



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería en Electrónica Industrial y Automática

Dispositivos Wearables:

**Aplicaciones en el ámbito de la medicina y la
salud.**

Autor:

Sanz Repiso, Alejandro

Tutor:

**González de la Fuente, José Manuel
Dpto. Tecnología Electrónica**

Valladolid, Septiembre de 2020.



AGRADECIMIENTOS

A mi madre y mi hermano, mis mejores apoyos, por llevarme hasta aquí.

A mi tutor, José Manuel González, por ayudarme siempre durante sus clases y darme esta oportunidad imprevista.

A todos mis amigos y amigas, por aguantar a mi lado desde que comencé el grado, hasta el final.

Gracias.



RESUMEN

Los objetivos principales del presente proyecto son un estudio en profundidad de la tecnología y dispositivos wearables, más en concreto dentro de los campos de la medicina, la salud y el bienestar de las personas y, como ejemplo de aplicación, el diseño y desarrollo de un oxípulsímetro de dedo capaz de medir, calcular y mostrar al usuario su frecuencia cardiaca y su porcentaje de saturación de oxígeno en sangre.

El sistema desarrollado está basado en un hardware sencillo y asequible, acompañado de un software libre, la plataforma de Arduino y sus correspondientes bibliotecas. Se trata de realizar un diseño a nivel electrónico y de circuitos, etapa por etapa, corrigiendo y acondicionando las señales necesarias para que el usuario pueda obtener valores cercanos a la realidad.

El fin de este ejemplo de aplicación es hacer ver como pequeños y simples instrumentos que el usuario puede llevar con él mismo son capaces de detectar anomalías y guardar y enviar datos continuamente con el objetivo prevenir problemas o enfermedades y llegar a salvar vidas.

Palabras clave: tecnología wearable, instrumentación electrónica, pulsioximetría, frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno.



ABSTRACT

The main objectives of this project are carrying out an in-depth study of wearable technology and devices, more specifically within the fields of medicine, human health and well-being and, introducing, as an example of application, the design and development of a finger pulse oxymeter capable of measuring, calculating and showing to the users their hearth rate and their percentage of blood oxygen saturation.

The developed system is based on the implementation of simple and affordable hardware, accompanied by free software: the Arduino platform and its corresponding libraries. The process consists of performing a detailed design phase at the electronic and circuits level, catiously correcting the signal and executing a conditioning stage so that the user gets to obtain more accurate values.

The purpose of this application example is to evince small and simple instruments that the user can wear as accessories are able to detect anomalies, as well as store and send data continuously in order to prevent problems or diseases and even to save lives.

Keywords: wearable technology, electronic instrumentation, pulse oximetry, heart rate, oxygen saturation.



ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	3
RESUMEN	5
ABSTRACT	7
ÍNDICE DE FIGURAS	10
ÍNDICE DE TABLAS	13
INTRODUCCIÓN	15
OBJETIVOS	18
1. DISPOSITIVOS WEARABLES	20
2. HARDWARE	30
3. SOFTWARE	39
4. FUNCIONAMIENTO Y APLICACIONES	49
5. IMPORTANCIA DE LA TECNOLOGÍA EN LA MEDICINA	53
6. INTRODUCCIÓN A LA INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA EN LA SALUD	57
7. PULSIOXIMETRÍA	74
8. DESARROLLO DEL PULSIOXÍMETRO	81
9. CONCLUSIONES	105
10. INVESTIGACIONES FUTURAS	107
11. BIBLIOGRAFÍA	109
12. ANEXOS	114



ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. Aplicaciones por categoría. Encuesta histórica (izquierda) y tendencia actual (derecha).	16
FIGURA 2. Aplicaciones por tipo de producto.	16
FIGURA 3. Boceto del podómetro diseñado por Leonardo Da Vinci.....	21
FIGURA 4. Anillo con ábaco en su interior (Siglo XVII).	22
FIGURA 5. Anillos inteligentes con multifunción (actualidad).....	22
FIGURA 6. Reloj de pulsera Hewlett Packard con calculadora incorporada.....	23
FIGURA 7. Reproductor de música Sony Walkman.....	24
FIGURA 8. Google Glass.....	25
FIGURA 9. Sudadera con fibra óptica incorporada.	28
FIGURA 10. Fases de un wearable. Bloque 1: Adquisición de datos; Bloque 2: Procesamiento de datos; Bloque 3: Visualización de los datos.	30
FIGURA 11. Pasos de la fase de adquisición de datos	31
FIGURA 12. Circuito interno del "Pulse Sensor" (welcome.mov.cc).	33
FIGURA 13. Conexiones del sensor con Arduino UNO.	33
FIGURA 14. Sensor PPG.	34
FIGURA 15. Conexiones del sensor EMG con el Arduino UNO.	35
FIGURA 16. Sensor EMG de OYMotion.	35
FIGURA 17. Conexiones del microfono electret con la placa Arduino UNO.....	36
FIGURA 18. Componentes del sensor IMU.....	37
FIGURA 19. Conexiones del IMU con la placa Arduino UNO.	37
FIGURA 20. Accesorio ADC Pi para Raspberry Pi.	38
FIGURA 21. Placa "WarP Board" donde se encuentra volcada la plataforma desarrollada por Freescale "WaRP".	42
FIGURA 22. Diagrama de bloques del núcleo de la WaRP Board.	43
FIGURA 23. Esquema simplificado del funcionamiento de un sistema de medida.	57
FIGURA 24. Funciones del sistema de medida.	57
FIGURA 25. Etapas del sistema de medida.....	58
FIGURA 26. Circuito eléctrico equivalente para un electrodo biopotencial.....	67



FIGURA 27. Ejemplo de la impedancia de un electrodo de biopotencial en función de la frecuencia. Las frecuencias características serán diferentes en función de las geometrías y los materiales.68

FIGURA 28. Esquema en bloques de los elementos de un instrumento óptico para las aplicaciones de los sensores ópticos.....71

FIGURA 29. Prueba de un pulsioxímetro no invasivo.....72

FIGURA 30. Sensor bioanalítico genérico.73

FIGURA 31. Señal PPG obtenida con el software LabView.....75

FIGURA 32. Absorción de la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina en diferentes longitudes de onda.76

FIGURA 33. Monitor de un oxímetro de pulso el cual muestra que la saturación de oxígeno en sangre es del 98% y que la frecuencia cardiaca es de 72 latidos por minuto.....79

FIGURA 34. Sensor de dedo con bisagra.79

FIGURA 35. Sensor de dedo de goma (izquierda) y sensor de oreja (derecha).79

FIGURA 36. Oxímetro de pulso de dedo inalámbrico.80

FIGURA 37. Emisión y recepción de luz a través del dedo.81

FIGURA 38. Curva de disociación del oxígeno.83

FIGURA 39. Diagrama de bloques del pulsioxímetro.85

FIGURA 40. Placa microcontrolador Arduino UNO.86

FIGURA 41. Sensor Oximax DS-100A.....86

FIGURA 42. Adaptador DB9 hembra a tira de pines.87

FIGURA 43. Especificaciones sensor pletismográfico.....87

FIGURA 44. Distribución de pines en el adaptador.....88

FIGURA 45. Conexión de pines en el adaptador.88

FIGURA 46. Pantalla LCD compatible.89

FIGURA 47. Amplificador de transimpedancia.89

FIGURA 48. Encendido de los LEDs emisores.90

FIGURA 49. Circuito de muestreo y retención.....91

FIGURA 50. Filtro paso bajo Sallen-key.92

FIGURA 51. Simulación filtro paso bajo Sallen-key94

FIGURA 52. Etapa restadora para corrección de tensión offset.....95

FIGURA 53. Diseño final de las etapas de acondicionamiento de las señales.....96

FIGURA 54. Diagrama de bloques LED luz roja.97



FIGURA 55. Diagrama de bloques LED luz infrarroja.....	97
FIGURA 56. Código Arduino para control de los LEDs rojo e infrarrojo.	99
FIGURA 57. Periodo de las señales pulsátiles.	100
FIGURA 58. Código Arduino para encontrar los cruces y calcular la frecuencia cardiaca.	101
FIGURA 59. Código Arduino para calcular el % de saturación de oxígeno en la sangre a través del método de absorción de delta.....	103
FIGURA 60. Funcionamiento del pulsioxímetro.....	104
FIGURA 61. Datasheet Arduino UNO.	115
FIGURA 62. Datasheet sensor óptico.	115
FIGURA 63. Datasheet pantalla LCD.....	115
FIGURA 64. Datasheet AI AD620.....	115
FIGURA 65. Datasheet AO LM1458.	115
FIGURA 66. Datasheet AO OP07.	115
FIGURA 67. Datasheet interruptor electrónico.	115
FIGURA 68. Modelos de oxipulsímetros disponibles en el mercado.	115



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características sensores utilizados en la fase de adquisición de datos (N/A: no disponible; Costes a 30 de Septiembre de 2018)	32
Tabla 2. Características de las conexiones del sensor PPG y del sensor EMG	33
Tabla 3. Características de las conexiones del micrófono electret y de la Unidad de Medida Inercial (IMU).....	36
Tabla 4. Variables físicas medibles junto con los sensores adecuados para ello.	63
Tabla 5. Sensores y sus posibles aplicaciones biomédicas.	63
Tabla 6. Bioseñales relacionadas con el cuerpo humano.....	67
Tabla 7. Diferencia de potenciales generados por sus respectivas reacciones.	68
Tabla 8. Algunas aplicaciones de los electrodos de biopotenciales.....	69
Tabla 9. Valores cardiacos en reposo para mujeres.	82
Tabla 10. Valores cardiacos en reposo para hombres.	82
Tabla 11. Valores representados en la curva de disociación.....	84
Tabla 12. Componentes del pulsioxímetro y sus precios.	115



INTRODUCCIÓN

El mundo actual y el que se prevé para un futuro basa la mayor parte de sus actividades en la ciencia o en algún aspecto relacionado con ella. Las tecnologías wearables se encuentran en un proceso de evolución que avanza cada día alcanzando niveles de popularidad elevados con respecto a años anteriores.

En la literatura no existe una definición clara relacionada con estos artefactos, sin embargo, se pueden definir como “dispositivos informáticos habilitados para aplicaciones que aceptan y procesan entradas. Son generalmente accesorios de moda vestibles o unidos al cuerpo. El instrumento podría trabajar independientemente o estar vinculado a otro aparato como teléfonos inteligentes permitiendo algún tipo de interacción significativa con el usuario. El dispositivo wearable puede estar en el cuerpo (parche inteligente), alrededor del cuerpo (reloj o pulsera) o dentro del cuerpo (sensor de identificación incrustado bajo la piel o un sensor conectado al corazón” (Kurwa et al., 2008).

Se espera que, en un futuro no muy lejano, estos dispositivos vestibles sean como una parte indispensable dentro de nuestras vidas. En el ámbito del desarrollo tecnológico de esta novedad, una de sus vertientes más importantes es la relacionada con el ámbito de la medicina. Así pues, resulta cada vez más frecuente la relación entre la rama médica y de la salud, con la rama tecnológica, con el fin de mejorar numerosos aspectos y condiciones que faciliten el trabajo y aporte de resultados. El objetivo de estos dispositivos es liderar un cambio de paradigma en este sector (Rutherford, 2010).

La investigación continúa buscando maneras de ofrecer una mejor vida para las personas que son incapaces de hacer sus propias actividades cotidianas. En este contexto, académicos y profesionales de la industria están realizando grandes esfuerzos con el fin de encontrar mejoras y evolucionar en el diseño y desarrollo de estos sistemas para contribuir en la disminución de enfermedades y mejorar la calidad de vida de los seres humanos (Chan et al., 2012).

El abanico de posibilidades que estos dispositivos son capaces de abarcar es muy amplio. En un estudio de la Universidad de Minesota (Mary Ellen Berglund, Julia Duvall, Lucy E Dunne, 2016) se realizaron dos encuestas sobre el alcance histórico y la tendencia actual de las aplicaciones de la tecnología wearable. Para la primera se reunieron 793 productos disponibles comercialmente entre mayo de 2013 y enero de 2014. La segunda reflejó el periodo comprendido entre febrero de 2014 y abril de 2015 y, al contrario que en la primera, en esta se quiso plasmar el uso instantáneo de 103 productos creados o publicados en ese periodo únicamente. Los resultados fueron los siguientes:

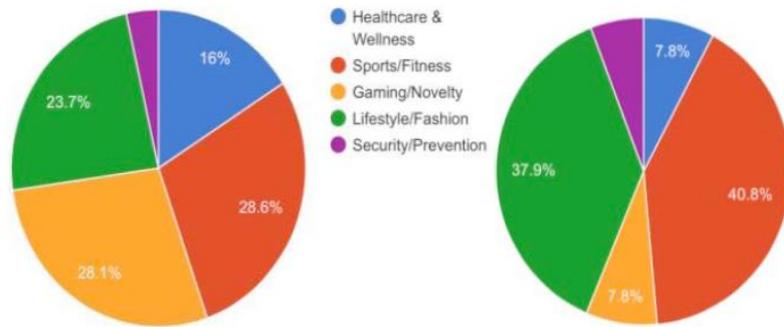


FIGURA 1. Aplicaciones por categoría. Encuesta histórica (izquierda) y tendencia actual (derecha).

A su vez, esos productos se clasificaron según su tipo, por ejemplo, accesorios (relojes, guantes...), ropa... Se obtuvo el siguiente gráfico:

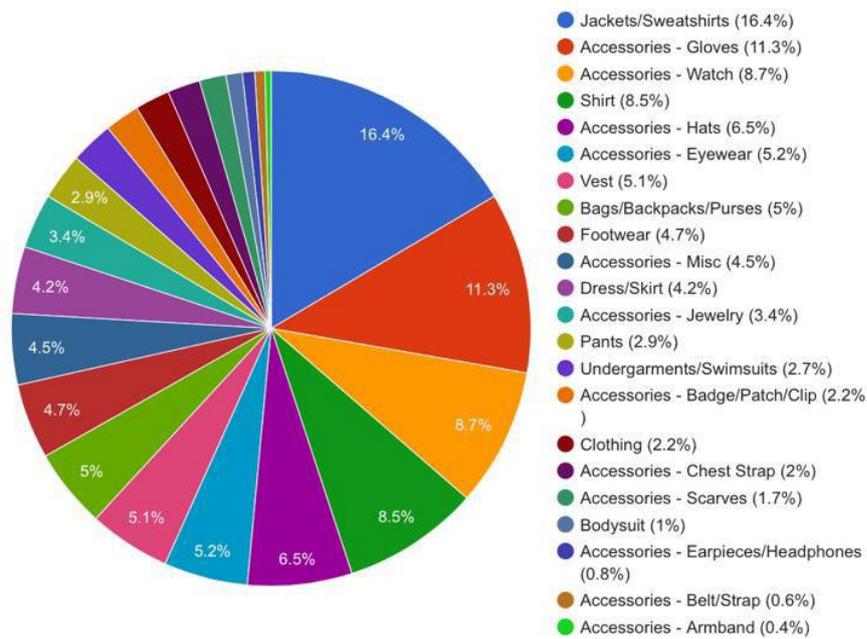


FIGURA 2. Aplicaciones por tipo de producto.

Como se puede observar en ambas figuras [1] y [2], son muchos los destinos que tiene esta tecnología repartidos en numerosos tipos de producto según la situación o actividad que sea necesario realizar.

La salud y el bienestar conforman un campo importante en las aplicaciones posibles y es que, una de las contribuciones más importantes de los dispositivos vestibles en el sector médico es que son capaces de realizar monitorizaciones continuas del estado de los pacientes ofreciendo información en tiempo real (Binkley, 2003; Bonato, 2010; Chan et al., 2012). La frecuencia



cardiaca y el porcentaje de oxígeno en sangre son dos parámetros muy importantes a la hora de determinar el estado de salud de las personas. La primera es uno de los parámetros a considerar en la exploración clínica de los pacientes. Se realiza su control y medición con el fin de evitar posibles taquicardias (incremento de pulsaciones) o bradicardias (descenso de pulsaciones), que pueden dar lugar a consecuencias fatales. La cantidad de oxígeno en sangre se conoce como presión parcial de oxígeno (PpO_2) y se trata de un parámetro bioquímico clave a seguir sobre todo en situaciones donde sean necesarias intervenciones quirúrgicas. Se mide en sangre arterial y la disminución excesiva de su valor normal (hipoxemia) puede ser una señal de que la vida del paciente se vea comprometida.

Alcance del Proyecto

En este trabajo se va a presentar un estudio en profundidad acerca de la tecnología wearable y sus dispositivos, su historia y el conjunto de aplicaciones que es capaz de abarcar. Se pretende analizar el sector de la medicina y comprender cómo estos elementos son capaces de mejorarlo.

Como ejemplo práctico se va a realizar un completo diseño de un pulsioxímetro, considerado dispositivo vestible perteneciente al ámbito de la salud y el bienestar.

La precisión del pulsioxímetro no debe competir con los dispositivos profesionales utilizados en la actualidad, pero sí ofrecer medidas fiables y suficientes para poder observar el comportamiento de los parámetros en diferentes sujetos y, analizar las diferencias.



OBJETIVOS

La realización de este proyecto de fin de carrera tiene un fin mayor que se basa en el aumento del conocimiento acerca de los conocidos como dispositivos portátiles. Se trata de una tecnología en auge que aún no ha mostrado los límites que puede alcanzar dentro de la vida cotidiana de las personas. Se busca entender la cantidad de aplicaciones y usos donde tienen cabida y para ello se realizará un estudio en profundidad de todo ello.

A partir de lo explicado anteriormente se pueden deducir los objetivos de este proyecto, donde, con una correcta investigación sobre ello y la realización de un completo estado del arte, se procederá al diseño y desarrollo de una aplicación basada en un pulsioxímetro. Las mediciones y operaciones que realice dicha aplicación deberán tener la suficiente precisión como para apreciar variaciones y diferencias entre las pruebas que se realicen con diferentes voluntarios, siempre y cuando, se trate de resultados fiables y objetivos, sin aleatoriedad.

Las pruebas realizadas aportarán distintas conclusiones, una de ellas será la funcionalidad de la aplicación desarrollada y de los elementos electrónicos empleados en la construcción del dispositivo, correcto funcionamiento, elección de los componentes, compatibilidad... A esto se le tiene que sumar la comprensión y el entendimiento de los resultados, que se conseguirá a través de la explicación de todos los detalles incluidos en los propios apartados del proyecto.

Para finalizar, los resultados obtenidos se compararán con otros obtenidos en ensayos profesionales, donde los resultados son del todo precisos y fiables. De esta forma se podrá comprobar el grado de acierto de la aplicación desarrollada.



1. DISPOSITIVOS WEARABLES

Los dispositivos wearables (en español “vestibles” o “llevables”) son aquellos que, unidos a un individuo de manera externa o interna, son capaces de medir diversos datos entre los que se encuentran algunos parámetros fisiológicos y clínicos de interés para las personas.

Se puede entender como tecnología wearable, aquella que abarca elementos (generalmente con capacidades electrónicas) con funcionalidades y aspectos estéticos aceptables, que, a raíz de una sencilla interfaz son capaces de realizar tareas de ajuste para satisfacer las necesidades de un grupo específico. Estos elementos pueden ser utilizados como accesorios que se acoplan a la ropa (sensores miniaturizados, controladores...) o al propio cuerpo (relojes, pulseras...), ó como implantes (microchips, sensores...) más permanentes e invasivos (Malmivaara, 2009). Con este abanico de dispositivos, a través de procesos sensoriales e informáticos, se recogen y procesan datos para ofrecer un determinado servicio,

La acelerada evolución tecnológica que se está desarrollando actualmente ha convertido el uso de internet en una parte indispensable de la vida diaria de las personas. Es sabido que, sobre todo en gente joven, un gran porcentaje se encuentra permanentemente conectado a través del teléfono, redes sociales... Ya no sólo se trata del uso del ordenador personal o de llevar el smartphone a cualquier lugar, sino que, en estos momentos, la tecnología pone todas esas prestaciones a nuestro alcance a través de aparatos más ligeros como relojes o gafas que se pueden llevar puestos en multitud de ocasiones como haciendo ejercicio, en el trabajo o en cualquier situación cotidiana.

Este tipo de dispositivos son mayormente conocidos en el ámbito del deporte y del entretenimiento, donde, numerosas empresas han apostado por desarrollar diversas aplicaciones que facilitan la recepción de información, el seguimiento de resultados, etc., lo que da lugar a un aumento de la motivación en la realización de todas esas actividades donde generalmente el objetivo es mejorar esas marcas.

A pesar de este alto porcentaje de uso relacionado con el deporte, los “wearables” abarcan muchas más aplicaciones como pueden ser por ejemplo la medicina y la salud o la dirección y gestión del trabajo en las empresas. Pero además de generar y desarrollar novedades, los creadores también buscan facilitar el diseño y aumentar la comodidad de aspectos ya existentes, como ocurre con los relojes inteligentes (smartwatches), capaces de integrar la mayor parte de las prestaciones de un teléfono móvil en un reloj o una pulsera.

Cronología de la Tecnología “Wearable”

A pesar de que los novedosos dispositivos de esta tecnología han comenzado a hacerse notar en el mercado hace no mucho debido a la gran cantidad de aplicaciones que son capaces de abarcar, como cualquier tecnología, tienen un pasado que comenzó aproximadamente en el siglo XV.

En el camino recorrido hasta la actualidad, se han ido mejorando e incluyendo diversos aspectos que han hecho de estos dispositivos que sean más cómodos, más avanzados, más seguros..., algunos de ellos pueden ser la miniaturización, incremento de la movilidad, incorporación de capacidades multifuncionales... Además, como ya se expresó anteriormente en este mismo punto, la funcionalización de accesorios ya existentes, como pueden ser unas gafas, está siendo más común que la propia aparición de nuevos dispositivos nunca antes vistos. La producción de accesorios y prendas de vestir inteligentes llegó después de conocer la tecnología vestible y se ha convertido en el principal foco de estudio de la actualidad.

Durante todo este tiempo de evolución destacan algunos momentos de cada época que pueden ilustrar el proceso de mejora hasta los productos actuales. Estos son algunos de ellos.

- **Siglo XV.** Los podómetros (dispositivo electrónico o electromecánico que cuenta cada paso que una persona da al detectar el movimiento de las caderas) son acreditados a Leonardo Da Vinci, que los inventó para fines militares, aunque no se ha encontrado ninguna patente al respecto. Sin embargo, fue Thomas Jefferson el que fue reconocido como su inventor tras introducir en los EE.UU un podómetro obtenido de Francia (Tudor-Locke, 2002). La promoción de este dispositivo comenzó hacia 1960 cuando el Dr. Yoshiro Hatano, profesor de la Universidad de Kyushu, realizó una investigación sobre ejercicio y calorías. En 1965 aparecieron numerosos desarrolladores de este tipo de aparato hasta hacerse muy conocido, tanto que en la actualidad se encuentra incorporado en numerosos dispositivos vestibles como los relojes o pulseras.

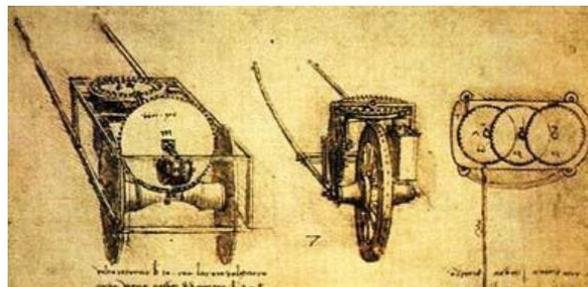


FIGURA 3. Boceto del podómetro diseñado por Leonardo Da Vinci.

- **Siglo XVI.** En este siglo comenzó a producirse el conocido reloj de pulsera que, actualmente, es un útil accesorio más para las personas. Lo utilizaban sólo las mujeres en esos momentos puesto que los hombres aún no habían abandonado el reloj de bolsillo. Fue ya en el siglo XX cuando estos relojes de pulsera comenzaron a fabricarse en mayor medida, incluyendo engranajes mecánicos, cuarzo, partes digitales...

Con este dispositivo portátil, se han continuado desarrollando modelos, avances y mejoras, hasta la idea de incorporar dispositivos de comunicación o incluso cámaras dentro de ellos, que es lo que predomina en la actualidad (Smart watches). Fue más adelante, hacia 2010, cuando se consiguieron las funciones de mensajería, comunicación... (Guler et al., 2016).

- **Siglo XVII.** Aunque menos conocidos en la actualidad, de esta época sirven como un ejemplo más de “dispositivos wearables” los anillos inteligentes. Pequeños anillos comunes capaces de almacenar un ábaco en su interior.



FIGURA 4. Anillo con ábaco en su interior (Siglo XVII).



FIGURA 5. Anillos inteligentes con multifunción (actualidad).

Desde ese momento hasta la actualidad, igual que ocurrió con los relojes, estos dispositivos también han sufrido un proceso de mejoras tecnológicas. Ahora son capaces de medir tiempos, frecuencia cardiaca, calorías quemadas, distancia recorrida, duración del sueño..., para después interactuar con estos datos a través de aplicaciones desarrolladas como interfaces con el usuario.

También en este siglo aparecen los audífonos (en esos momentos tenían forma de cono o trompeta y dirigían los sonidos al oído aislando el ruido externo). Fue hacia 1890 cuando se desarrollaron de forma electrónica y en 1898 de forma digital. Como los demás, han ido adquiriendo mejoras hasta evolucionar en audífonos capaces de

detectar voces, reducir ruido de fondo e incluso conectarse a otros dispositivos como televisiones (Kawamoto, 2016; Woollaston, 2017).

- **Década de 1960.** Se utilizaron dispositivos wearables, desde control del tiempo hasta zapatos con pequeñas cámaras incorporadas para ayudar a los juegos de azar mediante la predicción de resultados (ruleta). (Guler et al., 2016)
- **1970.** Salen al mercado los relojes de pulsera con una funcionalidad más: calculadora incorporada (Page, 2015).



FIGURA 6. Reloj de pulsera Hewlett Packard con calculadora incorporada.

- **1977.** Nace el primer monitor de frecuencia cardiaca que se coloca en la punta del dedo y dos años más tarde, en 1979, el monitor portátil de frecuencia cardiaca inventado por *Polar Electro* y lanzado al mercado en 1982, años más tarde. (Brittain Wynard and Co Ltd., 2016).
- **1979.** Aunque aún resulta familiar para muchos, fue desde este año cuando Sony decidió lanzar al mercado el “Sony Walkman” (Page, 2015), un dispositivo poco más grande que la palma de la mano el cual permitía reproducir música allá donde se quisiera. Este reproductor de música portátil cambió el estilo de vida de mucha gente. Tenía un tono azul metálico para simular los pantalones vaqueros azules de moda y fue el primer paso para los futuros dispositivos mejorados que lo han sucedido.



FIGURA 7. Reproductor de música Sony Walkman.

- **Década de 1980.** En esta década comenzó uno de los actuales grandes objetivos de numerosos ingenieros e investigadores cuando Steve Mann incorporó por primera vez dispositivos electrónicos en prendas comunes (camisetas de fibra óptica en 1985 por ejemplo). Más adelante se automatizó el proceso y en 1995 ya existían máquinas para tejer fibra óptica en tela.
- **1996.** El Instituto de Tecnología Portátil de Georgia utiliza fibras conductoras eléctricamente para detectar las heridas de bala de soldados y sensores para monitorizar su ritmo cardiaco. Desde entonces, los “dispositivos wearables” han logrado grandes avances en el ámbito militar y como consecuencia han surgido nuevos dispositivos capaces de recoger datos del cuerpo y del entorno únicamente integrados en la ropa. (Park and Jayaraman, 2003; Malmivaara, 2009; Guler et al., 2016).
- **2000.** Científicos de Finlandia, en colaboración con el fabricante de ropa *Reima*, presentaron “Cyberia” en marzo del año 2000. Se trataba de un prototipo de traje de supervivencia para motoristas de nieve que incorporaba una serie de bolsillos y un arnés cableado que proporcionaba al traje funciones de monitorización, comunicación y localización. Esto hacía que estas personas pudieran ser rescatadas con mayor facilidad y control en caso de accidente.
- **2008.** Hace poco más de diez años, marcas de ropa como *Celio* comenzaron a integrar en prendas de vestir dispositivos de control para los ya existentes smartphones, reproductores de música... En este caso

a través de un parche de tela integrado en un traje se consiguió controlar alguna de las funciones de un iPod de *Apple* (*Julia, 2008*).

- **2009.** A las puertas de la última década se lanzan al mercado las famosas “fitness band”. Pequeñas pulseras que comenzaron a fabricarse masivamente tras obtener una gran aceptación por parte del público (*Marshall, 2016*). Tenían funciones de podómetro y recepción de mensajes y fueron comúnmente utilizadas para hacer deporte y controlar las calorías gastadas.
- **2010.** *Apple* desarrolla su diseño de reloj inteligente (*Apple smartwatch*). También en este año se actualizan los sensores desarrollados anteriormente y se mejoran otras capacidades como la recepción de llamadas, mensajería...
- **2013.** *Google*, interesado por los avances en estos dispositivos, comienza a involucrarse con el lanzamiento de las “*Google Glass*”, gafas inteligentes con funciones similares a las de un smartphone, proyectando delante de los ojos del usuario todo tipo de datos. Debido a su elevado precio y desconocimiento, no se hicieron demasiado relevantes en el ámbito cotidiano de las personas, al contrario que otros muchos dispositivos. (*Vandrico Solutions Inc, 2016*).



FIGURA 8. *Google Glass*.

- **2015.** Los investigadores y desarrolladores intuyen el gran futuro de estos dispositivos y comienzan a hacerse famosos dentro de la rama médica. Aparecen prototipos como el “*Health Patch*”, un parche pegado al cuerpo capaz de medir las pulsaciones, respiración, temperatura corporal, postura del cuerpo...y como el “*FreeStyle Libre Flash*”, un pequeño monitor portátil para medir los niveles de glucosa, creado por *Abbot* (*Kawamoto, 2016*).



- **2016 – Actualidad.** En estos últimos cuatro años han ido surgiendo mejoras y avances de los ya mencionados aparatos. Cada vez cuentan con mayor número de funciones manteniendo la comodidad que los caracteriza. Destacan los dispositivos creados para muchos deportes (ciclismo, natación, golf, running...) y fuera de ellos, en este año 2016, *Disney World* comenzó a utilizar pulseras para el control de las colas de personas, aplicación que ahora se puede observar en el día a día, por ejemplo, a la hora de fichar en el trabajo.
- **Conclusión.** El boom de estos dispositivos es bastante reciente, sin embargo, lo que predomina es la modernización de antiguos inventos, ajustándolos a las necesidades de la actualidad y con la vista puesta en el futuro, donde esto artilugios tendrán gran importancia.

Actividad Económica en la Actualidad

Los principales sectores del mercado donde los “dispositivos wearables” están siendo verdaderamente importantes son cuatro; el sector médico y de la salud, el sector del bienestar y deporte, el sector del trabajo y seguridad laboral y el sector de la moda. Cada uno de ellos se beneficia de una forma u otra de las aplicaciones y otras tecnologías desarrolladas implementando el procesamiento de los datos obtenidos y generando una respuesta determinada ante ellos con el fin de conseguir esos beneficios.

A continuación, se va a explicar brevemente el impacto económico en cada uno de ellos y las empresas y grupos de trabajo que han decidido apostar por ellos.

- **Sector de la medicina y la salud.** Los wearables utilizados en esta rama han de ser, por encima de todo, precisos y fiables puesto que los datos que generan pueden utilizarse para diagnosticar, monitorizar, tratar pacientes... Puede que la vida de una persona dependa de los resultados que el aparato recaba. Estos dispositivos presentan una serie de beneficios potenciales dentro de este sector generando alternativas a los elementos tradicionales, considerados más obstructivos.
Se pueden hacer estimaciones del estado económico de esta tecnología dentro de este ámbito. Se espera que alcancen un valor de 4,5 billones de dólares este año 2020 (Global Industry Analysts Inc, 2015) y algunas de las compañías que aportan su grano de arena para lograrlo son *Gentag, Google, Intel, Polar Electro, LifeWatch, Philips, Textronics...*
- **Sector del bienestar y deporte.** Estos campos tienen una cosa en común y es que, como ya se explicó anteriormente, todos pueden mejorarse a



través de un seguimiento de las condiciones fisiológicas de los usuarios, lo que, hasta ahora, ha dado lugar a un aumento de la motivación para conseguir mejorar en estos aspectos. Actualmente, en general, las personas tienen como objetivo mejorar su estado físico y su salud, lo que ha hecho que estos dispositivos crezcan en este sector masivamente y se piense en ellos cuando se quiera comenzar a realizar este tipo de actividades.

