en el comportamiento de la señal PPG.

4.2. Beneficios económicos.

No es objetivo prioritario de este proyecto el beneficio económico, no obstante, si empleando la herramienta de laboratorio para la caracterización de la señal de pulsioximetría desarrollada en este proyecto se consigue obtener información sobre la efectividad de las maniobras RCP, a medio plazo, se podría minorar la intervención hospitalaria posterior, así como las secuelas, que pueden obligar a un gasto importante tanto para el Sistema Vasco de Sanidad como para los propios pacientes y/o sus familiares.

Sería deseable que si hubiera ahorro económico por el uso de lo explicado en este proyecto, se destinara a la investigación de nuevas técnicas y métodos de mejora del servicio sanitario, o incluso para comprar equipos nuevos y más potentes.

4.3. Beneficios sociales

La parada cardiorrespiratoria está considerada un problema de salud pública de primer orden, dado que es la situación clínica que conlleva un mayor riesgo vital para un paciente, y que requiere una asistencia rápida y eficaz para conseguir la recuperación sin secuelas neurológicas. Aportar un pequeño avance en las maniobras de RCP es el verdadero objetivo de este proyecto.

La parada cardiorrespiratoria es una de las principales causas de mortalidad en Europa, produciéndose más de 30.000 muertes anuales en España, donde el índice de supervivencia se sitúa en torno al 4% [10]. Este índice de supervivencia es directamente proporcional a la rapidez y a la eficacia de las maniobras de resucitación cardiopulmonar.

El objetivo de este proyecto reside en obtener información relevante sobre la efectividad de la RCP, analizando la información proporcionada por la señal de pulsioximetría, por lo tanto, dentro de los diversos beneficios que ofrece este proyecto el principal y el más interesante es el beneficio social.

Una efectiva realización de las técnicas RCP es el remedio más eficaz para ganar segundos en la más importante contrarreloj, lo que puede suponer salvar vidas y minorar las secuelas.

Además, aunque de poca importancia para tan relevante beneficio, para el paciente, el uso de un pulsioxímetro no implica ninguna molestia ni riesgo extra, ya que se trata de una medición no invasiva, sin embargo, podría suponer su supervivencia ante una PCR.

5. ESTUDIO DE EQUIPOS DE PULSIOXIMETRÍA PARA SU USO EN RESUCITACIÓN.

5.1. Introducción

La primera sección del trabajo que se presenta se centra en la búsqueda y el análisis de los diferentes tipos de pulsioxímetros portátiles existentes en el mercado actual. El objetivo es adquirir uno para la realización de medidas en situaciones reales de parada cardiorrespiratoria.

5.2. Metodología

Para medir de forma no invasiva y precisa el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre (SpO₂) se emplea un pulsioxímetro, el cual debe ser capaz de medir la señal continua de pulsioximetría.

Se pretende estudiar la posibilidad de que los equipos de soporte vital avanzado puedan incorporar dispositivos de pulsioximetría de fácil manejo capaces de registrar y almacenar la señal PPG para obtener y analizar los datos de los y las pacientes en situaciones reales de parada cardiorrespiratoria.

Todos los pulsioxímetros ofrecen un rango de medición de 0-100% de SpO₂, pero ninguno de ellos ofrece ninguna fiabilidad de las medidas realizadas por debajo del 70-80%, por este motivo, uno de los requerimientos de la búsqueda es que los equipos registren y almacenen para su posterior procesamiento la señal de pulsioximetría.

- **Criterios iniciales de búsqueda**

El objetivo inicial a tener en cuenta es que el equipo a adquirir sea portátil y lo más fácil de manejar posible para facilitar así la toma de las medidas necesarias con independencia del lugar. Es necesario que dicho equipo tenga suficiente autonomía para poder realizar todas las medidas necesarias.

Otro aspecto importante que debe contemplar el pulsioxímetro escogido es la visualización de la señal de fotopleletismografía y el valor de SpO₂ al mismo tiempo que se realiza la medición del paciente. Una gran cantidad de pulsioxímetros disponen de un display con tal fin.

En una primera búsqueda se han analizado pulsioxímetros portátiles a la venta hoy en día, dando más importancia a aquellos que ofrecen mejores características de portabilidad y facilidad de uso.

- **Nuevos criterios de búsqueda**

En previsión que los criterios iniciales sean difíciles de cumplir, se ha optado por realizar una nueva búsqueda dando menos importancia a la portabilidad del equipo, centrando la atención en la calidad y en la precisión de adquisición de las señales, así como la posibilidad de exportar los datos a un ordenador ya sea mediante Bluetooth o mediante el uso de un cable USB, para su posterior volcado al software matemático MATLAB. Los equipos analizados a continuación disponen de memoria interna suficiente para cumplir los nuevos objetivos propuestos.

Es necesario resaltar que todos los dispositivos analizados poseen un software propietario capaz de proporcionar una representación detallada de los valores obtenidos para su posterior análisis en el ordenador.

Descartando los equipos inicialmente analizados, ya que ninguno de ellos satisface el requisito de guardar la señal de pletismografía de forma continua sino que únicamente la registran y la visualizan, se ha realizado una nueva búsqueda atendiendo a los nuevos criterios.

5.3 Resultados

A continuación se analizan y se muestran los resultados obtenidos en la búsqueda de un equipo de pulsioximetría para su uso en resucitación.

- **Pulsioxímetros portátiles**

Los resultados más relevantes de la primera búsqueda se presentan en la Tabla 2. En esta tabla se analizan y se comparan las características principales y la precisión proporcionada por cada pulsioxímetro, representados en la Figura 7.

EQUIPO	PRECIO IVA INCLUIDO (€)	PROVEEDOR	DIMENSIONES Y PESO	DURACIÓN BATERIA (h)	DISPLAY	PRECISIÓN
BEURER PO-40	58,6	Beurer	58 x 33 x 37mm 57 gr	12	SpO2 HR PMI Señal PPG Barra de pulso	SpO2: 70–100%; +-2% HR: 30 – 250 bpm; +-2 bpm PMI: 0.3 -20%; +-2%
OXY 4	60,5	Oxystore	66 x 36 x33 mm 59 gr	30	SpO2 HR PMI Señal PPG Barra de pulso	SpO2: 80 – 100%; +-2% HR: 30 – 240 bpm; +-3 bpm
NONIN G-02	139,1	Nonin	60 x 33 x 30 mm 35 gr	21	SpO2 HR	SpO2: 70 – 100%; +-3% HR: 30 – 240; +-2bpm PMI: 0,2 – 20% +- 2%
NONIN VANTAJE 9560	214,8	Nonin	56 x 33 x 32 mm 57gr	36	SpO2 HR	SpO2: 70 – 100%; +-2% PR: 18 – 321 bpm; +-3bpm

Tabla 2. Tabla comparativa de pulsioxímetros portátiles



Figura 7. Pulsioxímetros portátiles de izquierda a derecha y de arriba abajo: BEURER PO-40 [11], OXY 4 [13], NONIN G-02 [12] Y NONIN VANTAJE 9560 [12]

- **Pulsioxímetros con acceso a datos**

Los resultados más relevantes de la segunda búsqueda se presentan en la Tabla 3. En esta tabla se analizan y se comparan las características principales y la precisión proporcionada por cada pulsioxímetro, representados en la Figura 8.

EQUIPO	PRECIO IVA INCLUIDO (€)	PROVEEDOR	DIMENSIONES Y PESO	CAPACIDAD DE ALMACENAMIENTO A UNA FRECUENCIA DE 1 SEGUNDO	PRECISIÓN
BEURER PO – 80	120,4	Beurer	57 x 32 x 30 mm 42gr	Hasta 24 horas	SpO2: 70 -100%; +-2% HR: 30 -250 bpm;+-2bpm
OXY 50	295	Oxystore	110 x 60 x 23 mm 180gr	Hasta 70 horas	SpO2: 70 – 100% ;+-2% HR: 30 – 250 bpm;+-2bpm
WRIST OX2 3150	348,5	Nonin	56 x 74 x20 mm 71gr	Hasta 270 horas	SpO2: 70 – 100%;+-2% HR: 18 – 300 bpm; +-3bpm
NONIN 9560 ONYX II	604,5	Nonin	32 x 64 x 38 mm 51gr	Información no disponible	SpO2: 70 – 100%; +-2% HR: 18 – 321 bpm;+-3bpm

Tabla 3. Tabla comparativa de pulsioxímetros con acceso a datos



Figura 8. Pulsioxímetros con acceso a datos de izquierda a derecha y de arriba abajo: BEURER P0-80 [11], OXY 50 [13], WRIST OX2 3150 [12] Y NONIN 9560 ONIX II [12]

- **Radical-7**

Otra posibilidad a evaluar a la hora de adquirir un pulsioxímetro portátil ha sido el dispositivo Radical-7, de la compañía global de tecnología médica Masimo. Este equipo se muestra en la Figura 9.

Este dispositivo es de gran interés ya que se compone por una estación de acoplamiento de tamaño considerable y un monitor de cabecera que se transforma en un monitor de transporte con 8 de horas autonomía. A este monitor de cabecera también se le pueden acoplar diferentes transductores para obtener las medidas necesarias en diferentes posiciones del cuerpo, por ejemplo, en el dedo y en el lóbulo de la oreja.

Además de la medición de las señales de pletismografía y SpO₂, necesarias para este trabajo, el pulsioxímetro Masimo Radical-7 también realiza las siguientes mediciones no invasivas de forma continua:

1. Índice de perfusión (PI)
2. Hemoglobina (SpHb)
3. Metahemoglobina (SpMet)
4. Carboxihemoglobina (SpCO)
5. Frecuencia respiratoria acústica (RRa)

Se trata de un equipo que cuenta con la tecnología más innovadora de Masimo, ofreciendo al usuario una gran variedad de características entre las cuales destacan:

1. Trasmisión de datos a través de la tecnología Bluetooth y mediante un puerto USB.
2. Una barra que indica el índice de calidad de la señal, para garantizar una medición real en condiciones de movimiento.
3. Posibilidad de acoplar diferentes transductores
4. Pantalla táctil y giratoria en el dispositivo portátil.
5. Posibilidad de elegir diferentes estaciones de acoplamiento en función de las necesidades clínicas.

En cuanto al rendimiento y al rango y precisión de las mediciones, se sitúa como el mejor de los pulsioxímetros que se han analizado hasta el momento, sin embargo, el mayor inconveniente del Radical-7 es que no permite exportar la señal PPG, únicamente permite exportar los valores de SpO2 obtenidos en intervalos de tiempo de dos segundos.



Figura 9. Pulsioxímetro Radical-7: a la izquierda con la estación de acoplamiento y a la derecha el monitor de cabecera [14]

- **Reanibex 500**

El equipo Reanibex 500 es un monitor-desfibrilador del fabricante Bexen Cardio, que incorpora un pulsioxímetro dotado con la tecnología Masimo SET. Este equipo es capaz de registrar de forma continua y no invasiva las siguientes señales:

1. Saturación de oxígeno en sangre (SpO₂)
2. Curva de pletismografía (Señal PPG)
3. Frecuencia cardíaca (HR)
4. Índice de perfusión (IP)

El pulsioxímetro incorporado en el equipo Reanibex 500 proporciona un rango en de la saturación de oxígeno en sangre del 0-100%, con una precisión de 2% en las mediciones superiores al 70%. El rango en las medidas de la frecuencia de pulso es de 25-240 bpm siendo la precisión de +- 3 latidos por minutos. Además, el equipo de pulsioximetría del equipo Reanibex 500 posee una memoria interna capaz de almacenar hasta 4 GB de datos, equivalente a 10 episodios de 12 horas. Por lo tanto es una solución a tener en cuenta ya que cumple ampliamente requisitos establecidos en la búsqueda.

Se pueden emplear muchos tipos de sensores, tanto reutilizables como desechables, para la obtención de las medidas. Entre los posibles sensores que se pueden utilizar, en la elaboración de este proyecto destacan los cuatro siguientes:

1. Sensor de dedo reutilizable para adultos TKC 0213 A
2. Sensor de oreja reutilizable para adultos TKC 0215 A
3. Sensor de frente reutilizable para adultos TKC 0223
4. Sensor adhesivo de dedo para adultos TKC 0217

En la Figura 10 se puede observar en la parte superior el equipo Reanibex 500 con todos sus accesorios y en la parte inferior los transductores de pinza de dedo y de oreja.



Figura 10. Equipo Reanibex 500 y transductores de pinza [15]

5.4. Conclusiones

Se ha constatado que los equipos de pulsioximetría pequeños y portátiles presentan muchas limitaciones, ya que la mayoría de ellos no son capaces de grabar la señal de pulsioximetría y los que la graban no ofrecen las características en cuanto a precisión que se necesitan en este proyecto.

En cambio, los pulsioxímetros que son un poco más grandes, sí son capaces de grabar la señal de pulsioximetría con la precisión deseada, pero no permiten exportarla en el formato que se quiere en este proyecto, ya que todos ellos vienen con un software propietario para realizar el volcado de los valores obtenidos en las mediciones. Todos estos equipos son inaceptables para este proyecto. Por tanto procede analizar equipos de mayor volumen y mayor precio.

La solución compacta óptima para realizar un estudio experimental en colaboración con emergencias de Osakidetza es utilizar el equipo Reanibex 500. Este equipo es capaz de grabar y visualizar simultáneamente la señal de pulsioximetría y los valores de saturación de oxígeno en sangre. Además, el GSC tiene acceso a poder convertir el formato propietario a formato MATLAB (mediante un convertidor), debido a la colaboración que el GSC tiene con Bexen Cardio.

Otra funcionalidad importante del equipo Reanibex 500 es la posibilidad de tomar las medidas de pulsioximetría en diferentes lugares del cuerpo, inicialmente se ha pensado que las posiciones de toma de medidas sean el dedo índice y lóbulo de la oreja, y para ello este equipo dispone de un adaptador que se acopla al transductor deseado.

El Reanibex 500, es proporcionado por Bexen Cardio, marca comercial de la empresa OSATU (S.COOP) dedicada a la fabricación de equipos electromédicos dentro del campo de la cardiología, empresa con la que el GSC lleva años colaborando.

6. CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL DE PULSIOXIMETRÍA EN PACIENTES SANOS

6.1. Introducción

La segunda parte del proyecto consiste en la caracterización de la señal de pulsioximetría en pacientes sanos.

En primer lugar se realiza una fase experimental, donde se han obtenido las señales ECG, las señales PPG registradas en el dedo y en el lóbulo de la oreja, los valores de SpO2 correspondientes y las señales de estado de la medición en personas voluntarias sanas en condiciones de laboratorio.

Una vez obtenidos los registros de los voluntarios y voluntarias, se han examinado mediante la herramienta de software matemático MATLAB. Para ello se ha desarrollado una interfaz gráfica de usuario (GUI) cuya finalidad es facilitar el análisis y la depuración de los registros con el objetivo de crear una base de datos. A partir de la base de datos creada, se han calculado, anotado y representado los parámetros necesarios para el posterior estudio y caracterización de la señal de pulsioximetría.

6.2. Parte experimental

Esta parte del proyecto se compone por una fase experimental, en la que se describe el equipamiento empleado en el proceso de obtención de las señales de interés.

6.2.1. Equipamiento HW

En la Figura 11 se observa el montaje completo del sistema utilizado en la obtención de los registros, en la parte inferior la colchoneta sobre la que se ha colocado la persona voluntaria en posición tumbada y en la parte superior los equipos de adquisición : el módulo de adquisición de las señales, la tarjeta de adquisición y el ordenador. A continuación se describe con más detalle el equipo hardware utilizado.

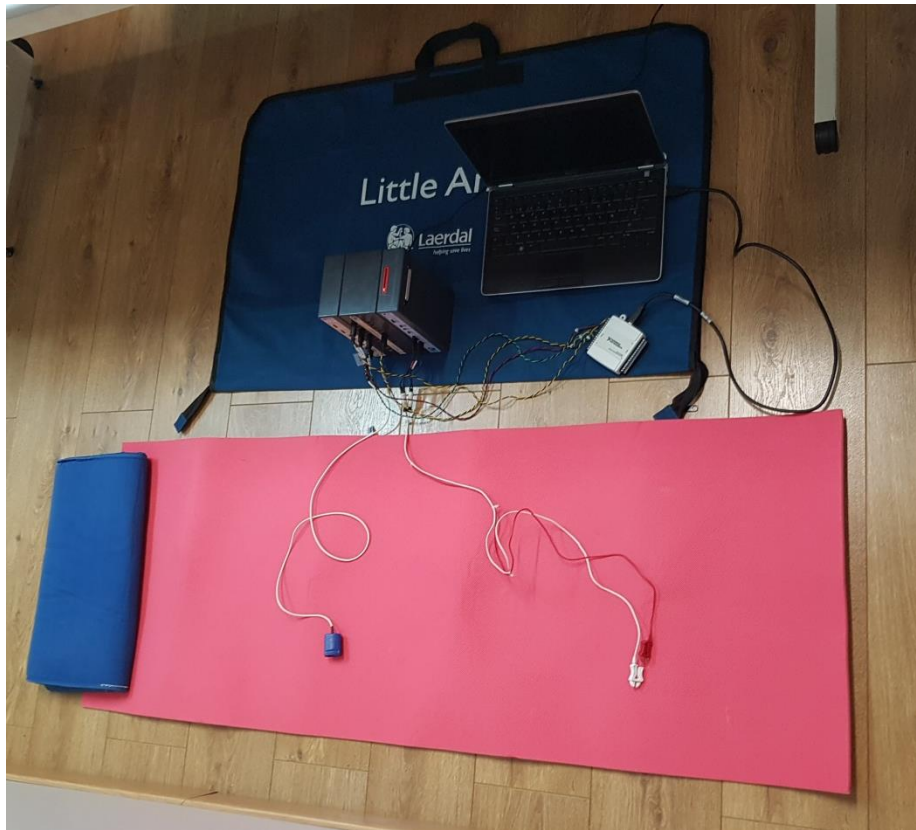


Figura 11. Montaje completo del sistema para el registro de señales

- **Sistema BIOPAC**

El sistema de medida elegido para obtener las señales biomédicas es el sistema BIOPAC, proporcionado por la empresa Biopac systems, Inc, especializada en el desarrollo de herramientas científicas para investigación médica. El sistema BIOPAC es un sistema modular con elementos fácilmente integrables entre sí, que pueden ser utilizados simultáneamente para obtener diferentes señales a la vez.

