



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Estimación de la saturación de oxígeno con
dispositivo wearable

Estimation of oxygen saturation with wearable
device

Autor

Pablo Domínguez Nogueras

Directores

Eduardo Gil Herrando

Rodrigo Lozano Puñet

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
2024

AGRADECIMIENTOS

A mis profesores del grado por lo que he podido aprender con ellos.

A Eduardo, Rodrigo y Pablo por su paciencia infinita y toda la ayuda que me han dado.

A Natasha por ayudarme con la revisión del resumen en inglés.

A mis amigos de la carrera por los trabajos y los ratos que pasamos juntos.

Y en especial a mis padres por darme todo su apoyo, cariño y convencerme para seguir.

Estimación de la saturación de oxígeno con dispositivo wearable

RESUMEN

Este trabajo se enmarca dentro de un proyecto de investigación cuyo objetivo es mejorar el método diagnóstico de la apnea del sueño, llevado a cabo en conjunto por el Hospital Miguel Servet de Zaragoza, y el grupo de investigación de la universidad de Zaragoza BSICoS. El objetivo de este proyecto es el desarrollo de una pulsera económica y fácil de usar, que permita realizar el diagnóstico y el seguimiento de la enfermedad en pacientes sin necesidad de llevarlos a un laboratorio y monitorizarlos toda la noche, reduciendo costes y tiempos de espera, a la vez que se incrementa la capacidad de diagnóstico y seguimiento de los pacientes. El desarrollo de este Trabajo de Final de Grado se centra en el diseño e implementación de un algoritmo que a partir de los datos recogidos por la pulsera, sea capaz de estimar las desaturaciones de oxígeno durante el sueño. Una vez obtenidos los datos del paciente se aplica este programa a las señales registradas por el dispositivo, y se comparan con un equipo médico utilizado como referencia para conocer la precisión de nuestro cálculo de la saturación. Además del diseño del código se han llevado a cabo las pruebas correspondientes para realizar una evaluación de la precisión del cálculo realizado y la fiabilidad del mismo.

Estimation of oxygen saturation with wearable device

SUMMARY

This work is part of a project aimed at supporting research on sleep apnea. Mainly focused on its diagnosis, it is conducted by the Miguel Servet Hospital and research group BSICOS from the Universidad de Zaragoza . The main goal of this project is to develop a wearable, affordable, and easy-to-use device that enables the diagnosis and monitoring of disease in patients without hospitalising or requiring to be tested in a laboratory overnight. This would cut cost and waiting times, - increasing attention span by allowing simultaneous monitoring of multiple patients. This Undergraduate Thesis focuses on the design and implementation of an algorithm that estimates oxygen desaturation during sleep and uses data collected by the wearable device. Once patient data is obtained, the program processes the signals recorded by the device. It then compares them to medical-grade equipment used as a reference to evaluate the precision of the calculus. In addition to the code design, tests have been carried out to assess the precision and reliability of the estimation.

Índice

1. Introducción	1
1.1. Objetivos	1
1.2. Motivación	2
1.3. Planificación	2
1.4. Formación previa	3
1.5. Herramientas	3
1.6. Procedencia de los datos	4
2. Contexto	5
2.1. Saturación de oxígeno	5
2.2. Funcionamiento Maxim y fórmula	6
3. Programa de cálculo	8
3.1. Flujo del programa	8
4. Resultados obtenidos	16
4.1. Resultados cualitativos	16
4.2. Resultados cuantitativos	20
5. Conclusión y trabajo a futuro	22
5.1. Conclusión	22
5.2. Trabajo a futuro	23
6. Bibliografía	24
Lista de Figuras	25
Anexos	27
A. ANEXO 1	28
A.1. Manual de Maxim	28
A.2. Figuras de las noches completas de todos los pacientes	29

A.3. Enlace al Github del proyecto	32
--	----

Capítulo 1

Introducción

1.1. Objetivos

La meta del trabajo es el diseño de un método fiable y consistente para estimar el nivel de saturación de oxígeno de una persona mediante un dispositivo wearable para la muñeca. En un inicio, los objetivos que se marcaron en la propuesta fueron, aprender sobre dispositivos de medición médicos, su manejo para la obtención de señales y aprender a leer los datos obtenidos de los mismos, así como ser capaz de interpretarlos; elaborar un programa que a partir de la señal pleismográfica sea capaz de obtener el cálculo de la SpO₂ y desarrollar un método para analizar y validar los resultados obtenidos en el objetivo anterior. El cumplimiento de estos objetivos supondría lograr una manera más barata de monitorizar pacientes en estudios médicos, y en concreto la propuesta de este trabajo fue para servir de ayuda en la investigación del Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño (SAOS), usando el cálculo desarrollado para detectar los instantes en los que el paciente sufre apneas a lo largo de la noche, para que los médicos dispongan de esa información de manera rápida y sea lo más fiable posible. A largo plazo se espera que se utilice la pulsera para realizar el seguimiento y la monitorización de los pacientes sin necesidad de utilizar una sala de monitorización del hospital y reduciendo el costo del seguimiento, sustituyendo las máquinas caras por nuestra pulsera.

1.2. Motivación

El SAOS viene caracterizado principalmente por episodios repetidos de obstrucción total o parcial de las vías respiratorias durante el sueño. Este taponamiento, generalmente, provoca hipoxia (disminución de la saturación de oxígeno en sangre) y dificultad al respirar, con su consecuente sobreesfuerzo [1].

La monitorización y el diagnóstico de personas con el SAOS es una tarea importante, ya que es una enfermedad que afecta en torno a un 4-6 % de los varones y 2 % de las mujeres [2], y que tiene efectos negativos a nivel cardiovascular, neurocognitivo y metabólico. Por ello detectarla y tratarla es una tarea relevante desde el punto de vista de la salud.

Para realizar el diagnóstico de esta enfermedad se utilizan estudios del sueño utilizando un equipamiento especializado que monitoriza la noche entera de un paciente en un laboratorio con médicos especializados. Por tanto es una tarea costosa y lenta, a la cual se busca dar una solución más barata y sencilla con la aplicación de este trabajo a la pulsera que está siendo desarrollada actualmente en el BSICoS.

1.3. Planificación



Figura 1.1: Diagrama de Gant con los tiempos seguidos

Este proyecto ha sido realizado a lo largo de seis meses y medio, siendo intercalado con el último curso de la carrera. El mayor tiempo se ha dedicado al desarrollo del código, ya que ha sido la parte más importante y que más problemas ha dado. Todas las horas que se dedicaron al proyecto durante el primer mes fueron empleadas íntegramente al aprendizaje sobre las tecnologías utilizadas y sobre fisiología. La fase de pruebas ha sido intercalada con la de código, por que a la misma vez que eran realizadas se iban descubriendo problemas de la programación que había que solucionar. Finalmente se dedicó el último mes a la realización de este proyecto.

1.4. Formación previa

Para la realización de este trabajo se ha requerido el aprendizaje de la herramienta de programación Matlab. Además se ha estudiado temas relacionados con la anatomía y la fisiología para poder interpretar correctamente los resultados obtenidos. Otro objeto de estudio ha sido el funcionamiento de la pulsera utilizada para obtener los datos, ya que para realizar el tratamiento de las señales es recomendable conocer el método de obtención de las mismas, además de ser útil a la hora de depurar el programa. Como se ha visto a lo largo del proyecto, ha habido veces donde, con el mismo código en dos ordenadores diferentes se ha obtenido resultados distintos, debido a un problema en el código de inicio del reloj. Por último también se buscó información sobre teoría de señales, pues el grueso del trabajo ha consistido en aprender a manejarlas para obtener los resultados buscados.

1.5. Herramientas

La herramienta principal que se ha usado para el trabajo ha sido Matlab, concretamente la versión B2023b, donde se ha escrito todo el código. Esta herramienta de programación está especializada en cálculo numérico y, además, permite la graficación de conjuntos de datos. Se ha decidido trabajar con este programa por la recomendación de los tutores, pues ya habían usado la aplicación en trabajos previos similares, por su versatilidad, por ser la herramienta principal cuando se trata de realizar transformaciones de datos y filtro y por que es el programa en el que están realizadas todas las funciones básicas necesarias para nuestro proyecto, y que han sido desarrolladas por el grupo [3]. Además de Matlab, también se ha utilizado Github para llevar un registro de las diferentes versiones del código, como copia de seguridad y para añadir portabilidad A.3.

1.6. Procedencia de los datos

Los datos utilizados en el trabajo proceden de una investigación conjunta entre el Hospital Miguel Servet y el grupo de investigación del BSICOS. Para desarrollar un dispositivo pequeño y portátil capaz de detectar las apneas que se producen a lo largo de la noche. Se busca obtener un conjunto de 60 personas, separadas en 3 grupos de 20: uno de control con personas sanas, otro con apnea leve y un último con apnea severa. Para la adquisición de los mismos se ha realizado la monitorización del sueño de una noche completa con ambos dispositivos, uno de control clasificado como médico (Apnealink Air de la marca Resmed, ver Figura 1.2), y una pulsera basada en el hardware de Maxim integrated, ver Figura 1.3.



Figura 1.2: Persona durmiendo mientras utiliza el Apnealink



Figura 1.3: La pulsera con el Maxim

Capítulo 2

Contexto

2.1. Saturación de oxígeno

La saturación de oxígeno es el cociente de la cantidad de hemoglobina oxigenada que hay en nuestro torrente entre la cantidad de hemoglobina total [4]. Es un valor muy importante puesto que una saturación baja de oxígeno puede ser indicio de muchos problemas de salud. Los valores normales en una persona sana deberán de oscilar entre el 95 %-100 %. En el caso que nos atiende buscamos conocer el nivel de oxígeno en la hemoglobina durante toda la noche para poder realizar un seguimiento de pacientes con saturación de oxígeno baja y apneas de sueño, con el objetivo de detectar los instantes donde estas ocurren. Para ello buscaremos que se produzcan reducciones en el valor en torno a un 2 %. Un ejemplo real de SAOS sería una persona que teniendo una saturación de en torno al 97 % y que en un intervalo corto de tiempo esta baja a 93 %.

Para la obtención de las medidas se utiliza la fotopletismografía, que es un método óptico no invasivo que se aprovecha de los diferentes grados refracción de la luz sobre los tejidos, utilizando un sensor, como el de la Figura 2.2, que emite luz roja, verde e infrarroja colocado en una zona del cuerpo con capilares sanguíneos, como la punta del dedo o el lóbulo de la oreja. Esto funciona por que cuando el corazón bombea sangre, el volumen de los vasos se expande y contrae, haciendo que la luz que se absorbe y que se refleja varíe en función de este movimiento, y por tanto que cuando vuelva al fotodiodo se hayan producido variaciones en la onda, y permita producir la imagen. El funcionamiento del reflejo de la luz en los tejidos se puede apreciar en la Figura 2.1.