Además de la vida cotidiana, optimizar el comportamiento durante el entrenamiento y la competición, es un gran paso para los atletas que buscan aumentar su rendimiento. La información en tiempo real que estos elementos son capaces de proporcionar permite que el usuario observe y haga los ajustes necesarios durante el ejercicio. Los deportes más comunes donde se utilizan pueden ser el ciclismo, natación, running, deportes de pelota... Estos aparatos pueden ser desde accesorios como relojes o pulseras hasta elementos incorporados en la propia ropa.

Las compañías que pueden destacarse en este sector son *Apple*, *Samsung*, *Xiaomi*, *Sony*... Como se puede observar, marcas de gran reconocimiento tecnológico que comenzaron en otros campos, han crecido exponencialmente en este mercado.

Al igual que en otros sectores, también se han hecho muchas estimaciones acerca de su impacto económico. En 2017 se estimaron más de 10 billones de dólares en todo el mundo y en 2018, las ventas de relojes y pulseras inteligentes alcanzaron los 140 millones de dólares.

- **Sector del trabajo y seguridad laboral.** Estos dispositivos han supuesto una útil herramienta para el control de los usuarios en actividades laborales. Los casos más utilizados son en el trabajo donde el individuo puede encontrarse en dificultades o situaciones peligrosas (policía, astronauta, médico...) ya que estos aparatos pueden monitorizar e informar en tiempo real del estado en el que se encuentran (Bell, 2015). Por consecuencia, esto permite que se eviten estas situaciones o que se solucionen en caso de no poder prevenir.

En este sector son menos comunes las marcas más comerciales que basan sus productos en innovación y calidad. En estos puntos, predomina la protección de los trabajadores y el crecimiento de las empresas.

Algunas como *Zephyr*, *QIO Systems* o *Fujitsu* son las encargadas de que la vida laboral evolucione favorablemente.

Las empresas, a través de toda esta información, se ven motivadas a avanzar, mejorar sus procesos internos y mejorar la calidad del trabajo

de sus empleados, lo que da lugar a la importancia de los “wearables” en este ámbito.

- **Sector de la moda.** Cuando se habla de moda también aparecen distintos elementos además de la ropa, que, obviamente, es el pilar más importante dentro de los avances tecnológicos. La moda puede ser relacionada con esta tecnología más en términos de apariencia y diseño que en términos de funcionalidad.

No se han estimado en este caso sus alcances económicos, quizás debido a que se trata del sector menos común y sólo algunas empresas se atreven a incorporar tecnología en sus productos. Destacan los elementos que modifican las prendas en cualquier instante como puede ser la fibra óptica, que cambia el color de la ropa en la que esté incorporada.



FIGURA 9. Sudadera con fibra óptica incorporada.

El objetivo más importante de esto, obviando los avances en accesorios y ropa, es el descubrimiento de nuevos materiales que se puedan incorporar en ellos y puedan cubrir estas funciones.

La mayor conclusión que se puede obtener de toda esta información es que estos dispositivos wearables han generado un continuo e indefinido proceso de mejora y evolución que, mientras se van utilizando en todos los sectores, van dando pie a nuevos descubrimientos y objetivos a través de los resultados comunes que se observan en ellos.



En general, esta tecnología tiene gran potencial económico sostenido por su funcionalidad y la aparición de novedades.

2. HARDWARE

Generalmente, el diseño de cualquier dispositivo electrónico está basado en procesos orientados a equipos. Esto significa que a cada equipo se le asigna una tarea determinada que debe completar para conseguir el producto final. Por ello, el diseño y prototipado de un wearable comienza por un proceso similar. Esto da lugar a equipos eficaces que se centran en un objetivo común y basan su trabajo en características como la interdependencia positiva del equipo, responsabilidad del grupo, habilidades del trabajo en equipo...

Para fines de ingeniería biomédica y electrónica, en general existen tres importantes equipos o bloques a considerar: adquisición de señales, procesamiento de datos y visualización de los datos. Los bloques se trabajan por separado, centrados en sus propias tareas, pero con un único objetivo en común.

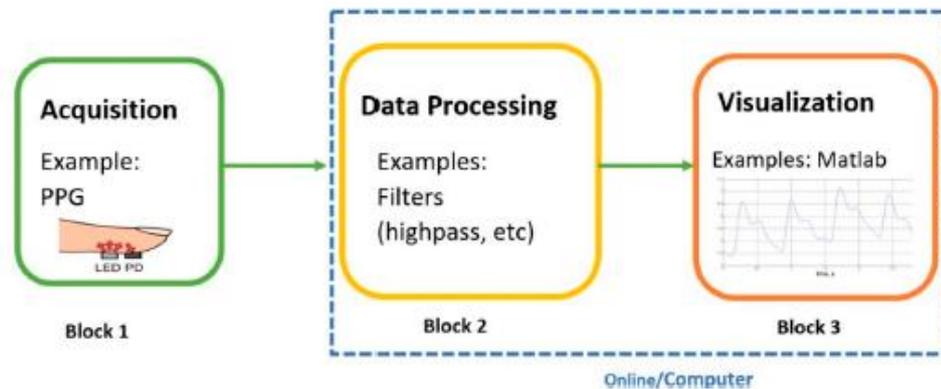


FIGURA 10. Fases de un wearable. Bloque 1: Adquisición de datos; Bloque 2: Procesamiento de datos; Bloque 3: Visualización de los datos.

La ilustración anterior muestra como los bloques, separados entre si realizan sus propias tareas. En el primero se recogen los datos del cuerpo humano a través de un sensor colocado sobre la piel. En el segundo se procesan los datos, pueden utilizarse filtros, datos condicionantes, segmentaciones... El bloque tres es la representación de los datos procesados anteriormente utilizando generalmente interfaces acordes con el usuario que esté utilizando la aplicación. Como se observa, los bloques 2 y 3 suelen desarrollarse juntos a través de un software concreto que realice ambas tareas como puede ser Matlab en este ejemplo. Del mismo modo, podrían ser desarrollados de forma online a través de un servidor, pero esto depende de la aplicación a desarrollar. La siguiente figura se centra en los elementos en detalle del primer bloque, adquisición de datos, que es la fase centrada en la instrumentación electrónica y en los sensores utilizados (Toshiyo. T, Yuka. M, Masaki. S and Masaki, Y, 2014).

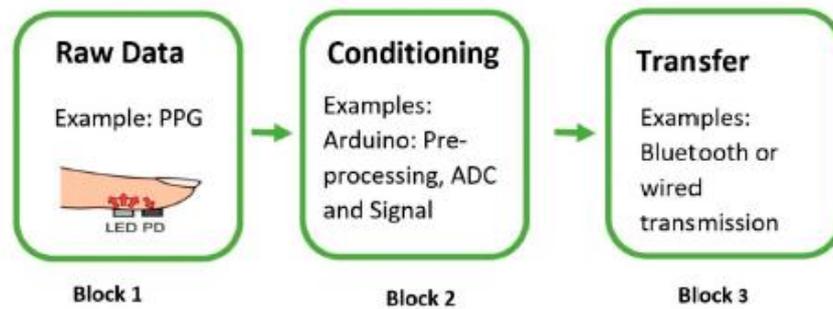


FIGURA 11. Pasos de la fase de adquisición de datos

Tal y como se ha mencionado, la fase de adquisición de datos es la más importante del proceso, de principio a fin, incluye todo el hardware y software necesario para capturar las señales que se buscan. El primer paso de esta gran fase es la captura de datos por medio de sensores. Al ser la mayoría de las señales analógicas, se necesita un conversor ADC para convertirlas en señales digitales con el fin de poder comunicar este sensor con la fase de transferencia de datos, esto se realiza en el segundo bloque. Para ello, es vital tener herramientas baratas y plataformas de código abierto. Las más comunes son Arduino y Raspberry Pi, ambas han tomado papeles importantes en el desarrollo y transformaciones de los wearables en biomedicina. Por último, el tercer bloque envía los datos a un servidor para que sean registrados en la nube o puedan ser analizados a través de un ordenador. Generalmente, los módulos Bluetooth se utilizan con Arduino cuando no posee dispositivos Bluetooth integrados o capacidades Wifi.

Con tal de abordar la importancia de esta primera fase del proyecto y, basándose en el mercado actual, existen cuatro sensores que permanecen lo alto de la pirámide comercial y sobresalen al resto. Estos sensores irán siempre acompañados de microcontroladores como Arduino o Raspberry Pi y de módulos Bluetooth para la transferencia de datos. Estos cuatro sensores son: micrófono de condensador electret (conocido también como electret), un sensor de pulsos PPG (señales fotopleto-mográficas), un sensor analógico EMG (señales electromiográficas) y el MPU9250 (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro en un mismo integrado). Es importante destacar que productos con características y funciones similares pueden ser igual de útiles, a gusto del usuario. Las características de estos cuatro elementos junto con sus complementos se pueden observar en la siguiente tabla:

Device	Operating Voltage	Inbuilt ADC	Supply Current	Output Voltage Range	Cost ² (CAD)
Pulse Sensor (SEN-11574)	3–5.5 V	N/A ¹	3–4 mA	0.3–5 V	24.95
EMG Sensor (SEN-0240)	3.3–5.5 V	N/A	20 mA	0–3 V	50.03
Electret microphone (CEM-C9745JAD462P2.54R)	1–10 V	N/A	0.5 mA	≤10 V	0.95
MPU9250	2.4–3.6 V	16 bit	450 μA–3.2 mA	2.4–3.6 V	14.95
Arduino Uno	6–20 V	10 bit	20–50 mA	N/A	35.95
HC-05 Bluetooth Module	3.3–5 V	8 bit transfer	≈35 mA	N/A	11.99
Raspberry PI Zero W	5 V	11–17 bit	1.2 A	N/A	28.95
Batteries	N/A	N/A	400–600 mAH	9 V	1.47

Tabla 1. Características sensores utilizados en la fase de adquisición de datos (N/A: no disponible; Costes a 30 de Septiembre de 2018)

La batería es necesaria para el funcionamiento del wearable, sin embargo, las usadas para este tipo de ocasiones pueden ser pilas de 9V que se pueden adquirir en cualquier supermercado. Alimentará al microcontrolador con el suficiente voltaje y corriente para que los sensores y el módulo Bluetooth puedan funcionar. A continuación, se va a explicar con más detalle el funcionamiento y ventajas de los sensores mencionados, así como de los microcontroladores.

Sensor de pulsos PPG.

Es utilizado para capturar señales PPG (señales fotopletiplasmográficas) que pueden ser detectadas tanto en la muñeca como en la punta del dedo. Este sensor está fabricado por “World Famous Electronics llc” y es conocido como el “Pulse sensor”. Utiliza una fuente LED verde brillante y es un sensor “plug-and-play” (“enchufar, conectar y usar”, permite a un dispositivo informático ser conectado sin tener que ser configurado mediante software específico proporcionado por el fabricante, ni proporcionar parámetros a sus controladores), que captura, amplifica y cancela el ruido generado por la circuitería del propio sensor. No lleva incorporado un convertor de señal analógico-digital, por ello es importante realizar esta acción empleando el microcontrolador que se esté utilizando. Otra de sus ventajas es que es capaz de operar con tensiones de 3,3 a 5 V, utilizando solo 4 mA a 5 V, lo que facilita la interoperabilidad con el resto de los componentes (pulsesensor.com).

Su fácil uso puede verse plasmado en el siguiente ejemplo donde se utiliza un LED que parpadea con los latidos del corazón. Como se ha mencionado, al ser un sensor “plug-and-play”, solo necesita 3 cables para conectarse al microcontrolador Arduino (es el que se utiliza en este ejemplo) sin necesidad de circuitos externos para poder operar y recuperar las señales PPG. Además, el sensor en sí es un hardware de código abierto y el esquema que lo representa es el siguiente:

continuación también se utilizará el microcontrolador Arduino por su sencillez, eficacia y capacidades.



FIGURA 14. Sensor PPG.

Sensor analógico EMG.

El sensor EMG (sensor de señales electromiográficas) es producido por OYMotion y tampoco contiene un conversor analógico-digital como ocurría con el sensor PPG. Este sensor captura señales electromiográficas de superficie (sEMG) que reflejan la actividad neural y muscular de los humanos (Analog EMG Sensor, OYMotion). También se trata de un sensor “plug-and-play” y por ello, incluye circuitos que amplifican la señal dentro del rango $\pm 1.5\text{mV}$ y reduce los ruidos (especialmente la interferencia de frecuencia de la alimentación) mediante la entrada diferencial y el circuito de filtro analógico. La intensidad de la señal de salida dependerá de la actividad de los músculos que se quieran estudiar.

Es un sensor de inducción activo capaz de proporcionar señales de alta calidad sin necesidad de ninguna acción invasiva. El siguiente ejemplo de diseño utiliza solo un canal EMG aunque pueden utilizarse dos. Al igual que el anterior, también requiere de tres conexiones con el Arduino, tierra, alimentación y señal analógica tal y como se observa en la siguiente imagen. Las características de las conexiones se encuentran en la Tabla 2 junto con el sensor PPG.

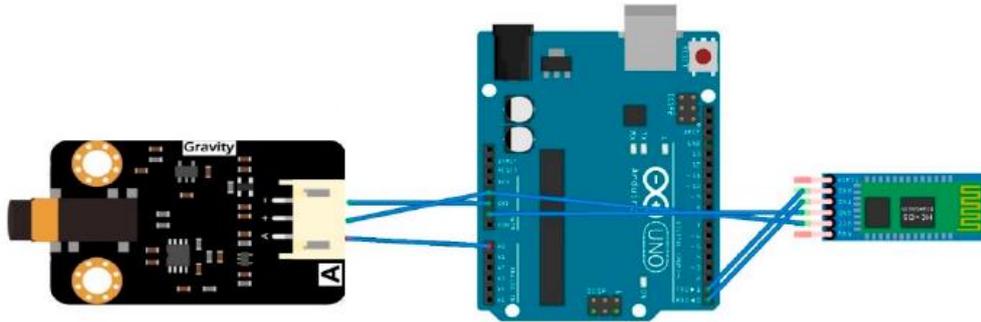


FIGURA 15. Conexiones del sensor EMG con el Arduino UNO.

Es importante señalar que hay dos placas separadas que componen este sensor. Tal y como se observa en la anterior figura, se puede ver la segunda placa cuyo nombre es “Signal Transmitter Board” o placa de transmisión de señal. Ella también está conectada al suministro (5V) de la sonda para poder conectar el electrodo que posteriormente se colocará en el músculo a observar.

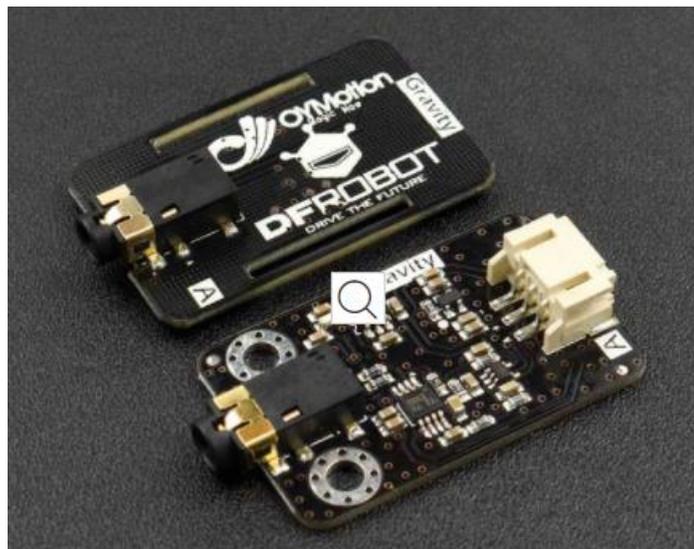


FIGURA 16. Sensor EMG de OYMotion.

Micrófono Electret.

Utilizado para capturar la auscultación del corazón y del pulmón, es decir, para explorar los sonidos que se producen en el interior de un organismo como el cuerpo humano. Entre otras, es producido por “Challenge Electronics” y posee una relación mínima de sensibilidad al ruido de 58 dB. Este dispositivo resulta en una entrada analógica y por ello necesitará trabajar también junto a un microcontrolador como la placa Arduino. El micrófono se conecta directamente a ésta y la conversión analógico-digital se realiza a través de ella. En este caso no se necesitan más circuitos para la detección de la señal. La siguiente figura muestra las conexiones de hardware necesarias para este sensor y la tabla que

la compañía muestra las características de las conexiones del micrófono y de la IMU.

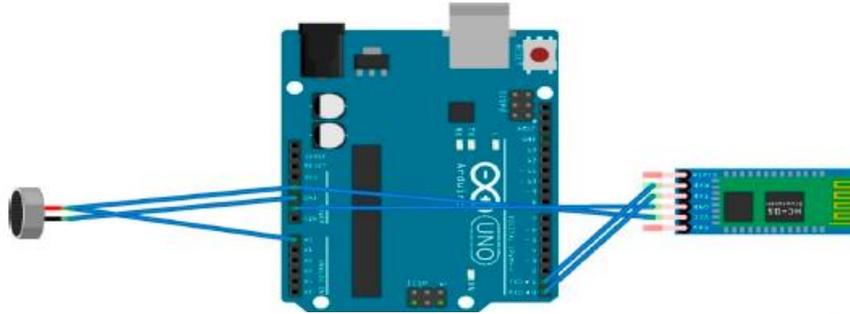


FIGURA 17. Conexiones del micrófono electret con la placa Arduino UNO.

	Electret Microphone			IMU			
Sensor	Black (ground)	Red (power)	Red (power)	VDD	GND	SCL	SDA
Arduino	GND	5 V	A0 (Analog in)	5 V	GND	A5 (Analog in)	A4 (Analog in)

GND, ground; VDD, power supply; SDA, serial data; SCL, serial clock.

Tabla 3. Características de las conexiones del micrófono electret y de la Unidad de Medida Inercial (IMU).

Unidad de Medida Inercial (IMU), MPU9250.

Conocido por ambos nombres, se trata de un dispositivo fabricado por IvenSense compuesto por un módulo multichip que consiste en un giroscopio de tres ejes, un acelerómetro de tres ejes y un magnetómetro de tres ejes. La comunicación con todos sus registros se puede realizar a través de buses I2C o SPI y ya incorpora su propio procesador de movimiento digital. Este último, conocido por las siglas DMP, permite el procesamiento de los movimientos y el reconocimiento de los gestos menos bruscos a través de aplicaciones del fabricante dedicadas a ello. A diferencia del sensor de pulsos y del sensor EMG, éste no posee códigos tutoriales ni ejemplos ofrecidos por el fabricante, sin embargo, al ser un sensor ampliamente utilizado, proveedores como “SparkFun Electronics” ofrecen grandes guías con multitud de bibliotecas y códigos para hacer que la introducción al funcionamiento sea más llevadera.

En cuanto a su ubicación, este sensor se coloca generalmente en el tobillo para detectar el movimiento a través de sus nueve ejes. La primera de las dos siguientes figuras muestra los componentes internos del sensor mientras que la segunda muestra sus conexiones con la placa Arduino.

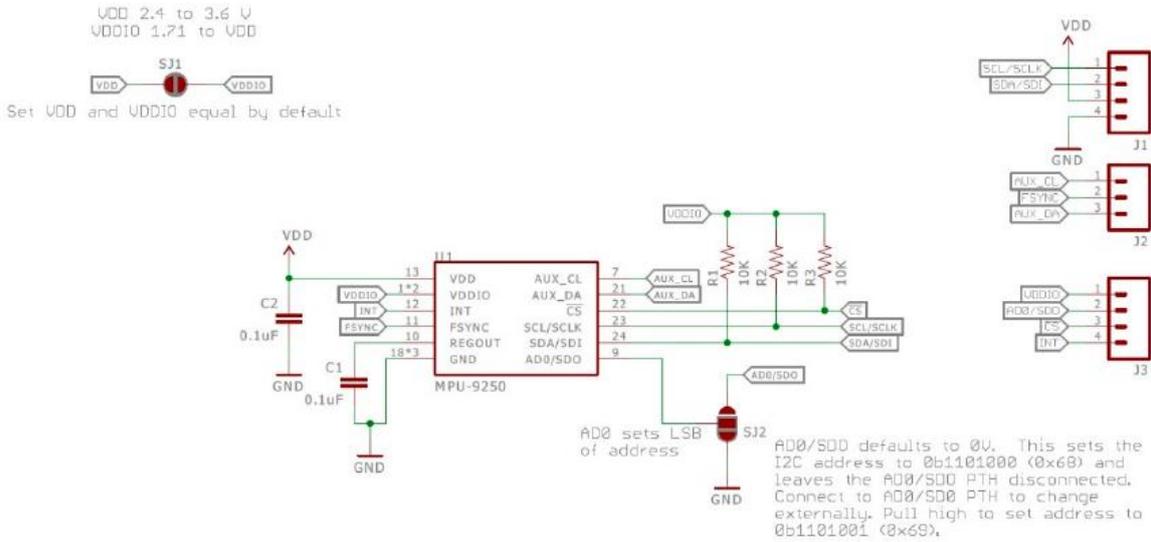


FIGURA 18. Componentes del sensor IMU.

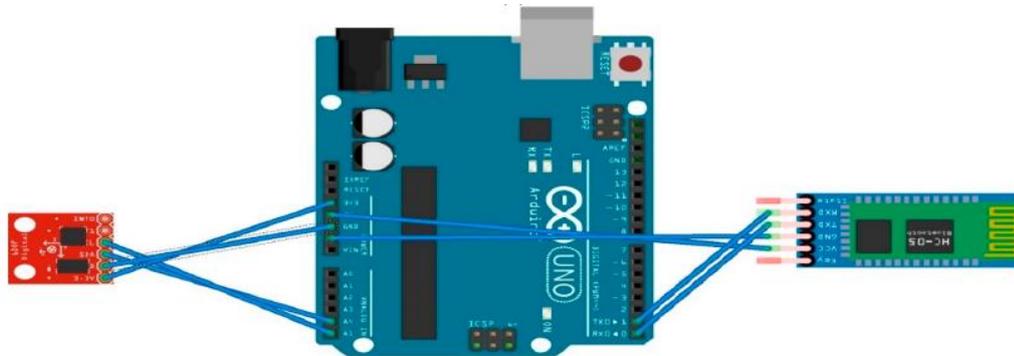


FIGURA 191. Conexiones del IMU con la placa Arduino UNO.

Las características de estas conexiones se pueden observar en la parte derecha de la tabla 3.

Arduino y Raspberry Pi.

En cierto sentido, el Arduino es el dispositivo más importante del proceso ya que forma los pilares básicos de las conexiones entre el sensor y los aspectos exteriores que estén involucrados. También tiene las funciones de comunicar los sensores con el módulo Bluetooth y suministrar la energía a estos y a las

placas. La codificación que requiere se encuentra siempre disponible en los soportes web de los artículos utilizados que pueden funcionar con Arduino al tratarse de código abierto y estar basado en hardware y software libre (cualquier usuario puede utilizarlo y adaptarlo). Otro de los aspectos importantes a considerar es que puede funcionar con varias fuentes de alimentación, desde una batería de 9V hasta un conector USB o un adaptador de corriente alterna (AC) a corriente directa (DC).

A diferencia de la placa Arduino, creada para realizar todo tipo de proyectos electrónicos al poseer mucha versatilidad para la conexión (posee entradas tanto analógicas como digitales y resulta muy sencillo activarlas y desactivarlas), la placa Raspberry Pi fue diseñada como un ordenador como tal, por lo que tiene una mayor potencia de cálculo sin dejar a un lado su característica más llamativa; cuenta con conectividad WiFi y Ethernet integradas en la propia placa. Es por ello que no sólo se utiliza para enviar datos a la nube, sino que también forma parte de la computación de los procesos. Sin tanta versatilidad como Arduino, también puede llevar accesorios añadidos como puede ser el módulo llamado ADC Pi, que incluye Bluetooth, CPU, memoria RAM, HDMI...

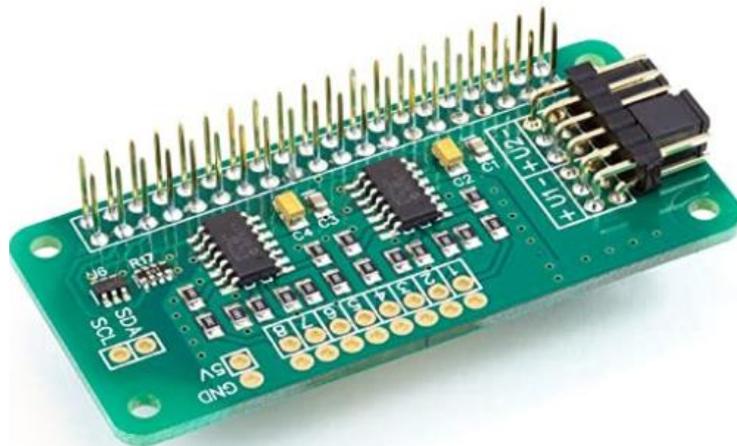


FIGURA 20. Accesorio ADC Pi para Raspberry Pi.



3. SOFTWARE

Al tratarse de una tecnología en desarrollo, es muy común encontrarse con problemas tales como la singularidad funcional, la incompatibilidad entre sistemas operativos y software, comodidad de la interacción hombre-ordenador, transmisión de datos, confidencialidad de la información recogida, problemas de consumo de energía por el continuo funcionamiento y muchos más.

Sistema operativo.

El sistema operativo compone la interfaz entre el hardware y el software en este tipo de dispositivos. Algunas de sus funciones más importantes son la gestión de recursos, mejorar la interacción del dispositivo con el usuario, crear buenos entornos de trabajo y proporcionar servicios para los usuarios y soporte para otras aplicaciones. Esta parte fundamental del software de los dispositivos wearables ha pasado ya por años de desarrollo. En el año 200, IBM colaboró con el famoso fabricante de relojes Citizen lanzando al mercado un reloj inteligente con Linux como sistema operativo del mismo. En 2003, Fossil diseñó un dispositivo de muñeca llamado “Wrist PDA” con el sistema operativo PalmOS incluyendo la popular pantalla táctil. Fue ya en la década del 2010 cuando las grandes empresas tecnológicas se interesaron por crear este tipo de dispositivos, destacando Samsung, Google, Apple... hasta la actualidad, donde este tipo de dispositivos cuentan con infinidad de recursos y aplicaciones de gran ayuda en la vida cotidiana de las personas.

Actualmente existe gran variedad de sistemas operativos para los wearables, aunque, en algunos casos, pueden no ser del todo convenientes para el uso de los usuarios. Los desarrolladores tardan en localizar el mejor para sus dispositivos pues hay aplicaciones operativas para unos que no lo son para otros. Considerando que se trata de una parte esencial para el funcionamiento general, se invierten los recursos necesarios en localizar el óptimo para lograr los siguientes objetivos (Fickas S, Kortuem G & Segall Z, 1997):

1. **Conveniencia:** El diseño del SO debería ser más conveniente para que los usuarios comiencen a utilizar wearables de manera más habitual.
2. **Eficacia:** El SO debe gestionarse de manera eficaz y aprovechar todos los recursos como el hardware, software y todos los datos.
3. **Escalabilidad:** El SO debería permitir desarrollar, probar e incluir nuevas funciones del sistema.
4. **Apertura:** El SO debe apoyar el trabajo integrado en la red y el trabajo colaborativo entre diferentes fabricantes para lograr la portabilidad e interoperabilidad de las aplicaciones.



5. Multitarea: El SO debería poder ejecutar múltiples aplicaciones simultáneamente.

En general, los desarrolladores tienen varias opciones para conseguir su sistema operativo ideal (D.Y.Chen, 2000):

1. Desarrollar sobre sistemas operativos ya utilizados en teléfonos móviles u otros terminales. La mayor ventaja de este aprovechamiento es acortar el ciclo de desarrollo y reutilizar las aplicaciones existentes. Su desventaja es que existen dificultades a la hora del trasplante de dichas aplicaciones.
2. Desarrollar un propio sistema operativo basado en Linux. De este método destaca la gran pertinencia, sin embargo, es complicado el desarrollo y establecimiento del correspondiente software en un entorno ecológico.
3. Desarrollar un SO basado en la red. Este enfoque puede aprovechar todas las ventajas de los recursos y ayudas que se encuentran en los servidores de la red. Ajustaría y reestructuraría el software dinámicamente de acuerdo con las necesidades reales de los usuarios. También minimizaría las necesidades de recursos para dispositivos portátiles. Este método tiene un gran potencial de desarrollo, pero carga con grandes costes y periodos de tiempo.

Sistema de gestión de la base de datos.

Los wearables se encuentran en continuo funcionamiento y siempre están listos para interactuar con los usuarios. Recogerán toda la información posible de las rutinas de los usuarios y las irán almacenando en una base de datos. El usuario siempre puede acceder a dicha base de datos a través de los sistemas de gestión. Por ejemplo, el bastón de ayuda desarrollado por Egle Ugintaite (G. Chen, 2014), con sus sensores integrados es capaz de medir el pulso, la presión de la sangre y su temperatura en tiempo real y mostrarlo a través de un display. El usuario puede consultar la base de datos para obtener sus recientes resultados acerca de su estado de salud.

Además de datos básicos como edad, género, altura o peso, los dispositivos wearables recogen datos de los usuarios tales como los hábitos de consumo, estado de salud, preferencias personales...datos que pueden resultar muy útiles para controlar procesos y rutinas y poder lograr los objetivos marcados. Por ejemplo, a la hora de comer el propio dispositivo puede recomendar restaurantes cercanos según tu localización, si el usuario se encuentra de compras, puede informar acerca de lugares más cómodos..., todo esto a través de los datos y preferencias que continuamente va guardando.



Hoy en día, la tarea más importante de los sistemas de gestión de datos es el trato con simples datos. Muchos dispositivos no incluyen estos sistemas de gestión de datos. La velocidad de respuesta y la potencia de procesamiento no siempre satisfacen las necesidades de los usuarios en cuestión.

Debido a las diferentes funcionalidades de estos dispositivos, los datos grabados cambian continuamente. Para almacenar y recordar todos ellos, en ocasiones no basta con bases de datos locales y es necesario recurrir a las bases de datos en la nube, con sus correspondientes sistemas de gestión. Además, los desarrolladores han de centrarse también en encontrar la forma de optimizar la velocidad de respuesta y en lograr que esos datos sean lo más ligeros posible. También se utiliza la ventaja de poder transferir estos sistemas de bases de datos a teléfonos móviles y ordenadores, haciendo más sencillo el diseño del propio dispositivo, aunque, mejorando los sistemas de transmisión de datos.

Protocolo de comunicación de red.

A menudo los wearables pueden necesitar intercambiar datos con otros dispositivos como teléfonos móviles, ordenadores u otros dispositivos y, es por ello que los protocolos de red para este tipo de elementos son necesarios. Estos protocolos son los encargados de definir el modo de comunicación de red y determinan el formato de intercambio de datos además de detectar aquellos problemas relacionados con la sincronización. Bluetooth (IEEE 802.15.1), ZigBee (IEEE 802.15.4), WiFi, NFC (IEEE 802.11) son cuatro estándares de protocolo de comunicación inalámbrica de corto alcance utilizados popularmente en la actualidad (J. S. Lee, Y. W. Su & C. C. Shen, 2007). En el año 2013, Broadcom lanzó “Wireless Internet Connectivity for Embedded Devices (WICED)”, en castellano Conexión Inalámbrica a Internet para Dispositivos Integrados. Esta conexión simplificó la implementación WiFi en una serie de productos electrónicos de consumo, consiguiendo la rápida conexión entre dispositivos para las transmisiones de datos. Bluetooth Smart es una versión mejorada del Bluetooth 4.0 aún con la potencia necesaria reducida a la mitad, ventaja a la hora del consumo de las baterías de los dispositivos. Ambos tipos de conexión han resultado muy útiles a lo largo del tiempo para los dispositivos portátiles.

En la actualidad, los protocolos utilizados son relativamente sencillos y están centrados en las funciones inalámbricas, pero, poco a poco los wearables serán capaces de ejecutar más y más aplicaciones haciendo que en el futuro estos protocolos tengan que ser más complejos. Los desarrolladores trabajan en la transmisión de los protocolos desde los teléfonos o tablets a los wearables o en el diseño de protocolos propios que sean eficientes energéticamente y con alto rendimiento.

Plataforma de desarrollo de aplicaciones.

