

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PORTÁTIL DE ADQUISICIÓN
DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS PARA REGISTRAR EL TIEMPO DE
TRANSITO DE PULSO CARDIACO**

**JULIÁN ENRIQUE ARAQUE MORA
IVÁN RICARDO CARVAJAL HERRERA**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA**

2013

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PORTÁTIL DE ADQUISICIÓN
DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS PARA REGISTRAR EL TIEMPO DE
TRANSITO DE PULSO CARDIACO**

**JULIÁN ENRIQUE ARAQUE MORA
IVÁN RICARDO CARVAJAL HERRERA**

**Trabajo de grado para optar el Título de
Ingenieros Electrónicos**

**Director
Jaime Guillermo Barrero Pérez
Ingeniero Electricista**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA**

2013

A mis padres y hermanos por su apoyo incondicional y a todas las personas que me acompañaron durante este largo camino. Gracias

Julián A.

A mi madre y seres queridos por su tiempo y buenos deseos. También a mis compañeros y amigos que estuvieron cuando más los necesitaba.

Iván C.

AGRADECIMIENTOS

Damos las gracias especiales a la Universidad Industrial de Santander, a nuestro director Ing. Jaime Barrero, a los docentes de la escuela de ingenierías eléctrica, electrónica y telecomunicaciones y a las personas que con sus aportes e ideas colaboraron en la elaboración de este proyecto.

A nuestros padres y familiares por su dedicación y sostenimiento durante toda la carrera y demás personas que de una u otra forma nos brindaron su colaboración.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN.....	16
1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.....	17
1.1 OBJETIVOS.....	17
1.1.1 Objetivo general.....	17
1.1.2 Objetivos específicos.....	17
2. MARCO TEÓRICO.....	18
2.1 ELECTROCARDIOGRAFÍA.....	18
2.1.1 El electrocardiograma normal.....	18
2.1.2 Derivaciones electrocardiográficas.....	21
2.1.3 Las derivaciones estándares de Einthoven.....	22
2.2 FOTOPLETISMOGRAFÍA.....	23
2.2.1 Principios de la Oximetría.....	23
2.2.2 Calibración del oxímetro de pulso.....	27
2.3 TIEMPO DE TRANSITO DE PULSO CARDIACO.....	29
3. DISEÑO DEL DISPOSITIVO.....	31
3.1 HARDWARE.....	31
3.1.1 Construcción de la unidad de oximetría de pulso.....	31
3.1.1.1 Implementación de la sonda.....	32
3.1.1.2 Construcción del oxímetro de pulso.....	33
3.1.2 Diseño del electrocardiograma.....	39
3.1.2.1 Circuito de protección y de referencia.....	39
3.1.2.2 Etapa de Referencia.....	40
3.1.2.3 INA: Amplificador de Instrumentación.....	41
3.1.2.4 Atenuación y <i>antialiasing</i>	42
3.1.3 El microcontrolador.....	43
3.1.3.1 Elección del microcotrolador.....	44
3.1.4 Diseño de la PCB.....	46

3.1.5 Presentación final del dispositivo.....	49
3.2 SOFTWARE.....	51
3.2.1 Firmware desarrollado para el PIC18f87J50.....	51
3.2.2 Interfaz gráfica con Labview.....	55
4. ANÁLISIS DE DATOS Y RESULTADOS.....	61
4.1 ONDA DE PULSO.....	61
4.2 ANÁLISIS DE CONSUMO DE ENERGÍA.....	63
4.3 ELECCION DE LA FRECUENCIA DE MUESTREO.....	65
4.4 COMPARACIÓN DEL PTT CON EQUIPO POWERLAB 16/30.....	69
5 CONCLUSIONES Y OBSERVACIONES.....	72
6. RECOMENDACIONES PARA FUTUROS TRABAJOS.....	74
BIBLIOGRAFÍA.....	75
APENDICE A. Circuito esquemático del sistema Biomédico.....	77
APENDICE B. Firmware programado en el PIC18F87J50.....	81
APENDICE C. Diagrama de bloques de <i>Labview</i>	88
APENDICE D. Otras derivaciones electrocardiográficas.....	89
APENDICE E. Construcción de una sonda para oximetría de pulso.....	91
APENDICE F. Costos.....	98