2.2. Funcionamiento Maxim y fórmula

En el grupo de investigación BSICoS se ha desarrollado una pulsera para obtener la señal fotopletismográfica de la persona que la lleva puesta, y con la finalización de este proyecto se dispondrá de un método para obtener el nivel de saturación de oxígeno a partir de la misma. El objetivo de este aparato es el de monitorizar la noche de un paciente para poder detectar apneas durante el sueño y analizarlas a posteriori. Es un proyecto de investigación y ahora mismo está en fase de pruebas. En ellas se está comprobando la eficacia de la pulsera realizando una medición de una noche en pacientes con casos de apnea u otros pacientes con sueño normal (que funcionan como grupo de control). A lo largo de la noche se utiliza la pulsera en conjunto con un dispositivo médico, mucho más grande y caro. La banda que utilizamos en este trabajo cuenta con un sensor de tres luces, una roja, una verde y una infrarroja, este sensor se puede apreciar en la Figura 2.2. La aportación de este proyecto al dispositivo se basa en aplicar una transformación a las medidas y una fórmula matemática a la misma para poder obtener el nivel de saturación de oxígeno más exacto posible, con el objetivo de poder utilizar este dispositivo mucho más pequeño, sencillo y barato que el utilizado en el hospital, pero con una calidad similar y lograr poder realizar estas medidas de manera más simple y cómoda para los pacientes que sufren de apnea de sueño. Una vez obtenida la señal fotopletismográfica, se hará uso de la ecuación 2.1 para obtener el factor aR , que, a falta de transformaciones leves, será nuestro índice de saturación [5].

$$aR = \frac{AC_{red}/DC_{red}}{AC_{ired}/DC_{ired}} \quad (2.1)$$

En la fórmula 2.2 los valores AC (componente alterna) corresponden a las variaciones del volumen de sangre en el pulso, mientras que la DC (componente continua) se obtiene mediante la luz que se refleja de manera constante en las diferentes capas de tejidos que tiene nuestro cuerpo: piel, músculo, hueso, [5]. Como directamente nosotros no obtenemos esos datos, podemos estimarlos utilizando la siguiente fórmula equivalente:

$$aR = \frac{DiffMed(red)/Mean(red)}{RMS(ired)/DiffMed(ired)} \quad (2.2)$$

Donde $DiffMed$ es el valor medio de la diferencia entre máximo y mínimo de dos latidos. Se realizaron varias pruebas para elegir el número de latidos, entre uno y cinco, y se llegó a la conclusión de que con dos era el valor con mejores resultados; y $Mean$ es el valor medio de la señal durante un latido.

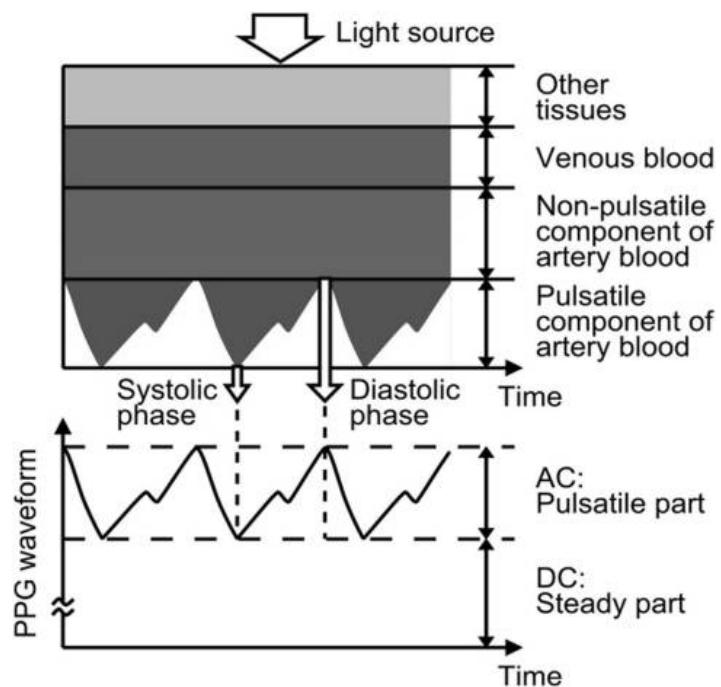


Figura 2.1: Imagen explicativa del funcionamiento de la PPG [5]

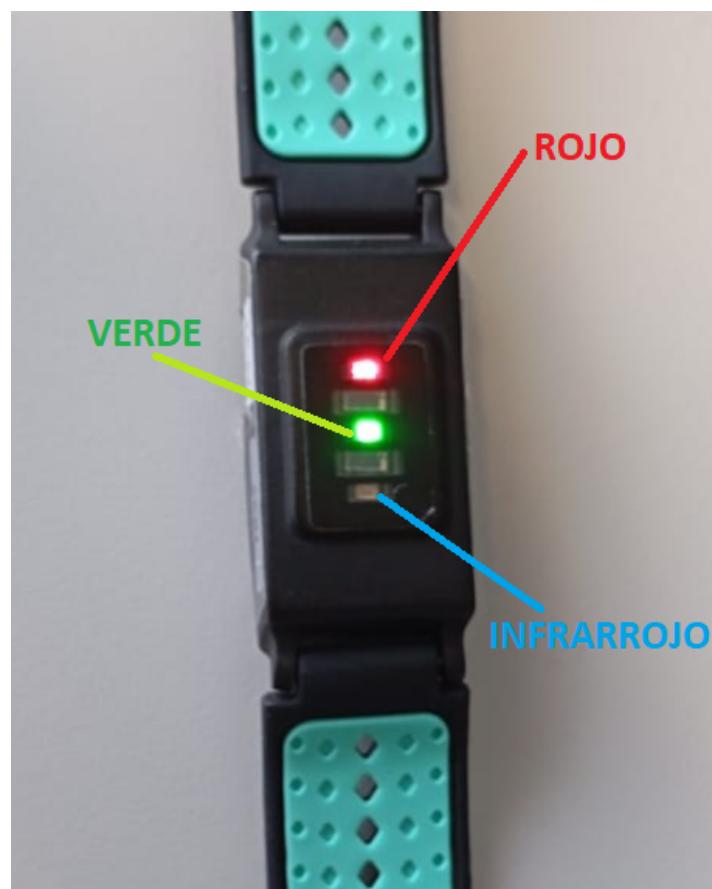


Figura 2.2: Los leds de la pulsera

Capítulo 3

Programa de cálculo

3.1. Flujo del programa

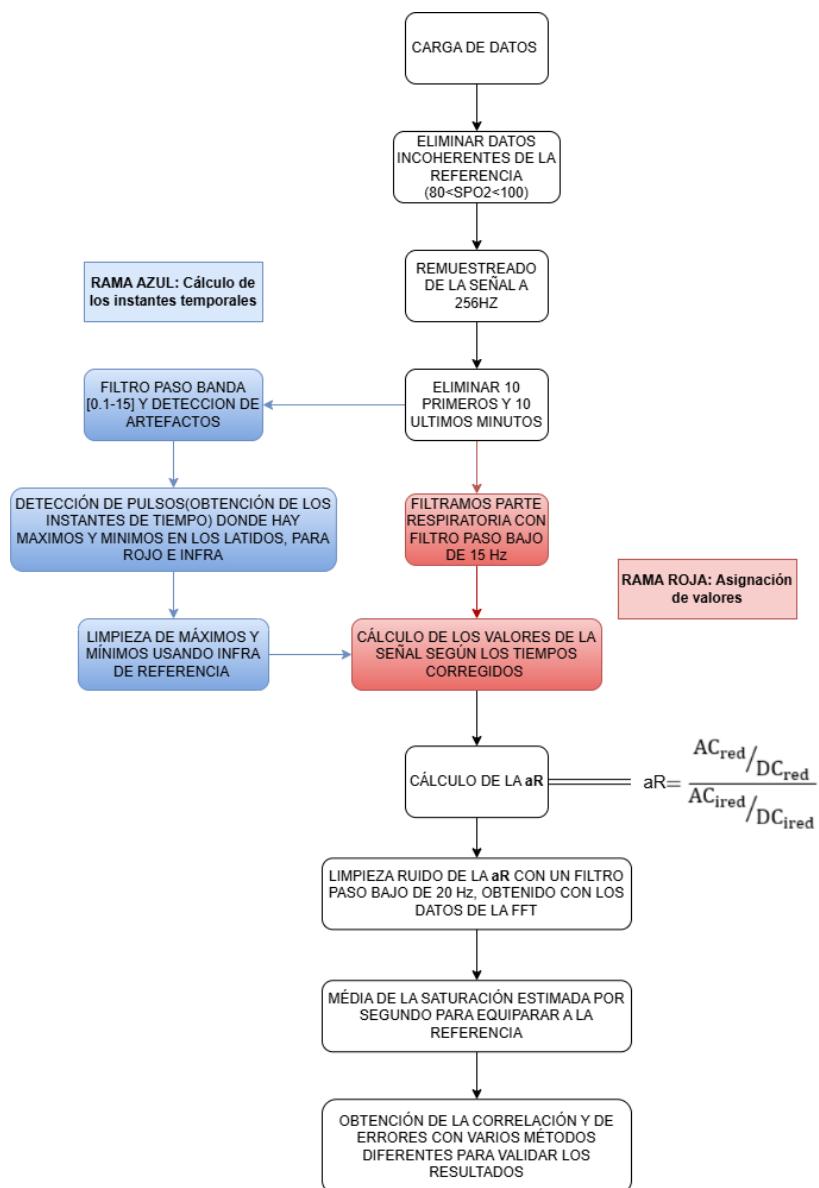


Figura 3.1: Representación del tratamiento de la señal

Como se muestra en la Figura 3.1, el flujo de nuestro programa consta de varias transformaciones sobre la señal original. El primer paso es cargar los datos obtenidos por el Maxim y por el Apnealink Air dentro de nuestro espacio de variables de Matlab, para poder trabajar con ellas. A continuación procedemos a eliminar datos que consideramos fallos de medición por no ser coherentes con medidas reales de un dispositivo de monitorización, como son aquellos niveles de saturación superiores al 100 %.

A continuación se realiza un remuestreo de la señal, ya que cuando el dispositivo al hacer la medición, no la realiza a 256 Hz exactamente, si no, que por fluctuaciones en el reloj del sistema, producidas cada vez que se inicia un ensayo (pulsar el botón de inicio para comenzar la medición) o en ocasionales fallos hardware (procedente de no poder asegurar comunicación a tiempo entre la parte del sensor y la de almacenamiento, lo cual provoca el reinicio) se genera una variación de hasta un 1 % (aunque según el datasheet puede ser de hasta un 2 %), que produce que se realicen en torno a los 254.5 Hz - 257.5 Hz. Esto se realiza para dejar todos los tramos normalizados y poder sincronizar las señales. De esta manera se facilita el tratamiento de los mismos. Además en este fragmento de código también se procede a la eliminación de tramos inferiores a 2 minutos, puesto que se asocian a comprobaciones de funcionamiento de la pulsera por parte de los médicos o los pacientes.

