



Universidad
Zaragoza



Escuela de
Ingeniería y Arquitectura
Universidad Zaragoza

PROYECTO FINAL DE CARRERA: SISTEMA INALÁMBRICO DE MONITORIZACIÓN DE CONSTANTES VITALES CON PLATAFORMA ARDUINO Y VISUALIZACIÓN EN APLICACIÓN MOVIL.

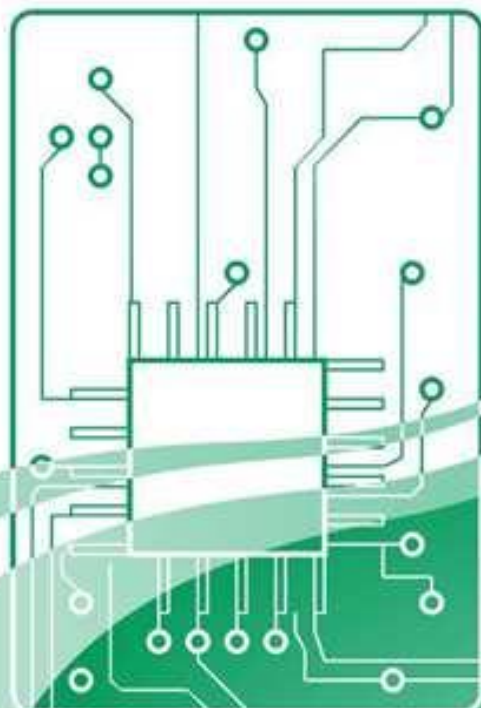
DOCUMENTO:
MEMORIA

AUTOR:
ALEJANDRO MILLÁN LOZANO

DIRECTOR:
JOSÉ RAMÓN BELTRÁN BLÁZQUEZ

ESPECIALIDAD:
INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL
ESPECIALIDAD ELECTRÓNICA
INDUSTRIAL

CONVOCATORIA:
SEPTIEMBRE 2014





Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer a mi hermano Adrián y a la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, por la posibilidad de observar su trabajo y ser origen para la realización de este proyecto

También quiero dar las gracias a mi tutor José Ramón Beltrán, por aceptar mi propuesta de proyecto, realizarlo juntos y aprender de él.

Por último dar las gracias a mi familia por su apoyo durante todo este tiempo y a mis amigos, por las bromas y los buenos momentos.

A todos muchas gracias



Escuela de
Ingeniería y Arquitectura
Universidad Zaragoza

Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.



RESUMEN

Esta memoria de proyecto final de carrera refleja los distintos procedimientos para el desarrollo de un sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil. Los objetivos de este diseño es capturar las constantes vitales de un paciente mediante instrumentación electrónica con base en una plataforma Arduino y su visualización en tiempo real las mediciones en un Smartphone o Tablet mediante una aplicación móvil.

El desarrollo del proyecto ha sido dividido en cuatro fases: búsqueda de información, desarrollo del hardware, desarrollo del software y la realización de la documentación. El desarrollo de esta memoria seguirá los pasos comentados anteriormente.

La instrumentación utilizada para la monitorización de las constantes vitales han sido: electrocardiograma (ECG) y pulsioximetría (SpO2). Son señales eléctricas de poca amplitud y susceptibles a interferencias y ruidos, por lo que es necesario que la instrumentación electrónica del proyecto permita filtrar los datos de los sensores de las interferencias del entorno. Por ello se ha diseñado dos circuitos independientes con distintas etapas de adaptación, filtrado y amplificación para la obtención de los datos requeridos para su posterior tratado por el microprocesador de la plataforma Arduino

El software está diseñado para obtener del ECG la gráfica y la tira de ritmo, y del pulsioximetría la saturación de oxígeno en sangre, la onda de pulsioximetría y el pulso. Una vez obtenida los datos requeridos, estos son enviados mediante una zona WiFi a una plataforma inteligente como es un Smartphone o Tablet pudiendo ver los datos en una interfaz interactiva gracias a la evolución de los terminales móviles.

El resultado final obtenido es un sistema de monitorización inalámbrico que explota las nuevas tecnologías del siglo XXI como son los terminales Smartphone y las plataformas tanto de software y hardware libre, permitiendo el desarrollo de un prototipo económico y a la vez útil, que es el objetivo del proyecto.

En cuanto a los conocimientos obtenidos en el transcurso de la realización de PFC, destacan por su carácter multidisciplinar, el haber adquirido los conocimientos necesarios sobre electrocardiografía como de pulsioximetría para la realización de la instrumentación biomédica. Seguidamente el aprendizaje y manejo de una plataforma Open Hardware como es Arduino a nivel tanto de hardware y software, para posteriormente pasar a la creación de una red WiFi por parte de un Smartphone y el desarrollo de una aplicación móvil para visualización interactiva de los datos.



CONTENIDO

1	INTRODUCCION.....	11
1.1	OBJETIVOS.....	11
1.2	ELECTROCARDIOGRAFIA.....	12
1.2.1	ACTIVIDAD ELECTRICA CARDIACA.....	12
1.2.2	HISTORIA DE LA ELECTROCARDIOGRAFIA.....	19
1.2.3	ESTUDIO DEL MERCADO.....	20
1.3	PULSIOXIMETRIA.....	23
1.3.1	OXIGENACION TISULAR.....	24
1.3.2	HISTORIA DE LA PULSIOXIMETRIA.....	28
1.3.3	ESTUDIO DEL MERCADO.....	29
1.4	ARDUINO.....	30
1.4.1	HARDWARE.....	32
1.4.2	SOFTWARE.....	33
1.4.3	HISTORIA DE ARDUINO.....	33
1.5	ANDROID.....	34
2	DESARROLLO.....	39
2.1	REQUISITOS DEL DISEÑO.....	39
2.2	DISEÑO FUNCIONAL.....	40
2.3	DISEÑO DETALLADO.....	44
2.3.1	HARDWARE.....	44
2.3.1.1	ELECTROCARDIOGRAMA.....	44
2.3.1.1.1	ELECTRODOS.....	44
2.3.1.1.2	ETAPA ADAPTACION.....	45
2.3.1.1.3	DERIVACION PIERNA IZQUIERDA..	46
2.3.1.1.4	ETAPA DIFERENCIAL.....	48
2.3.1.1.5	ETAPA RESTAURADORA DE CONTINUA.....	50
2.3.1.1.6	FILTRO PASO ALTO.....	52
2.3.1.1.7	FILTRO PASO BAJO.....	53



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

2.3.1.1.8	FILTRO NOTCH.....	54
2.3.1.2	PULSIOXIMETRIA.....	56
2.3.1.2.1	CIRCUITO DRIVER LED.....	56
2.3.1.2.2	SONDA LEDS.....	58
2.3.1.2.3	ETAPA DE TRANSIMPEDANCIA.....	58
2.3.1.2.4	SAMPLE & HOLD.....	60
2.3.1.2.5	FILTRO PASA BANDA.....	62
2.3.1.2.6	ETAPA DIFERENCIAL.....	64
2.3.1.3	MODULO DE COMUNICACIÓN.....	65
2.3.1.3.1	ARDUINO WIFI SHIELD.....	67
2.3.1.4	PRUEBAS DISEÑO HARDWARE.....	69
2.3.1.5	DISEÑO PCB.....	72
2.3.2	SOFTWARE.....	75
2.3.2.1	ENTORNO ARDUINO.....	76
2.3.2.2	LENGUAJE DE PROGRAMACION C++.....	77
2.3.2.3	LIBRERIAS.....	78
2.3.2.4	PROGRAMAS SENSORES.....	79
2.3.2.5	PROGRAMA SERVIDOR WEB WIFI.....	93
2.3.2.6	APLICACIÓN MOVIL.....	96
3	CONCLUSIONES.....	97
3.1	BIBLIOGRAFÍA.....	99
ANEXOS		
A.	ESQUEMAS ELECTRICOS.....	101
B.	PLACA DE CIRCUITO IMPRESO.....	105
C.	COSTE DE FABRICACION.....	112
D.	DATASHEETS.....	115



TABLA DE FIGURAS

Figura 1.	Formas de onda de un ECG de 12 derivaciones.....	14
Figura 2.	Miocardio y sistema de circulación eléctrica.....	15
Figura 3.	Complejo QRS.....	16
Figura 4.	Willem Einthoven.....	20
Figura 5.	Philips Digitrax XT.....	21
Figura 6.	Intellivue MP70.....	21
Figura 7.	Omrom HCG-801.....	22
Figura 8.	ChoiceMMed MD100.....	22
Figura 9.	Nuubo nECG Minder y nECG23 Textile.....	23
Figura 10.	Hematosis.....	25
Figura 11.	Absorbancia de longitudes de onda.....	27
Figura 12.	Takuo Aoyagi.....	29
Figura 13.	Placa Arduino UNO R3.....	31
Figura 14.	Diagrama de bloques circuito ECG.....	40
Figura 15.	Diagrama de bloques circuito SpO2.....	41
Figura 16.	Electrodos SKINTACT.....	44
Figura 17.	Etapa derivación de señales de entrada.....	45
Figura 18.	Etapa derivación de pierna izquierda.....	47
Figura 19.	Amplificador de instrumentación INA333.....	49
Figura 20.	Etapa diferencial con INA333 en circuito ECG.....	50
Figura 21.	Circuito restaurador del nivel de continua.....	51
Figura 22.	Filtro paso alto realimentando por referencia.....	52
Figura 23.	Filtro paso bajo.....	53
Figura 24.	Filtro notch activo.....	54
Figura 25.	Circuito controlador de Leds.....	56
Figura 26.	Rama de control de Led.....	57
Figura 27.	Sonda SpO2 Nellcor.....	58
Figura 28.	Esquema eléctrico sonda Nellcor.....	58
Figura 29.	Etapa de transimpedancia o conversión corriente-tensión.....	59
Figura 30.	Esquema funcionamiento Sample and Hold.....	60
Figura 31.	Circuito Sample & Hold junto con circuito restaurador de continua.....	61
Figura 32.	Filtro pasa-banda.....	63
Figura 33.	Etapa diferencial con INA333 en SpO2.....	64
Figura 34.	Circuitería auxiliar para habilitar la comunicación Xbee.....	65
Figura 35.	Circuitería auxiliar para el control de un módulo Xbee.....	66
Figura 36.	Arduino WiFi Shield.....	67
Figura 37.	Pines Arduino WiFi Shield.....	68
Figura 38.	Placa de prototipado con ECG.....	69
Figura 39.	Placa de prototipado con SpO2.....	70
Figura 40.	Onda electrocardiográfica.....	71
Figura 41.	Onda electrocardiográfica.....	71
Figura 42.	Onda infrarroja de pulsioximetría.....	72
Figura 43.	Placa PCB sin plano de masa.....	74
Figura 44.	Ejemplo de sketch de Arduino.....	77
Figura 45.	Diagrama de flujo onda electrocardiográfica.....	81



Figura 46.	Diagrama de flujo onda pletismográfica.....	83
Figura 47.	Diagrama de flujo cálculo de pulsaciones SpO2.....	86
Figura 48.	Diagrama de flujo cálculo de pulsaciones ECG.....	89
Figura 49.	Diagrama de flujo cálculo de oxígeno en sangre.....	92
Figura 50.	Diagrama de flujo iniciación de servidor web.....	95
Figura 51.	Esquema eléctrico circuito ECG.....	102
Figura 52.	Esquema eléctrico circuito SpO2 1/2.....	103
Figura 53.	Esquema eléctrico circuito SpO2 2/2.....	104
Figura 54.	Plano de pistas cara top.....	105
Figura 55.	Plano de pistas cara bottom.....	106
Figura 56.	Plano de serigrafía cara top.....	107
Figura 57.	Plano de serigrafía cara bottom.....	108
Figura 58.	Plano de mascarilla cara top.....	109
Figura 59.	Plano de mascarilla cara bottom.....	110
Figura 60.	Plano de taladrado.....	111



LISTA DE ACRÓNIMOS

ECG	Electrocardiograma
SpO2	Saturación parcial de O2
aVR	Derivación monopolar de potencial ampliado del brazo derecho
aVL	Derivación monopolar de potencial ampliado del brazo izquierdo
aVF	Derivación monopolar de potencial ampliado del pierna izquierda
I	Derivación bipolar brazo izquierdo y brazo derecho
II	Derivación bipolar brazo derecho y pierna izquierda
III	Derivación bipolar brazo izquierdo y pierna izquierda
LA	Brazo izquierdo
LR	Brazo derecho
LL	Pierna izquierda
RL	Pierna derecha
SA	Nodo sinoauricular
AV	Nodo aurículoventricular
Em	Potencial de membrana
PAT	Potencial de acción transmembrana
AED	Desfibrilación automática externa
PaO2	Presión de oxígeno en sangre
PaCO2	Presión de dióxido de carbono en sangre
ATP	Adenosin tri-fosfato
HbO2	Oxihemoglobina
Hb	Hemoglobina
HbR	Hemoglobina reducida
CoHb	Carboxihemoglobina
MetHb	Metahemoglobina
LED	Diodo emisor de luz
SaO2	Saturación de oxígeno en sangre
O.S.	Sistema operativo
IDE	Entorno de desarrollo integrado
PWM	Modulación de ancho de pulsos
USB	Bus serie universal
ICSP	Método de programación directa de microcontroladores.
SRAM	Memoria estática de acceso aleatorio
EEPROM	Memoria de solo lectura, programable y eléctricamente borrable
SPI	Interfaz de periféricos serie
SCLK	Reloj de sincronismo
MOSI	Salida de maestro, entrada de esclavo
MISO	Entrada de maestro, salida de esclavo
SS	Selección de esclavo
I2C	Circuito inter-integrado
SDK	Kit de desarrollo software
API	Interfaz de programación de aplicaciones
SMS	Sistema de mensajes cortos
VGA	Adaptador gráfico de video
GSM	Sistema global para comunicaciones móviles



IDEN	Red mejorada digital integrada
EDGE	Tasa de datos mejorada para la evolución de GSM
UMTS	Sistema universal de telecomunicaciones móviles
EVDO	Evolución de datos optimizado
HDSPA	Acceso a la descarga de paquetes a alta velocidad o 3,5G
NFC	Protocolo de comunicación inalámbrica a alta frecuencia
GPRS	Servicio general de paquetes vía radio
MMS	Sistema de mensajería multimedia
C2DM	Protocolo de intercambio de información con la nube de Google
U2EM	Java 2 micro edition
MIDP	Software mejorado de U2EM para el uso de aplicaciones móviles
MIDI	Interfaz digital de instrumentos musicales
HTML	Lenguaje de marcas de hipertexto
HTTP	Protocolo de transferencia de hipertexto
GPS	Sistema de posicionamiento global
GPU	Unidad de procesamiento gráfico
A2DP	Distribución de audio avanzada para Bluetooth
AVRCP	Control remoto de audio/video por Bluetooth
OPP	Perfil para el envío de objetos por Bluetooth
PCB	Placa de circuito impreso
Ag/AgCl	Plata/cloruro de plata
CMRR	Razón de rechazo en modo común
ADC	Conversor analógico-digital
JFET	Transistor de efecto campo
CMOS	Semiconductor complementario de óxido metálico
SD	Tarjeta transistorizada de memoria
SiP	Protocolo de inicio de sesiones
IP	Protocolo de comunicación de internet
TCP	Protocolo de control de transmisión
UDP	Protocolo de intercambio de datagramas
SMD	Dispositivos de montaje superficial
GPL	Licencia publica general



1 INTRODUCCIÓN

1.1 OBJETIVOS

Este proyecto se centra en el diseño y posterior fabricación, de un dispositivo capaz de captar y analizar las señales bioeléctricas del corazón (ECG) y la saturación de oxígeno en sangre (SpO2) del cuerpo humano mediante un shield de Arduino y su visualización en un dispositivo inteligente. De aquí se parte con la premisa de crear la instrumentación electrónica necesaria para el sensado de los fenómenos para su posterior tratado y análisis.

Como objetivo secundario, se pretende conseguir un diseño portátil y con bajos costes de fabricación, para su uso generalizado tanto en el medio hospitalario (servicios de urgencias, unidades de cuidados intensivos y plantas de hospitalización convencional) como extra hospitalario (centros de atención primaria y vehículos medicalizados).

El diseño estará orientado a la obtención de las señales para la realización de un seguimiento de las constantes vitales del paciente, a través de una aplicación para dispositivos móviles tipo Smartphone o Tablet, que ayude en el manejo médico del paciente por parte del personal sanitario.

Del conjunto del diseño del hardware y del software se fabricara un prototipo para comprobar la funcionalidad, limitaciones y su posible viabilidad comercial futura.

La ejecución del proyecto necesita previamente de la adquisición de conocimientos tanto sanitarios como electrónicos para la creación de la instrumentación biomédica.

Se requiere para ello el conocimiento sobre el funcionamiento y manejo de plataformas open-hardware como Arduino, así como conocimientos de programación en aplicaciones para Smartphone.



1.2 ELECTROCARDIOGRAFÍA

La electrocardiografía es la ciencia que estudia la adquisición y análisis de evolución de las señales eléctricas generadas en el corazón, obtenidas mediante la colocación estratégica de una serie de electrodos en el cuerpo del paciente. La importancia de la electrocardiografía radica en que es un parámetro biológico de gran importancia en la monitorización de un paciente, sirviendo como herramienta fundamental para el diagnóstico y seguimiento de numerosos procesos patológicos, tales como arritmias cardíacas o cardiopatía isquémica.

En el siguiente apartado se ha realizado un resumen de diferentes aspectos técnicos y fisiológicos de la electrocardiografía. Una descripción detallada se puede obtener en las referencias [31] [33].

1.2.1 LA ACTIVIDAD ELECTRICA CARDIACA

El corazón es un músculo singular, pues tiene la capacidad para generar impulsos eléctricos con el fin de contraerse de forma rítmica. Este impulso se genera en el sistema de conducción del corazón, y desde allí se propaga a aurículas y ventrículos.

El ECG es el registro grafico de la actividad eléctrica del corazón. Esta actividad es de escaso voltaje, pero como el cuerpo está constituido por agua en un porcentaje muy alto y en ella están disueltos numerosos electrolitos capaces de transportar cargas eléctricas, se produce en el momento de la actividad eléctrica del corazón una transmisión de la misma por todo el cuerpo, que se puede registrar en la superficie.

La magnitud y la dirección de la actividad eléctrica registrada en la superficie Corporal es el promedio de las despolarizaciones y repolarizaciones acumuladas de las células cardiacas en un momento dado, siendo la resultante de este promedio una aproximación bastante precisa y reproducible de la actividad eléctrica cardiaca neta.

El ECG se obtiene usando un electrocardiógrafo que consta de unos electrodos capaces de recoger los potenciales eléctricos del corazón, en distintas localizaciones de la superficie corporal conectados a un sistema de registro que usa papel milimetrado que permite calcular la duración (tiempo) y amplitud (voltaje) de cada onda. Los electrodos no se colocan en cualquier sitio, sino en localizaciones preestablecidas para conseguir una estandarización de forma que los electrocardiogramas sean iguales en todas partes y comparables los datos obtenidos. Al colocar los electrodos podemos obtener 12 derivaciones que registran la actividad del corazón de forma simultánea, esto quiere decir que se observa un mismo fenómeno desde 12 localizaciones diferentes. Existen 12 derivaciones estándar principales: 3 bipolares de los miembros, 3 unipolares de los miembros y 6 unipolares precordiales.



Las derivaciones de los miembros se dividen en 2 tipos: 3 bipolares (I, II y III) y otras 3 monopolares (aVR, aVF, aVL).

Las derivaciones bipolares son las originales que eligió Einthoven en 1901 para registrar potenciales eléctricos en el plano frontal. Los electrodos se colocan en el brazo izquierdo (LA), brazo derecho (RA) y pierna izquierda (LL). Todos los electrocardiógrafos además tienen un electrodo para la pierna derecha (RL) y su derivación correspondiente, que funciona como toma de tierra y no tiene trazo electrográfico alguno. Las derivaciones bipolares representan una diferencia de potencial eléctrico entre 2 polos, positivo y negativo, llamándose eje de la derivación la línea que une ambos polos. Einthoven popularizó la idea de que el cuerpo humano es un conductor de gran volumen, con una fuente de actividad eléctrica en su centro que es el corazón. Esta idea no es estrictamente cierta pero ayuda a entender que la actividad eléctrica del corazón se origina en un punto, el teórico centro “eléctrico del corazón”. Basándose en esta idea unió los ejes de las derivaciones bipolares formando los tres lados de un triángulo equilátero (triángulo hipotético de Einthoven) sobre el cuerpo colocando electrodos en brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda y considerando que el centro es el corazón.

Las derivaciones bipolares solo registran diferencias de potencial eléctrico pero no el potencial real en un punto determinado de la superficie corporal. Para ello Wilson ideó basándose en la teoría de Einthoven, unas derivaciones monopolares que fuesen capaces de registrar el potencial absoluto y cualquier fenómeno eléctrico recogido en el área miocárdica subyacente. Para obtener las derivaciones monopolares se necesita un punto con voltaje 0 con el que compara el voltaje obtenido. Este terminal se obtiene uniendo los 3 electrodos situados en las extremidades mediante resistencias de 5000Ω . El eje de cada derivación monopolar se obtiene uniendo cada electrodo positivo con el punto potencial 0 como electrodo indiferente. También, en este caso, cada derivación está dividida en su punto medio por una parte positiva y una negativa. Las derivaciones monopolares de los miembros (VR, VF, VL), mediante una técnica incorporada en el electrocardiógrafo por Goldberger, pueden aumentar sus voltajes en un 50%.

Existe una forma de saber si los electrodos están mal colocados, y tiene relación con la segunda Ley de Kirchhoff. Esta ley de tensiones propone que la suma total de las fuerzas tensionales entre distintos puntos de un circuito cerrado es igual a 0. Esto se aplica a las derivaciones bipolares, donde la derivación II es igual a la suma de la derivación I y III:

$$(LL - RA) = (LA - RA) + (LL - LA) = II = I + III$$

Las derivaciones precordiales son 6 y se obtienen en el plano horizontal del tórax, las cuales son todas monopolares.

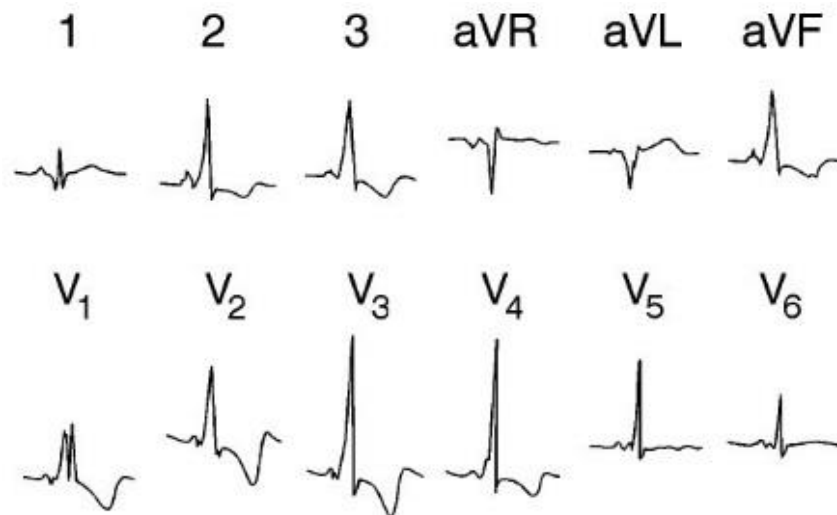


Figura 1. Formas de onda de un ECG de 12 derivaciones

Una vez explicado como el ECG registra la actividad eléctrica cardiaca mediante electrodos colocados en la superficie corporal, podemos explicar el origen de este fenómeno eléctrico. El origen de esta actividad reside en las células miocárdicas que se contraen (se despolarizan) y se relajan (se repolarizan), así como en el tejido especializado de conducción, donde se generan y propagan los impulsos eléctricos. Continuamente con cada latido cardiaco se repite una secuencia que se inicia en el nodo sinoauricular (SA) donde se origina el impulso cardiaco, se propaga por las aurículas, nodo aurículoventricular (AV) y, finalmente a través del sistema de His-Purkinje, llega a los ventrículos que responden contrayéndose de forma sincrónica facilitando el bombeo de sangre a través del sistema circulatorio.

Las células cardiacas se caracterizan porque son capaces de excitarse, es decir, responden a estímulos externos (químicos, térmicos, mecánicos o eléctricos) y generan una respuesta eléctrica (o potencial de acción cardiaco) y, posteriormente, la propagan con el fin de contraerse. Como la membrana celular separa dos medios acuosos con diferente concentración iónica, existe entre ambos lados una diferencia de potencial denominada potencial de membrana (E_m). Este potencial de membrana con la célula cardiaca en reposo se denomina potencial de reposo. El potencial de reposo de las células musculares auriculares y ventriculares y en el sistema His-Purkinje oscila entre -80 y -90mV y en las células del nodo SA y AV entre -65 y 50mV.

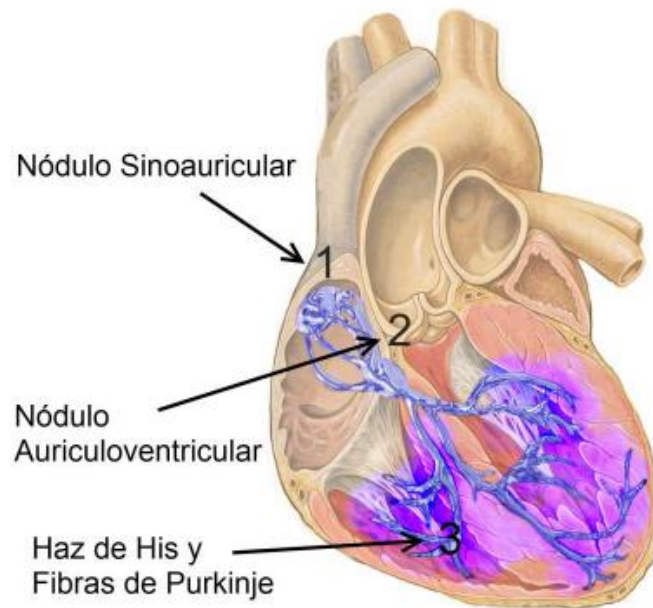


Figura 2. Miocardio y sistema de circulación eléctrica

Existen 4 fases del potencial de acción cardiaco:

- 1- Despolarización. Esta fase define la amplitud del potencial de acción cardiaco. Debido a un estímulo se producen la entrada de Na^+ (células musculares auriculares, ventriculares y del sistema His-Purkinje) y de Ca^{2+} (células de los nodos SA y AV). Con ello el potencial de membrana asciende a unos -65mV desde su estado de reposo de -90mV al generarse un flujo de entrada masiva de iones de Na^+ o Ca^{2+} que despolariza el potencial de membrana hasta un valor de $+20$ o $+30\text{mV}$ y la célula empieza a contraerse.
- 2- Repolarización lenta. Confiere una morfología de pico al potencial de acción de algunas células cardiacas (solo es importante en células musculares auriculares, ventriculares y de Purkinje) y comienza con el cierre de los canales de entrada de Na^+ y la apertura de canales de salida de K^+ . Esta acción acerca el potencial de membrana a $+10\text{mV}$.
- 3- Repolarización rápida. Disminuye la velocidad de Repolarización siendo responsable del mantenimiento del potencial de acción cardiaco y permite la finalización de la contracción y comenzar la relajación. Esta fase representa el equilibrio entre la corriente de salida (Na^+ o Ca^{2+}) y la corriente de salida (K^+) haciendo que el potencial de membrana permanezca en torno a 0mV .



- 4- Final de repolarización. Se cierra completamente el canal de entrada de Ca^{2+} y se abre el canal de salida de K^{+} , restableciendo el potencial normal de reposo.

El potencial de acción cardiaco se corresponde con el ECG de la siguiente manera:

- 1- En el miocardio auricular la fase 0 del potencial de acción de todas las células auriculares se corresponde con la onda P; la fase 2 representa el intervalo PR que refleja la velocidad de conducción en el nodo AV y la fase 3 representa la onda T debida a la repolarización auricular.
- 2- En el miocardio ventricular la fase 0 del potencial de acción de todas las células ventriculares se corresponde con el complejo QRS; la fase 2 corresponde al segmento ST y la fase 3 con la onda T.

Por lo tanto, en la gráfica de ECG lo que se observa realmente es el complejo QRS que representa la repolarización de las células cardiacas.

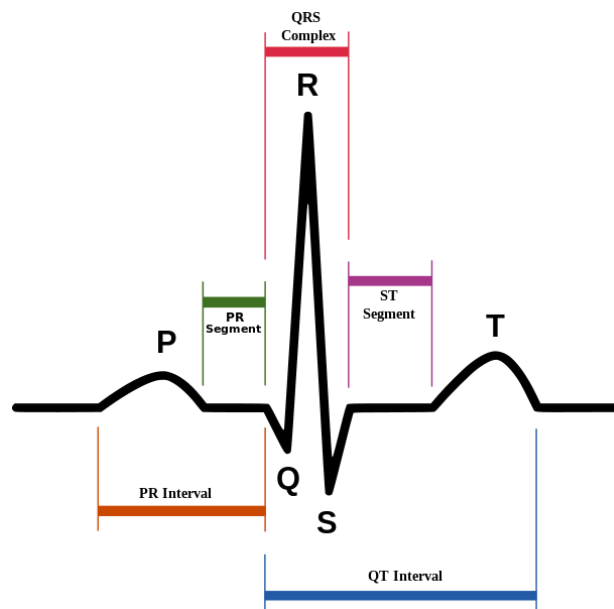


Figura 3. Complejo QRS

Como ya hemos mencionado anteriormente, la señal electrocardiográfica es una señal bioeléctrica generada por sucesivas polarizaciones y despolarizaciones de las células cardiacas que realizan las contracciones del corazón para bombear sangre al cuerpo.

Para medir este tipo de señales hace falta una interfaz o instrumento capaz de traducir estas señales electroquímicas en señales eléctricas, que son las que se pueden tratar con la electrónica necesaria. Esto se consigue mediante un transductor, denominado electrodo, que permite dicho cambio. Para dicha

transducción primero hay que entender que es un electrolito, que es una sustancia normalmente acuosa que contiene iones libres. Una vez explicado, se entiende que la transducción se produce en la unión del electrolito y del electrodo.

El proceso se compone de corriente iónicas que fluyen por el electrolito dando lugar a reacciones redox (reducción y oxidación), dependiendo de la dirección de la corriente. Los electrodos comercializados pueden ser desechables o reutilizables con una protección de plástico y un cuello adhesivo por ambos lados. Su diámetro varía desde los 2mm a los 10mm para la parte activa del electrodo. Los electrodos de cloruro de plata-plata (Ag-AgCl) con pasta de cloruro se utilizan invariablemente debido a sus propiedades de estabilidad y reducción de ruido.

Las características eléctricas necesarias para para cumplir con un estándar son:

PARÁMETRO ELÉCTRICO	CONDICIÓN
Voltaje de Offset	$\leq 10mV$
Voltaje de Desplazamiento de corriente directa	$\leq 100mV$
Ruido Interno	$\leq 150uV$
Inestabilidad combinada desplazamiento/ruido interno	$\leq 150mV$
Impedancia a 10Hz/100uA	$\leq 3K\Omega$ en par individual $\leq 2K\Omega$ en 12 derivaciones

En la siguiente imagen se describe el circuito equivalente de la unión electrodo, electrolito y piel:

El electro, como se puede observar en la imagen está constituido por una fuente de tensión E_{hc} que se trata del potencial de celda, seguido de una impedancia RC propia del material con respuesta en frecuencia. Acto seguido se encuentra el gel electrolítico que facilita la transducción a modo de resistencia.

Ya en la piel nos encontramos con otra fuente de tensión, V_{se} , que es el potencial de acción celular y con una impedancia RC de la epidermis en serie la dermis, representada eléctricamente con una R.

Hay que añadir que aunque hay efectos eléctricos debido a las glándulas sudoríparas y conductos localizados en la epidermis, al estar en paralelo con una componente mucho mayor que esta, se consideran despreciables sus efectos.