En este proyecto se han empleado el módulo de oximetría OXY100E, el módulo de amplificación IPS100C y el módulo para el registro de la señal de electrocardiografía ECG100C, registrando las siguientes señales de manera continua y simultánea:

1. Señal PPG
2. Señal SpO2
3. Señal ECG derivación II en torso
4. Señal del estado del medidor de oximetría

- **Módulo OXY100E**

El módulo OXY proporciona como salida una tensión proporcional al porcentaje de la hemoglobina arterial en el estado de la oxihemoglobina, midiendo latido a latido la saturación de oxígeno en sangre de una manera no invasiva.

Este módulo dispone de 16 canales de salida analógicos a través de los cuales se emiten las siguientes cuatro señales [16]:

1. Valor SpO₂ (Canales 1, 2, 3 o 4).
2. Señal de pulsioximetría, PPG (Canales 5, 6, 7 o 8).
3. Frecuencia cardíaca, HR (Canales 10, 11, 12 o 13).
4. Estado del módulo, STATUS (Canales 13, 14, 15 o 16).

El módulo OXY 100E permite escoger que señales y en que canales se quiere trabajar, utilizando para ello una pletina de plástico. En este proyecto se van a registrar las señales SpO₂, PPG y STATUS transmitiéndolas al siguiente módulo, el IPS100C, a través de los canales 1, 5 y 13.

Así mismo, este módulo dispone de dos luces de colores, verde y naranja, de forma que si la medición es correcta, se ilumina la luz verde y en caso de ser incorrecta se ilumina la luz naranja.

El transductor escogido se acopla mediante un conector situado en la parte inferior del módulo. En este proyecto se emplean un transductor de oximetría de dedo (TSD124A) y un transductor de oximetría de clip para el lóbulo de la oreja (TSD124B).

También se puede realizar una calibración mediante el botón "Cal", sin embargo, en este estudio se utilizarán los valores por defecto, en la Figura 12 se puede observar el módulo OXY100E utilizado.



Figura 12. Módulo OXY100E [16]

- **Módulo ECG100C**

Este amplificador electrocardiográfico permite registrar la actividad eléctrica generada por el corazón registrando la señal ECG de manera precisa y fiable.

La salida del amplificador puede conmutarse entre la salida ECG normal y la detección de onda R [17]. Este módulo proporciona la posibilidad de filtrar la señal, haciendo uso de filtros paso bajo y paso alto, pudiendo eliminar así la componente continua de la señal ECG de manera sencilla.

El ECG100C, presentado en la Figura 13, permite elegir cuatro valores diferentes para la ganancia de la señal (500, 1000, 2000 y 5000). Para la realización de las mediciones de este proyecto se ha optado por seleccionar el valor 2000 para la ganancia, ya que es el que mejor se ajusta a los objetivos propuestos.



Figura 13. Módulo ECG100C [17]

- **Módulo IPS100C**

Este módulo se conecta en serie con los otros dos módulos de la serie 100, que son los encargados de obtener las señales de los voluntarios y las voluntarias, ya sea mediante electrodos o mediante transductores.

El IPS100C (Figura 14).consta de 16 canales analógicos de salida [18], permitiendo operar con hasta 16 amplificadores de manera independiente. Las salidas de los canales analógicos se obtienen a través de tomas telefónicas de 3,5mm situadas en el panel frontal, estas señales se transmiten a un sistema de adquisición de datos, encargado de hacerlas llegar al ordenador para poder procesarlas.

Para la realización de las medidas que corresponden a este proyecto se emplean los canales 1,5 y 13 que proporcionan las salidas de los registros medidos con el módulo OXY100E y el canal 2 para la señal ECG medida con el módulo ECG100C.



Figura 14. Módulo IPS100C [18]

- **Tarjeta de adquisición: USB-6009**

La herramienta de adquisición empleada es un dispositivo USB de entrada y salida multifunción fabricado por la empresa National Instruments, esta tarjeta de adquisición se puede apreciar en la Figura 15. Permite registrar las señales procedentes del módulo IPS100C, digitalizarlas y transmitir las a un ordenador o cualquier dispositivo compatible a través de un puerto USB.

La tarjeta USB-6009 es un dispositivo DAQ de bajo costo que emplea 12 bits de resolución, permitiendo cuantificar la señal analógica con hasta 4096 valores. La tasa de transmisión es de 48KS/s, por lo tanto, es capaz de registrar 48000 muestras por segundo, esto satisface notoriamente los objetivos del proyecto, en el cual registraremos 1000 muestras por segundo, es decir, emplearemos una tasa de transmisión de 1KS/s [19].

El software utilizado para registrar las señales digitales es una herramienta desarrollada en MATLAB por los responsables del grupo GSC para uso docente, permitiendo al usuario establecer la duración y la frecuencia de muestreo deseada. En las mediciones realizadas en este proyecto se ha optado por utilizar una frecuencia de muestreo de 1000Hz y una duración de 330s.



Figura 15. National Instruments USB-6009 [19]

- **Transductores de oximetría**

Para obtener la señal de pletismografía y los valores de SpO₂ se ha optado por emplear dos transductores, ilustrados en la Figura 16.

El primer transductor de oximetría empleado es el TSD124A que se coloca en el dedo índice derecho de la mano, el segundo es el transductor de oximetría de clip en oreja TSD124B colocado en el lóbulo de la oreja derecha.

Los transductores de oximetría humana de la serie TSD124 son fiables y fáciles de usar en una amplia gama de sujetos, tanto para monitorización no invasiva a corto plazo como para monitorización continua.

Ambos transductores satisfacen las necesidades mínimas requeridas para el proyecto, poseen un cable de un metro de longitud y las mediciones son fiables en sujetos que pesan más de 30Kg.

A modo de prueba, se ha utilizado también el transductor de envoltura flexible TSD124C, analizando el resultado en diferentes posiciones: frente, nariz y barbilla. Sin embargo estos resultados han sido inservibles ya que la envoltura flexible no se ajusta bien en las diferentes posiciones de toma de medición; esto puede ser debido a diferentes factores, por ejemplo, al vello. Cabe destacar que los lugares óptimos para la colocación de los transductores son los tejidos periféricos, como el lóbulo de la oreja y el dedo.

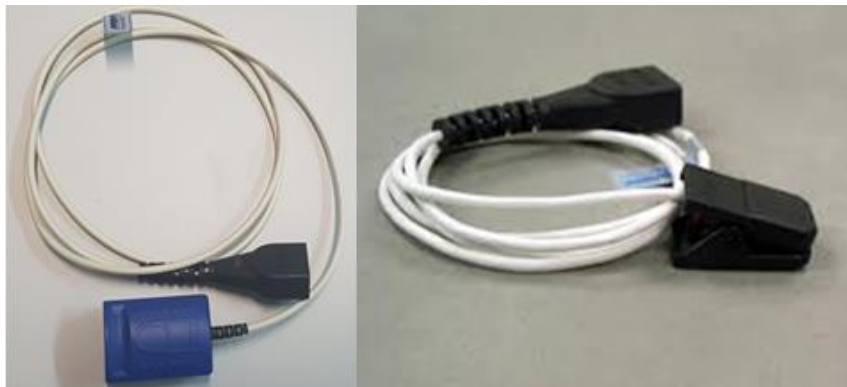


Figura 16. A la izquierda transductor de dedo TSD124A y a la derecha transductor de pinza de oreja TSD124B [16]

- **Electrodos adhesivos ECG mini**

Para medir la señal ECG se han utilizado dos electrodos de tipo botón adhesivos (Figura 17) para cada sujeto, adquiridos de la empresa BIONIC.



Figura 17. Electrodos empleados en las grabaciones

- **Ordenador**

Para el volcado de los datos se ha utilizado un ordenador portátil DELL disponible en el laboratorio GSC para uso docente, presentado en la Figura 18. Este ordenador tiene instalada la herramienta de software matemático MATLAB.

Las prestaciones más relevantes del ordenador son:

- Procesador Intel Core i7–2620M a 2,7GHz
- Memoria RAM 4 GB
- Sistema operativo de 64 bits, Windows 7



Figura 18. Ordenador portátil del GSC

- **Material adicional**

Se ha empleado una esterilla y una almohada pequeña para comodidad de los voluntarios y de las voluntarias. Adicionalmente, se ha proporcionado a los voluntarios alcohol, algodón, toallitas higiénicas y servilletas de papel para la limpieza de los sensores, y de las posiciones (dedo y lóbulo de la oreja) donde se ha tomado la medición.

6.2.2. Equipamiento SW

Para la adquisición de las señales digitales se ha empleado una herramienta SW programada por los miembros del grupo GSC para su uso docente e investigador.

Al comienzo cada medición se configura todos los parámetros relativos al registro como se puede observar en la GUI de la Figura 19. Estos parámetros son: los nombres, umbrales y colores de las señales, la frecuencia de muestreo y la ruta en la que se desean guardar los registros.

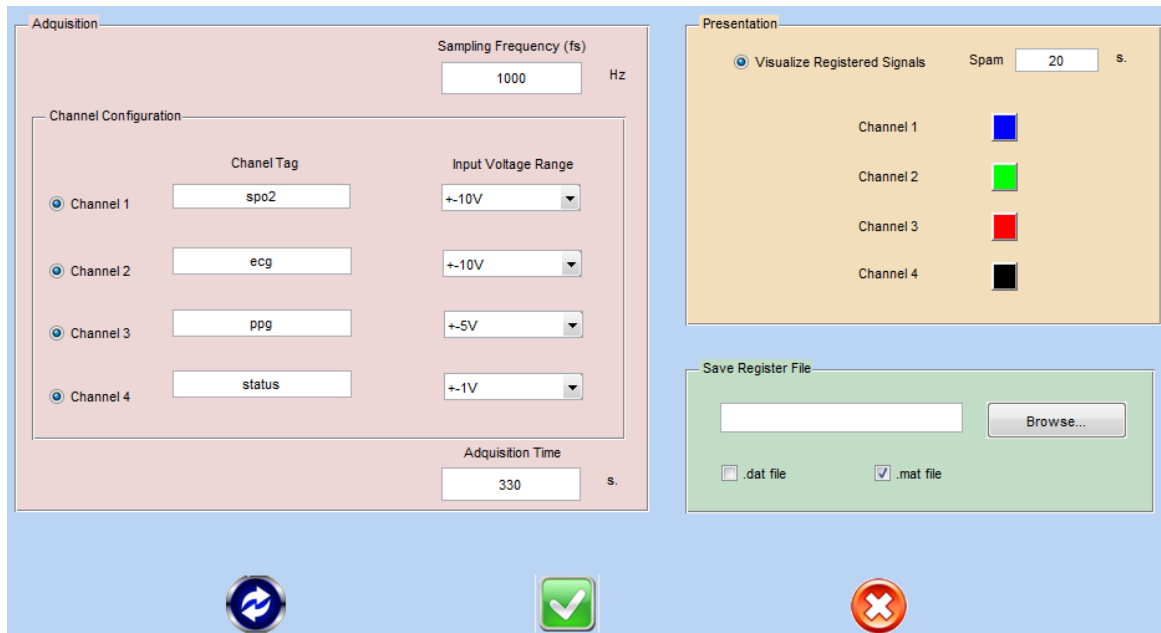


Figura 19. GUI de la herramienta de adquisición

Al principio de cada medida se tienen que establecer los rangos de las señales ECG y PPG ya que varían en función del sujeto y de la posición, en cambio los valores de las señales SpO2 y STATUS se establecen al principio de la sesión y se mantendrán igual a lo largo de todas las mediciones ya que varían muy poco de una medición a otra.

La frecuencia de muestro empleada en las mediciones es 1kHz y la duración es de 5 minutos y 30 segundos, es decir, 330 segundos.

En la Figura 20 se muestra un ejemplo de la GUI de visualización en el transcurso de una grabación.

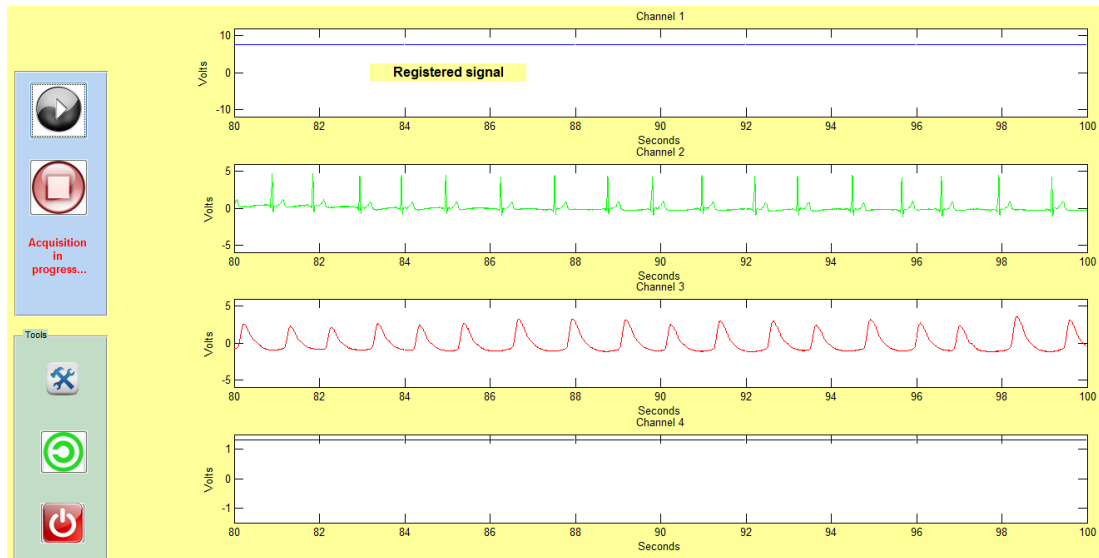


Figura 20. Visualización de las señales durante una medición, en orden descendente: SPO2, ECG, PPG Y STATUS.

6.2.3 Protocolo de medida

El objetivo del estudio es la caracterización de las señales PPG y de los valores de SpO₂, en pacientes sanos en condiciones de laboratorio. Para ello se ha reclutado a 10 voluntarios y voluntarias, tanto hombres como mujeres, con una edad comprendida entre 23 y 45 años, a los que se les han tomado las siguientes señales:

1. Señal de pletismografía de pulso PPG.
2. Señal de SpO₂.
3. Señal ECG derivación II en torso.
4. Señal de estado del módulo OXY100E

A cada voluntario y voluntaria se le ha proporcionado un consentimiento informado que ha tenido que firmar antes de acudir a la sesión. En este consentimiento informado se detalla el objetivo, el procedimiento, los riesgos potenciales, los beneficios y consideraciones económicas y el posible uso de los resultados del estudio.

Se han tomado dos medidas diferentes por cada persona, cada una de 5 minutos y 30 segundos de duración, ambas medidas han sido realizadas en la misma sesión cuya duración ha sido de aproximadamente 25 minutos.

En la primera medida se utilizó el transductor de dedo TSD124A colocado en el dedo índice de la mano derecha y en la segunda medida se ha utilizado el transductor de clip en oreja TSD124B, colocado en el lóbulo de la oreja derecha. Además en ambos registros también se ha obtenido la señal ECG derivación II en pecho, para ello se han utilizado dos electrodos adhesivos pequeños, señal que se usará como referencia en el análisis.

El ECG correspondiente a la derivación II se obtiene colocando un electrodo de referencia en la parte superior derecha del pecho y otro en la parte inferior izquierda del pecho, aproximadamente entre el recto abdominal y el músculo oblicuo externo, como se puede observar en la Figura 21.