En el siguiente paso se eliminan los primeros y los últimos 10 minutos del ensayo, ya que durante este tiempo se asume que el paciente está encendiendo el dispositivo para irse a la cama, o se está despertando, y los datos obtenidos son descartables.

Ahora el flujo del programa se separa en dos partes: azul y roja. En la azul, se realiza la detección de los instantes temporales precisos donde se produce el inicio de un latido, su valor máximo y su mínimo. Para ello se realiza limpieza de la señal con un filtro [6] que elimina el ruido más notorio, pero deja la forma de la respiración. De esta manera la señal queda más limpia y fácil de procesar. En la parte roja, se utilizan los instantes de tiempo obtenidos en la azul para asignar los valores reales de la señal original (modificada con un filtro similar al de la parte anterior). Se ha realizado esta separación por que en versiones previas del código, si se cogían como valores los procedentes de la señal limpiada los valores AC y DC dejan de tener sentido y por tanto no podemos aplicar nuestra ecuación 2.1.

Para el primer apartado se aplica un filtro de paso de banda, de entre [0.1-15] para eliminar ruidos y la línea de base. Y después se hace uso de un algoritmo [3] para detectar y eliminar artefactos dentro de la señal (estos son valores demasiado atípicos que dan lugar a picos inesperados e incoherentes, y generalmente son debidos a movimientos de la persona o de la pulsera). Sobre nuestra nueva señal filtrada se aplica un detector de latidos de la PPG basado en una derivada paso bajo[6], tanto roja como infrarroja, y más importante aun, obtener el instante temporal donde se produce el máximo y el mínimo del latido, con los cuales se aplicará el posterior cálculo de la saturación. Como último cambio de esta rama azul, se utilizara la señal infrarroja para generar un consenso entre las dos señales, sobre que valores se van a tener en cuenta. Para ello se comparan sus instantes temporales. Aquellos datos que no tengan pareja o cuya diferencia de tiempos sea mayor a ± 0.1 segundos, respecto a la infrarroja, son anulados y se establece su valor a nan.

Por otra parte, en la otra rama, la roja, aplicamos un filtro paso bajo de frecuencia de corte 15 Hz (usando la misma referencia que en la rama azul) para eliminar el ruido de alta frecuencia manteniendo la respiración. Con los instantes de tiempo de los máximos y mínimos de los latidos, procedemos a buscar sus valores correspondientes en la señal que mantiene la respiración. Con estos ya obtenidos podemos realizar el cálculo de la variable aR, utilizando la segunda ecuación 2.2. Para ello utilizaremos dos cálculos, la media entre los valores de la señal durante dos latidos contiguos por un lado, y la diferencia entre el máximo y mínimo valor de los mismos latidos por otro, tanto para la señal infrarroja, como para la roja. Una vez realizada esta operación, calculamos otro conjunto de datos usando la diferencia de máximos y mínimos, entre la media, en ambas señales. Finalmente, dividimos los valores del subvector rojo, entre los de infrarrojo para obtener aR, ecuación 2.1.

Una vez conocido el valor de aR en cada instante de la noche, aplicamos otro filtro más para eliminar ruido. Se ha analizado el espectro de la señal mediante la transformada de Fourier para la elección de la frecuencia de corte. En nuestro caso calculamos que debíamos aplicar un filtro paso bajo de 20 Hz. Luego, realizamos un gráfico con nuestro cálculo aproximado de la aR y la saturación dada por el dispositivo del hospital para poder ver si el calculo realizado se parece a los datos usados como referencia. De esta manera generamos lo que se ve en la Figura 3.2.

Para evaluar las medidas obtenidas por nuestro dispositivo se comparan con el equipo clínico de referencia midiendo el error relativo y el absoluto. En primer lugar es necesario sincronizar ambas señales. En nuestro caso se ha realizado mediante un estudio de correlación.

Para ello, primero, transformamos nuestra señal cambiando sus valores actuales por su media en cada segundo de tal forma que se pueda comparar matemáticamente con la señal de referencia que presenta esta resolución temporal. Y después ya podemos obtener los posibles puntos de sincronización, usando la función *xcorr* y mostrándolos para saber cual elegir con *stem* (ambas son funciones de Matlab). Estos puntos nos indican el desplazamiento que tenemos que realizar sobre el eje X para que las gráficas estén lo más sincronizadas posible. La elección de estos puntos no se pudo automatizar y se realizó a mano debido a que se veían multitud de picos en la correlación, y no siempre el valor más alto se correspondía con el del desfase. Por ello se probaron varios picos del resultado hasta dar con el que más se acercaba a la sincronización. De esta manera se genera la siguiente Figura 3.3.

Con las señales ya sincronizadas se procede a obtener mediante la función *corrcoef* de Matlab el coeficiente de correlación (indica la relación lineal entre ambas señales), en la Figura 4.8 la variable R, y el p-valor (señala la confianza de que las señales no estén relacionadas entre si, a menor valor mejor indicativo) [7], en la Figura 4.8 la variable P.

Después de la sincronización, se realiza una limpieza de los outliers de la señal aplicando un filtro de medianas con un tamaño de ventana de 10 valores a la señal calculada. Se hace utilizando la función *medfilt1*, también de Matlab, que devuelve la señal filtrada donde cada punto es reemplazado por la mediana de las 10 muestras cercanas. El resultado sería la Figura 3.4.

Finalmente se procede a la obtención de las métricas que se presentan en la tabla 4.8. Para ello se han utilizado dos métodos, el propuesto por el fabricante (de ahora en adelante conocido como Método Maxim) y uno diseñado por nosotros (Método Propio de aquí en adelante).

El Método Maxim consiste en aplicar una transformación a la señal obtenida después de aplicar el filtro de medianas. Para realizarla se hará uso de la ecuación 3.1, donde la variable aR es la señal que hemos calculado y a , b y c son valores estimados aplicando regresión cuadrática a un conjunto de datos hechos en un estudio del fabricante A.1. Para el caso del sensor de nuestro dispositivo $a=-16.666666$, $b=8.333333$, $c=100$.

$$SPO_2 = a(aR)^2 + b(aR) + c \quad (3.1)$$

Después de aplicar la transformación anterior, se normaliza el resultado para ajustarlo a los valores de la señal de referencia, y se obtienen el valor del coeficiente de relación (R), el p-valor (P), y los errores relativo y absoluto (E_r y E_a , respectivamente en la Figura 4.8). Añadir que, este método tiene un fallo, ya que si en algún momento la señal tiene valores negativos se pierde información, puesto que se eleva al cuadrado su valor, y por tanto repercute en los resultados. Se puede apreciar el efecto de esta transformación en la Figura 3.5

El método propio aplica una normalización a los valores obtenidos por el filtro de medianas, y después aplica un filtro Butterworth de paso bajo a una frecuencia de 0.05, con orden 1 para reducir las altas frecuencias dado que las variaciones de la señal SpO_2 son lentas. En la Figura 3.6 se puede apreciar la señal después de la normalización, y en la Figura 3.7 añadiendo el filtro.

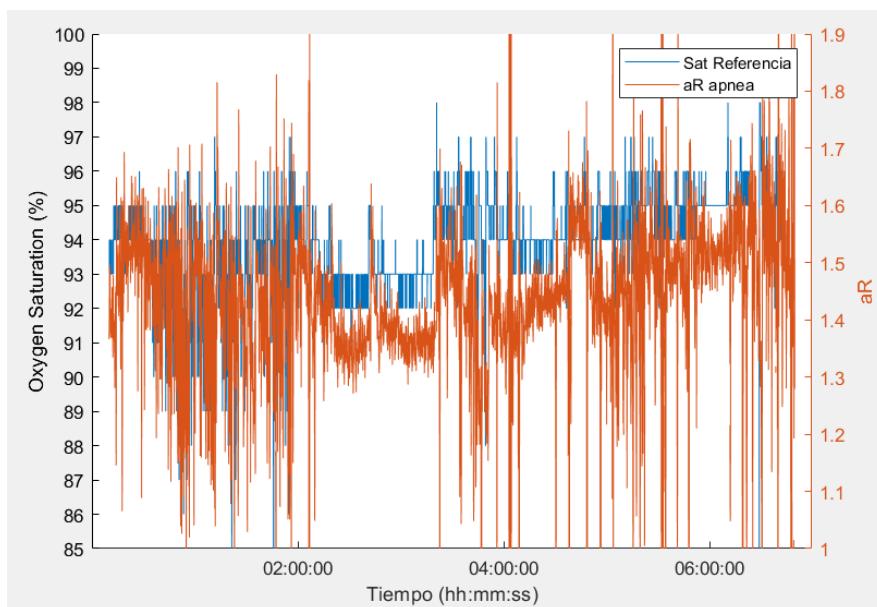


Figura 3.2: Resultado final tras los cálculos, se ve la forma aunque las señales no están sincronizadas y la calculada tiene demasiado ruido

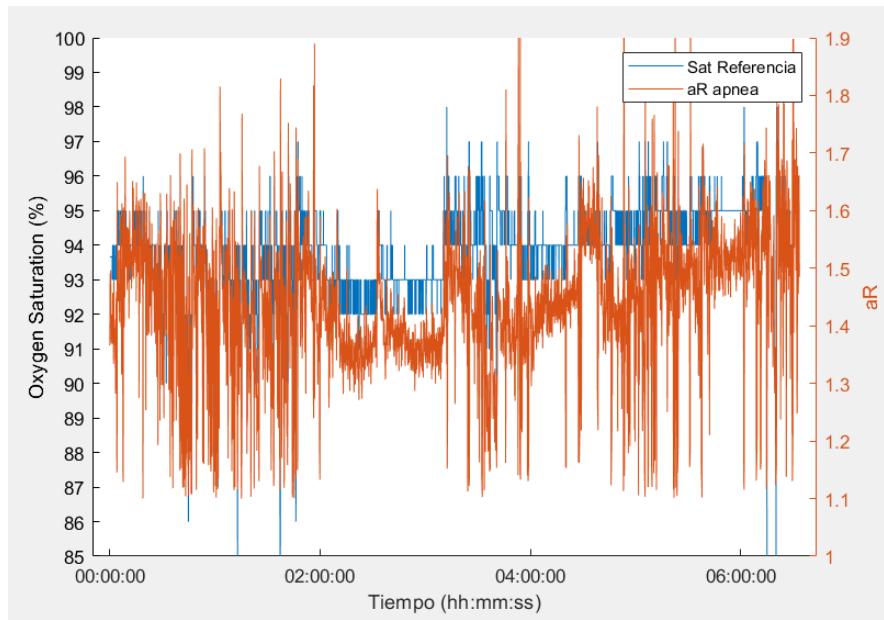


Figura 3.3: Resultado tras la sincronización de las señales, realizada mediante la función xcorr de Matlab