El rápido desarrollo de las capacidades de los teléfonos móviles se atribuye al éxito del gran número de aplicaciones disponibles. Del mismo modo, la falta de aplicaciones es uno de los grandes obstáculos en el desarrollo de los wearables. El desarrollo del software requiere entornos específicos y complejos conjuntos de herramientas, incluyendo herramientas de gestión, de testeo, de configuración, de interfaz y muchas más. El conjunto de desarrollo de un software es utilizado a menudo para el apoyo particular a un método de ingeniería de software para así poder reducir la carga del trabajo manual y hacer los trabajos de modos más sistemáticos.

Existen muchas plataformas de diseño desarrollándose en la actualidad ayudadas por el uso de las conexiones de baja potencia explicadas anteriormente. Como representante de la organización de sistemas portátiles basada en la arquitectura ARM, Freescale lanzó la plataforma de código abierto WaRP con más de quince colaboradores, entre ellos Kynetics, RevolutionRobotics... Se ha convertido en la plataforma madre de los wearables, diseñada para optimizar drásticamente el diseño y desarrollo de nuevos dispositivos portátiles. Permite a los fabricantes pasar del concepto al prototipo tan rápido como cambia el mercado. A diferencia de otras soluciones, esta plataforma altamente flexible admite carga inalámbrica integrada e incorpora procesadores y sensores dentro de una arquitectura híbrida para la escalabilidad y la flexibilidad. Todas estas características fueron integradas en una placa de pequeño tamaño capaz de ofrecer servicios a gran parte de las aplicaciones de los wearables. En las siguientes imágenes se puede observar la "Warpboard" y el diseño del diagrama de bloques de su núcleo.

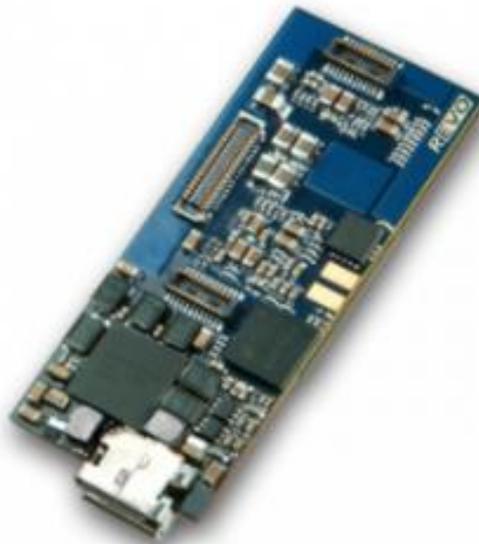


FIGURA 21. Placa "WarP Board" donde se encuentra volcada la plataforma desarrollada por Freescale "WaRP".

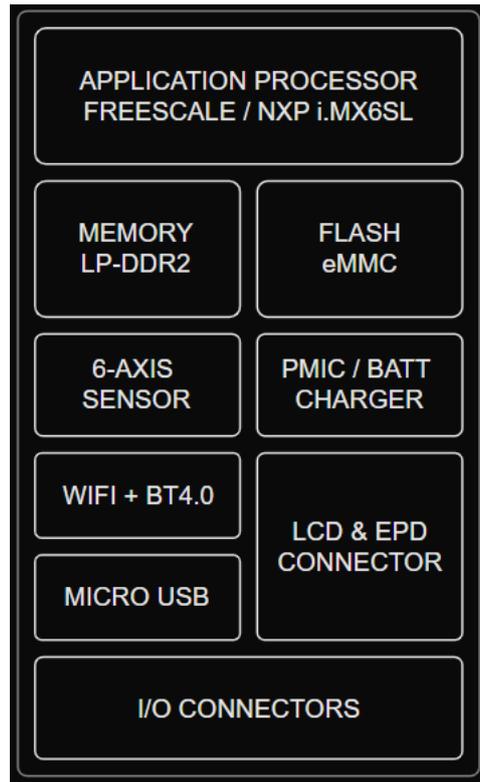


FIGURA 22. Diagrama de bloques del núcleo de la WaRP Board.

Al igual que Arduino y Raspberry Pi, WaRP proporciona bloques de construcción y marcos útiles para la expansión y la personalización, facilitando así la prueba de ideas y la validación de conceptos al principio del ciclo del diseño.

Privacidad y Seguridad.

Los wearables son capaces de recoger información de los usuarios en tiempo real para poder ofrecer los servicios personalizados de los que se hablaba más arriba en este punto. Esta información puede ir desde la localización geográfica hasta la temperatura corporal. Cuando esta información no se maneja correctamente, puede suponer un gran peligro para la privacidad y la seguridad de las personas. Con el rápido crecimiento que está experimentando esta tecnología y el número de usuarios que continúa adquiriendo día a día, este tema se convierte en una de las prioridades de los desarrolladores. La comunicación entre wearables se realiza generalmente de forma inalámbrica, lo que hace aún más sencillo que la información pueda ser interceptada o robada.

Al ser un largo proceso en el tiempo aún existen carencias en relación con este tipo de seguridades. En ocasiones los altos costes dificultan su desarrollo, pero, los investigadores que trabajan en sensores inalámbricos y aplicaciones



móviles dedican grandes esfuerzos a resolver este tipo de problemas relacionados con la privacidad (Liu et al. 2014).

Se pueden tener en cuenta los siguientes aspectos a la hora de la protección de la información y la privacidad:

1. Investigación sobre protocolos de red fiables para dispositivos portátiles a fin de garantizar la seguridad de los datos durante las transmisiones.
2. El sistema utilizado debe tener una configuración de permisos. Las aplicaciones portátiles solo pueden obtener los datos necesarios para reducir su exposición.
3. Se deben proponer patrones de software razonables para resolver estos problemas. Por ejemplo, deshacer la unión entre datos privados y nombres reales y mezclarlos entre ellos puede ayudar a proteger la privacidad del usuario.

Consumo energético.

Debido a que los wearables sólo pueden utilizar baterías en lugar de fuentes de energía estacionarias como fuente de alimentación, se hace más tediosa su recarga en comparación con otros dispositivos como teléfonos móviles u ordenadores. Frecuentemente la carga o sustitución de la batería inevitablemente puede reducir la funcionalidad de los dispositivos, y modificar las preferencias y satisfacción de los usuarios. Además, la gran cantidad de energía consumida en ocasiones genera demasiado calor. Si el problema de la temperatura no puede ser subsanado adecuadamente dañará la experiencia del usuario. Por todo ello, el consumo de energía en dispositivos portátiles es un tema digno de atención.

Hoy en día, los fabricantes controlan el consumo de energía de estos aparatos a través del hardware o del sistema operativo. La duración de la batería siempre ha sido un problema común entre los usuarios. Por ejemplo, la duración de la batería del reloj de Motorola, Moto 360 es de aproximadamente 60 horas mientras que la del LG G Watch es solo de 36 horas. La gestión del consumo de energía es una gran tarea pendiente de los dispositivos wearables.

Además del hardware y de los sistemas operativos, hay otros caminos de mejora en el control del consumo energético como puede ser el uso de una capa de aplicación de alto nivel. Particularmente, este control puede basarse en los siguientes aspectos:

1. Reducción del consumo por parte del hardware a través de un uso razonable de las API (“Application Programming Interface”) del sistema. D. Li, S. Hao, W. G. J. Halfond y R. Govindan propusieron en 2013 los métodos de análisis del consumo de energía a nivel de código en



aplicaciones móviles. Estos métodos pueden extenderse a otros dispositivos para lograr el propósito de reducir el consumo de energía utilizando APIs de menos potencia o utilizándolas en secuencias razonables.

2. Crear aplicaciones adaptables sensibles a la energía para ajustar automáticamente su uso. Cuando la energía es suficiente, se proporcionarán servicios de alta calidad; de lo contrario, se desactivarán las aplicaciones menos importantes para aumentar el tiempo de uso. R. Mizouni, M. A. Serhani, A. Benharref y O. Al-Abassi sacaron a la luz en su libro (“Towards Battery-Aware Self-Adaptative Mobile Applications”) esta estrategia en el año 2012.
3. Adoptar el método de balanceo de carga para transferir el cálculo complejo al terminal móvil a través de la red de comunicación inalámbrica, reduciendo así el consumo de energía en el propio wearable. Y. W. Kwon y E. Tilevich presentaron en el año 2013 un método para resolver este problema. Otra forma de explicarlo es la siguiente: sustitución del alto consumo de energía en los cálculos por el bajo consumo de energía que se da en la comunicación, haciendo así que otros dispositivos realicen las tareas de mayor peso.

Interacción humano-ordenador.

Como se ha explicado anteriormente, una de las características de los dispositivos portátiles es su gran capacidad de recoger datos tanto del usuario como del entorno para ejecutar acciones determinadas que ayuden a la persona que lo porta (D. Y. Chen, 2000). Es por ello que estos instrumentos pueden ser percibidos como los mejores para percibir, reconocer y entender las emociones humanas y, ofrecer una respuesta inteligente, sensible y amistosa. La interacción humano-máquina es la llave de la tecnología wearable que debería resolver todos los problemas relacionados con la interacción y mejorar la capacidad de conciencia ambiental. Por todo esto, una avanzada interacción es un gran foco de avance en la investigación de estos dispositivos.

Existen diversas formas en las que los usuarios se relacionan con estos aparatos:

1. Conciencia contextual: Los dispositivos portátiles se ejecutan y recopilan datos continuamente, pero en la mayoría de los casos, el usuario no requiere de ellos. Los wearables deben de funcionar independientemente, percibir el entorno externo y transferir la información útil a la base de datos o directamente al usuario. T. Starner, B. Schiele y A. Pentland propusieron en el año 1998 un método de percepción del entorno para este tipo de dispositivos y señalaron que pueden ser capaces de observar y proporcionar información necesaria,



- gestionar tareas e interrupciones y predecir necesidades futuras sin ser dirigidos directamente por el usuario, de forma autónoma.
2. Realidad aumentada: Se trata de una tecnología que mejora la conciencia de los usuarios del mundo real a través de parámetros como el sonido, video, gráficos o datos GPS generados. El objetivo es aplicar información virtual al mundo real y superponer objetos virtuales, escenas o mensajes generados por ordenador a la realidad. Y. Zhou, B. David y R. Chalon presentaron un enfoque de diseño y una serie de propuestas prácticas de interfaces de usuario portátiles en un entorno real aumentado en el año 2011.
 3. Entrada sin teclado: El teclado o el ratón han sido cotidianamente la forma más sencilla para que las personas ingresaran información en ordenadores o teléfonos móviles. Sin embargo, se hace complicado conectar este tipo de dispositivos de entrada a otros dispositivos wearables debido a su miniaturización y ligereza. Las formas que se están desarrollando son por ejemplo la entrada de datos a través de la voz, a través de gestos... Para personas con movilidad reducida, los antiguos métodos no eran capaces de aportar experiencias normales, pero ahora pueden interactuar con facilidad siguiendo estas nuevas metodologías.

Por lo tanto, comparado con los móviles o los ordenadores, ésta nueva tecnología puede proporcionar numerosas formas diferentes de interacción humano-ordenador. Los desarrolladores buscan fortalecer el estudio de estos modos de conexión para poder satisfacer al mayor número de usuarios posibles:

1. Aplicando los métodos ya existentes de interacción a los nuevos dispositivos portátiles en la medida que sea posible. Su ventaja es que son métodos conocidos por lo que la aceptación del consumidor está garantizada.
2. Fortalecer la investigación de los nuevos métodos en desarrollo como la conciencia contextual, la realidad aumentada... Estas formas pueden mejorar las experiencias de los usuarios y aumentar el interés de mercado de esta tecnología.
3. Proponer nuevos caminos de interacción aún por desarrollar. Algunos podrían ser útiles para entornos concretos o grupos de usuarios en particular, sin embargo, este enfoque puede aumentar la carga y responsabilidad de los investigadores y, es por ello que necesita más tiempo para desarrollarse.



Ingeniería de software.

Con la popularidad que han alcanzado estos dispositivos, la ingeniería de software se está volviendo cada vez más y más importante. Aunque su investigación resulta aún atípica para el mundo actual, se pueden predecir algunos aspectos que pueden ser de utilidad y que vale la pena estudiar:

1. Análisis de la demanda: Cómo perfeccionar los documentos requeridos debe ser un problema digno de estudio. La expectativa de los usuarios para las funcionalidades de los wearables puede verse reflejada en comentarios, debates, quejas... Pueden utilizarse este tipo de fuentes para mejorar los requisitos a los que se quiere llegar en un futuro.
2. Código de recomendación: Es probable que muchas funciones se reutilicen en aplicaciones diferentes. A través del análisis del código fuente de las aplicaciones existentes, se pueden recomendar nuevos códigos de funciones a los desarrolladores para lograr avances de manera más rápida.
3. Traspasos de aplicaciones: No es necesario diseñar diferentes aplicaciones para cada sistema operativo. Se pueden utilizar mapeos entre diferentes plataformas y desarrollar un compilador común que pueda completar el desarrollo de las aplicaciones en las diferentes plataformas.

La ingeniería de software es un campo emergente para este tipo de dispositivos que puede ofrecer muchas nuevas oportunidades de investigación para los desarrolladores.

Big Data.

Con el desarrollo de la ciencia y la tecnología, gran parte de la humanidad ha entrado en la era del “Big Data” con las “4V” haciendo referencia al volumen de datos, la velocidad, la variedad y la veracidad. La tecnología de internet y las aplicaciones móviles son las que promueven este desarrollo a esta nueva etapa. La tecnología “Big Data” va a jugar un papel importante en el desarrollo de la industria wearable. Una gran cantidad de datos se genera con el uso de estos aparatos, incluyendo información personal básica, estado de salud, preferencias... Es posible ganar mucha información útil utilizando el análisis tecnológico de todos esos datos que, dará lugar a grandes ayudas para las investigaciones, el desarrollo social y la calidad de vida de los usuarios. Esta tecnología puede ser utilizada para analizar grandes cantidades de datos recogidos por diversos dispositivos portátiles. No es discutible que todo ello sea una gran ayuda para el desarrollo y disfrute de los wearables, aunque del mismo modo, los segundos hacen que esta tecnología basada en los datos se



desarrolle y mejore día a día. Las tecnologías se complementan entre ellas siempre que tengan aspectos en común.

Conclusión.

Los dispositivos wearables se convertirán en el aspecto principal del desarrollo de los dispositivos portátiles inteligentes y cambiarán drásticamente el estilo de vida de las personas que puedan acceder a ellos. Por el momento se trata de un escenario en desarrollo y las principales aplicaciones que sobresalen están dedicadas al cuidado de los usuarios y a la recogida de información que puede ser útil para ellos. Mientras tanto, continúan avanzando las investigaciones acerca de los materiales para hardware y la vida útil de las baterías. Además, la miniaturización y las pantallas reducidas complican los diseños por lo que el consumo de este tipo de productos se alargará en el tiempo hasta que consigan ser objetivo de todos los mercados.



4. FUNCIONAMIENTO Y APLICACIONES

Hoy en día las compañías electrónicas más influyentes del mercado están centradas en la tecnología wearable, muchas de ellas ya han lanzado incluso varios productos mientras que otras aún se encuentran en fases de desarrollo.

Tal y como se va explicando a lo largo de este documento, los usos y aplicaciones de los dispositivos portátiles pueden ser categorizados según el área de utilización y los cometidos a los que estén destinados. Las aplicaciones más importantes que tienen mayor impacto social son las siguientes:

Seguridad pública y personal.

En contraste con la posición que defiende que los wearables pueden perjudicar la privacidad de las personas, se prevee que estos instrumentos puedan proporcionar mayor seguridad a la sociedad. Por ejemplo, en un futuro próximo, los biosensores estarán integrados en estos dispositivos y supervisarán las actividades cerebrales, alertando así de cualquier anomalía (Livescience.com, 2014). Un método de uso podría ser que los delincuentes actuales y/o potenciales lo lleven de forma obligada. Cuando intenten cometer alguna infracción o crimen, las autoridades serán advertidas de forma directa y así, se podría reducir la tasa de criminalidad actual. Otro ejemplo puede ser en los viajes realizados en coche, unas gafas inteligentes podrían avisar de peligros próximos y advertir a los conductores.

Las cámaras de las gafas inteligentes pueden calcular rutas y elegir la dirección, monitorizar el tráfico y avisar al conductor si existe posibilidad de que se quede dormido. Este sistema también serviría para otro tipo de conductores como de camiones o autobuses. Del mismo modo, las empresas podrán asegurarse del buen comportamiento de sus empleados a través de estas gafas. Otro de los casos en los que pueden utilizarse es para los bomberos ya que pueden aportar localización GPS y acceso instantáneo a información vital cuando se encuentren en plena acción, además de grabar todas las escenas para poder comprobarlas después (Hos, 2014). Para el caso de la policía, las gafas podrían incorporar reconocimiento facial y así evitar cualquier tipo de petición de identidades, con los problemas que en ocasiones eso acarrea.

Negocios.

Las tecnologías portátiles están llamadas para que las empresas puedan utilizar nuevas estrategias innovadoras. Es uno de los futuros más cercanos, no serán necesarias las reuniones presenciales, podrán realizarse llamadas a través de realidad virtual donde todo tipo de decisiones tomadas quedarán siempre grabadas y guardadas en bases de datos (Sanganeer, 2013). Además,



desaparecerán los trabajos de secretaría pues todo quedará digitalizado y automatizado. Estos instrumentos serán los asistentes virtuales, advertirán al usuario cada vez que, donde sea que lo necesiten, se organicen reuniones para tratar los temas necesarios. También concederán al usuario todo tipo de servicios y nunca olvidarán ningún tipo de información. Los grandes campos empresariales donde los wearables pueden incidir son la investigación, la producción, las ventas y servicios...

Investigación.

Esta tecnología ofrecerá numerosas oportunidades a las compañías dentro de la investigación de mercados. Los investigadores utilizan algunas técnicas de seguimiento ocular en los experimentos de laboratorio. En el futuro, podrán recopilar datos de la vida real a través de un software y aplicaciones de seguimiento ocular a con unas gafas inteligentes. Incluso pueden comenzar recopilando datos de algunos voluntarios utilizando el “crowdsourcing” o pagar a otras personas para que instalen estas aplicaciones en sus gafas. Mientras se camina por la calle, los investigadores pueden observar que lugares son de interés, que lugares son puntos ciegos... Existen numerosos métodos de adquirir datos para tomar decisiones que es en eso en lo que se basa la investigación, estudio de diversos aspectos para poder entender un determinado problema y lograr objetivos.

Producción.

En la producción y la logística se pueden utilizar estos aparatos para ayudar a los trabajadores en los procesos de aprendizaje y trabajo, ayudar a los repartidores a tomar las rutas más adecuadas, no perder ningún producto... Cada punto da lugar a un aumento de la eficiencia y a la reducción del costo global.

Ventas.

Tanto minoristas como mayoristas se pueden ver beneficiados por este tipo de sistemas donde las compras pueden ser cargadas directamente a través de internet en dispositivos que los empleados pueden llevar encima, lo que se traduce en rapidez tanto en la orden como en la respuesta. En otros campos como pueden ser las tiendas de ropa también aparecerán ventajas, entre ellas saltarse colas al poder pagar con los dispositivos, no ser necesario probarse ropa pues el propio wearable podría enseñarte como quedaría esa prenda en tu cuerpo... Como el resto, todo se traduce en reducir los costes y aumentar los beneficios. Sin embargo, en este apartado puede existir controversia pues esta



tecnología también es posible que haga que decrecer el mercado de la ropa cotidiana al emerger en las tiendas la ropa inteligente.

Servicios.

La integración de los diversos dispositivos aumentará los servicios a ofrecer a los usuarios pues cada vez se irán solucionando más y más problemas que actualmente competen a la sociedad. Por ejemplo, si una persona rellena sus datos y preferencias cuando compra un billete de avión, durante el vuelo puede ser atendido de acuerdo con esos datos y en el menor tiempo posible. Otro de los grandes objetivos es la comodidad, manejar los máximos datos posibles para evitar acciones que en la actualidad son necesarias y conllevan un tiempo determinado. Al igual que en este ejemplo ocurre en todos los empleos en los que el trabajador tiene un servicio que ofrecer.

Turismo.

La realidad aumentada integrada en los dispositivos wearables puede solucionar numerosos problemas, entre ellos el poder visitar lugares sin necesidad de salir de casa, localizar sitios de interés a través de funciones de dirección y GPS, encontrar alojamiento según las preferencias del usuario... Actualmente ya existen compañías de turismo en 3D que se están desarrollando y pueden ofrecerse como alternativa al turismo convencional.

Personas con discapacidades.

Este campo ocupa una de las mayores prioridades de las investigaciones. Personas con visibilidad reducida parcial o totalmente pueden beneficiarse de este tipo de productos para que su día a día sea más sencillo y no tengan miedo a realizar tareas que antes eran imposibles. Trabajadores podrán ayudar a distancia a personas con cualquier tipo de problema. Destacan en la actualidad los dispositivos para personas ciegas y sordas donde, estos descubrimientos pueden llegar a ser sus ojos u oídos respectivamente.

Salud y bienestar.

En la actualidad, los wearables son de mucha utilidad para causas mayores, pero también están destacando por la gran capacidad de guardar y analizar datos que poseen. Los relojes inteligentes se encuentran en un momento importante dentro del mercado, proporcionan información tanto de salud como de bienestar, sobre todo en el sector del deporte. Por otro lado, tal y como se explica en este trabajo, existen muchas formas de solucionar situaciones



relacionadas con la salud. Recogida de diagnósticos, avisos instantáneos a las autoridades sanitarias, elementos de ayuda dentro de los propios centros sanitarios... En el futuro, que ya se encuentra en desarrollo, los pacientes podrán tener microchips integrados en el cuerpo para localizar cualquier tipo de anomalía y detectar a tiempo problemas o enfermedades que actualmente requieren más tiempo para diagnosticar.

Entretenimiento.

Destacando sobre todo para las personas jóvenes y adolescentes, esta tecnología será también una novedad dentro del mundo digital y de los videojuegos. Ya existen gafas de realidad virtual para poder jugar como si te encontrarás dentro del propio juego. Para completar, en ocasiones se utilizan sensores de movimiento integrados en estos dispositivos para que únicamente utilices tu cuerpo sin necesidad de periféricos.

Conclusión.

La tecnología wearable continúa creciendo paralelamente con el resto de los avances de la ciencia. Actualmente destacan la industria de la salud, la industria textil y la industria electrónica, que ya poseen algunos ejemplos de estos dispositivos. El resto irá desarrollándose conforme se investigue y se terminen de resolver los problemas pendientes. Actualmente tanto como para las personas como para las compañías, la difusión de las grandes capacidades que poseen este tipo de aparatos se desarrolla de forma lenta, sin embargo, en un futuro cercano esta evolución aumentará llegando cada vez a más y más usuarios. Con todos estos datos se puede asegurar que los dispositivos portátiles facilitarán la vida de las personas con dificultades, permitirán a las empresas interactuar más fácilmente con todos los datos, realizar estudios de mercado más eficaces... es decir, pueden llegar a cambiar totalmente la vida que se conoce.



5. IMPORTANCIA DE LA TECNOLOGÍA EN LA MEDICINA

La tecnología de la información ofrece herramientas para la ciencia médica con el fin de recopilar, procesar, almacenar y comunicar datos clínicos. Las instituciones de la salud han adaptado tecnologías de comunicación de datos basadas en normas que permiten la fácil aplicación de la infraestructura de comunicaciones. En el momento en el que las tecnologías clínicas y de la información han convergido se han generado dos grandes tendencias: el uso generalizado de equipos y programas informáticos comerciales y el uso de tecnologías de comunicación estandarizadas (Ted Cohen, 2004). Todos estos avances que permiten que la medicina continúe creciendo han de estar supervisados por usuarios que conozcan tanto las tecnologías clínicas como las informáticas, de tal forma que sean capaces de encontrar un equilibrio que favorezca a todas las partes con el único fin de mejorar la salud de las personas.

La necesidad de la transformación continua en el ámbito médico viene motivada por la importancia de la salud y la calidad de vida en la sociedad actual. La prestación eficaz de una asistencia sanitaria segura es uno de los principales objetivos que se quieren alcanzar, teniendo en cuenta la limitación de recursos que se da en algunas ocasiones.

Cada país utiliza sus propios métodos y configuraciones para sus sistemas sanitarios, sin embargo, generalmente muchos muestran en común una gran ineficiencia que da lugar a tiempos de espera elevados, costes de personal, aparición de errores... Hace unos años el Instituto de Medicina (IOM) estimó que se producían unas 100.000 muertes al año debido a errores médicos (L.T.Kohn, J.Corrigan & M. S. Donaldson, 2000)

Aprovechando la oportunidad que ofrece el gran “boom” de los dispositivos portátiles al ámbito de la medicina y la salud, acompañado de toda la información y necesidades anteriores, se ha conseguido que gran parte del avance tecnológico que se está dando en el S.XXI se pueda centrar en mejorar la calidad y funcionalidad de los elementos sanitarios para ayudar al máximo de usuarios posible de manera más cómoda y efectiva. Los “dispositivos wearables”, a raíz de sus funciones y formas que pueden obtener, son capaces de proporcionar y solucionar muchas de estas necesidades, no sin antes atravesar un largo proceso de estudio y desarrollo.

La visión del futuro que se presenta requiere de un sistema de salud apoyado en diversos pilares como pueden ser la predicción, prevención, personalización y participación (L.Hood, 2010). Uno de los retos clave de la salud y la atención médica está relacionado con la gran variabilidad entre los individuos, desde la genética de cada uno hasta su historia, educación, situación socioeconómica... La mayoría de las decisiones tomadas en estas situaciones son subjetivas y



vienen influenciadas por la experiencia de los profesionales, pero la continua actualización que sufre el sistema hace que todas estas experiencias pasadas se vayan quedando atrás, por lo que otro de los puntos a los que los dispositivos portátiles pueden llegar es la ayuda a los trabajadores médicos en cuestiones nuevas o menos conocidas, que serán recopiladas en grandes bases de datos.

Como se mencionó anteriormente, la tecnología invertida en la salud no sólo debe centrarse en el futuro en el tratamiento de enfermedades y pacientes, sino que es igual de importante o más la prevención de los problemas. La detección temprana de cambios en los signos vitales posibilitada por la innovación puede prevenir y reducir las enfermedades crónicas a través de un control ilimitado del paciente con dispositivos no obstructivos que lo acompañen.

Tradicionalmente, antes de todas las posibilidades que se están mostrando, los esfuerzos se centraban en el desarrollo de tecnología sofisticada para la obtención de imágenes, el uso de sensores fisiológicos... Estos avances de la tecnología en ingeniería médica han hecho que la medicina sea significativamente más eficaz para el diagnóstico y tratamiento. Actualmente se conocen en el día a día pruebas como resonancias magnéticas, radiografías... que antiguamente eran inalcanzables. Muchas mediciones fisiológicas como la oximetría de pulsos se facilitan a través de la innovación y son capaces de evaluar y monitorizar el funcionamiento del cuerpo humano. Sin embargo, además de todos estos avances, máquinas, aparatos y procesos nuevos, existen aún varios problemas sanitarios que brotan de todas estas actividades.

En primer lugar, aunque las imágenes y sensores contribuyen al diagnóstico y control, estos también pueden implicar la exposición a la radiación, efectos secundarios... que puede dar lugar a la realización de más pruebas innecesarias. Una segunda preocupación es que estos enfoques se centran en la caracterización de los estados de las enfermedades en lugar del mantenimiento y mejora de la salud. Esto puede llevar a que un profesional no conozca sobre el estado de salud de un paciente en el tiempo, lo que puede llevar a malas interpretaciones, resultados fallidos... El tercer gran problema es que las mediciones fisiológicas existentes caracterizan sólo una fracción de las propiedades del paciente, sin tener en cuenta en ocasiones funciones neurológicas, comportamiento, factores sociales..., como ya se mencionó antes.

Por último, hay una falta de modelos cuantitativos orientados al proceso y predictivos en el modelo de trabajo que permitan relacionar cantidades observables con los fenómenos de interés (A.J.Jerri, 1977)

Ya se ha podido comprobar que los modelos paramétricos y computacionales permiten optimizar las pruebas y mejorar la eficiencia de la inferencia



estadística. Este apartado muestra como la aplicación de la tecnología actual y los futuros avances en el trabajo de la información y comunicación enfocados a las ciencias de la computación e ingeniería, abordarán los problemas de la asistencia sanitaria anteriormente discutidos. Aunque todos estos avances son muy necesarios e incuestionables, el gran objetivo es un mayor enfoque en la evaluación, mantenimiento y control de los pacientes, que conseguirá que todos estos aspectos no sean considerados problemas.

La pregunta que surge tras saber todos los inconvenientes y problemas de la actualidad y, sabiendo que la tecnología avanza cada día e irá solucionándolos paso a paso es, ¿cómo pueden los “dispositivos wearables” acelerar este proceso y por qué se están haciendo tan necesarios dentro de este sector sanitario?

Su objetivo es la predicción y el tratamiento de casos a través de la adquisición y el procesamiento de datos fisiológicos y ambientales. La tecnología wearable permite a los usuarios tener un mayor control de datos personales, biológicos y ambientales sin necesidad de realizar pruebas en lugares concretos. Los datos obtenidos pueden ser transferidos al usuario o desde él creando un proceso continuo de evaluación y mejora. A través de estos sensores y con el consentimiento de los pacientes, los médicos y profesionales pueden obtener los niveles de actividad a largo plazo de estos, disminuyendo el problema antes comentado de la toma de decisiones basadas en la experiencia. Esto hará que se obtenga mayor información y aumente el número de éxitos reduciendo también, por tanto, las pruebas innecesarias y como consecuencia, los costes.

Además de la adquisición de datos y su manipulación, los wearables permiten la monitorización remota de la salud de los pacientes. La capacidad de realizar un seguimiento continuo de la salud de los pacientes ayuda a prevenir e identificar posibles problemas y realizar intervenciones mejorando la calidad del sistema sanitario y ahorrando tiempo, costes y evitando peligros mayores (Rodgers, Vinay MM, Richard M, Conroy S, 2015).

Otro de los grandes problemas que son capaces de solucionar es la disminución o supresión de los efectos secundarios y adversos que en la actualidad nacen de diversas pruebas y operaciones, y es que, estos dispositivos, en su gran mayoría son externos al cuerpo humano, utilizados como accesorios que recopilan información. Sin olvidar que algunos de ellos son introducidos dentro del usuario, pero con mayor sencillez ya que son muy pequeños y poco invasivos.

Continuando la cadena, ese aumento en la calidad de la atención también contribuye en la mejora de la eficiencia en las operaciones ya que, los limitados recursos pueden ser destinados en mayor medida a sectores que se habían quedado estancados. Esto es considerado uno de los grandes papeles de estos



dispositivos, capaces de servir como el centro de un sistema esencial basado en su funcionalidad.

A los numerosos avances tecnológicos y mejoras que están surgiendo hay que añadir el papel de la inteligencia artificial en estos dispositivos ya que, a través de algoritmos creados con el propósito de que los aparatos presenten capacidades humanas, hace posible la obtención de muchos de esos datos esenciales (Menachem Domb, 2019).

Estas son las principales causas y problemas que esta tecnología en auge está previsto que continúe solucionando a través de un largo proceso en el tiempo y hace pensar que el límite que pueden alcanzar los wearables aún está muy lejos, por lo que la calidad de la sanidad aumentará y la salud de las personas se verá beneficiada.

6. INTRODUCCIÓN A LA INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA EN LA SALUD

Se conoce como instrumentación al conjunto de dispositivos usados para observar, medir o controlar (o cualquier combinación entre estas actividades) o a la aplicación de estos dispositivos. Bajo un término más amplio, el término puede incluir el equipo asociado a estos dispositivos, así como los objetivos adicionales como la transmisión de la señal, conversión y procesamiento de datos o almacenamiento de datos.

El objetivo principal de los sistemas de medida es obtener información acerca de un proceso físico y presentar la información de una forma adecuada a un observador o a un sistema de control.

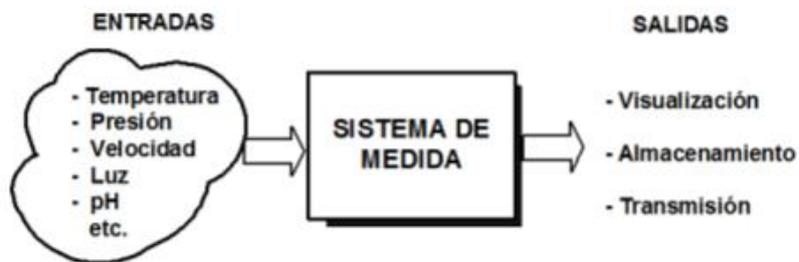


FIGURA 23. Esquema simplificado del funcionamiento de un sistema de medida.