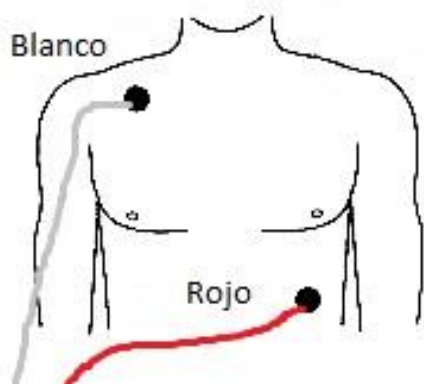


Figura 21. Derivación II en el torso

Para la correcta adquisición de las señales se ha exigido acudir a la sesión sin maquillaje, sin las uñas pintadas, sin pendientes y con las manos limpias, además de frotar levemente tanto el dedo índice como el lóbulo de la oreja, justo antes de cada medición, para mejorar la circulación de la sangre y obtener unos resultados óptimos de las señales SpO2 y PPG.

Durante la toma de medidas se han de evitar los movimientos bruscos, por este motivo, las medidas se han realizado con el voluntariado tumbados boca arriba sobre el suelo de la sala de reuniones del laboratorio GSC y los brazos extendidos a lo largo del cuerpo, utilizando una esterilla y una almohada pequeña para una mayor comodidad.

Una vez que el paciente está preparado y tras esperar a que la luz del módulo OXY100E esté en verde se procede a realizar una primera medida de prueba de aproximadamente 15 segundos, en los que se establecen los rangos de las señales, antes de proceder a la grabación de 5 minutos y 30 segundos.

Las medias obtenidas se guardan con la extensión de archivo “.mat”. Estos contenedores de datos binarios se podrán analizar utilizando la herramienta MATLAB, herramienta matemática con la que se caracterizarán las señales obtenidas.

6.3. Metodología

Una vez obtenidos los registros, se han estudiado y depurado, creando una BD. A partir de esta BD se han calculado y anotado los parámetros necesarios para su posterior caracterización y análisis.

Se ha empleado la herramienta de software matemático MATLAB. Esta herramienta es muy eficiente en el tratamiento, análisis y procesado de señales, y es el software utilizado habitualmente por el GSC en su investigación.

6.3.1. Acondicionamiento de los registros

Para poder trabajar con los registros brutos generados por el sistema de manera eficiente se ha desarrollado una función para agrupar la información en dos registros por paciente, en uno las cuatro señales obtenidas en el lóbulo de la oreja y en el otro las cuatro señales obtenidas en el dedo, en los que además, se guarda información relevante de cada persona voluntaria.

La función encargada de la creación de los registros se llama “create_record”, y ha sido utilizada después de cada medición, obteniendo un total de 20 registros diferentes.

6.3.2. Diseño de la Interfaz Gráfica de Usuario y selección del tramo de interés

Para el análisis y caracterización de las señales, se requiere que las cuatro señales sean lo más estables posibles. Las medidas realizadas en este proyecto tienen una duración 330 segundos, entre los cuales, en la mayoría de los registros, hay tramos inservibles. Estos tramos se deben al factor humano, por ejemplo, a las interferencias producidas por algún estornudo o movimiento inesperado, siendo la señal ECG la que más interferencias sufre.

Para poder visualizar de manera sencilla e intuitiva los registros obtenidos en las mediciones, se ha desarrollado una interfaz gráfica de usuario utilizando el entorno de programación visual (GUIDE) que ofrece MATLAB.

Haciendo uso de la GUI, se ha realizado un acondicionamiento y depuración de todos los registros brutos de la base de datos, seleccionando un tramo de 1 minuto por cada registro en el que las cuatro señales son lo más estables posibles.

Para seleccionar dicho tramo de interés se ha desarrollado la función “select_stretch.”. Esta función se ejecuta una vez por cada registro, especificando en cada caso la muestra de comienzo y la muestra del final del tramo escogido, obteniendo un registro resultado por cada persona voluntaria y por cada posición.

A partir de ahora únicamente se trabajará con la base de datos creada a partir de los registros resultado, guardando los registros iniciales en una carpeta aparte debidamente organizados.

6.3.3. Anotación

A continuación se describen los parámetros anotados en cada uno de los registros resultado.

En primer lugar, se ha anotado la posición y el valor tanto de los picos R (picos superiores) de la señal ECG como de los picos sistólicos (picos superiores) y diastólicos (picos inferiores) de la señal PPG, cuya representación se puede observar en la Figura 22.

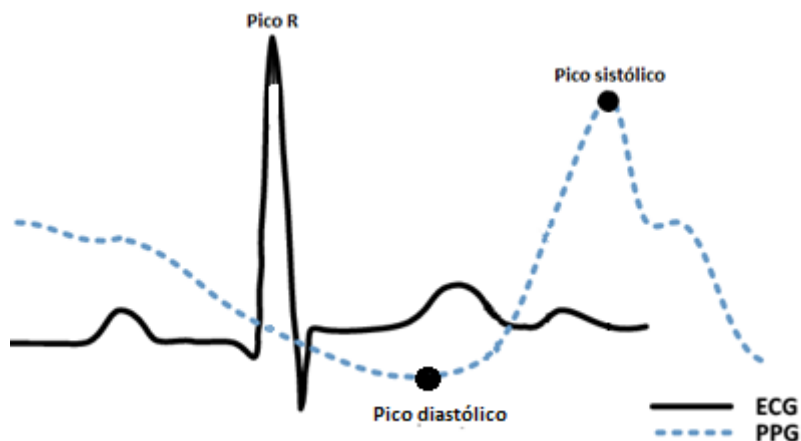


Figura 22. Cálculo de los picos de las señales ECG y PPG

Una vez anotados todos los picos de las señales ECG y PPG de los registros resultados se han calculado y anotado los siguientes parámetros:

1. **Todos los valores del tiempo de llegada del pulso (PAT), y el valor medio de todos ellos.**

El tiempo de llegada de pulso (pulse arrival time) se ha calculado a partir de las señales ECG y PPG, como el retraso existente entre el pico R de la señal ECG y el pico sistólico de la señal PPG, como se puede observar en la Figura 23.

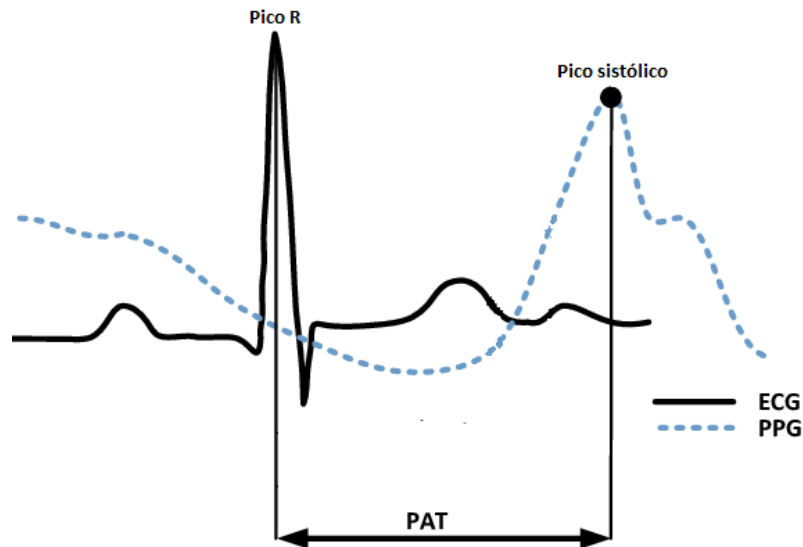


Figura 23. Representación gráfica del PAT

El PAT representa el tiempo transcurrido desde que ocurre la sístole ventricular, es decir, la expulsión de sangre hacia los ventrículos, hasta que dicha expulsión se observa en el lugar donde se ha colocado el transductor del pulsioxímetro. Por lo tanto para nuestros registros, como para cada voluntario se tienen el mismo número de picos tanto en la señal ECG como en la señal PPG, se tendrá el mismo número de valores de PAT, que coincidirá con el número de picos de dichas señales, ya que se obtiene un valor de PAT por cada pareja de picos ECG y PPG.

2. Los valores de pico a pico (Vpp) de la señal PPG, y el valor medio de todos ellos.

El valor de pico a pico se obtiene a partir de la señal PPG y es calculado como la diferencia entre el pico máximo positivo y el pico mínimo (representado en la Figura 24), es decir, entre el pico sistólico y el pico diastólico, representando la amplitud máxima de la señal.

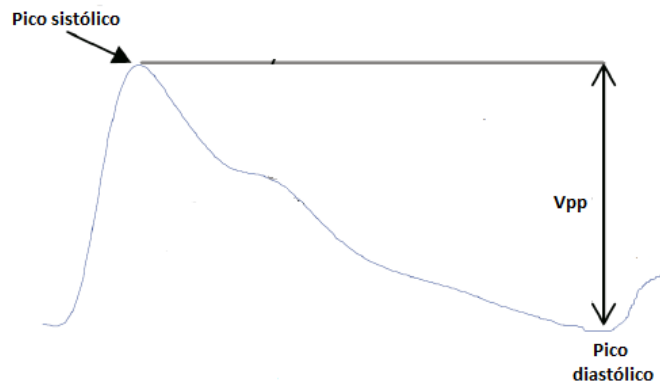


Figura 24. Representación gráfica del Vpp de la señal PPG

3. Los valores de la frecuencia cardiaca (HR) tanto de la señal ECG como de la señal PPG, y el valor medio de todos ellos.

El ritmo o frecuencia cardiaca (HR) se define como el número de latidos cardiacos ocurridos en un minuto, medido en latidos por minutos (lpm) o beats per minute (bpm). Puede obtenerse tanto de la señal ECG como de la PPG, siendo el resultado muy similar.

Lo primero que hay que calcular es el tiempo que transcurre entre dos picos R consecutivos de la señal ECG o entre dos picos sistólicos consecutivos de la señal PPG, a este tiempo se le denomina tiempo RR, siendo de aproximadamente un segundo.

El cálculo de la HRV y la HR se puede observar en las ecuaciones (2), (3), siendo HRV el intervalo de tiempo entre dos latidos del corazón consecutivos.

$$HRV_t = RR_{t+1} - RR_t \quad (2)$$

$$HR = \frac{60}{\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N HRV_t} \quad (3)$$

4. El valor medio de SpO2

Finalmente se ha anotado el valor promedio de la saturación de oxígeno en la sangre de todos los registros resultado.

6.3.4. Desarrollo de rutinas para el análisis de resultados

A continuación se explican a alto nivel las rutinas que se han desarrollado en el análisis de los datos. En el ANEXO III se pueden observar los scripts desarrollados en cada una de las rutinas.

- **Acondicionamiento de los registros**

El acondicionamiento de los registros se lleva a cabo mediante la función “create_record” que tiene los siguientes cuatro parámetros de entrada:

1. Numero asociado al voluntario o voluntaria (Número entero de 1 a 10).
2. Tipo de sensor empleado (Cadena de caracteres : ear o finger)
3. Genero del voluntario o voluntaria (Cadena de caracteres: male o female)
4. Edad del voluntario o voluntaria

El número asociado a cada voluntario o voluntaria se ha establecido de manera aleatoria utilizando la función “rand” de MATLAB, la finalidad ha sido mantener el anonimato del voluntariado.

La función carga los archivos binarios generados por el sistema con extensión “.mat” y crea una estructura formada por dos campos.

El primer campo contiene información relativa a cada voluntario y voluntaria (número, edad, posición y género). En el segundo se guardan los valores obtenidos de las señales ECG, SpO2, PPG y STATUS además de la duración y la frecuencia de muestreo empleada en cada medición.

Todas las señales guardadas en los registros tienen una longitud de 330.000 muestras, esto se debe a que se ha utilizado una tasa de transmisión de 1KS/s en la tarjeta de adquisición, obteniendo 1000 muestras cada segundo.

Ejemplo de llamada a función: create_record (5,'ear','male',27);

Ejemplo de registro creado: v005_ear.mat.

- **Visualización de los registros**

Para la visualización de los registros se ha desarrollado una GUI cuyo manual de usuario se presenta en el ANEXO II. Esta GUI permite al usuario escoger el registro que quiere visualizar, ya sea mediante un botón desplegable o moviéndose a través de los registros con los botones “Previous” y “Next”, una vez que el usuario ha escogido el registro que quiere visualizar deberá seleccionar el botón “Select”.

Una vez seleccionado el registro la GUI cargará los parámetros necesarios del registro y presentará en pantalla las cuatro señales que contiene cada registro, de arriba abajo las señales representadas son: SpO2, ECG, PPG y STATUS.

También permite realizar operaciones sobre los registros con los botones de la parte superior izquierda. Las posibles operaciones a realizar son las siguientes:

- Seleccionar una nueva base de datos
- Cargar un único archivo con registros
- Aumentar el zoom en la posición de la gráfica deseada
- Disminuir el zoom en la posición de la gráfica deseada
- Establecer un cursor de datos en la posición de la gráfica deseada
- Desplazarse por el gráfico manualmente
- Establecer el orden de representación de las señales

Además, para poder proporcionar al usuario una mejor experiencia de visualización, se han implementado en la GUI dos opciones más. La primera permite Configurar el ancho de banda con el que se quiere visualizar el registro desde la sección de “Configuration” y la segunda permite al usuario desplazarse por las gráficas utilizando el control deslizante disponible en la parte inferior de las gráficas.

En la Figura 25 se puede observar la GUI creada para la visualización de los registros, en este caso se ha seleccionado el registro correspondiente a la persona voluntaria número uno utilizando el transductor de dedo.

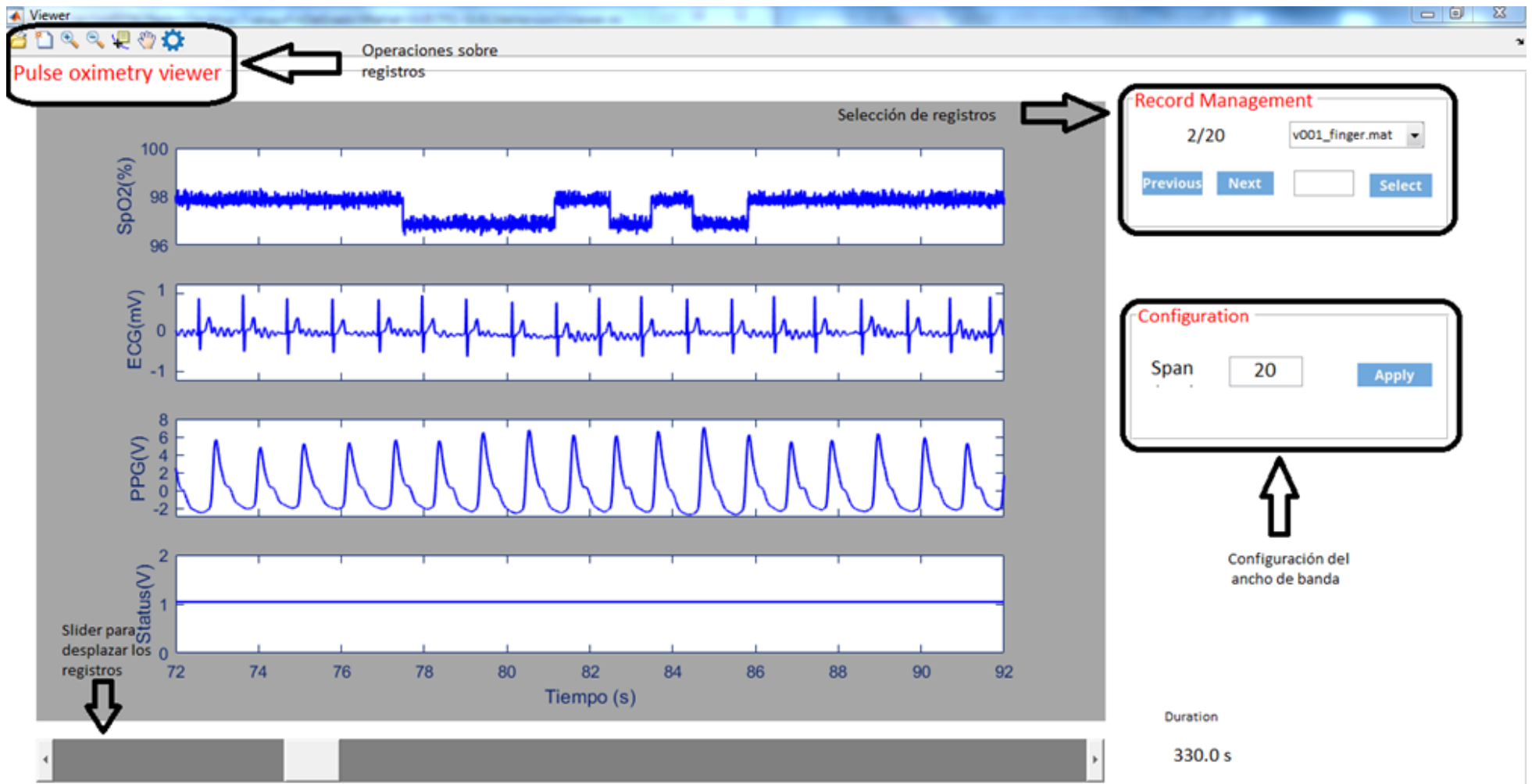


Figura 25. GUI para la visualización de los registros

- **Selección del tramo de interés**

La selección del tramo de interés se ha realizado mediante la función “select_stretch”, esta función carga la información contenida en los registros iniciales (p. ej: v005_ear.mat) y crea un nuevo registro resultado, en el que se incluyen los mismo campos e información que en los registros iniciales con la única salvedad de que ahora en el campo “Signals” únicamente se guardan 60.000 muestras de cada señal, es decir, 60 segundos.