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Características clínicas normales de un ECG.....	20
Figura 2. Derivaciones I (lead I), II (Lead II) y III (lead III).....	22
Figura 3. Espectro de absorción de Hb y HbO ₂	24
Figura 4. Ley de Beer-Lambert.....	25
Figura 5. Transmisión de luz a través del dedo.....	27
Figura 6. Relaciones entre R y la saturación de Oxígeno.....	28
Figura 7. Medida del PTT.....	30
Figura 8. Sistema biomédico.....	31
Figura 9. Unidad de oximetría de pulso.....	32
Figura 10. Sonda compatible con equipos BCI	33
Figura 11. Circuito para el amplificador de transimpedancia.....	34
Figura 12. Encendido de los LEDs de la sonda.....	35
Figura 13. Conexión del puente H.....	37
Figura 14. Circuito amplificador con filtro digital.....	38
Figura 15. Diagrama de funcionamiento del ECG.....	39
Figura 16. Circuito de protección y de referencia.....	40
Figura 17. Circuito de referencia del ECG.....	41
Figura 18. Circuito amplificador e integrador.....	42
Figura 19. Circuito de atenuación y antialiasing.....	43
Figura 20. Módulos implementados en el PIC18F87J50.....	45
Figura 21. Disposición de los circuitos en la PCB.....	47
Figura 22. Filtro LC Tipo PI.....	48
Figura 23. Recomendaciones del fabricante.....	49
Figura 24. Versión 1.1 de la PCB	49
Figura 25. Versión 1.2 de la PCB	50
Figura 26. Versión 1.3 de la PCB.....	50
Figura 27. Rutina principal.....	53

Figura 28. Subrutina de interrupción.....	54
Figura 29. Interfaz gráfica de usuario.....	55
Figura 30. Diagrama de flujo interface gráfica.....	56
Figura 31. Apertura de la tarjeta micro SD paso 1.....	58
Figura 32. Apertura de la tarjeta micro SD paso 2.....	59
Figura 33. Ubicación de los cursores.....	59
Figura 34. Rango de medida.....	60
Figura 35. Señal de salida del PPG.....	61
Figura 36. Salida OPA 380 (amplificador de transimpedancia).....	62
Figura 37. Onda típica de pulso.....	63
Figura 38. Timer 1 (tmr1) inicializado en ceros.....	67
Figura 39. Duración de la rutina de interrupción.....	68
Figura 40. PTT a partir de muestras del equipo PowerLab 16/30.....	69
Figura 41. PTT a partir de muestras del equipo construido.....	71

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Disposición de pines de la sonda.....	33
Tabla 2. Características del microcontrolador.....	44
Tabla 3. Consumo en memoria de programa y memoria RAM.....	46
Tabla 4. Consumo de corriente en amplificadores operacionales.....	64
Tabla 5. Consumo de corriente LED rojo.....	64
Tabla 6. Consumo de corriente LED infrarrojo.....	65
Tabla 7. Tiempos de ejecución.....	66
Tabla 8. Muestras del PTT registradas.....	70

RESUMEN

TÍTULO: Diseño e implementación de un sistema portátil de adquisición de señales bioeléctricas para registrar el tiempo de transito de pulso cardiaco .

AUTORES: Julián Enrique Araque Mora e Iván Ricardo Carvajal Herrera ** .

PALABRAS CLAVES: ECG, electrocardiografía, PTT, oximetría, conversor A/D, digitalización, microcontrolador.

CONTENIDO: Actualmente los métodos utilizados para medir la presión arterial de forma no invasiva presentan desventajas tales como interferir con el trabajo y el sueño, la presencia de erupciones cutáneas, la aparición de pequeños hematomas, posibles alergias, altos costos de diagnóstico y la implementación de técnicas no adecuadas para el seguimiento prolongado de pacientes con hipertensión.

El presente documento expone el diseño del firmware y hardware de adquisición de señales biomédicas (electrocardiográfica y fotopleitismográfica) por medio de electrodos y una sonda BCI en combinación con posteriores etapas de filtrado y amplificación.

Es importante tener en cuenta las características propias de las señales con el ánimo de garantizar que no haya pérdidas de información útil. Las señales adquiridas pasan por procesos de digitalización al igual que de conversión digital a analógica, con la intención de extraer de ellas las características necesarias para la obtención de resultados adecuados. Una vez adquiridas, las señales mencionadas se almacenan en un *data logger*, implementado con una memoria SD y un microcontrolador que es también el cerebro general de todo el sistema.

Una vez almacenada la información correspondiente a las señales, la memoria es extraída del equipo para su posterior lectura, procesamiento y visualización en una interface en Labview.

El dispositivo resultante permitirá implementar formas de diagnóstico basadas en el TTP (tiempo de transito del pulso cardiaco), que adquieran la información de forma no invasiva, además de que se constituirá en una herramienta de apoyo para investigadores en el área de cardiología y oximetría.

* Trabajo de grado.

** Facultad de ingenierías Físico-mecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones
Director Jaime Guillermo Barrero Pérez.

ABSTRACT

TITLE: Design and implementation of a portable bioelectric acquisition system to register the pulse transient time .

AUTHORS: Julián Enrique Araque Mora and Iván Ricardo Carvajal Herrera ** .

KEYWORDS: ECG, electrocardiography, PTT, oximetry, A/D converter, digitalize, microcontroller.

OVERVIEW: Nowadays, non-invasive implemented methods for measuring blood pressure have got some disadvantages such as interfering with work and sleep, skin conditions, bruising, allergies and high costs; besides, it also implements unsuitable techniques for monitoring patients suffering from hypertension.