El sistema de medida, además de recibir señales, procesarlas y enviarlas, está formado por una serie de funciones principales:

- **Adquisición de datos:** Obtener información de las variables a medir y transformarla en una señal eléctrica.
- **Procesamiento de datos:** Tratamiento de la información una vez recibida.
- **Distribución de datos:** El valor medido es ofrecido a un observador, otro sistema de control o a otro tipo de sistema.



FIGURA 24. Funciones del sistema de medida.

Cada una de estas funciones está compuesta por las siguientes etapas:

- **Adquisición de datos:**
 - **Sensor:** Convierte la variable a medir en señal eléctrica.
 - **Acondicionamiento:** Adecua la señal de salida del sensor para que la etapa posterior de procesamiento pueda recibirla sin problemas. Para conseguirlo, se realiza alguna de estas actividades:
 - Amplificación: Incrementar el nivel de la señal.
 - Filtrado: Eliminar componentes de la señal no deseadas.
 - Linealización: Obtener una señal de salida que varíe linealmente con la variable a medir.
 - Modulación / Demodulación: Modificar la forma de la señal de salida del sensor.
 - **Conversión A/D:** Generalmente, los sensores producen una señal analógica que es necesario convertir para su posterior procesamiento.

- **Procesamiento de datos:**
 - **Procesador:** Manipulación de las señales a través del procesamiento digital.

- **Distribución de datos:**
 - **Conversión D/A:** Una vez se ha procesado la información, sufre el proceso inverso para convertirse en señal analógica.
 - **Acondicionamiento:** En algunas ocasiones, la señal de salida del convertidor D/A no puede emplearse directamente sobre la etapa de salida, por ello es necesario esta etapa de acondicionamiento que incluye, normalmente, amplificación.

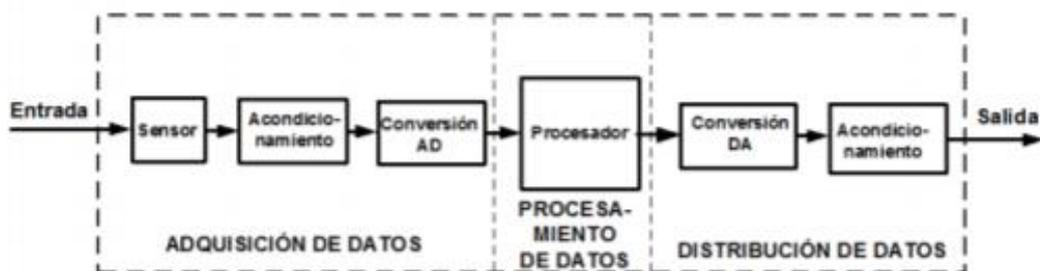


FIGURA 25. Etapas del sistema de medida.



Importancia de la instrumentación electrónica en la salud

A pesar de la diversidad de economías que se da en todo el planeta, el crecimiento de la industria de los dispositivos médicos no se ha detenido. Este auge se debe principalmente al carácter autosensible de la atención de la salud, es decir, existen numerosas tecnologías capaces de alargar y mejorar considerablemente la vida de las personas y, este hecho genera la necesidad de mejorar y crear otras nuevas con el objetivo de seguir mejorando esa calidad de vida. A raíz de esto, se puede entender que la demanda de diseñadores de dispositivos médicos, así como todas sus variantes dentro del mercado, haya aumentado considerablemente en los últimos años (David Prutchi & Michael Norris, 2005).

La ESPOL (Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación de Guayaquil, Ecuador) proporciona a través de su página web una serie de datos relevantes para comprender de una forma más clara y sencilla la relación entre la instrumentación electrónica y la medicina moderna.

Existen dos grandes aspectos relevantes que surgen a raíz de los sucesos ocurridos debido a la mala práctica médica que son la confiabilidad de los equipos médicos y la seguridad que se le brinda a los pacientes. Como ya se ha mencionado, la medicina necesita a la ingeniería como aliada para seguir avanzando y mejorando ya que, hoy en día, el 90% de equipos utilizados en las rutinas de diagnóstico son controlados por circuitos electrónicos.

- **Confiabilidad de los equipos médicos:**

Para que el tratamiento de los pacientes sea satisfactorio es necesario que todos los equipos médicos funcionen adecuadamente y para ello se debe emplear una electrónica correcta y fiable. Para comprobar esto, son sometidos periódicamente a pruebas de funcionamiento y calibración ya que se requieren resultados muy precisos pues la vida de una persona puede depender de ellos, y de ahí nace la importancia de los mantenimientos preventivos.

La ESPOL lleva a cabo cada año las Jornadas en Electrónica Médica. Prestigiosos profesionales son invitados a dar conferencias con el fin de abordar diversos temas y aumentar el conocimiento del público y participantes. El ingeniero Silas Young, invitado en algunas ediciones, es un profesional norteamericano que abrió el debate en torno al mantenimiento de los equipos médicos. Expresó que en el momento en el que un instrumento queda dañado, existen personas calificadas capaces de repararlo, pero no existirá una certificación de que continúen funcionando apropiadamente como se esperaba. Algunas intervenciones como esta han dado lugar a la aparición y reconocimiento de algunos organismos como la JCAH (Comisión Unida



para Acreditar Hospitales), la cual se encarga de verificar que los aparatos utilizados en todos los hospitales funcionen de acuerdo con las leyes vigentes y mantengan sus funciones operativas. En el momento en el que cualquier centro médico no cumpla con estas especificaciones, podrá ser desacreditado de cara a las compañías aseguradoras y, en caso de que existan faltas de mayor gravedad, el centro en cuestión puede ser obligado a cerrar sus puertas y a pagar grandes sanciones económicas.

Esta organización mencionada opera en los EE.UU pero existen otras más que realizan funciones similares a lo largo del mundo como pueden ser JCI (Joint Commission International), EFQM (Fundación Europea para la Gestión de la Calidad) y diversas agencias de calidad sanitaria como puede ser la ACSA (Agencia de Calidad Sanitaria de Andalucía) en España.

- **Seguridad de los equipos médicos:**

El uso de cualquier equipo médico conlleva riesgos que pueden afectar al paciente en la mayoría de las ocasiones, pero también al profesional que los utiliza. Pueden ser riesgos biológicos debido a infecciones, físicos debido al mal uso de los equipos, radiactivos debido al uso de materiales de este tipo, etc...

Además del mantenimiento preventivo, la gestión de la calidad y la reparación de los equipos, las organizaciones mencionadas anteriormente también deciden que instrumentos pueden utilizarse y en qué casos, ya que es posible que se superen valores de parámetros perjudiciales como radiación, ultrasonidos y muchos más. Sin embargo, a pesar de todos estos riesgos, en los ambientes hospitalarios el mayor riesgo que existe es el relacionado con la electricidad. Esta peligrosa forma de energía puede dar lugar a explosiones en entornos inflamables o puede generar corrientes que recorran el cuerpo humano generando importantes daños. Lo más importante es que algunas de estas corrientes podrían llegar al paciente de una forma u otra sin que el médico lo advirtiera.

En 1971, los doctores norteamericanos Ralph Nader y Carl Walter informaron de alrededor de 1200 casos en los que los pacientes habían sufrido daños irreparables debido a corrientes eléctricas. Estos sucesos no pudieron ser documentados porque generalmente no quedaban evidencias patológicas, sin embargo, estos aportes sirvieron para que se exija en los hospitales la implementación de sistemas de seguridad eléctrica, los cuales tienen en cuenta mediciones de las corrientes de



fuga de los equipos médicos y, estas medidas de seguridad también son supervisadas por los organismos de control de la calidad mencionados. Afortunadamente, el informe de 1971 produjo una mayor atención a este problema y originó que todas las firmas de fabricantes de equipos médicos le pusieran énfasis a la seguridad eléctrica tanto para los pacientes como para el personal médico.

La conclusión de estos datos es muy sencilla, la vida de las personas es el concepto más importante y fundamental que se quiere proteger con las continuas mejoras en electrónica y medicina. El trabajo médico supone muchos peligros, pero también muchos beneficios por lo que, mediante el trabajo, supervisión y mejora de cada componente que forma los equipos utilizados, se pretende minimizar al máximo estos peligros aumentando los casos favorables y ahí radica la importancia de la instrumentación electrónica.

Tipos de señales y su procesamiento

El desarrollo de los procesamientos de las señales también ha mejorado con el paso de los años, tanto para el diagnóstico de pacientes como para la investigación médica. Un aspecto muy relevante que también corre por cuenta de la instrumentación y de los profesionales, es la identificación de los diferentes tipos de señales y su correspondiente interpretación de los datos obtenidos. Para el manejo de señales biomédicas, es necesario una amplificación de la señal y una conversión analógico – digital que permitirán obtener un diagnóstico del estado de cada paciente (Cristian Vidal Silva, Valeska Gatica Rojas, 2009).

El cuerpo humano se compone de un conjunto de múltiples procesos químicos, electroquímicos, biológicos y fisiológicos para controlar y mantener el denominado “medio interno”, la homeostasis. Todos ellos reflejan su naturaleza y actividad a través de las señales. Cuando se produce un trastorno en uno de estos procesos, la señal que lo caracteriza presenta alteraciones o varía su forma y, si se es capaz de comprender estas variaciones asociadas, será posible entender de qué modo está dañado el sistema. A través de la electrónica se ha facilitado la representación y procesamiento de estas señales buscando el objetivo de obtener diagnósticos correctos y una monitorización fiable (Rangaraj M. Rangayyan, 2002).

Las señales biomédicas representan una relación espacio – temporal de eventos como el latido del corazón, el flujo de la sangre o el movimiento de los músculos. Estos sucesos producen una actividad eléctrica, química o mecánica representada a través de señales medibles. Como consecuencia, las señales biomédicas o bioseñales se pueden utilizar para explicar los mecanismos del cuerpo humano y para detectar estas variaciones de las que se hablaba.



Existen diversas bioseñales y pueden ser clasificadas de diferentes formas pero, algunas de las más importantes son:

- **La fuente o naturaleza física:** Se utiliza cuando las características físicas de los procesos a observar son de interés. Según esta fuente, se distingue entre señales bioeléctricas, biomagnéticas, bioquímicas, biomecánicas, bioacústicas o bioópticas. Además, se pueden clasificar en señales continuas (definidas a lo largo de un intervalo continuo de tiempo o espacio y representadas por funciones variables continuas) o discretas (definidas en puntos discretos del tiempo y representadas como secuencias de valores). Generalmente, las señales biomédicas son continuas.
- **La aplicación biomédica:** Con el propósito del diagnóstico y monitorización, la clasificación puede realizarse de acuerdo con el campo de aplicación, por ejemplo, cardiología o neurología. Se utiliza cuando interesa el estudio de los sistemas, por ejemplo, el sistema fisiológico.
- **Las características de la señal:** Si la importancia radica en el análisis de la señal, esta es la clasificación más relevante pues, lo primordial son las características de la propia señal. De esta forma existen señales aleatorias o determinísticas. Las primeras, basadas en probabilidades, no pueden ser representadas mediante reglas o funciones matemáticas, al contrario que las segundas.

Las variables biomédicas que se relacionan dando lugar a las señales son recogidas mediante los sensores biomédicos, que convierten estas variables en señales eléctricas y sirven como interfaz entre la parte biológica y la parte electrónica. A continuación, se muestran los diferentes tipos de sensores que pueden ser utilizados en aplicaciones biomédicas:

- **Sensores físicos (Michael R. Neuman, 2006):**

Los sensores que miden estas variables físicas ya sean sistemas de medición biomédicos u otros sistemas, son esencialmente los mismos. Estos sensores de desplazamiento lineal se utilizan con igual acierto tanto para mediciones en el cuerpo humano como en otros proyectos artificiales como robots, sin embargo, existe una gran diferencia dentro de la similitud que comparten: el empaquetamiento del sensor y su fijación al sistema que desea captar. Dentro del cuerpo humano, estos instrumentos deben combatir con el duro entorno que forma el tejido biológico y procurar no ser eliminado al tratarse de un

cuerpo extraño. La siguiente tabla muestra una lista de variables físicas que se pueden medir y qué tipo de sensores son necesarios:

Physical quantity	Sensor	Variable sensed
Geometric	Strain gauge	Strain
	LVDT	Displacement
	Ultrasonic transit time	Displacement
Kinematic	Velocimeter	Velocity
	Accelerometer	Acceleration
Force–Torque	Load cell	Applied force or torque
Fluidic	Pressure transducer	Pressure
	Flow meter	Flow
Thermal	Thermometer	Temperature
	Thermal flux sensor	Heat flux

Tabla 4. Variables físicas medibles junto con los sensores adecuados para ello.

Es casi imposible considerar las muchas aplicaciones biomédicas que estos sensores son capaces de alcanzar, sin embargo, la siguiente tabla muestra algunos ejemplos:

Sensor	Application	Signal range	Reference
Liquid metal strain gauge	Breathing movement	0–0.05 (strain)	3
	Limb plethysmography	0–0.02 (strain)	
Magnetic displacement sensor	Breathing movement	0–10 mm	10
LVDT	Muscle contraction	0–20 mm	11
	Uterine contraction sensor	0–5 mm	
Load cell	Electronic scale	0–440 lbs (0–200 kg)	12
Accelerometer	Subject activity	0–20 m/sec ²	13
Miniature silicon pressure sensor	Intra-arterial blood pressure	0–50 Pa (0–350 mmHg)	14
	Urinary bladder pressure	0–10 Pa (0–70 mmHg)	
	Intrauterine pressure	0–15 Pa (0–100 mmHg)	
Electromagnetic flow sensor	Cardiac output (with integrator)	0–500 ml/min	15
	Organ blood flow	0–100 ml/min	

Tabla 5. Sensores y sus posibles aplicaciones biomédicas.

Las galgas extensiométricas (Liquid metal strain gauge) son muy populares en el ámbito médico pues proporcionan compatibilidad e impedancia mecánicas para la mayoría de los tejidos biomédicos. Se utiliza generalmente para controlar los movimientos respiratorios y para ello, deben ser envueltas en zonas del abdomen que se contraerán y estirarán con dichos movimientos. Los



cambios de tensión que producen serán recogidos por el sensor. Con estas medidas se puede monitorizar la respiración de seres humanos y su mayor ventaja, es que no interfiere en ninguno de estos movimientos por lo que el esfuerzo requerido será el de siempre. Otra de las grandes aplicaciones de este tipo de sensor es la pletismografía de las extremidades (Whitney R.J, 1949). Una o más galgas se envuelven en diversos puntos de brazos y piernas detectando cambios de volumen en dichas zonas y pudiendo diagnosticar oclusiones en la circulación venosa (si la vena se ocluye, el volumen de la zona aumenta pues se llena de sangre). Se pueden identificar diferentes tipos de obstrucciones venosas monitorizando la velocidad de cambio del volumen.

Los detectores de velocidad magnética (Magnetic displacement) pueden también detectar los movimientos respiratorios, pero, para ello necesitan un imán permanente colocado en el lado anterior del torax o el abdomen y una bobina en el lado posterior del imán. Las tensiones inducidas en la bobina son suficientes para monitorizar dichos movimientos.

El LVDT es un sensor de desplazamiento que se utiliza para aplicaciones más precisas (movimientos de músculos pequeños como contracciones uterinas durante un parto).

Las células de carga (Load cell) son las utilizadas en las básculas electrónicas cotidianas, utilizadas para medir el peso del paciente según la fuerza que éste ejerza sobre ellas.

Los acelerómetros (Accelerometer) sirven para detectar cualquier movimiento del paciente al que está unido. Es útil en diversas ocasiones como por ejemplo el estudio del sueño. Los movimientos realizados pueden ayudar a determinar el estado y la calidad del sueño. También se utilizan para guardar registros de pacientes estudiando su actividad y pudiendo determinar, si existen, efectos de enfermedades, tratamientos necesarios... (Patterson S.M., Krantz D.S., Montgomery L.C. et al., 1993).

Los sensores de presión en miniatura de silicona son utilizados para la medición permanente de la presión del fluido en gran parte de las cavidades del cuerpo. La aplicación más frecuente es la medición de la presión intraarterial pero también es común en cavidades como la vejiga y el útero. Su mayor ventaja es su reducido tamaño, que le permite ser introducido en cualquiera de estos lugares mencionados.

El sensor de flujo electromagnético (Electromagnetic flow sensor) ha sido utilizado en el laboratorio de fisiología durante mucho tiempo. Su principal aplicación ha sido la medición del gasto cardiaco y del flujo sanguíneo a diversos órganos en animales para la investigación. Actualmente se han desarrollado estos sensores en miniatura y permiten introducir temporalmente sondas de flujo en arterias para realizar mediciones clínicas.



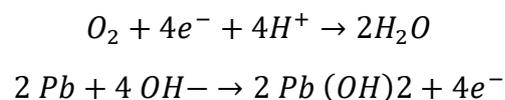
Otra de las más importantes variables a medir del cuerpo humano es su temperatura y en los últimos años las mediciones mediante instrumentos que utilizan termistores han aumentado mostrando como gran mejora los rápidos tiempos de respuesta. Además de analizar a más pacientes en el mismo tiempo, esto también ha dado lugar a una reducción de costes de la atención médica. Los termistores de masa baja son sensores sencillos utilizados por ejemplo para detectar la respiración. Colocados cerca de la nariz y la boca, se puede documentar la temperatura del aire exhalado para obtener resultados (Sekey, A. and Seagrave, C., 1981).

Las potenciales aplicaciones de los sensores físicos en medicina son casi ilimitadas, sin embargo, para poder utilizarse, los profesionales deben familiarizarse con un gran número de principios para cumplir los dos propósitos de los que se hablaba anteriormente en este punto, la confiabilidad y la seguridad de los equipos médicos, que no darán buenos resultados sin la ayuda de buenas acciones profesionales.

- **Sensores electroquímicos:**

Los sensores electroquímicos se han utilizado ampliamente como una parte integral de los elementos de detección química y biomédica. Uno de los ejemplos más básicos es la detección de los gases sanguíneos (PO_2 , PCO_2 y PH) que se realiza a través de medios electroquímicos. También se dan procesos electroquímicos dentro de los sensores enzimáticos, que mezclan catalizadores con elementos de detección.

Uno de los más conocidos sensores electroquímicos es el sensor de oxígeno tipo Clark (Clark, 1956), también conocido como electrodo de Clark, mide la concentración de oxígeno ambiente en un líquido utilizando un catalizador de platino y generando las siguientes reacciones:



Los sensores electroquímicos se clasifican generalmente en conductivos/capacitivos, potenciométricos, amperométricos y voltimétricos. Los primeros basan sus medidas en cambios de conductividad/capacitancia de una concentración de soluto dada donde, este soluto suele ser la especie sensible de interés. Los sensores potenciométricos miden los potenciales eléctricos en materiales o soluciones para calcular la concentración de disoluciones iónicas. Los amperométricos generan una corriente al aplicar un potencial entre dos electrodos, que es proporcional a las variaciones producidas en el bioreceptor. Por último, los voltimétricos se basan en la



medición de la relación corriente-voltaje, donde se aplica un potencial al sensor y se mide una corriente proporcional a la especie electroactiva de interés (Real Academia de Ingeniería).

Su funcionamiento se basa en una célula electroquímica que emplea una disposición de dos o tres electrodos. Las mediciones se pueden realizar en estado estacionario o transitorio y, la corriente aplicada o el potencial de estos sensores, puede variar según el modo de operación. A pesar de sus múltiples aplicaciones, muchos métodos electroanalíticos no son prácticos en situaciones de detección biomédica. Por ejemplo, la polarografía de electrodo de mercurio es un método electroanalítico bien asentado, pero su utilidad en el desarrollo de sensores biomédicos, particularmente para sensores en tiempo real, es bastante limitado

- **Electrodos de biopotenciales:**

Frecuentemente, los sistemas biológicos tienen actividad eléctrica asociada a ellos. Esta actividad puede presentarse de diferentes formas, como un campo constante de corriente continua, como un flujo constante de partículas portadoras de carga o corriente o como un campo eléctrico variable en el tiempo o corriente, asociado con algún fenómeno biológico o bioquímico dependiente del tiempo. Los fenómenos bioeléctricos tienen como base la variedad de distribuciones de iones o moléculas cargadas en las distintas estructuras biológicas y los cambios que se dan en estas distribuciones cuando se les aplica procesos específicos. Estos cambios pueden ser el resultado de reacciones o venir directamente de fenómenos que modifican la anatomía local. Aunque existe una gran variedad de señales que se pueden asociar a los órganos del cuerpo humano, muchas de ellas no se consideran demasiado útiles para la medicina clínica ya que presentan un bajo nivel de variables relacionadas con el tiempo y se vuelven difíciles de medir. De la misma forma, existen otras con gran importancia de cara a los diagnósticos o que son capaces de proporcionar un medio de comprensión a través de la electrónica con el fin de ayudar en la comprensión de los sistemas biológicos. Puede que la más conocida popularmente sea la señal obtenida a través de un electrocardiograma, derivada de la actividad eléctrica del corazón y considerada de gran importancia ya que permite el diagnóstico de trastornos en el ritmo cardiaco. En la siguiente tabla se muestran diversas señales de importancia capaces de aportar, de una forma u otra, mayor conocimiento acerca del cuerpo humano.

Bioelectric signal	Abbreviation	Biologic source
Electrocardiogram	ECG	Heart — as seen from body surface
Cardiac electrogram	—	Heart — as seen from within
Electromyogram	EMG	Muscle
Electroencephalogram	EEG	Brain
Electrooptigram	EOG	Eye dipole field
Electroretinogram	ERG	Eye retina
Action potential	—	Nerve or muscle
Electrogastrogram	EKG	Stomach
Galvanic skin reflex	GSR	Skin

Tabla 6. Bioseñales relacionadas con el cuerpo humano.

Estos instrumentos funcionan a través del mecanismo de la conductividad eléctrica en el cuerpo, que implica a los iones como portadores de carga. Es por ello por lo que la captación de las señales bioeléctricas debe realizarse a través de la interacción entre estos portadores para conseguir la transformación necesaria de corrientes iónicas a corrientes eléctricas, que serán requeridas por los cables y la instrumentación electrónica. Esta función de transducción se realiza mediante electrodos que consisten en conductores eléctricos en contacto con las soluciones iónicas acuosas del cuerpo. Dependiendo de la aplicación a la que esté destinada el instrumento, se deben hacer diversas consideraciones específicas ya que la interacción entre los electrones en los electrodos y los iones en el cuerpo puede afectar en gran medida al rendimiento de estos equipos.

Las características eléctricas de los electrodos biopotenciales son generalmente no lineales y una función de la densidad de corriente en su superficie. Para que un dispositivo pueda representarse a través de un modelo lineal, debe operar con bajas corrientes y voltajes (o en algunos casos, donde estos dos parámetros sean siempre fijos). Bajo estas condiciones, el esquema base que puede representar el funcionamiento de un electrodo es el siguiente:

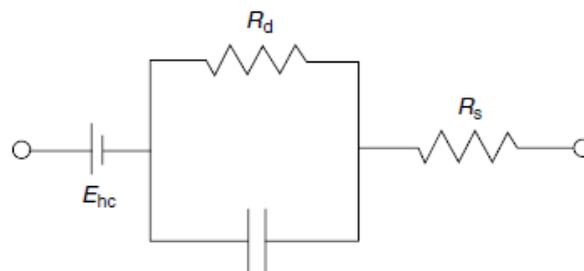


FIGURA 26. Circuito eléctrico equivalente para un electrodo biopotencial.



En este circuito R_d y C_d representan la impedancia asociada con la interfaz electrodo-electrolito y su correspondiente polarización. R_s es la resistencia en serie asociada a los efectos interfaciales y la resistencia de los propios materiales del electrodo. E_{nc} es la batería que representa el potencial de media célula (half-cell potential). Se conoce así a la diferencia de potencial que se establece entre el metal y la mayor parte del electrolito. Estas diferencias de potenciales junto con las reacciones que los generan se pueden encontrar en la siguiente tabla:

Metal and reaction	Half-cell potential, V
$Al \rightarrow Al^{3+} + 3e^-$	-1.706
$Ni \rightarrow Ni^{2+} + 2e^-$	-0.230
$H_2 \rightarrow 2H^+ + 2e^-$	0.000 (by definition)
$Ag + Cl^- \rightarrow AgCl + e^-$	+0.223
$Ag \rightarrow Ag^+ + e^-$	+0.799
$Au \rightarrow Au^+ + e^-$	+1.680

Tabla 7. Diferencia de potenciales generados por sus respectivas reacciones.

La impedancia del electrodo dependerá de la frecuencia, tal y como se ilustra en la siguiente gráfica:

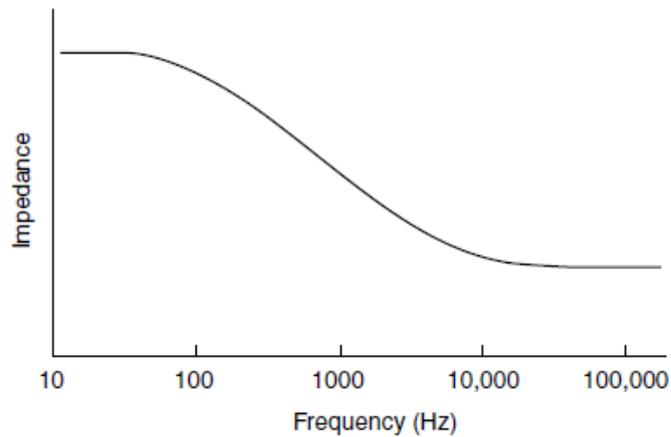


FIGURA 27. Ejemplo de la impedancia de un electrodo de biopotencial en función de la frecuencia. Las frecuencias características serán diferentes en función de las geometrías y los materiales.

En frecuencias bajas, la impedancia está dominada por la combinación en serie de R_d y R_s , mientras que, en frecuencias altas, C_d evita el efecto de R_d y R_s acapara la mayor la mayor parte de la impedancia. Por ello, al comprobar la impedancia de un electrodo en ambas frecuencias, es posible determinar los valores de los componentes para el circuito eléctrico equivalente de ese electrodo.

En cuanto a las aplicaciones biomédicas donde estos instrumentos pueden dar servicio, cabe destacar que su campo más popular es el que incluye los electrocardiogramas para el diagnóstico y la monitorización de los pacientes. Sin embargo, debido a la gran variedad de electrodos utilizados en la medicina clínica, se convierten en un importante instrumento capaz de ser útil en mediciones de diversos fenómenos bioeléctricos. En la siguiente tabla se muestran algunas de ellas, acompañadas del tipo de electrodo empleado:

Application	Biopotential	Type of electrode
Cardiac monitoring	ECG	Ag/AgCl with sponge Ag/AgCl with hydrogel
Infant cardiopulmonary monitoring	ECG impedance	Ag/AgCl with sponge Ag/AgCl with hydrogel Thin-film
Sleep encephalography	EEG	Filled elastomer dry Gold cups Ag/AgCl cups
Diagnostic muscle activity	EMG	Active electrodes
Cardiac electrograms	Electrogram	Needle
Implanted telemetry of biopotentials	ECG	Intracardiac probe
	EMG	Stainless steel wire loops
Eye movement	EOG	Platinum disks Ag/AgCl with hydrogel

Tabla 8. Algunas aplicaciones de los electrodos de biopotenciales.

- **Sensores ópticos (Yitzhak Mendelson et al., 1990):**

Los métodos ópticos se encuentran entre las técnicas más antiguas y mejor establecidas para la detección en análisis bioquímicos. La instrumentación que interviene en ellos generalmente consta de una fuente de luz, un número determinado de componentes ópticos para generar un haz de luz con características específicas y dirigirlo hacia el objetivo, y un fotodetector capaz de procesar la señal óptica obtenida.

Los sensores ópticos se basan generalmente en fibras ópticas o en guías de ondas planas. Existen popularmente tres métodos distintivos para la detección óptica en superficies:

1. El cuerpo a analizar afecta directamente las propiedades ópticas de la onda guía, como ondas evanescentes (ondas electromagnéticas generadas en el medio, fuera de la onda guía cuando la luz es reflejada desde dentro) o plasmones superficiales (resonancias inducidas por una onda evanescente en una fina capa depositada en la superficie de la onda guía).



2. Utilizar una fibra óptica como transductor sencillo que guía la luz hacia una muestra remota y después la devuelve al sistema de detección. Los cambios en las propiedades ópticas intrínsecas del propio medio son detectados por un espectrofotómetro externo.
3. Un indicador o reactivo químico colocado dentro o sobre un soporte polimérico cerca de la fibra óptica se utiliza como mediador para producir una señal óptica observable. Por lo general, técnicas convencionales como la espectroscopia de absorción y la fluorimetría (espectroscopia de fluorescencia) se utilizan para medir los cambios en la señal óptica.

Como se ha indicado anteriormente, la instrumentación general necesaria para la construcción y el funcionamiento de un sensor óptico es la siguiente:

- Fuente de luz: Existen diversas opciones como láseres de diodo semiconductores, lámparas incandescentes de banda espectral amplia, diodos LED de banda estrecha... Se busca buena estabilidad y a partir de ello, dependiendo de la aplicación a desarrollar, unas fuentes tendrán ventajas sobre otras (consumo, calentamiento, longitudes de onda...).
- Elementos ópticos: Son varios los elementos utilizados rutinariamente para manipular la luz en los sensores ópticos. Lentes, espejos, interruptores de luz, divisores de haz, acopladores... son algunos de ellos, utilizados para dirigir la luz de la fuente hacia la pequeña abertura de un sensor de fibra óptica o hacia un área específica en la superficie de una onda guía y recoger la luz del sensor antes de que sea procesada por el fotodetector. En cuanto a la selección de la longitud de onda, son comunes los filtros ópticos, primas y rejillas de difracción, que proporcionan un ancho de banda de excitación estrecho cuando se utiliza una fuente de luz ancha.

En la siguiente figura se puede observar un esquema que representa la construcción básica en bloques de un instrumento óptico para aplicaciones de los sensores ópticos:

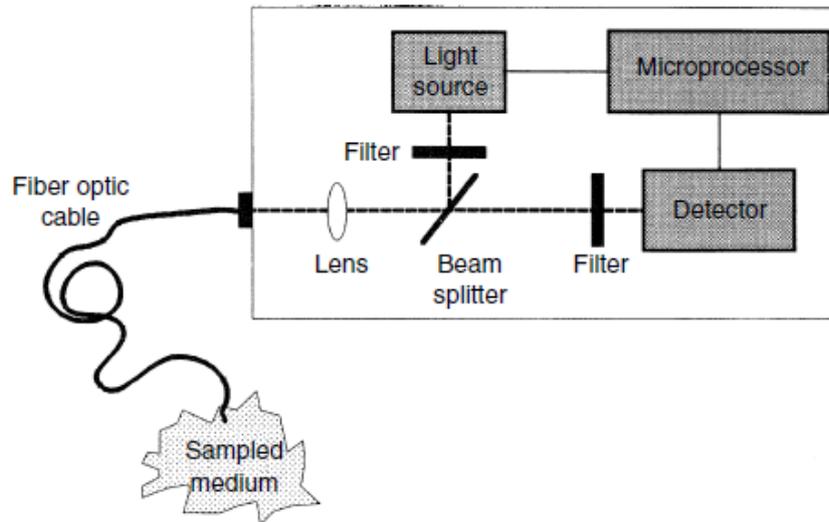


FIGURA 28. Esquema en bloques de los elementos de un instrumento óptico para las aplicaciones de los sensores ópticos.

- Fotodetectores: Al elegir estos elementos se deben tener en cuenta diversos factores como la sensibilidad, ruido, respuesta espectral, tiempo de respuesta... La elección suele ser dependiente sin embargo de la longitud de onda de interés. Normalmente se utilizan dos fotodetectores en la instrumentación óptica ya que a menudo es necesario incluir un detector de referencia separado para rastrear las fluctuaciones en intensidad y temperatura de la fuente. Al utilizar una relación entre las dos lecturas del detector, una parte de la luz que no se ve afectada por la variable de medición se utiliza para corregir las variaciones ópticas obteniendo así medidas más precisas y estables.
- Procesamiento de señales: En general, la señal obtenida del fotodetector proporciona un voltaje o una corriente proporcional a la medida de la intensidad de la luz. Es por ello que la circuitería de computación analógica es simple (convertidores corriente-voltaje). También se utilizan conexiones directas a ganancias programables de voltajes. La salida del fotodetector suele estar conectada directamente a un preamplificador antes de que se aplique al muestreo y a los circuitos de conversión analógico-digital dentro de un ordenador.