Además, antes de crear el registro resultado, esta función también realiza la conversión de los valores de tensión de SpO2 a porcentaje. El módulo de pulsioximetría OXY100E proporciona los valores de SpO2 en valores de tensión, pero la forma correcta de representar la SpO2 es mediante porcentajes. Por lo tanto, se realiza la conversión de Voltios a porcentaje tomando como factor de conversión el valor 7.9 del manual de usuario. Ya que una salida de 7.9V correspondería a una SpO2 de 100%.

Como por cada segundo se tienen 1000 valores de SpO2 los cuales difieren en muy poco, se ha realizado un promediado cada 1000 muestras, obteniendo una señal de 60.000 muestras, pero únicamente con 60 valores de SpO2 diferentes.

Los registros resultados tienen el siguiente formato: res_v005_ear.mat.

- **Anotación de los parámetros necesarios para el análisis**

Una vez obtenidos los registros de un minuto se ha procedido a calcular los siguientes parámetros de interés para la caracterización y el análisis de los resultados.

1. Posición y valor de los picos R de la señal ECG, (picos superiores)
2. Posición y valor de los picos sistólicos (picos superiores) y de los picos diastólicos (picos inferiores) de señal PPG
3. Los valores de pico a pico (Vpp) de la señal PPG, y el valor medio de todos ellos.
4. Los valores de la frecuencia cardíaca (HR) de la señal ECG, y el valor medio de todos ellos.
5. Los valores de la frecuencia cardíaca (HR) de la señal PPG, y el valor medio de todos ellos.
6. Todos los valores del tiempo de llegada del pulso (PAT), y el valor medio de todos ellos.
7. Valor medio SpO2

Todos estos parámetros se han calculado para cada registro mediante la función “parameters_calculations”.

La función parameters_calculations se ha programado de manera que para cada registro resultado crea un nuevo campo llamado “parameters” en el que se guardan de manera ordenada todos los parámetros calculados, es decir, esta función carga el registro resultado, calcula los parámetros arriba expuestos empleando diferentes

algoritmos y vuelve a guardar todos los parámetros junto con la información y las señales de cada voluntario en el mismo registro resultado.

Para el cálculo de la posición y el valor de los picos superiores de las señales ECG y PPG se ha empleado la función de MATLAB “findpeaks”, esta función devuelve dos vectores, correspondientes a la amplitud y a la posición de los picos de la señal de entrada que cumplan con los parámetros especificados en los argumentos de entrada de la función, estos parámetros son la altura mínima de detección de picos y la distancia mínima entre dos picos consecutivos.

Las modificaciones realizadas en la función “parameters_calculations” de cada registro han sido mínimas, únicamente se han tenido que modificar los umbrales de las señales ECG y PPG en el cálculo de los picos, esto es debido, a que las amplitudes de dichas señales son diferentes para cada persona voluntaria y para cada posición en la que se coloca el transductor.

Para obtener la posición de los picos diastólicos (inferiores) de la señal PPG lo que se ha hecho ha sido invertir la señal PPG original y repetir el procedimiento anterior, ya que la función “findpeaks” no proporciona los picos situados por debajo de un umbral sino que únicamente proporciona los picos situados por encima.

Cada valor de pico a pico (Vpp) de la señal PPG se calcula como la diferencia entre su pico sistólico y su correspondiente pico diastólico.

La frecuencia cardíaca (HR) de las señales ECG y PPG se calcula como el inverso de la distancia entre picos (superiores) multiplicado por 60.

El tiempo de llegada de pulso (Pulse Arrival Time, PAT) se define como el tiempo de retraso entre el pico R de la señal ECG y el siguiente pico sistólico de la señal PPG, se ha calculado un valor de PAT por cada pareja de picos de las señales ECG y PPG.

6.4. Resultados

6.4.1. Resumen de resultados

En la Tabla 4 se presentan los resultados promedios obtenidos de las 10 personas voluntarias cuya edad oscila entre los 23 y los 45 años situándose la media de edad en 29,7 años y la desviación típica de 7,85 años.

Se hace dos diferenciaciones:

- En función del género de la persona voluntaria. El 60% pertenece al género masculino (M) y el 40% al género femenino (F).
- En función de la posición en la que se ha colocado el transductor del pulsioxímetro.

Las unidades de los parámetros son las siguientes:

- Edad: años
- PAT: segundos (s)
- Vpp: voltios (V)
- HR: latidos por minuto (bpm)
- SpO2: porcentaje (%)

VOLUNTARIO	GÉNERO	EDAD	DEDO ÍNDICE				LÓBULO DE LA OREJA			
			PAT (s)	VPP _{PPG} (V)	HR _{ECG} (bpm)	SpO2 (%)	PAT (s)	VPP _{PPG} (V)	HR _{ECG} (bpm)	SpO2 (%)
Voluntario 1	M	26	0,41	3,86	57,89	97,76	0,43	0,65	58,6	99,84
Voluntario 2	F	26	0,4	1,26	57,25	96,66	0,47	0,88	56,75	99,84
Voluntario 3	F	45	0,43	1,66	59,17	95,73	0,45	1,04	60,08	99,32
Voluntario 4	M	27	0,38	1,21	49,53	97,84	0,4	0,48	47,82	99,85
Voluntario 5	M	24	0,39	2,55	65,79	97,6	0,42	1,04	64,87	99,69
Voluntario 6	F	30	0,4	0,75	50,91	95,98	0,49	0,39	48,27	99,76
Voluntario 7	F	26	0,38	0,93	64,05	95,51	0,44	1,7	60,06	99,84
Voluntario 8	M	25	0,41	3,72	67,25	98,84	0,44	0,71	70,92	99,01
Voluntario 9	M	23	0,4	3,73	72,46	98,11	0,45	1,27	75,98	99,83
Voluntario 10	M	45	0,39	2,96	58,43	96,49	0,42	2,01	61,02	99,31

Tabla 4. Resumen de los resultados obtenidos en la caracterización de la señal de pulsioximetría

6.4.2. Tiempo de llegada de pulso (PAT)

En todas las mediciones el valor del PAT es ligeramente superior cuando se coloca el transductor en el lóbulo de la oreja en comparación a cuando se coloca en el dedo índice. El motivo es que la sangre expulsada por el corazón llega antes al dedo que al lóbulo de la oreja. Esta medida es del orden de los centenares de milisegundos, siendo sus valores muy similares para la misma persona y para la misma posición.

En la Figura 26 y la Figura 27 se representa de manera gráfica el procedimiento llevado a cabo para el cálculo del PAT en un tramo de 5 segundos. En la parte superior de ambas imágenes se representan las señales ECG y PPG en las que se han marcado mediante un punto rojo los picos R y los picos sistólicos respectivamente, mientras que en la parte inferior se representa el resultado obtenido en el cálculo del PAT.

Ambas imágenes pertenecen a la misma persona voluntaria, en la imagen superior con el transductor colocado en el dedo y en la imagen inferior con el transductor colocado en la oreja.

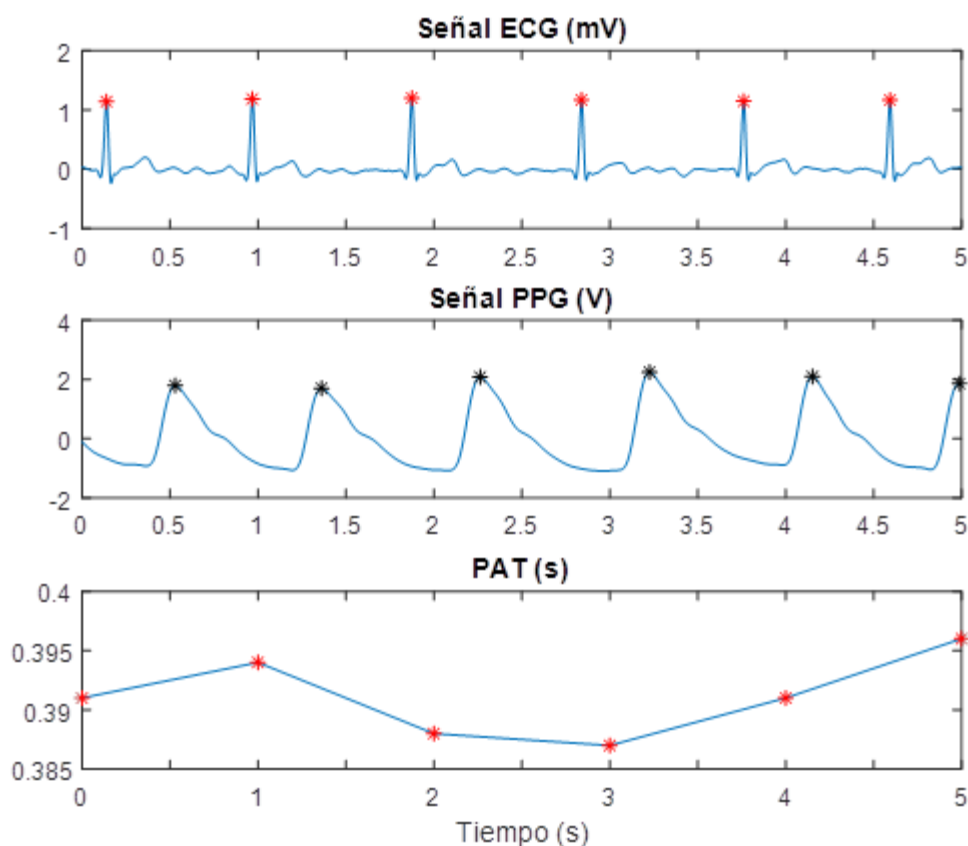


Figura 26. Cálculo del PAT con el transductor en el dedo, de arriba abajo se representan las señales ECG, PPG y PAT

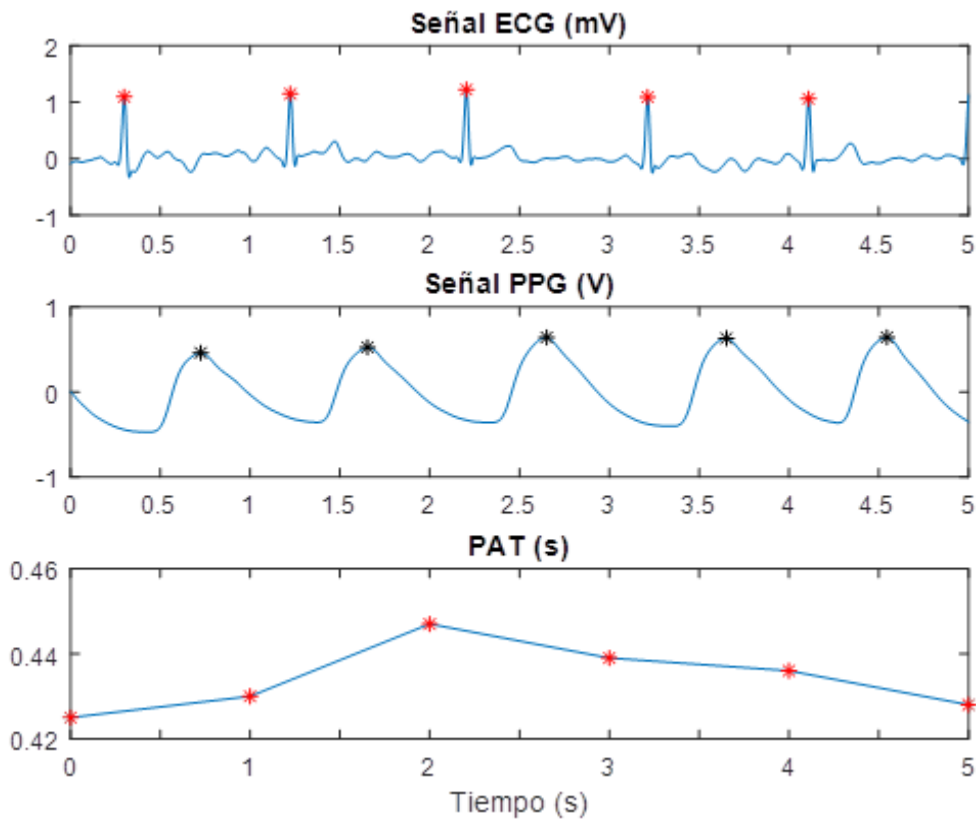


Figura 27. Cálculo del PAT con el transductor en la oreja, de arriba abajo se representan las señales ECG, PPG y PAT

En la Figura 28 se muestra, mediante diagramas de cajas o bigotes (boxplots), la distribución de los valores del PAT obtenidos para la misma persona voluntaria en el dedo y en la oreja.

Los boxplots ofrecen una visión general de distribución de un conjunto de valores. Este diagrama está formado por un rectángulo (caja) y dos brazos (bigotes). La línea de dentro del rectángulo representa la mediana del conjunto de valores analizados, pudiendo obtener una visión rápida de la simetría de la distribución, ya que si esta línea se encuentra en medio la distribución es simétrica. La línea superior del rectángulo representa el percentil 75 y la línea inferior el percentil 25.

Los valores máximos y mínimos se representan mediante la línea de finalización de los brazos y los valores atípicos se muestran fuera de los límites de los brazos.

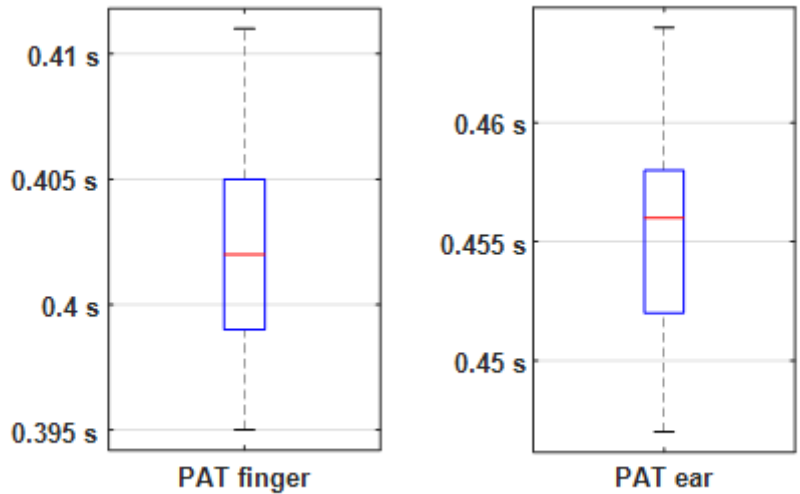


Figura 28. Diagrama de cajas correspondiente a la distribución de valores del PAT

En la Figura 29 se muestra el diagrama de barras de los valores del PAT obtenidos en las mediciones de los 10 voluntarios y voluntarias. Se ha utilizado la barra azul para representar los valores obtenidos con el transductor en el dedo y la barra amarilla para los valores obtenidos en el lóbulo de la oreja.

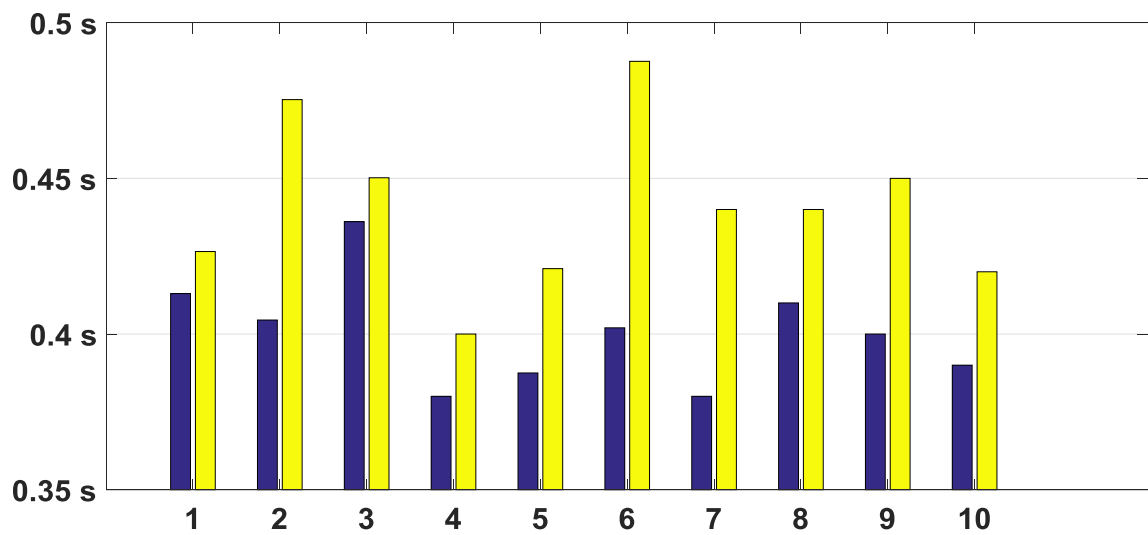


Figura 29. Representación de los valores promedio del PAT mediante un diagrama de barras

En la Tabla 5 se muestran el promedio y la desviación típica de los valores del PAT obtenidos con el transductor colocado en el dedo y con el transductor colocado en la oreja, diferenciando ambos sexos.