Las señales bioeléctricas no son sencillas de medir debido a la existencia de señales similares que pueden perturbar la medida, estas fuentes de perturbaciones pueden clasificarse dependiendo de su origen y comportamiento:

- 1- Interferencias inductivas, debidas a los cables de los electrodos, cuya mejor disposición es en cable trenzado para minimizar interferencias.
- 2- Potencial de contacto electrodo-piel, no se produce una distribución equitativa de cargas, superponiendo a la señal electrocardiográfica un nivel de continua que limita la amplificación de la primera etapa pudiéndola saturar.
- 3- Interferencias provocadas por otros potenciales bioeléctricos, no existe una forma definitiva de eliminarlos, pero sí de minimizarlos a modo de que la señal de ECG quede realzada respecto de las otras. Interferencias de este tipo son EMG, EEC, etc.
- 4- Interferencias provocadas por otros sistemas fisiológicos, como puede ser el producido por el aparato respiratorio, que provoca una variación tanto en amplitud y forma de los registros de ECG.
- 5- Interferencias provocadas por cargas electrostáticas, que almacenadas en el cuerpo, hacen fluctuar la línea de base y saturar los amplificadores.
- 6- Interferencias del equipo de medida y alimentación, que se traduce en ruido electromagnético y el rizado de fuente de alimentación (PSRR).
- 7- Ruido generado por componentes electrónicos, tanto pasivos como activos que generan señales de ruido que contaminan las medidas.



1.2.2 HISTORIA DE LA ELECTROCARDIOGRAFIA

La electrocardiografía es una ciencia relativamente reciente que comienza en 1791 de la mano de Luigi Galvani (1737-1798) que descubrió que la electricidad produce contracciones en los músculos de los animales, efecto que nombro “Electricidad animal”. Este evento llamo la atención de la comunidad científica contemporánea y permitió un mayor desarrollo de la electrocardiografía [32].

Carlo Matteucci (1811 - 1868) fue el primero que observó evidencias de la actividad eléctrica del corazón en animales cuando su galvanómetro detectó cierta actividad al situarlo sobre un corazón latiendo. No obstante, el científico no fue capaz de producir registros permanentes que demostraran esta actividad.

En 1887, Augustus Désiré Waller (1856-1922) registró por primera vez las curvas de actividad eléctrica del corazón mediante electrodos colocados con solución salina con el electrómetro capilar inventado por Gabriel Lippman (1845-1921). Esto origino un nuevo campo en la medicina, la “cardiografía” que perfilo los fundamentos de lo que ahora conocemos como electrocardiografía.

En los últimos años del siglo XIX, Willem Einthoven (1860-1927) considerado como fundador de la electrocardiografía moderna, estudio el potencial de acción de los animales con el electrómetro capilar de Lippman. No satisfecho con los resultados obtenidos, llevo a cabo modificaciones que mejoraron la calidad del trazo mediante ecuaciones diferenciales para corregir la escasa respuesta en frecuencia del electrómetro capilar. Al final de las modificaciones se obtuvo el galvanómetro de cuerda, que permitió en 1902 el registro de la actividad eléctrica del corazón, mejorando los registros anteriormente obtenidos. Esos experimentos quedaron reflejados en un artículo publicado en 1906, en el que gracias a su nueva técnica permitía el registro de las curvas de ECG tenía una alta fidelidad y sensibilidad, y representaba un trazado limpio sin distorsiones, fácilmente interpretable de la actividad eléctrica del corazón. Este trabajo definió las deflexiones reflejadas en las gráficas de ECG como PQRST, reflejando estos potenciales en el complejo QRS.

En el artículos publicados, “Le Télécardiogramme” en 1906 y “Weiteres über das elektrokardiogramm” en 1908, definía los “ejes del corazón”, las derivaciones y la forma de medida de señales eléctricas que le permitieron ser reconocido en 1924 con premio Nobel de Medicina por sus estudios.



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.



Figura 4. Willem Einthoven

Dos sucesores del trabajo de Einthoven fueron Thomas Lewis (1881-1945) y Frank Newman Wilson (1890-1952). Lewis demostró la importancia de los descubrimientos de Einthoven en el campo de los trastornos del ritmo cardíaco, estudió los cambios morfológicos de las ondas de ECG y escribió los primeros libros de ECG que describen la utilidad clínica de dicha técnica. Por su parte Wilson fue el descubridor de las derivaciones precordiales, y el electrodo frontal que permite registrar las derivaciones unipolares en el plano frontal (VR, VL, VF) y en el plano horizontal (precordiales) utilizando las derivaciones de los miembros como referencia. Estos trabajos sirvieron para demostrar la capacidad de detección de enfermedades cardíacas y anomalías tanto del pulso cardíaco como en el sistema circulatorio, dando el impulso decisivo de la implantación de la electrocardiografía como una herramienta diagnóstica no invasiva.

Mejoras realizadas posteriormente, como el registro del potencial de acción transmembrana (PAT) por parte de Weidmann y mejora del conocimiento de la electrofisiología celular realizada por Hoffman; el registro continuado del ECG por tecnología Holter y la automatización e informatización del ECG que permitió la creación de marcapasos y desfibriladores; han permitido que el ECG se vuelva la herramienta básica de diagnóstico clínico.

1.2.3 ESTUDIO DE MERCADO

Los dispositivos de adquisición de señales de ECG han evolucionado pasando de grandes y pesados a pequeños y livianos. Esto es debido a la miniaturización de integración desarrollada en la electrónica y a la tendencia del mercado a proveer al mercado de dispositivos fuera del ámbito sanitario.

En este apartado se muestran una selección de dispositivos ECG que poseen una de las virtudes buscadas en el proyecto: la capacidad de ser portátiles o la precisión necesaria para operar en los centros de atención primaria.



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

Uno de los fabricantes más eminentes en el sector sanitario es la marca holandesa Philips, además de otros sectores. En este apartado estudiaremos un producto de Philips de cada tipo. En cuanto a portabilidad tenemos como ejemplo el monitor Holter Philips DigiTrak XT, un dispositivo que pesa 62 gramos y está destinado para su uso profesional, permitiendo la conexión de 12 derivaciones. Se trata de un instrumento pequeño pensado para ser portado de forma continua mientras se realiza la monitorización.



Figura 5. Philips DigiTrak XT

Otro producto sanitario de la marca Philips es el MP70. Estrictamente hablando no es solo un electrocardiograma, sino que se trata de una plataforma basada en módulos, como pueden ser pulsioximetría, capnografía, presión arterial, espirometría, electroencefalograma, etc. Decir que se trata de un dispositivo de tamaño reducido táctil que se usa en los desplazamientos del paciente de un área a otra, y que la plataforma posee una pantalla de mayor tamaño donde se muestran la totalidad de los módulos de sensores conectados.



Figura 6. Intellivue MP70

Aunque no es un objetivo buscado del proyecto, existe en el mercado una gama de desfibriladores que permiten monitorizar las ondas electrocardiográficas. Su máximo exponente, ya que está muy extendido en el ámbito del transporte sanitario, es el LIFEPAK 1000, de Physio-Control. Como curiosidad hay que decir que para monitorizar solo usa dos derivaciones, que corresponden a los 2 electrodos usados para desfibrilar y que posee una



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

tecnología de desfibrilación automática externa (AED), que permite un uso sencillo.

En este sector también encontramos a Omron, fabricante japonés que dispone en el mercado del dispositivo Omron Portable ECG Monitor HCG-801 y al contrario que los dispositivos de Philips, no está destinado para el uso profesional. Lo novedoso de este dispositivo es que no necesita de derivaciones con electrodos para medir ECG, sino que posee una estructura ergonómica en donde el agarre tiene placas metálicas que realizan tal función.



Figura 7. Omron HCG-801

Otro producto es ChoiceMMed MD100E, de la empresa china ChoiceMMed. Posee características similares a las presenciadas en El dispositivo de Omron, pero añadiendo una pantalla a color y una interfaz más atractiva para el usuario.



Figura 8. ChoiceMMed MD100E



También existen productos de origen español, como es Nuubo, que provee de 2 tipos de ECG. El primero de ellos es nECG Minder, de un tamaño similar a un pulsómetro, que es capaz de enviar inalámbricamente la información registrada. Otro producto de Nuubo menos habitual es nECG Textile, que se trata de una prenda de tejido con electrodos flexibles que permite la captación de las señales electrocardiográficas junto con el nECG Minder.



Figura 9. Nuubo nECG Minder y nECG Textile

De este estudio de mercado, en el cual se podrían haber introducidos otros dispositivos presentes en el mercado, se han mencionado los más representantes por sus cualidades peculiares que se quieren trasladar al proyecto propuesto: precisión, portabilidad, interfaz gráfica táctil y radiofrecuencia.

1.3 PULSIOXIMETRIA

La pulsioximetría consiste en la obtención de la saturación parcial de oxígeno en sangre (SpO_2) además de adquirir secundariamente el pulso cardiaco, a por medio de sendos haces de luz roja e infrarroja que atraviesa tejido conectivo.

La pulsioximetría no mide la presión de oxígeno (PaO_2), la presión de dióxido de carbono ($PaCO_2$) o el pH, por lo que no sustituye totalmente la gasometría en la valoración completa de los enfermos respiratorios. En cambio sí es una técnica muy útil por su sencillez, rapidez, fiabilidad, reproducibilidad e inocuidad.

Su utilización está cada vez más extendida, tanto a nivel hospitalario como en la medicina primaria y ambulatoria. Sirve igualmente para realizar exploraciones puntuales como para la monitorización continua de pacientes con insuficiencia respiratoria.



En el siguiente apartado se ha realizado un resumen de diferentes aspectos técnicos y fisiológicos de la pulsioximetría. Una descripción detallada se puede obtener en las referencias [28], [34], [35].

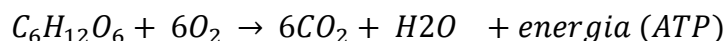
1.3.1 OXIGENACIÓN TISULAR

Las células del cuerpo necesitan de un aporte de oxígeno (O₂) para realizar la respiración aeróbica en la consecución de obtención de energía. La energía liberada en la respiración es usada en la síntesis de adenosin-trifosfato (ATP) para ser almacenada y utilizado después en procesos que requieran energía, como biosíntesis, locomoción o el transporte de moléculas a través de membranas celulares.

La obtención del oxígeno que requiere el organismo se produce por el intercambio gaseoso entre el ambiente exterior y la sangre, denominada hematosis, en la que intervienen tanto el sistema respiratorio como el circulatorio.

El aire ingresa al cuerpo por la nariz o la boca, recorriendo la faringe, la laringe y descendiendo por la tráquea, bronquios y bronquiolos hasta llegar a los alveolos pulmonares donde se produce el intercambio gaseoso en la barrera alveolo-capilar. Este proceso de intercambio gaseoso entre la sangre y los diferentes tejidos se denomina respiración tisular.

La reacción química global de la respiración es la siguiente:



El oxígeno inspirado fluye de los alveolos en que se encuentra a alta presión parcial a la sangre desoxigenada y de baja presión parcial para ser llevado a las células que lo requieran para obtener energía, denominado respiración celular aeróbica. Por otra parte el dióxido de carbono (CO₂) se obtiene como desecho del metabolismo celular y se concentra en el plasma sanguíneo en forma de bicarbonato (HCO₃), hasta que llega a los pulmones donde se disocia en agua (H₂O) y dióxido de carbono (CO₂), donde este último se difunde en sentido contrario a los alveolos para ser eliminado mediante la exhalación junto con el vapor de agua residual.

Las técnicas existentes en la medición de oxígeno disuelto en la sangre se pueden diferenciar en el modo de obtención de los resultados, pudiendo ser de manera invasiva o no invasiva. En este primer grupo pertenecen la espectrofotometría de análisis de la hemoglobina (Hb) y la oximetría fibróptica de saturación de oxihemoglobina, mientras que de manera no invasiva esta la oximetría de pulso (SpO₂) de medición de saturación de Hb.

Scambio di gas polmonare

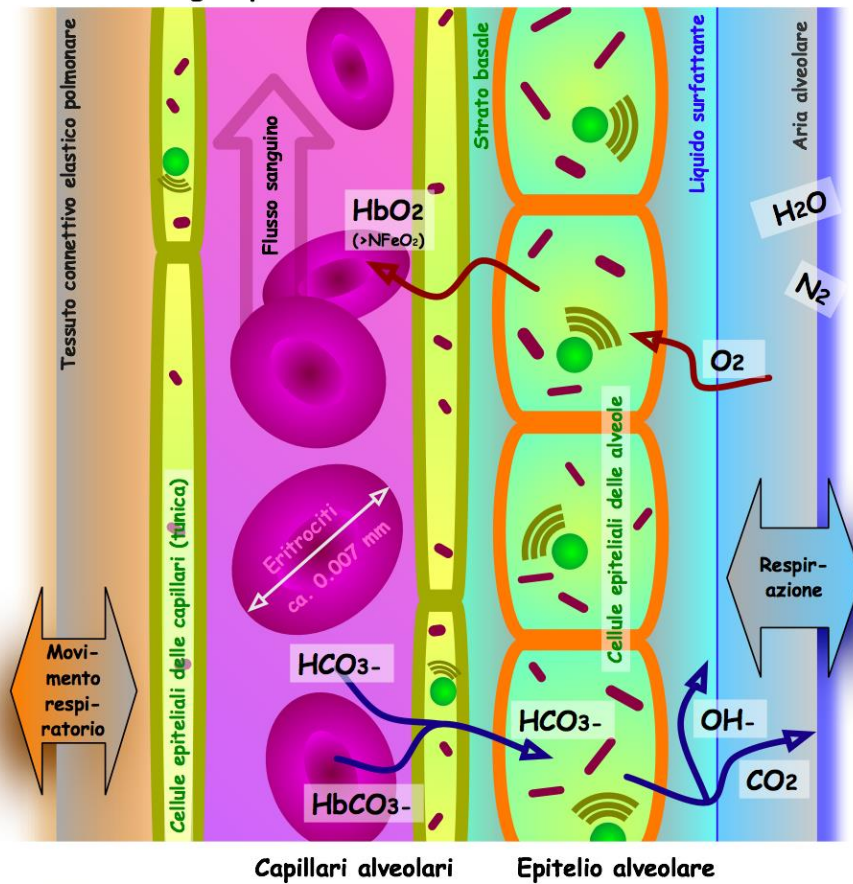


Figura 10. Hematosis

Todas estas técnicas se basan en principios espectrofotométricos que miden las porciones de luz transmitidas y/o absorbida por parte de la Hb. La oximetría consiste en la interpretación de la coloración sanguínea debida a la saturación arterial de oxígeno (SpO_2). El cambio de color es de la sangre al saturarse de oxígeno se debe a las propiedades ópticas de la hemoglobina (concretamente del grupo hemo de la molécula). A medida que la sangre se desoxigena, se vuelve menos permeable a la luz roja al perder oxihemoglobina (HbO_2) y el tejido se vuelve de un color azulado. Por lo tanto el oxímetro de pulso mide la absorción de longitudes de onda específicas que dependerán de la proporción existente entre HbO_2 y Hb.

La luz consiste en paquetes de energía denominados cuantos. La intensidad de un rayo de luz depende de la cantidad de cuantos generados por segundo. Los átomos se hallan en constante vibración, y estas vibraciones son similares a las que generan las ondas luminosas. En general, la luz es absorbida al llegar a una sustancia cuando la frecuencia luminosa coincide con la vibración de los átomos de esa sustancia. Las características vibratorias de una determinada molécula pueden representarse como un espectro, es decir, un gráfico de absorbancia de energías electromagnéticas por la molécula a diversas longitudes de onda.



Los pulsioxímetros son espectrofotómetros de longitud de onda dual con capacidad pletismográfica. Funcionan mediante la colocación de un lecho vascular arterial pulsátil entre una fuente de dos longitudes de onda y un detector luminoso. El árbol vascular pulsante crea un cambio en el patrón de absorción de la luz, modificando la porción captada por el detector, dando como resultado una curva pletismográfica. La amplitud de la onda dependerá de la magnitud del pulso arterial, de la longitud de onda de luz utilizada y de la saturación de oxígeno en la Hb arterial.

El principio físico en el que se basa los pulsioxímetros para la medición de saturación de oxígeno es la ley de Beer-Lambert. La ley establece que existe una dependencia logarítmica entre la transmisión (T) de luz a través de un material (en este caso un lecho vascular) y el producto de del coeficiente de absorción de la sustancia (a) y la distancia que la luz recorre a través del material (l).

$$T = \frac{I}{I_0} = 10^{-\alpha l} = e^{-\sigma l N}$$

Donde I_0 e I son la intensidad (energía por unidad de área) de la luz incidente y de la transmitida respectivamente; σ es la sección a través se absorbe la luz por una única partícula y N es la densidad de partículas absorbentes. No hay que confundir la base 10 y la base e pues no da el mismo resultado en cuanto al coeficiente de absorción

De modo que ante una fuente de luz de intensidad constante y una concentración de Hb dada, la saturación de oxígeno de la Hb es una función logarítmica de la intensidad de la luz transmitida a través de la muestra de Hb. Resulta fundamental saber que de manera general existen normalmente dos tipos de Hb en la sangre, las llamadas hemoglobinas funcionales (la oxihemoglobina o HbO₂ y la hemoglobina reducida HbR) y las hemoglobinas disfuncionales, las cuales presentan un comportamiento fisiológico distinto cuando interactúan con el oxígeno (Carboxihemoglobina, metahemoglobina y sulfahemoglobina).

Es importante considerar que bajo condiciones normales las hemoglobinas funcionales son más abundantes en la sangre, por lo que teóricamente se acepta para fines de oximetría de pulso que la sangre solo se compone de absorbedores de luz, la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida. Partiendo de este fundamento exclusivamente teórico, es que la oximetría solo se utiliza luz de dos tipos de longitudes de onda. Las características del espectro de absorción de luz de la HbO₂ y HbR, presentan diferencias que son máximas en la región roja e infrarroja. Así, a una longitud de 660 nm, la luz roja visible se absorbe más por la HbR que por la HbO₂, y a una longitud de 940 nm, la luz infrarroja se absorbe más por la HbO₂ que por la HbR. Estas dos luces de diferentes longitudes de onda se hacen pasar a través de un árbol arterial y el



porcentaje de HbO₂ y HbR son determinados por la medición de la proporción de luz roja e infrarroja transmitida hasta el foto-detector.

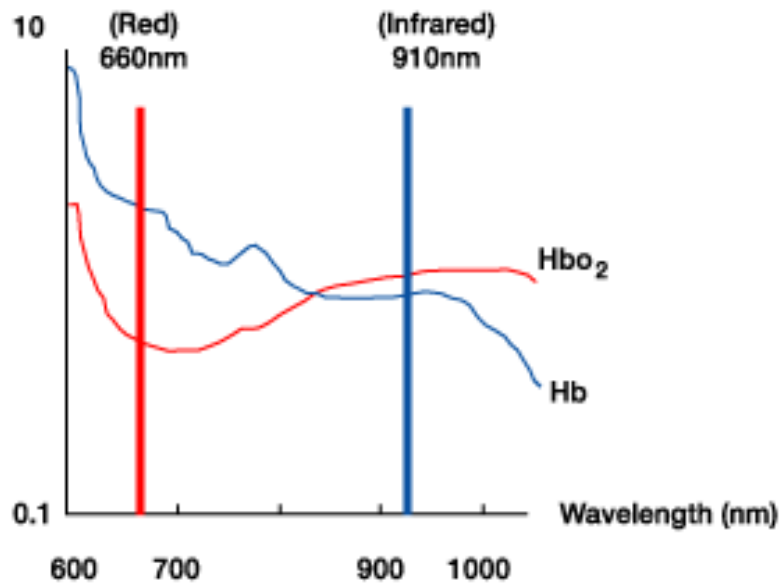


Figura 11. Absorbancia de longitudes de onda

En el entendimiento e interpretación de los datos proporcionados por la SpO₂ hay que recalcar que su obtención se basa en fundamentos teóricos y que en la práctica hay que considerar la posibilidad de la presencia de hemoglobinas disfuncionales en la sangre.

La carboxihemoglobina (COHb), presente en mayor cantidad en la sangre en la población fumadora por el monóxido de carbono (CO) y de manera residual en la población no fumadora por contaminación ambiental, posee una mayor afinidad que la HbO₂ en la longitud de 940 nm se puede dar el caso de una falsa medición en la población fumadora dando con una mayor saturación de oxígeno que de la que realmente existe. Otra situación desorientadora en la medición es con la metahemoglobina (MetHB) presente en analgésicos, que impide la disociación del oxígeno de la hemoglobina, impidiendo su difusión por los tejidos. Esto puede provocar a valores medios de una cianosis periférica (coloración azul de las extremidades) y que sin embargo las saturación de oxígeno en sangre este dentro del rango normal.

Otras situaciones clínicas que puede afectar a la medición de la SpO₂ son: presencia de Hb fetal y Hb mutantes, anemia, intralípidos, fototerapia y el uso de lámparas infrarrojas. Dado que se requiere para una medición adecuada de un flujo arterial pulsátil, condiciones como la hipotensión, vasoconstricción, paro cardíaco, uso de bombas extracorpóreas e hipotermia disminuyen la perfusión digital y alteran las mediciones. Por otra parte, condiciones que produzcan pulsación venosa significativa, como insuficiencia ventricular, regurgitación tricúspide u obstrucción del retorno venoso puede hacer incierta la SpO₂.



1.3.2 HISTORIA DE LA PULSIOXIMETRIA

El origen de la pulsioximetría comienza en 1935 con Karl Matthes (1905-1962) construyó el primer dispositivo capaz de medir la saturación de oxígeno mediante la iluminación a través de tejido celular [27].

Para ello usaba dos haces de luz de longitudes distintas: luz roja que era sensible a cambios de saturación de oxígeno y luz verde (posteriormente cambiada por luz infrarroja) usada para compensar los cambios producidos por el tamaño del tejido celular, contenido de hemoglobina y la intensidad de la luz. Aunque era un equipo útil en la medición de la saturación de oxígeno, tenía fallos en la calibración y en la obtención de valores absolutos.

A comienzos de la década de los cuarenta del siglo XX, Glen Allan Millikan (1906-1947) acuñó el término oxímetro para describir al dispositivo que detecta la saturación de oxígeno en la hemoglobina, usado primeramente en la aviación para investigar la hipoxia a gran altura. El oxímetro que desarrolló tampoco estaba calibrado y debía de suponerse la saturación normal de cada sujeto, así como el grosor de su oreja. Para superar los problemas de calibración, Earl Wood (1913-2009) añadió un manguito neumático para medir el incremento de luz en cuando la oreja palidecía.

En 1964, Robert Shaw (1928-), un cirujano, construyó un oxímetro autocalibrable de oreja, que fue comercializado por Hewlett Packard (HP) en 1970 para uso fisiológico y cateterización cardíaca.

El año en el que se produjo un gran impulso en la pulsioximetría se produjo en 1972, por un descubrimiento accidental. Antes de esto, para separar la sangre arterial de la influencia de la iluminación realizaban una compresión y calentamiento de la zona para eliminar señales procedentes de las venas y capilares, que producían frecuentemente quemaduras en los pacientes.

Takuo Aoyagi (1936-), bioingeniero de Nihon Kodhen Corp., trabajando en una disolución de tinte cardíaco para monitorizar, encontró que en un dispositivo de oreja detectaba las fluctuaciones pulsátiles. Estas fluctuaciones pulsátiles variaban en función del grado de saturación de oxígeno. Por lo tanto se podía compensar la absorción producida con la luz roja con una luz infrarroja cuando el tinte no absorbía.



Figura 12. Takuo Aoyagi

Tras el desarrollo de diodos LED, foto-detectores y microprocesadores, permitieron refinar la técnica y que los oxímetros pudieran ser introducidos en la práctica clínica.

Antes de la introducción del pulsioximetría, la oxigenación en sangre de un paciente solo se podía determinar mediante la extracción de sangre para analizar su contenido en oxígeno, que requería de bastante tiempo para obtener resultados. Ahora podemos obtener la saturación de oxígeno mediante un dispositivo no invasivo permitiendo la medición continua de esta.

1.3.3 ESTUDIO DE MERCADO

Los dispositivos para la adquisición de datos, aunque existan en el mercado de diferentes formas y modelos, se pueden diferenciar dependiendo del ámbito de uso en dos tipos: Los estáticos y los móviles.

Los estáticos suelen estar fijos, bien formando parte de sistemas de monitorización más complejos o bien como grandes aparatos individuales. Se utilizan cuando hay que monitorizar la SaO₂ de un paciente por insuficiencia respiratoria y esta alimentado por la red eléctrica.

Los móviles son aparatos pequeños, muy manejables que se usan preferentemente para exploraciones puntuales en consultas y salas de hospitalización o como monitorización temporal en pacientes durante traslados. Funciona mediante pilas o baterías recargables.

De los primeros, que se usan principalmente en hospitales, destacan fabricantes como Philips, Covidien, Masimo, Nihon Kohden, Dräger o Fukuda Denshi, pero la tecnología principalmente esta suministrada por empresas como Nellcor y Masimo como fabricantes de equipos originales u OEM.

En esta gama de productos destaca Philips con Intellivue MP70, que además de ser mencionado anteriormente con la capacidad de registrar ECG, permite



mediante módulos la medición de otros factores biológicos, la medición de SpO2.

Existen distintas clases de pulsioxímetros portátiles en cuanto a su forma y modo de uso, a continuación se expone una selección de los tipos más característicos.

Empezando por el producto usado en centros hospitalarios tenemos el Nellcor N-85 de Covidien, de uso profesional que permite además la saturación de CO2 en la sangre y su visualización tanto numérica como por medio de una onda pletismográfica. Covidien provee de diferentes tipos de sondas de pulsioximetría dependiendo del ámbito de uso y del paciente.

Como ejemplo de pulsioxímetro de dedo tenemos el CMS50EW de Contec, que permite la conexión opcional de sondas en el puerto USB que posee, además de permitir la conexión a un ordenador mediante el mismo puerto USB o por conexión inalámbrica.

Un pulsioxímetro que utiliza las nuevas tecnologías es iHealth, una empresa que utiliza conexiones inalámbricas, Smartphone e internet en sus productos. En el caso que nos concierne esta Wireless PulseOximeter, que permite la medición de saturación de oxígeno y ritmo cardiaco mediante una pantalla LED o bien visualizar los datos junto con graficas en un Smartphone vía Bluetooth.

1.4 ARDUINO

Arduino es una plataforma electrónica de hardware abierto (open source) basada en la arquitectura de los microcontroladores AVR de ATMEL. Se trata de una placa con pines de entrada/salida tanto analógicas como digitales que incluye un entorno de desarrollo para implementar código en lenguaje C/C++.

El mundo de los microcontroladores es poco accesible a personas con pocos conocimientos en electrónica y programación. Arduino se ha convertido en la plataforma predilecta para el desarrollo de proyectos y prototipos tanto para aficionados como profesionales del sector [1].

Esto es debido a las prestaciones y ventajas que posee la plataforma Arduino:

- Precio asequible: En comparación con otras plataformas, el precio es bajo. La plataforma base, el Arduino UNO, tiene un precio entorno a los 20€, mientras que otras plataformas con mejores características como MEGA o DUE están a 40€.
- Multiplataforma: El entorno de programación de Arduino o IDE funciona en los sistemas operativos (O.S.) más extendidos del mercado:



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

Windows, Linux y MAC. Mientras que otros IDE solo se encuentran disponibles en Windows.

- Entorno de programación simple: A diferencia de sus competidores, el entorno Arduino está simplificado al máximo y es de carácter intuitivo para aquel que lo utiliza por primera vez. Con un único botón se puede cargar el código en la placa y tener al instante el programa funcionando en el micro.
- Funciones de alto nivel: Crear un programa para Arduino es sencillo. Se basa en la sintaxis de lenguaje C y dispone de un compilador. Posee una serie de funciones integradas ya en librerías así como de códigos de ejemplos para aprovechar código creado por otros usuarios. No es necesario conocer el registro del micro ni programar en ensamblador, aunque se dispone de esta opción.
- Software de código abierto: El software libre ha demostrado una buena herramienta de desarrollo de productos que permite la colaboración de personas de todo el mundo que aportan mejoras. Esto lo explota Arduino con la facilidad de incluir librerías en el directorio correspondiente.
- Hardware ampliable: Arduino está basado en los micros ATMEGA168, ATMEGA 328 y ATMEGA128 y en una placa bajo licencia de Creative Commons, lo que permite al diseño la capacidad de incluir mejoras.

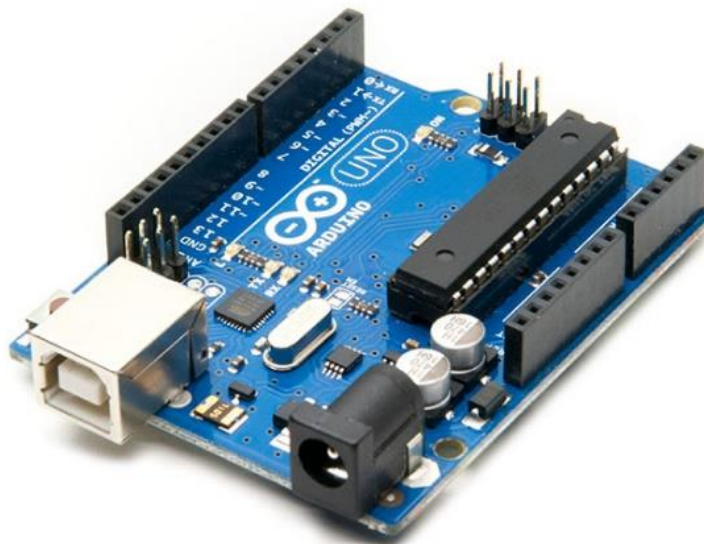


Figura 13. Placa Arduino UNO R3

1.4.1 HARDWARE

Arduino UNO está basado en el micro controlador ATMEGA 328. Tiene 14 pines digitales entrada/salida, de los cuales 6 pueden ser configurados como salidas analógicas PWM, 6 entradas analógicas, un reloj de frecuencia a 16MHz, conector USB, powerjack, pin programador ICSP y botón de reset.

Mencionar que no posee el típico chip conversor USB-Serial de FTDI, sino que modifica un ATMEGA16U2 mediante software para tal propósito.

ALIMENTACION

La placa tiene todos los componentes necesarios para ser alimentados a través de un puerto USB, conversor AC/DC procedente de la red o mediante baterías.

El rango de alimentación admitido por Arduino está entre 6-20V, pero si se usan menos de 7V existe la posibilidad de que no haya 5V estabilizados a la salida y si es mayor a 12V el regulador lineal se puede sobrecalentar y dañar la circuitería, por eso se recomienda un voltaje en el rango de 7-12V.

Los pines de alimentación son los siguientes:

- VIN: Suministra la tensión a la que está alimentada la placa cuando esta es externa (como oposición a los 5V procedentes de la alimentación USB).
- 5V: Suministra la salida procedente del regulador de tensión. Esta alimentación procede de USB, AC/DC o baterías.
- 3V3: Suministra la salida procedente del regulador de tensión.
- GND: Pines a masa.
- IOREF: Proporciona la tensión a la que está referenciado el microcontrolador.

MEMORIA

El chip ATMEGA328 posee 32KB de memoria, de los cuales 0,5KB están reservados para el Bootloader, además de poseer 2KB de SRAM y 1KB de EEPROM.

ENTRADAS/SALIDAS

Cada uno de los 14 pines digitales puede ser utilizados como entradas/salidas mediante las funciones relativas a su estado. Trabajan a 5V con un suministro máximo de corriente de 40mA y poseen una resistencia interna de pull-up. Además diversos pines tienen funciones especializadas:



- Serial: RX (0) y TX (1) usados para recibir y transmitir datos serie TTL.
- Interrupciones: 2 y 3 pueden ser configurados mediante la función apropiada para capturar interrupciones tanto por flanco de subida como de bajada.
- PWM: 3, 5, 6, 9, 10 y 11 proveen mediante función una tensión de salida con resolución de 8 bits.
- SPI: 10(SS), 11(MOSI), 12(MISO), 13(SCK) permiten la gestión y comunicación de periféricos mediante librerías.
- LED: 13, se trata de un pin SMD soldado en placa que cuando está en estado HIGH se enciende y en LOW se apaga.