La mayor aplicación a la que están destinados estos sensores es la oximetría. La medida de la saturación de oxígeno en sangre a través del color de la desoxihemoglobina y de la oxihemoglobina. Estos dispositivos aprovechan la transmisión de la luz y su reflexión para sus mediciones. Dentro de este gran campo destaca la oximetría no invasiva. A través de la pulsioximetría, se puede alcanzar una monitorización continua, segura y efectiva de la oxigenación de la

sangre del paciente sin necesidad de calibrar ningún instrumento antes de utilizarse.

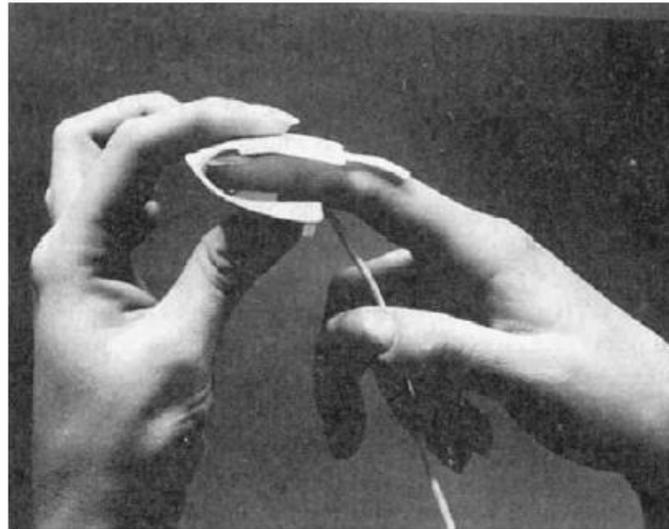


FIGURA 29. Prueba de un pulsioxímetro no invasivo.

- **Sensores bioanalíticos (Richard P. Buck, 1992):**

Los sensores pertenecen a algún grupo de transductores ya que son capaces de generar mediciones de las propiedades de los materiales. En concreto, contienen un proceso de reconocimiento que es característico de las muestras a nivel molecular-químico de los materiales, y un proceso de transducción para generar señales útiles. Además, los sensores biomédicos incluyen un amplio rango de dispositivos que pueden ser químicos, físicos...

Los sensores químicos utilizan este tipo de procesos durante los pasos de reconocimiento y transducción. Los biosensores pertenecen a este grupo, pero utilizan clases particulares de procesos biológicos. Generalmente, cualquier tipo de sensor, sin utilizar necesariamente procesos químicos, puede convertirse en sensor bioanalítico en el momento en el que se utiliza en un sistema biológico (biomatriz). Su finalidad es proporcionar una señal analítica del sistema biológico para su uso posterior.

El proceso de reconocimiento químico se centra en niveles moleculares-químicos, usualmente en estructuras químicas que van desde simples grupos funcionales hasta estructuras de superficie metálica o cromóforos en indicadores de colorante. Hoy en día el proceso biológico de reconocimiento se comprende de un modo mejor y, el concepto general de reconocimiento por receptores o receptores químicos se ha puesto de moda.

El bioreconocimiento en biosensores ha hecho hincapié especialmente en los "receptores" y sus categorías. Históricamente, su aplicación no conllevaba

necesariamente la medición directa. Por lo general, existen reacciones químicas acopladas, y la transducción utilizaba la medición de los productos subsidiarios (cambio de pH, cambio de O_2 , cambios de temperatura...). Los receptores principales están formados por enzimas debido a su extraordinaria selectividad, aunque otros receptores pueden ser las especies más sutiles de la bioquímica (anticuerpos, microbios...). Un pequeño esquema de un sensor bioanalítico se muestra en la siguiente imagen:

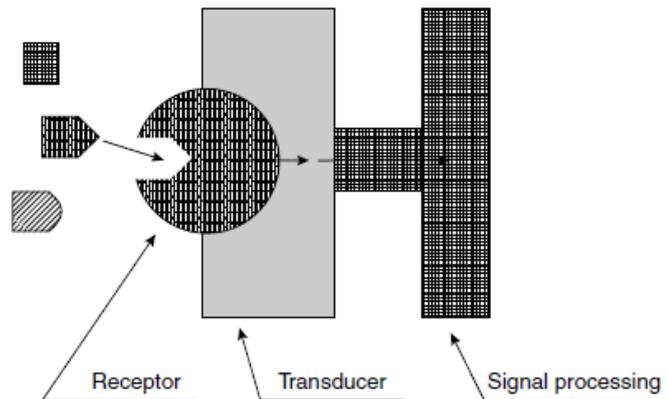


FIGURA 30. Sensor bioanalítico genérico.

- **Sensores biológicos para diagnósticos:**

A través de los sensores se pueden medir muchas moléculas biológicamente relevantes a partir de muestras del cuerpo humano, lo que forma parte de la base de la industria del diagnóstico médico.

En el año 2003, el mercado mundial del diagnóstico clínico superó los 2.000 millones de dólares. Las ventas de instrumentos de medida en laboratorios contribuyeron en algo menos de la mitad y los sistemas de cuidado y kits de diagnóstico completaron el resto. A pesar de que esta cantidad supone sólo un pequeño porcentaje del gasto total en atención médica, continúa creciendo y, no es sorprendente que un número significativo de ingenieros estén empleados en la investigación, diseño y fabricación de estos productos.

Como se venía comentando anteriormente, se busca rapidez y fiabilidad en todos los aparatos electrónicos relacionados con la salud y el bienestar, pues muchas vidas dependen de ello y este hecho se ve reflejado en el gran impacto económico que genera.



7. PULSIOXIMETRÍA

La pulsioximetría, oxipulsimetría u oximetría de pulso es un método médico no invasivo a través del cual se puede determinar la saturación de oxígeno en sangre a partir del nivel de absorción de luz roja que se hace incidir sobre la hemoglobina. Su proceso tecnológico se basa en la propiedad de la hemoglobina de presentar diferentes espectros de absorción según el estado en el que se encuentre (oxigenado o reducido).

El origen de la oximetría se remonta al año 1862 cuando el profesor alemán de química aplicada, Félix Hoppe Seyler, acuña el término de hemoglobina y reconoce que la sangre oxigenada se puede diferenciar de la no oxigenada, sin embargo, el desarrollo más en profundidad de esta prueba data de la primera Guerra Mundial cuando August Krogh (premio Nobel de Fisiología y Medicina en 1920) intentó medir la oxigenación de algunos pilotos en Copenhague. Más adelante hacia 1930, Glen Millikan y Earl Wood desarrollaron un oxímetro de pabellón auricular de dos longitudes de onda y a partir de ese diseño, en 1949, el mismo Wood acompañado de Geraci JE., lograron medir la saturación absoluta de oxígeno a través de métodos fotoeléctricos en el lóbulo de la oreja. En 1972, Takuo Aoyagi de la Nihon Kohden (fabricante y desarrollador líder de equipos electrónicos médicos), basándose en que las pulsaciones arteriales cambian el color de la sangre y pueden ser leídas utilizando el radio de absorción de la luz roja e infrarroja, desarrolló el primer oxímetro de pulso.

Para comprender este apartado es necesario conocer algunas abreviaturas químicas.

- Presión parcial de oxígeno disuelto en la sangre arterial (PaO_2).
- Porcentaje de saturación de oxígeno unido a la hemoglobina en la sangre arterial (SaO_2).
- Saturación de oxígeno medida (SpO_2).
- Hemoglobina oxigenada u oxihemoglobina (HbO_2).
- Hemoglobina reducida u desoxihemoglobina (Hb).
- Luz roja (R).
- Luz infrarroja (IR).

Fotopletismografía (PPG)

Es la técnica no invasiva en la que se basa la oximetría de pulso. Mide los cambios relativos del volumen de sangre en los vasos sanguíneos que se encuentran próximos a la piel (Rajet Krishnan, Balasubramaniam (Bala) Natarajan & Steve Warren, 2010).

En la forma de onda de la PPG existe una componente pulsátil y suele ser llamada como “componente AC”. Generalmente su frecuencia fundamental se

encuentra alrededor de 1 Hz, dependiendo de la frecuencia cardiaca. Esta componente varía lentamente debido a la respiración, actividad vasomotora y las ondas vasoconstrictoras (M.Nitzan, A.Babchenko, B.Khanokh and D.Landau, 1998). El periodo de tiempo de cada pulso viene dado por el latido del corazón y la amplitud,

por la concentración de varias partes constituyentes de la sangre arterial y la longitud del camino que recorre la luz a través de las arterias.

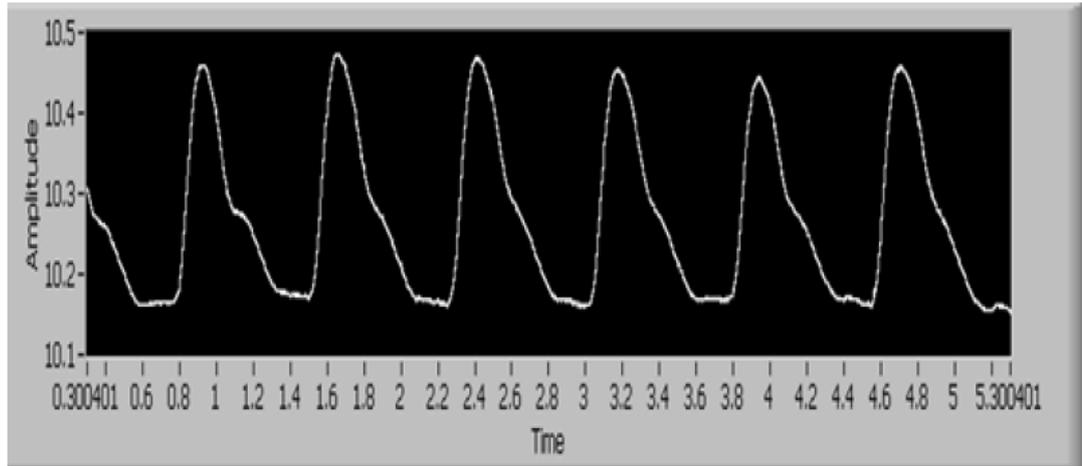


FIGURA 31. Señal PPG obtenida con el software LabView.

Después de la sístole, el volumen sanguíneo aumenta en las arterias reduciendo así la intensidad de la luz recibida. Durante la diástole, el volumen sanguíneo en las arterias disminuye y por tanto aumenta la transmisión de luz. Así, la señal PPG es pulsátil por naturaleza.

Principio de trabajo

Como se ha comentado anteriormente, es posible medir la cantidad de oxígeno en sangre empleando diodos emisores de luz roja e infrarroja combinados con fotorreceptores para comprobar que cantidad de luz se dispersa a través de la sangre. Dependiendo de si la hemoglobina es oxigenada o reducida en oxígeno, se absorbe la luz en diferentes longitudes de onda. En la figura 2 (P.D.Mannheimer, J.R.Casciani, M.E.Fein and S.L. Nierlich, 1997) se muestran esas dos formas de onda pertenecientes a la HbO₂ y Hb.

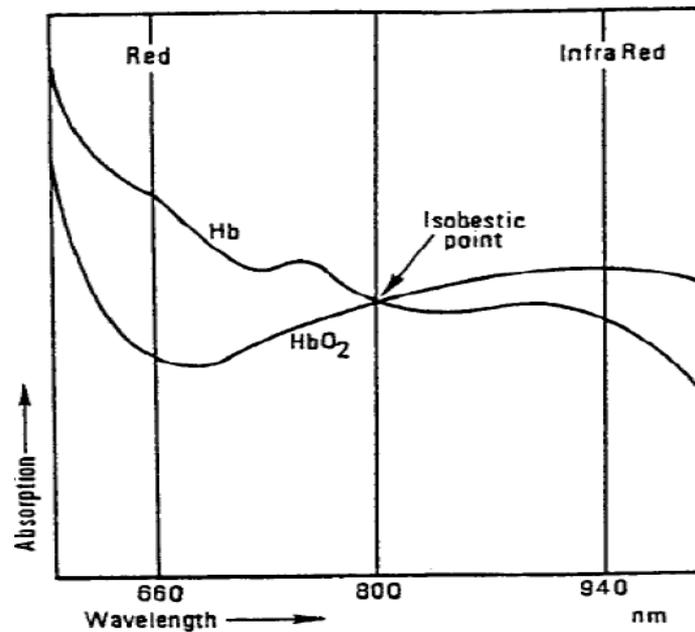


FIGURA 32. Absorción de la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina en diferentes longitudes de onda.

La oximetría de pulso se basa en este efecto y generalmente se utilizan dos LEDs con longitudes de onda de 660nm y 940nm (Alrick B.Hertzman, 1938). La proporción de absorción es la que denomina la fracción de hemoglobina saturada.

Para obtener los mejores resultados es necesario seleccionar correctamente esas longitudes de onda. Para ello, se busca que, en una de ellas, la atenuación por Hb y HbO₂ difieran en lo máximo posible y en la otra longitud de onda se acerquen lo máximo posible.

La ecuación (1) ofrece una medida de la oxigenación (tanto por ciento de moléculas de hemoglobina unidas a moléculas de oxígeno) basándose en la relación de absorción de la luz roja e infrarroja causada por la diferencia de color entre la HbO₂ (rojo brillante) y la Hb (rojo oscuro o azul en algunas ocasiones).

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} * 100$$

Ecuación 1

El pulsioxímetro, utilizado para realizar estas medidas, basa su funcionamiento en la Ley de Beer-Lambert, también conocida como Ley de Beer o Ley de Beer-



Lambert-Bouguer, relación empírica que relaciona la absorción de luz con las propiedades del material atravesado. Esta disposición establece que la concentración de una sustancia absorbente en una solución puede determinarse a partir de la intensidad de la luz transmitida a través de esa solución (Gazi Maruf Azmal, Adel Al-Jumaily & Moha´med Al-Jaafreh, 2006).

La absorbancia (A) es un concepto relacionado con la muestra e indica la cantidad de luz absorbida por la misma y la transmitancia (T) de una sustancia en solución es la relación entre la luz transmitida y la luz incidente. Cuando la intensidad incidente y transmitida son iguales, T es del 100% e indica que la muestra no absorbe a una determinada longitud de onda por lo que A es nula.

Para expresar la ley de Beer a través de logaritmos neperianos e incluyendo la concentración de la sustancia (en este caso se busca la concentración de oxígeno en sangre), la intensidad luminosa de la luz transmitida (I_0) se relaciona con la intensidad luminosa de la luz incidente (I_N) a través de la ecuación (2).

$$I_0 = I_N * e^{-\epsilon c L}$$

Ecuación 2

Donde ϵ es el coeficiente de extinción (específico de cada conjunto de átomos) dependiente de la longitud de onda, c es la concentración de la sustancia y L es la longitud del camino óptico.

$$A = \ln \left(\frac{I_0}{I_N} \right) = \epsilon c L$$

Ecuación 3

La ecuación (3) representa la absorbancia de la sustancia (A) partiendo de la ecuación (2). Esta propiedad, también denominada en ocasiones densidad óptica (DO) es directamente proporcional a la concentración de la misma ya que cuanto mayor número de moléculas existirá mayor interacción de la luz con ellas. También es proporcional a la distancia que recorre la luz (L), a igual concentración, cuanto mayor distancia recorre la luz por la muestra más moléculas se encontrará. Por último, como A es adimensional, las dimensiones de ϵ dependerán de las de c y las de L. La concentración siempre que sea posible se mide en moles (M) mientras que la longitud (L) siempre se medirá en cm por lo que las unidades de ϵ serán $M^{-1} \text{ cm}^{-1}$.



Tomando como base esta ley y sus expresiones, se pueden obtener los valores de la señal continua y las amplitudes de la señal alterna de los tramos pulsátiles síncronos empleando las luces rojas e infrarrojas del método PPG. A continuación, se muestra una relación de absorción normalizada entre R e IR (Ecuación 4).

$$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}}$$

Ecuación 4

Una vez es calculado el valor de R con las señales PPG, SpO₂, la saturación de oxígeno se determina siguiendo la siguiente expresión.

$$\%SpO_2 = K * R$$

Ecuación 5

Donde K es una constante que puede ser considerada por la calibración de los resultados y del propio pulsioxímetro.

Pulsioxímetro

El pulsioxímetro es el instrumento de medida capaz de realizar las comprobaciones que se han mencionado anteriormente. En conjunto, un oxímetro de pulso está formado por dos componentes fundamentales. Por un lado, se encuentra el monitor donde se representan los resultados obtenidos, contiene las baterías necesarias y la pantalla de interfaz con los usuarios y, por otro lado, contiene la parte sensorial que mide los valores necesarios a través de diversos parámetros.

El pulsioxímetro mide dos parámetros fundamentales a la hora de examinar el estado clínico de un paciente:

- **Saturación de oxígeno de la hemoglobina en sangre.**
- **Frecuencia cardiaca.**

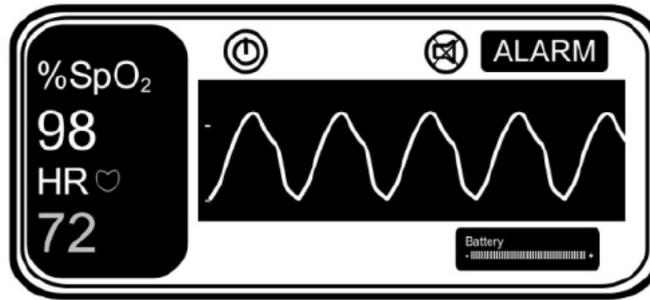


FIGURA 33. Monitor de un oxímetro de pulso el cual muestra que la saturación de oxígeno en sangre es del 98% y que la frecuencia cardiaca es de 72 latidos por minuto.

El monitor contiene un microprocesador capaz de interpretar y mostrar las señales recibidas del sensor, que es el que se encuentra unido al paciente. A lo largo de su funcionamiento, el monitor se encuentra actualizando los cálculos y resultados regularmente con el fin de ofrecer la situación del usuario en tiempo real. Esta parte también cuenta con una alarma la cual ofrece señales auditivas en caso de que alguno de los valores medidos se encuentre fuera de las condiciones normales.

El sensor, a su vez, consiste en dos partes: los diodos emisores de la luz (LEDs) y el fotorreceptor. El proceso comienza cuando los haces de luz emitidos brillan a través de los tejidos de un lado del sensor a otro. Como ya se explicó, parte de esa intensidad luminosa es absorbida, dependiendo de las propiedades de la hemoglobina. Por otro lado, el fotorreceptor detecta la luz transmitida a medida que se producen las pulsaciones de la sangre a través de los tejidos. El microprocesador recoge estos datos y a través de un algoritmo muestra los resultados. Para obtener unos resultados correctos, el instrumento debe encontrarse en una zona donde se pueda detectar el pulso (dedos, lóbulos de las orejas...) (Organización Mundial de la Salud, 2010).

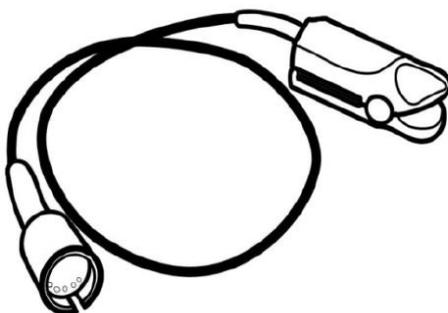


FIGURA 34. Sensor de dedo con bisagra.

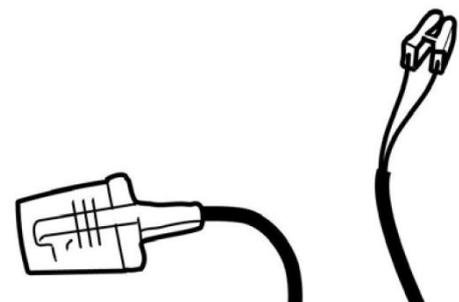


FIGURA 35. Sensor de dedo de goma (izquierda) y sensor de oreja (derecha).



Actualmente no existen únicamente oxímetros de pulsos con cable, sino que se han desarrollado sensores capaces de transmitir los datos obtenidos al microprocesador a través de redes wifi o bluetooth con el fin de buscar el mayor confort siempre que se mantengan las propiedades necesarias para obtener unos resultados precisos. Además, los monitores mencionados, pueden encontrarse en aplicaciones para smartphone, ordenador..., dispositivos wearables que pueden acompañar al usuario en cualquier instante.



FIGURA 36. Oxímetro de pulso de dedo inalámbrico.

8. DESARROLLO DEL PULSIOXÍMETRO

En este apartado se va a desarrollar tanto la parte software como el diseño hardware de un oxímetro de pulso encargado de obtener tanto la frecuencia cardiaca como el porcentaje de oxígeno en sangre de un usuario. Para ello, se va a utilizar el sensor comercial Nellcor DS100A Oximax, disponible en el mercado y a un precio asequible dentro del campo al que pertenece.

Como se ha explicado anteriormente en el séptimo punto de este trabajo, la pulsioximetría es la técnica no invasiva por la cual se puede determinar la saturación de oxígeno en sangre y el pulso cardiaco a través de métodos fotoeléctricos.

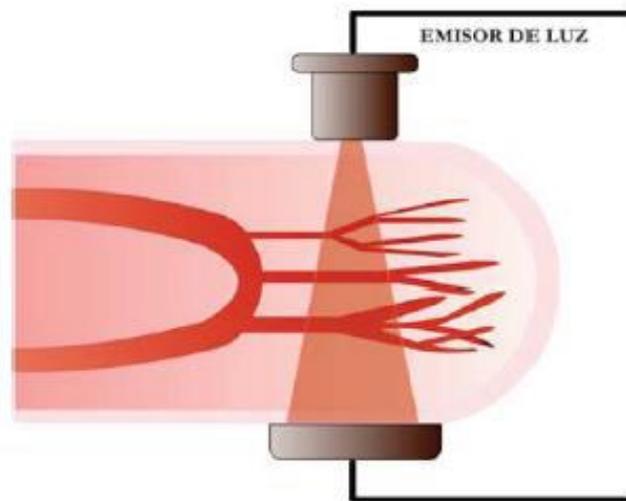


FIGURA 37. Emisión y recepción de luz a través del dedo.

Para lograrlo, se emiten dos longitudes de onda diferentes (luz roja e infrarroja), transmitidas hasta un fotorreceptor a través de la zona del paciente donde se quiera medir (zonas translúcidas como el dedo, lóbulos de las orejas...). Midiendo la absorbancia de cada longitud de onda se pueden obtener los dos parámetros buscados.

El pulso cardiaco se define como cada una de las ondas pulsátiles de la sangre originadas por la contracción del ventrículo izquierdo, que resulta de la expansión y contracción regular del calibre de las arterias (Márquez, 2016). Y es por ello por lo que las zonas donde mejor se puede medir son aquellas en las que las arterias están más próximas a la piel. En las siguientes tablas se pueden observar los valores comunes, en reposo, tanto para hombres como para mujeres:



Edad	Mala	Normal	Buena	Muy buena
20-29	86>	70-84	62-68	60<
30-39	86>	72-84	64-70	62<
40-49	90>	74-88	66-72	64<
50-59	90>	74-88	68-74	66<
60>	94>	76-90	70-76	68<

Tabla 10. Valores cardiacos en reposo para hombres.

Edad	Mala	Normal	Buena	Muy buena
20-29	96>	78-94	72-76	70<
30-39	98>	80-96	72-78	70<
40-49	100>	80-98	74-78	72<
50-59	104>	84-102	76-82	74<
60>	108>	88-106	78-88	78<

Tabla 9. Valores cardiacos en reposo para mujeres.

La saturación de oxígeno en sangre es la cantidad de oxígeno disponible en la misma.

El sistema respiratorio es el encargado del intercambio de oxígeno y de dióxido de carbono. El proceso tiene lugar en los alvéolos de los pulmones y los capilares de alrededor. El oxígeno tomado en la inspiración pasa de los alvéolos a la sangre del interior de los capilares. El dióxido de carbono realiza el proceso inverso, pasa de los capilares al aire de los alvéolos (K. Urpalainen, 2011).

El sistema cardiovascular es el encargado de gestionar los nutrientes y el oxígeno que necesita cada tejido para su correcto funcionamiento. Esta sangre oxigenada se transporta por los capilares de las arterias que rodean a las células de los distintos tejidos y de esta forma son oxigenadas (Luis Manuel Moreno Moruno, 2015).

El nivel de saturación de oxígeno en sangre puede representarse como una función de la presión parcial de oxígeno (PO_2) a través de su curva de disociación. La parte superior indica que, aunque se produzcan cambios en la presión parcial, la saturación se va a mantener elevada. Un valor nominal de sangre oxigenada en las arterias es de 100mmHg. Por el contrario, la parte inferior, representada por una línea inclinada, muestra que se pueden liberar grandes cantidades de oxígeno sin que la presión varíe demasiado. El PO_2 de la sangre sin oxígeno es de aproximadamente 40 mmHg. En situaciones de

práctica de ejercicio físico se puede llegar a tener una presión parcial cerca de 20 mmHg.

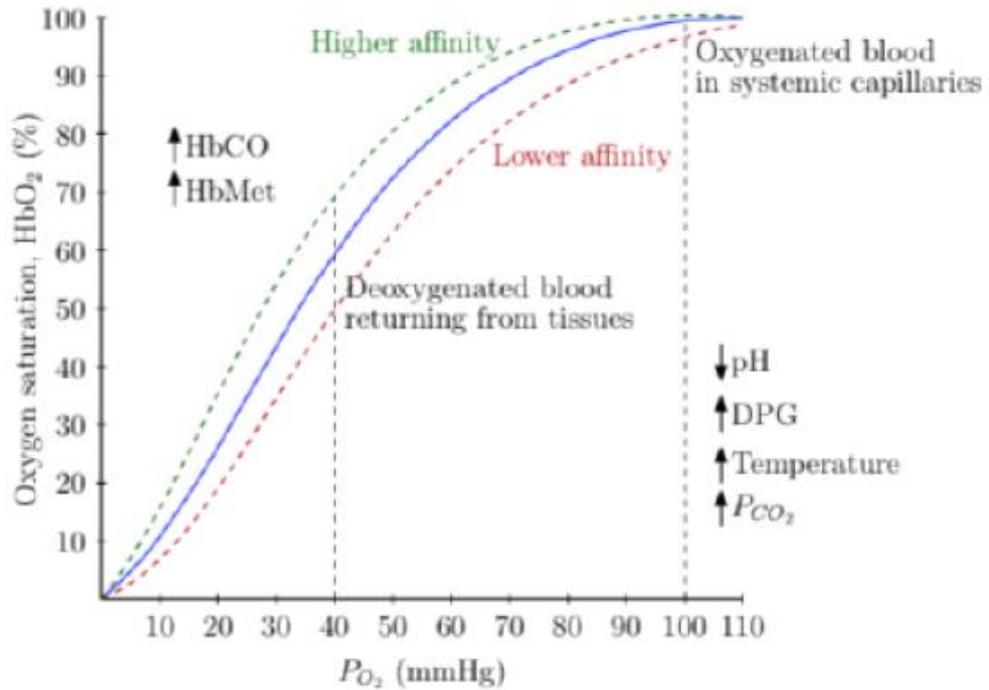


FIGURA 38. Curva de disociación del oxígeno.

La línea roja de puntos hace referencia al aumento de la acidez (pH menor) ya que la cantidad de iones de hidrógeno altera directamente la estructura de la molécula de hemoglobina disminuyendo su capacidad para el transporte de oxígeno. La curva de color verde identifica el aumento de concentraciones de dishemoglobina (fracciones de hemoglobina que no son capaces de transportar oxígeno)(P. Oliver, 2014), desplazando la curva hacia la izquierda.



A través de la siguiente tabla se puede observar una serie de estimaciones de valores sacados de la curva de disociación:

Saturación de oxígeno en sangre (%)	Presión arterial de oxígeno (mmHg)
100	288
98.4	100
95	80
90	59
80	48
73	40
60	30
50	26
40	23
35	21
30	18

Tabla 11. Valores representados en la curva de disociación.

Cuando la saturación de oxígeno se encuentra por debajo del 92% o 90% se considera punto crítico y se pueden llegar a diagnosticar patologías pulmonares. En estos casos el usuario se encontraría en situación de hipoxia severa. Por debajo del 80%, el paciente es sometido a intubación y respiración artificial.

Electrónica del dispositivo.

Además de un estudio de las emergentes tecnologías wearables, el otro objetivo inicial era el diseño y desarrollo de un dispositivo electrónico portátil capaz de procesar la señal recibida a través de un sensor óptico y poder calcular así los dos parámetros mencionados anteriormente.

Al tratarse de un dispositivo portátil, se busca obtener las ventajas de los wearables, comodidad, tamaño reducido, coste asequible, funcionalidad..., para que cualquier usuario sea capaz de utilizarlo y obtener sus resultados. Por otro lado, el software debe de ser capaz de procesar las señales recibidas y sacar las conclusiones necesarias.

Para la implementación del hardware, se ha diseñado etapa a etapa y como microcontrolador se ha elegido Arduino UNO, aunque también podría utilizarse Raspberry Pi.

A continuación, se van a explicar cada una de las etapas y componentes para el acondicionamiento de la señal, para poder así convertir las variaciones de luz recibida en el sensor óptico en voltios y atenuar las interferencias no deseadas a la entrada del microcontrolador. El diagrama de bloques que representa el proceso completo puede ser el siguiente:

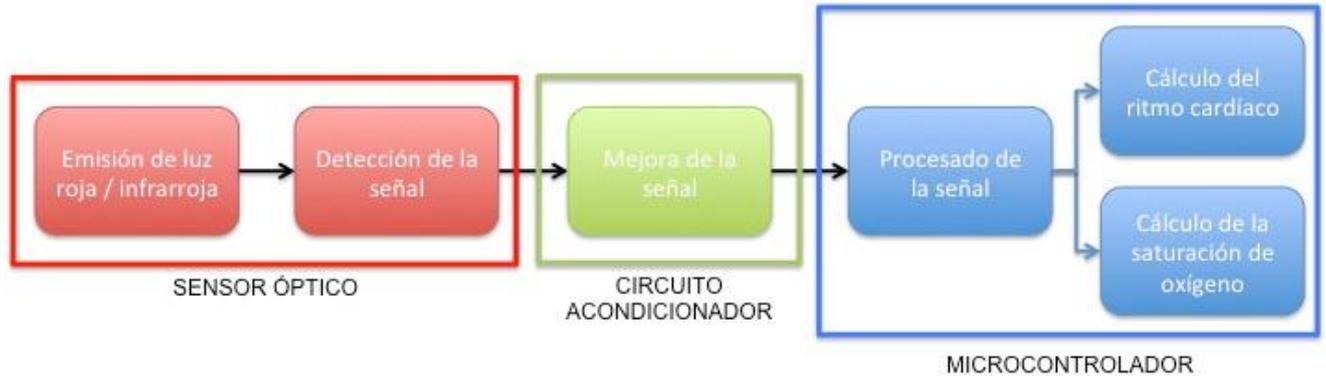


FIGURA 39. Diagrama de bloques del pulsioxímetro.

Previamente al microcontrolador, existen dos importantes etapas que son la polarización de los sensores ópticos y el acondicionamiento de la señal, la cual se amplificará y se filtrará para que el microcontrolador pueda trabajar con ella de manera precisa.

- **Microcontrolador:** Es la base del proyecto y una parte esencial del desarrollo del hardware. Su tarea principal es establecer el flujo de información, suministrar energía a los LEDs del sensor y controlar el tiempo de retardo y la frecuencia de muestreo de la señal generada por el sensor.

Arduino UNO es una plataforma de software libre capaz de ser programada fácilmente, posee su propio entorno de desarrollo y lenguaje de programación. Dispone de 14 entradas/salidas digitales, de las cuales 6, pueden utilizarse como salidas PWM (Pulse Width Modulation) (Arduino.cc). Además, cuenta con 6 entradas analógicas, dos de ellas se utilizarán para leer los valores de tensión a la salida de cada una de las etapas desarrolladas en el acondicionamiento, para posteriormente procesar estos valores de tensión y determinar los resultados finales. Este microcontrolador soporta en sus pines de entrada analógicos conversiones ADC de 10, lo que significa que se leerán valores entre 0 y 1023, siendo 0V y 5V respectivamente. Fuera de ese rango la placa lo traducirá como 0 o 1023 (Arduino.cc).