	PAT_{FINGER} (s)		PAT_{EAR} (s)	
	MEDIA	DESVIACIÓN	MEDIA	DESVIACIÓN
Total	0,399	0.02	0,429	0.03
Hombres	0,395	0.02	0,416	0.02
Mujeres	0,410	0.02	0,449	0.04

Tabla 5. Media y desviación típica de los valores obtenidos en el cálculo del PAT

En base al estudio realizado a 10 voluntarios y voluntarias, en este proyecto se observa que el tiempo de llegada de pulso es ligeramente superior en la oreja que en el dedo, de lo que se podría deducir que la sangre expulsada por el corazón llega antes al dedo que al lóbulo de la oreja.

También se puede observar que en las mujeres el valor promedio del PAT en ambas posiciones es mayor que en los hombres.

6.4.3. Valor de pico a pico (Vpp) de la señal PPG

En la Figura 30 y la Figura 31 se representa de manera gráfica el procedimiento llevado a cabo para el cálculo del Vpp en un tramo de cinco segundos. En la parte superior de ambas imágenes se representa la señal PPG en la que se han marcado los picos sistólicos y en la parte inferior el resultado obtenido en el cálculo del Vpp.

Ambas imágenes pertenecen a la misma persona voluntaria, en la imagen superior con el transductor colocado en el dedo y en la imagen inferior con el transductor colocado en la oreja. En la Figura 32 se puede observar la distribución de los valores del Vpp obtenidos en la misma persona voluntaria.

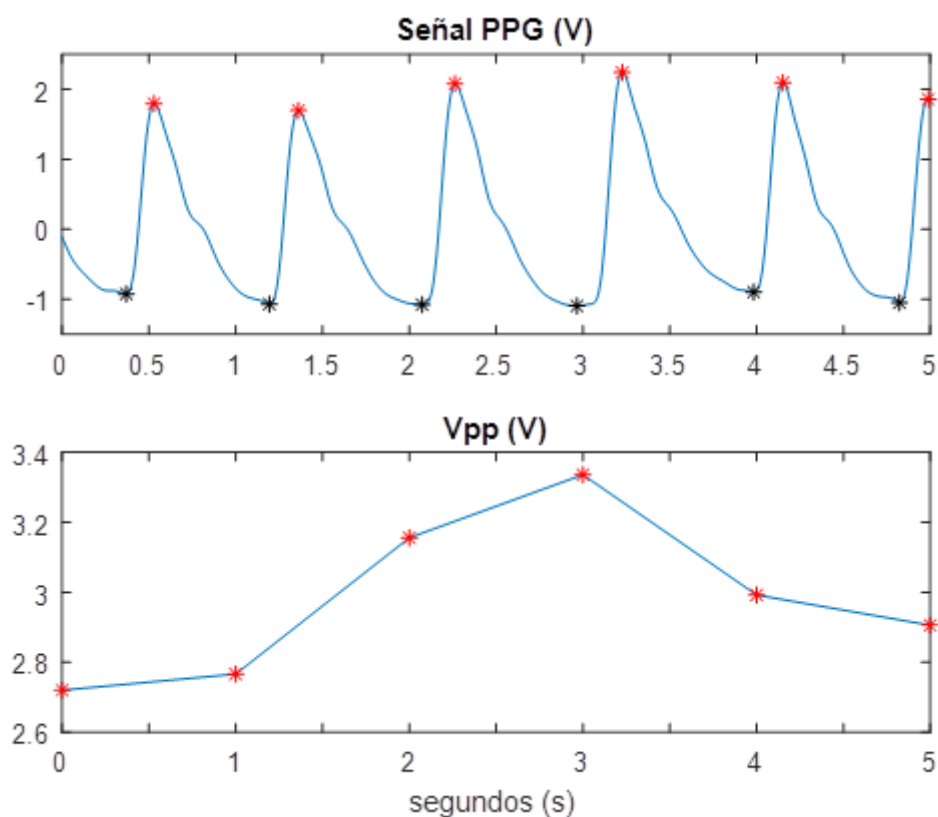


Figura 30. Cálculo del Vpp con el transductor en el dedo

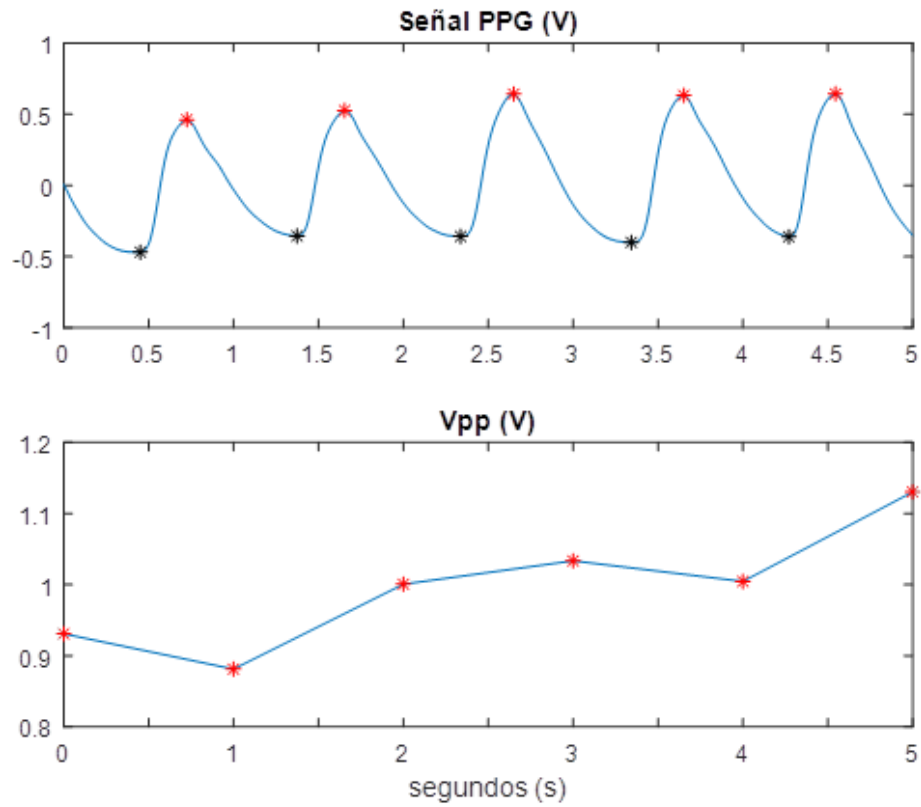


Figura 31. Cálculo del Vpp con el transductor en la oreja

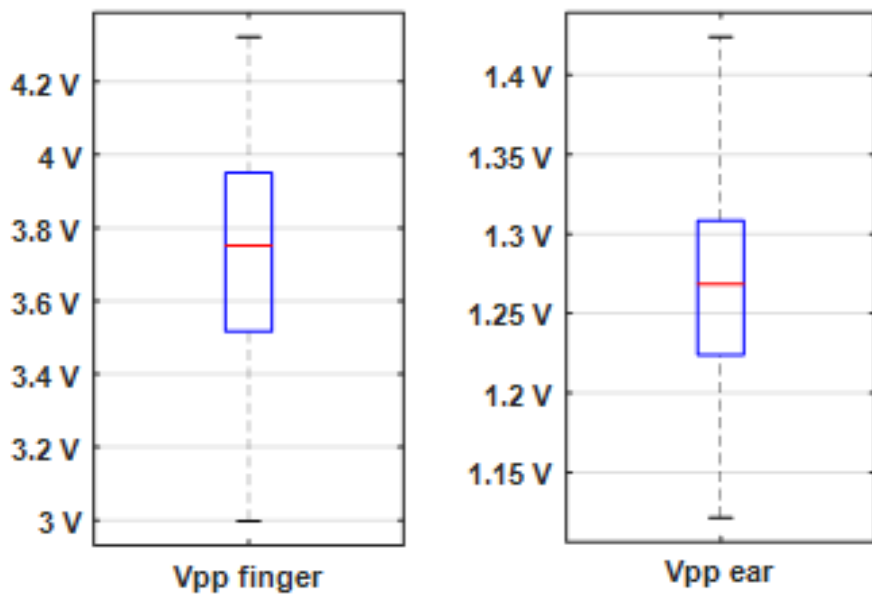


Figura 32. Diagrama de cajas correspondiente a la distribución de valores del Vpp

En la Figura 33 se muestra el diagrama de barras de los valores del Vpp. Se ha utilizado la barra azul para representar los valores obtenidos con el transductor en el dedo y la barra amarilla para los valores obtenidos en el lóbulo de la oreja.

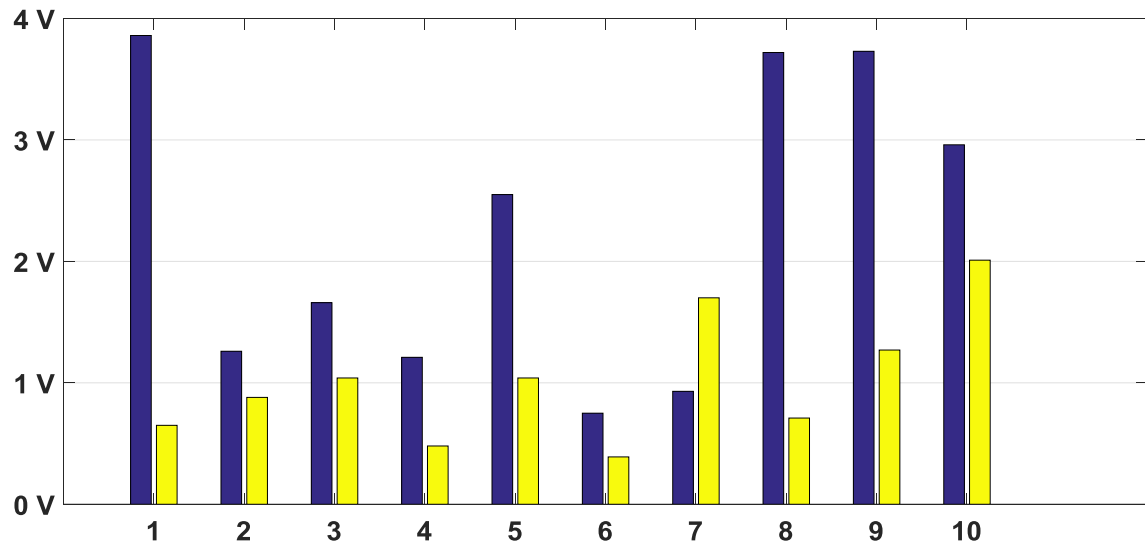


Figura 33. Representación de los valores promedio del Vpp mediante un diagrama de barras

En la Tabla 6 se muestran el promedio y la desviación típica de los valores Vpp obtenidos con el transductor colocado en el dedo y con el transductor colocado en la oreja, diferenciando entre hombres y mujeres.

	VPP _{FINGER} (V)		VPP _{EAR} (V)	
	MEDIA	DESVIACIÓN	MEDIA	DESVIACIÓN
Total	2,26	1,18	1,01	0,49
Hombres	3,01	0,93	1,02	0,51
Mujeres	1,15	0,35	0,6	0,47

Tabla 6. Media y desviación típica de los valores obtenidos en el cálculo del Vpp

Se puede observar que el Vpp obtenido con el transductor en el dedo es considerablemente mayor que el Vpp obtenido con el transductor en la oreja, apreciándose más esta diferencia en los hombres que en las mujeres. Esto es debido a que el oxímetro es capaz de captar con mayor eficacia las variaciones en el volumen sanguíneo en el dedo que en la oreja, puesto que en el dedo existe mayor circulación que en la oreja.

Se ha dado una excepción a la hora de analizar los resultados de una voluntaria, ya que el Vpp obtenido en el dedo es menor que el Vpp obtenido en la oreja. Se ha buscado el motivo por que ha podido ocurrir, sin embargo, lo único fuera de lo habitual en esta voluntaria es que la temperatura de sus dedos es más fría que su temperatura corporal media. Debido a este motivo, el Vpp obtenido en el dedo ha podido ser mucho menor al real, ya que al estar el dedo frío la circulación sanguínea es mucho menor, produciéndose una de las limitaciones de la pulsioximetría explicada anteriormente (dedos fríos).

Finalmente, a diferencia de lo que ocurre en el PAT analizado en el caso anterior, el valor promedio del Vpp en los hombres es considerablemente mayor que en las mujeres.

6.4.4. Heart Rate (HR)

En la Tabla 7 se muestra tanto el valor de HR promedio obtenido en las señales ECG y PPG como la diferencia entre ambos valores en valor absoluto, diferenciándose también entre los valores obtenidos con el pulsioxímetro colocado en el dedo índice y con el pulsioxímetro colocado en el lóbulo de la oreja.

VOLUNTARIO	HR _{FINGER} (bpm)			HR _{EAR} (bpm)		
	HR _{ECG}	HR _{PPG}	HR _{ECG} -HR _{PPG}	HR _{ECG}	HR _{PPG}	HR _{ECG} -HR _{PPG}
Voluntario 1	57,895	57,904	0,009	58,602	58,635	0,033
Voluntario 2	57,248	57,194	0,054	56,755	56,633	0,122
Voluntario 3	59,171	59,183	0,012	60,077	60,074	0,003
Voluntario 4	49,526	49,524	0,002	47,824	47,823	0,001
Voluntario 5	65,794	65,797	0,003	64,871	64,825	0,046
Voluntario 6	50,909	50,921	0,012	48,268	48,261	0,007
Voluntario 7	64,048	64,014	0,034	60,059	60,046	0,013
Voluntario 8	67,248	67,234	0,014	70,923	70,942	0,019
Voluntario 9	72,456	72,459	0,003	75,982	75,955	0,027
Voluntario 10	58,435	58,454	0,019	61,023	61,031	0,008

Tabla 7. Valores promedio obtenidos en el cálculo del HR

Se puede comprobar que en todos los casos, la diferencia entre el HR medido a partir de la señal ECG y el medido a partir de la señal PPG es insignificante.

6.4.5. Porcentaje de saturación de oxígeno en sangre (SpO2)

En la Tabla 8 se muestran el valor promedio y la desviación típica y de los valores de la SpO2 obtenidos con el transductor colocado en el dedo y con el transductor colocado en la oreja, diferenciando ambos sexos.

	SpO2 _{FINGER} (%)		SpO2 _{EAR} (%)	
	MEDIA	DESVIACIÓN	MEDIA	DESVIACIÓN
Total	96,95	1,07	99,62	0,29
Hombres	97,77	0,69	99,59	0,32
Mujeres	95,97	0,43	99,69	0,22

Tabla 8. Media y desviación de los valores obtenidos en el cálculo de la SpO2

En la Figura 34 se muestra, mediante diagramas de cajas o bigotes (boxplots), la distribución de los valores de SpO2 obtenidos para la misma persona voluntaria en el dedo y en la oreja.

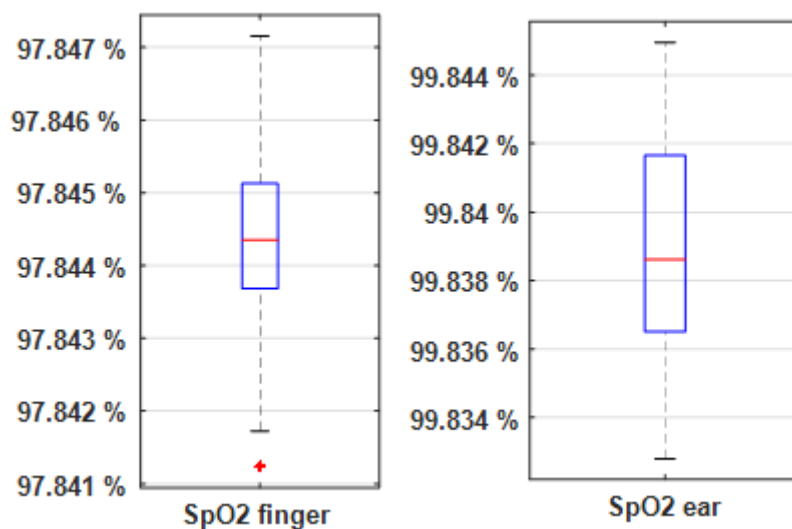


Figura 34. Diagrama de cajas correspondiente a la distribución de valores de SpO2

En la Figura 35 se muestra el diagrama de barras de los valores obtenidos de SpO₂. Se ha utilizado la barra azul para representar los valores obtenidos con el transductor en el dedo y la barra amarilla para los valores obtenidos en el lóbulo de la oreja.