Posee además 6 pines analógicos con un rango de lectura de 0-5V del que es posible cambiar su límite superior e inferior. Posee 2 pines analógicos de funciones especializadas: A4 (SDA) y A5 (SCL) que permiten la comunicación TWI/I2C. Otros pines analógicos son AREF que es el voltaje de referencia de los pines analógicos y RESET que mediante un flanco de bajada provoca el reset del micro.

1.4.2 SOFTWARE

La plataforma Arduino se programa mediante el uso de un lenguaje propio basado en el lenguaje de alto nivel Processing. Sin embargo es posible utilizar otros lenguajes de programación y aplicaciones en Arduino debido a que Arduino utiliza la transmisión de serial de datos soportada por la mayoría de lenguajes.

En cuanto al lenguaje de programación que está basado en Wiring, escrito en Java y soporta todas las funciones de lenguaje C/C++ para la gestión más sencilla de los pines de entrada/salida. Todo ello es posible mediante librerías adjuntas con el programa.

1.4.3 HISTORIA DE ARDUINO

Los comienzos de Arduino se encuentran en el año 2003, en un instituto dedicado a la enseñanza de diseño interactivo en la ciudad de Ivrea, Italia.

Massimo Banzi, uno de sus docentes, propuso el diseño de su propia placa hardware para el trabajo con sus estudiantes, debido a los altos precios del hardware de la época.

Basados en trabajos anteriores, Massimo Banzi y David Cuartielles reunieron un equipo de trabajo y, abriendo el proyecto a la red en forma de software y hardware libre, se permitió en 2005 la fabricación de las primeras placas.

1.5 ANDROID

Android es un sistema operativo basado en el kernel de Linux diseñado principalmente para dispositivos móviles con pantalla táctil, como smartphones y tablets [7].

Fue desarrollado inicialmente por Android Inc., una firma adquirida por Google en 2005. Es el principal producto de la Open Handset Alliance, un conglomerado de fabricantes y desarrolladores de software, hardware y operadores de servicios. Tiene una gran comunidad de desarrolladores de aplicaciones que a fecha de hoy sobrepasan las mil millones de aplicaciones disponibles en la tienda oficial de Android: Google Play. Las aplicaciones están escritas en lenguaje de programación Java y la mayor parte del código Android está liberalizado mediante licencia Apache.

Para el desarrollo de aplicaciones por parte de los usuarios, Google tiene disponible en el sitio web oficial de Android un kit de desarrollo de software o SDK que provee de librerías API y herramientas de desarrollo necesarias para crear, testear y depurar aplicaciones Android. EL programa utilizado para el desarrollo de aplicaciones Android proporcionado por Google es Eclipse, que permite la programación de aplicaciones en Java y mediante un addon también en C/C++

La arquitectura del sistema operativo Android es:

- Núcleo Linux: Android depende de Linux para los servicios base del sistema como seguridad, gestión de memoria, gestión de procesos, pila de red y modelo de controladores. El núcleo también actúa como una capa de abstracción entre el hardware y el resto de la pila de software.
- Runtime de Android: Android incluye un set de bibliotecas base que proporcionan la mayor parte de las funciones disponibles en las bibliotecas base del lenguaje Java. Cada aplicación Android corre su propio proceso, con su propia instancia de la máquina virtual Dalvik. Dalvik ha sido escrito de forma que un dispositivo puede correr múltiples máquinas virtuales de forma eficiente. Dalvik ejecuta archivos en el formato Dalvik Executable (.dex), el cual está optimizado para memoria mínima. La Máquina Virtual está basada en registros y corre clases compiladas por el compilador de Java que han sido transformadas al formato.dex por la herramienta incluida "dx"



- Bibliotecas: Android incluye un conjunto de bibliotecas de C/C++ usadas por varios componentes del sistema. Estas características se exponen a los desarrolladores a través del marco de trabajo de aplicaciones de Android; algunas son: System C library (implementación biblioteca C estándar), bibliotecas de medios, bibliotecas de gráficos, 3D y SQLite, entre otras.
- Marco de trabajo de aplicaciones: los desarrolladores tienen acceso completo a los mismos APIs del framework usados por las aplicaciones base. La arquitectura está diseñada para simplificar la reutilización de componentes; cualquier aplicación puede publicar sus capacidades y cualquier otra aplicación puede luego hacer uso de esas capacidades (sujeto a reglas de seguridad del framework). Este mismo mecanismo permite que los componentes sean reemplazados por el usuario.
- Aplicaciones: las aplicaciones base incluyen un cliente de correo electrónico, programa de SMS, calendario, mapas, navegador, contactos y otros. Todas las aplicaciones están escritas en lenguaje de programación Java.

En cuanto a las características de la actual versión de Android 4.4 KitKat:

Diseño de dispositivo	La plataforma es adaptable a pantallas de mayor resolución, VGA, biblioteca de gráficos 2D, biblioteca de gráficos 3D basada en las especificaciones de la OpenGL ES 2.0 y diseño de teléfonos tradicionales.
Almacenamiento	SQLite, una base de datos liviana, que es usada para propósitos de almacenamiento de datos.
Conectividad	Android soporta las siguientes tecnologías de conectividad: GSM/EDGE, IDEN, CDMA, EV-DO, UMTS, Bluetooth, Wi-Fi, LTE, HSDPA+, HSPA+, NFC , WiMAX y GPRS.



Mensajería	SMS y MMS son formas de mensajería, incluyendo mensajería de texto y ahora la Android Cloud to Device Messaging Framework (C2DM) es parte del servicio de Push Messaging de Android.
Navegador web	El navegador web incluido en Android está basado en el motor de renderizado de código abierto WebKit, emparejado con el motor JavaScript V8 de Google Chrome. El navegador por defecto de Ice Cream Sandwich obtiene una puntuación de 100/100 en el test Acid3.
Soporte de Java	Aunque la mayoría de las aplicaciones están escritas en Java, no hay una máquina virtual Java en la plataforma. El bytecode Java no es ejecutado, sino que primero se compila en un ejecutable Dalvik y corre en la Máquina Virtual Dalvik. Dalvik es una máquina virtual especializada, diseñada específicamente para Android y optimizada para dispositivos móviles que funcionan con batería y que tienen memoria y procesador limitados. El soporte para J2ME puede ser agregado mediante aplicaciones de terceros como el J2ME MIDP Runner.
Soporte multimedia	Android soporta los siguientes formatos multimedia: WebM, H.263, H.264 (en 3GP o MP4), MPEG-4 SP, AMR, AMR-WB (en un contenedor 3GP), AAC, HE-AAC (en contenedores MP4 o 3GP), MP3, MIDI, Ogg Vorbis, WAV, JPEG, PNG, GIF y BMP. ⁴¹
Soporte para streaming	Streaming RTP/RTSP (3GPP PSS, ISMA), descarga progresiva de HTML (HTML5 <video> tag). Adobe Flash Streaming (RTMP) es soportado mediante el Adobe Flash Player. Se planea el soporte de Microsoft Smooth Streaming con el port de Silverlight a Android. Adobe Flash HTTP Dynamic Streaming estará disponible mediante una actualización de Adobe Flash Player.



Soporte para hardware adicional	Android soporta cámaras de fotos, de vídeo, pantallas táctiles, GPS, acelerómetros, giroscopios, magnetómetros, sensores de proximidad y de presión, sensores de luz, gamepad, termómetro, aceleración por GPU 2D y 3D.
Entorno de desarrollo	Incluye un emulador de dispositivos, herramientas para depuración de memoria y análisis del rendimiento del software. El entorno de desarrollo integrado es Eclipse (actualmente 3.4, 3.5 o 3.6) usando el plugin de Herramientas de Desarrollo de Android.
Google Play	Google Play es un catálogo de aplicaciones gratuitas o de pago en el que pueden ser descargadas e instaladas en dispositivos Android sin la necesidad de un PC.
Multi-táctil	Android tiene soporte nativo para pantallas capacitivas con soporte multi-táctil que inicialmente hicieron su aparición en dispositivos como el HTC Hero. La funcionalidad fue originalmente desactivada a nivel de kernel (posiblemente para evitar infringir patentes de otras compañías). Más tarde, Google publicó una actualización para el Nexus One y el Motorola Droid que activa el soporte multi-táctil de forma nativa.
Bluetooth	El soporte para A2DP y AVRCP fue agregado en la versión 1.5; el envío de archivos (OPP) y la exploración del directorio telefónico fueron agregados en la versión 2.0; y el marcado por voz junto con el envío de contactos entre teléfonos lo fueron en la versión 2.2.</ref>.
Video llamada	Android soporta video llamada a través de Google Talk desde su versión HoneyComb.



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

Multitarea	Multitarea real de aplicaciones está disponible, es decir, las aplicaciones que no estén ejecutándose en primer plano reciben ciclos de reloj.
Características basadas en voz	La búsqueda en Google a través de voz está disponible como "Entrada de Búsqueda" desde la versión inicial del sistema.
Tethering	Android soporta tethering, que permite al teléfono ser usado como un punto de acceso alámbrico o inalámbrico (todos los teléfonos desde la versión 2.2, no oficial en teléfonos con versión 1.6 o inferiores mediante aplicaciones disponibles en Google Play (por ejemplo PdaNet). Para permitir a un PC usar la conexión de datos del móvil android se podría requerir la instalación de software adicional.



2 DESARROLLO

2.1 REQUISITOS DEL DISEÑO

Los requisitos del diseño derivan tanto de los objetivos propuestos para el desarrollo del proyecto como del estudio de mercado realizado previamente. Así pues las características deseadas en el prototipo son:

- Diseño modular portable y expandible de bajo coste.
- Capturar las señales biológicas del cuerpo y procesar la información contenida en ellas.
- Transmitir los datos de forma inalámbrica.
- Mostrar los datos obtenidos en una plataforma portátil como Smartphone o Tablet.
- Alimentar todo el sistema mediante baterías o desde la red eléctrica.
- Sistema basado en software actualizable y lenguaje de fácil manejo.
- El uso de plataformas tanto en hardware como software libre.

El cumplimiento de los requisitos comentados, junto con los problemas asociados a la implementación, se desarrollaran en los siguientes apartados en los que se describe con detalle aspectos tanto de software y hardware relevantes en el proyecto.

Dado que el proyecto tiene como base el Arduino, se implementara todo el hardware en un shield para Arduino que aunara los 3 circuitos electrónicos de los que consta el proyecto.

2.2 DISEÑO FUNCIONAL

En este apartado se va a presentar a nivel funcional los distintos circuitos que conforman el proyecto y que irán en una misma PCB, que son:

- Electrocardiograma.
- SpO2.
- Circuito comunicación XBEE.

La electrocardiografía es una técnica básica ampliamente usada en el ámbito médico para detectar el mal funcionamiento del corazón. A pesar de su extendido uso, no existe una normativa clara que armonice la disposición interna de los dispositivos de captura. No obstante, existen recomendaciones basadas en las experiencias de los especialistas de la materia que permiten diseñar dispositivos fiables y precisos.

Debido a los objetivos propuestos anteriormente en referencia al proyecto, en el apartado concerniente al ECG será de tipo Holter; es decir, de monitorización continuada. En la siguiente figura se presenta el diagrama de bloques del circuito de ECG.

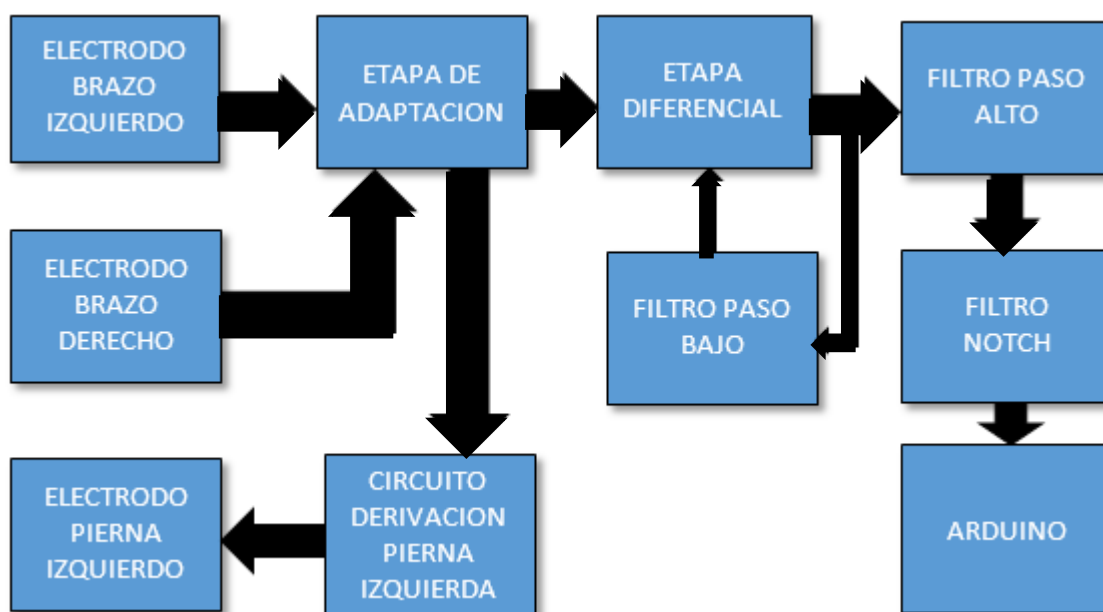


Figura 14. Diagrama de bloques circuito ECG



La pulsioximetría es un método no invasivo que permite la medición de la saturación de oxígeno en sangre, añadiendo la posibilidad de medir conjuntamente las pulsaciones por minuto. De igual modo que con el electrocardiograma, no existe una norma clara de cómo ha de ser la disposición interna de un pulsioxímetro y poca información del modo de procesado se las señales.

Debido a las premisas del proyecto, se ha optado por un sistema doble de instrumentación para la reducción de los tiempos; de modo que se permita la monitorización continuada. En la siguiente figura se presenta el diagrama de bloques del circuito del SpO₂.

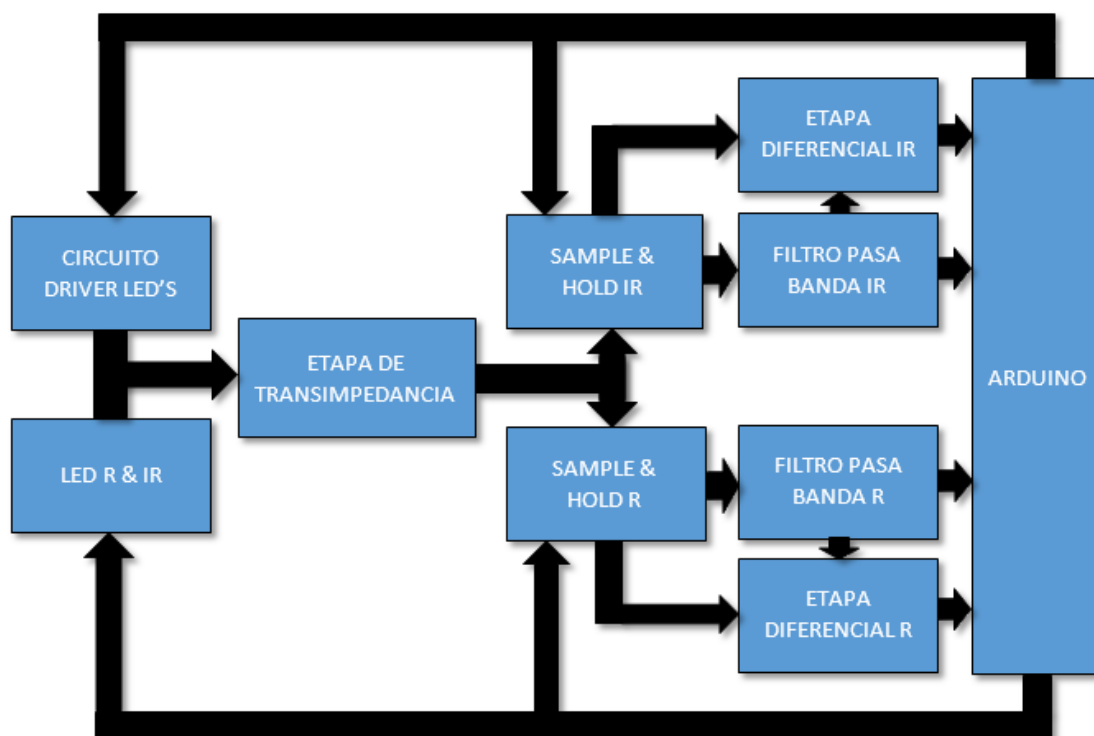


Figura 15. Diagrama de bloques circuito SpO₂

EL circuito asociado a la comunicación inalámbrica mediante XBEE esta sacado de la página web de Arduino, que a su vez está en la página web de Cooking Hacks, ya que esta publicado como hardware libre con licencia de Creative Commons Attribution Share-Alike.

El Xbee Shield permite al Arduino conectarse inalámbricamente con Zigbee. Está basado en el módulo Xbee de MaxStream. Tienen un alcance máximo de 90 metros en línea directa en el exterior o de 30 metros en el interior. El Xbee Shield fue desarrollado por Libelium en colaboración con Arduino, para su uso en redes de sensores Squidbee motes.



Por lo tanto, su uso está autorizado en trabajos tanto personales como profesionales, siempre que estos den crédito a Arduino. No se incluye diagrama de bloques del susodicho circuito puesto que se trata de una instrumentación destinada al correcto funcionamiento del módulo de comunicación.

A continuación se recoge una breve descripción de los bloques incluidos y que son detallados en apartados posteriores del documento:

✓ Electrocardiograma:

- Electrodo: Etapa principal encargada de sensar las señales eléctricas generadas en el cuerpo para ser posteriormente procesadas por el circuito de instrumentación.
- Etapa de adaptación: Se encarga de capturar y adaptar las señales procedentes de los electrodos para su posterior procesamiento, así como de la eliminación de interferencias procedentes de otros aparatos electrónicos o del propio ambiente.
- Circuito derivación de pierna izquierda: Se encarga de proteger al paciente de sobretensiones colocándolo a la misma referencia de tensión que el circuito, además de minimizar la señal en modo común.
- Etapa diferencial: Obtiene la diferencia de las señales muestreadas y la amplifica para el resto de etapas siguientes. Es necesario que a esta etapa lleguen las señales sin ruido puesto que se introducirían en todo el sistema y no podrían ser eliminados.
- Filtro paso bajo: Actúa como restaurador de línea de referencia para la etapa diferencial además de filtrar la señal a la frecuencia deseada. También añadir que mejora el CMRR de la etapa anterior por lo que se mejora el circuito.
- Filtro paso alto: Filtra la señal por debajo de la frecuencia de corte para solo dejar pasar aquellas deseadas.
- Filtro Notch 50 Hz: El objetivo de esta etapa es filtrar la red eléctrica, ya que induce perturbaciones que influyen en la medida y el sistema puede ser conectado a la red.



✓ Pulsioxímetro:

- Circuito driver de leds: Etapa transistorizada encargada del encendido y apagado alterno de los dos led (rojo e infrarrojo), mediante lógica digital.
- Led R & IR: Son los leds que emiten señales para ser recogidas por el fotodiodo de la etapa de transimpedancia. Estos tres diodos están recogidos dentro de una única sonda Nellcor de pulsioximetría.
- Etapa de transimpedancia: Transforma la corriente generada en el fotodiodo por la conversión luz-corriente, en tensión que contenga la información para ser tratada en etapas posteriores.
- Sample & Hold: Muestrea la señal analógica procedente de la etapa de transimpedancia y la mantiene durante un tiempo determinado, conteniendo el nivel de alterna y de continua para su posterior procesado en el micro del Arduino.
- Filtro pasa banda: Se hace pasar a la señal analógica a través de este circuito para dejar pasar las frecuencias que están entre las dos frecuencias de corte establecidas en la etapa. Estas frecuencias están relacionadas con las pulsaciones por minuto (PPM). Al final de la etapa se obtiene una señal analógica sin nivel de continua.
- Etapa diferencial: Se resta a la señal procedente de la etapa de Sample & Hold la señal de salida de la etapa del filtro pasa banda para obtener el nivel de continua de la señal analógica muestreada al principio del circuito.

No se ha incluido en los diagramas de bloques de ambos circuitos una etapa destinada a restaurar una línea de referencia para las señales tratadas. Esta etapa es necesaria puesto que se trabaja con alimentación unipolar, pero no se ha incluido a efectos de que no es una etapa por la que pasa el flujo de información, sino que se usa como referencia de tensión. No obstante recalcar que es una etapa importante en el circuito para su correcto funcionamiento.

Añadir además que el cálculo de los filtros que aparecen en el proyecto han sido simulados previamente en el programa FilterPro de Texas Instruments y posteriormente realizado los cálculos pertinentes.

2.3 DISEÑO DETALLADO

Los diagramas de bloques anteriores recogen una descripción de alto nivel de los dos circuitos de instrumentación presentes en el proyecto. En los próximos apartados se proporciona una descripción detallada de estas partes incluyendo los criterios de selección de los componentes utilizados, recomendaciones y consultas de diseños realizadas junto con los cálculos justificativos.

Por tanto, esta sección tiene como objetivo el proporcionar la información necesaria que apoye las decisiones tomadas en el desarrollo de una plataforma medica de comunicación inalámbrica.

2.3.1 HARDWARE

2.3.1.1 ELECTROCARDIOGRAMA

2.3.1.1.1 ELECTRODOS

Un electrocardiograma refleja la diferencia de potencial ocurrido en las células cardiacas durante su polarización y despolarización del ciclo cardiaco. La señal de ECG se recoge a través de tres electrodos del tipo plata/cloruro de plata (Ag/AgCl). En este caso se usan los SKINTACT FRG-1 Sensor por su bajo coste y ser multipropósito. La elección de este electrodo se debe a que su uso es extensivo en todos los centros de atención primaria y a una buena relación calidad/precio.



Figura 16. Electrodo SKINTACT

La señal obtenida por los electrodos es una señal de baja amplitud, insuficiente para su tratado en etapas posteriores, por lo que es necesario incluir una etapa de amplificación. Otro punto importante en el ruido exterior al circuito que puede afectar a la señal medida alterándola, por este motivo es importante introducir una etapa que permita el paso únicamente de la señal a medir. Estas dos etapas se describirán detalladamente en los siguientes apartados.

2.3.1.1.2 ETAPA DE ADAPTACION

Esta etapa sucede a los electrodos y su función principal es adaptar la señal para ser tratada posteriormente en la etapa diferencia y la eliminación de interferencias de ruido procedentes tanto del exterior como del paciente.

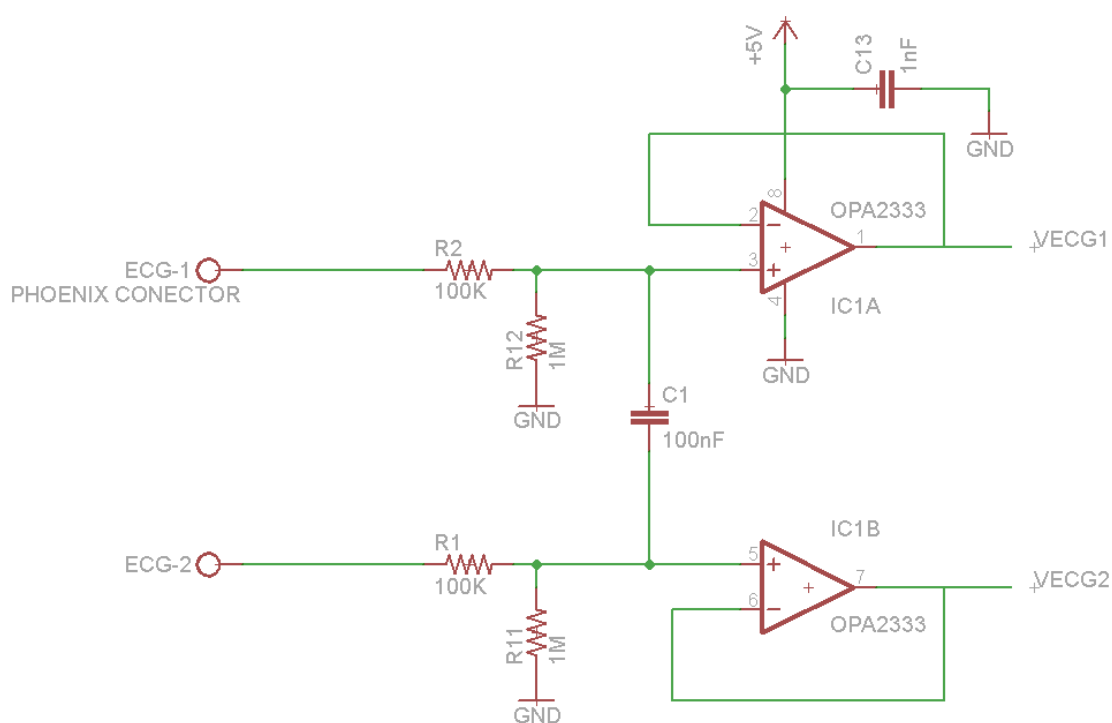


Figura 17. Etapa derivación de señales de entrada

En primer lugar existen en cada rama un divisor resistivo R2-R12 y R1-R11, cuya finalidad es doble. Por un lado R2 y R1 limitan la corriente circulante entre el paciente y el dispositivo y las resistencias R12 y R11 dan lugar a un camino alternativo a las corrientes parásitas y de polarización que puedan ser generadas para ser derivadas a tierra en vez de ir a la puerta de los transistores que forman los amplificadores operacionales.



El condensador C1 tiene una función de filtrado frente a posibles interferencias de radiofrecuencia. Se coloca uniendo ambas líneas para que estén balanceadas en cuanto a impedancia para que no ocurra ninguna distorsión o saturación de la etapa.

Para los amplificadores operacionales de propósito general se ha decidido por el uso del OPA2333AIDGKR, recomendado por el propio fabricante para propósitos médicos, por ser un tipo de amplificador Rail-To-Rail de alimentación unipolar, bajo consumo de corriente, alta impedancia de entrada y un alto valor de CMRR.

El uso del condensador C13 de valor 1uF, así como el resto de condensadores en paralelo a la alimentación de los amplificadores operacionales (OPA2333AIDGKR e INA333DKG), se debe al filtrado de la alimentación para eliminar frecuencias parásitas puesto que la placa puede ser indistintamente alimentada mediante baterías, USB o para lo que se han colocado los condensadores, mediante la red eléctrica.

2.3.1.1.3 CIRCUITO DERIVACION PIERNA IZQUIERDA

Este circuito tiene como propósito minimizar la señal en modo común entre el paciente y la masa virtual del sistema.

La presencia de capacidades parásitas en las entradas al amplificador de instrumentación de la etapa siguiente provoca caídas de tensión diferentes en ambas resistencias asociadas a los electrodos. El circuito de derivación corrige ese desajuste de potencial observado en la etapa de adaptación mediante la realimentación de una corriente al cuerpo del paciente con un electrodo colocado en la pierna izquierda. A esta técnica se le denomina "bootstrapping" y disminuye el modo común a la entrada del amplificador diferencial.

Una amplia mayoría de equipos comerciales no poseen esta etapa ya que basan sus diseños en un balance entre la etapa de entrada y el empeoramiento de sus prestaciones, pues su orientación no es clínica. Como el objetivo del proyecto es la creación de un prototipo aplicable en el ámbito médico, es necesaria la inclusión de esta etapa.

La técnica consiste en realimentar y amplificar la tensión de modo común a la entrada del amplificador de instrumentación. En nivel de tensión en modo común se obtiene a partir de un divisor de tensión conectado entre las dos líneas analógicas de información, VECG1 y VECG2, seguido de un seguidor de tensión para adaptar etapas de distinta impedancia tanto de salida como de entrada.

Acto seguido se realiza una etapa derivadora y a la vez amplificadora a modo de amplificador de transductancia, es decir, produce un nivel de corriente proporcional al inverso de la diferencia de tensión entre el modo común recogida en el amplificador anterior y el nivel de referencia.



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

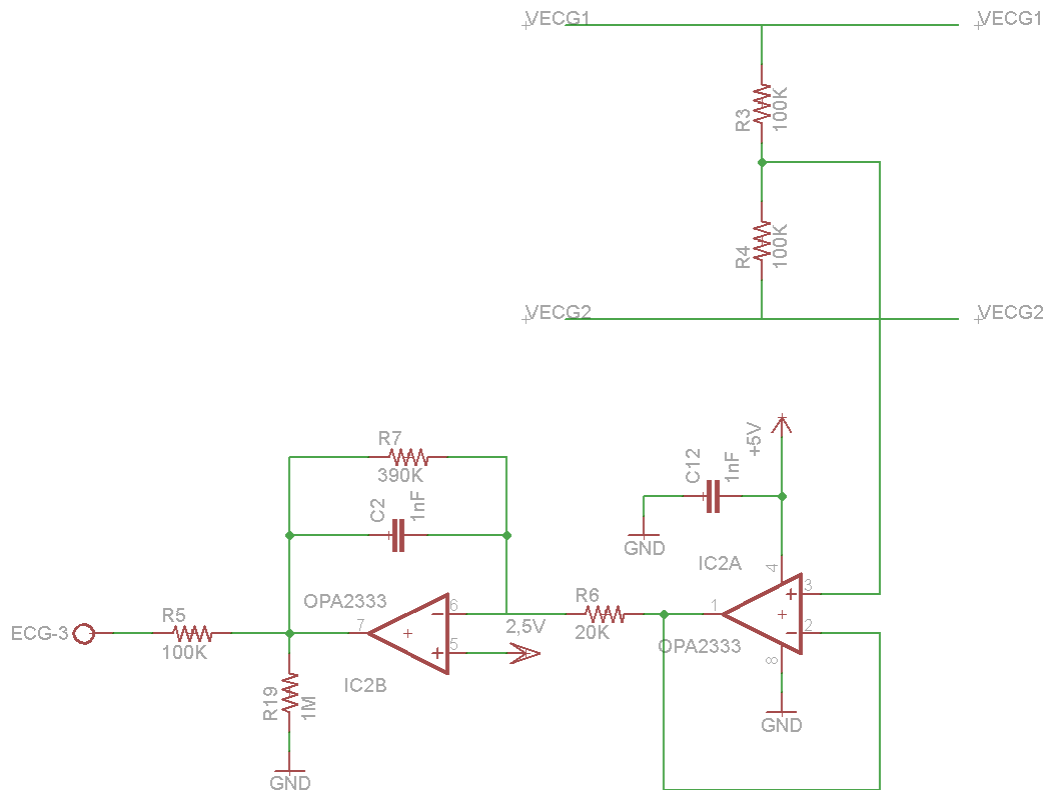


Figura 18. Etapa derivación de pierna izquierda

La etapa del IC2B se puede estudiar como una etapa integradora conformada por C2 y R6. No obstante se incluye a R7 para proporcionar mayor estabilidad a la etapa. Sujeto a recomendaciones de los expertos, elegimos un ancho de banda del orden de los KHz y una ganancia elevada para la mejora del CMRR de la etapa. Se le añade a esta segunda parte de la etapa una tensión restauradora de continua, cuyo efecto se explicara en los próximos apartados.

Tomando como valores R6=20K, R7=390K y C2=1nF:

$$F(s) = \frac{-\frac{R7}{R6}}{1 + w \cdot R7 \cdot C2 \cdot s}$$

De donde sacamos:

$$G = 1 + \frac{R7}{R6} ; f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R7 \cdot C2}$$



Aplicando el valor de los componentes:

$$G = 1 + \frac{390K}{20K} = 20.5$$

$$f = \frac{1}{2\pi \cdot 390K \cdot 1nF} = 8683KHz$$

Adicionalmente el circuito provee de una protección al paciente ante sobre tensiones limitando la corriente que circula entre el paciente y la masa virtual. Aunque no es una medida de protección efectiva a elevadas sobretensiones, la placa Arduino posee sus propios sistemas de protección que ayudan a este último.