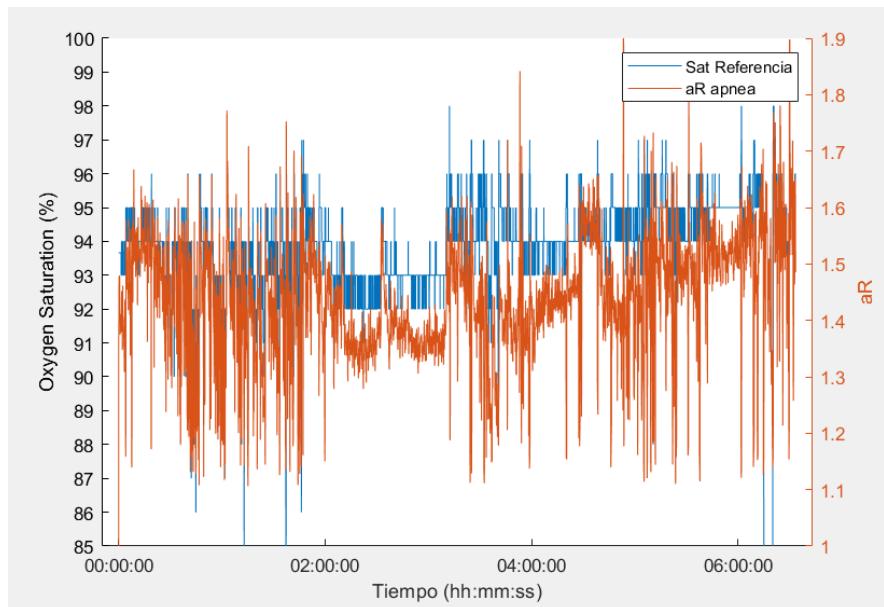


Figura 3.4: Aplicación del filtro de medianas posterior a la sincronización, para facilitar la visualización y limpiar la señal

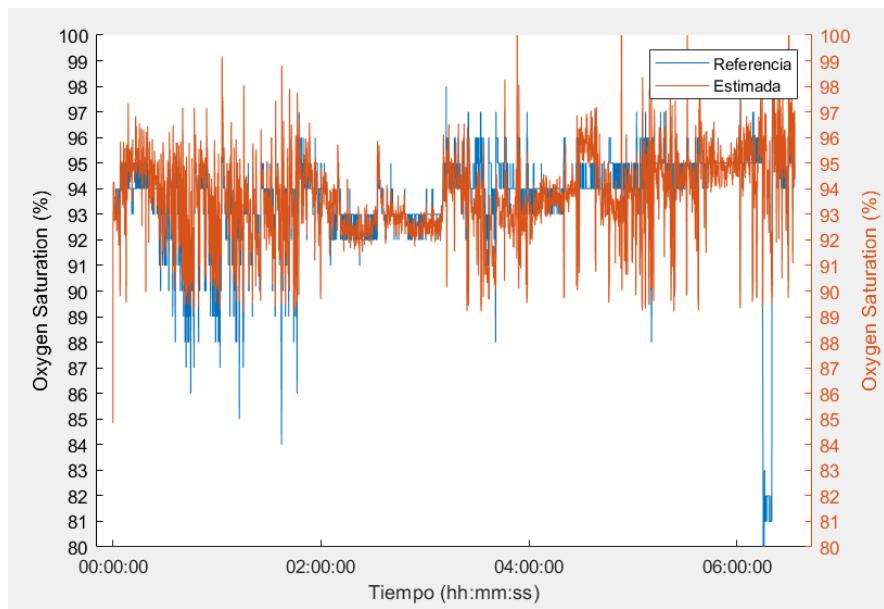


Figura 3.5: Utilizando como base los datos con el filtro de medianas se utiliza la fórmula proporcionada por el fabricante para estimar la saturación (Ver anexo A.1)

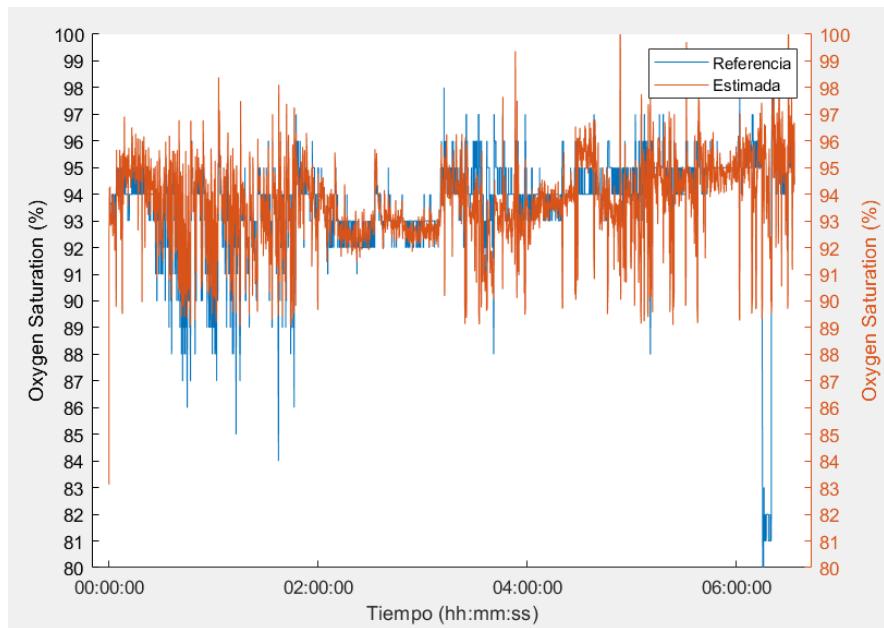


Figura 3.6: Aplicación de la normalización a los datos tras pasar el filtro de mediana

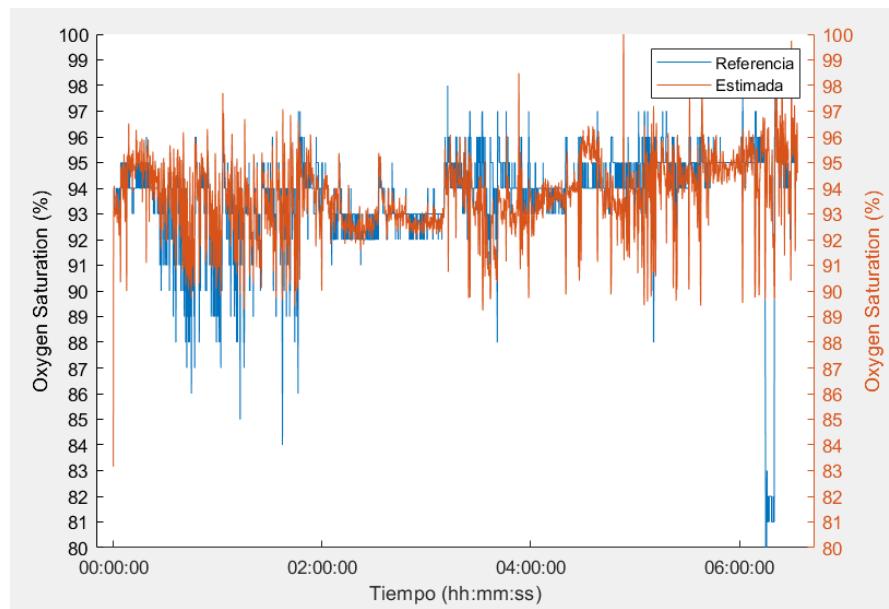


Figura 3.7: Aplicado el filtro Butterworth a la normalización

Capítulo 4

Resultados obtenidos

4.1. Resultados cualitativos

A continuación se muestran las figuras obtenidas de aplicar el Método Propio a modo de resultados cualitativos. Se presentan segmentos representativos de todos los pacientes utilizados en el trabajo. Se pueden observar varias cosas: para las Figuras 4.1 y 4.2 (pacientes 1 y 3) se aprecia muy bien los buenos resultados obtenidos puesto que nuestra estimación coincide en gran medida con la referencia. Con las Figuras 4.4 y 4.5 (pacientes 7 y 9) se puede observar muy bien que sigue la forma de la referencia, pero no se aprecia coincidencia de los picos. Viendo la Figura 4.3 (paciente 6) aparece un falso positivo en forma de apnea que pone en duda la calidad de la estimación en este sujeto, puesto que en el tramo mostrado no se aprecia ninguna apnea. Finalmente las Figuras 4.6 y 4.7 (pacientes 10 y 11) podemos decir que se percibe una ligera relación, pero no detecta las desaturaciones correctamente.