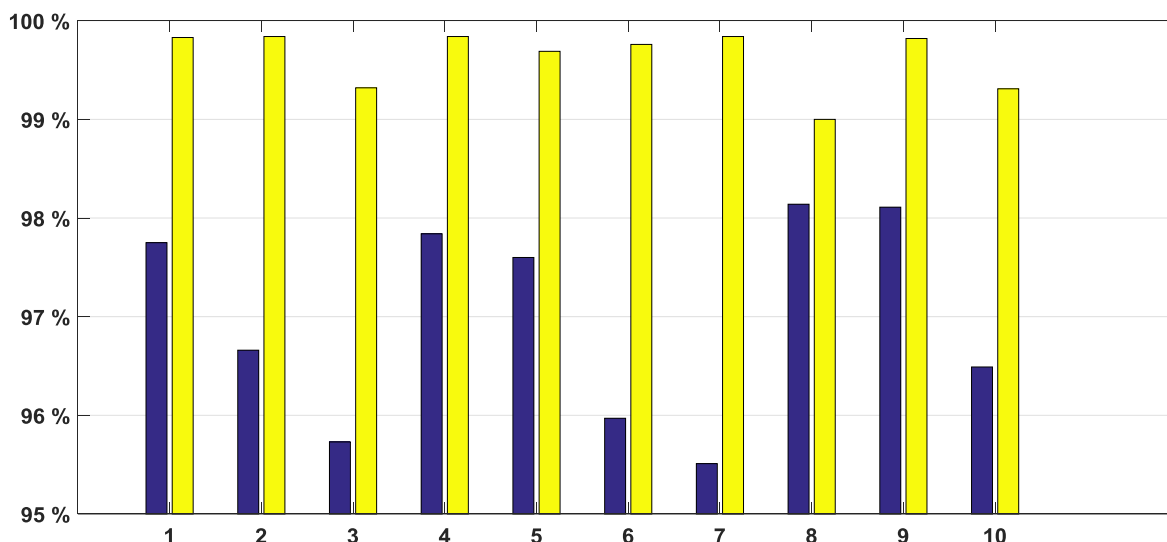


Figura 35. Representación de los valores promedio de SpO₂ mediante un diagrama de barras

Se puede comprobar que todos los valores de SpO₂ corresponden a pacientes sanos en reposo, ya que se encuentran entre los valores admisibles.

Además, también se puede afirmar que el valor de SpO₂ obtenido en el lóbulo de la oreja es considerablemente mayor al obtenido en el dedo; estos resultados están en línea con los reportados en otros estudios sobre la obtención del valor de SpO₂ [4] [20].

Posiblemente se deba a que es más difícil captar la perfusión en el dedo que en la oreja en personas sanas. Hay dos motivos que influyen, el haz de luz atraviesa más obstáculos en el dedo que en el lóbulo de la oreja, por ejemplo, por la existencia de la uña, y en segundo lugar la distancia entre el emisor de luz y el fotodetector es mayor en el dedo que en lóbulo de la oreja.

6.4.6. Conclusiones

Se ha realizado un estudio para analizar y caracterizar la señal de pulsioximetría en diez voluntarios y voluntarias sanas en condiciones de laboratorio. Para ello se ha utilizado un sistema experimental que consta de varios equipos hardware y una herramienta software de adquisición, con los que se han obtenido las señales ECG, las señales PPG con el transductor en el dedo y en el lóbulo de la oreja, los respectivos valores de SpO2 y las señales de estado de la medición.

Una vez obtenidos los registros, se ha creado una base de datos representativa donde se almacenan todas las señales de cada voluntario/a. También se ha diseñado y desarrollado una interfaz gráfica de usuario para la visualización, gestión y anotación de las señales obtenidas.

Finalmente se han calculado los siguientes parámetros significativos: el valor del tiempo de llegada de pulso (PAT), el valor de la amplitud de pico a pico (PAT), la frecuencia cardiaca (HR) y el promedio de saturación de oxígeno en sangre.

Se concluye que tanto el valor del PAT como el valor de la SpO2 son inferiores en el dedo que en el lóbulo de la oreja. Sin embargo, se ha comprobado que en el dedo se obtiene mayor amplitud de la señal PPG que en el lóbulo de la oreja.

Una vez realizado el presente proyecto, utilizando la base de datos creada, se podría profundizar en el estudio de la señal de pletismografía ampliando la muestra de personas voluntarias, y en otro nivel de profundización, hacer el estudio tomando medidas de campo con pacientes en parada cardiorrespiratoria, acción que no se ha podido llevar a cabo en este proyecto.

7. PLAN DE TRABAJO

A continuación se describen los paquetes de trabajo en los que se ha dividido el proyecto y las tareas llevadas a cabo en cada paquete.

Finalmente se ha desarrollado un Diagrama de Gantt (Figura 36) para exponer las diferentes tareas llevadas a cabo a lo largo del tiempo.

7.1. Descripción de tareas

En este apartado se describen los diferentes paquetes de trabajo, detallando en cada caso la duración, el personal involucrado, los recursos empleados y la descripción de cada una de las tareas desempeñadas.

- **Formación previa**

En este paquete se engloban las acciones formativas que se han realizado antes del comienzo del proyecto. La duración total es de 28 días.

TAREA	DESCRIPCIÓN	RECURSOS Y PERSONAL	DURACIÓN
Formación individual en MATLAB	Antes de comenzar con el proyecto se realizaron diversos ejercicios de MATLAB.	Personal involucrado: PROY, DIR. Recursos empleados: Ordenador, MATLAB, material de consulta.	10 días
Formación en el entorno de la pulsioximetría	Lectura de artículos, trabajos y ensayos relacionados con la pulsioximetría.	Personal involucrado: PROY, DIR. Recursos empleados: Ordenador.	15 días
Curso en MATLAB	Curso sobre la programación de GUIs en MATLAB impartido por un miembro del grupo GSC.	Personal involucrado: grupo GSC Recursos empleados: Material de consulta, ordenador, MATLAB	3 días (2h/día)

Tabla 9. Tareas realizadas en la formación previa al proyecto

- **Búsqueda de equipo de pulsioximetría**

Este paquete de tareas comprende todo el proceso de búsqueda de un equipo de pulsioximetría con el que se registraran las señales SpO2, PPG y Status. La duración total es de 20 días.

TAREA	DESCRIPCIÓN	RECURSOS Y PERSONAL	DURACIÓN
Formación en el entorno de los equipos de pulsioximetría	Análisis de los tipos, características y funcionalidades que ofrecen los diferentes pulsioxímetros existentes en el mercado actual.	Personal involucrado: PROY, DIR. Recursos empleados: Material de consulta, ordenador.	5 días
Primera búsqueda de pulsioxímetros	Búsqueda, clasificación y análisis de los diferentes equipos centrande la atención en la portabilidad y versatilidad.	Personal involucrado: PROY Recursos empleados: ordenador.	5 días
Segunda búsqueda de pulsioxímetros	Búsqueda, clasificación y análisis de los diferentes equipos centrande la atención en la posibilidad de acceder a los datos.	Personal involucrado: PROY Recursos empleados: ordenador, correo electrónico, teléfono.	10 días

Tabla 10. Tareas realizadas en la búsqueda de un equipo de pulsioximetría

- **Obtención de registros**

Paquete en el que se realizan las tareas involucradas en la medición de las señales SpO2, ECG, PPG y Status necesarias para el posterior estudio y análisis. El tiempo empleado es de 27 días.

TAREAS	DESCRIPCIÓN	RECURSOS Y PERSONAL	DURACIÓN
Análisis del funcionamiento del módulo OXY100E	Estudio de las funcionalidades del módulo OXY100E, realizando multitud medidas de prueba en diferentes posiciones del sujeto.	Personal involucrado: PROY, DIR. Recursos empleados: ordenador, MATLAB, OXY100E.	5 días
Diseño del protocolo de medida.	Estudio y análisis del protocolo de medida. Redacción del consentimiento informado que tienen que firmar todas las personas voluntarias.	Personal involucrado: PROY, DIR. Recursos empleados: ordenador, MATLAB, SISTEMA BIOPAC	10 días
Búsqueda de voluntariado.	Proceso para reclutar el mayor número de personas dispuestas a colaborar en la obtención de datos.	Personal involucrado: PROY, DIR Recursos empleados: ninguno	2 días
Realización de medidas.	Toma de medidas de necesarias para la elaboración de la BD.	Personal involucrado: PROY, DIR, voluntarios y voluntarias. Recursos empleados: DOODLE, MATLAB, Sistema BIOPAC	10 días

Tabla 11. Tareas realizadas en la obtención de registros

- **Desarrollo de rutinas para el análisis de resultados**

Paquete en el que se realizan las tareas relacionadas con el desarrollo de las rutinas en MATLAB para su posterior análisis. El tiempo empleado es de 40 días.

TAREAS	DESCRIPCIÓN	RECURSOS Y PERSONAL	DURACIÓN
Diseño e implementación de la GUI	Diseño e implementación de la disposición de los elementos necesarios en la GUI.	Personal involucrado: PROY, DIR Recursos empleados: ordenador, MATLAB, material de consulta	20 días
Creación BD	Acondicionamiento y depuración de la BD, seleccionando el tramo de un minuto de interés de cada registro.	Personal involucrado: PROY Recursos empleados: ordenador, MATLAB	5 días
Obtención de los parámetros.	Cálculo de los parámetros de interés a partir de los registros resultado de la BD.	Personal involucrado: PROY, DIR Recursos empleados: Ordenador, MATLAB	5 días
Rutinas de anotación y visualización	Diseño e implementación de las rutinas de anotación y visualización.	Personal involucrado: PROY Recursos empleados: ordenador, MATLAB	10 días

Tabla 12. Tareas realizadas en el desarrollo de rutinas para el análisis de resultados

- **Documentación del proyecto**

Este es el último paquete de trabajo realizado en el proyecto, primeramente, se evalúan y se comparan todos los resultados obtenidos y posteriormente se procede a la redacción final de la memoria. El tiempo empleado es de 35 días.

TAREAS	DESCRIPCIÓN	PERSONAL Y RECURSOS	DURACIÓN
Análisis de resultados	Diseño y obtención de resultados	Personal involucrado: PROY, DIR Recursos empleados: ordenador, MATLAB, material de consulta	10 días
Redacción de la memoria	Redacción de la memoria del proyecto y de los informes necesarios.	Personal involucrado: PROY Recursos empleados: ordenador, MATLAB, material de consulta	25 días

Tabla 13. Tareas realizadas en la documentación del proyecto.

7.2 Diagrama de Gantt/cronograma

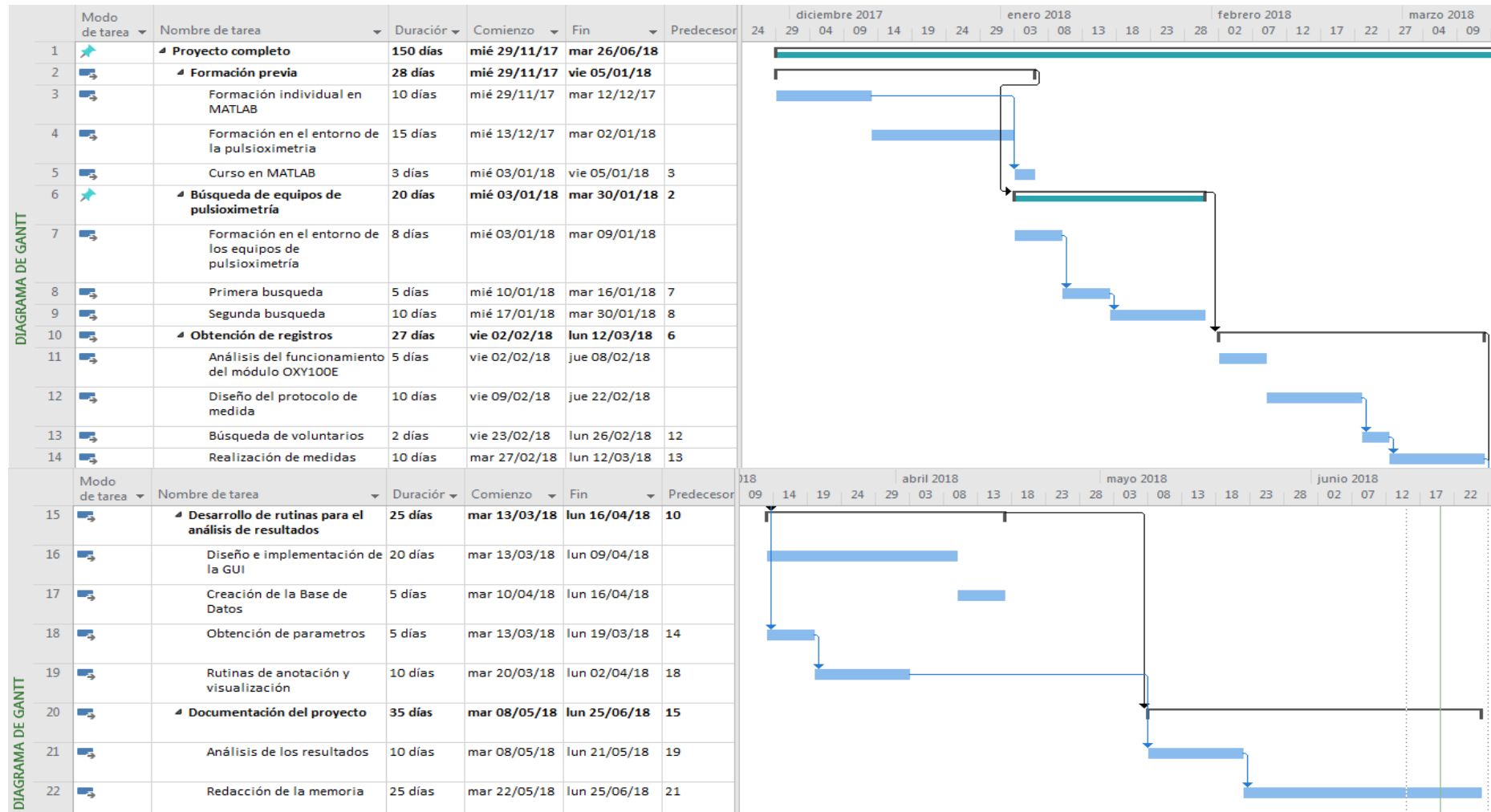


Figura 36. Diagrama de Gantt

8. ASPECTOS ECONÓMICOS

En este apartado se detalla el presupuesto del proyecto, desglosando el coste total en cuatro partidas: horas internas, amortizaciones, gastos y subcontrataciones.

8.1 Horas internas

En esta partida se desglosan las horas internas de las personas que han formado parte en la elaboración del proyecto.

NOMBRE	CARGO	CATEGORIA	COSTE HORARIO(€/h)	HORAS	TOTAL (€)
Raúl Palomar Yarritu	Proyectista	Ingeniero junior	10	350	3500
Sofía Ruiz de Gauna Gutierrez	Directora del proyecto	Ingeniero senior	50	60	3000
SUBTOTAL					7500

Tabla 14. Partida relativa a las horas internas

El coste total de las horas internas asciende a **7500€**.

8.2 Amortizaciones

En la partida de las amortizaciones se contemplan todos los activos que han sido utilizados en el proyecto y pueden ser reutilizados con posterioridad, teniéndose en cuenta únicamente el tiempo de uso.

CONCEPTO	COSTE ADQUISICIÓN (€)	VIDA UTIL (MESES)	COSTE HORARIO(€/DIA)	TIEMPO DE UTILIZACION (HORAS)	COSTE TOTAL (€)
MATERIAL HW					
Ordenador de sobremesa del GSC HP	750	36	0,124	20	2,48
Ordenador portátil del GCS Dell	700	36	0,115	30	3,45
Ordenador portátil Toshiba	650	36	0,107	300	30
OXY100E	2729	36	0,451	30	13,5
TSD124A	450	36	0,074	14	1,04
TSD124B	450	36	0,074	14	1,04
TSD124C	308	36	0,051	2	0,1
ECG100C	2200	36	0,364	30	10,92
IPS100C	1224	36	0,202	30	6,07
NI USB-6009	575	36	0,09	30	2,85
MATERIAL SW					
Licencia MATLAB R2013b	2000	24	0,496	250	124
Licencia MATLAB R2016b	2000	24	0,496	30	14,88
Licencia Windows XP	0	24	0	0	0
SUBTOTAL					210,33

Tabla 15. Partida relativa a las amortizaciones

El coste total de las amortizaciones asciende a **210,33€**

8.3 Gastos

CONCEPTO	COSTE (€)
Cables y electrodos	37
Material de oficina	25
Electricidad	30
Conexión a internet	50
Limpieza	20
SUBTOTAL	162

Tabla 16. Partida relativa a los gastos

El coste total de los gastos asciende a un total de **162€**.

8.4 Subcontrataciones

Dentro de la partida de subcontrataciones se incluyen todos los servicios encargados a empresas u organizaciones externas. En la realización de este proyecto no se han realizado subcontrataciones por lo tanto el coste total de esta partida será de **0€**.

8.5 Resumen del presupuesto completo

En este último apartado se desglosa el presupuesto destinado a todas las partidas, obteniendo el total de los gastos totales del proyecto.