2.3.1.1.4 ETAPA DIFERENCIAL

Esta etapa es la principal del circuito, puesto que resta las ondas procedentes de los electrodos de los brazos y amplifica la onda resultante para posteriores filtrados.

Sin embargo la medida de señales eléctricas producidas por el cuerpo humano en general, y en específico una señal de electrocardiograma, requieren de grandes prestaciones de los equipos que muestrean estas señales. Estas prestaciones exigentes son, junto con las propias del proyecto:

- Alto rechazo en modo común (CMRR).
- Acoplo en alterna.
- Alta impedancia de entrada.
- Componentes Rail-to-Rail de alimentación unipolar.
- Bajo nivel de offset de salida.

Estas especificaciones las cumplen los OPA2333 utilizados en etapas anteriores, pero no han sido fabricados para trabajar con señales eléctricas producidas por el cuerpo humano. Por ello en esta etapa tan crítica se usa un amplificador de instrumentación para esta tarea.

Aunque esta etapa se podría construir este componente mediante componentes discretos, pero no se obtendrían las mismas prestaciones que con un circuito integrado. Además de las características antes mencionadas, decir que es capaz de proporcionar una señal de salida referenciada a masa a partir de señales con punto de referencia flotante respecto al sistema de medida.

Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

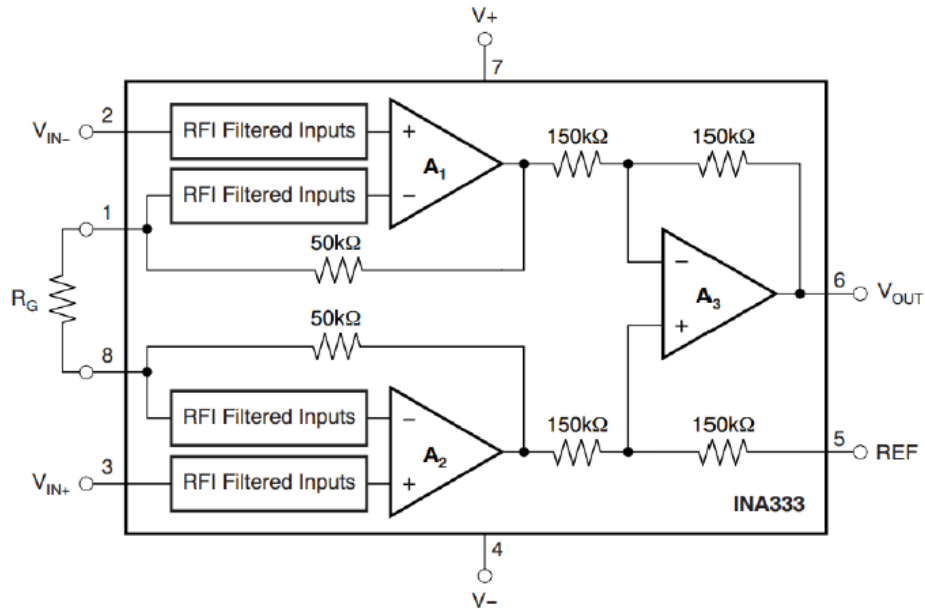


Figura 19. Amplificador de instrumentación INA333

El amplificador de instrumentación elegido es el INA333AIDGKR, del que cabe destacar que el fabricante Texas Instruments lo recomienda para la construcción de electrocardiogramas. Entre sus características más notables destacan:

- Alimentación unipolar con un consumo de 50μA, prestaciones ideales para una alimentación mediante batería.
- Nivel de rechazo de modo común igual o mayor a 100dB.
- Bajo offset de salida, deriva térmica y ruido.

La ecuación de salida de la etapa es la siguiente:

$$V_{OUT} = \left(1 + \left(100K / R_g \right) \right) \cdot (V_{IN+} - V_{IN-})$$

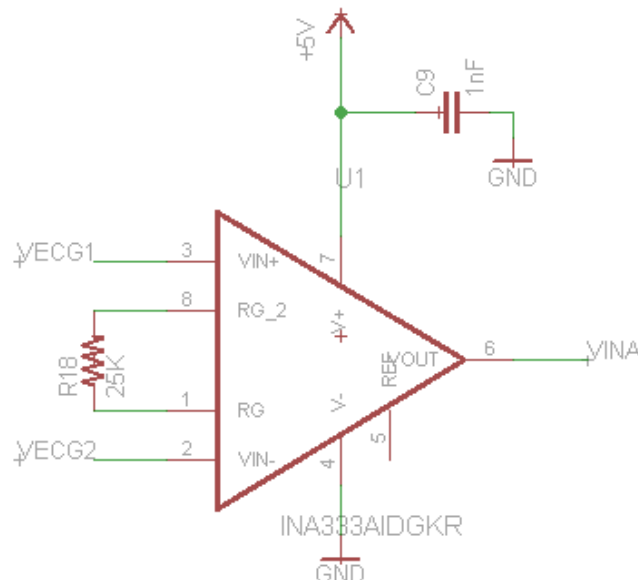


Figura 20. Etapa diferencial con INA333 en circuito ECG

Esta es la primera etapa de dos que amplifica la señal electro cardiográfica. La amplificación total del circuito será al final de 1000, dividiéndose en 5 y 200 cada una.

En esta primera etapa:

$$R = 100K/G - 1 = 100K/5 - 1 = 24K9 \sim 25K$$

2.3.1.1.5 RESTAURADOR NIVEL DE CONTINUA

A la salida de la etapa diferencial el modo común de la señal de salida prácticamente ha desaparecido, y asumiendo que las señales de entrada estuvieran equilibradas, la señal de salida no tiene nivel de continua. Dado que el diseño propuesto trabaja con alimentación unipolar, es preciso crear un punto de referencia o masa virtual centrado en el rango de tensión posible a la que la señal de ECG este superpuesta.

Para la obtención de nivel de referencia se ha optado por un circuito sencillo que tiene como núcleo un amplificador operacional OPA2333. El uso de este componente se debe a sus buenas prestaciones comentadas en apartados anteriores, como son su alta impedancia de entrada, bajo offset y bajo consumo.

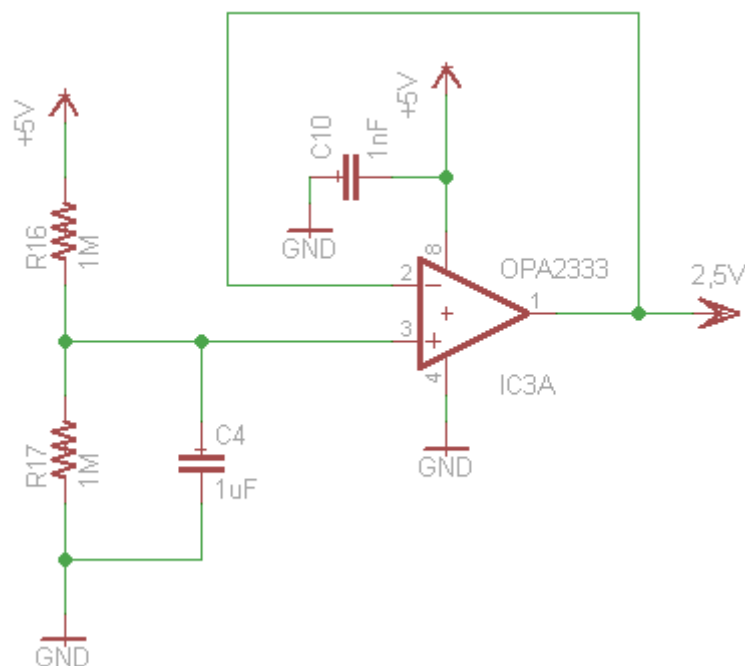


Figura 21. Circuito restaurador del nivel de continua

Se hace pasar la tensión de alimentación de 5V por un divisor de tensión simétrico para la obtención de la mitad de alimentación. El valor elevado de las resistencias se debe a la limitación de la corriente circulante por ellas, en el orden de los μA .

$$V_+ = V_{in} \frac{R_{17}}{R_{16} + R_{17}} = 5V \cdot \frac{1M}{1M + 1M} = 2,5V$$

El uso de un condensador en paralelo a la resistencia que soporta la tensión requerida es para estabilizar dicha tensión frente a posibles fluctuaciones en la red de alimentación, por ello su elevado valor de $1\mu\text{F}$. Se utiliza además el IC3A como seguidor de tensión para adaptar impedancias entre etapas.

2.3.1.1.6 FILTRO PASO ALTO

Aunque se ha comentado anteriormente que la salida etapa diferencial elimina la componente en modo común de la señal, por lo que no hay nivel de continua, lo cierto es que existe un offset de salida de la etapa debido al desbalance de las señales de entrada. En adición a lo anterior, este offset es además variable atendiendo al movimiento producido por la respiración o de la interfaz electrodo-paciente. Por todo ello es recomendable incluir en el circuito una etapa que realimente la señal de salida del propio amplificador de instrumentación a través de una etapa integradora añadiéndole además la tensión restauradora del nivel de continua, permitiendo así que el circuito esté acoplado en alterna.

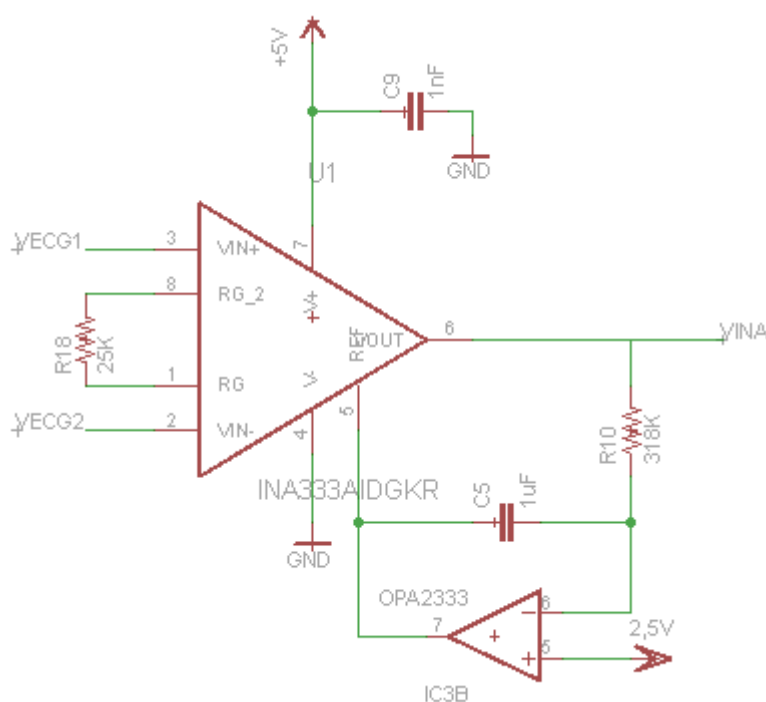


Figura 22. Filtro paso alto realimentando por referencia

Hay que tener en cuenta que esta configuración de etapa integradora da como resultado un filtro paso alto de primer orden, cuya frecuencia de corte permite delimitar frecuencias propias de un electrocardiograma. Dependiendo de la frecuencia de corte del filtro, se eliminarían componentes frecuenciales importantes de la señal electrocardiográfica. Se establece que esta frecuencia de corte no debe ser superior a 1Hz.

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R10 \cdot C5} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 318K \cdot 1\mu F} = 0,5Hz$$



2.3.1.1.7 FILTRO PASO BAJO

La frecuencia fundamental del complejo QRS se haya entorno a los 10Hz, extendiéndose la información hasta los centenares de hercios, mientras que a frecuencias entrono a los 1Hz-2Hz se encuentra la fundamental de la onda T.

Aunque existe un amplio rango de frecuencias, distintas incluso entre personas, y no haber una normativa aclaratoria, se toman como referencias de diseño estudios previamente realizado, siendo el rango recomendado de frecuencias ira entre los 0,05Hz y los 150Hz.

Aunque en la literatura documentada se observan diseños de filtro paso bajos de orden 2 a 4, se ha optado por un filtro activo de primer orden por las recomendaciones incluidas en el datasheets del amplificador de instrumentación INA333.

Al existir muchos tipos de filtros con distintas características, se ha usado el programa FilterPro de Texas Instruments para el diseño de los filtros de los distintos circuitos del proyecto. En esta etapa de filtrado se ha elegido una etapa integradora activa de primer orden:

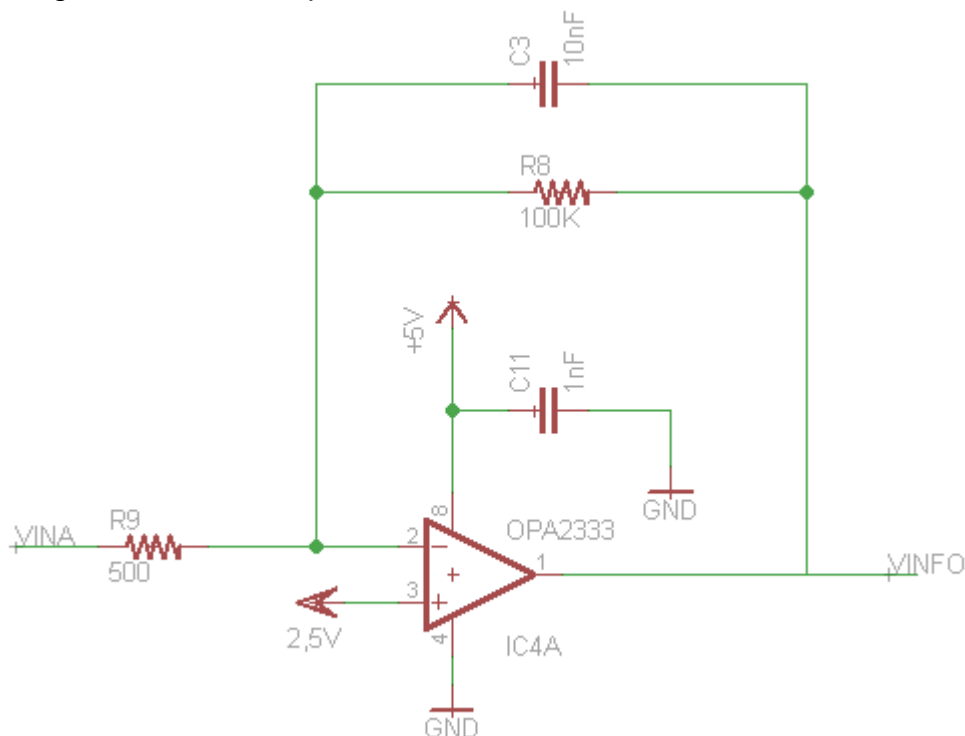


Figura 23. Filtro paso bajo

A parte de filtrar la señal, sirve para amplificarla. Esta etapa ha de tener una ganancia de 200 para llegar a la ganancia total de circuito deseada de 1000. La inclusión de la resistencia R8 es para dar estabilidad a la etapa y menor a los MΩ para que no se induzcan ruidos. Las ecuaciones de la etapa son:



$$F(s) = \frac{-\frac{R8}{R9}}{1 + s \cdot w \cdot R8 \cdot C3}$$

$$G = \frac{R8}{R9} = \frac{100K}{500\Omega} = 200$$

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R8 \cdot C3} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 100K \cdot 10nF} = 159,15Hz$$

2.3.1.1.8 FILTRO NOTCH

Debido a la posibilidad de alimentar el circuito desde la red eléctrica, existe la posibilidad de que se filtre la frecuencia de red a la señal del circuito mediante la alimentación de los amplificadores operacionales del circuito.

Para ello en primera instancia se colocan condensadores cerámicos de bajo valor para filtrar las líneas de alimentación de cada uno de los AO's. Esta medida elimina efectos perniciosos, pero como se trata de un sistema electrónico con señales a tratar en el que su rango de frecuencias pasa por los 50Hz, se añade una etapa de filtrado de banda prohibida o notch.

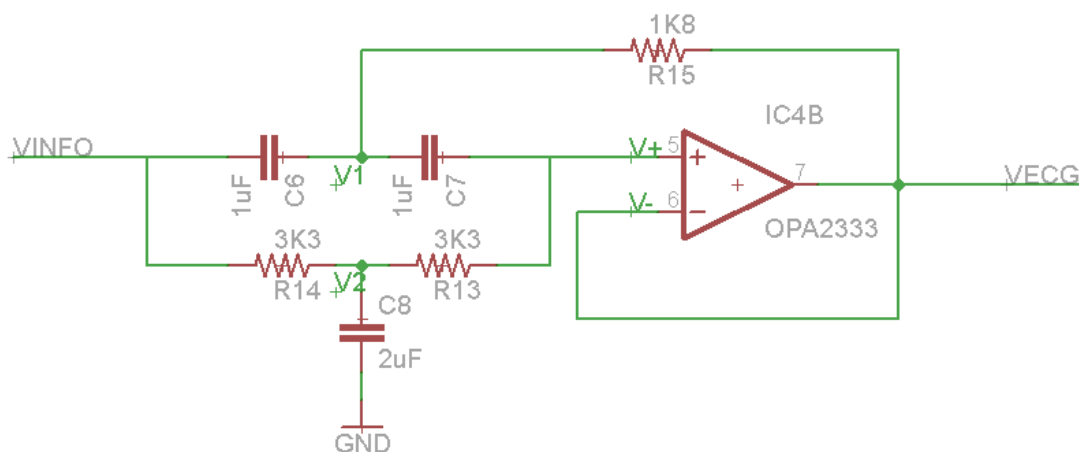


Figura 24. Filtro notch activo



Tomamos al principio que:

$$R_{15} = \frac{R_{14}}{2} = \frac{R_{13}}{2} \rightarrow R_{14} = R_{13} = R, R_{15} = \frac{R}{2}$$

$$C_8 = 2 \cdot C_6 = 2 \cdot C_7 \rightarrow C_6 = C_7 = C, C_8 = 2C$$

Las ecuaciones extraídas de esta etapa son:

$$\frac{V_{INFO} - V_1}{1/sC} = \frac{V_1 - V_+}{1/sC} + \frac{V_1 - V_{ECG}}{R} \quad (1)$$

$$\frac{V_{INFO} - V_2}{R} = \frac{V_2 - V_+}{R} + \frac{V_2}{1/sC} \quad (2)$$

$$\frac{V_1 - V_+}{1/sC} = \frac{V_2 - V_+}{R} \quad (3)$$

$$V_+ = V_- = V_{ECG} \quad (4)$$

De donde se obtiene la siguiente ecuación combinando a las cuatro anteriores:

$$F(s) = \frac{V_{ECG}}{V_{INFO}} = \frac{1 + (sCR)^2}{1 + 2sCR + (sCR)^2} \quad (5)$$

Esta ecuación se puede reescribir de la siguiente manera:

$$F(s) = \frac{\frac{1}{(RC)^2} + s^2}{\frac{1}{(RC)^2} + \frac{2}{RC}s + s^2} \quad \text{obteniendo} \quad w_0 = \frac{1}{RC}$$

Por tanto, los valores normalizados de los componentes discretos para una frecuencia de 50Hz son, tomando $C=1\mu F$:

$$R = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot f} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 1\mu F \cdot 50Hz} = 3K3$$



2.3.1.2 PULSIOXIMETRO

2.3.1.2.1 CIRCUITO DRIVER LEDS

Este circuito permite el control del encendido y apagado alternativo de los leds de la sonda Nellcor Adult SpO2. El circuito está diseñado con componentes discretos con un sistema de doble interruptor en una misma línea, por estar los led en anti paralelo.

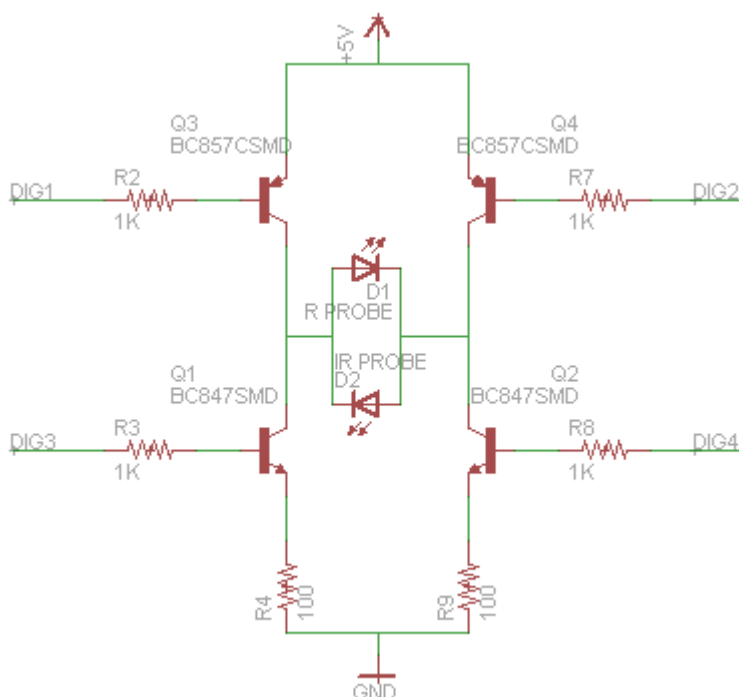


Figura 25. Circuito controlador de Leds

El circuito está alimentado por tensión unipolar y tiene dos interruptores transistorizados para la iluminación del led. Se trata de un sistema de interruptores transistorizados de tipo 1, por lo que su control de producirá mediante la aplicación desde los pines del Arduino de una tensión lógica.

Para el estudio del circuito tomamos la rama controladora del led rojo de la sonda:

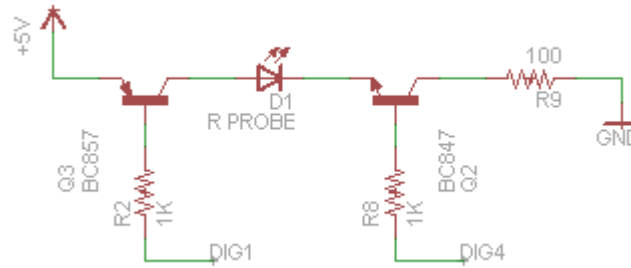


Figura 26. Rama de control de Led

La primera etapa transistorizada contiene un transistor PNP, y la segunda un transistor NPN. Sabiendo esto se procede a averiguar los valores de las entradas digitales para que se encienda el led:

$$Q3_{SATURADO} \rightarrow V_{DIG1} < 5V - V_{EB}$$

$$Q2_{SATURADO} \rightarrow V_{DIG4} > V_{BE}$$

$$V_{EBPNP} = V_{BENPN} = 0,7V$$

$$V_{ECPNP} = V_{CENPN} = 0,2V$$

Cumpliendo estas premisas, se tiene que se activa Q3 aplicando una tensión de 0V y se activa Q2 con 5V. Los valores de resistencia de base son normalizados para que la corriente de base sea de mA. Ahora se puede calcular la resistencia de carga que fija la corriente circulante por el diodo led:

$$R_L = R9 = \frac{5V - V_{EC} - V_{CE} - V_F}{I}$$

Teniendo en cuenta que la corriente óptima para que ilumine el led esta entre 15mA y 40mA, cuya tensión de forward es de 2V, tomamos como corriente 26mA y sustituimos en la ecuación:

$$R9 = \frac{5V - 0,2V - 0,2V - 2V}{26mA} = \frac{2,6V}{26mA} = 100\Omega$$



2.3.1.2.2 Sonda LED

Sonda de pulsioximetría NELLCOR ADULT SpO2 con conector DB9 con diodos rojo e infrarrojo en anti paralelo y fotodiodo, todo protegido de interferencias mediante una malla metálica. La dificultad de esta etapa radicaba en que cuando se adquirió, no se tenía información detallada sobre su funcionamiento o circuitería interna, por lo que hubo que realizar tecnología inversa para descubrir su funcionamiento y correcto modo de empleo.

Su esquema es el siguiente:



Figura 27. Sonda SpO2 Nellcor

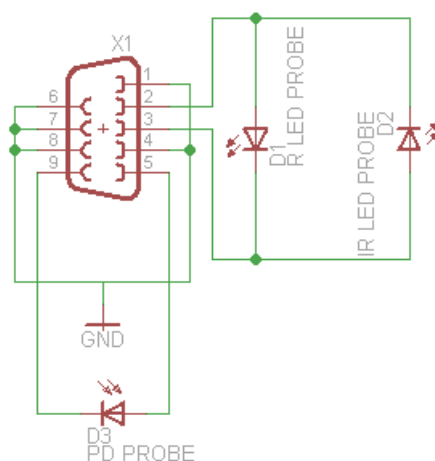


Figura 28. Esquema eléctrico sonda Nellcor



2.3.1.2.3 ETAPA DE TRANSIMPEDANCIA

En esta etapa se convierte la corriente generada por el fotodiodo de la sonda en una señal de tensión proporcional. Para ello se implementa una etapa convertidora corriente-tensión:

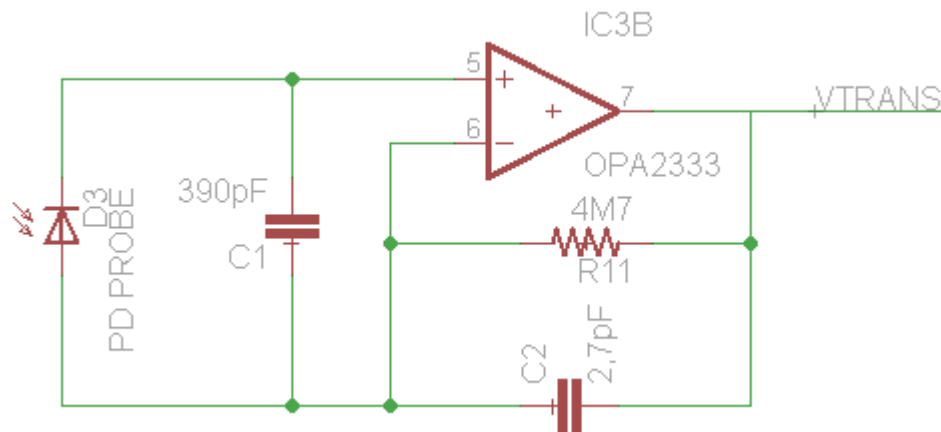


Figura 29. Etapa de transimpedancia o conversión corriente-tensión

La ecuación de la etapa es la siguiente:

$$V_{TRANS} = I_{PD} \cdot R11$$

El valor de R11 ha de ser elevado para obtener valores en voltios. Puesto que la corriente generada en el fotodiodo está en el orden de los μA , el valor de la resistencia ha de ser de $M\Omega$.

La inclusión de dos condensadores en esta etapa se debe a la mejora que inducen en el circuito. El condensador C1 estabiliza la señal de entrada al AO y C2 elimina posibles picos de corriente y aumenta la estabilidad de la etapa eliminando ruidos inducidos en R11 por su elevado valor. Los valores se han escogido normalizados, pues es más importante su posición en el circuito que su valor.



2.3.1.2.4 SAMPLE AND HOLD

La etapa de Sample & Hold permite el muestreo de una señal analógica lineal y mantiene constante ese valor durante un tiempo determinado. El circuito típico de Sample & Hold almacena la carga eléctrica en un condensador y contiene como mínimo un interruptor transistorizado y un amplificador operacional.

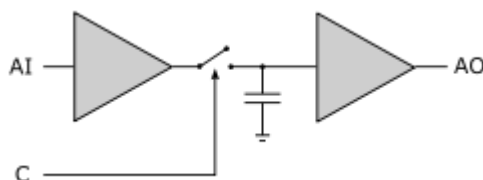


Figura 30. Esquema funcionamiento Sample and Hold

Para muestrear la señal de entrada se cierra el interruptor que conecta el condensador a la salida del amplificador operacional. La salida del AO carga o descarga el condensador según la señal de entrada analógica. Para mantener la señal se abre el interruptor, desconectando el condensador del AO de entrada. Aunque el condensador presenta corrientes de fuga inherentes a su construcción, la pérdida de voltaje es mínima dado que el tiempo que se mantiene abierto el interruptor es pequeño.

Aunque el uso de Sample & Hold se utiliza para conversores analógicos-digitales (ADC), en este caso se usa para dar tiempo a los condensadores de la etapa de filtrado siguiente a que se descarguen, pues en el cambio de luz roja a infrarroja y viceversa se observa un retraso importante en la señal analógica hasta que se estabiliza. Por ello la decisión de crear dos ramas de circuito, una para cada tipo de longitud de onda de la señal.

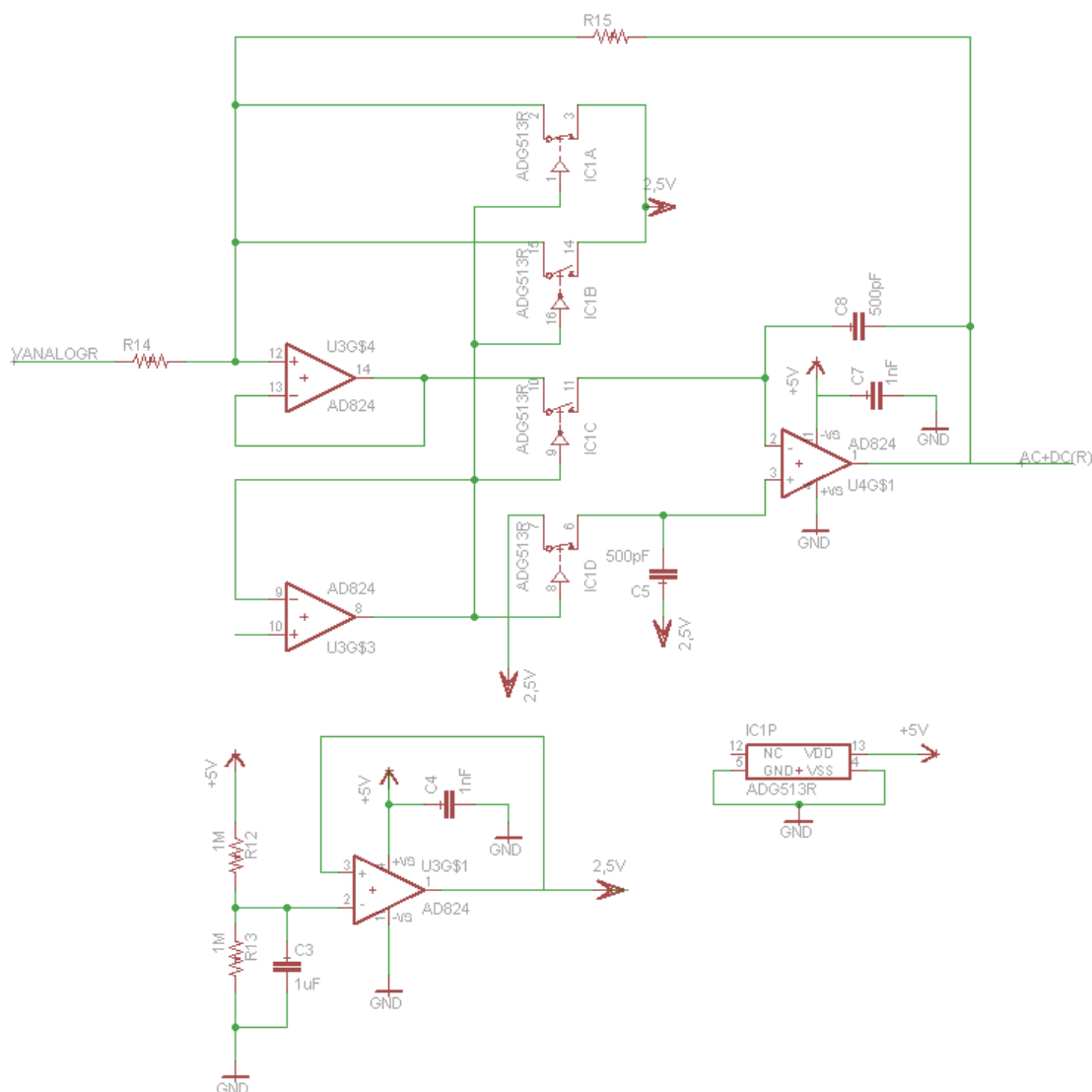


Figura 31. Circuito de Sample and Hold junto con circuito restaurador de continua

A la hora de realizar el diseño de la etapa de Sample & Hold, se buscó un circuito integrado que pudiera llevar a cabo el cometido. Sin embargo, no se encontró ningún componente de cualquier fabricante que permitiera su alimentación mediante tensión unipolar, por lo que se ha optado por crear la etapa a partir de componentes discretos que cumplieran los requisitos de alimentación.