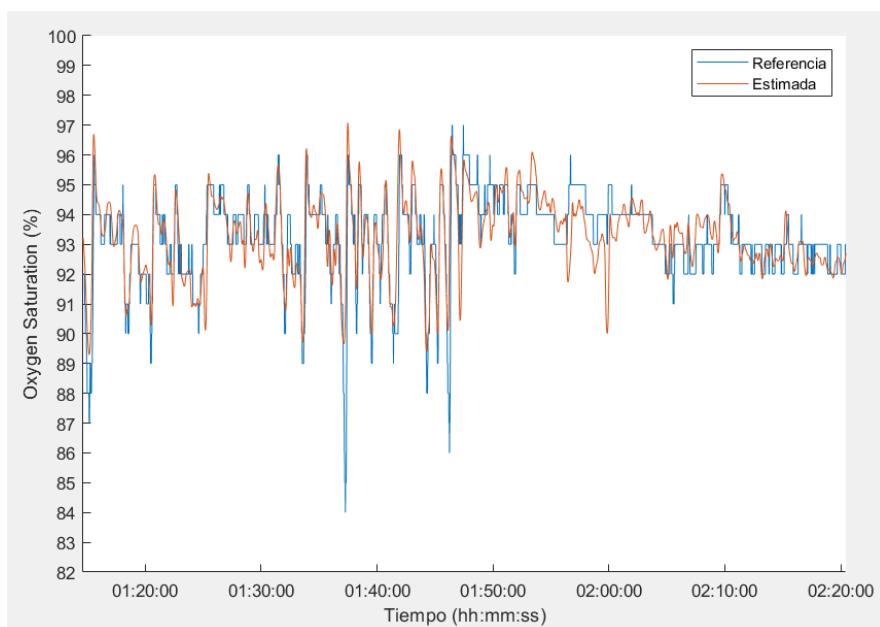


Figura 4.1: Paciente 1

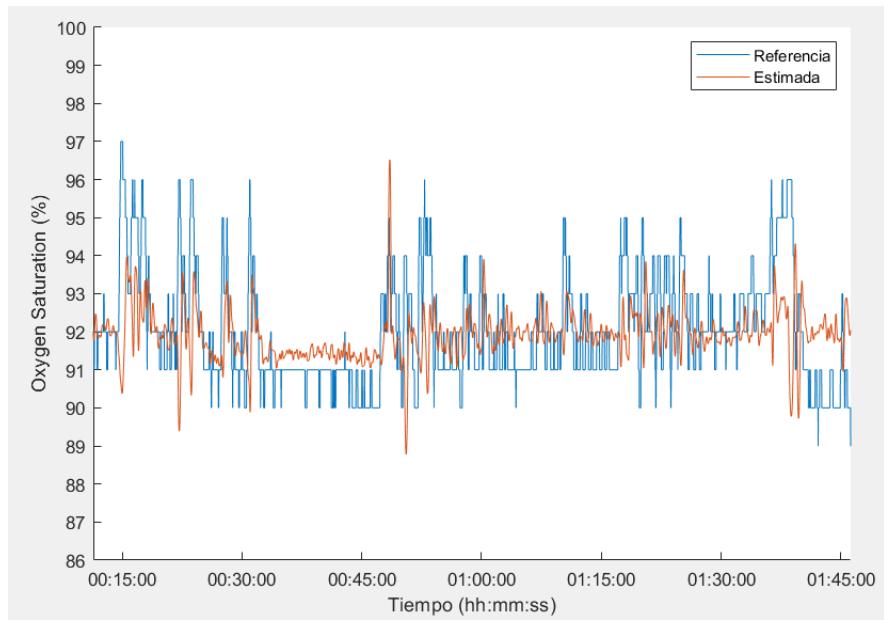


Figura 4.2: Paciente 3

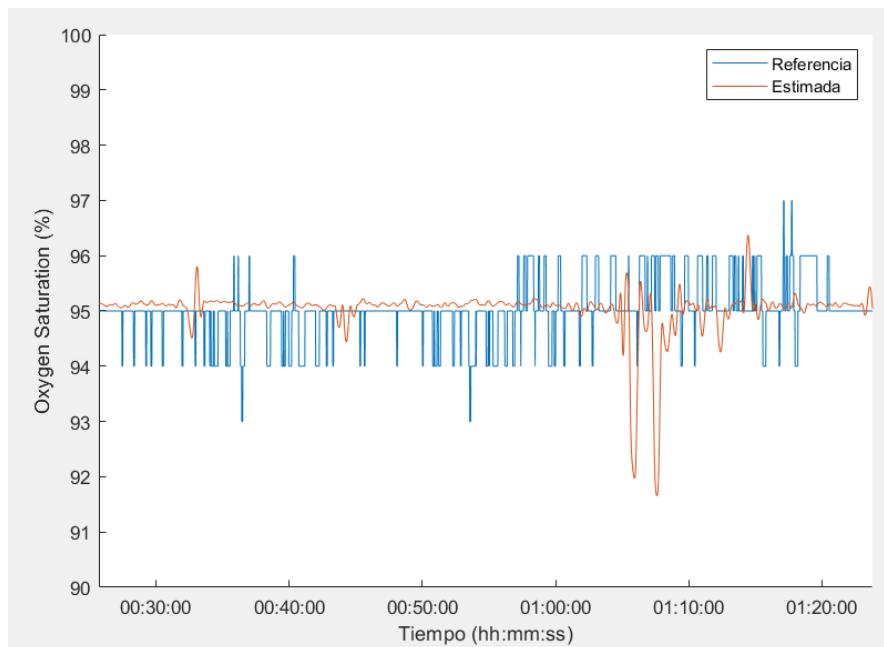
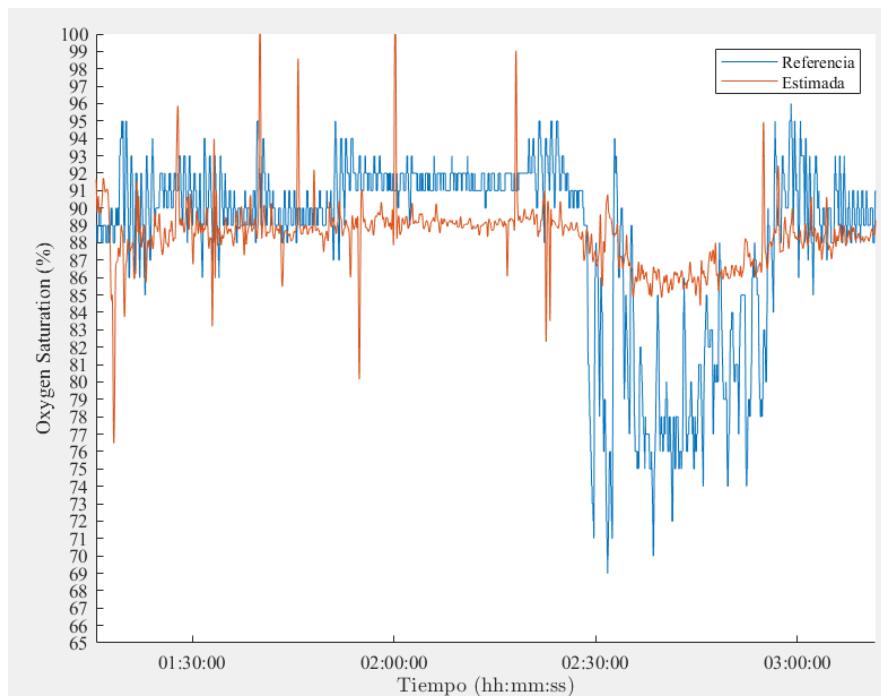
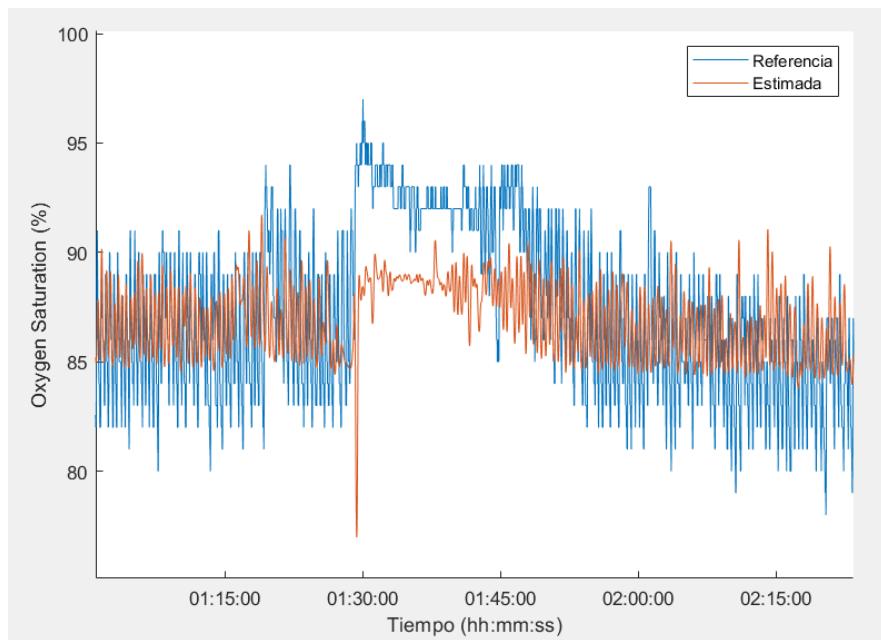


Figura 4.3: Paciente 6



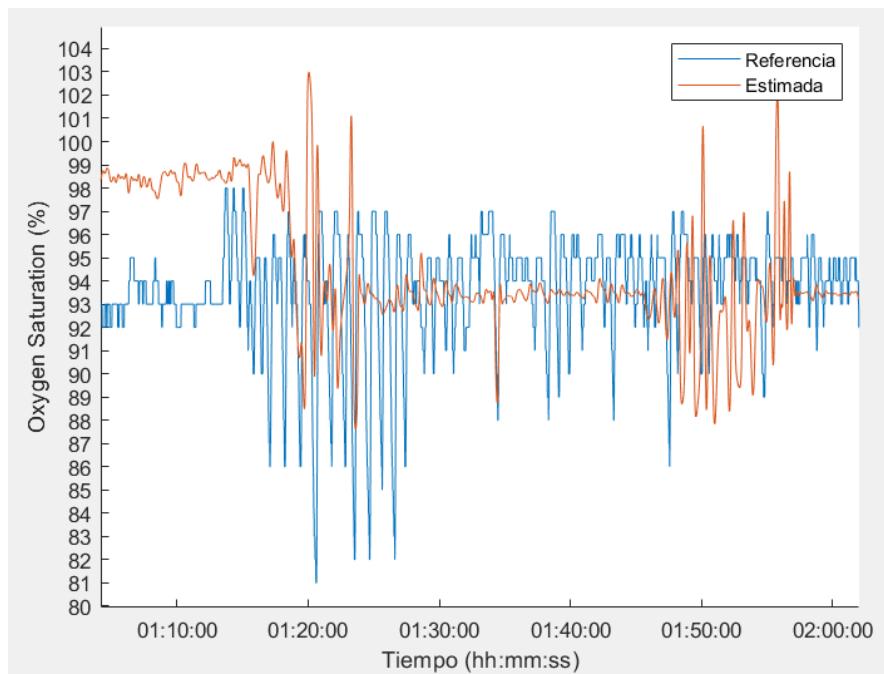


Figura 4.6: Paciente 10

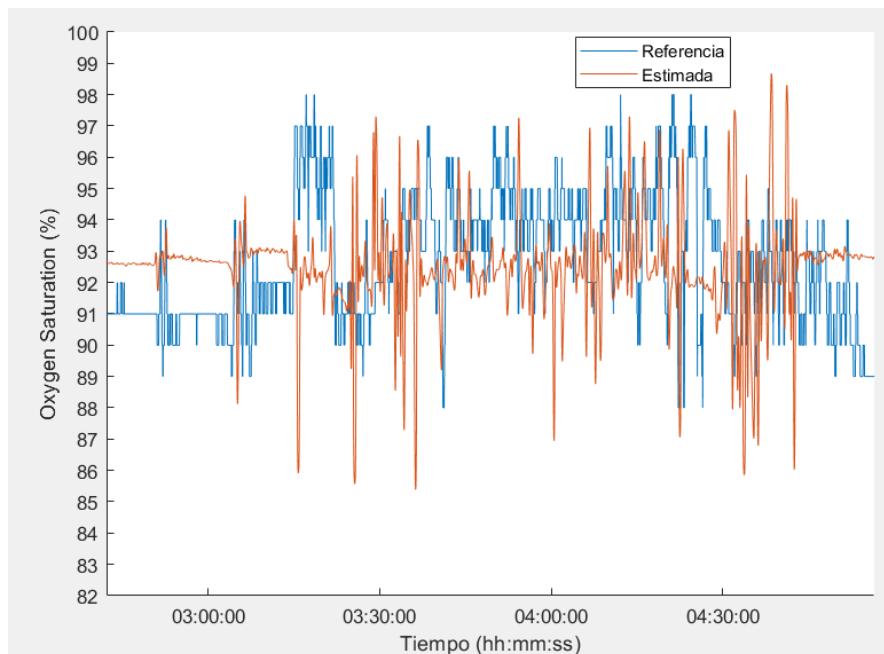


Figura 4.7: Paciente 11

4.2. Resultados cuantitativos

Los resultados obtenidos tras la evaluación han sido los siguientes:

	Correlacion		Método Maxim Normalizado				Método Próprio Filtrado				IAH	
	R	P	R	P	E _a	E _r (%)	R	P	E _a	E _r (%)		
Paciente 1	0,36	0	0,36	0	1,14	1,24%	0,38	0	1,03	1,12%	9,3	
Paciente 2	No comparable, se perdió gran parte de la saturación de referencia											
Paciente 3	0,20	0	0,23	0	1,22	1,31%	0,22	0	1,17	1,26%	SIN DATOS	
Paciente 4	No tenemos datos suficientes del maxim											
Paciente 5	El paciente llevaba puesta herramienta de tratamiento, no se consideró válido											
Paciente 6	-0,06	0	-0,06	0	0,39	0,41%	-0,06	0	0,36	0,38%	0,6	
Paciente 7	0,12	0	0,13	0	3,55	4,09%	0,17	0	2,96	3,41%	114,1	
Paciente 8	El paciente olvidó ponerse el Maxim											
Paciente 9	0,16	0	0,20	0	3,66	4,22%	0,18	0	3,43	3,97%	32,3	
Paciente 10	-0,34	0	-0,38	0	2,89	3,07%	-0,36	0	2,93	3,11%	16,4	
Paciente 11	-0,14	0	0,04	0	2,44	2,63%	-0,17	0	2,61	2,82%	4,4	
Media Err					2,18	2,42%					2,07	2,29%

Figura 4.8: Cuadro con los resultados

La tabla tiene 4 columnas significativas: columna roja, recoge los indices de correlación (R) y el p-valor (P) de los resultados obtenidos a las señales sincronizadas, sin realizar ningún tipo de transformación ni limpieza. Están a modo informativo, puesto que no realizamos ninguna medida con ellos. No se han calculado los errores porque el rango de las señales es diferente. Columna naranja, procede de los resultados obtenidos después de aplicar el Método Maxim a la señal estimada. A parte del índice de correlación y el p-valor, se recoge también los Errores Absoluto (E_a) y Relativo (E_r). El Error Absoluto sirve para conocer la diferencia directa entre las señales, mientras que el Error Relativo nos indica la importancia del error respecto a la magnitud de la señal medida. Columna amarilla, formada por los resultados de la aplicación del Método Propio a la señal estimada. Tiene las mismas variables que contiene la naranja. Columna verde, IAH (Índice Apnea Hipoapnea) contiene el número medio de apneas por hora del paciente. Un valor superior a 10 implica que el paciente sufre de SAOS, por lo que disponemos de los datos de 3 pacientes sanos (1, 6 y 11) y 3 enfermos (7, 9 y 10). Este numero ha sido aportado por las mediciones del dispositivo médico de referencia y la revisión de un experto clínico.

En las tablas se puede apreciar que los valores de correlación son relativamente bajos, puesto que ninguno supera el 40 %. Esto es debido a que las dos señales tienen detalles que las hacen poco comparables matemáticamente, como su morfología y la cuantificación de la referencia. Otro detalle importante que se puede ver en la tabla, es que hay ciertos valores que contienen correlación negativa. En el caso del paciente 6 podría ser debido a que es una persona sana y apenas se le han detectado apneas, por lo que el más mínimo movimiento de la señal provoca este desajuste. Respecto a

los pacientes 10 y 11, la razón se cree que es porque no somos capaces de realizar la estimación de manera correcta y por tanto no es capaz de relacionarlos bien. Otro dato destacable que podríamos añadir es que el IAH no parece ser un factor determinante a la hora de aplicar nuestra estimación, puesto que con los datos actuales no se puede afirmar que la existencia de apneas influya en la precisión de los resultados. Además la disparidad de los valores de la correlación podrían tener que ver con el método de sincronización utilizado, pues al ser manual no garantiza la simultaneidad total de las señales.

Los datos aportados por el p-valor son bastante llamativos, puesto que el valor de todos es de 0, lo cual podría ser entendido de dos maneras diferentes: como parte de un error de precisión en la aproximación del cálculo, puesto que se opera con un gran número de valores para obtener el resultado; o como un resultado muy positivo que nos garantiza que las señales están muy relacionadas entre si con un grado muy alto de confianza.

Hablando de los datos de los errores que hemos obtenido destaca sobretodo su bajo valor. Por tomar en consideración este dato, aplicando el Método Propio, el error resultante es del 2.29 %. Aplicando el Método Maxim, obtenemos un error de 2.42 %. El error aportado por el manual del dispositivo médico de referencia, el Apnea Link, es del 2 %. Esto pone en valor nuestro método de estimación, ya que el error que obtenemos es muy cercano al de un dispositivo médico de referencia. Además, cumplimos con la normativa de la FDA de estar por debajo de un error del 3 % (como indica en el documento del A.11).

Capítulo 5

Conclusión y trabajo a futuro

5.1. Conclusión

Como conclusión de este proyecto, se ha realizado un trabajo bastante efectivo y del cual se espera sirva como piedra de inicio para avanzar en el diagnostico de esta enfermedad. Los resultados obtenidos son considerablemente buenos, pero se va a trabajar en realizar algunas mejoras y arreglos de problemas. Como serían el perfeccionamiento del método de sincronización, pues ahora mismo es manual; o el problema de la alta varianza de la señal en instantes donde hay movimiento.

Respecto a la correlación y los datos obtenidos, creemos que es importante señalar que los resultados cualitativos indican un gran potencial para realizar la detección de apneas, aunque la obtención del valor absoluto de SPO₂ ha demostrado ser inviable. La regresión cuadrática propuesta por Maxim, procedente de sus ensayos, ha demostrado tener un error bastante bajo, no obstante, en vistas a los resultados obtenidos, nos decantamos por el Método Propio, ya que el error es inferior.

Respecto a los objetivos propuestos en el TFG, consideramos que se han logrado cumplir los tres. Puesto que el programa es capaz de, a partir de una señal fotopletismográfica, estimar de una manera bastante aproximada las variaciones de saturación de oxígeno y, además, los métodos utilizados para la validación son comunes y extendidos, como por ejemplo el del p-valor [7] y los errores absolutos y relativos.

En cuanto a las capacidades adquiridas a lo largo del proyecto puedo afirmar que, he aprendido sobre el uso del dispositivo y sobre la interpretación de los datos obtenidos por los mismos. También considero que he alcanzado cierta soltura visualizando los datos obtenidos, pudiendo detectar casos de SAOS visualizando la saturación.

Además, de cara a seguir trabajando en el algoritmo, se pronostica un gran futuro a la hora de detectar episodios donde se producen apneas, ya que son resultados muy prometedores y con el tiempo esperamos que este método se utilice para diagnosticar en casos reales.

Trabajar en este proyecto de fin de grado me ha sido muy útil como introducción al mundo de la ingeniería biomédica, formación con la cual me gustaría finalizar mis estudios y mis primeros pasos en un trabajo como ingeniero.

5.2. Trabajo a futuro

Como planes para el futuro, se han pensado tres líneas diferentes de trabajo, la primera, continuar con el algoritmo para que usando los resultados obtenidos, se realice una detección de los instantes de tiempo durante la noche donde se ha producido alguna apnea. El objetivo de esta nueva funcionalidad es el avisar a los médicos de cuando se han producido, la gravedad de las mismas y destacarlas para poderlas ver rápidamente.

La segunda, sería utilizando el acelerómetro de la pulsera poder aplicar una detección de movimiento o marcar los posibles desajustes en la muñeca y de esta manera atenuar la señal, invalidarla o filtrarla. Para que esa zona, donde no se obtienen valores correctos no produzca falsos positivos o negativos y, por tanto, mejorar los resultados obtenidos facilitando la visibilidad y la comprensión de los mismos.

Y la tercera y última sería aplicar la señal HR (que nos indica los latidos del corazón) para realizar la sincronización de las señales. La idea sería concordar las valores temporales de los latidos de ambos dispositivos, para obtener la temporización, y con esta poder acompañar nuestro cálculo de la saturación, por el obtenido con el dispositivo médico de referencia.

Capítulo 6

Bibliografía

- [1] R. Henry Olivi. Apnea del sueño: cuadro clínico y estudio diagnóstico. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 24(3):359–373, 2013. Tema central: Patología del sueño.
- [2] Álvarez-Sala, Walther; Calle Rubio; Fernández Sánchez-Alarcos; Martínez Cruz; Rodríguez Hermosa. Síndrome de apnea-hipopnea del sueño (SAHS): diagnóstico y tratamiento en Atención Primaria. *Ministerio Sanidad Español*, 2023.
- [3] Universidad de Zaragoza. Biomedical signal processing. <https://github.com/universidad-zaragoza/biomedical-signal-processing>, 2024.
- [4] Sharma S Hafen BB. Oxygen saturation. *StatPearls*.
- [5] Toshiyo Tamura. Current progress of photoplethysmography and spo2 for health monitoring. *Biomedical engineering letters*, 9(1):21–36, 2019.
- [6] J. Lázaro; E. Gil; J. M. Vergara; P. Laguna. Pulse rate variability analysis for discrimination of sleep-apnea-related. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(1):240–246, 2014.
- [7] María Soledad Kappes and Verónica Riquelme. El valor P, y medidas de efecto: su interpretación en investigación cuantitativa en enfermería. *Ene*, 15, 00 2021.