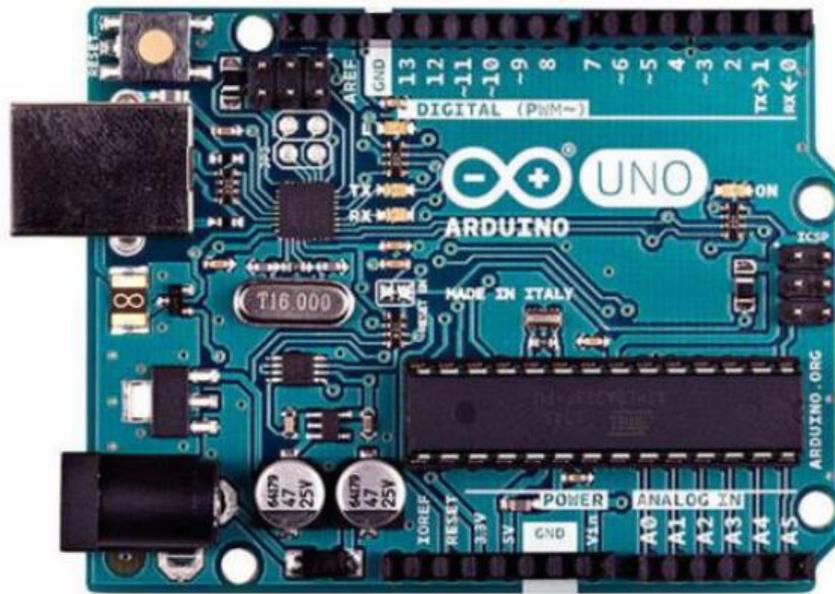


FIGURA 40. Placa microcontrolador Arduino UNO.

- **Sensor Óptico:** Como se dijo al principio de este punto, el sensor óptico elegido y disponible comercialmente ha sido el sensor de fotopletismografía de la marca Nellcor, modelo Oximax DS-100A que integra una pinza para la introducción del dedo con dos diodos LED emisores de luz roja e infrarroja y un fototransistor para hacer de receptor de la luz emitida. La otra opción sería desarrollar un sensor desde el inicio, para ello serían necesarios dos diodos LED con longitudes de onda distintas y un fotodetector que sea sensible a las mismas.



FIGURA 41. Sensor Oximax DS-100A.

Para facilitar la conexión, se ha elegido un adaptador hembra a tira de pines que cuenta con resistencias de protección de 1KΩ en serie con los pines 2, 3, 5 y 9.

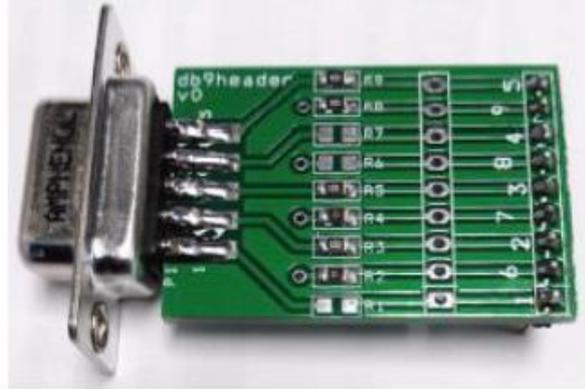


FIGURA 42. Adaptador DB9 hembra a tira de pines.

En el datasheet del producto se indica que los LEDs con los que cuenta el sensor trabajan con unas longitudes de onda de 660nm para la luz roja y de 940nm para la infrarroja.

1. SpO2 sensor main technical parameters:

Emitting light waven length	660±5nm
Absorbed light wavelength	905±5nm or 940±5nm
SpO2 testing range	70%-100%
SpO2 testing precision	±1% in 90%~100%
	±2% in 80%~89%
	±3% in 70%~79%
Testing range of pulse velocity	30bpm~245bpm
Testing precision of pulse velocity	30bpm~59bpm, ±1bpm
	60bpm~149bpm, ±2bpm
	150bpm~245bpm, ±3bpm

FIGURA 43. Especificaciones sensor pletismográfico.

Ya que el microcontrolador Arduino es el encargado de conmutar los LEDs, aunque el ojo humano no lo aprecie debido a la alta frecuencia de emisión, se transmitirán las señales de ambos alternativamente por lo que sólo será necesario un único fotorreceptor colocado en frente de ellos y a una distancia adecuada. De este modo cuando el sensor se coloque en el dedo del paciente, será capaz de transmitir y recibir las señales sin ningún inconveniente.

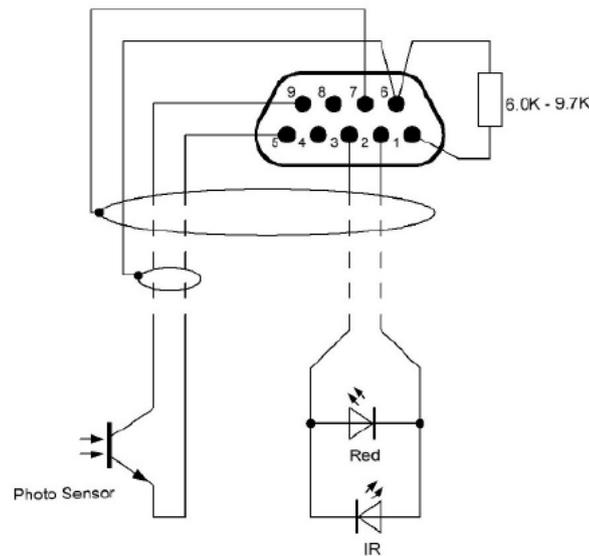


FIGURA 44. Distribución de pines en el adaptador.

Los pines 2 y 3 del adaptador irán conectados a las entradas digitales 11 y 12 de Arduino y, como se explica más adelante, irán conmutando sus estados para provocar el encendido de los LEDs rojo e infrarrojo alternativamente, en cortos espacios de tiempo y obtener así mediciones con ambas señales como ya se ha dicho.

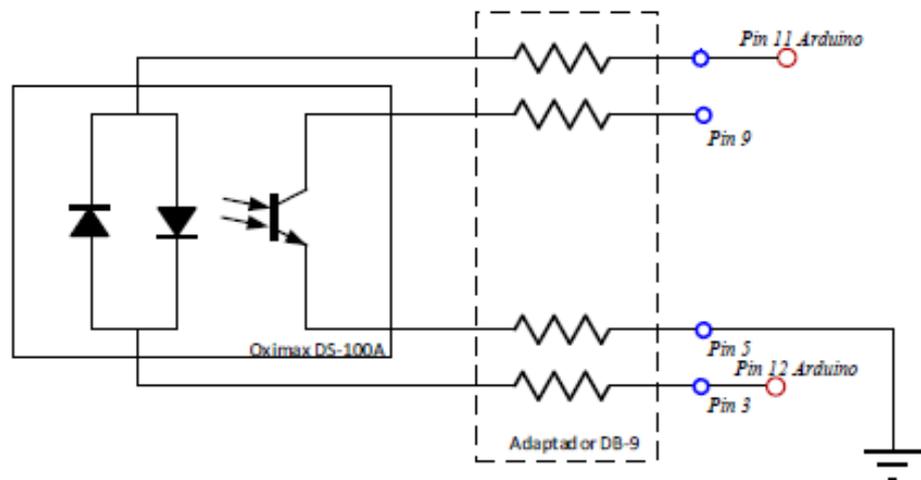


FIGURA 45. Conexión de pines en el adaptador.

- **Pantalla LCD:** Se ha elegido una pantalla LCD común que es compatible con Arduino. Permitirá reproducir en pantalla los niveles de oxígeno en sangre y las pulsaciones por minuto, es decir, los resultados finales. El modelo LMB162HBC es el más básico para este tipo de necesidades con esta plataforma.

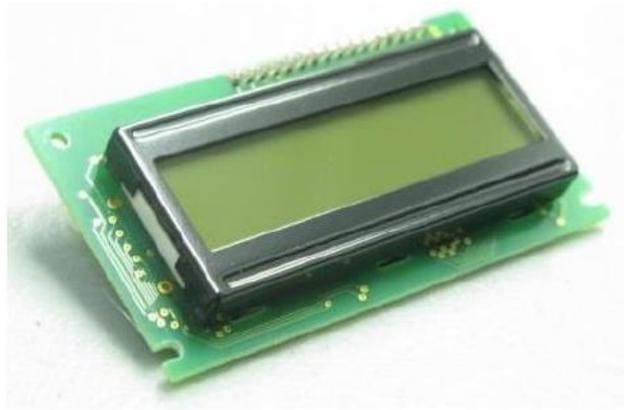


FIGURA 46. Pantalla LCD compatible.

- Amplificador de Transimpedancia:** En electrónica, un amplificador de transimpedancia es un convertidor de corriente a voltaje implementado con uno o más amplificadores operacionales. Para poder tratar con las pequeñas señales que circulan por el colector del fototransistor, es necesario convertir esa pequeña intensidad del orden de nanoamperios en una tensión que facilite las medidas en cada una de las etapas de acondicionamiento de señal. El circuito implementado es el siguiente:

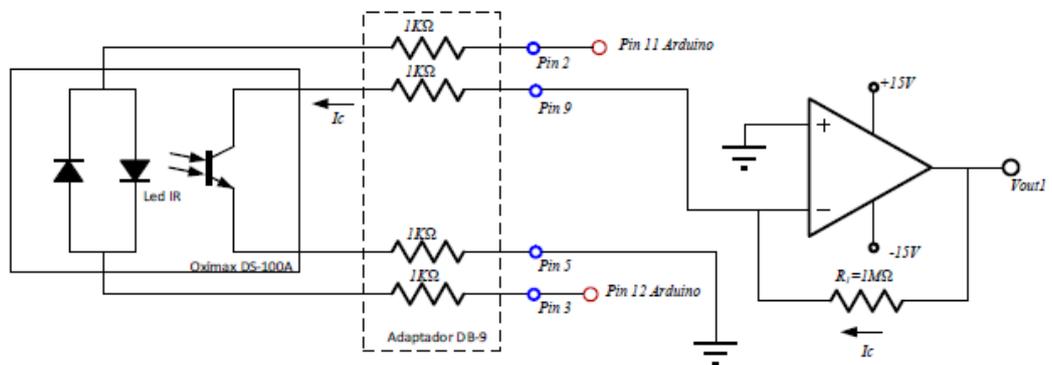


FIGURA 47. Amplificador de transimpedancia.

La tensión de salida que ofrece este circuito es:

$$V_{out1} = -I_c * R1$$

Ecuación 6

Como se puede observar, la salida dependerá del valor de R_1 y de la corriente que circule por el fototransistor. Como la corriente es muy pequeña, se eligen altas resistencias, en este caso de $1M\Omega$, para conseguir salidas del orden de mV.

- **Muestreo y retención:** La salida de la parte común del circuito, el amplificador de transimpedancia, se divide en dos ramales que funcionarán independientemente, uno para la señal proveniente del LED de luz roja y el otro para la del LED de luz infrarroja. En el proceso, como ya se ha mencionado anteriormente, se hacía necesario conmutar los LEDs alternativamente para que el fotorreceptor pudiese tomar las muestras de las señales sin dar lugar a errores. Sin embargo, se tienen que tomar muestras en el mismo instante de tiempo para ambas señales y, para conseguirlo, se reducirá al máximo el tiempo de separación entre el encendido de cada LED, además de tomar periodos lo suficientemente pequeños para que se puedan tomar tantas muestras como sean necesarias para obtener una señal de forma correcta.

La siguiente figura muestra un ejemplo de cómo podrían alternarse los encendidos de los LEDs:

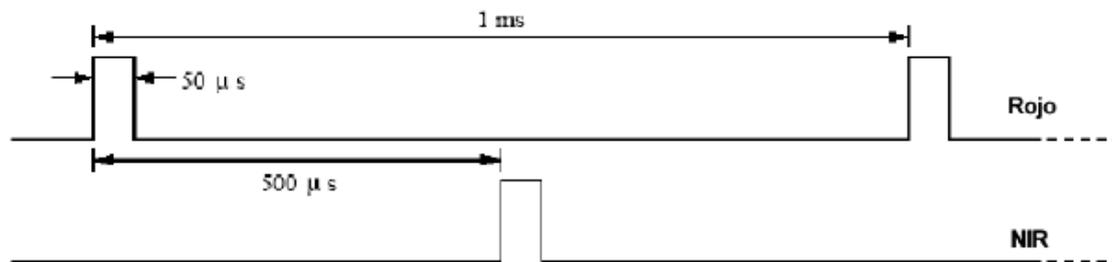


FIGURA 48. Encendido de los LEDs emisores.

Cada uno de ellos se encuentra encendido durante $50 \mu s$ y vuelve a encenderse pasado $1ms$. Desde que se enciende uno hasta que lo hace el contrario pasan $500 \mu s$. En cada segundo se podrán recoger 1000 muestras de cada señal y el tiempo entre ambas señales se puede considerar despreciable (mismo instante de tiempo).

La alternancia a esta frecuencia genera otro problema a resolver, ¿Es capaz el fotorreceptor de tomar una muestra fiable durante el pequeño instante de tiempo en el que un LED está emitiendo? Cuando se apaga un LED, su parte del circuito con los condensadores incluidos comienza a descargarse hasta que se enciende el LED contrario y esto hace muy

difícil tomar muestras tan cercanas como para considerarlas en el mismo instante.

Este inconveniente se soluciona de dos formas, la primera ya se ha comentado, utilizar una parte del circuito para cada señal y, la segunda, manteniendo la señal de luz de cada emisor durante los periodos en los que se encuentran apagados, para evitar así que sus condensadores se descarguen.

Para ello se va a introducir una etapa de “Sample and Hold” (S/H) (Muestreo y Retención) entre la etapa amplificadora y convertora y la etapa de filtrado final. Este circuito será capaz de muestrear la señal analógica de entrada y mantenerla durante el tiempo necesario para evitar la descarga del circuito.

El circuito más común de muestreo y retención es el siguiente, formado por un interruptor, dos operacionales y un condensador:

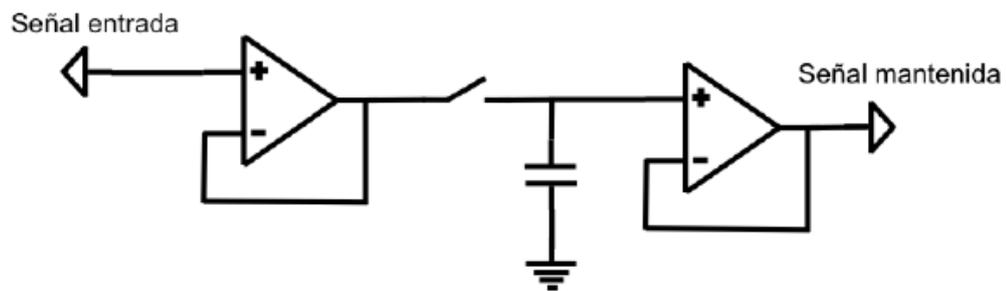


FIGURA 49. Circuito de muestreo y retención.

En cada una de las entradas de cada ramal, se muestrea la señal cuando se cierra el interruptor y el condensador queda conectado al AO de entrada. La salida de éste se encarga de cargar o descargar el condensador, según la señal de entrada. Cuando se pretende mantener la señal para evitar su pérdida, se abre el interruptor, desconectando los dos componentes mencionados. El tiempo que se encuentra el interruptor abierto será el tiempo en el que el LED se encuentra apagado más el tiempo en el que el otro LED está emitiendo. Por ello, el interruptor estará cerrado sólo cuando el LED de interés esté encendido. Las pérdidas en el condensador pueden despreciarse porque el interruptor se encuentra abierto muy poco tiempo.

En resumen, este circuito tiene como función ofrecer el tiempo necesario para que los condensadores se carguen o se descarguen, ya que, en el cambio de emisión de un LED a otro se producen retrasos importantes en la estabilización de la señal.

El valor del condensador es de $10\ \mu\text{F}$ y, se ha elegido así porque debe ser lo suficientemente pequeño para que su carga sea rápida y lo suficientemente grande como para mantener la tensión el tiempo que el fotorreceptor necesite para estabilizar la señal recibida.

- **Filtro Paso Bajo:** Como ya se ha explicado, esta etapa es necesaria para corregir y eliminar los distintos ruidos que introducen el sensor y la etapa anterior y, sobre todo, el ruido proveniente de la fuente de alimentación eléctrica. Cuando la señal se ha filtrado, ha de amplificarse para que el microcontrolador sea capaz de trabajar con ella y realizar los cálculos pertinentes.

La alimentación de 50 Hz y el ruido natural que puede producir el paciente a través de respiración, músculos..., hacen que, como la banda de trabajo de los oxímetros de pulso se encuentra entre 0 y 10 Hz, la etapa filtradora tendrá como frecuencia de corte 10 Hz y una ganancia suficiente para poder visualizar una señal con amplitud óptima a la salida (40dB).

El filtro utilizado será del tipo Sallen-key de segundo orden y con una ganancia de tensión igual a 100. Con cualquiera de los programas actuales es sencillo diseñar un filtro conociendo sus parámetros más importantes. El resultado es el siguiente (Clara Pérez Fuster y Fulgencio Montilla Meoro, 2015):

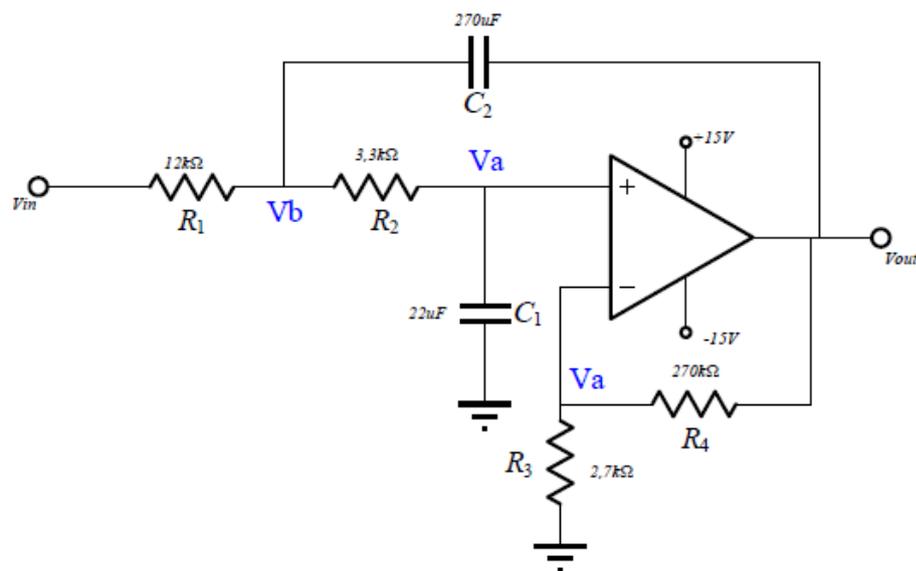


FIGURA 50. Filtro paso bajo Sallen-key.



Para determinar su función de transferencia se aplican las leyes de Kirchoff y las reglas de los AO. Se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$\frac{-V_a}{R_3} = \frac{V_a - V_{out}}{R_4}$$

Ecuación 7

$$\frac{V_b - V_a}{R_2} = \frac{V_a}{1/j\omega C_1}$$

Ecuación 8

$$\frac{V_{in} - V_b}{R_1} = \frac{V_b - V_a}{R_2} + \frac{V_b - V_{out}}{1/j\omega C_2}$$

Ecuación 9

Al despejar de cada una de las ecuaciones anteriores se obtiene la siguiente:

$$V_o = \frac{V_{in} * (R_3 + R_4)}{[R_3 * (R_2 + R_1) * C_1 - R_1 * R_4 * C_2] * j\omega + R_3 + (j\omega)^2 * C_2 * C_1 * (R_2 * R_3 * R_1)}$$

Ecuación 10

La ecuación de filtro paso bajo de segundo orden teórica a la que se debe llegar es esta:

$$H(s) = \frac{1}{1 + 2a * \frac{s}{\omega_o} + (s/\omega_o)^2}$$

Ecuación 11

Resolviendo, se llega a la función de transferencia buscada:

$$F(s) = \frac{K}{1 + \left[(R_2 + R_1) * C_1 - \frac{R_1 R_4}{R_3} * C_2 \right] * s + (C_2 * C_1 * R_2 * R_1) * s^2}$$

Ecuación 12



Siendo la ganancia:

$$K = \frac{R4}{R3} + 1$$

Ecuación 13

Y el coeficiente de amortiguamiento:

$$\frac{2a}{\omega_o} = (R2 + R1) * C1 - \frac{R1R4}{R3} * C2$$

Ecuación 14

La ecuación que determina la frecuencia de resonancia del filtro activo de segundo orden es:

$$\frac{1}{\omega_o^2} = C2 * C1 * R2 * R1$$

Ecuación 15

El resultado, a través de una simulación se muestra en la siguiente captura:

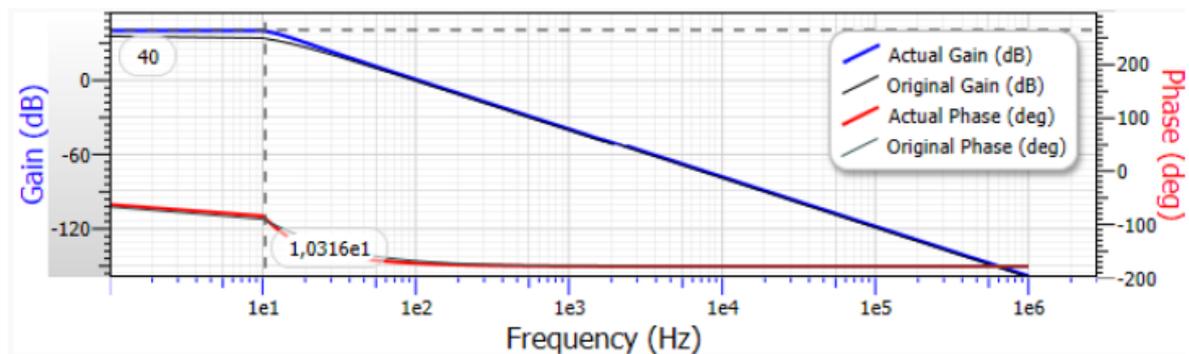


FIGURA 512. Simulación filtro paso bajo Sallen-key.

- Corrección del offset:** Si no se tuviera en cuenta esta tensión a la salida de la etapa puede ocurrir que algún amplificador operacional se encuentre en su zona de saturación, llevando a la salida final a valores no deseados. Para la salida de la etapa anterior se consideran 7V aproximadamente, como el Arduino posee un conversor analógico digital de 10 bits, sólo puede recoger valores de tensión máximos de 5V. Para lograr esto, se utiliza una etapa restadora no inversora a través de un amplificador integrado, en concreto se ha elegido el AD620, sencillo y con errores de ruido mínimos.

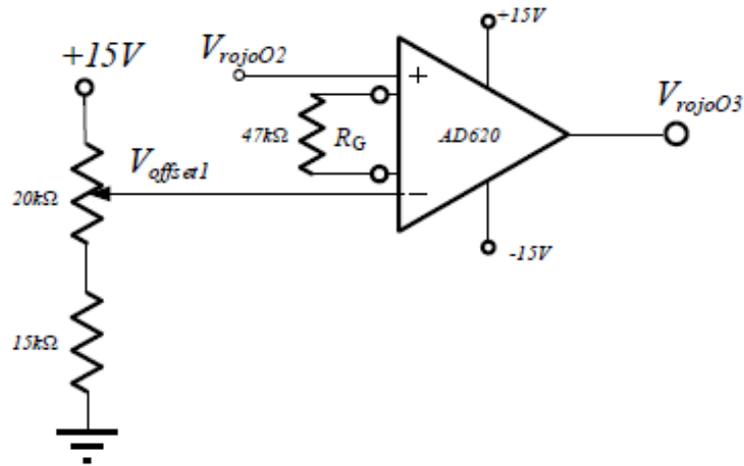


FIGURA 52. Etapa restadora para corrección de tensión offset.

La función de transferencia en este caso es la siguiente:

$$A_v = \frac{V_{rojo_O3}}{V_{rojoO2} - V_{offset}} = \frac{49,4 \text{ K}\Omega}{R_G} + 1$$

Ecuación 16

Asignando un valor de 47 KΩ a la resistencia R_G , colocada entre los terminales del AO, se consigue una ganancia que multiplica por dos el valor de la señal diferencial entre ambos terminales de entrada.

Para la corrección del offset se dispone de un divisor de tensión colocado en el terminal negativo del operacional para así, restar una parte de la componente de tensión continua de la señal V_{rojo_O2} .

El potenciómetro permite ajustar el valor para obtener una señal de salida a la etapa que el microcontrolador pueda manejar sin problemas.

$$V_{offset} = 15 * \frac{5,6K}{5,6K + 20K} = 3,28V$$

Ecuación 17

La señal del LED de luz IR, una vez separada, sufrirá un proceso idéntico al explicado para el LED de luz roja. A la salida de estas dos etapas ya se dispone de dos señales adaptadas para introducir valores de tensión a la placa Arduino (A0 para el pin que leerá la luz roja y A1 para el pin que leerá la luz infrarroja).

- **Diseño completo del acondicionamiento de las señales:** Juntando las etapas explicadas el resultado final sería el siguiente:

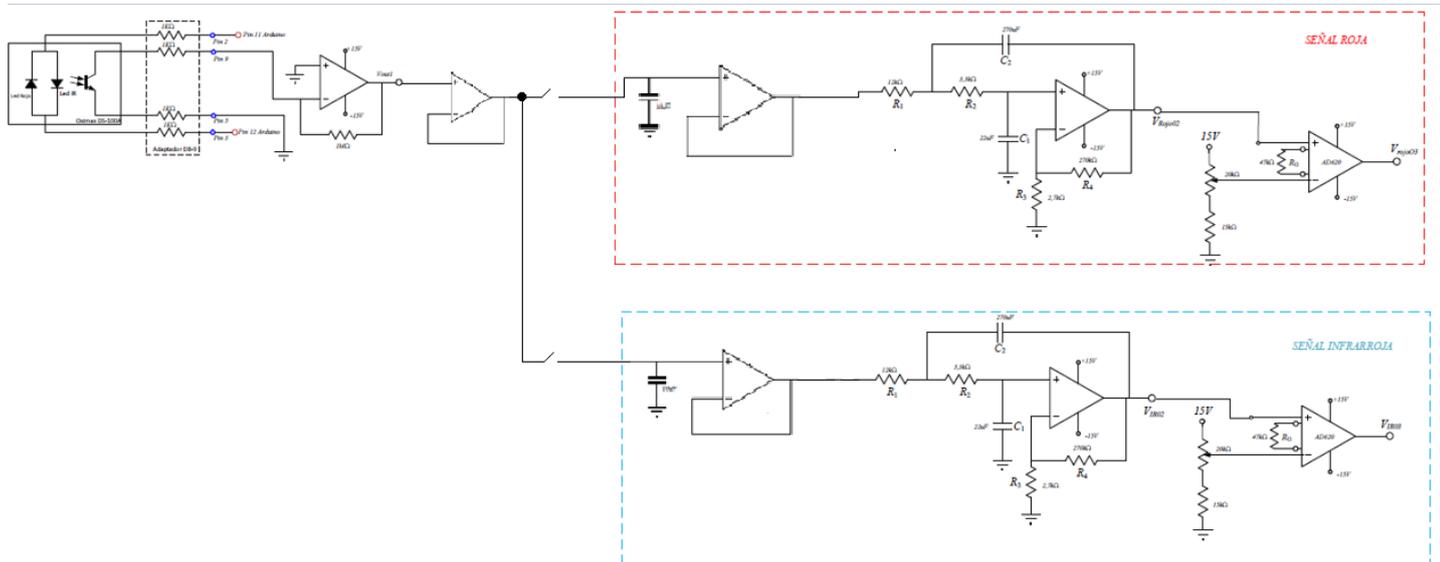


FIGURA 53. Diseño final de las etapas de acondicionamiento de las señales.

Software del dispositivo.

El programa en Arduino que se va a diseñar ha de ser capaz de polarizar y estimular a los LEDs correctamente y llevar a cabo un correcto muestreo de las señales obtenidas.

Una vez implementado el circuito para muestrear cada una de las señales por separados y acondicionarlas, se deben conectar estas salidas a los pines analógicos de entrada al Arduino.

Se capturará la señal pulsátil a través del microcontrolador y se procederá a realizar los cálculos adecuados.

Para realizar el muestreo cobra gran importancia la etapa de “Sample and Hold”, que permitirá representar las señales pulsátiles de manera simultánea. Esta primera parte puede denominarse digitalización de las señales pulsátiles y el proceso que es capaz de realizar esta función viene explicado en el siguiente diagrama de bloques:

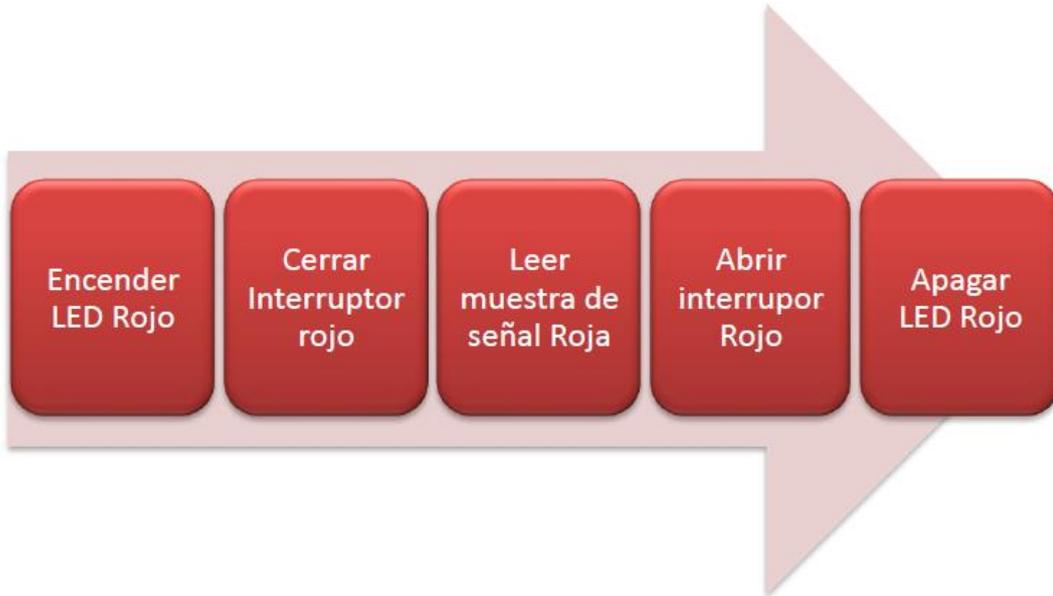


FIGURA 54. Diagrama de bloques LED luz roja.

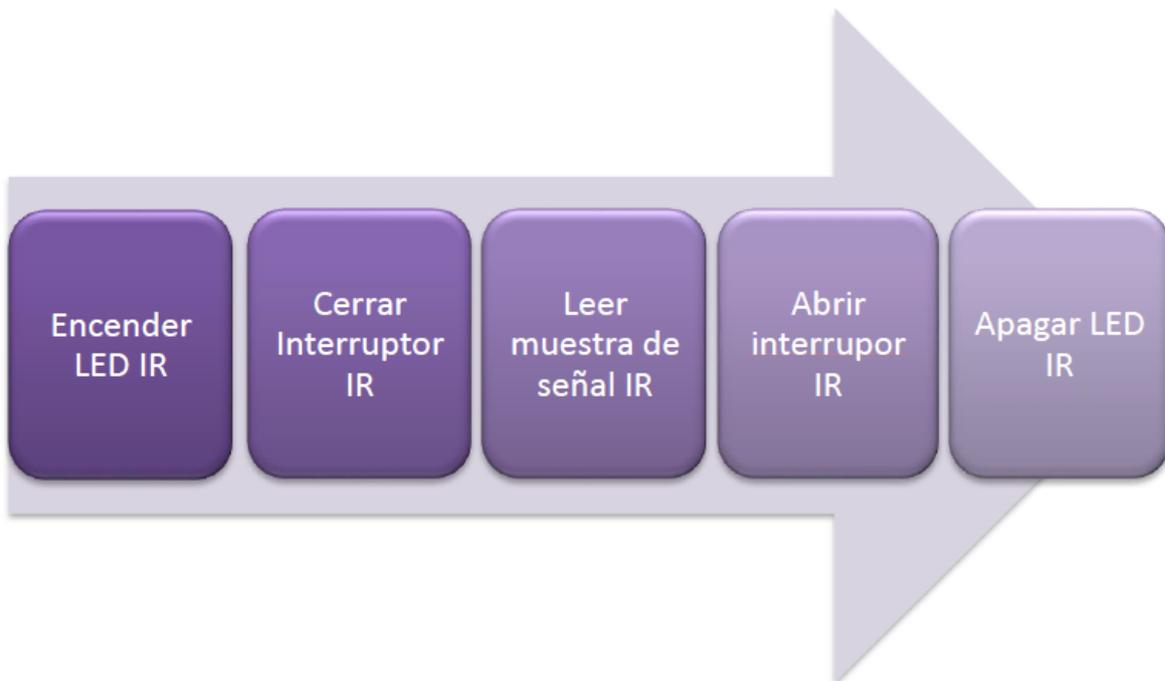


FIGURA 55. Diagrama de bloques LED luz infrarroja.