En la elección de los componentes de la etapa se ha optado por el amplificador operación AD824, del que Analog Instruments provee es su datasheet del esquemático de un Sample & Hold de componentes discretos junto con el uso del integrado de interruptores transistorizados ADG513.



Como se trata de un sistema que utiliza alimentación unipolar, necesita un circuito específico que crea una tensión de referencia a modo de masa virtual del sistema. Esto se lleva a cabo por medio de R12 y R13 que actúan como divisor de tensión, junto con C3 que estabiliza la tensión y el AO que actúa como seguidor de tensión para adaptar impedancias.

La elección de estos AOs de tecnología JFET junto con los interruptores de tecnología CMOS permite un bajo error en tensión de droop rate, entrono al $0,1\mu\text{V}/\mu\text{s}$. Para mejorarlo se usan condensadores fabricados con un dieléctrico de poli estireno o teflón.

En la fase de muestreo los interruptores A y D esta cerrados, por lo que:

$$V_{out} = -V_{analog}$$

EL propósito de que el interruptor A y el D estén en el mismo estado se debe al intento de reducir el escalón de tensión producido en la transición de muestreo y la de mantenimiento y viceversa debido a la inyección de una carga igual por la puerta no inversora e inversora por el AO4. Esto produce una tensión en modo común entre las entradas de AO4 que permitiendo que no aparezca una tensión de offset en V_{out} . Los interruptores B y C se usan para tener una baja resistencia de encendido analógico.

La elección de ADG513 se debe a la posibilidad de trabajar con tensiones unipolares, además de poder preconfigurar los interruptores como normalmente cerrados o abiertos.

2.3.1.2.5 FILTRO PASA BANDA

Esta etapa está dividida en dos fases, la primera parte del circuito es un filtro paso alto pasivo y la segunda es un filtro paso bajo activo que amplifica la señal de entrada.

El filtro paso alto está conformado por un condensador y una resistencia. El limite por debajo del ancho de frecuencia recomendado de $0,3\text{Hz}$. Dando valores comerciales a los componentes, tomamos como valor de $C=10\mu\text{F}$, hallamos el valor de R.

$$R = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot f_{PA}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 10\mu\text{F} \cdot 0,3\text{Hz}} = 53\text{K} \sim 56\text{K}$$



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

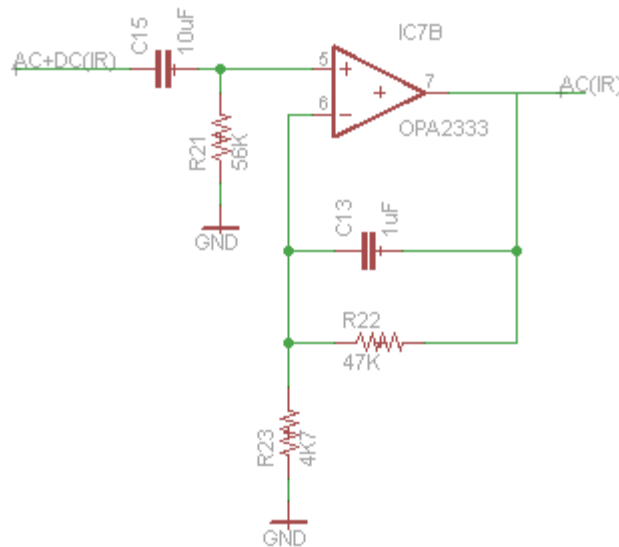


Figura 32. Filtro pasa-banda

Para la etapa de filtro paso bajo, se escoge como frecuencia superior del ancho de banda deseado un valor de 3Hz. Escogiendo el valor del condensador de $1\mu\text{F}$, hallamos el valor de la resistencia.

$$R = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot f_{PB}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 1\mu\text{F} \cdot 3\text{Hz}} = 53\text{K} \sim 47\text{K}$$

La elección de estos valores debe a que los filtros responden linealmente a la tensión de entrada, por lo que no es inmediato la atenuación de señal. Por ello se eligen valores normalizados de los componentes para englobar el ancho de frecuencia deseado. Como también se amplifica la señal por la atenuación producida en el filtro pasivo anterior, se le da una ganancia de 10 al sistema.

$$R_G = \frac{R}{G} = \frac{47\text{K}}{10} = 4\text{K}7$$

De esta etapa se obtiene la componente alterna de la señal muestreada. Este nivel de tensión está directamente conectado al μC del Arduino.



2.3.1.2.6 ETAPA DIFERENCIAL

Para el cálculo de la saturación de oxígeno, es necesario procesar la señal tanto alterna como continua para, a través de ecuaciones en el μC , hallar el dato. Como en la etapa anterior se ha obtenido el nivel de alterna de la señal muestreada, una forma de obtener el nivel de continua es restar a la señal original que contiene ambas la señal alterna de la etapa anterior, obteniendo el nivel de continua.

Aunque se podría realizar esta etapa mediante componentes discretos con resistencias y amplificadores operacionales creando una etapa restadora, se ha optado por el uso de amplificadores operacionales de instrumentación para tal cometido. Esto es debido a que un circuito integrado tendrá mejores prestaciones que el mismo circuito realizado mediante componentes discretos. Esta etapa permite además amplificar la señal para dejarla en el mismo orden que la señal alterna.

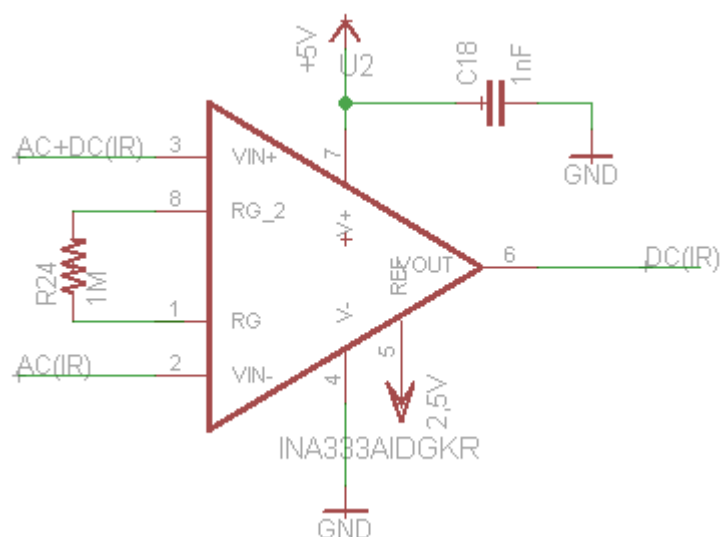


Figura 33. Etapa diferencial con INA333 en SpO2



2.3.1.3 MODULO DE COMUNICACIÓN

En una primera instancia se iba a integrar en la placa un circuito de instrumentación para el control y transmisión de datos mediante módulos Xbee de MaxStream, adaptando para la placa de comunicación Xbee Shield de Libelium puesto que permite el uso de múltiples tecnologías de comunicación como Bluetooth, WiFi, 802, etc.

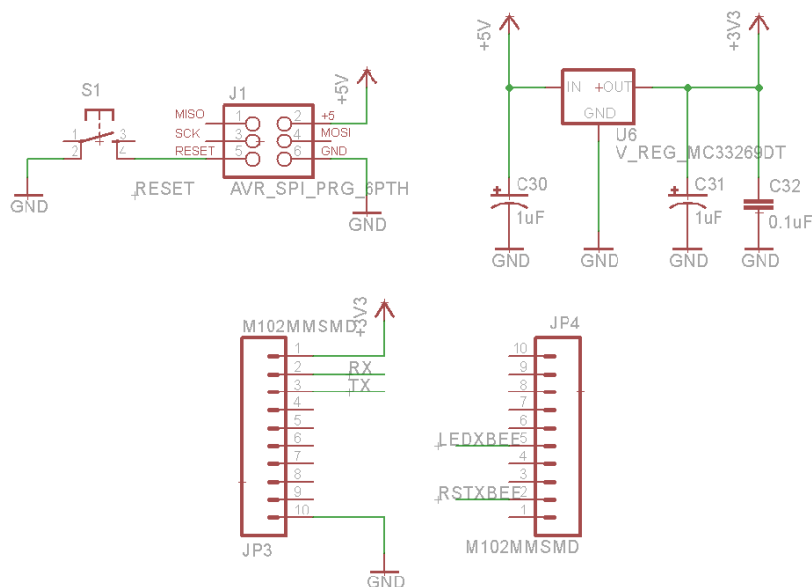


Figura 34. Circuitería auxiliar para habilitar la comunicación Xbee

Esta imagen representa el control de Reset de la placa y a su vez del módulo Xbee, la regulación de tensión necesaria para alimentar el módulo Xbee y el socket Xbee. Mientras que la imagen inferior representa el circuito esquemático de la circuitería para control del Xbee.



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

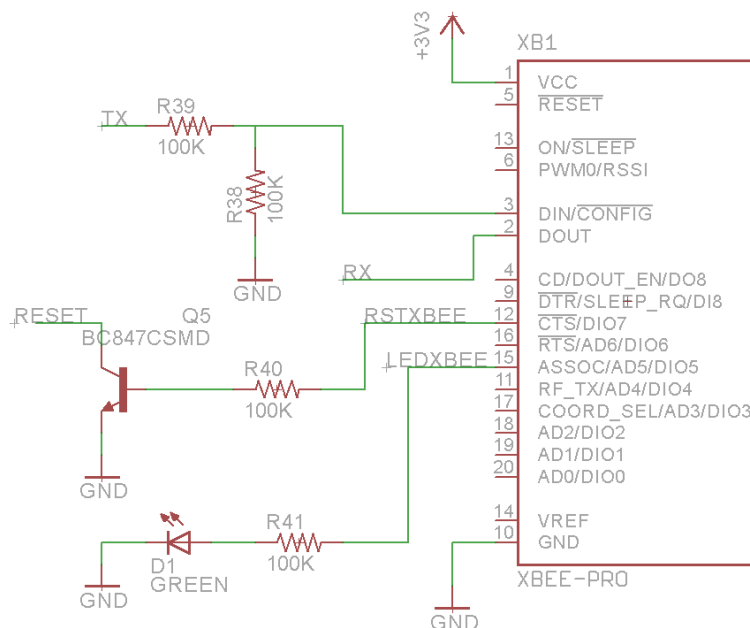


Figura 35. Circuitería auxiliar para el control de un módulo Xbee

Se comprobó posteriormente que en los centros hospitalarios como el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa poseen una red WiFi interna por lo que se propuso para el proyecto el uso de esta red WiFi para el proyecto. Para ello se pensó en el uso de una aplicación Android para la monitorización de datos, para lo que es necesario un servidor WiFi entre la placa Arduino/Shield y el Smartphone.

Por lo tanto existían dos opciones para la creación de este servidor web: alojar las tramas de datos en un servidor web ya existente en la red o bien crear un servidor web WiFi. Se optó por lo segundo ya que la primera opción requiere de una conexión a internet mediante una red WiFi ya existente y a que los centros médicos están contruidos generalmente con hormigón y en algunas partes con planchas de plomo por lo que la comunicación con una red WiFi es casi imposible.

Por ello se ha decidido por el uso es un shield WiFi Arduino pues puede crear una zona WiFi a su alrededor y alojar el servidor en una tarjeta SD del propio shield.



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

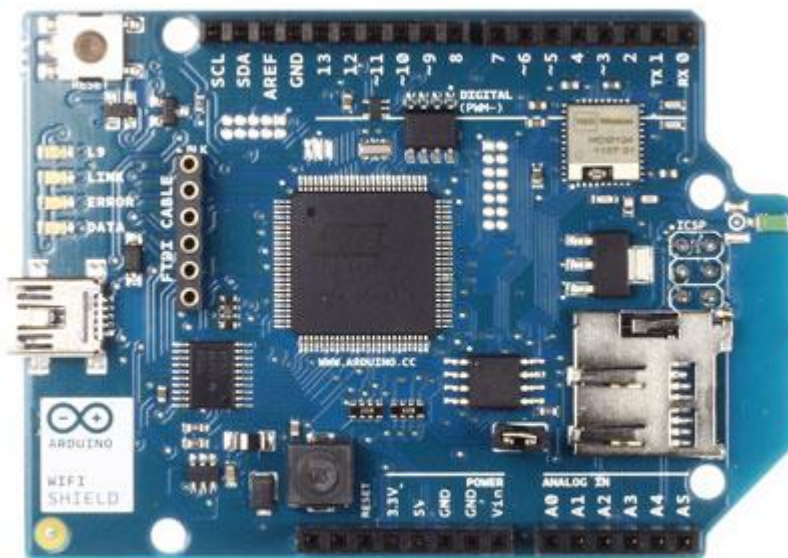


Figura 36. Arduino WiFi Shield

Esta elección se debe a que el primer circuito ideado no permitía la creación de un servidor web WiFi por medio de los módulos de comunicación WiFi de MaxStream. Otra de las razones es que el tamaño de la placa es reducido y no permite la inclusión de la circuitería necesaria para la comunicación del Xbee, solo se aprovecha el circuito referente al botón de Reset del conector ICSP y el led de iluminación para saber si recibe energía la placa.

Para añadir, decir que existen ya las librerías necesarias para el funcionamiento y creación de un servidor web WiFi creadas por la comunidad Arduino, pero que se tratara en apartados posteriores.

2.3.1.3.1 ARDUINO WIFI SHIELD

La placa Arduino WiFi Shield permite a una placa de Arduino conectarse a internet mediante el protocolo de comunicación 802.11 de comunicación inalámbrica (WiFi). Está basado en el HDG104 Wireless LAN 802.11b/g System in Package (SiP) y en el Atmega 32UC3 que provee de una IP estática para los protocolos TCP y UDP.

El WiFi Shield puede conectarse a redes que operen tanto en el protocolo 802.11b como al 802.11g. Existe una ranura para alojar una tarjeta de memoria microSD en la que se pueden almacenar los datos procedentes de la red.

La plataforma Arduino se conecta al WiFi Shield a mediante el bus SPI del conector ICSP. Tiene la posibilidad de ser acoplado a un Arduino UNO o a uno MEGA. Por ello, los pines utilizados por este módulo son los pines digitales 11, 12, y 13 del UNO o los pines digitales 50, 51 y 52 del MEGA. En ambos



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

Arduinos, los pines analógicos son el 4, el 7 y el 10. Estos pines permiten junto al conector ICSP un acoplo entre la placa Arduino y el WiFi Shield

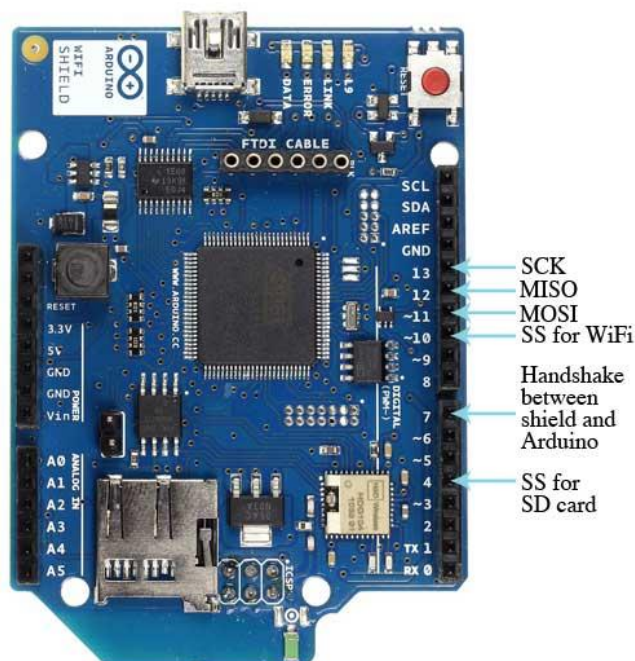


Figura 37. Pines Arduino WiFi Shield

El módulo HDG104 mediante el pin 10 y el socket de la SD mediante el pin 4 comparte el bus SPI del conector ICSP, por lo que no pueden estar activos ambos al mismo tiempo y es necesario su configuración mediante las distintas librerías disponibles.

Para la carga de firmware para la actualización de drivers se realiza a través de un conector miniUSB para el microcontrolador Atmega 32U, y previa configuración de jumpers. Posee además una serie de indicaciones led que permiten saber información:

- L9 (amarillo): Conectado al pin 9 e informa sobre la conexión al Arduino.
- LINK (verde): Indica la conexión a una red.
- ERROR (rojo): Indica cuando hay un error en la comunicación.
- DATA (azul): Indica cuando se están transmitiendo/recibiendo datos.



2.3.1.4 PRUEBAS DISEÑO HARDWARE

Una vez realizado el diseño hardware, se procedió a su realización física en el laboratorio para la comprobación de su correcto funcionamiento tal y como se tenía previsto.

En una primera instancia se desarrolló el hardware del proyecto en placas de prototipado, utilizando para ello componentes pedidos a los maestro de taller. Se realizaron los dos tipos de circuitos y se probaron con fuentes de alimentación y osciloscopio procedentes del taller de proyectos.

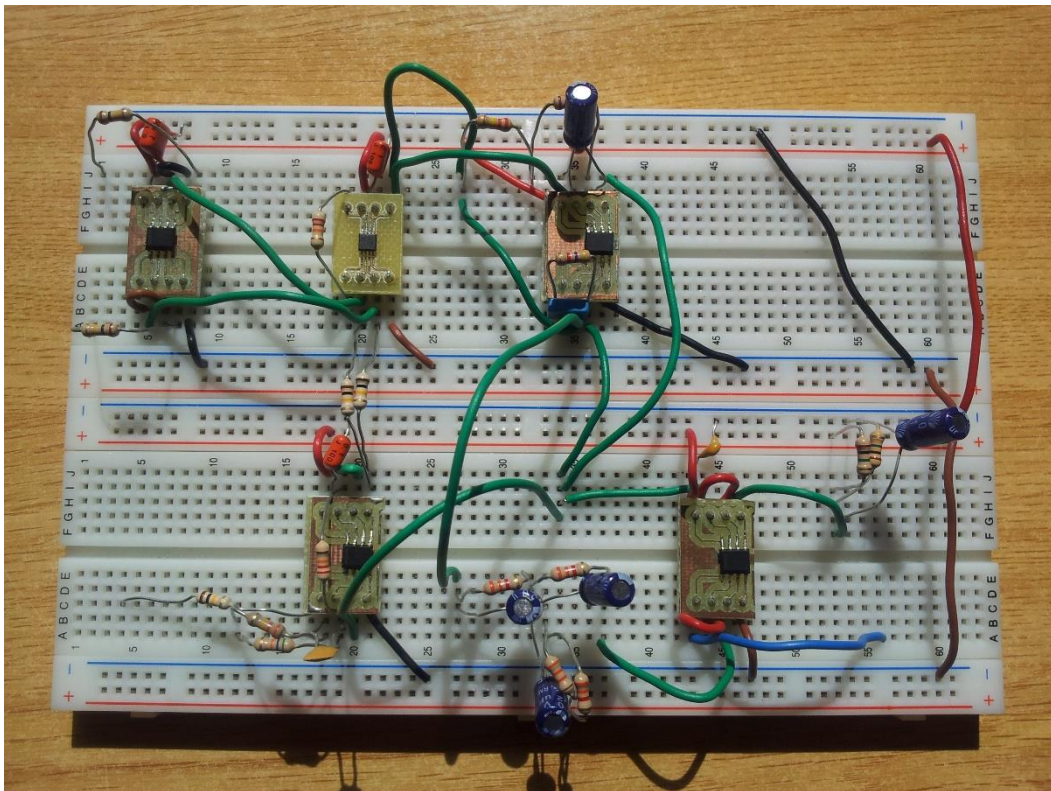


Figura 38. Placa de prototipado con ECG



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

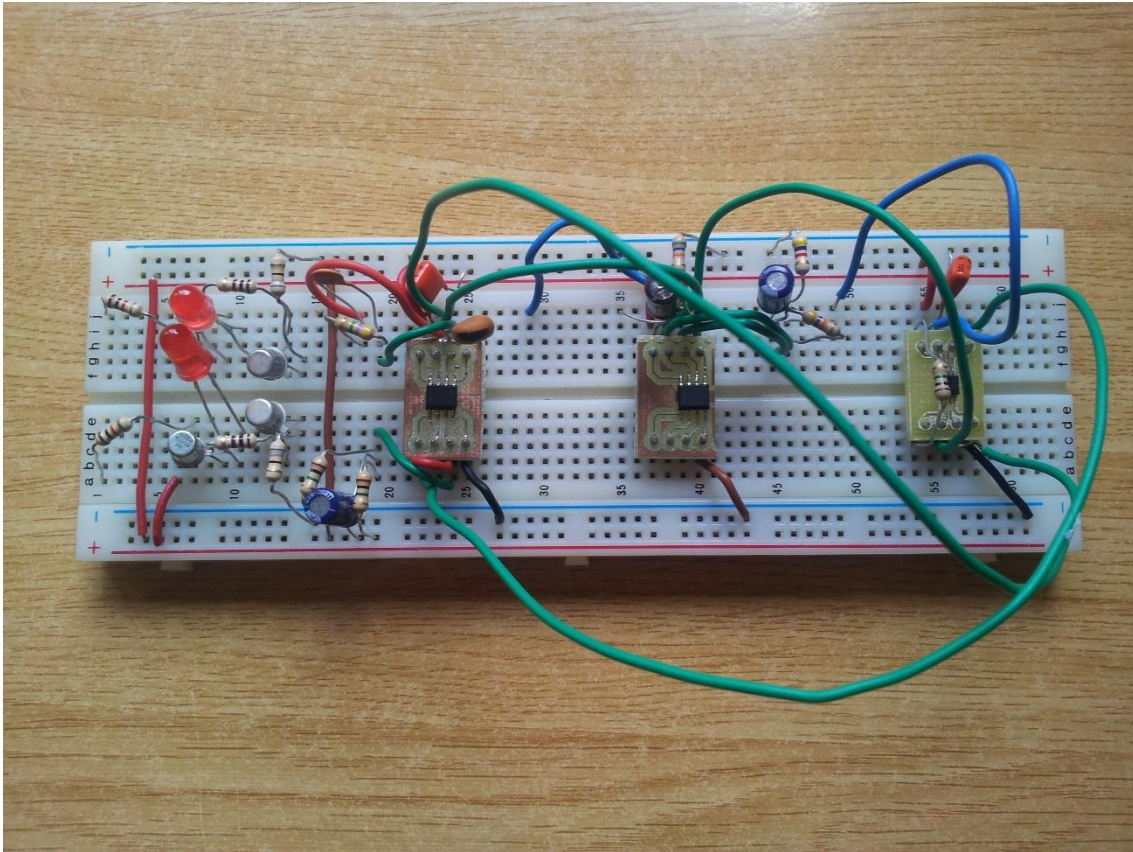


Figura 39. Placa de prototipado con SpO2

Cabe mencionar que en prototipado del circuito de pulsioximetría no se incorporó el integrado ADG513 pues su función únicamente reside en dar tiempo a la descarga de condensador para minimizar los retardos de señal, y solo se comprobó el funcionamiento del driver de leds y la forma de onda resultante.

Los resultados obtenidos por estos circuitos en el laboratorio, ilustrados en las siguientes imágenes, demuestran un diseño correcto a lo ideado en la fase de diseño.

En la imagen que representa la captura de la onda electrocardiográfica se observa perfectamente el complejo QRS captado, mientras que en la imagen de pulsioximetría lo que se observa es la conversión en voltios de la absorción de luz por parte de la hemoglobina.



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

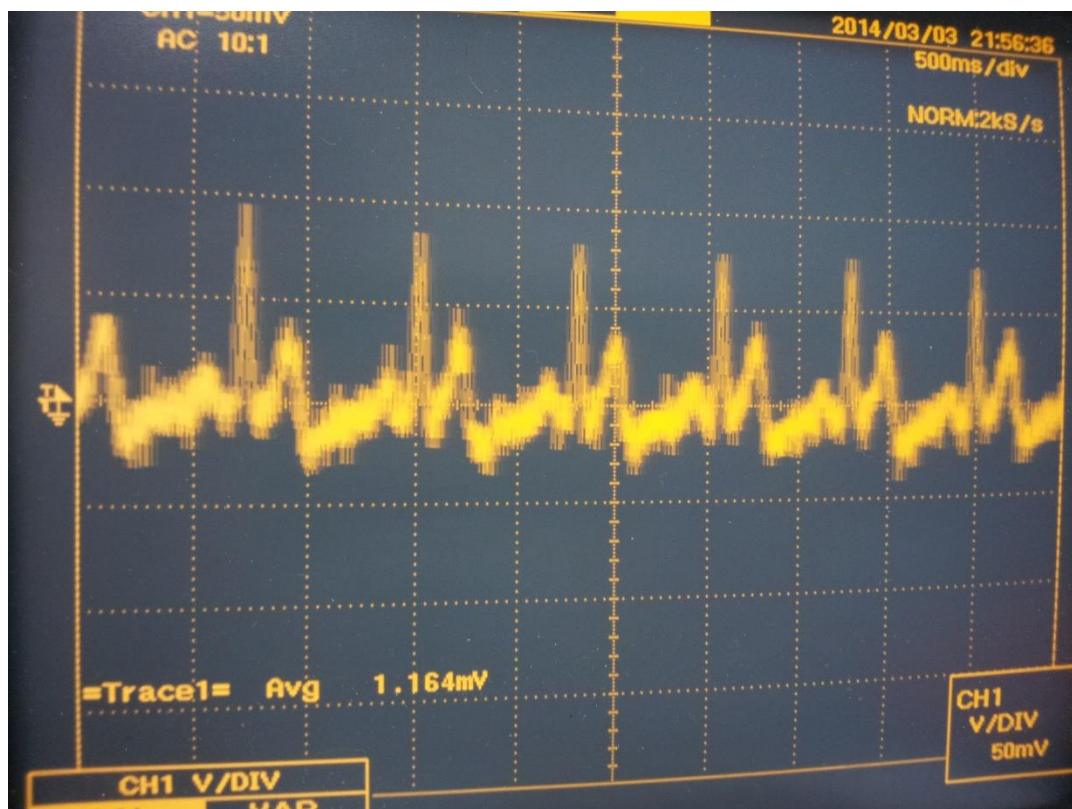


Figura 40. Onda electrocardiográfica



Figura 41. Onda infrarroja de pulsioximetría



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

Después de realizar estas pruebas, se realizó una PCB con componentes THD para comprobar la minimización de las interferencias producidas en el laboratorio de proyectos, al encontrarse allí antenas que emiten en una frecuencia de amplio espectro, siendo los resultados óptimos.

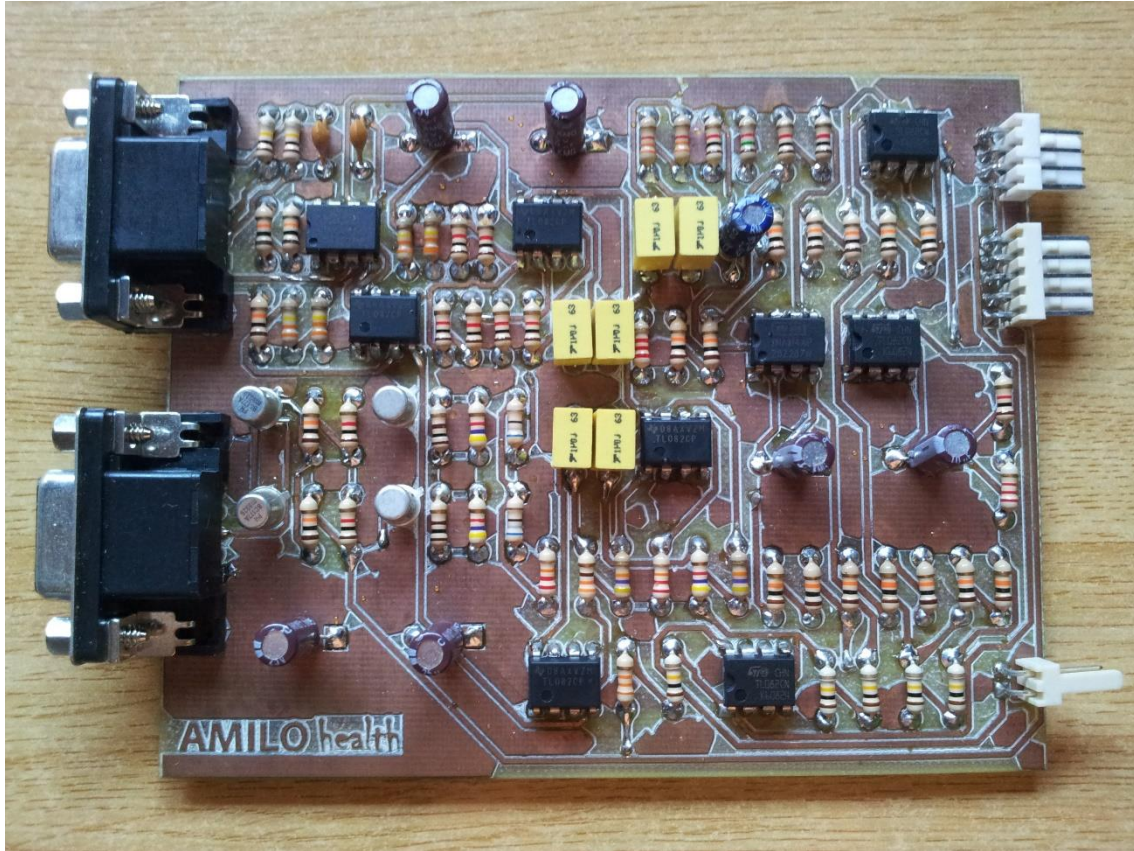


Figura 42. PCB prototipo

Por añadir, decir que esta placa se realizó con componentes existentes en los laboratorios de prácticas de la universidad, a excepción de los conectores, como los TL082 y los INA114 con resultados más que satisfactorios para unos componentes de propósito general y no específico médico.



2.3.1.5

DISEÑO PCB

En cuanto al diseño por ordenador de la PCB, se optó por el uso del software de la empresa CadSoft Eagle [F].

Para su diseño se han utilizado librerías incluidas ya en el propio Eagle, como librerías importadas de páginas web de hardware libre como Sparkfun y Adafruit. Cabe destacar que se ha utilizado para que encaje perfectamente en un Arduino UNO una librería de Sparkfun que permite en el diseño tanto esquemático como de PCB de colocar los distintos componentes en un shield de Arduino. Para ello se realiza una correlación de los pines hábiles del Arduino y los pines tanto del shield del proyecto y de la placa WiFi Arduino.

En cuanto a las dimensiones de la PCB se han adecuado al tamaño estándar de un shield de Arduino mediante una librería de Sparkfun para Eagle, con una dimensión de 68mm de largo por 53 mm de ancho. Debido a su reducida área para la disposición espacial de componentes, se optó por realizar el proyecto en una PCB en doble capa con componentes SMD excepto los conectores de sensores. El tamaño estándar de los componentes SMD es de 0402 para las resistencias y los condensadores de propósito general, mientras que condensadores debidos a su alto valor capacitivo son de dimensiones 0805 y los electrolíticos 1206.

En cuanto a los conectores de la placa, se distinguen dos tipos, los que permiten la conexión del shield a la placa de Arduino y los que permiten la conexión de los dos tipos de sensores del proyecto. Respecto a los primeros se hace referencia a pines hembra de patillas largas (uno de 10 pines, dos de 8 pines y uno de 6 pines) que permiten tanto conectar el shield a la placa Arduino y conectar otros shield, y el conector ICSP (dos por tres pines) para alimentación, tierra, bus SPI y Reset.

En referencia a los conectores de los sensores, tenemos el sensor de electrocardiografía y el sensor de pulsioximetría. El sensor de pulsioximetría es un conector DB9 macho, por lo que se ha incorporado al proyecto un conector DB9 hembra. El sensor de electrocardiografía se compone de tres cables, cada uno por cada derivación, por lo que se ha colocado en la placa un conector Phoenix Contact de tres pines MKDSN1,5/3-5,08.