CONCEPTO	COSTE (€)
Horas internas	7500
Amortizaciones	210,22
Gastos	162
Subcontrataciones	0
SUBTOTAL	7872,22
Imprevistos (5%)	393.61
TOTAL	8266,04

Tabla 17. Resumen del presupuesto completo

El coste total destinado a la realización del proyecto “Estudio de la señal de pulsioximetría como indicador de circulación para su utilización en episodios de parada cardiorrespiratoria” asciende a un total de **ocho mil doscientos sesenta y seis euros con cuatro céntimos (8266,04 €)**.

9. BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Concha Hernández. <<Emergencias Osakidetza>> 2001.
- [2]. Información de monitores-desfibriladores. [En línea]. Disponible: <https://www.physio-control.com/WCProductDetails.aspx?id=2147484478>
- [3]. Plan Nacional de RCP-SEMICYUC. <<La cadena de supervivencia>> [En línea]. Disponible: http://www.semicyuc.org/sites/default/files/la_cadena_de_supervivencia_de_la_semicyuc.pdf
- [4]. Hubner P. et al. <<Pulse appearance in Photoplethysmography Signals obtained from finger, nose and ear during extracorporeal life support>> Resuscitation 2015;96(S1):43-157
- [5]. Jun X. <<Why do not we use finger pulse oximeter plethysmograph waveform to monitor the effectiveness of cardiopulmonary resuscitation?>> Resuscitation 2011;959:(S2)
- [6]. James E. Sinex <<Pulse oximetry: principles and limitations>> American journal of emergency medicine 1999;17(S1)
- [7]. Abraham R. Alí-Munive, Rodríguez P, Gómez P, Arce A.M y Rodríguez E. <<Correlación entre pulsioximetría y saturación arterial de oxígeno en pacientes en cuidado intensivo>> Mayo-Junio 2002 [En línea]. Disponible: <http://www.actamedicacolombiana.com/anexo/articulos/03-2002-06.pdf>
- [8]. Casado N. M.J, González S. A. << Técnicas en AP: Pulsioximetría >> [En línea]. Disponible: <https://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf>
- [9]. Fuertes M. C., Canales G. M., Miguel-Tobal F.y Escudero M. P. <<La pulsioximetría y su aplicación en pruebas de esfuerzo máximo>> Apunts Med Esport. 2011;46(169):23-27.
- [10]. Fundación española del corazón. [En línea]. Disponible: <http://www.fundaciondelcorazon.com/prensa/notas-de-prensa/2900-solo-el-30-de-espanoles-sabe-realizar-la-reanimacion-cardio-pulmonar-rcp-.html>
- [11]. Beurer. Páginas de dispositivos para pulsioximetría. www.beurer.com
- [12]. Nonin. Páginas de dispositivos para pulsioximetría. www.nonin.com
- [13]. Oxystore. Páginas de dispositivos para pulsioximetría. www.oxystore.es
- [14]. Información de Radical-7. [En línea]. Disponible: http://www.masimo.com/siteassets/us/documents/pdf/plm-10014a_product_information_radical-7_us.pdf
- [15]. Información de Reanibex500. [En línea]. Disponible: http://www.bexencardio.com/files/pdf/Reanibex500_EN.pdf

- [16]. Información del OXY100E. [En línea]. Disponible: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/Pulse-Oximetry.pdf>
- [17]. Información del ECG100C. [En línea]. Disponible: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/ECG100C.pdf>
- [18]. Información del IPS100C. [En línea]. Disponible: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/IPS100C.pdf>
- [19]. Información de la NI USB-6009. [En línea]. Disponible: <http://www.ni.com/es-es/support/model.usb-6009.html>
- [20]. Haynes M. J. <<The Ear as an Alternative Site for a Pulse Oximeter Finger Clip Sensor >> Respiratory care 2007:52(S6):727-729
- [21]. Ayuda y documentación de MATLAB. [En línea]. Disponible: <http://es.mathworks.com/help>
- [22]. Normativa del CSIC. [En línea]. Disponible: <http://www.csic.es/normativa>
- [23]. Normativa Investigación con seres humanos. [En línea]. Disponible: <https://www.ehu.eus/es/web/ceid/ceish/normativa#4>

ANEXO I: Normativa aplicable

Al tratarse de un proyecto de investigación en el que intervienen personas en la toma de registros, se deben respetar las leyes y normativas tanto españolas como europeas vigentes relacionadas con los derechos de las personas que intervienen en el proyecto como voluntariado.

Existen distintas normativas relacionadas con la ética que se ocupan de evaluar los elementos o principios vinculados con las buenas prácticas en la investigación, y formular criterios que permitan justificar las reglas y juicios que se presenten acerca de lo que es bueno y correcto, pudiendo de esta manera llegar a establecer un criterio final de conducta que pueda ser aceptado por todos en el marco de las múltiples profesiones y disciplinas científicas.

Las normativas de mayor aplicación involucradas en la actividad investigadora de este proyecto son las siguientes [22] [23].

○ **Investigación en seres humanos**

- Ley de LEY 14/2007, de 3 de julio, de **Investigación biomédica**. BOE núm. 159. Miércoles 4 julio 2007
- LEY 41/2002, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica. BOE núm. 274, Viernes 15 noviembre 2002.
- Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos)
- Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y la biomedicina, ratificado por España el 23 de julio de 1999
- Declaración Universal de la UNESCO sobre el genoma humano y los derechos humanos

○ **Protección de datos de carácter personal**

- Reglamento de la UPV/EHU de Protección de Datos de Carácter Personal. BOPV suplemento al núm. 185, Lunes 29 de septiembre de 2008.
- REAL DECRETO 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal. BOE núm. 17. 19, enero 2008.
- LEY ORGÁNICA 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. BOE núm. 298, Martes 14 diciembre 1999.
- Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal
- Ley Orgánica 1/1982, de 5 de mayo, sobre protección civil del derecho al honor, a la intimidad personal y familiar y a la propia imagen. BOE núm. 115, de 14 de mayo de 1982.

○ **Otros textos legales**

- Constitución Española de 1978
- Ley 30/1992, de 26 de noviembre, de Régimen Jurídico de las Administraciones Públicas y del Procedimiento Administrativo Común
- Ley Orgánica 3/2007, de 22 de marzo, para la igualdad efectiva de mujeres y hombres
- Real Decreto 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual
- Real Decreto 1730/2007, de 21 de diciembre, por el que se crea la Agencia Estatal Consejo Superior de Investigaciones Científicas, y se aprueba su Estatuto

No obstante, la legislación aplicable y normas de referencia aquí relacionadas, no constituyen una lista definida y cerrada, ya que se tiene que aplicar cualquier normativa o cualquier ley relacionada con las actividades realizadas en este proyecto.

ANEXO II: Manual de usuario de la GUI

En este anexo se presenta el esquema de funcionamiento de la interfaz gráfica de usuario desarrollada para la visualización de los registros de este proyecto.

1. El primer paso es abrir la GUI

Para abrir la GUI empleamos el comando GUIDE de Matlab, especificando la ruta donde está la GUI que se quiere abrir, en este proyecto se llama "Viewer". Al abrir la GUI todos los botones, salvo el de botón de cargar registro, permanecen bloqueados hasta que se carguen los registros que se quieren visualizar. En la Figura 37 se muestra la ventana principal de la interfaz.

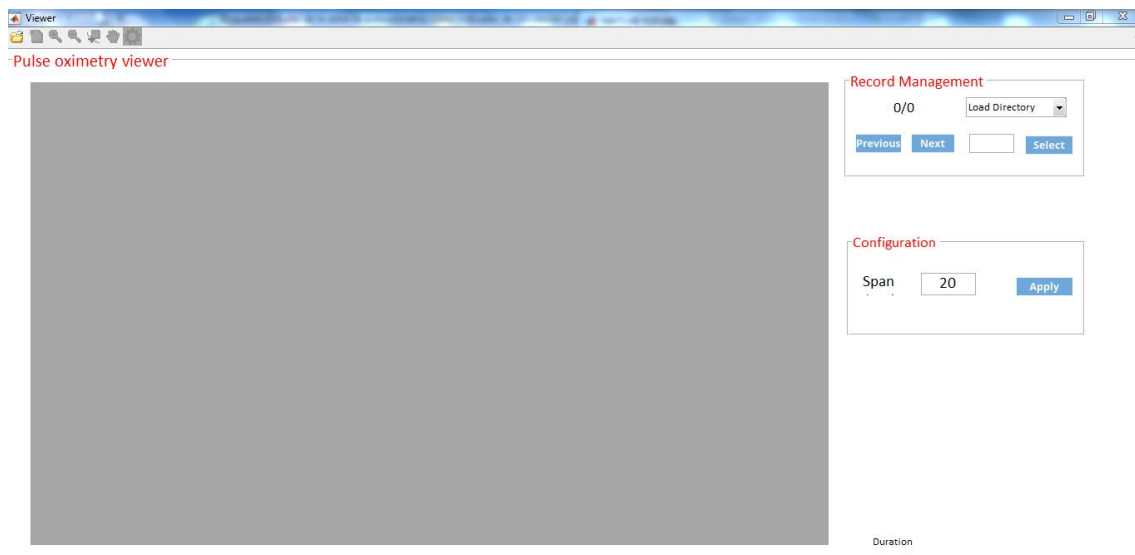


Figura 37. Ventana principal de la GUI de visualización

2. El segundo paso es abrir los registros a visualizar

Para abrir uno o varios registros se pulsa el botón de cargar situado en la parte superior izquierda, y se selecciona la carpeta donde estén contenidos los registros a cargar.

Es importante que el registro a visualizar sea de extensión ".mat" y tenga la estructura de datos explicada en este trabajo, es decir, que posea la frecuencia de muestreo y las señales analizadas en este proyecto con los nombres de las señales que se especifican a continuación:

- Señal ECG de nombre S_ecg
- Señal PPG de nombre S_ppg
- Señal con los valores SpO2 de nombre S_spo2
- Señal STATUS de nombre S_status
- Frecuencia de muestreo de nombre fs y valor 100

En la Figura 38 se puede observar la selección de la carpeta que contiene los registros a visualizar.

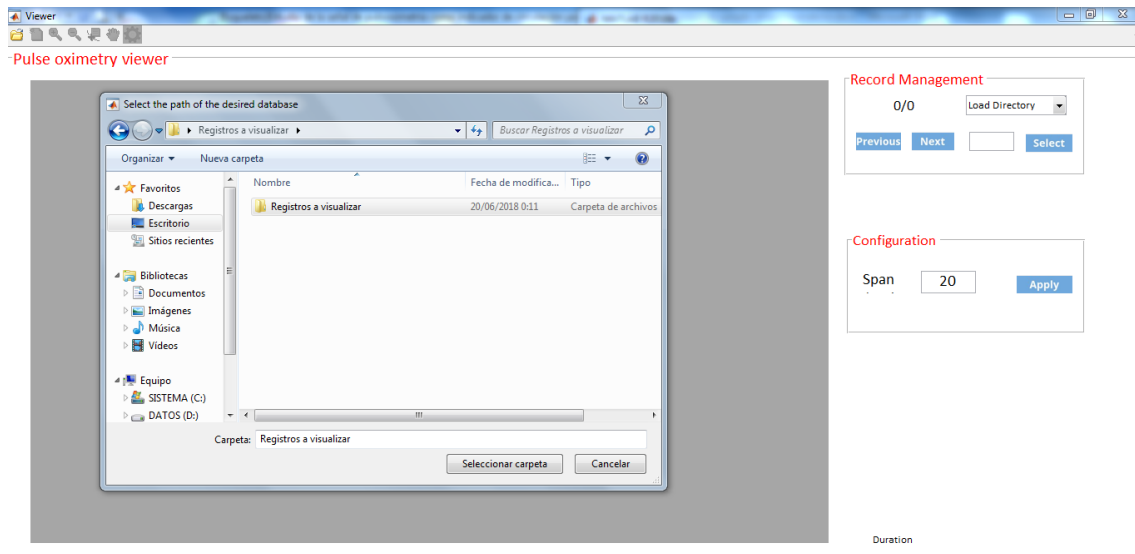


Figura 38. Apertura de uno o varios registros en la GUI de visualización

3. El tercer paso es visualizar y analizar los registros.

Una vez cargados los registros se pueden realizar las siguientes funciones:

- Escoger el registro deseado, esta función se puede realizar desde la sección "Record Management" de tres formas diferentes, la primera es moverse por los registros con los botones "Next" y "Previous" hasta llegar al registro deseado, la segunda es mediante el botón desplegable "Load Directory" y la tercera es escribiendo directamente el nombre del registro a visualizar y pulsar el botón "Select".
- Configurar el ancho de banda con el que se quiere visualizar el registro desde la sección de "Configuration", para ello se escribe el ancho de banda deseado y se pulsa el botón "Apply", el valor por defecto para el ancho de banda es 20.
- Desplazarse por el registro utilizando el control deslizante de la parte inferior.
- Modificar el orden de visualización de las señales utilizando el botón de ajustes de la parte superior del visor, se ha creado una función llamada "selectGUChannel" para que únicamente se tenga que establecer el orden de visualización de manera sencilla e intuitiva (Figura 40).
- Operaciones sobre las señales de los registros utilizando los botones de la parte superior izquierda. Las posibles operaciones son :
 - Seleccionar una nueva base de datos
 - Cargar un nuevo registro individual
 - Aumentar el zoom en la posición de la gráfica deseada
 - Disminuir el zoom en la posición de la gráfica deseada
 - Establecer un cursor de datos en la posición de la gráfica deseada
 - Desplazarse por el gráfico manualmente

En la Figura 39 se puede observar la representación de las señales contenidas en el registro "v005_finger.mat"

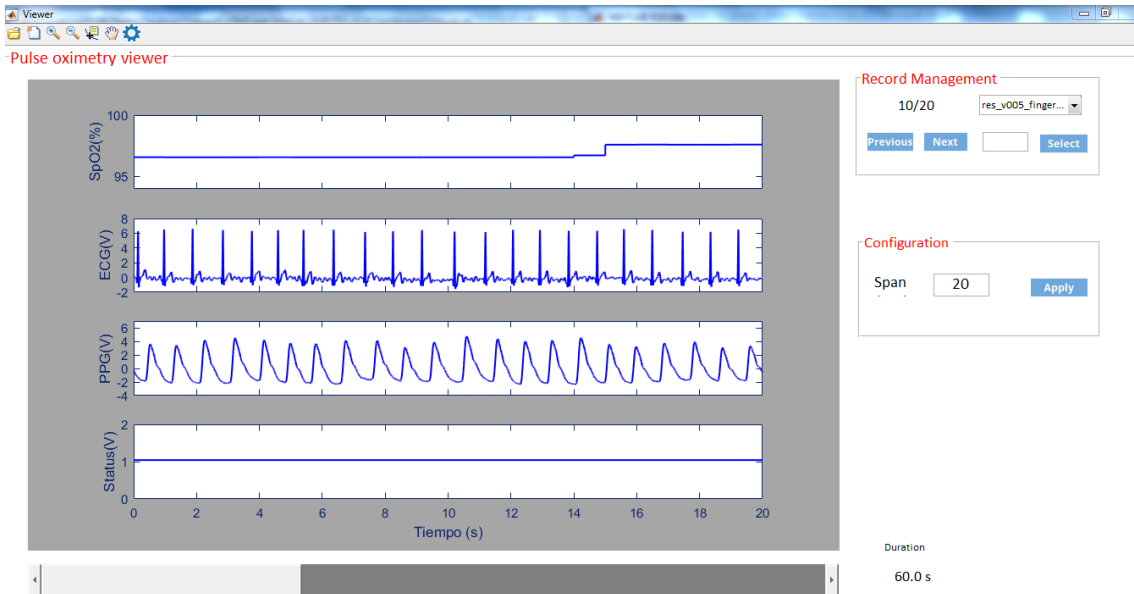


Figura 39. Representación completa de un registro

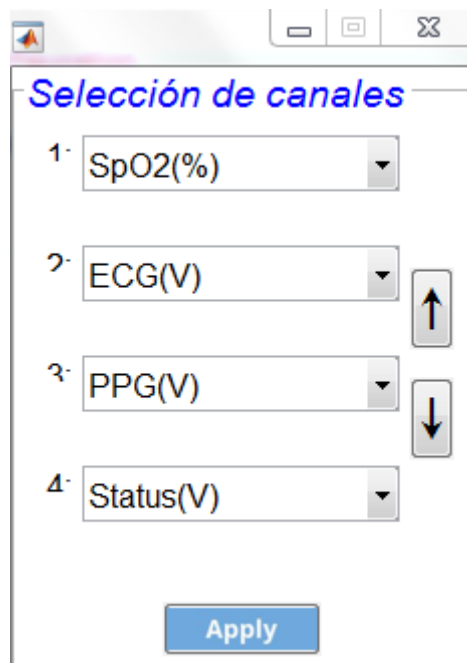


Figura 40. Ventana de selección de canales

ANEXO III: Desarrollo de las rutinas a bajo nivel

En este anexo se presentan todas las rutinas desarrolladas en MATLAB para la obtención de los parámetros de interés y para el estudio y visualización de los resultados obtenidos.