De esta forma se consigue aislar un circuito del otro ya que, gracias al condensador de la etapa "Sample and Hold", se puede mantener el nivel de la señal de excitación que tenía el circuito en el instante en el que el interruptor se encontraba cerrado.

Arduino será el encargado de abrir y cerrar esos interruptores en los momentos en los que se quiera cambiar de un ramal a otro para recibir señales del LED contrario.

Los procesos para cada señal duran 1 ms cada uno por lo que cada ciclo será de 2 ms. Serán repetidos durante 100 veces por lo que se tomará una muestra cada 200 ms.

Para la lectura y procesado de cada una de las señales por separado, se han utilizado los pines analógicos de entrada A0 y A1 para la señal roja e infrarroja respectivamente.

Una vez polarizados y configurados los LEDs, hay que pasar a la fase de cálculo para obtener los dos parámetros buscados.



El código de Arduino utilizado para la configuración y encendido y apagado de los LEDs es el siguiente:

```
// Ciclos de encendido y apagado alterno de los LEDs emisores
// Cada ciclo tiene una duración total de 2 milisegundos (100 ciclos = 200 milisegundos)

for (CICLOS = 0; CICLOS <= 100; CICLOS++) {

  digitalWrite (LED_R, HIGH);           // Encendido del LED rojo
  delayMicroseconds (10);              // Espera para encendido completo del LED
  digitalWrite (INTERRUPTOR_R, HIGH);  // Cierre del interruptor rojo
  delayMicroseconds (960);             // Espera para estabilización de señal
  SENSOR_VALOR_R = analogRead (SENSOR_R); // Lectura del pin analógico del sensor rojo
  digitalWrite (INTERRUPTOR_R, LOW);   // Apertura del interruptor rojo
  delayMicroseconds (10);              // Espera para apertura completa del interruptor
  digitalWrite (LED_R, LOW);          // Apagado del LED rojo

  delayMicroseconds (20);

  digitalWrite (LED_IR, HIGH);         // Encendido del LED infrarrojo
  delayMicroseconds (10);              // Espera para encendido completo del LED
  digitalWrite (INTERRUPTOR_IR, HIGH); // Cierre del interruptor infrarrojo
  delayMicroseconds (960);            // Espera para estabilización de señal
  SENSOR_VALOR_IR = analogRead (SENSOR_IR); // Lectura del pin analógico del sensor IR
  digitalWrite (INTERRUPTOR_IR, LOW); // Apertura del interruptor infrarrojo
  delayMicroseconds (10);             // Espera para apertura completa del interruptor
  digitalWrite (LED_IR, LOW);         // Apagado del LED infrarrojo

  delayMicroseconds (20);

}

CICLOS = 0;

NUM_MUESTRAS = NUM_MUESTRAS+1; // Se coge una muestra cada 200 milisegundos
```

FIGURA 56. Código Arduino para control de los LEDs rojo e infrarrojo.

- **Frecuencia Cardíaca:** Para este cálculo es necesario conocer el periodo de la señal pulsátil, para ello se mide la duración de un pulso del corazón y así se puede obtener el número de pulsaciones producidas en un minuto.

El método llevado a cabo para este cálculo es medir el tiempo entre cruces por cero (si la señal no está centrada en cero se utilizará la media de los valores medidos). Consiste en calcular el valor medio de la señal y buscar los puntos en los que la señal leída pasa de estar por encima de la media a estar por debajo, esto significará que ha encontrado un cero. Cuando se vuelva a repetir, si se resta el tiempo que ha transcurrido entre cruce y cruce por cero, se detectará el periodo de la señal pulsátil buscado.

Arduino realiza esta operación en milisegundos por lo que el cálculo que ha de hacerse es el siguiente:

$$BPM = 60000 / \text{Media_Periodos}$$

Ecuación 18

Para la media de los cruces por cero se utilizará una de las dos señales provenientes de los LEDs.

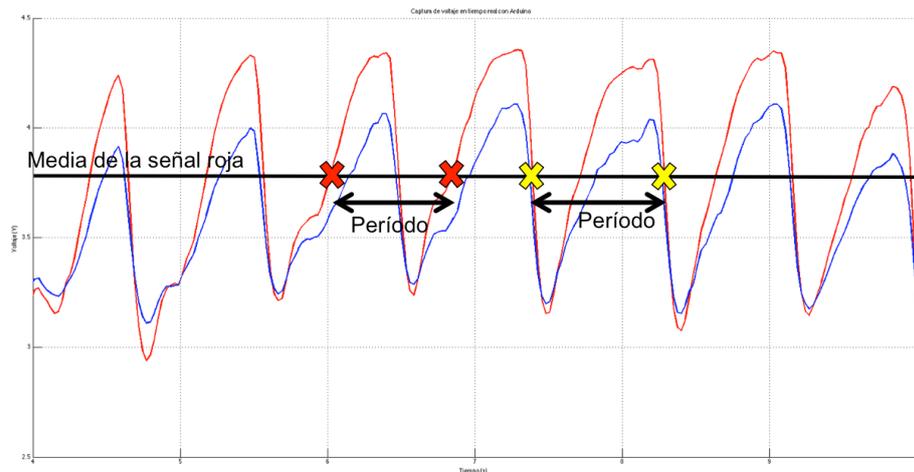


FIGURA 57. Periodo de las señales pulsátiles.

Tomando valores cada 7 segundos, por ejemplo, el proceso que se sigue es el siguiente:

- Durante los 3 primeros segundos se calcula el valor medio de la señal leída por la entrada A0.
- A partir de ahí se calcula la diferencia de tiempo entre cruces por cero como se ha explicado, sin dejar de seguir actualizando el valor de la media.
- Se continúa realizando lo anterior tomando un promedio de los valores acumulados cada 7 segundos y mostrando el resultado al usuario.

Cuando se detecta un cruce por cero se inicia un contador que se almacenará en la variable TIEMPO_INI_PULSO. En el siguiente cruce por cero se vuelve a capturar su tiempo y se calcula el tiempo transcurrido desde el anterior cruce. De esa forma se obtiene el periodo. Antes de mostrar los resultados por pantalla, se sigue calculando el periodo tras cada cruce encontrado hasta que se termine el tiempo indicado. En ese

momento se realiza una media de todos los periodos calculados y ese valor será el utilizado como las pulsaciones por minuto del paciente.

El código utilizado en Arduino es el siguiente:

```
// El valor del pulso se calcula y se muestra cada 7 segundos

if (NUM_MUESTRAS <= 35) {
  MEDIA = (MEDIA*(NUM_MUESTRAS-1) + SENSOR_VALOR_R)/NUM_MUESTRAS;

  // Durante los primeros 3 segundos sólo se ha calculado la media de la señal roja
  // Si han pasado los 3 primeros segundos, empezamos a buscar los cruces
  if (NUM_MUESTRAS > 15) {

    if (SENSOR_VALOR_R_ANT > MEDIA && SENSOR_VALOR_R < MEDIA) { // Se detecta un cruce
      TIEMPO_INI_PULSO = millis(); // Se captura el tiempo en el que se produce el cruce

      if (NUM_CRUCES == 0) { // Si es el primer cruce encontrado
        TIEMPO_INI_PULSO_ANT = TIEMPO_INI_PULSO;
      }

      if (NUM_CRUCES >= 1) { // A partir del segundo cruce encontrado
        // Se calcula el período entre este cruce y el anterior
        PERIODO = TIEMPO_INI_PULSO - TIEMPO_INI_PULSO_ANT;
        TIEMPO_INI_PULSO_ANT = TIEMPO_INI_PULSO;
        // Se calcula una media entre los períodos encontrados hasta el momento
        MEDIA_PERIODOS = (MEDIA_PERIODOS*(NUM_CRUCES-1) + PERIODO)/NUM_CRUCES;
      }
      NUM_CRUCES = NUM_CRUCES+1;
    }
  }
}

else {
  // Calculamos y mostramos el valor del pulso cardíaco
  PULSO_CARD = 60000/MEDIA_PERIODOS;
  Serial.print ("Pulso cardíaco = ");
  Serial.println (PULSO_CARD);
}
}
```

FIGURA 58. Código Arduino para encontrar los cruces y calcular la frecuencia cardíaca.

- **Saturación de Oxígeno en sangre:** Como se explicó anteriormente, este cálculo consiste en establecer una relación entre la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina total. Además, se sabe que la longitud de onda de la señal infrarroja tiene una absorción mayor que la hemoglobina oxigenada y que la longitud de onda proveniente del LED rojo absorbe más la hemoglobina reducida. Se puede realizar un cálculo del ratio a través de la siguiente expresión:



$$R = \frac{dAC\lambda 1}{dAC\lambda 2}$$

Ecuación 19

El método para calcularlo a través de Arduino se denomina “Absorción de delta”. Es uno de los más sencillos y requiere de poca capacidad de cálculo para el microcontrolador.

Para desarrollar este código también se debe acumular el valor anterior y el actual de la muestra que se está leyendo para poder, a través de la siguiente fórmula, realizar una estimación de la absorción de delta de cada una de las longitudes de onda.

$$dA_{\lambda} \frac{I_i - I_{i-1}}{(I_i + I_{i-1})/2}$$

Ecuación 20

Para cada muestra obtenida, cada 200ms, se irá calculando el ratio. De esta forma, durante los 4 segundos que dura el proceso de cálculo, se obtienen muchos ratios, por lo que se hace la media de todos ellos y será esta media la que se utilizará para el cálculo del porcentaje de saturación de oxígeno:

$$SaO_2 = 115 - 30 * MEDIA_RATIO$$

Ecuación 21



El código de Arduino encargado de esta tarea es el siguiente:

```
// El valor de la saturación de oxígeno se calcula y se muestra cada 7 segundos

if (NUM_MUESTRAS <= 35) {

  // Si han pasado los 3 primeros segundos, empezamos a buscar los cruces
  if (NUM_MUESTRAS > 15) {

    // Utilizamos el método de absorción delta para el cálculo del ratio
    dA_R = (SENSOR_VALOR_R-SENSOR_VALOR_R_ANT)*2/(SENSOR_VALOR_R+SENSOR_VALOR_R_ANT);
    dA_IR = (SENSOR_VALOR_IR-SENSOR_VALOR_IR_ANT)*2/(SENSOR_VALOR_IR+SENSOR_VALOR_IR_ANT);
    RATIO_PROV = dA_IR/dA_R;
    // Si el ratio provisional sale infinito, no se tiene en cuenta y se usa el ratio anterior para la media
    if (RATIO_PROV != INFINITY) {
      RATIO = RATIO_PROV;
    }
    // Se calcula una media entre los ratios calculados hasta el momento
    MEDIA_RATIO = (MEDIA_RATIO*(NUM_MUESTRAS-16)+RATIO)/(NUM_MUESTRAS-15);
    SENSOR_VALOR_R_ANT = SENSOR_VALOR_R;
    SENSOR_VALOR_IR_ANT = SENSOR_VALOR_IR;
  }
}

else {
  // Calculamos y mostramos el valor del porcentaje de saturación de oxígeno
  SAO2 = 115-(30*MEDIA_RATIO);
  Serial.print ("Saturacion de oxigeno = ");
  Serial.println (SAO2);
}
```

FIGURA 59. Código Arduino para calcular el % de saturación de oxígeno en la sangre a través del método de absorción de delta.

Una vez se han calculado los dos parámetros buscados, a través del puerto serie se mostrarán los resultados por la pantalla LCD utilizada para que el usuario pueda visualizar sus valores y detectar posibles problemas.

A través del siguiente diagrama de bloques se explica el proceso completo de una forma más sencilla:

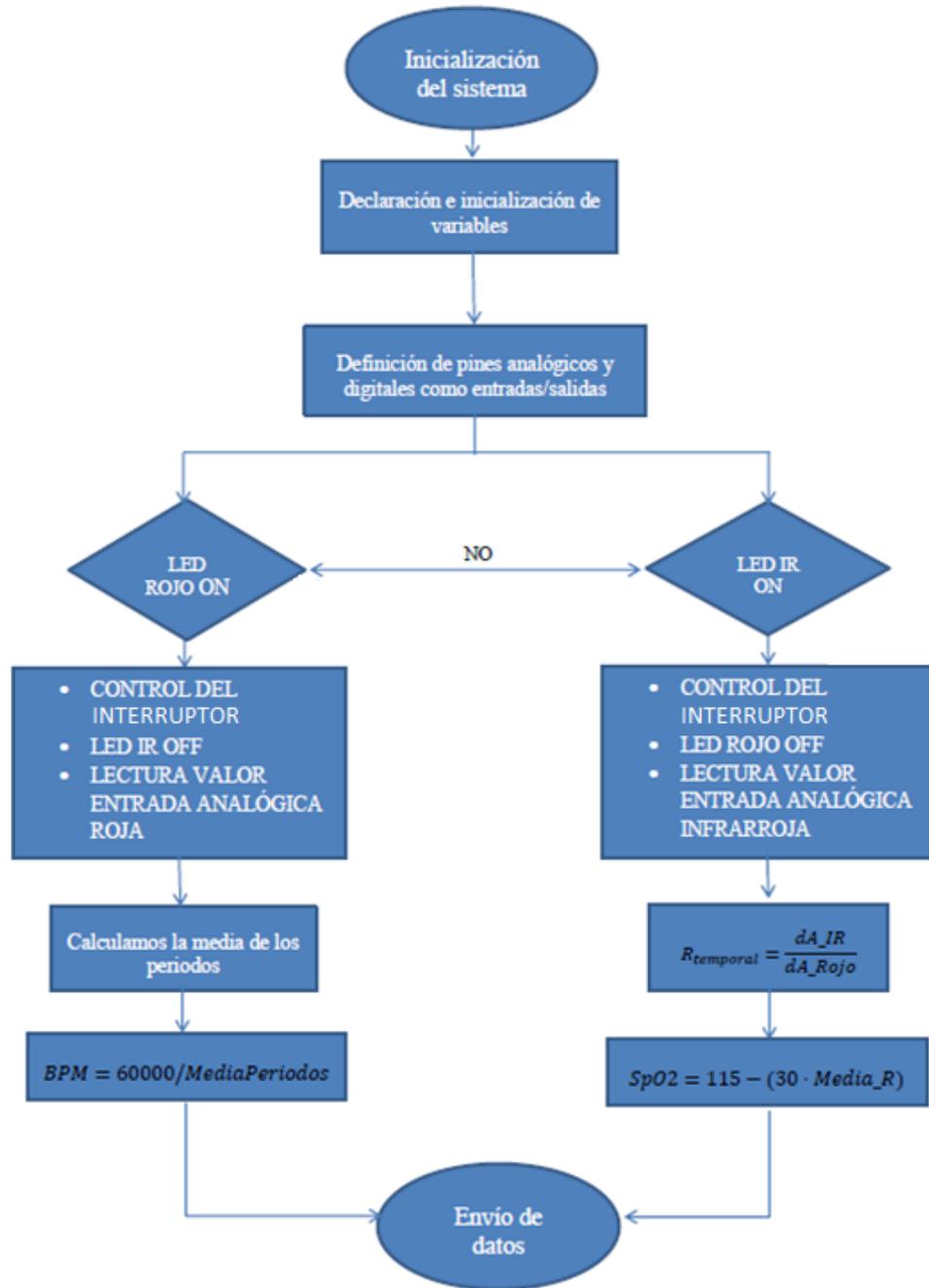


FIGURA 60. Funcionamiento del pulsioxímetro.



9. CONCLUSIONES

Tras la realización del proyecto y, habiendo alcanzado los dos objetivos que se proponían al principio, se han extraído una serie de conclusiones que se presentan a continuación. Divididas en dos partes, una para el estudio realizado sobre las tecnologías wearables y otra para el diseño y desarrollo electrónico de un oxímetro de pulso y para la tecnología portátil dedicada a la salud de las personas.

En primer lugar, tal y como se ha venido explicando durante todo el trabajo, los dispositivos wearables son la base de una tecnología en auge, aún en desarrollo. Se espera que en el futuro sean partes de la vida cotidiana de las personas, ayudando y solucionando numerosos problemas que ahora son inviables de atajar. Sin embargo, poco a poco el mundo comienza a ver su gran funcionalidad gracias a las empresas líderes en el sector tecnológico como Apple, Samsung, Google... Sólo una parte del público actual conoce las ventajas que pueden ofrecer y por ello aún falta mucho trabajo por hacer. Existen complicaciones como la miniaturización, la duración de las baterías, confort, precisión..., aspectos que a través de la investigación y el desarrollo se van solucionando para mejorar así los productos y prototipos ya existentes.

Se ha comprobado que estos instrumentos son capaces de entrar con buen pie en numerosos mercados como la seguridad, entretenimiento, deporte, negocios... En este trabajo se ha querido destacar el sector de la salud y bienestar de las personas. Gracias a la transmisión instantánea de datos y monitorización de pacientes que estos recursos pueden ofrecer, es posible que profesionales detecten y solucionen numerosas enfermedades que antes se trataban con el método tradicional. Será un proceso difícil de llevar a cabo pues son muchas las personas a las que tiene que llegar, pero hoy en día la tecnología crece día a día, aparecen nuevos descubrimientos, nuevas investigaciones..., todo es posible gracias al trabajo de muchas personas.

Para demostrar una mínima parte de lo que los wearables pueden hacer en el campo de la salud, se ha querido diseñar y desarrollar electrónicamente un oxímetro de pulso. Un instrumento capaz de medir la frecuencia cardíaca y el oxígeno en la sangre de los pacientes a partir de una serie de componentes mínimos y accesibles. Estos dos parámetros son muy importantes en la vida del usuario y pequeñas variaciones pueden ser indicios de fuertes enfermedades.

El desarrollo del dispositivo se ha realizado etapa a etapa para así no arrastrar errores, eligiendo los componentes más sencillos y competentes para realizar sus funciones. En los anexos de este trabajo se pueden encontrar los datasheets de cada uno de ellos y una tabla con los precios de mercado para



corroborar que su precio se encuentre en el rango de los pulsioxímetros que se venden en la actualidad.

En cuando al propio instrumento y más en profundidad, cabe destacar algunos aspectos que han de ser tenidos en cuenta pues hacen más fácil y eficaz el funcionamiento global del mismo. Entre ellos destacan la utilización del hardware y software Arduino. El gran éxito de este tipo de microcontrolador viene dado por su sencillez, su capacidad de realizar numerosas funciones y la gran cantidad de recursos que consigue ahorrar al usuario. Con una sola placa económica y con las ventajas de ser una plataforma abierta aporta gran flexibilidad y variedad a la hora de realizar proyectos tomando el papel de ser la base en cada uno de ellos.

Otra de las etapas a destacar es la de “Sample and Hold”, realizada a través de un multiplexor, un condensador y un operacional, es capaz de reducir el consumo energético alternando la toma de muestras de ambos LEDs, encendidos y apagados alternativamente gracias al software de Arduino. Además, esta etapa ayuda a que las señales puedan ser capturadas y mostradas en tiempo real, dando tiempo a la realización de los cálculos y reduciendo el hardware abaratando costes.

Por último, y sin olvidar al resto, el acondicionamiento de las señales recibidas se ha realizado como se aprendió a lo largo del grado y, sin él sería imposible que el microcontrolador fuera capaz de realizar su trabajo, es una parte necesaria en todos los proyectos electrónicos basados en instrumentos de medida.



10. INVESTIGACIONES FUTURAS

El mundo wearable es la base de un gran escenario donde los aspectos públicos y comerciales son los principales protagonistas. En el futuro, probablemente los productos más esperados y potentes que se esperan en el mercado serán aquellos wearables que lleven integrados dispositivos inteligentes basados en la realidad virtual y la realidad aumentada. Existirá un momento en el que estos productos estén completamente desarrollados y sus precios comiencen a decrecer, será en ese instante cuando se alcance un escenario de madurez donde la aceptación social hacia estos instrumentos crecerá rápidamente hasta que se conviertan en objetos cotidianos; uno de los grandes objetivos de todas las investigaciones.

El incremento de la popularidad de los dispositivos portátiles da lugar a dos grandes debates. El primero de ellos es “¿Es el nacimiento de la tecnología wearable un gran avance o, por el contrario, una moda pasajera?” Existen como siempre pros y contras respecto a esta cuestión. En la historia se han encontrado malas predicciones sobre ello, Thomas J. Watson dijo en 1943: “Creo que se trata de un mercado mundial para quizás...cinco computadoras”. Ken Olsen, presidente de “Digital Equipment Corporation DEC” aseguró en 1977 lo siguiente: “No hay razón alguna para que nadie quiera un ordenador en su casa”.

Este trabajo, así como todas las investigaciones en las que muchas personas están involucradas, hacen ver que la tecnología wearable no es solo una moda, cambiará la vida de muchas personas en el futuro. El respaldo de las grandes compañías como Google, Apple, Samsung o Microsoft respaldan esta idea y estos objetivos.

El segundo debate que puede surgir es si los dispositivos portátiles serán beneficiosos o peligrosos y perjudiciales para la sociedad. Todos los aspectos relacionados con los robos de información personal y privada, la pérdida de datos de valor, la captura de imágenes o videos sin consentimiento...son los aspectos más preocupantes a la hora del desarrollo e implantación de estos aparatos. Sin embargo, los mayores problemas de privacidad pueden ser solventados a través de las leyes y legislaciones, cortafuegos, antivirus...es decir, existen muchos caminos para prevenir y solucionar este tipo de problemas. En este contexto, los beneficios siempre serán mayores que las pérdidas.

A corto plazo existirán numerosos beneficios y aplicaciones, además de las ya existentes, que solucionarán muchos problemas de las personas abriendo el camino hacia la sociedad.

Hablando de números, el mercado de wearables aspira a seguir creciendo acogándose a las muchas oportunidades de futuro que se van presentando.



Se espera que en 2022 se alcancen los 52 billones de dólares cuando se habían estimado sólo 16 billones para 2015 (Rohan, 2017).

Para lograr los objetivos aún hay que mejorar muchos de los aspectos que ahora mismo se están investigando como puede ser la durabilidad de los dispositivos, característica crucial si se busca acompañar al usuario en el día a día.

Son muchas las empresas e investigaciones que están en marcha, pero cada una de ellas se centra en su demanda para orientar sus procesos. Sin embargo, se puede obtener información de los proyectos realizados entre sectores, lo que dará lugar en el futuro a un uso común de esta tecnología.

Estos son algunos proyectos basados en la tecnología vestible:

- **Proglove.** Guantes inteligentes para ser usados en cadenas de producción. (Intel).
- **Open Bionics.** Prótesis robóticas inteligentes e impresas en 3D. (Intel)
- **Nixie.** Diminuto dron capaz de dar gran información de los espacios aéreos. (Intel).
- **Electromiografía en camisetas.** Procedimiento de diagnóstico para evaluar la salud de los músculos y células nerviosas. (Athos).
- **Smart Belt Pro.** Cinturón inteligente para evitar caídas, dedicado a población de avanzada edad. (WELT).

Como se puede observar, son proyectos determinados y orientados a un propósito en concreto, pero, separados o en conjunto, ayudarán a mejorar la calidad de vida.

Se pueden obtener varios puntos clave de toda la información que se ha proporcionado. Son los siguientes:

- Los mismos componentes básicos se pueden adaptar a varios sectores.
- Esta tecnología cuenta con una larga historia y su expansión, que ha aumentado mucho en los últimos años, lo seguirá haciendo en el futuro.
- Son fundamentales la venta y el uso de los dispositivos a modo de ensayo para recoger pruebas fundamentales en su evolución.
- Aún falta mucho camino por recorrer. Hay un gran salto entre la vida real y la teoría que se desarrolla en los laboratorios. El objetivo es el equilibrio entre ambas.



11. BIBLIOGRAFÍA

- Kurwa, M., Mohammed, A. and Liu, W., 2008. *Wearable Technology. Fashioning The Future.*
- Rutherford, J., 2010. *Wearable Technology: Health-Care Solutions For A Growing Global Population.*
- Chan, M., Fourniols, D., J, Y., Escriba, C. and Campo, E., 2012. *Smart Wearable Systems: Current Status And Future Challenges. Artificial Intelligence In Medicine.*
- M. Berglund, J. Duvall and L. Dunne, *A Survey of the Historical Scope and Current Trends of Wearable Technology Applications.* 2016.
- P. Binkley, *Predicting the Potential of Wearable Technology.* 2003.
- P. Bonato, *Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation.* 2005.
- M. Çiçek, *Wearable technologies and its future applications.* 2015.
- S. Wilson and R. Laing, *Wearable Technology: Present and Future.* 2018.
- L. García Montoro, *Wearables: qué son, cómo funcionan y que peligros entrañan para nuestra privacidad.* 2015.
- B. Sandall, *Wearable Technology and Schools: Where are We and Where Do We Go From Here?.* 2016.
- Nag and S. Mukhopadhyay, *Wearable Electronics Sensors: Current Status and Future Opportunities.* 2015.
- M. Malmivaara, *The emergence of wearable computing. In: Smart clothes and wearable technology..* 2009.
- Tudor-Locke, *Taking steps toward increased physical activity: using pedometers to measure and motivate.* 2002.
- S. Guler, M. Gannon and K. Sicchio, *A brief history of wearables.* 2016.
- Kawamoto, *Medical devices wearables to improve patient lives.* 2016.
- V. Woollaston, *These hearing aids link to smart TVs, doorbells and smoke alarms so wearers never miss a beat.* 2017.
- T. Page, *Barriers to the adoption of wearable technology.* 2015.
- 2016. <https://www.polarheart.co.nz/content/aboutpolar.html>. (Último acceso 18/09/2020).
- S. Park and S. Jayaraman, *Enhancing the quality of life through wearable technology.* 2003.
- 2008. <http://www.talk2myshirt.com/blog/archives/682>. (Último acceso 18/09/2020).
- G. Marshall, "The story of Fitbit: how a wooden box became a \$4 billion company - the past, present and future of wearable tech's biggest success story", 2016. <https://www.wearable.com/fitbit/youre-fitbit-and-you-know-it-how-a-wooden-box-became-a-dollar-4-billion-company>. (Último acceso 18/09/2020).



- "The wearables database powered by Deloitte", 2016. <http://vandrico.com/wearables/>. (Último acceso 18/09/2020).
- "Wearable medical devices - a global strategic business report", 2015. <http://www.strategyr.com/pressMCP-7956.asp>. (Último acceso 18/09/2020).
- J. Bell, "The first heart rate monitor invented", 2015. <http://www.livestrong.com/article/396827-the-first-heart-rate-monitor-invented/>. (Último acceso 18/09/2020).
- F. Qureshi and S. Krishnan, *Wearable Hardware Design for the Internet of Medical Things (IoMT)*. 2018.
- K. Hartman, *Make Wearable Electronics*. Sebastopol, Calif.: Maker Media, 2014.
- T. Toshiyo, M. Yuka, S. Masaki and Y. Masaki, *Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present*. 2014.
- <http://welcome.move.cc>. (Último acceso 18/09/2020).
- J. He, T. Zhang and X. Chen, *Software for Wearable Devices: Challenges and Opportunities*. 2015.
- S. Fickas, G. Kortuem and Z. Segall, *Software organization for dynamic and adaptable wearable systems*. 1997.
- Chen. D.Y, *The Evolution and Trend of Wearable Computer*. 2000.
- Chen. G, *Smart Wearable Change the World: The Next Business Tides*. 2014.
- J.S. Lee, W. Su and C.C. Shen, *A comparative study of wireless protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi*. 2007.
- Y. Liu and D. Katzinakos, *Human acoustic fingerprints: A novel biometric modality for mobile security*. 2014.
- D. Li, S. Hao, W. Halfond and R. Govindan, *Estimating mobile application energy consumption using program analysis*. 2013.
- R. Mizouni, M. Serhani, A. Benharref and O. Al-Abassi, *Towards Battery-Aware Self-Adaptive Mobile Applications*. 2012.
- Y. Kwon and E. Tilevich, *Reducing the energy consumption of mobile applications behind the scenes*. 2013.
- T. Starner, B. Schiele and A. Pentland, *Visual contextual awareness in wearable computing*. 1998.
- Y. Zou, B. David and R. Chalon, *Innovative user interfaces for wearable computers in real augmented environment*. 2011.
- "Will Wearable Tech Bring Humanity A 'Sixth Sense?'" , 2014. <http://www.livescience.com/42490-wearable-biosensortechnology.html>. (Último acceso 18/09/2020).
- H. Sibel, "Giyilebilir Teknolojiler Hayat Kurtarıyor", 2014. <http://blog.turkcell.com.tr/giyilebilir-teknolojiler-hayat-kurtariyor>. (Último acceso 18/09/2020).



- D. Sanganee, *The effects of wearable computing and augmented reality on performing everyday tasks*. 2013.
- T. Cohen, *Medical and Information Technologies Converge. The Impact on Clinical Engineering*. 2004.
- M. Pavel et al., *The Role of Technology and Engineering Models in Transforming Healthcare*. 2013.
- M. Domb, *Wearable Devices and their Implementation in Various Domains*. 2019.
- M. Laal, *Innovation in medicine; health information technology*. 2012.
- S. Mukhopadhyay, *Wearable electronics sensors*. Cham: Springer, 2015.
- MedTech Europe, *Medical Technology. Contributing to Europe's Health, Innovation and Economy*.
- L. Kohn, J. Corrigan and M. Donaldson, *To Err is Human: Building a Safer Health System*. 2000.
- L. Hood, *Foundations of Medicine: Predictive, Personalized, Preventive and Participatory*. 2010.
- Jerri, "The Shannon sampling theorem-its various extensions and applications: A tutorial review". 1997.
- V. MM, R. M and C. S, *Recent advances in wearable sensors for health monitoring*. 2015.
- J. Bronzino, *Medical devices and systems*. 2006.
- "La Instrumentación Electrónica y la Medicina Moderna | FIEC", *Fiec.espol.edu.ec*, 2020.
<https://www.fiec.espol.edu.ec/es/instrumelectro-electmed>. (Último acceso 18/09/2020).
- Ochoa, "Procesamiento de señales biomédicas", *Es.slideshare.net*, 2020.
<https://es.slideshare.net/felo8/procesamiento-de-seales-biomdicas>. (Último acceso 18/09/2020).
- J. A. and J. A., "Construcción y validación de escalas de medición en salud: revisión de propiedades psicométricas", *Archivosdemedicina.com*, 2020.
<https://www.archivosdemedicina.com/medicina-de-familia/construccion-y-validacion-de-escalas-de-medicin-en-salud-revisin-de-propiedades-psicomtricas.php?aid=6694>. (Último acceso 18/09/2020).
- Vidal Silva and V. Gatica Rojas, *Diseño e implementación de un sistema electrocardiográfico digital*. 2010.
- Prutchi and M. Norris, *Design and development of medical electronic*. Hoboken, N.J.: A. John Wiley & Sons, Inc., publication, 2005.
- Apuntes de Instrumentación Electrónica. EII (2019)
- Apuntes de Instrumentación Avanzada. EII (2019)
- L. Shen, Y. Shen, R. Rangayyan and J. Desautels, *Measures of asymmetry in mammograms based upon shape spectrum*. 1993.
- R. Rangayyan, *Biomedical Signal Analysis*. 2002.
- M. Neuman, *Biomedical Sensors*. 2006.