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

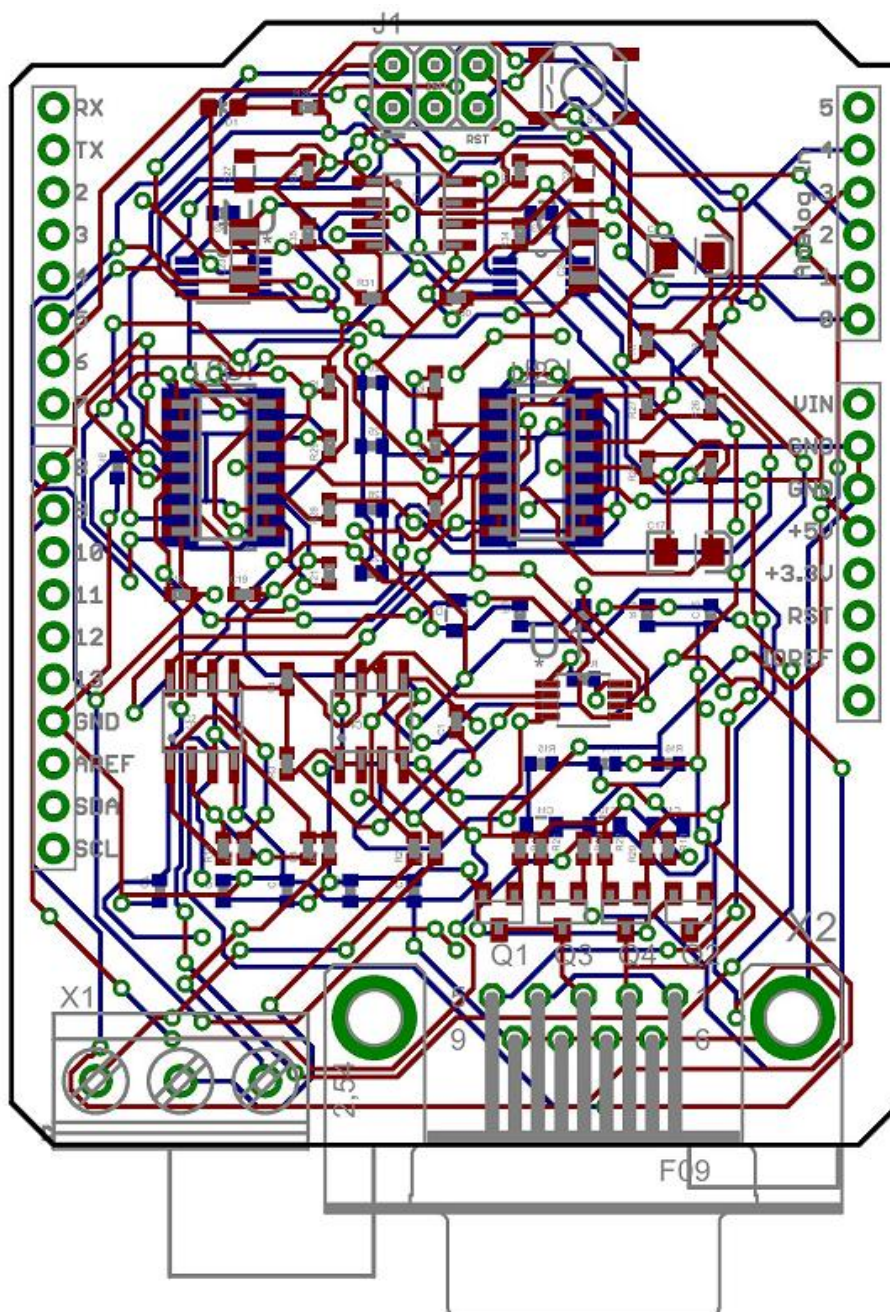


Figura 43. Placa PCB sin plano de masa



2.3.2 SOFTWARE

Para el shield de Arduino, se han desarrollado los códigos de programación y la librería correspondiente para un correcto funcionamiento del proyecto. Todo el código generado, como se ha comentado en los prolegómenos, presenta licencia GPL (General Public License), por lo que cualquier persona puede tener acceso al código, modificarlo o estudiarlo.

Los criterios para la creación de un código se han seguido una serie de criterios:

- Hacer un código rápido, puesto que el refresco de la obtención de los datos así lo demanda.
- Obtener al mismo tiempo los datos procedentes de los dos sensores.
- Limitar el número de variables por la pequeña memoria del microcontrolador de Arduino.
- Alojarse los datos obtenidos en un servidor web alojado por el shield WiFi de Arduino.

En un primer momento lo que se ha realizado es crear los códigos o sketches de cada sensor por separado para comprobar su correcto funcionamiento. Acto seguido se ha procedido a la creación de una librería de proyecto que aúne sendos sketch de sensores para luego incluir la librería del Arduino WiFi shield.

Cada código consiste de dos partes: setup y loop. En el primero se configuran las variables, pines, sensores y solo se ejecuta una vez al principio del código. El loop es la parte del código que se ejecuta continuamente y es la que en realidad se trabaja, donde se pueden actualizar variables, estados de actuadores o bien consultar valores de sensores como es el caso deseado en el proyecto.



2.3.2.1 ENTORNO ARDUINO

Para la programación del código de Arduino, se hace necesaria la instalación y manejo del IDE (Integrated Development Environment). Se puede descargar desde la página web www.arduino.cc de manera gratuita.

Es importante el utilizar la última versión actualizada del IDE de Arduino puesto que contiene la API (Application Programming Interface), donde se hallan las librerías necesarias para la compilación de programas.

Para el manejo del programa existen en su pantalla principal una serie de botones:



Verificar: Chequea el código en busca de errores de sintaxis.



Cargar: Compila el código y lo vuelca en la placa Arduino.



Nuevo: Crea un nuevo sketch en blanco.



Abrir: Presenta un menú en donde se localizan todos los sketches o sketchbook (librería de sketch). Al pulsar uno cualquiera, abrirá el programa en la ventana actual.



Guardar: Salva el programa actual.



Monitor Serial: Inicia la monitorización serie de la placa Arduino.



```
SimpleWebServerWiFi | Arduino 1.0.5-r2 - [ ] [X]
Archivo Editar Sketch Herramientas Ayuda
SimpleWebServerWiFi
char ssid[] = "yourNetwork"; // your network SSID (name)
char pass[] = "secretPassword"; // your network password
int keyIndex = 0; // your network key Index number

int status = WL_IDLE_STATUS;
WiFiServer server(80);

void setup() {
  Serial.begin(9600); // initialize serial communication
  pinMode(9, OUTPUT); // set the LED pin mode

  // check for the presence of the shield:
  if (WiFi.status() == WL_NO_SHIELD) {
    Serial.println("WiFi shield not present");
    while(true); // don't continue
  }

  // attempt to connect to Wifi network:
  while (status != WL_CONNECTED) {
    Serial.print("Attempting to connect to WPA2 SSID: ");
    Serial.println(ssid);
    status = WiFi.begin(ssid, pass);
    // wait 10 seconds between connection attempts
    delay(10000);
  }
}
```

Figura 44. Ejemplo de sketch de Arduino

2.3.2.2 LENGUAJE DE PROGRAMACION C/C++

C es un lenguaje de programación orientado a la implementación de sistema operativo. C es apreciado por la eficiencia del código que produce y es el lenguaje de programación más popular para crear tanto sistemas de software como aplicaciones.

Se trata de un lenguaje de tipos de datos estáticos, debidamente tipificados de medio nivel pero con características de bajo nivel. Dispone de estructuras típicas de alto nivel pero a su vez dispone de construcciones de lenguaje que permiten un control a muy bajo nivel. Los compiladores suelen ofrecer extensiones al lenguaje que posibilitan mezclar código en ensamblador con código C o acceder directamente a la memoria o a dispositivos periféricos.

El lenguaje C++ permite la extensión de lenguaje C a la manipulación de objetos, siendo en el sentido de lenguajes de programación de objetos, un programa híbrido.



Las propiedades de este lenguaje son:

- Un núcleo de lenguaje simple, con funcionalidades añadidas importantes, como operaciones matemáticas y de manejo de archivos, proporcionadas por las bibliotecas.
- Lenguaje flexible que permite programar de diferentes estilos.
- Un sistema de tipos que no permite operaciones sin sentido.
- Uso de un lenguaje de pre-procesado.
- Acceso de memoria de bajo nivel mediante el uso de punteros.
- Interrupciones al procesador con uniones.
- Un conjunto reducido de palabras clave.
- Tipos de datos agregados (struct) que permiten que datos relacionados se combinen y se manipulen como un todo.

2.3.2.3 LIBRERIAS

Las librerías del proyecto han sido desarrolladas para resultar de fácil manejo al usuario, sin necesidad de tener conocimientos sobre el proyecto.

Están implementadas en C++, al igual que los programas, en una arquitectura orientada a objetos, siguiendo los ejemplos de las librerías de Arduino.

Las librerías engloban el conjunto de subprogramas que sirven para el funcionamiento correcto del software. Está compuesta cada librería por dos tipos de archivos: Los archivos de extensión .h son la cabecera de la librería, donde se definen todas las variables y funciones a utilizar junto con sus propiedades (públicas, privadas, etc.), y los archivos de extensión .ccp que es el objeto de la librería en la que se programan cada una de las funciones definidas en el archivo .h.

El código completo de la programación de la librería se puede encontrar en el anexo de la memoria.



2.3.2.4 PROGRAMAS SENSORES

Se han implementado una serie de programas para la obtención de los datos deseados, como son:

- Onda electrocardiográfica.
- Onda Pletismografica.
- Pulsaciones por minuto, tanto por medio del ECG como por SpO2.
- Saturación de oxígeno en sangre.

A continuación se mostraran los diversos diagramas de flujo de los códigos y una serie de anotaciones sobre los mismos. Hay que remarcar que estos códigos de muestra son los que permiten obtener datos de los sensores y mostrarlos en el monitor serie.

- **Librería onda electrocardiográfica**

```
/*
  ECGwave.h - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
// Ensure this library description is only include once
#ifndef ECGwaveClass_h
#define ECGwaveClass_h
#include "Arduino.h"
#include "Wire.h"
//Pin definitions
#define AnalogECGPin A4 //Pin analógico onda ECG
//Library interface description
class ECGwaveClass { //creación de la clase
public:
//Constructor of the class
  ECGwaveClass(void);
//Public methods
  void initECGpower(void); //función para configurar pin
  void readECGwave(void); //función de lectura de onda
  float analogECGvalue=0; //variable de valor analógico
}
extern ECGwaveClass ECGwave;
#endif
```



```
/*
  ECGwave.cpp - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
#include "ECGwave.h"
ECGwaveClass::ECGwaveClass(){}
void ECGwaveClass::initECGpower(void){ //pin analógico como entrada
  pinMode(AnalogECGPin, INPUT);}
void ECGwaveClass::readECGwave(void){ //obtención del valor
  analogECGvalue=(analogRead(AnalogECGPin)*1023); //valor en V
  delay(10);} //pequeño retraso para la toma de un nuevo valor
ECGwaveClass ECGwave=ECGwaveClass();

  • Visionado de onda electrocardiográfica en voltios.
//Este código permite obtener un valor analógico de la onda //ECG
#include "ECGwave.h"
//Configuración del setup
void setup()
{
  initECGpower(); //función de configuración del pin
}
//Ejecución del loop
void loop()
{
  readECGwave(); //función de obtención del valor analógico
  Serial.print(analogECGvalue); //valor analógico por monitor
  Serial.println("V");
}
```



- Diagrama de flujo onda electrocardiográfica

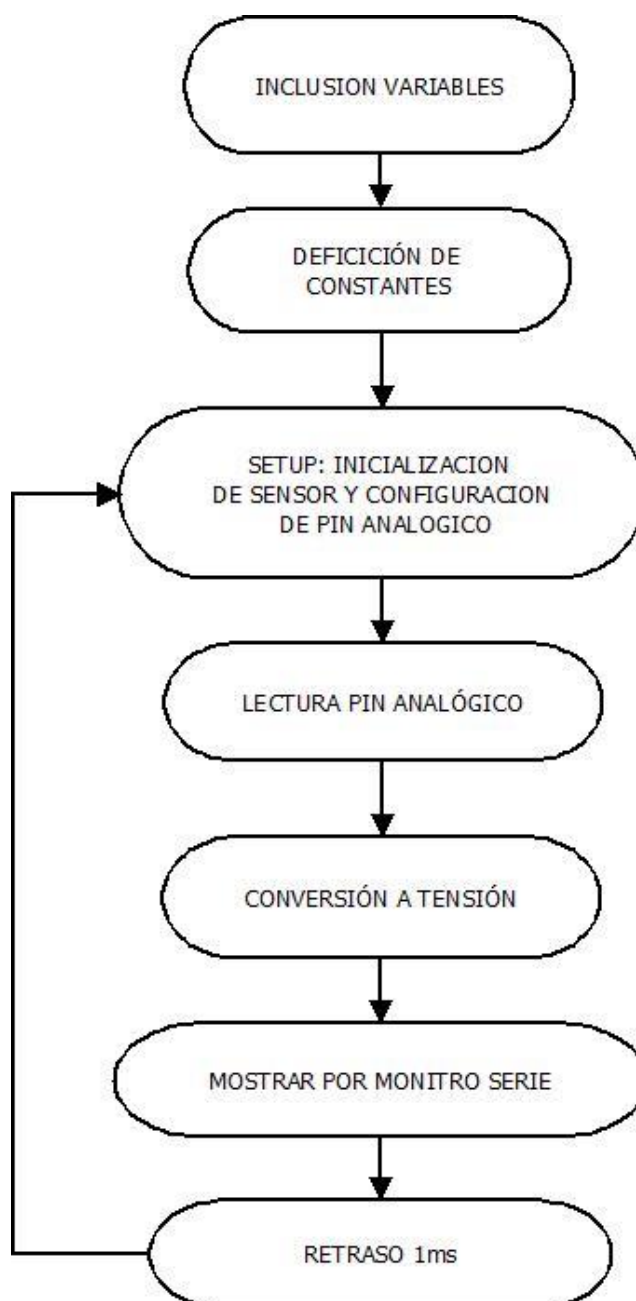


Figura 45. Diagrama de flujo onda electrocardiográfica

- **Librería onda Pletismográfica**

```

/*
  SPO2wave.h - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
// Ensure this library description is only include once
#ifndef SPO2waveClass_h
#define SPO2waveClass_h
#include "Arduino.h"
#include "Wire.h"
//Pin definitions
#define AnalogSPO2Pin A1 //pin analógico onda SpO2
//Library interface description
class SPO2waveClass { //creación de la clase
public:
//Constructor of the class
  SPO2waveClass(void);
//Public methods
  void initSPO2power(void); //función para configurar el pin
  void readSPO2wave(void); //función para lectura de onda
  float analogSPO2value=0; //variable de valor analógico
}
extern SPO2waveClass SPO2wave;
#endif

/*
  SPO2wave.cpp - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
#include "SPO2wave.h"
SPO2waveClass::SPO2waveClass(){}
void SPO2waveClass::initSPO2power(void){ //pin analógico como entrada
  pinMode(AnalogSPO2Pin, INPUT);}
void SPO2waveClass::readSPO2wave(void){ //obtención del valor
  analogSPO2value=(analogRead(AnalogSPO2Pin)/1023);
  delay(10);}
SPO2waveClass SPO2wave=SPO2waveClass();

```

- **Visionado de onda Pletismografica en voltios.**

```

//Este código permite obtener un valor analógico de la onda //SPo2
#include "SPO2wave.h"
//Configuración del setup
void setup()
{
  initSPO2power(); //función de configuración del pin
}
//Ejecución del loop
void loop()
{
  readSPO2wave(); //función de obtención de valor analógico
  Serial.print (analogSPO2value); //valor analógico por monitor
  Serial.println ("V");
}

```



- Diagrama de flujo onda pletismográfica

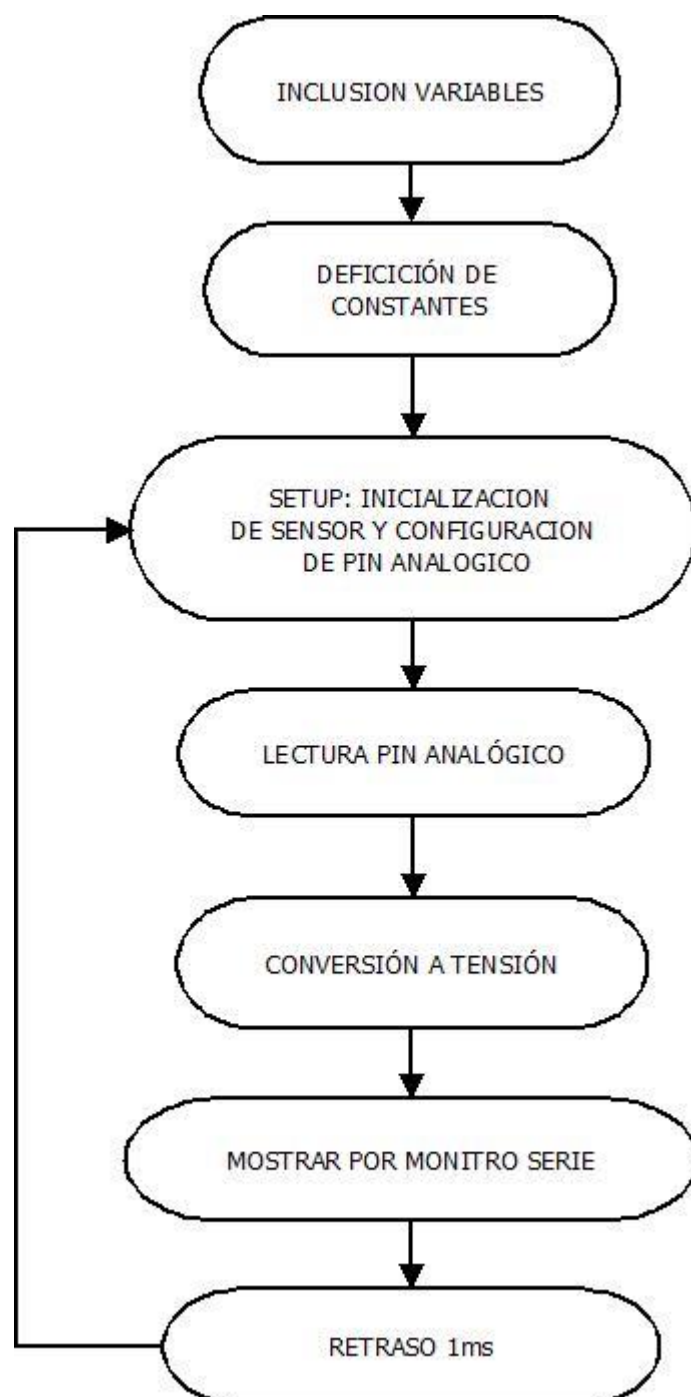


Figura 46. Diagrama de flujo onda pletismográfica



- **Librería pulsaciones SpO2**

```
/*
  SPO2ppm.h - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
// Ensure this library description is only include once
#ifndef SPO2ppmClass_h
#define SPO2ppmClass_h
#include "Arduino.h"
#include "Wire.h"
//Pin definitions
#define digitalSPO2Pin 5 //pin digital pulsaciones SpO2
//Library interface description
class SPO2ppmClass { //creación de la clase
public:
//Constructor of the class
  SPO2ppmClass(void);
//Public methods
  void initSPO2ppmpower(void); //función de inicio del pin
  void readSPO2ppm(void); //función de lectura sensor
  unsigned long SPO2time=0; // tiempo
  unsigned long SPO2starttime=2000; // tiempo de inicio
  unsigned long SPO2frequency=0; //pulsaciones
  unsigned long SPO2death=0; //señal de peligro
  int SPO2input=0; //señal de entrada
  int SPO2lastinput=0; //anterior señal de entrada
  int SPO2period=2000; //tiempo entre pulsaciones
}
extern SPO2ppmClass SPO2ppm;
#endif

/*
  SPO2ppm.cpp - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
#include "SPO2ppm.h"
SPO2ppmClass::SPO2ppmClass(){}
void SPO2ppmClass::initSPO2ppmpower(void){ //pin digital como entrada
  pinMode(digitalSPO2Pin, INPUT);}
void SPO2ppmClass::readSPO2ppm(void){ //cálculo de ppm
  SPO2time=millis(); //cogemos el tiempo
  SPO2input=digitalRead(digitalSPO2Pin); //leemos el pin
  if((SPO2input!=SPO2lastinput)&&(SPO2input==HIGH)){ //comparamos
    SPO2period=SPO2time-SPO2starttime; //tiempo entre ppm
    SPO2starttime=SPO2time; //actualizamos variable
    SPO2death=SPO2time; //actualizamos variable
    if((SPO2time-SPO2death)>0){ //comparamos
      Serial.println("Danger, vitals low");
    }
  }
  else
  {
    SPO2frequency=60000/period;}} //pulsaciones final
  SPO2lastinput=SPO2input;
  SPO2ppmClass SPO2ppm=SPO2ppmClass();
```



- **Cálculo de pulsaciones por minuto de Spo2**

```
//Este código permite obtener la frecuencia cardiaca del //cuerpo humano con el sensor de pulsioximetría
#include "SPO2ppm.h"
void setup()
{
    initSPO2ppmpower(); //llamada de función del pin digital
}
void loop()
{
    readSPO2ppm(); //llamada de función de cálculo pulsaciones
    Serial.print(SPO2frequency)
    Serial.println("ppm");//imprimimos dato por monitor
}
```




- Diagrama de flujo cálculo de pulsaciones SpO2

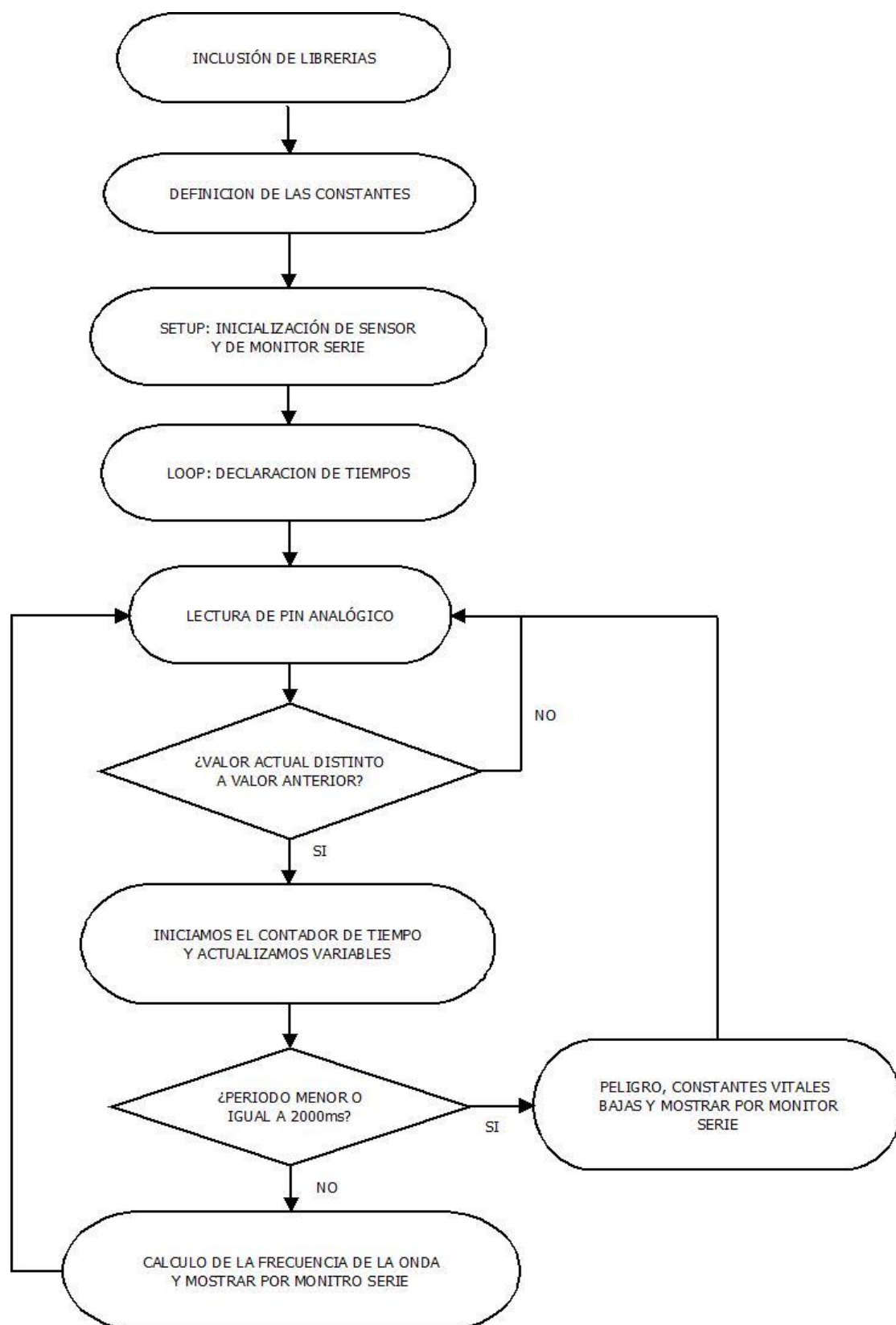


Figura 47. Diagrama de flujo pulsaciones SpO2



- **Librería pulsaciones ECG**

```
/*
  ECGppm.h - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
// Ensure this library description is only include once
#ifndef ECGppmClass_h
#define ECGppmClass_h
#include "Arduino.h"
#include "Wire.h"
//Pin definitions
#define digitalECGPin 6 //pin digital pulsaciones ECG
//Library interface description
class ECGppmClass { //creación de la clase
public:
//Constructor of the class
  ECGppmClass(void);
//Public methods
  void initECGppmpower(void); //función de inicio del pin
  void readECGppm(void); //función de cálculo de sensor
  unsigned long ECGtime=0; //tiempo
  unsigned long ECGstarttime=2000; tiempo inicial
  unsigned long ECGfrequency=0; //pulsaciones
  unsigned long ECGdeath=0; //señal de peligro
  int ECGinput=0; //señal de entrada
  int ECGlastinput=0; //anterior señal de entrada
  int ECGperiod=2000; } //tiempo entre pulsaciones
extern ECGppmClass ECGppm;
#endif

/*
  ECGppm.cpp - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
#include "ECGppm.h"
ECGppmClass::ECGppmClass(){}
void ECGppmClass::initECGppmpower(void){ //pin digital como entrada
  pinMode(digitalECGPin, INPUT);}
void ECGppmClass::readECGppm(void){ //cálculo de ppm
  ECGtime=millis(); //cogemos el tiempo
  ECGinput=digitalRead(digitalECGPin); //lectura del pin
  if((ECGinput!=SPO2lastinput)&&(ECGinput==HIGH)){ //comparamos
    ECGperiod=ECGtime-ECGstarttime; //actualizamos variable
    ECGstarttime=SPO2time; //actualizamos variable
    ECGdeath=ECGtime; //actualizamos variable
    if((ECGtime-ECGdeath)>0){ //comparamos
      Serial.println("Danger, vitals low");}
    else{
      ECGfrequency=60000/period;}
  }
  //pulsaciones final
  ECGlastinput=ECGinput;
}
ECGppmClass ECGppm=ECGppmClass();
```

- **Calculo de pulsaciones por minuto en ECG**

```
//Este código permite obtener la frecuencia cardiaca del //cuerpo humano con el sensor de electrocardiografía
#include "ECGppm.h"
void setup()
```



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

```
{  
    initECGppmpower(); //llamada función configuración de pin  
}  
void loop()  
{  
    readECGppm(); //llama función de obtención de pulsaciones  
    Serial.print(ECGfrequency);  
    Serial.println("ppm");} //mostrar valor por monitor
```



- Diagrama de flujo cálculo de pulsaciones ECG

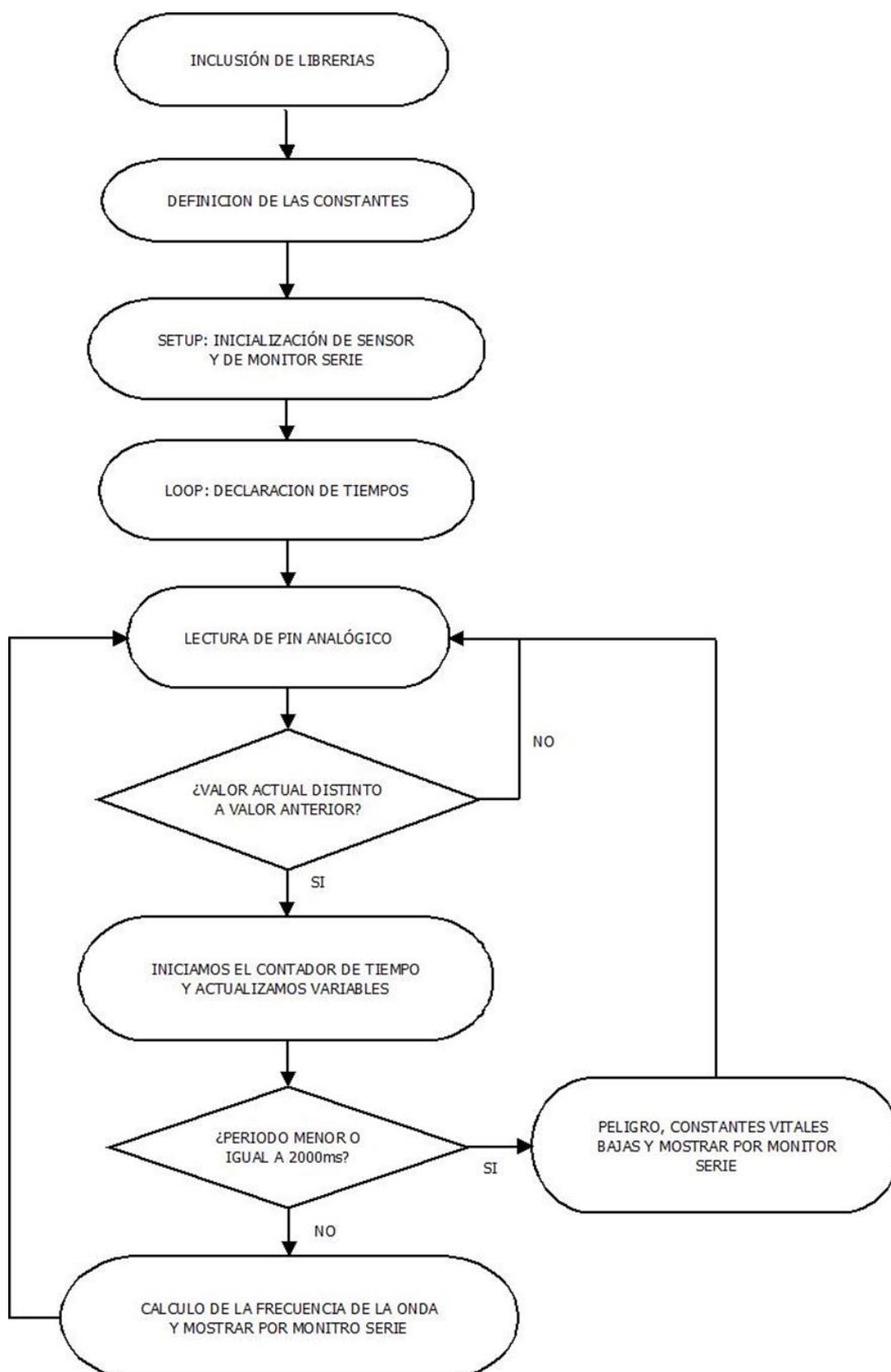


Figura 48. Diagrama de flujo cálculo de pulsaciones ECG



- **Librería oxígeno en sangre**

```
/*
  SPO2oxygen.h - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
// Ensure this library description is only include once
#ifndef SPO2oxygenClass_h
#define SPO2oxygenClass_h
#include "Arduino.h"
#include "Wire.h"
//Pin definitions
#define ACRPin A3 //pin analógico de valor de alterna R
#define DCRPin A2 //pin analógico de valor de continua R
#define ACIRPin A1 //pin analógico de valor de alterna IR
#define DCIRPin A0 //pin analógico de valor de continua IR
#define digRPin 8 //pin digital de control led R
#define digIRPin 9 //pin digital de control led IR
//Library interface description
class SPO2oxygenClass {
public:
//Constructor of the class //creación de clase
  SPO2oxygenClass(void);
//Public methods
  void initSPO2oxygenpower(void); //configuración del sensor
  void readSPO2oxygen(void); //lectura del sensor y datos
  int ACRdata=0; //variable alterna R
  int DCRdata=0; //variable continua R
  int ACIRdata=0; //variable alterna IR
  int DCIRdata=0; //variable continua IR
  int ratioR=0; //división entre alterna y continua de R
  int ratioIR=0; //división entre alterna y continua de IR
  int R=0; //división entra valores de R e IR
  int SpO2=0; //saturación de oxígeno en sangre
}
extern SPO2oxygenClass SPO2oxygen;
#endif
```

```

/*
  SPO2oxygen.cpp - Library for Admilo Health.
  Created by Alejandro Millán 2014.
  Released into public domain.
*/
#include "SPO2oxygen.h"
SPO2oxygenClass::SPO2oxygenClass(){}
void SPO2oxygenClass::initSPO2oxygenpower(void){ //configuración pin
  pinMode(ACRPin, INPUT);
  pinMode(DCRPin, INPUT);
  pinMode(ACIRPin, INPUT);
  pinMode(DCIRPin, INPUT);
  pinMode(digRPin, OUTPUT);
  pinMode(digIRPin, OUTPUT);}
void SPO2oxygenClass::readSPO2oxygen(void){
  digitalWrite(digRPin, HIGH); //iniciamos rama R
  digitalWrite(digIRPin, LOW);
  delayMicroseconds(2500); //esperamos 250ms
  ACRdata=analogRead(ACRPin); //leemos dato alterna R
  DCRdata=analogRead(DCRPin); //leemos dato continua R
  digitalWrite(digRPin, LOW); //apagamos rama R
  delayMicroseconds(2500); //esperamos 250ms
  digitalWrite(digIRPin, HIGH); //iniciamos rama IR
  delayMicroseconds(2500); //esperamos 250ms
  ACIRdata=analogRead(ACIRPin); //leemos dato alterna IR
  DCIRdata=analogRead(DCIRPin); //leemos dato continua IR
  digitalWrite(digIRPin, LOW); //apagamos rama IR
  delayMicroseconds(2500); //esperamos 250ms
  ratioR=ACRdata/DCRdata; //división de alterna entre continua R
  ratioIR=ACIRdata/DCIRdata; //división entre alterna y continua IR
  R=ratioR/ratioIR; //división entre cocientes anteriores
  SpO2=110-25*R; //cálculo de oxígeno en sangre
}
SPO2oxygenClass SPO2ppm=SPO2oxygenClass();