1. visualize_recorded_signals.m

Mediante esta función se cargan y se visualizan las señales obtenidas durante las grabaciones, esta función se ha desarrollado para utilizarla después de cada grabación y comprobar si es correcta o hay que repetirla.

```
1 load ecg; %Carga variables S_ecg, duracion, fs
2 load ppg; %Carga variables S_ppg, duracion, fs
3 load spo2; %Carga variables S_spo2, duracion, fs
4 load status; %Carga variables S_status, duracion, fs
5
6 h1=subplot(411);
7 plot((0:length(S_ecg)-1)/fs, S_ecg);%Viisualizacion de la señal ECG
8 title(['ECG']);
9 h2=subplot(412);
10 plot((0:length(S_ecg)-1)/fs, S_ppg);%Viisualizacion de la señal PPG
11 title(['PPG']);
12 h3=subplot(413);
13 plot((0:length(S_ecg)-1)/fs, S_spo2);%Viisualizacion de los valores SpO2
14 title('SpO2');
15 h4=subplot(414);
16 plot((0:length(S_ecg)-1)/fs, S_status);%Viisualizacion de la señal STATUS
17 title(['OXY status']);
18 xlabel('V');
19 linkaxes([h1,h2,h3,h4],'x');
```

Figura 41. Script para la función visualize_recorded_signals.m

2. create_record.m

Función utilizada para crear los registros a partir de las señales “brutas” obtenidas en las mediciones.

Los parámetros de entrada de la función son los siguientes:

- Numero asociado al voluntario o voluntaria (número entero de 1 a 10).
- Tipo de sensor empleado (cadena de caracteres : ear o finger)
- Genero del voluntario o voluntaria (cadena de caracteres: male o female)
- Edad del voluntario o voluntaria

El número asociado a cada voluntario o voluntaria se ha establecido de manera aleatoria utilizando la función “rand” de Matlab, la finalidad ha sido mantener el anonimato del voluntariado.

El nombre del registro creado se compone por el número de voluntario y la posición en la que se ha colocado el transductor.

```
1 function create_record(volunteer,position,gender,age)
2 load ecg.mat      %Cargar variables S_ecg, fs y duración
3 load Spo2.mat    %Cargar variables S_spo2, fs y duración
4 load ppg.mat     %Cargar variables S_ppg, fs y duración
5 load status     %Cargar variables S_status, fs y duración
6
7 calibrationValue=7.9; %Factor calibración OXY100E
8
9 rec.info.volunteer = volunteer;
10 rec.info.position = position;
11 rec.info.gender = gender;
12 rec.info.age = age;
13 rec.signals.S_ecg = S_ecg;
14 rec.signals.S_ppg = S_ppg;
15 rec.signals.S_status = S_status
16 rec.signals.fs = fs;
17 rec.signals.S_spo2 = (S_spo2*100)/calibrationValue;
18
19 nomFich=sprintf('v%03d_%s',volunteer,position); %Crear nombre del registro
20 save(nomFich,'rec'); %Guardar el registro
```

Figura 42. Script para la función create_record.m

3. select_stretch.m

Mediante esta función se crea el registro resultado, en el que se guardan los tramos de señal estable de un minuto.

```
1 load ecg; %Carga variable S_ecg, duración y fs
2 load ppg; %Carga variable S_ppg, duración y fs
3 load spo2; %Carga variable S_spo2, duración y fs
4 load status; %Carga variable S_status, duración y fs
5 load v005_finger %Carga recInicial
6 calibrationValue=7.9;%Factor calibración OXY100E
7
8 %elección de 1 minuto(60.000 muestras)de señal estable
9 S_ecg=S_ecg(13401:73400);
10 S_ppg = S_ppg(13401:73400);
11 S_spo2 = S_spo2(13401:73400);
12 S_status = S_status(13401:73400);
13
14 %Guardado de las señales
15 rec.signals.S_ecg = S_ecg;
16 rec.signals.S_ppg = S_ppg;
17 rec.signals.S_spo2 = (S_spo2*100)/calibrationValue;
18 rec.signals.S_status = S_status;
19
20 %Cálculo del el array de promedio de 60 muestras de la señal S_spo2
21 y=[];
22 promedio=0;
23 for i=0:59
24     promedio = (sum(rec.signals.S_spo2(1000*i+1:1000*i+1000)))/fs;
25     y(i+1) = promedio;
26     promedio=0;
27 end
28 %A partir de ese array se crea otro indexando la misma muestra promediada
29 %1000 veces obteniendo un array de 60000 muestras con 60 muestras
30 %diferentes
31 z=[];
32 for i=0:59
33     for z=1+1000*i:1000+1000*i
34         rec.signals.S_spo2(z) = y(i+1)%Array de 60000 muestras
35     end
36 end
37
38 nomFich='res_v005_finger'; %Crear nuevo registro resultado
39 save(nomFich,'rec');
```

Figura 43. Script para la función select_stretch

4. parameter_calculations.m

Esta es la función más laboriosa de todas en la que se calculan todos los parámetros utilizados en el estudio.

```
1 load res_v005_finger % Carga del registro resultado
2
3 %Calculamos :
4 % 1)Picos R de la señal ECG
5 % 2)Picos sistólicos y diastólicos señal PPG
6 % 3)Vpp y Vpp promedio de la señal ECG
7 % 4)HR y HR promedio de la señal ECG
8 % 5)HR y HR promedio de la señal PPG
9 % 6)PAT
10 % 7)valor promedio SpO2
11
12 %Calcular picos ECG
13 [maxPeakValueECG,maxPeakLocationECG] = findpeaks(rec.signals.S_ecg,rec.signals.fs
14 , 'minpeakheight',3,'MinPeakDistance',0.8);
15 %Guardar picos ECG
16 rec.parameters.peaksECG.maxPeakLocation = maxPeakLocationECG;%Guardar posicion máximo
17 rec.parameters.peaksECG.maxPeakValue = maxPeakValueECG;%Guardar el valor del máximo
18
19 %Calcular picos PPG
20 rec.signals.S_ppg = rec.signals.S_ppg - mean(rec.signals.S_ppg);
21 [maxPeakValuePPG,maxPeakLocationPPG] = findpeaks(rec.signals.S_ppg,rec.signals.fs
22 , 'minpeakheight',0.5,'MinPeakDistance',0.6);
23 S_ppgReverse = 1.01*max(rec.signals.S_ppg) - rec.signals.S_ppg;
24 [minPeakValuePPG,minPeakLocationPPG] = findpeaks(S_ppgReverse,rec.signals.fs
25 , 'minpeakheight',0.1,'MinPeakDistance',0.6);
26 minPeakValuePPG = rec.signals.S_ppg(round(minPeakLocationPPG*rec.signals.fs));
27 %Guardar picos PPG
28 rec.parameters.peaksPPG.maxPeakLocation = maxPeakLocationPPG;
29 rec.parameters.peaksPPG.maxPeakValue = maxPeakValuePPG;
30 rec.parameters.peaksPPG.minPeakLocation = minPeakLocationPPG;
31 rec.parameters.peaksPPG.minPeakValue = minPeakValuePPG;
32
33 %Calcular VPP
34 rec.parameters.Vpp.value=abs(rec.parameters.peaksPPG.maxPeakValue) +
35 abs(rec.parameters.peaksPPG.minPeakValue);
36 rec.parameters.Vpp.average = mean(rec.parameters.Vpp.value);
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62 %Calcular HR de la señal ECGECG
63 for i=1:length(rec.parameters.peaksECG.maxPeakLocation)-1
64     rec.parameters.Hr.HrECG.value(i) =
65     (60 * (1/(rec.parameters.peaksECG.maxPeakLocation(i+1) -
66     rec.parameters.peaksECG.maxPeakLocation(i))));
67 end
68 rec.parameters.Hr.HrECG.average = mean(rec.parameters.Hr.HrECG.value);
69 %Calcular HR de la señal ECGPPG
70 for i=1:length(rec.parameters.peaksPPG.maxPeakLocation)-1
71     rec.parameters.Hr.HrPPG.value(i) =
72     (60 * (1/(rec.parameters.peaksPPG.maxPeakLocation(i+1) -
73     rec.parameters.peaksPPG.maxPeakLocation(i))));
74 end
75 rec.parameters.Hr.HrPPG.average = mean(rec.parameters.Hr.HrPPG.value);
76
77 %Calcular PAT
78 rec.parameters.Pat.value = rec.parameters.peaksPPG.maxPeakLocation -
79 rec.parameters.peaksECG.maxPeakLocation;
80 rec.parameters.Pat.average = mean(rec.parameters.Pat.value);
81
82 %Calcular valor promedio SpO2
83 rec.parameters.SpO2.average = mean(rec.signals.S_spo2);
84
85 nomFich='res_v005_finger'; %Guardar los parametros en registro resultado
86 save(nomFich,'rec');
```

Figura 44. Script para la función parameter_calculation.m

5. annotate_visualize_peaks_ECG.m

Función para anotar los picos R y visualizarlos simultáneamente con la señal ECG.

```
1 load res_v005_finger;%Cargar registro resultado
2
3 %Visualizar señal completa marcando los picos
4 figure('name','ECG complete');
5 plot((0:length(rec.signals.S_ecg)-1)/rec.signals.fs,rec.signals.S_ecg);
6 hold on
7 plot(rec.parameters.peaksECG.maxPeakLocation,rec.parameters.peaksECG.maxPeakValue*r*');
8 hold off
9 title(['ECG'])
10 xlabel('t(0s-60s)');
11
12 %%Ventanas de 10 segundos
13 figure('name','ECG 10s windows graphics');
14 subplot(321);
15 plot((0:length(rec.signals.S_ecg)-1)/rec.signals.fs,rec.signals.S_ecg);
16 hold on
17 plot(rec.parameters.peaksECG.maxPeakLocation,rec.parameters.peaksECG.maxPeakValue*r*');
18 hold off
19 xlim([0 10]);
20 ylabel('ECG (0s-10s)');
21
22 subplot(322);
23 plot((0:length(rec.signals.S_ecg)-1)/rec.signals.fs,rec.signals.S_ecg);
24 hold on
25 plot(rec.parameters.peaksECG.maxPeakLocation,rec.parameters.peaksECG.maxPeakValue*r*');
26 hold off
27 xlim([10 20]);
28 ylabel('ECG (10s-20s)');
```

Figura 45. Script para la función `annotate_visualize_peaks_ECG.m`

6. annotate_visualize_peaks_PPG.m

Función para anotar los picos sistólicos y diastólicos y visualizarlos simultáneamente con la señal PPG.

```
1 load res_v005_finger;%Cargar registro resultado
2
3 %Visualizar los señal completa marcando los picos
4 figure('name','PPG complete');
5 plot((0:length(rec.signals.S_ppg)-1)/rec.signals.fs,rec.signals.S_ppg);
6 hold on
7 plot(rec.parameters.peaksPPG.maxPeakLocation,rec.parameters.peaksPPG.maxPeakValue,'*');
8 hold on
9 plot(rec.parameters.peaksPPG.minPeakLocation,rec.parameters.peaksPPG.minPeakValue,'*');
10 hold off
11 title(['PPG']);
12 xlabel('t(0s-60s)');
13
14 %%Ventanas de 10 segundos
15 figure('name','PPG 10s windows graphics');
16 subplot(321);
17 plot((0:length(rec.signals.S_ppg)-1)/rec.signals.fs,rec.signals.S_ppg);
18 hold on
19 plot(rec.parameters.peaksPPG.maxPeakLocation,rec.parameters.peaksPPG.maxPeakValue,'*');
20 hold on
21 plot(rec.parameters.peaksPPG.minPeakLocation,rec.parameters.peaksPPG.minPeakValue,'*');
22 hold off
23 xlim([0 10]);
24 ylabel('PPG (0s-10s)');
25
26 subplot(322);
27 plot((0:length(rec.signals.S_ppg)-1)/rec.signals.fs,rec.signals.S_ppg);
28 hold on
29 plot(rec.parameters.peaksPPG.maxPeakLocation,rec.parameters.peaksPPG.maxPeakValue,'*');
30 hold on
31 plot(rec.parameters.peaksPPG.minPeakLocation,rec.parameters.peaksPPG.minPeakValue,'*');
32 hold off
33 xlim([10 20]);
34 ylabel('PPG (10s-20s)');
```

Figura 46. Script para la función `annotate_visualize_peaks_PPG.m`

7. annotate_visualize_PAT.m

Función para visualizar el PAT junto con las señales ECG y PPG.

```
1 load res_v005_finger %Carga el registro resultado
2
3 figure('name','PAT');
4 %visualizar señal ECG
5 subplot(311);
6 plot((0:length(rec.signals.S_ecg)-1)/rec.signals.fs,rec.signals.S_ecg);
7 hold on
8 plot(rec.parameters.peaksECG.maxPeakLocation,rec.parameters.peaksECG.maxPeakValue,'x*');
9 xlim([0 30]);
10 title(['ECG']);
11 xlabel('V');
12
13 %Visualizar señal PPG
14 subplot(312);
15 plot((0:length(rec.signals.S_ppg)-1)/rec.signals.fs,rec.signals.S_ppg);
16 hold on
17 plot(rec.parameters.peaksPPG.maxPeakLocation,rec.parameters.peaksPPG.maxPeakValue,'x*');
18 xlim([0 30]);
19 title(['PPG']);
20 xlabel('V');
21
22 %Visualizar PAT
23 subplot(313);
24 plot((0:length(rec.parameters.Pat.value)-1),rec.parameters.Pat.value)
25 hold on
26 plot((0:length(rec.parameters.Pat.value)-1),rec.parameters.Pat.value,'x*');
27 xlim([0 30]);
28 title(['PAT']);
```

Figura 47. Script para la función `annotate_visualize_PAT.m`

8. annotate_visualize_SpO2_average.m

Función mediante la cual se visualiza el valor medio de la señal SpO2.

```
1 load res_v005_finger;%Cargar registro resultado
2
3 figure('name','SpO2 averaged');
4 plot((0:length(rec.signals.S_spo2)-1)/rec.signals.fs,rec.signals.S_spo2);
5 title(['SpO2']);
6 xlabel('%');
```

Figura 48. Script para la función `annotate_visualize_SpO2_average.m`

ANEXO IV. Consentimiento informado

Objetivo del estudio

El objetivo de este estudio es caracterizar las señales de pletismografía de pulso y el valor de SpO₂, que representa la cantidad de oxígeno en la sangre, en pacientes sanos en condiciones de laboratorio.

Para el estudio, se obtendrán registros realizados sobre personas voluntarias, en el laboratorio de investigación del GSC, que contendrán las siguientes señales:

- Señal de pletismografía de pulso (PPG).
- Señal de SpO₂.
- Señal ECG derivación II en torso.
- Señal del estado del medidor de oximetría.

Procedimiento

Los registros se harán todos en la misma sesión cuya duración será aproximadamente de 25 minutos.

En esta sesión se registrarán las señales mediante el uso de sensores colocados en diferentes partes del cuerpo. En un primer registro se colocará el sensor en el dedo índice de la mano derecha y en el segundo registro en el lóbulo de la oreja derecha. La señal ECG se medirá mediante dos electrodos adhesivos colocados en el torso, uno en la zona abdominal inferior izquierda y el segundo en la zona pectoral superior derecha.

Cada registro tendrá una duración de 5 minutos y 30 segundos.

Toda la información adquirida durante la sesión será anónima y confidencial.

Es necesario para la correcta adquisición de las señales no realizar movimientos bruscos, por este motivo, los registros se harán tumbados en el suelo de la sala de reuniones del laboratorio GSC utilizando una esterilla y una almohadilla para una mayor comodidad. Los brazos se extenderán a lo largo del cuerpo.

Será necesario acudir a la sesión sin maquillaje y sin las uñas pintadas, además de limpiarse las manos antes del comienzo de ésta.

Durante la sesión un miembro de nuestro equipo facilitará a los voluntarios diverso material de higiene, como por ejemplo, papel higiénico húmedo, alcohol, algodón y clínex.

Toda aquella persona que desee colocarse los electrodos de forma privada podrá acudir a un espacio habilitado a tal efecto.

Riesgos potenciales

No existen riesgos potenciales.

Beneficios y consideraciones económicas

No recibirás compensación económica por tu participación en el estudio, sin embargo, tendrás la oportunidad de conocer la forma y las características de las señales registradas.

Uso de los resultados

Los resultados de este estudio pueden ser publicados en conferencias o revistas científicas.

En ningún caso serás identificado como participante. Tras la finalización del estudio, puedes solicitar información acerca de los resultados si así lo deseas.

Participación voluntaria

La participación en este estudio es totalmente voluntaria; puedes elegir libremente si participar o no. Si en cualquier momento deseas interrumpir tu participación, puedes retirarte del estudio sin consecuencias negativas.

Yo, declaro que he entendido los objetivos y la finalidad de este estudio. Todas mis preguntas y dudas sobre el estudio han sido respondidas. Decido de forma voluntaria participar en este proyecto de investigación. Soy consciente de que me puedo retirar en cualquier momento sin consecuencias, y certifico que soy mayor de edad.

En Bilbao, a..... de de 2018

Fdo.