Lista de Figuras

1.1.	Diagrama de Gant con los tiempos seguidos	2
1.2.	Persona durmiendo mientras utiliza el Apnealink	4
1.3.	La pulsera con el Maxim	4
2.1.	Imagen explicativa del funcionamiento de la PPG [5]	7
2.2.	Los leds de la pulsera	7
3.1.	Representación del tratamiento de la señal	8
3.2.	Resultado final tras los cálculos, se ve la forma aunque las señales no están sincronizadas y la calculada tiene demasiado ruido	12
3.3.	Resultado tras la sincronización de las señales, realizada mediante la función xcorr de Matlab	13
3.4.	Aplicación del filtro de medianas posterior a la sincronización, para facilitar la visualización y limpiar la señal	13
3.5.	Utilizando como base los datos con el filtro de medianas se utiliza la fórmula proporcionada por el fabricante para estimar la saturación (Ver anexo A.1)	14
3.6.	Aplicación de la normalización a los datos tras pasar el filtro de mediana	14
3.7.	Aplicado el filtro Butterworth a la normalización	15
4.1.	Paciente 1	16
4.2.	Paciente 3	17
4.3.	Paciente 6	17
4.4.	Paciente 7	18
4.5.	Paciente 9	18
4.6.	Paciente 10	19
4.7.	Paciente 11	19
4.8.	Cuadro con los resultados	20
A.1.	En esta figura se ve la regresión lineal aplicada al estudio. De ella se han extraído los valores para aplicar el Método Maxim	28

A.2. Paciente 1	29
A.3. Paciente 3	29
A.4. Paciente 6	30
A.5. Paciente 7	30
A.6. Paciente 9	31
A.7. Paciente 10	31
A.8. Paciente 11	32

Anexos

Anexos A

ANEXO 1

A.1. Manual de Maxim

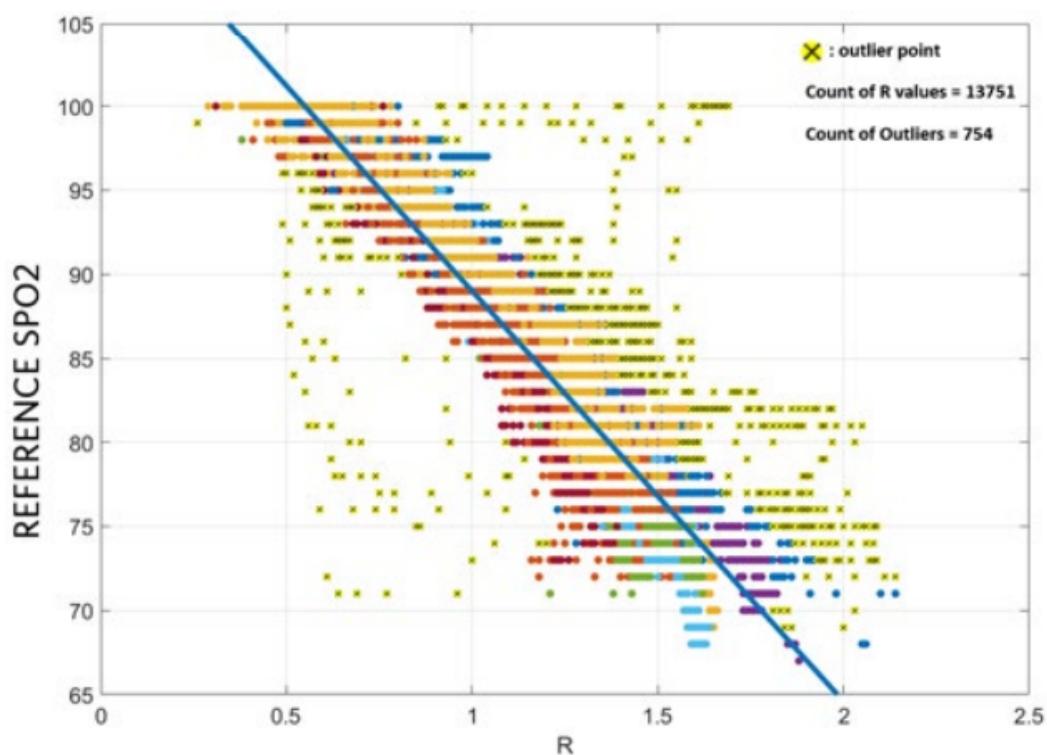


Figura A.1: En esta figura se ve la regresión lineal aplicada al estudio. De ella se han extraído los valores para aplicar el Método Maxim

Procede del siguiente PDF ofrecido por el fabricante: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/tech-articles/guidelines-for-spo2-measurement--maxim-integrated.pdf>