- W. R.J, *The measurement of changes in human limb-volume by means of a mercuryin- rubber strain gauge*. 1949.
- P. S.M, K. D.S and M. L.C, *Automated physical activity monitoring: validation and comparison with physiological and self-report measures*. 1993.
- Sekey and C. Seagrave, *Biomedical subminiature thermistor sensor for analog control by breath flow*. 1981.
- M. Y, G. J.J and W. Y, *In vitro evaluation of a dual oxygen saturation/hematocrit intravascular fiberoptic catheter*. 1990.
- R. Buck, *Bioanalytic Sensors*. 1992.
- D. López Serrano, *Diseño e implementación de un pulsioxímetro*. 2017.
- N. Abril Díaz et al., *Espectrofometría: Espectros de absorción y cuantificación colorimétrica de biomoléculas*.
- Hospital General de México, *Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación*. 2003.
- S. Bagha and L. Shaw, *A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO2 and Pulse Rate*. 2011.
- E. Chan, M. Chan and M. Chan, *Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations*. 2013.
- F. Qureshi and S. Krishnan, *Wearable Hardware Design for the Internet of Medical Things (IoMT)*. 2018.
- M. Galindo Canales, *Estudio de la saturación de oxígeno a través de pulsioximetría en mujeres deportistas*. 2017.
- H. Mejía Salas and M. Mejía Suárez, *Educación médica continua. Oximetría de pulso*.
- OMS, *Manual de Oximetría de Pulso Global*. 2010.
- R. Krishnan, B. Natarajan and S. Warren, *Two-Stage Approach for Detection and Reduction of Motion Artifacts in Photoplethysmographic Data*. 2010.
- M. Nitzan, A. Babchenko, B. Khanokh and D. Landau, *The variability of the Photoplethysmography Signal – A potential method for the evaluation of the autonomic nervous system*. 1998.
- P. Mannheimer, J. Casciani, M. Fein and S. Nierlich, *Wavelength Selection for Low-Saturation Pulse Oximetry*. 1997.
- Hertzman, *The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph*. 1938.
- G. Maruf, A. Al-Jumaily and M. Al-Jaafreh, *Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photoplethysmograph Signal*. 2006.
- L. Moreno Moruno, *Diseño e Implementación de un Dispositivo para la Detección de la Oxigenación en Sangre*. 2015.
- J. Talamas Márquez, *Toma de signos vitales*. 2016.
- K. Urpalainen, *Development of a fractional multi-wavelength pulse oximetry algorithm*. 2011.
- P. Oliver, *Estudio de la oxigenación e interpretación de la gasometría arterial*. 2014.



- "Arduino - Home", *Arduino.cc*, 2020. <https://www.arduino.cc/>. (Último acceso 18/09/2020).
- M. Rohan, "Press Releases", *Marketsandmarkets.com*, 2017. <http://www.marketsandmarkets.com/PressReleases/wearable-electronics.asp>. (Último acceso 18/09/2020).



12. ANEXOS

ANEXO I. Código Arduino.

- Digitalización de dos señales pilsátiles:

```
int LED_R = 12;           // LED ROJO conectado en el PIN 12
int LED_IR = 11;         // LED IR conectado en el PIN 11
int SENSOR_R = 6;       // SENSOR rojo conectado en el PIN analogico 6
int SENSOR_IR = 7;      // SENSOR infrarrojo conectado en el PIN analogico 7
int SENSOR_VALOR_R = 0; // Lectura del sensor para luz roja encendida
int SENSOR_VALOR_IR = 0; // Lectura del sensor para luz infrarroja encendida
int INTERRUPTOR_R = 10; // Controla el interruptor rojo por el PIN 10
int INTERRUPTOR_IR = 9; // Controla el interruptor infrarrojo por el PIN 9
int MILISEG = 0;        // Contador de milisegundos

void setup() {

  pinMode(LED_R, OUTPUT); // Configuración del PIN LED_R como salida
  pinMode(LED_IR, OUTPUT); // Configuración del PIN LED_IR como salida
  pinMode(SENSOR_R, INPUT); // Configuración del PIN SENSOR rojo como entrada
  pinMode(SENSOR_IR, INPUT); // Configuración del PIN SENSOR infrarrojo como entrada
  pinMode(INTERRUPTOR_R, OUTPUT); // PIN INTERRUPTOR_R como salida
  pinMode(INTERRUPTOR_IR, OUTPUT); // PIN INTERRUPTOR_IR como salida

  analogReference(DEFAULT); // Configuración de la tensión de referencia por defecto (5 V)

  Serial.begin(9600); // Configuración para la transmisión de los datos por el puerto serie
}

void loop() {

  // Encendido alterno de los LEDs rojo e infrarrojo
  digitalWrite(LED_R, HIGH); // Encendido del LED rojo
  delayMicroseconds(10); // Espera para encendido completo del LED
  digitalWrite(INTERRUPTOR_R, HIGH); // Cierre del interruptor rojo
  delayMicroseconds(460); // Espera para estabilización de señal
  SENSOR_VALOR_R = analogRead(SENSOR_R); // Lectura del pin del sensor rojo
  digitalWrite(INTERRUPTOR_R, LOW); // Apertura del interruptor rojo
  delayMicroseconds(10); // Espera para apertura completa del interruptor
  digitalWrite(LED_R, LOW); // Apagado del LED rojo

  delayMicroseconds(20);

  digitalWrite(LED_IR, HIGH); // Encendido del LED infrarrojo
  delayMicroseconds(10); // Espera para encendido completo del LED
  digitalWrite(INTERRUPTOR_IR, HIGH); // Cierre del interruptor infrarrojo
  delayMicroseconds(460); // Espera para estabilización de señal
  SENSOR_VALOR_IR = analogRead(SENSOR_IR); // Lectura del pin del sensor infrarrojo
  digitalWrite(INTERRUPTOR_IR, LOW); // Apertura del interruptor infrarrojo
  delayMicroseconds(10); // Espera para apertura completa del interruptor
  digitalWrite(LED_IR, LOW); // Apagado del LED infrarrojo

  delayMicroseconds(20);

  // El ciclo completo anterior tarda 1 milisegundo, cada 20 milisegundos enviamos las muestras
  MILISEG = MILISEG + 1; // Incrementa en 1 los milisegundos transcurridos

  if(MILISEG == 20) // Tras 20 milisegundos imprimimos las muestras de ambas señales
  {
    Serial.print(SENSOR_VALOR_R);
    Serial.print(",");
    Serial.println(SENSOR_VALOR_IR);
    MILISEG = 0;
  }
}
```

- Obtención del pulso cardiaco y la saturación de oxígeno en sangre mediante el método de absorción de delta:

```
int LED_R = 12;           // LED ROJO conectado en el PIN 12
int LED_IR = 11;         // LED IR conectado en el PIN 11
int SENSOR_R = 6;        // SENSOR rojo conectado en el PIN analogico 6
int SENSOR_IR = 7;       // SENSOR infrarrojo conectado en el PIN analogico 7
float SENSOR_VALOR_R = 0; // Lectura del sensor para luz roja encendida
float SENSOR_VALOR_IR = 0; // Lectura del sensor para luz infrarroja encendida
int INTERRUPTOR_R = 10;   // Controla el interruptor rojo por el PIN 10
int INTERRUPTOR_IR = 9;   // Controla el interruptor infrarrojo por el PIN 9
int CICLOS = 0;          // Contador de ciclos de encendido LEDs emisores
int NUM_MUESTRAS = 0;    // Contador de muestras
float MEDIA = 0;         // Media de la señal
float SENSOR_VALOR_R_ANT = 0; // Valor anterior de la señal roja
float SENSOR_VALOR_IR_ANT = 0; // Valor anterior de la señal infrarroja
float TIEMPO_INI_PULSO = 0; // Tiempo en que se produce un cruce
float TIEMPO_INI_PULSO_ANT = 0; // Tiempo en que se produjo el cruce anterior
float NUM_CRUCES = 0;    // Contador de cruces
float MEDIA_PERIODOS = 0; // Media de los periodos medidos
float PERIODO = 0;      // Valor de un periodo
float PULSO_CARD = 0;   // Pulso cardiaco
float dA_R = 0;         // Absorción delta roja
float dA_IR = 0;        // Absorción delta infrarroja
float RATIO = 0;        // Ratio de absorción
float RATIO_PROV = 0;   // Ratio de absorción provisional
float MEDIA_RATIO = 0;  // Media de ratios calculados
float SAO2 = 0;         // Porcentaje de saturación de oxígeno

void setup() {

  pinMode(LED_R, OUTPUT); // Configuración del PIN LED_R como salida
  pinMode(LED_IR, OUTPUT); // Configuración del PIN LED_IR como salida
  pinMode(SENSOR_R, INPUT); // Configuración del PIN SENSOR rojo como entrada
  pinMode(SENSOR_IR, INPUT); // Configuración del PIN SENSOR infrarrojo como entrada
  pinMode(INTERRUPTOR_R, OUTPUT); // Configuración del PIN INTERRUPTOR_R como salida
  pinMode(INTERRUPTOR_IR, OUTPUT); // Configuración del PIN INTERRUPTOR_IR como salida

  analogReference(DEFAULT); // Configuración de la tensión de referencia por defecto (5 V)

  Serial.begin(9600); // Configuración para la transmisión de los datos por el puerto serie
}

void loop() {

  // Ciclos de encendido y apagado alterno de los LEDs emisores
  // Cada ciclo tiene una duración total de 2 milisegundos (100 ciclos = 200 milisegundos)

  for (CICLOS = 0; CICLOS <= 100; CICLOS++) {

    digitalWrite(LED_R, HIGH); // Encendido del LED rojo
    delayMicroseconds(10); // Espera para encendido completo del LED
    digitalWrite(INTERRUPTOR_R, HIGH); // Cierre del interruptor rojo
    delayMicroseconds(960); // Espera para estabilización de señal
    SENSOR_VALOR_R = analogRead(SENSOR_R); // Lectura del pin analógico del sensor rojo
    digitalWrite(INTERRUPTOR_R, LOW); // Apertura del interruptor rojo
    delayMicroseconds(10); // Espera para apertura completa del interruptor
    digitalWrite(LED_R, LOW); // Apagado del LED rojo

    delayMicroseconds(20);

    digitalWrite(LED_IR, HIGH); // Encendido del LED infrarrojo
    delayMicroseconds(10); // Espera para encendido completo del LED
    digitalWrite(INTERRUPTOR_IR, HIGH); // Cierre del interruptor infrarrojo
    delayMicroseconds(960); // Espera para estabilización de señal
    SENSOR_VALOR_IR = analogRead(SENSOR_IR); // Lectura del pin analógico del sensor infrarrojo
    digitalWrite(INTERRUPTOR_IR, LOW); // Apertura del interruptor infrarrojo
    delayMicroseconds(10); // Espera para apertura completa del interruptor
    digitalWrite(LED_IR, LOW); // Apagado del LED infrarrojo

    delayMicroseconds(20);

  }
}
```



```
CICLOS = 0; // Se reinicia el contador de ciclos

NUM_MUESTRAS = NUM_MUESTRAS+1; // Se coge una muestra cada 200 milisegundos

// Los valores del pulso y de la saturación de oxígeno se calculan y se muestran cada 7 segundos

if (NUM_MUESTRAS <= 35) {
  MEDIA = (MEDIA*(NUM_MUESTRAS-1) + SENSOR_VALOR_R)/NUM_MUESTRAS;

  // Durante los primeros 3 segundos sólo se ha calculado la media de la señal roja
  // Si han pasado los 3 primeros segundos, empezamos a buscar los cruces por la media y a calcular el ratio
  if (NUM_MUESTRAS > 15) {

    if (SENSOR_VALOR_R_ANT > MEDIA && SENSOR_VALOR_R < MEDIA) { // Se detecta un cruce
      TIEMPO_INI_PULSO = millis(); // Se captura el tiempo en el que se produce el cruce

      if (NUM_CRUCES == 0) { // Si es el primer cruce encontrado
        TIEMPO_INI_PULSO_ANT = TIEMPO_INI_PULSO;
      }

      if (NUM_CRUCES >= 1) { // A partir del segundo cruce encontrado
        // Se calcula el periodo entre este cruce y el anterior
        PERIODO = TIEMPO_INI_PULSO - TIEMPO_INI_PULSO_ANT;
        TIEMPO_INI_PULSO_ANT = TIEMPO_INI_PULSO;
        // Se calcula una media entre los periodos encontrados hasta el momento
        MEDIA_PERIODOS = (MEDIA_PERIODOS*(NUM_CRUCES-1) + PERIODO)/NUM_CRUCES;
      }
      NUM_CRUCES = NUM_CRUCES+1;
    }

    // Utilizamos el método de absorción delta para el cálculo del ratio
    dA_R = (SENSOR_VALOR_R-SENSOR_VALOR_R_ANT)*2/(SENSOR_VALOR_R+SENSOR_VALOR_R_ANT);
    dA_IR = (SENSOR_VALOR_IR-SENSOR_VALOR_IR_ANT)*2/(SENSOR_VALOR_IR+SENSOR_VALOR_IR_ANT);
    RATIO_PROV = dA_IR/dA_R;
    // Si el ratio provisional sale infinito, no se tiene en cuenta y se usa el ratio anterior para la media
    if (RATIO_PROV != INFINITY) {
      RATIO = RATIO_PROV;
    }
    // Se calcula una media entre los ratios calculados hasta el momento
    MEDIA_RATIO = (MEDIA_RATIO*(NUM_MUESTRAS-16)+RATIO)/(NUM_MUESTRAS-15);
    SENSOR_VALOR_R_ANT = SENSOR_VALOR_R;
    SENSOR_VALOR_IR_ANT = SENSOR_VALOR_IR;
  }
}

else {

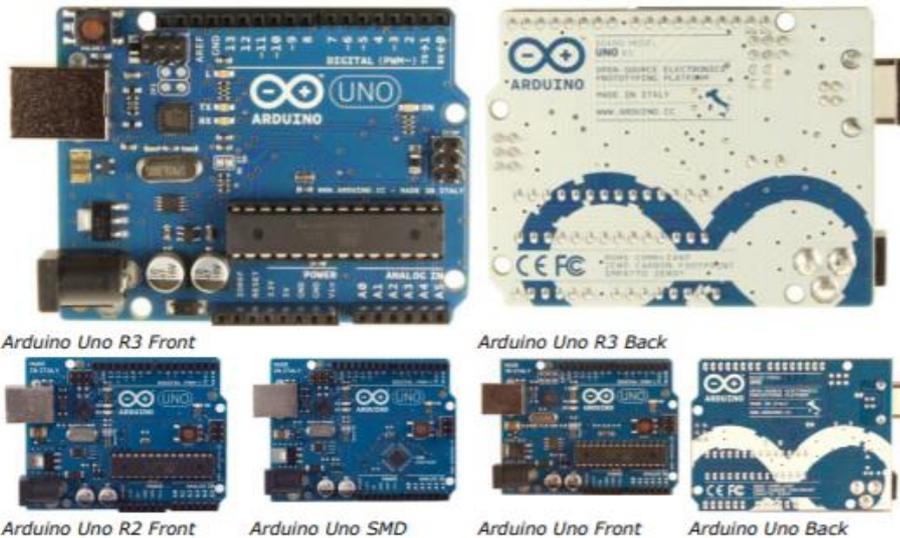
  //Calculamos y mostramos por pantalla los valores de pulso y saturación de oxígeno
  PULSO_CARD = 60000/MEDIA_PERIODOS;
  SAO2 = 115-(30*MEDIA_RATIO);

  Serial.print ("Pulso cardiaco = ");
  Serial.println (PULSO_CARD);
  Serial.print ("Saturacion de oxígeno = ");
  Serial.println (SAO2);
  Serial.println ();

  NUM_MUESTRAS = 0;
  MEDIA = 0;
  SENSOR_VALOR_R_ANT = 0;
  SENSOR_VALOR_IR_ANT = 0;
  TIEMPO_INI_PULSO = 0;
  TIEMPO_INI_PULSO_ANT = 0;
  NUM_CRUCES = 0;
  MEDIA_PERIODOS = 0;
  PERIODO = 0;
  MEDIA_RATIO = 0;
  RATIO = 0;
  RATIO_PROV = 0;
}
}
```

ANEXO II. Datasheets.

- Microcontrolador Arduino UNO:

Arduino Uno**Overview**

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz ceramic resonator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started.

The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega16U2 (Atmega8U2 up to version R2) programmed as a USB-to-serial converter.

| [Revision 2](#) of the Uno board has a resistor pulling the 8U2 HWB line to ground, making it easier to put into [DFU mode](#).

| [Revision 3](#) of the board has the following new features:

- 1.0 pinout: added SDA and SCL pins that are near to the AREF pin and two other new pins placed near to the RESET pin, the IOREF that allow the shields to adapt to the voltage provided from the board. In future, shields will be compatible both with the board that use the AVR, which operate with 5V and with the Arduino Due that operate with 3.3V. The second one is a not connected pin, that is reserved for future purposes.
- Stronger RESET circuit.
- Atmega 16U2 replace the 8U2.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

Summary

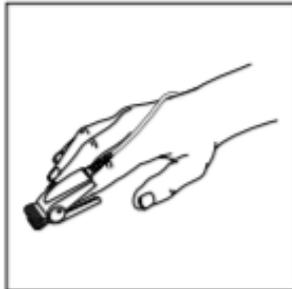
Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V

FIGURA 61. Datasheet Arduino UNO.

- Sensor óptico Oximax DS-100A:

OXIMAX® DS-100A Durasensor®

Adult Oxygen Sensor



English	3
Français	6
Deutsch	9
Nederlands	13
Italiano	16
Español	19
Svenska	22
Dansk	25
Norsk	28
Suomi	31
Português	34
Русский	37
中文	41
Polski	44
Česky	47
Slovenian	50
Magyar	53
Ελληνικά	56
Türkçe	59

www.DataSheet4U.com

www.DataSheet4U.com

NELLCOR

FIGURA 62. Datasheet sensor óptico.

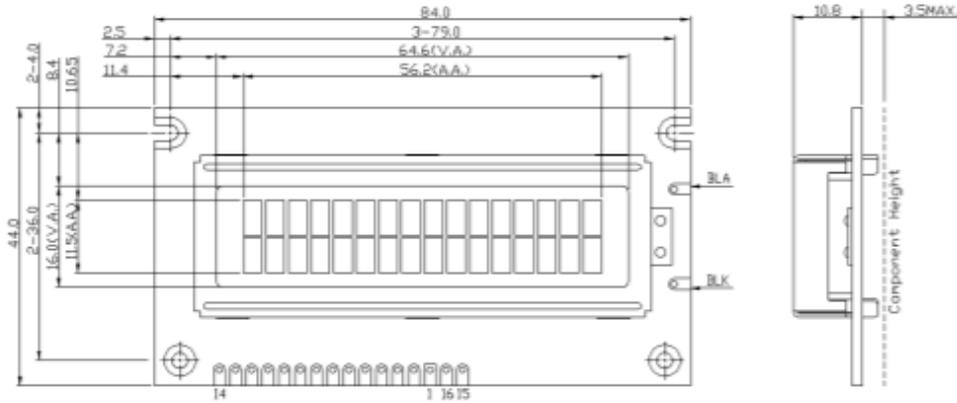
- Pantalla LCD LMB162HBC:



Character Type LCD Module

LMB162H series

OUTLINE DRAWING



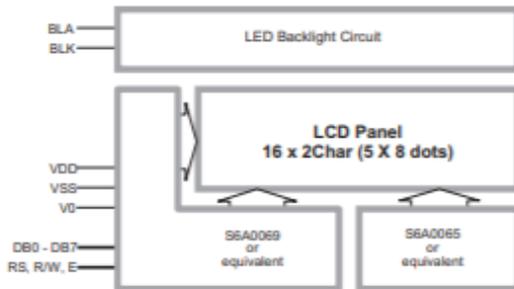
TERMINAL FUNCTIONS

Pin	Name	Descriptions
1	VSS	0V Power Supply, Ground
2	VDD	Positive Power Supply
3	V0	LCD Contrast Reference Supply
4	RS	Register Select RS=HIGH: Transferring Display Data RS=LOW: Transferring Instruction Data
5	R/W	Read/Write Control Bus R/W=HIGH: Read Mode Selected R/W=LOW: Write Mode Selected
6	E	Data Enable
7	DB0	Bi-directional Tri-state Data Bus
:	:	
14	DB7	
15	BLA	LED Backlight Positive Power Supply
16	BLK	LED Backlight Negative Power Supply

DISPLAY CHARACTERISTICS

Item	Value
LCD Display Mode	STN-YG, Positive, Transflective
Viewing Angle	6:00
Driving Method	1/16 duty, 1/5 bias
Backlight*	YG LED Backlight

BLOCK DIAGRAM



MECHANICAL DATA

Item	Value
Outline (mm)	84.0 x 44.0 x 14.3MAX
Viewing Area (mm)	64.6 x 16.0
Active Area (mm)	56.2 x 11.5
Character Pitch (mm)	0.6 x 0.7
Character Size (mm)	0.55 x 0.65

ABSOLUTE MAXIMUM

Item	Symbol	Min	Max
Operating Voltage (V)	V _{DD}	0	6.0
Operating Temperature (°C)	T _{OP}	-20	+70
Storage Temperature (°C)	T _{ST}	-30	+80

ELECTRICAL CHARACTERISTICS*

Item	Symbol	Min	Typ	Max
Operating Voltage (V)	V _{DD}	4.7	5.0	5.3
Input High Voltage (V)	V _{IH}	0.8 V _{DD}	-	V _{DD}
Input Low Voltage (V)	V _{IL}	V _{SS}	-	0.5
Operating Current (mA)	I _{DD}	-	1.3	3.0

BACKLIGHT CHARACTERISTICS

Item	Symbol	Min	Typ	Max
Forward Voltage (V)	V _{fBLA}	-	5.0	-
Forward Current (mA)	I _{fBLA}	-	100	150

LMB162H series

	Highlight		
	LCD Mode	Backlight	Voltage
LMB162HBA	STN-YG	Nil	5.0V
LMB162HBC*	STN-YG	YG LED	5.0V
LMB162HBC-2	STN-YG	YG LED	3.3V
LMB162HFC	STN-Blue	White LED	5.0V

For similar product or (semi) custom made LCD module, please visit our web site or contact us.

* The above product information is based on this model.

FIGURA 63. Datasheet pantalla LCD.

- Amplificador de instrumentación AD620:



Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

Easy to use

- Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

- 50 μ V max, input offset voltage
- 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth (G = 100)
- 15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

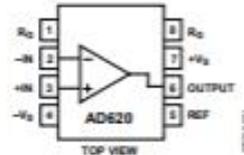


Figure 1. 8-Lead PDIP (A), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

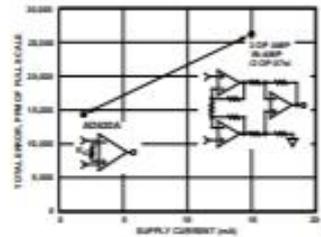


Figure 2. Three Op-Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.329.4700 www.analog.com
Fax: 781.326.8703 © 2003–2011 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

FIGURA 64. Datasheet AI AD620.

- Amplificador operacional LM1458:



**CA741, CA1458,
CA1558, LM741*,
LM1458*, LM1558***

**High Gain Single and Dual Operational Amplifiers
for Military, Industrial and Commercial Applications**

March 1993

Features

- Input Bias Current (All Types) 500nA (Max.)
- Input Offset Current (All Types) 200nA (Max.)

Applications

- Comparator
- DC Amplifier
- Integrator or Differentiator
- Multivibrator
- Summing Amplifier
- Narrow Band or Band Pass Filter

Ordering Information

PART NUMBER	TEMP. RANGE	PACKAGE
CA741E	-55°C to +125°C	8 Lead Plastic DIP
CA741CE	0°C to +70°C	8 Lead Plastic DIP
CA1458E	0°C to +70°C	8 Lead Plastic DIP
CA1558E	-55°C to +125°C	8 Lead Plastic DIP
CA741T	-55°C to +125°C	8 Pin Can
CA741CT	0°C to +70°C	8 Pin Can
CA1458T	0°C to +70°C	8 Pin Can
CA1558T	-55°C to +125°C	8 Pin Can

NOTE: All types in any package style can be operated over the temperature range of -55°C to +125°C, although the published limits for certain electrical specifications apply only over the temperature range of 0°C to +70°C.

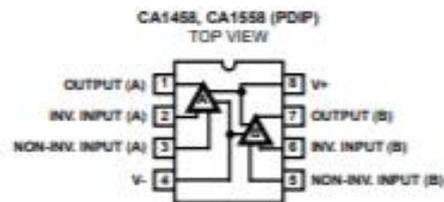
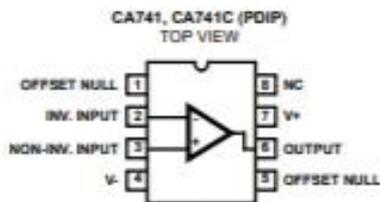
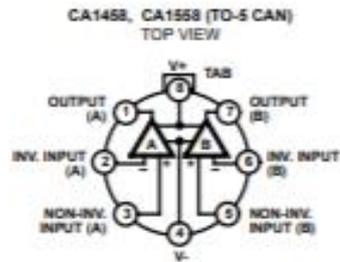
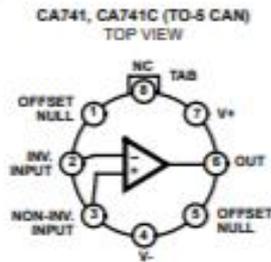
Description

The CA1458, CA1558 (dual types); CA741C, CA741 (single types); high-gain operational amplifiers for use in military, industrial, and commercial applications.

These monolithic silicon integrated circuit devices provide output short circuit protection and latch-free operation. These types also feature wide common mode and differential mode signal ranges and have low offset voltage nulling capability when used with an appropriately valued potentiometer. A 10kΩ potentiometer is used for offset nulling types CA741C, CA741 (See Figure 4); and types CA1458, CA1558, have no specific terminals for offset nulling. Each type consists of a differential input amplifier that effectively drives a gain and level shifting stage having a complementary emitter follower output.

The manufacturing process make it possible to produce IC operational amplifiers with low burst ("popcorn") noise characteristics. The CA741 gives limit specifications for burst noise in the data bulletin, File Number 530. Contact your Sales Representative for information pertinent to other operational amplifier types that meet low burst noise specifications.

Pinouts



* Technical Data on LM Branded types is identical to the corresponding CA Branded types.
CAUTION: These devices are sensitive to electrostatic discharge. Users should follow proper I.C. Handling Procedures.
Copyright © Harris Corporation 1993

FIGURA 65. Datasheet AO LM1458.

- Amplificador operacional OP-07:



Ultralow Offset Voltage Operational Amplifier

Data Sheet

OP07

FEATURES

- Low V_{OS} : 75 μV maximum
- Low V_{OS} drift: 1.3 $\mu V/^{\circ}C$ maximum
- Ultrastable vs. time: 1.5 μV per month maximum
- Low noise: 0.6 μV p-p maximum
- Wide input voltage range: $\pm 14 V$ typical
- Wide supply voltage range: $\pm 3 V$ to $\pm 18 V$
- 125 $^{\circ}C$ temperature-tested dice

APPLICATIONS

- Wireless base station control circuits
- Optical network control circuits
- Instrumentation
- Sensors and controls
 - Thermocouples
 - Resistor thermal detectors (RTDs)
 - Strain bridges
 - Shunt current measurements
- Precision filters

GENERAL DESCRIPTION

The OP07 has very low input offset voltage (75 μV maximum for OP07E) that is obtained by trimming at the wafer stage. These low offset voltages generally eliminate any need for external nulling. The OP07 also features low input bias current (± 4 nA for the OP07E) and high open-loop gain (200 V/mV for the OP07E). The low offset and high open-loop gain make the OP07 particularly useful for high gain instrumentation applications.

PIN CONFIGURATION

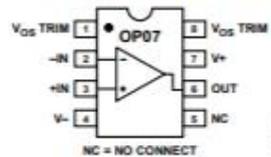
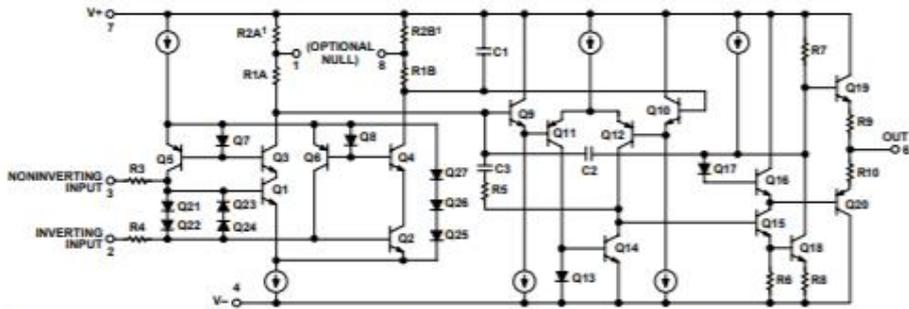


Figure 1.

The wide input voltage range of $\pm 13 V$ minimum combined with a high CMRR of 106 dB (OP07E) and high input impedance provide high accuracy in the noninverting circuit configuration. Excellent linearity and gain accuracy can be maintained even at high closed-loop gains. Stability of offsets and gain with time or variations in temperature is excellent. The accuracy and stability of the OP07, even at high gain, combined with the freedom from external nulling have made the OP07 an industry standard for instrumentation applications.

The OP07 is available in two standard performance grades. The OP07E is specified for operation over the 0 $^{\circ}C$ to 70 $^{\circ}C$ range, and the OP07C is specified over the -40 $^{\circ}C$ to +85 $^{\circ}C$ temperature range.

The OP07 is available in epoxy 8-lead PDIP and 8-lead narrow SOIC packages. For CERDIP and TO-99 packages and standard microcircuit drawing (SMD) versions, see the OP77.



[†]R2A AND R2B ARE ELECTRONICALLY ADJUSTED ON CHIP AT FACTORY FOR MINIMUM INPUT OFFSET VOLTAGE.

Figure 2. Simplified Schematic

Rev. G

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
 Tel: 781.329.4700 www.analog.com
 Fax: 781.461.3113 ©2002-2011 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

FIGURA 66. Datasheet AO OP07.

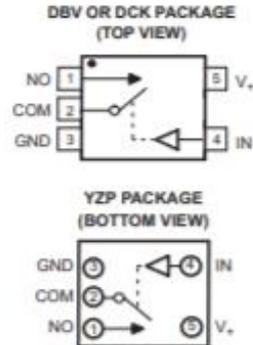
- Interruptor electrónico TS5A1066:

10-Ω SPST ANALOG SWITCH

Check for Samples: [TS5A1066](#)

FEATURES

- Low ON-State Resistance (10 Ω)
- Control Inputs Are 5.5-V Tolerant
- Low Charge Injection
- Low Total Harmonic Distortion (THD)
- 1.65-V to 5.5-V Single-Supply Operation
- Latch-Up Performance Exceeds 100 mA Per JESD 78, Class II
- ESD Performance Tested Per JESD 22
 - 2000-V Human-Body Model (A114-B, Class II)
 - 1000-V Charged-Device Model (C101)



DESCRIPTION/ORDERING INFORMATION

The TS5A1066 is a single-pole single-throw (SPST) analog switch that is designed to operate from 1.65 V to 5.5 V. This device can handle both digital and analog signals, and signals up to V₊ (peak) can be transmitted in either direction.

Table 1. SUMMARY OF CHARACTERISTICS

Configuration	Single-Pole, Single-Throw Demultiplexer (1 × SPST)
Number of channels	1
ON-state resistance (r _{ON})	7.5 Ω
ON-state resistance flatness (r _{ON(flat)})	2.5 Ω
Turn-on/turn-off time (t _{ON} /t _{OFF})	9.5 ns/2 ns
Charge injection (Q _C)	1 pC
Bandwidth (BW)	400 MHz
OFF isolation (O _{ISO})	-68 dB at 10 MHz
Total harmonic distortion (THD)	0.14%
Leakage current (I _{CC(OFF)})	±0.1 μA
Power-supply current (I ₊)	0.05 μA
Package options	5-pin DSBGA, SOT-23, or SC-70



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of the Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

Copyright © 2005–2012, Texas Instruments Incorporated

FIGURA 67. Datasheet interruptor electrónico.

ANEXO III. Precio y unidades de los componentes.

COMPONENTE	UNIDADES	PRECIO POR UNIDAD (€)	TOTAL
Amplificador AD620	2	9,99	19,98
Amplificador OP-07	3	0,932	2,796
Amplificador LM1458	3	0,676	2,028
Resistencias	17	0,91	15,47
Condensadores	5	0,51	2,55
Potenciómetros	2	0,23	0,46
Adaptador DB9	1	2,06	2,06
Sensor Oximax DS-100A	1	11,46	11,46
Arduino UNO rev3	1	24,5	24,5
Pantalla LCD	1	6,34	6,34

Tabla 12. Componentes del pulsioxímetro y sus precios.

El precio total del dispositivo es de unos **90€** aproximadamente

ANEXO IV. Precio oxímetros de pulso disponibles en el mercado.

Modelo	Precio (€)	Imagen
OXYM6100	143 €	
Nonin Go2	141€	
OXYM7500	149.96€	
OXYM9000	117€	

FIGURA 68. Modelos de oxipulsímetros disponibles en el mercado.



Como se observa, los modelos en el mercado son más sofisticados y precisos, por ello su precio aumenta. El diseño realizado en este trabajo es más económico y sencillo pero correcto al mismo tiempo.