```

- **Cálculo de porcentaje de oxígeno en sangre**

```

//Este código permite obtener el valor en tanto por cien de //la
cantidad de oxígeno disuelto en sangre
#include "SPO2oxygen.h"
//Configuración de pines analógicos/digitales
void setup()
{
  initSPO2oxygenpower(); //llamada a la función de pines
}
void loop()
{
  readSPO2oxygen(); //llama da a la función de lectura de oxígeno
  Serial.print(SPO2);
  Serial.println("%"); //mostrar datos por monitor
}

```



- Diagrama de flujo oxígeno en sangre

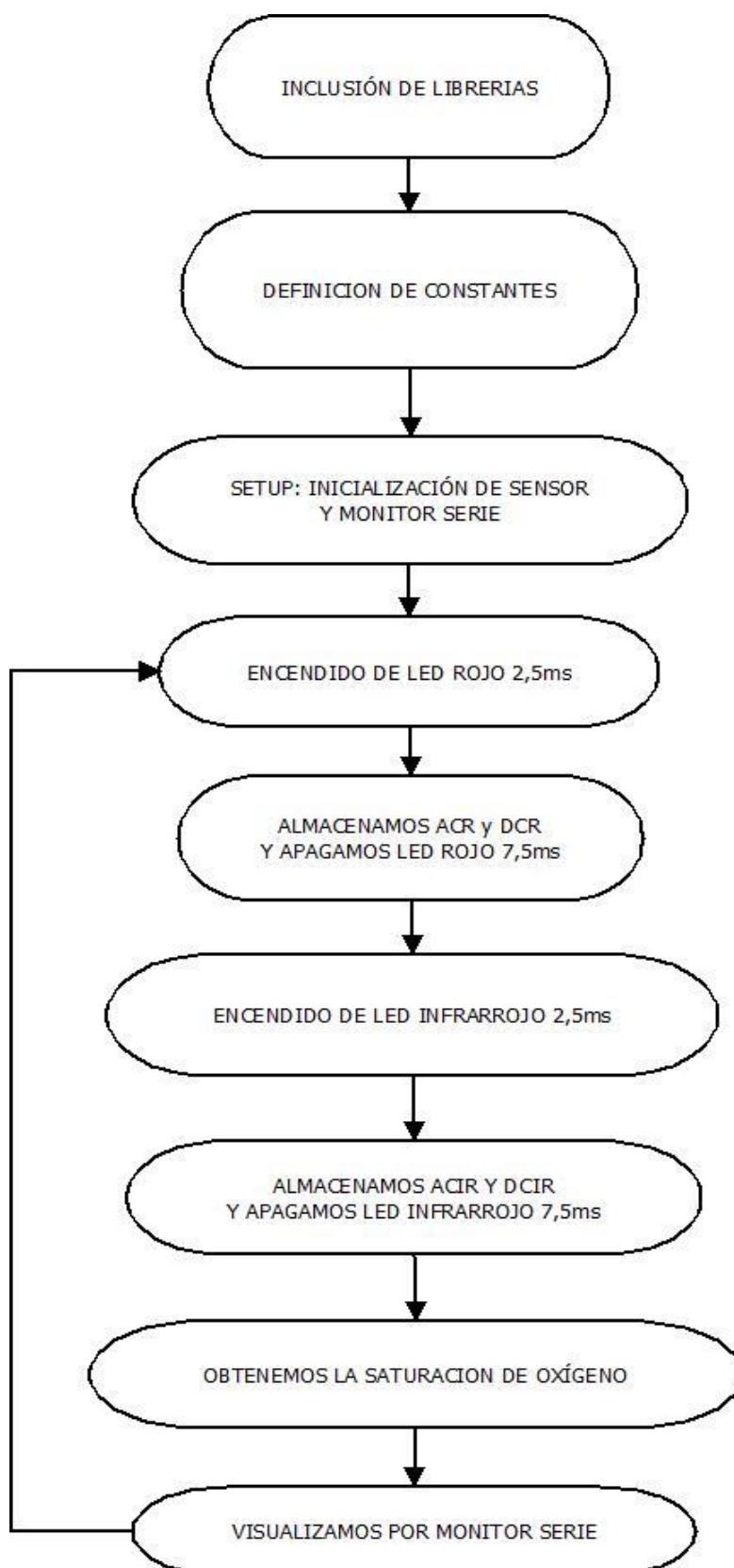


Figura 49. Diagrama de flujo cálculo de oxígeno en sangre



2.3.2.5 PROGRAMA SERVIDOR WEB

En cuanto a la programación del Arduino para realizar la función de nexo de unión entre los sensores y el dispositivo móvil que muestre dichos valores sensados, se optó por la creación de un servidor web WiFi que se conectara a la red WiFi privada existente en los hospitales (en el caso estudiado, el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa).

El siguiente programa de ejemplo permite la creación y configuración de un servidor web WiFi alojado en el Arduino, conectándose a la red existente en el hospital. En este ejemplo básico se muestran en el servidor los valores de los pines analógicos.

```
//WiFi Web Server, muestra los valores de los pines analógicos del
//Arduino. Este ejemplo esta creado para funcionar con una red con
//protección WPA.

#include <SPI.h>
#include <WiFi.h>
char ssid[] = "yourNetwork"; //nombre de la red
char pass[] = "yourPassword"; //contraseña de la red
int keyIndex = 0; //solo para redes WEP
int status = WL_IDLE_STATUS;
WiFiServer server(80);
void setup()
{
  Serial.begin(9600); //inicio y espera de apertura del puerto
  if(wifi.status()==WL_NO_SHIELD) //presencia del shield
  {
    Serial.println("Wifi Shield not present");
    while(true);
  }
  while (Status !=WL_CONNECTED) //conexión a la red
  {
    Serial.print("Attempting to connect to SSID");
    Serial.println(ssid);
    Status=WiFi.begin(ssid,pass);
    delay(10000);
  }
  server.begin();
  printWifiStatus();
}
void loop()
{
  WiFiClient client=server.available();//escuchando clientes
  if(client)
  {
    Serial.print("New Client");
    boolean currentLineIsBlank=true;
    while(client.connected())
    {
      if(client.available())//enviando respuesta al cliente
      {
        char c=client.read();
        Serial.write(c);
        if(c == '\n' && currentLineIsBlank)
        {
          client.println(HTTP/1.1 200 OK);
          client.println("Content-Type: text/html");
          client.println("Connection: close");
          client.println("Refresh: 5")
        }
      }
    }
  }
}
```




```
client.println();
client.println("<!DOCTYPE>");
client.println("<html>");
for(int analogChannel=0; analogChannel<6; analogChannel++)
{
    //envío de los datos analógicos de los pines
    int sensorReading=analogRead(analogChannel);
    client.print("analogInput");
    client.print(analogChannel);
    client.print("is");
    client.print(sensorReading);
    client.println("<br/>");
}
client.println("</html>");
break;
}
if(c == '\n')
{
    currentLineIsBlank = true;
}
else if(c != '\r')
{
    currentLineIsBlank = false;
}
}
}
delay(1);
client.stop();
Serial.println("Client disconnected")
}
}

void printWifiStatus()
{
    Serial.print("SSID:"); //imprime el nombre de la red
    Serial.println(WiFi.SSID());

    IPAddress ip = WiFi.localIP(); //imprime la IP del shield
    Serial.print("IP Address: ");
    Serial.println(ip);

    long rssi = WiFi.RSSI(); //imprime la fuerza de señal
    Serial.print("signal strength (RSSI):");
    Serial.print(rssi);
    Serial.println(" dBm");
}
```



- Diagrama de flujo iniciación servidor web wifi

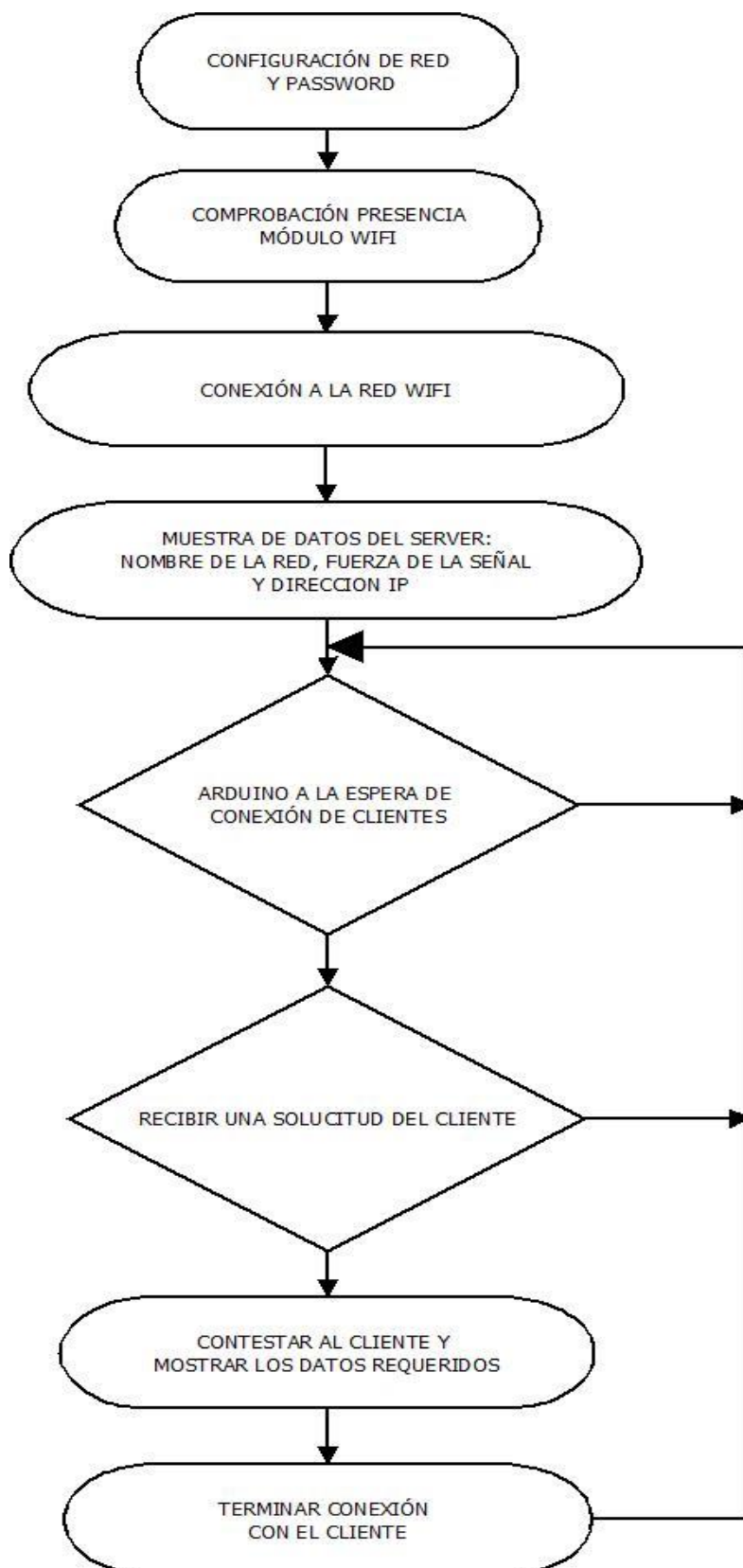


Figura 50. Diagrama de flujo iniciación servidor web



2.3.2.6 APLICACIÓN MÓVIL

Tras la subida de los datos procedentes de los sensores, el último paso consiste en visualizar esos mismos datos en un dispositivo para que los especialistas en la materia puedan estudiarlos y extraer el máximo de información.

En un principio, el objetivo final del proyecto era la visualización de los datos en una aplicación móvil creada ex profeso para el proyecto, instalada en un terminal. Pero como se trata de un proyecto de concepto, es decir, un proyecto en lo que interesa que el conjunto de tecnologías a desarrollar funcionen entre sí, no se ha procedido al desarrollo como tal (programar) una aplicación móvil. A propósito de lo anteriormente comentado, existen una serie de posibilidades relacionadas entre sí que lo permiten.

En primer lugar, la manera más simple de acceder a los datos subidos al servidor web es a través de un navegador web e introduciendo en la barra buscadora la dirección asignada dentro de la red WiFi. En este sistema solo se ven los datos como un documento de texto al que para refrescar los datos habría que refrescar la página web.

La otra forma, que era la idea a desarrollar en el proyecto, es la programación de una aplicación móvil para un terminal. La elección de Android como plataforma de desarrollo de la aplicación se debe a que posee una mayor presencia en el mercado de sistemas operativos de terminales móviles. Google, empresa desarrolladora del sistema operativo Android, provee un kit de desarrollo o SDK para desarrolladores, que incluye todas las APIs necesarias para la programación, comprobación y depuración de la aplicación. Otra de los motivos de la elección de Android, es su IDE de programación, Eclipse, de código abierto que permite la programación en lenguaje Java y C++ si para este último se incluye un add-on a Eclipse.

Estos dos anteriores tipos de visión de datos se basaban en la creación del servidor web por parte de la placa de Arduino junto con el WiFi shield. Existe también otro tipo que se basa en la creación del servidor web en el terminal móvil mediante la misma aplicación móvil que sirve para ver los datos. En Google Play, que es la zona que pone a disposición de los usuarios Google para compartir con la comunidad sus aplicaciones existe una gran cantidad de aplicaciones para tal uso.

Como ejemplo a destacar en este apartado, nombramos a la empresa Xively por ofrecer de forma totalmente gratuita la posibilidad de obtener un servidor web para subir datos a la nube (del que hay librerías y sketches de cómo hacerlo con Arduino en la página oficial) así como de ofrecer a los usuarios de una aplicación móvil básica para el manejo del servidor o modificarla según se requiera.

3 CONCLUSIONES

El objetivo del proyecto era desarrollar una plataforma de open hardware/software para la monitorización básica estándar en una Unidad de Cuidados Intensivos, y visualizar los datos en una plataforma portátil mediante el envío de datos de forma inalámbrica. La señal de ECG es una señal biológica de carácter eléctrico que provoca la contracción de las diferentes cámaras del corazón, con el consiguiente bombeo de sangre al resto del aparato circulatorio. La señal de SpO2 es una señal biológica de carácter óptico que permite conocer el grado de oxigenación periférica de los distintos tejidos. Al igual que cualquier otra señal biológica, se tratan de señales de amplitud muy pequeña susceptibles a sufrir interferencia y ruidos, es especial las señales de carácter eléctrico, por ello la selección de componentes y el diseño de las distintas etapas fueron escogidos con sumo cuidado.

Existen gran cantidad de fabricantes de componentes electrónicos que ofrecen productos muy competitivos y de características muy similares que hacen difícil la elección de componentes. En la etapa de diseño analógica se optó por criterios de precisión y bajo consumo para una mejor captura de las señales biológicas, además del uso de open hardware y open software para permitir la mejora del producto a través de la gran comunidad que posee Arduino. A fecha de depósito de proyecto se han conseguido la mayoría de los objetivos planteados en la propuesta de proyecto.

El principal objetivo del proyecto está cumplido, que es la creación de un equipo de instrumentación electrónica que permite recoger las señales eléctricas generadas en el cuerpo por los sensores y tratarlas a través de etapas de adaptación, filtrado y amplificación para su posterior envío por medio del Arduino a una plataforma para su visualización. Hacer hincapié en que en la realización del hardware se ha invertido la mayor parte del tiempo del proyecto dado que aunque existe bibliografía al respecto, no la hay en el ámbito en el que se ha realizado este proyecto, sobretodo la parte relacionada con la pulsioximetría.

En referencia al software, se realizó un código para cada tipo de dato requerido llegando a la creación de una única librería que permitiese la obtención del dato deseado mediante funciones de llamada. Esto se debe a que al incluir en el proyecto el servidor web WiFi, el código a cargar en el Arduino sería demasiado grande y sería de difícil compresión, con lo que se cumple un objetivo surgido durante el proceso de realización del proyecto.

Debido a la imposibilidad de acceder a un WiFi shield de Arduino, no se ha podido probar la parte final del proyecto, ver los datos obtenidos en una aplicación Android, pero sí que se ha podido testear el envío de datos a un servidor en la nube por un lado, y el visionado de datos en un servidor mediante una aplicación por otro lado, pero no todo al mismo tiempo. Por ello



este objetivo no se ha cumplido, aunque se espera que en una posible mejora del proyecto este objetivo se cumpla.

Dejando de lado los objetivos del proyecto, cabe destacar que la mayor inversión de tiempo en el proyecto se debió a la parte de la placa encargada de la pulsioximetría, debido a que no existe información en la red del funcionamiento de los pulsioxímetros de dedo que se venden comercialmente. Esto es debido a que como se ha comentado anteriormente a la existencia problemas de retraso de la onda debido a capacitancias del circuito, no permitiendo una monitorización en tiempo real y a la necesidad de separar la componente alterna de la continua de la onda y almacenando ambas para posteriores cálculos matemáticos. Por ello se vio necesaria la inclusión del circuito integrado ADG513 junto con la adición de una segunda rama de instrumentalización (una para cada longitud de onda) para minimizar el retraso y permitir la separación de componentes de la onda.

También queda pendiente realizar un ensayo de uso en una zona de uso sanitario, en el que miembros del servicio de Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa han mostrado interés en el proyecto.

Al final la placa diseñada en el proyecto junto con Arduino forma un sistema de alta prestaciones, compacto y portátil, que junto con el precio y facilidad de programación permitirá que gente relacionada con el mundo del open hardware y software pueda introducir mejoras en el diseño.

3.1 BIBLIOGRAFÍA

- [1] www.arduino.cc
- [2] www.cooking-hacks.com
- [3] www.en.wikipedia.org/wiki/Wireless_sensor_network
- [4] www.en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography
- [5] www.en.wikipedia.org/wiki/Pulse_oximetry
- [6] www.ieee.org
- [7] <http://www.android.com/>
- [8] www.maxim-ic.com
- [9] www.microchip.com
- [10] www.ti.com
- [11] www.sparkfun.com
- [12] www.es.farnell.com
- [13] www.es.rs-online.com
- [14] www.digikey.com
- [15] www.datasheets.org.uk
- [16] www.alldatasheet.com
- [17] www.datasheetcatalog.org
- [18] http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes6.pdf
- [19] <http://www.ee.washington.edu/>
- [20] http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/app_note/AN4059.pdf
- [21] <http://www.ti.com/lit/an/slaa274b/slaa274b.pdf>
- [22] http://eecs.ucf.edu/seniordesign/fa2009sp2010/q07/SDFiles/FinalDocument_RevE.pdf
- [23] http://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/f2012/prd47/PulseOximeter/Pulse_ox.html
- [24] <http://digitalcommons.mcmaster.ca/cgi/viewcontent.cgi?article=1041&context=e4bi6>
- [25] <http://artic-instruments.webs.com/Design%20of%20ecg%20amplifier.pdf>
- [26] <http://www.analog.com/library/analogDialogue/archives/37-11/ecg.html>
- [27] http://www.masimo.com/Nellcorfiction/PDF_FF/History%20of%20Pulse%20Oximetry.pdf
- [28] <http://www.frca.co.uk/>
- [29] Tavakoli, M., L. Turicchia, and R. Sarpeshkar. "An Ultra-Low Power Pulse Oximeter Implemented With an Energy-Efficient Transimpedance Amplifier". 2010.
- [30] Fontaine, A., et all. "Reflectance based pulse-oximeter for the chest and wrist".
- [31] Velez, D., "Pautas de electrocardiografía". MARBÁN, 2007.
- [32] Lindner, U.K., Dubin, D.B. "Introducción a la electrocardiografía". MASSON, 2004.
- [33] Ehrenfeld, J.M., "Monitoring Technologies in Acute Care Environments". Springer, 2014.



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

- [34] Nicolás, J.M., Ruiz, J., Jiménez, X., Net, A., “Enfermo crítico y emergencias”. Elsevier, 2011.
- [35] Tejada Adell, M. “El paciente agudo grave, instrumentos diagnosticos y terapéuticos”. MASSON, 2005.
- [36] Guerrero Sanz, J.E. “Libro de cuidados intensivos”, Fundacion Hospital de Madrid, 2007



ANEXOS

A. ESQUEMAS ELÉCTRICOS

Los ficheros asociados a esquemas electrónicos del proyecto se han realizado con el software Cadsoft Eagle. Se adjuntan a continuación las capturas correspondientes a las hojas del esquema del proyecto.

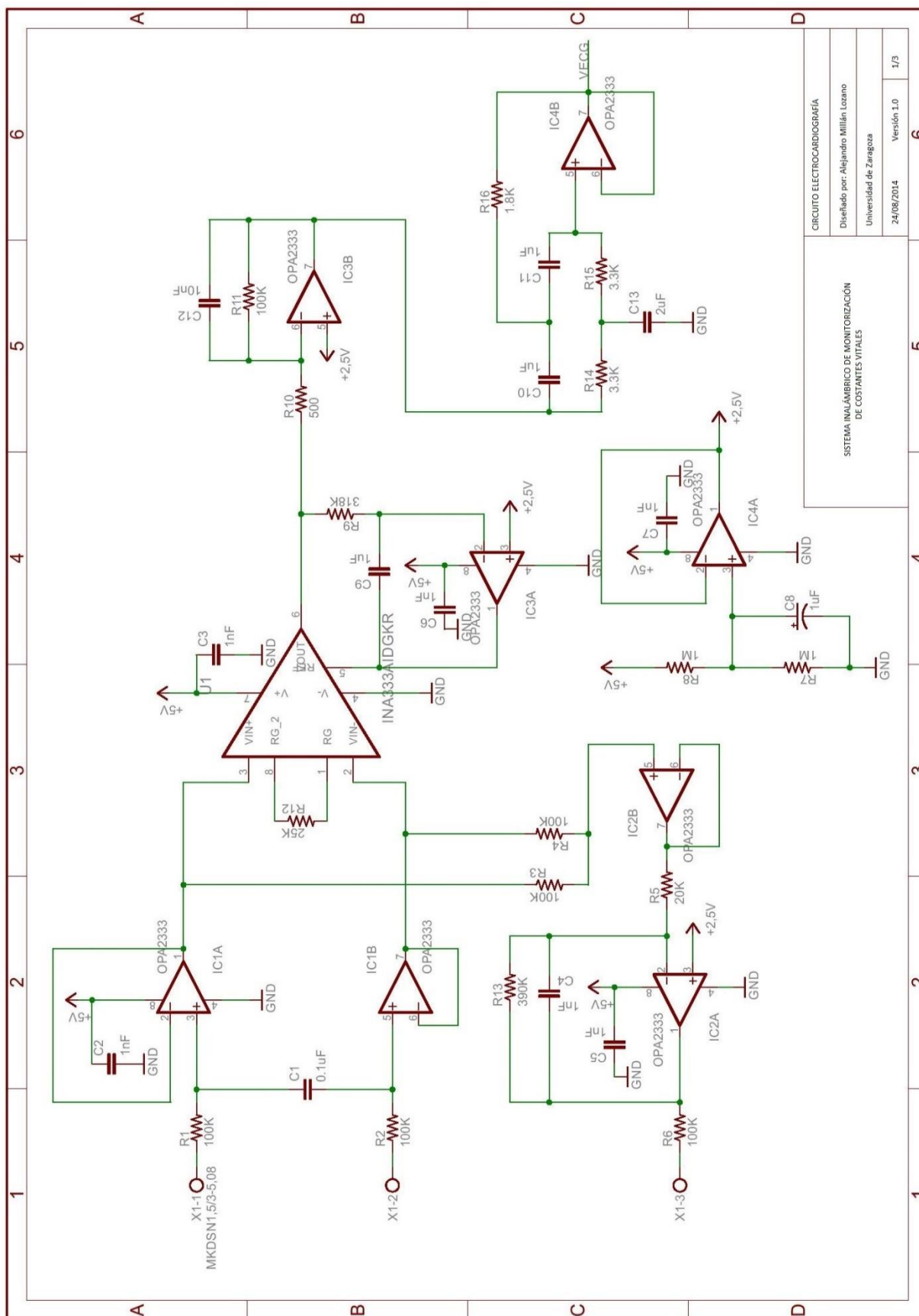


Figura 51. Esquema eléctrico circuito ECG



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

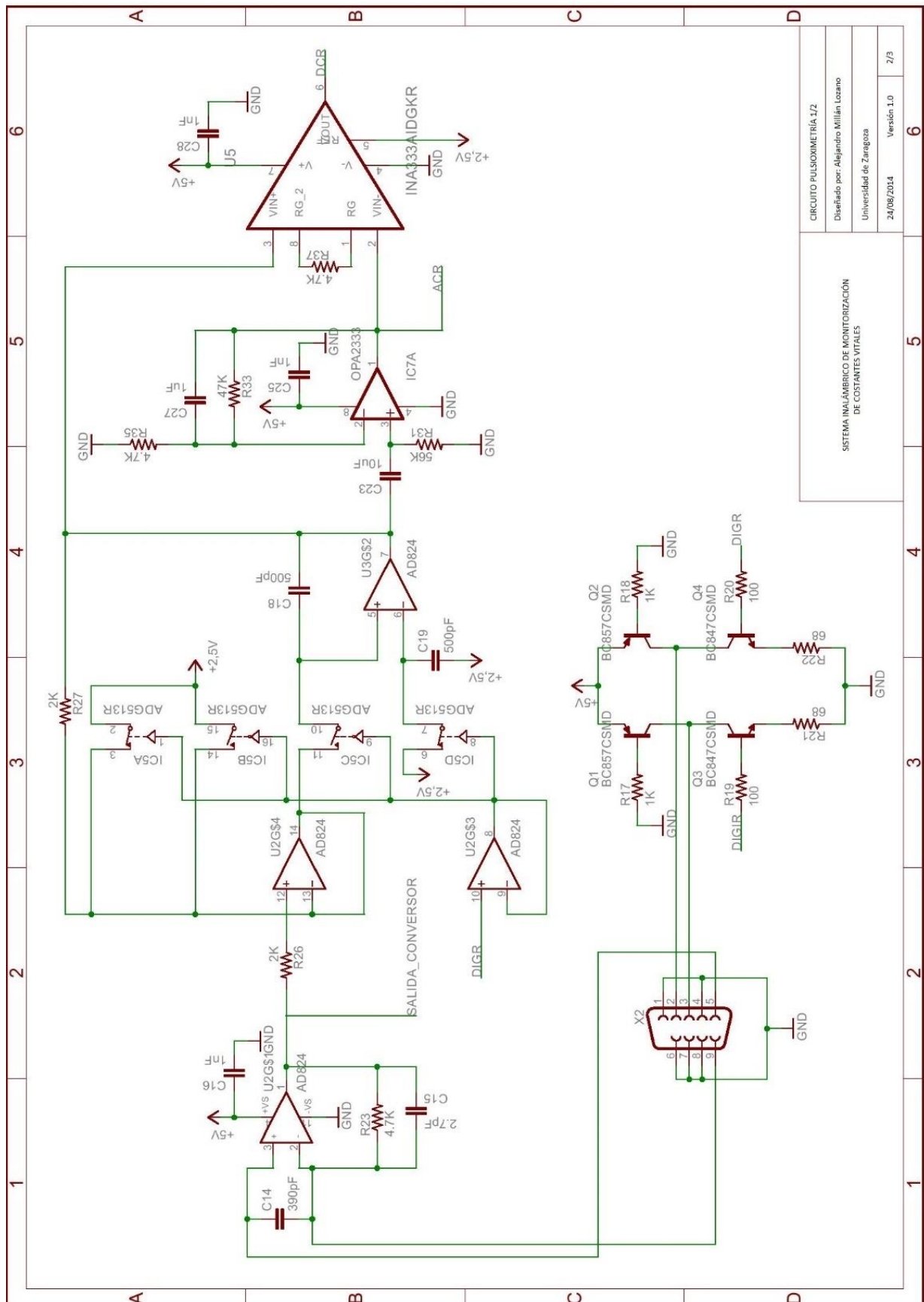


Figura 52. Esquema eléctrico SpO2 1/2

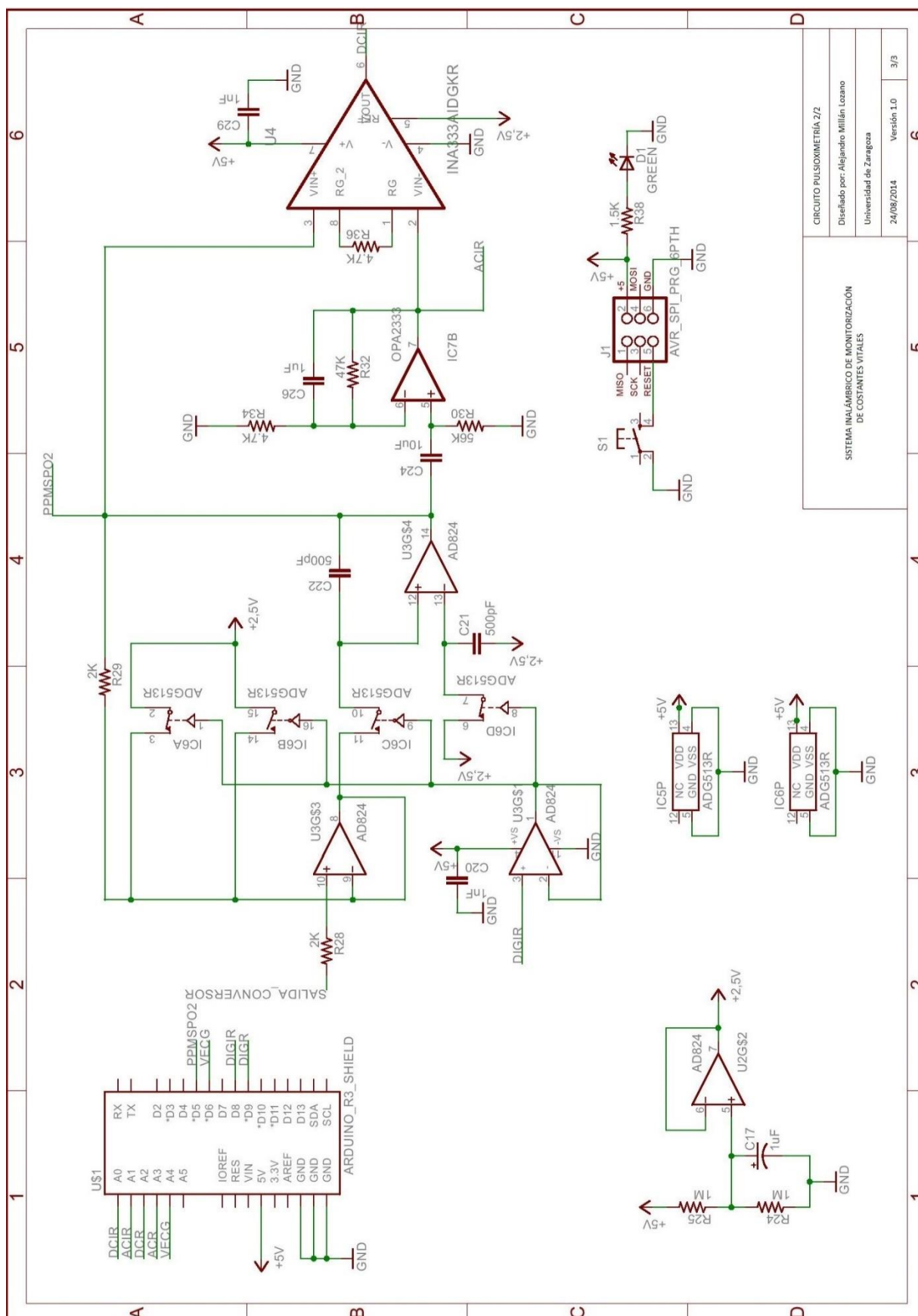


Figura 53. Esquema eléctrico SpO2 2/2



B. PLACAS DE CIRCUITO IMPRESO

Los ficheros Gerber generados durante la fase de diseño poseen un formato estándar que aceptan todas las fábricas y por lo tanto no debería de suponer un problema replicar el prototipo en ningún aspecto.