A.2. Figuras de las noches completas de todos los pacientes

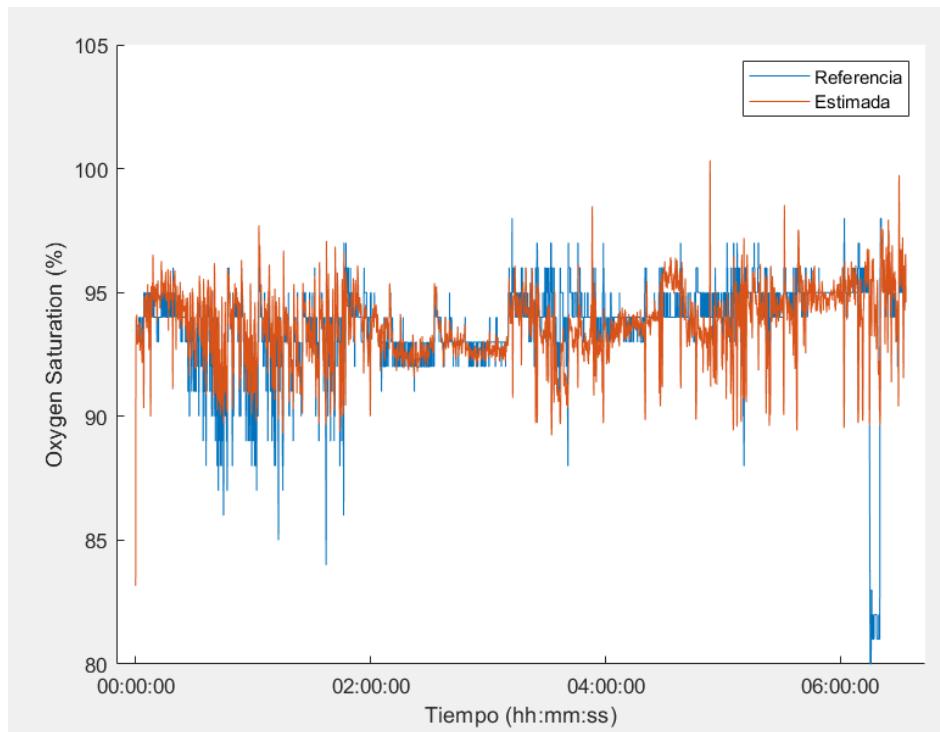


Figura A.2: Paciente 1

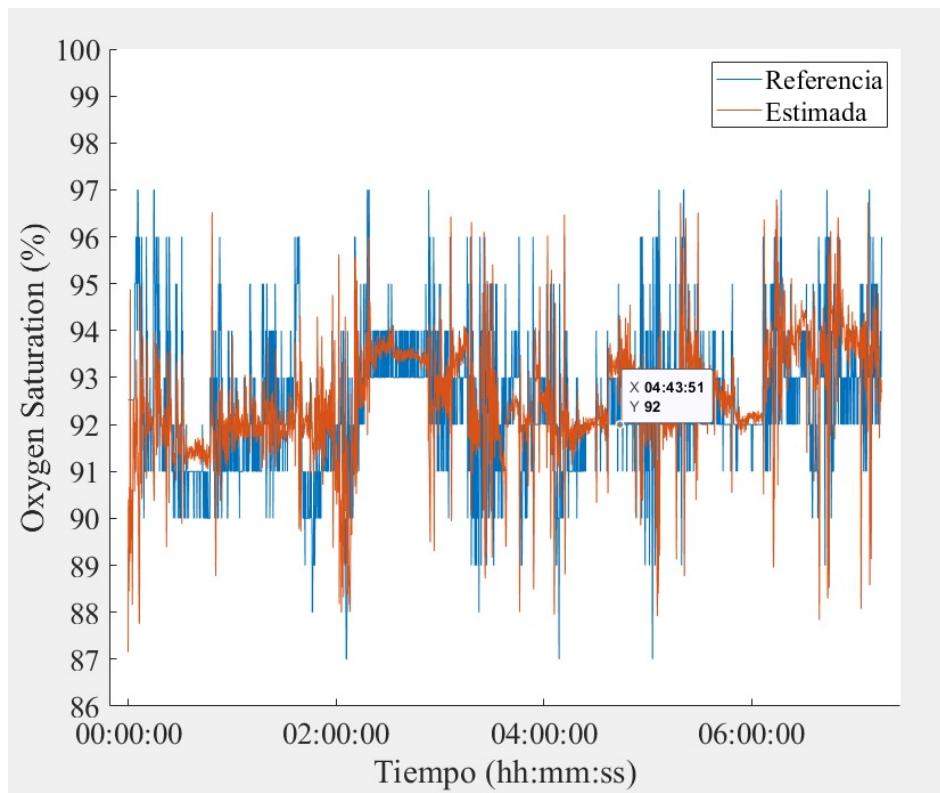


Figura A.3: Paciente 3

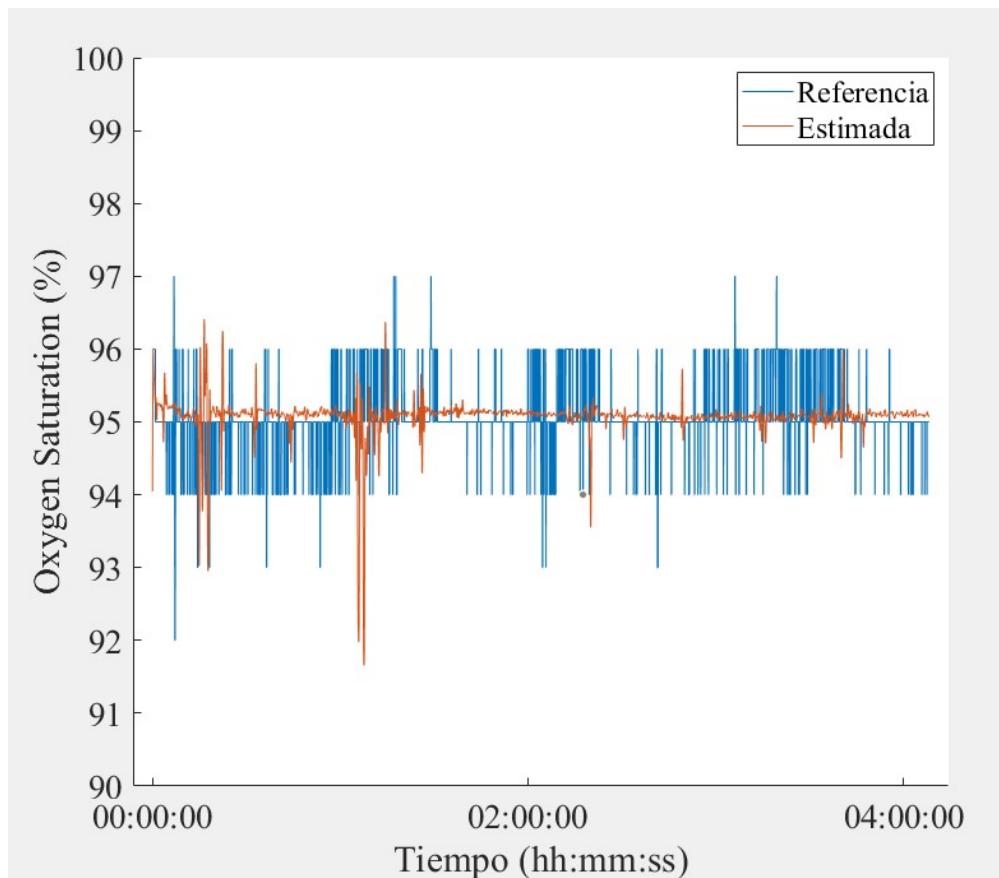


Figura A.4: Paciente 6

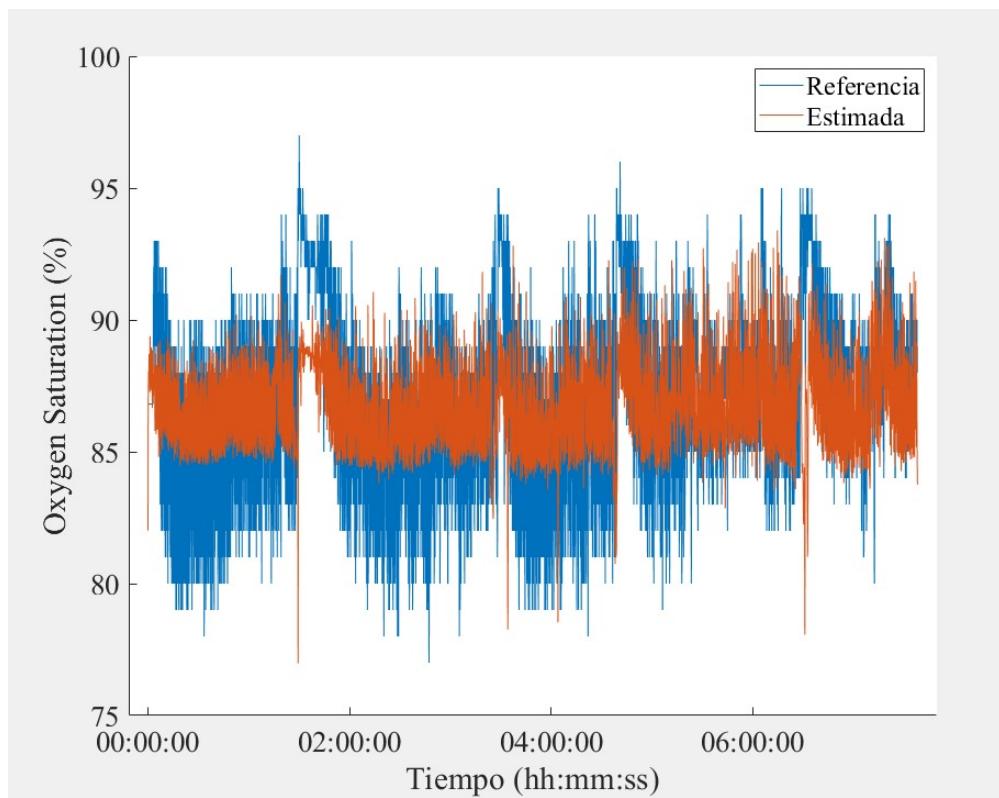


Figura A.5: Paciente 7

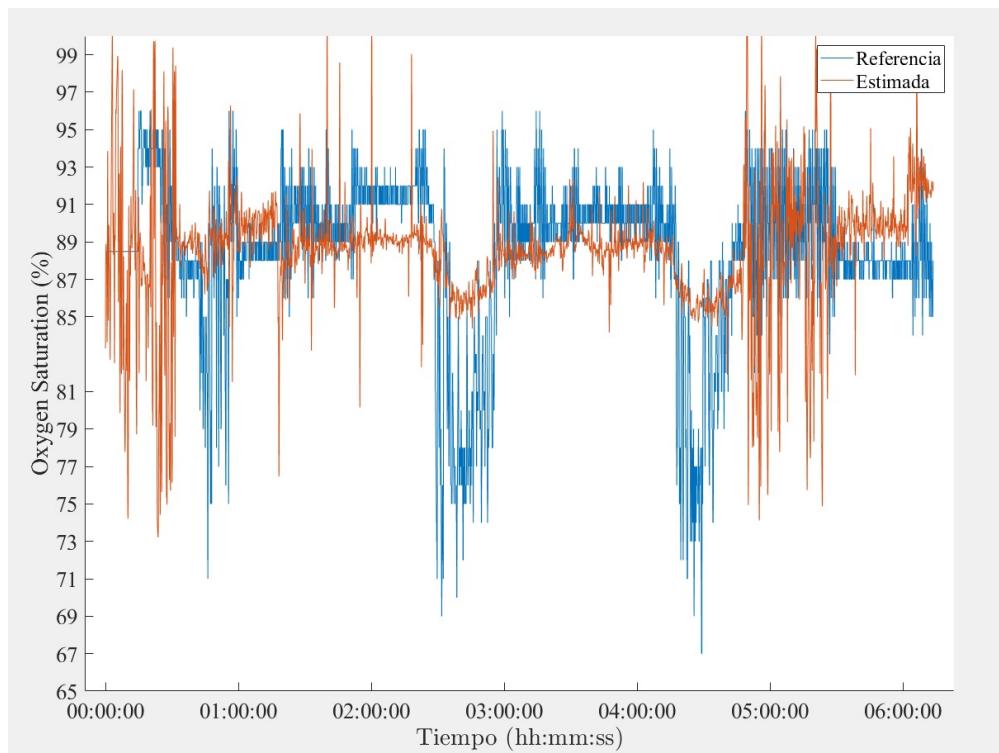


Figura A.6: Paciente 9

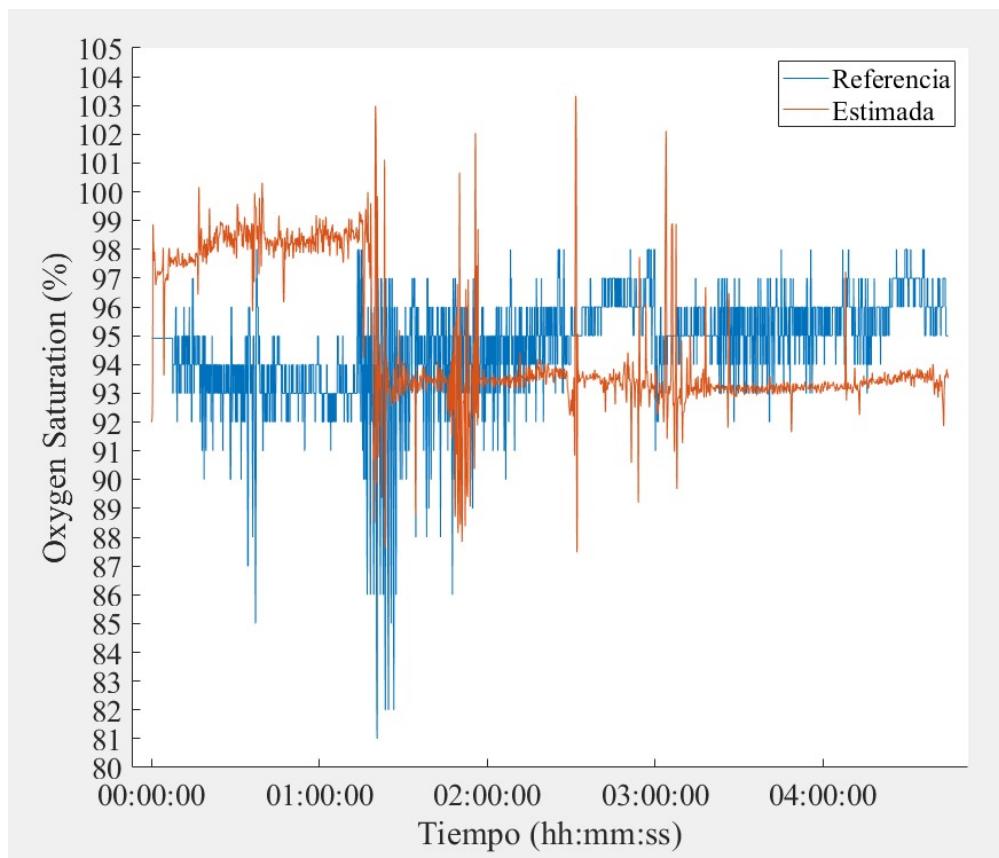


Figura A.7: Paciente 10

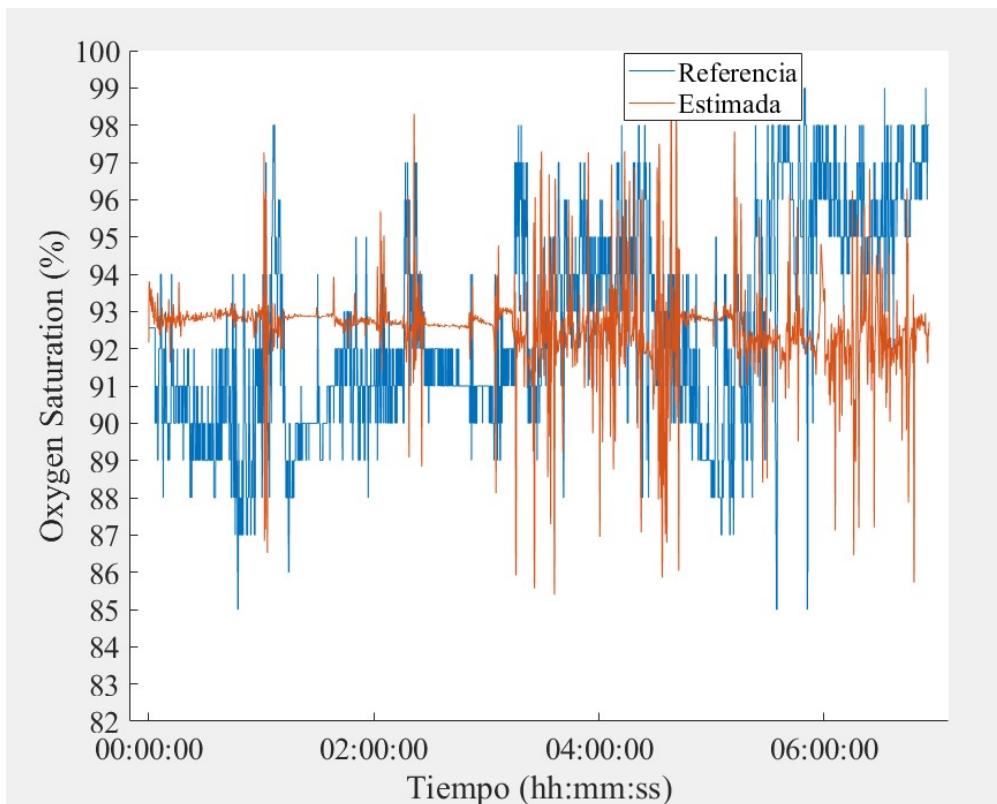


Figura A.8: Paciente 11

A.3. Enlace al Github del proyecto

En esta dirección está el proyecto. El archivo principal es PPGProcessing.m donde esta el código. Los demás archivos son las gráficas de los datos: <https://github.com/PabloDominguez00/Matlab-TFG>