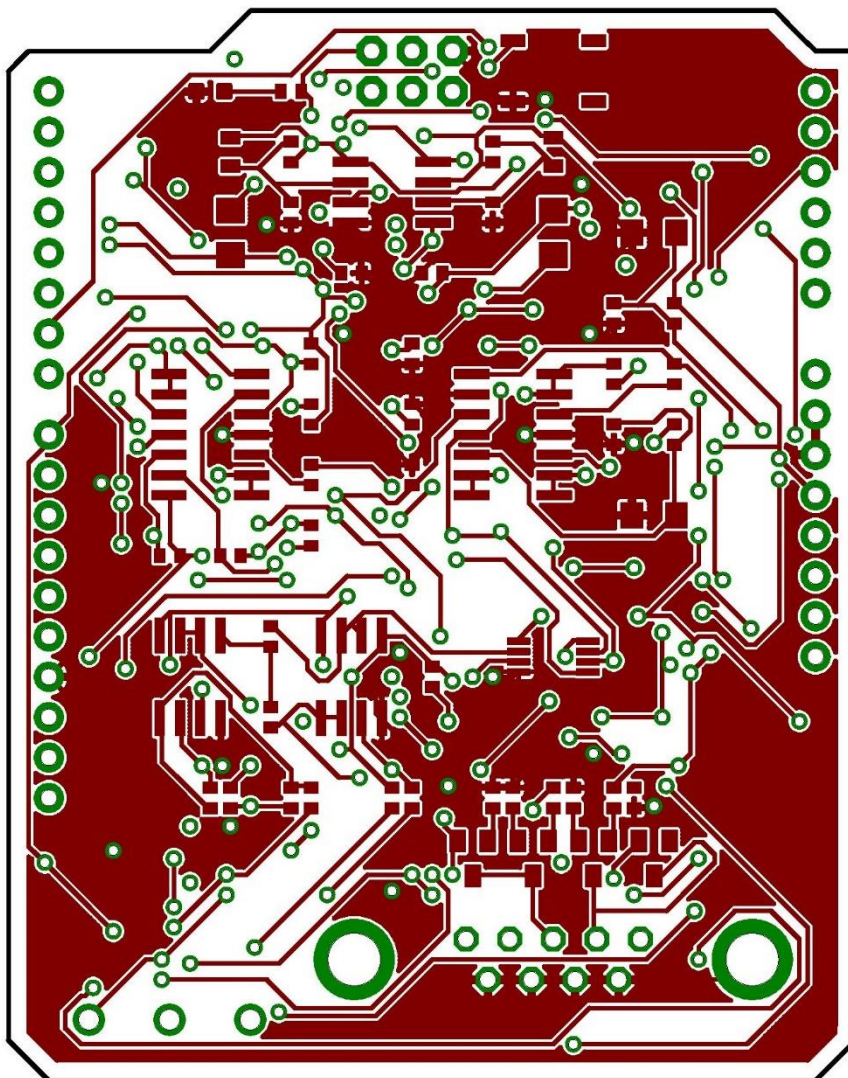


Figura 54. Plana de pistas cara top

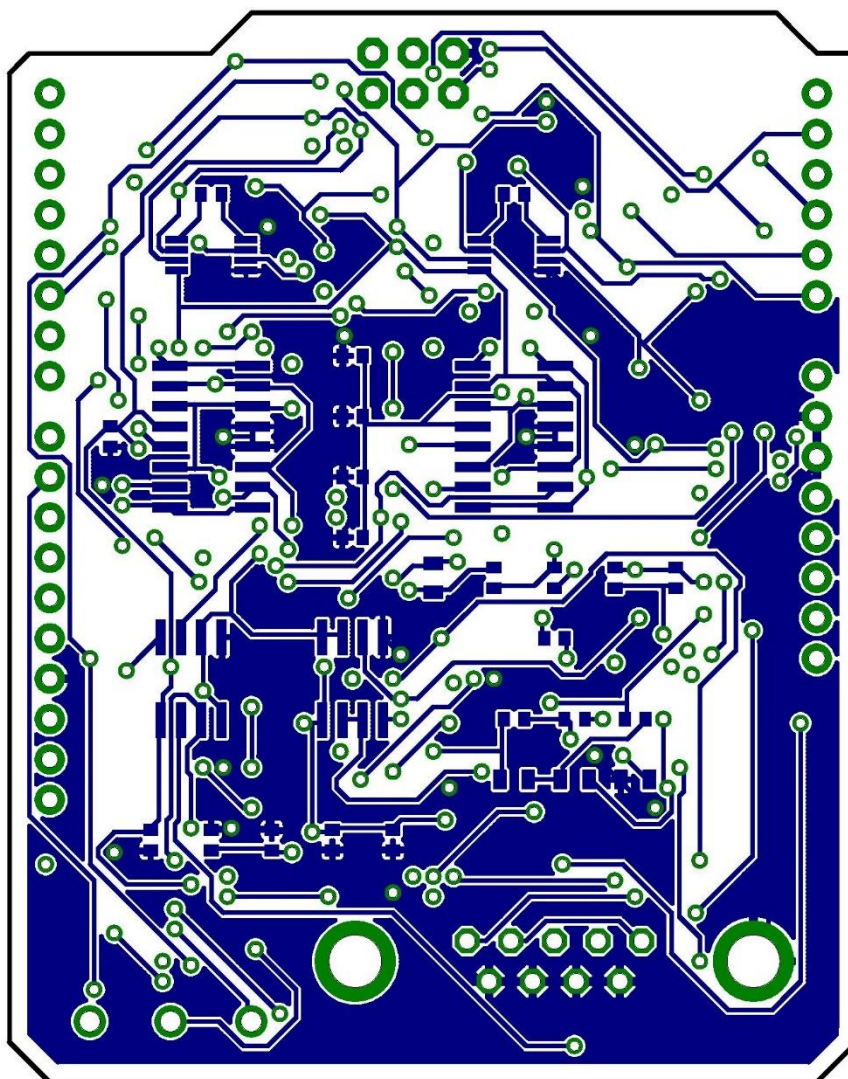


Figura 55. Plano de pistas cara bottom



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

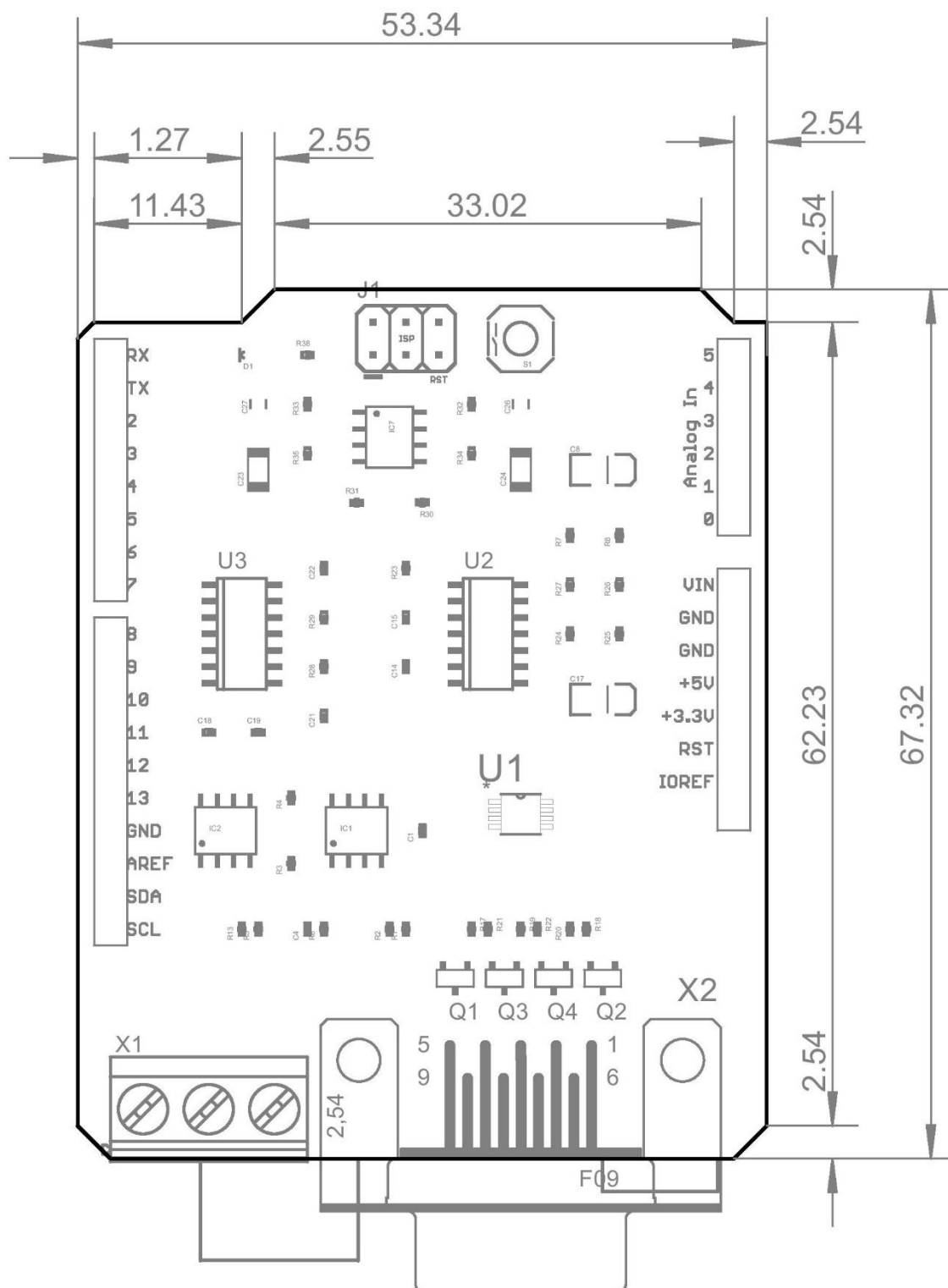


Figura 56. Plano de serigrafía cara top

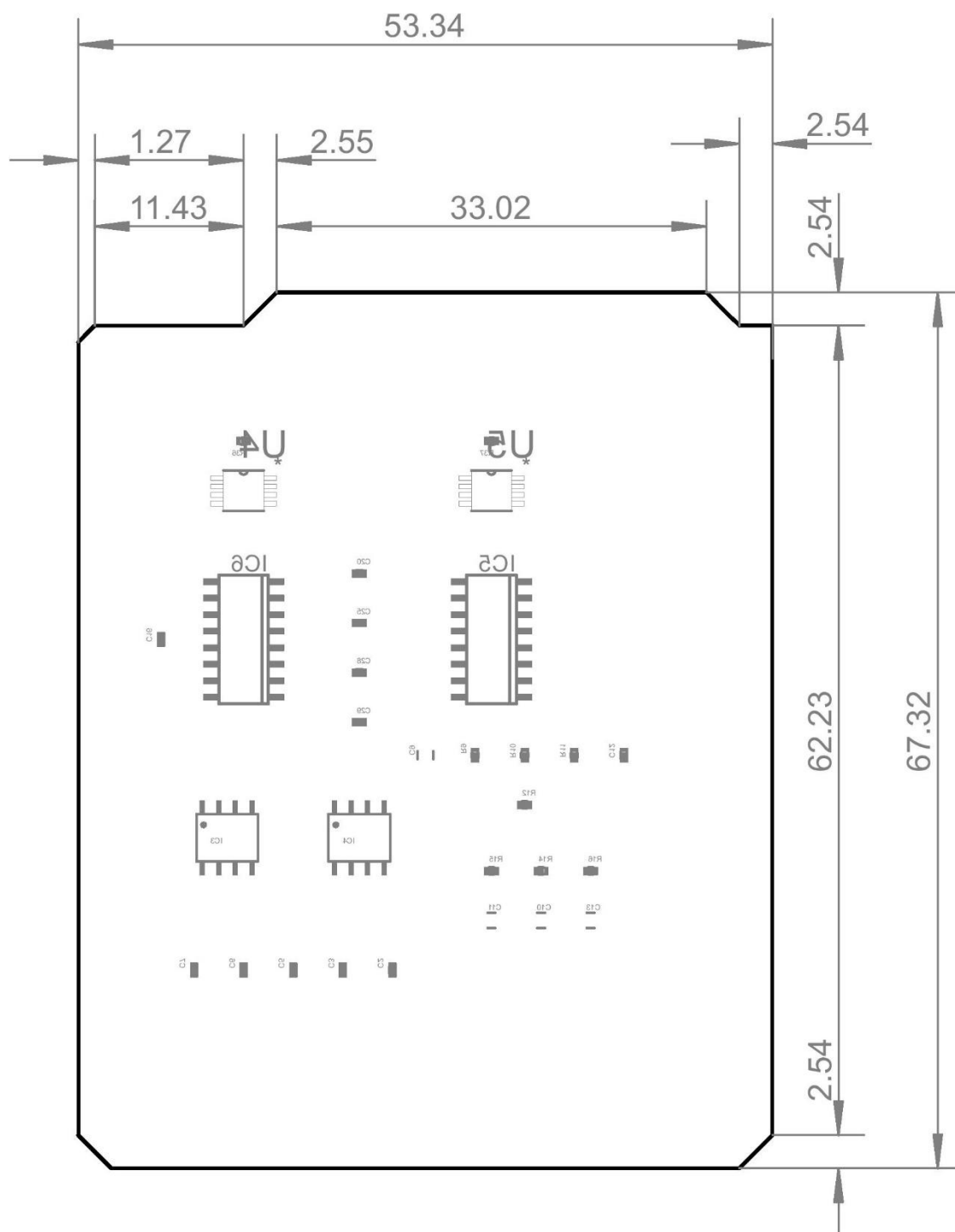


Figura 57. Plano serigrafía cara bottom



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

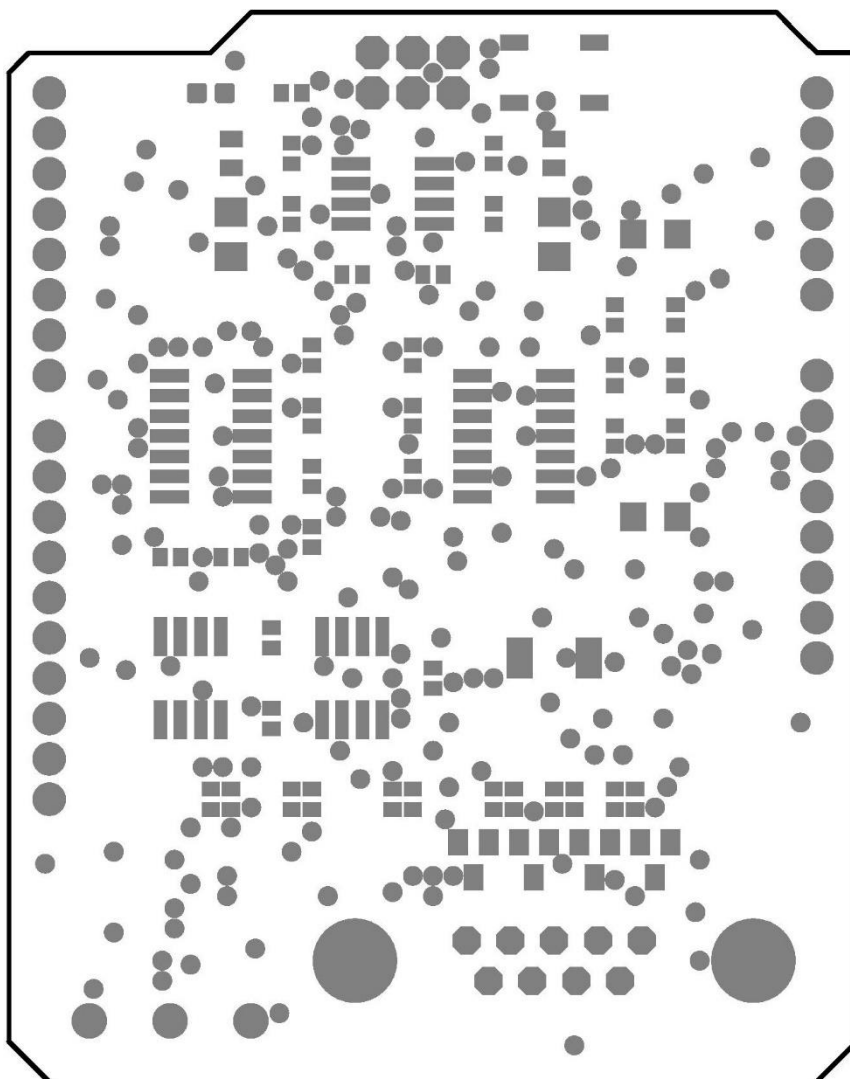


Figura 58. Plano mascarilla cara top



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

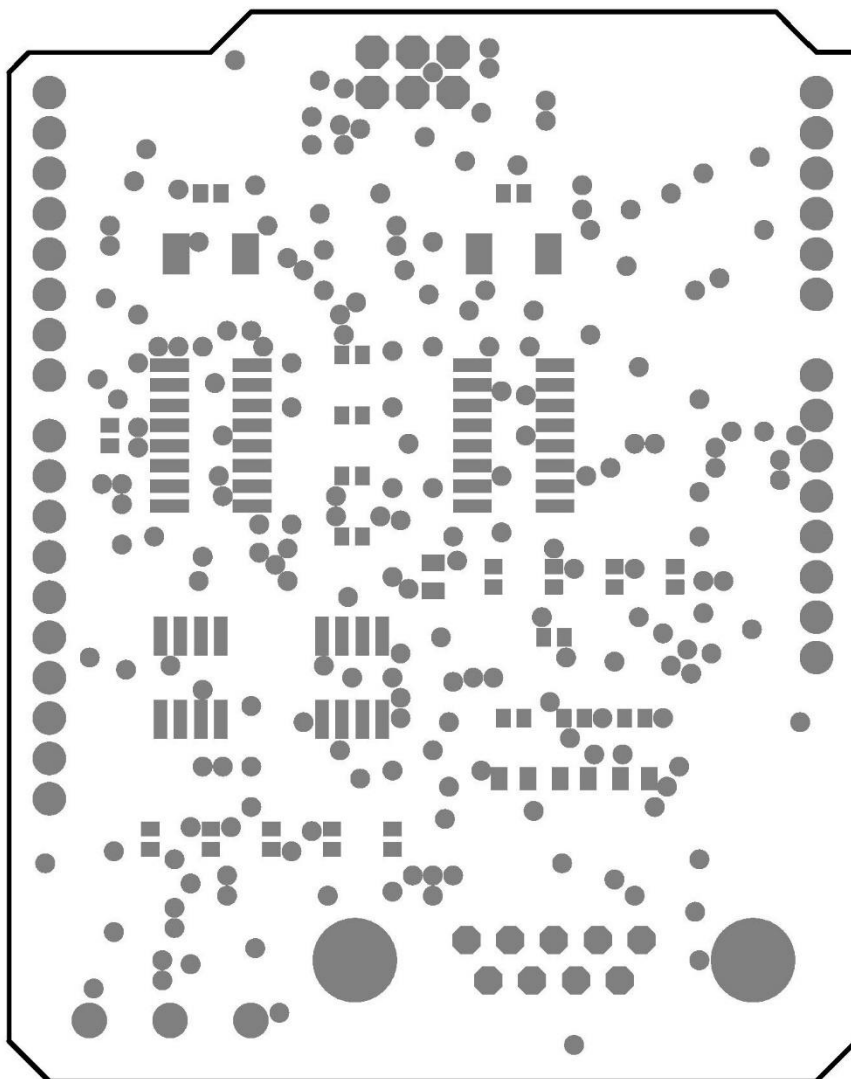
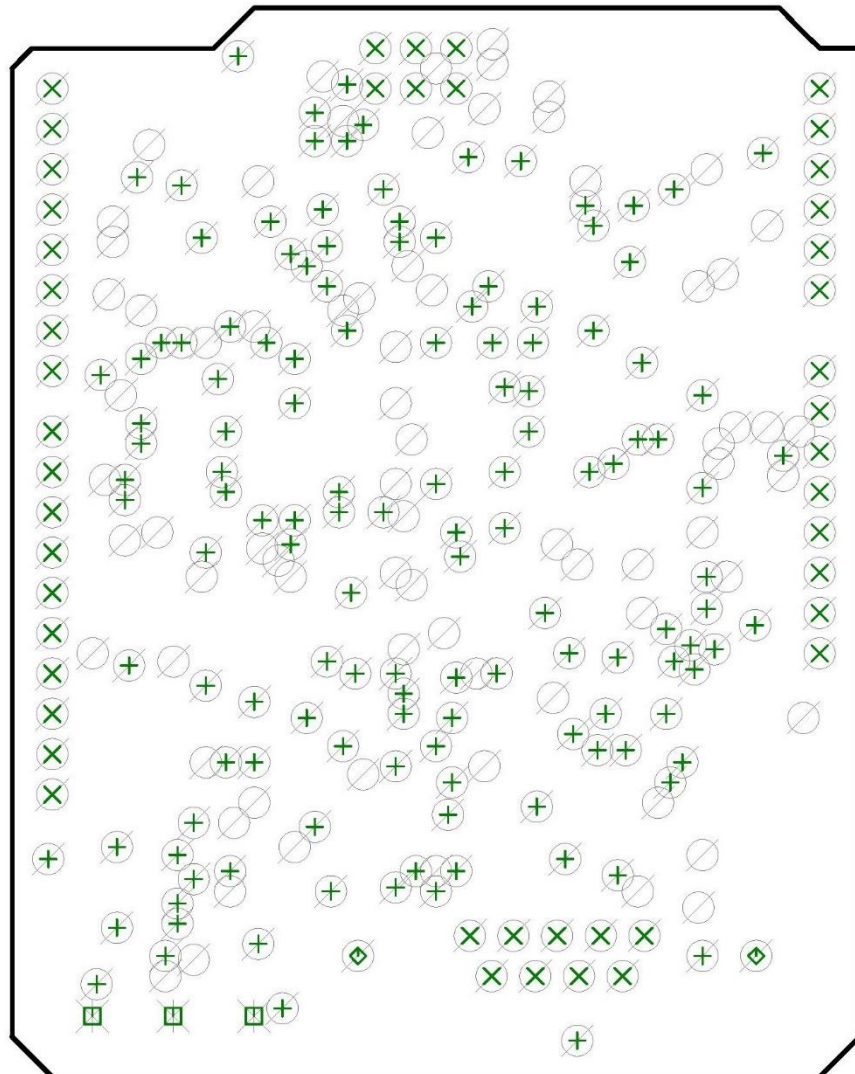


Figura 59. Plano mascarilla cara bottom



LAYER-STACK
01-16

Sym	Nº	Mils	MM	Qty	Plated
+	1	24	0.61	136	YES
x	2	40	1.02	47	YES
□	3	51	1.30	3	YES
◇	4	130	3.30	2	YES

Figura 60. Plano de taladrado



C. COSTE DE FABRICACIÓN

Uno de los requisitos propuesto en el proyecto de adquisición de constantes vitales de forma inalámbrica, era que fuera de bajo coste a nivel de fabricación y de componentes. Por ello, uno de los criterios de selección de componentes era el coste por unidad.

Cuando se diseña un prototipo, se suele fabricar una pre-serie o prototipo con objeto de realizar pruebas, y una vez probada su funcionalidad, se fabrican un mayor número de unidades en función de la previsión de ventas. Normalmente, cuando se calcula cual es el valor de mercado de un producto se tienen en cuenta factores como el coste de los materiales, el coste de desarrollo a nivel de ingeniería, los costes de mano de obra, gastos de comercialización, los costes de mantenimiento y reparación y el margen de beneficio que se desea obtener.

Como se trata de un proyecto de carácter académico, la mayoría de factores anteriormente nombrados no están cuantificados en el coste de fabricación. No obstante, se han incluido el coste de los materiales por tratarse de un factor objetivo y desde el cual se puede realizar una extrapolación del valor de mercado del producto.

Del anterior ejercicio se puede observar una tabla resumen donde se ha recopilado el coste total de la placa:

Concepto	Precio
1. Coste fabricación PCB	27.40€
2. Coste componentes ECG	20.22€
3. Coste componentes SpO2	37.75€
4. Coste total prototipo	85.37€



Con esto consideramos que se ha realizado un prototipo de costes reducidos si atendemos al mercado en el que el proyecto se realiza comparándolo con los productos analizados en el análisis del mercado. Por otro lado, los precios de referencia tomados son precios de minorista a fecha de Agosto de 2014. Cuando se compran componentes electrónicos por otras vías, como son los distribuidores oficiales recomendados por el fabricante (normalmente mayoristas), el descuento por compra de grandes cantidades puede ser de hasta el 50%. Por ello, los costes finales de fabricación a nivel de materiales de un diseño comercial basado en este prototipo serían mucho menores.

A continuación se muestran una serie de tablas con el coste de componentes de la placa de circuito impreso en que se basa el proyecto.

COSTE COMPONENTES ECG		TOTAL		20.22€
Partes	Valor	Cantidad	Precio Unitario	Precio Total
IC1, IC2, IC3, IC4	OPA2333AIDGKR	4	3.17	12.68
U1	INA333AIDGKR	1	3.76	3.76
X1	MKDSN1,5/3-5,08	1	1.18	1.18
R10	500R 0404	1	0.08	0.08
R16	1.8K 0402	1	0.08	0.08
R14, R15	3.3K 0402	2	0.08	0.16
R5	20K 0402	1	0.08	0.08
R12	25K 0402	1	0.08	0.08
R1, R2, R3, R4, R6, R11	100K 0402	6	0.08	0.48
R9	318K 0402	1	0.08	0.08
R13	390K 0402	1	0.08	0.08
R7, R8	1M 0402	2	0.08	0.16
C2, C3, C4, C5, C6, C7	1nF 0402	6	0.08	0.48
C12	10nF 0402	1	0.08	0.08
C1	0.1uF 0402	1	0.08	0.08
C9, C10, C11	1uF 0805	3	0.08	0.24
C8	1uF electrolítico tantalio 1206	1	0.28	0.28
C13	2uF 0805	1	0.15	0.15



Memoria Proyecto Final de Carrera

Sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil.

COSTE COMPONENTES ECG		TOTAL		37.75€
Partes	Valor	Cantidad	Precio Unitario	Precio Total
IC7	OPA2333AIDGKR	1	3.17	3.17
U4, U5	INA333AIDGKR	2	3.76	7.52
IC5, IC6	ADG513R	2	5.07	10.14
U2, U3	AD824AR	2	5.81	11.62
Q1, Q2	BC857C SOT23	2	0.035	0.07
Q3, Q4	BC847C SOT23	2	0.035	0.07
X2	A-DF-09-A/KG-T4S	1	0.64	0.64
R21, R22	68R 0402	2	0.08	0.16
R19, R20	100R 0402	2	0.08	0.16
R17, R18	1K 0402	2	0.08	0.16
R26, R27, R28, R29	2K 0402	4	0.08	0.32
R34, R35, R36, R37	4.7K 0402	4	0.08	0.32
R32, R33	47K 0402	2	0.08	0.16
R30, R31	56K 0402	2	0.08	0.16
R24, R25	1M 0402	2	0.08	0.16
R23	4.7M 0402	1	0.08	0.08
C15	2.7pF 0402	1	0.08	0.08
C14	390pF 0402	1	0.08	0.08
C18, C19, C21, C22	500pF 0402	4	0.08	0.32
C16, C20, C25, C28, C29	1nF 0402	5	0.08	0.40
C26, C27	1uF 0805	2	0.08	0.16
C17	1uF electrolítico tantalio 1206	1	0.28	0.28
C23, C24	10uF 1206	2	0.27	0.54
S1	PTS645 Tac Switch	1	0.44	0.44
J1	AVR SPI PRG 2x3	1	0.38	0.38
D1	Green Led 0603	1	0.03	0.03
R38	1.5K	1	0.08	0.08



D. DATASHEETS

Los datasheets de los componentes más relevantes usados se muestran a continuación:

MKDSN 1.5/3-5.08	http://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Phoenix%20Contact%20PDFs/1729131.pdf
OPA2333AI DGKR	http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2333.pdf
INA333AID GKR	http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf
PTS645 Tac Switch	http://www.ck-components.com/14409/pts_645_25apr13.pdf/
A-DF-09- A/KG-T4S	http://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Assmann%20PDFs/ADxxxA-KG-TxxB3-R.pdf
BC857	http://www.nxp.com/documents/data_sheet/BC856_BC857_BC858.pdf
BC847	http://www.nxp.com/documents/data_sheet/BC847_SER.pdf
AD824AR	http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD824.pdf
AD513R	http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADG511_512_513.pdf

En la siguiente lista se incluyen los portales web de los programas informáticos que han sido utilizados para el desarrollo del proyecto:

- [A] IDE Arduino <http://arduino.cc/en/pmwiki.php?n=main/software>
- [B] MATLAB <http://www.mathworks.es/products/matlab/>
- [C] NI Multisim <http://www.ni.com/multisim/esa/>
- [D] FilterPro TI <http://www.ti.com/tool/filterpro>
- [E] Android SDK <http://developer.android.com/sdk/index.html>
- [F] Eagle <http://www.cadsoftusa.com/>
- [G] Altium <http://www.altium.com/en/products/altium-designer/overview>