This document describes the firmware and hardware design of a portable acquisition system for biomedical signals (electrocardiographic and photoplethysmographic) by using electrodes and a BCI probe. Instrumentation amplifiers, filtering, amplification and digitalizing stages were also implemented in order to get the expected results.

Signal features are to be taken into account so that there are not losses of the essential information required.

A datalogger device was also designed and adapted as part of the system itself, in order to storage the electrocardiographic and photoplethysmographic signals, it involves the overall system microcontroller and a SD card.

Once the information is stored, the SD card is extracted from the slot and data is accessed from a Labview interface in charge of displaying the useful readings that could actually be used to diagnose a patient.

The resulting device will encourage the implementation of innovative forms of diagnosis based on PTT (pulse transient time) which is also a non-invasive method. It will also be of great help for researchers in the field of cardiology and oximetry.

* Undergraduate final Project

** Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering.
Director Jaime Guillermo Barrero Pérez.

INTRODUCCIÓN

La señal del ECG (electrocardiograma) provee de información cardiaca que puede ser utilizada para diagnosticar un sin número de patologías. Esta información es útil durante los procesos clínicos de emergencia, durante el estudio de enfermedades y como un indicador futuro de problemas cardiacos; combinada esta con las características del tiempo de transito del pulso cardiaco (PTT: Pulse Transit time), es posible tener una herramienta preventiva y diagnostica útil en la identificación de hipertensión de manera ambulatoria y continua.

El presente trabajo se enfoca en el desarrollo de un dispositivo portátil encargado de adquirir las señales electrocardiográfica y fotopleletismográfica, además de almacenarlas en una tarjeta micro SD (Secure Digital Card), para luego ser analizadas por medio de una interfaz en *Labview*. La función del dispositivo es la de monitorear la condición del paciente durante periodos prolongados de tiempo, reduciendo la incomodidad en sus actividades diarias e influir de manera significativa al momento de tomar las medidas. Esto minimiza errores de diagnóstico como los relacionados con fenómenos de bata blanca.

Es también importante resaltar el tamaño del dispositivo final, ya que es considerablemente más pequeño y mucho más fácil de llevar en comparación con otros instrumentos utilizados en este tipo de diagnósticos.

Las características del dispositivo a nivel de *hardware*, *firmware* y *software* se describen a lo largo del documento, partiendo de la configuración utilizada para adquirir las señales y de la implementación del *datalogger* (Registrador de datos) con sus correspondientes etapas, hasta llegar a la interfaz gráfica y visualización en *Labview*.

1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo general. Diseñar e implementar un Holter electrocardiógrafo y de saturación de oxígeno en la sangre para registrar el tiempo de transito de pulso cardiaco.

1.1.2 Objetivos específicos.

- Diseñar e implementar un sistema electrónico que registre las señales del electrocardiógrafo y el oxímetro.
- Medir el tiempo de transito de pulso cardiaco a partir de las señales del ECG y del oxímetro.
- Crear una interfaz gráfica que permita verificar el desempeño del equipo mediante la visualización del PTT.
- Implementar un *datalogger* que registre las señales electrocardiográfica y fotopleletismográfica.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 ELECTROCARDIOGRAFÍA

El corazón se compone de músculo (miocardio), el cual es llevado a contraerse rítmicamente y por lo tanto maneja la circulación de la sangre a través de todo el cuerpo. Antes de cualquier pulsación (sístole), una onda de corriente eléctrica pasa a través de todo el corazón, la cual dispara las contracciones del miocardio.

El camino de la propagación eléctrica no aleatorio, este se extiende por toda la estructura del corazón de forma ordenada, lo cual conlleva a una sístole coordinada de forma efectiva. Esto resulta en una diferencia de potencial medible sobre la superficie del cuerpo del paciente. La señal amplificada y filtrada resultante se conoce como un electrocardiograma (ECG o a veces EKG)¹.

2.1.1 El electrocardiograma normal. El desempeño del corazón como bomba surtidora depende en primera medida de la contracción y las propiedades de relajación del miocardio².

El corazón posee cuatro cavidades o cámaras cuyas paredes se componen de células del miocardio. A la salida de cada cámara se encuentra una válvula que se cierra después de la contracción de dicha cavidad, previniendo un flujo retrogrado significativo cuando la cámara se relaje y la presión del flujo de sangre sea mayor que la presión de la cámara. El lado derecho del corazón se compone de una pequeña aurícula que conduce a un ventrículo derecho más grande. La aurícula derecha recibe sangre de todo el cuerpo y la conduce al ventrículo derecho. Cuando el ventrículo derecho se contrae este impulsa sangre a los pulmones

¹ CLIFFORD, Gari D; AZUAJE, Francisco y McSHARRY, Patrick E. Advance Methods and Tools for ECG Data Analysis, Engineering in Medicine and Biology, Norwood (Massachusetts): Artech House, 2006. 1 p.

² *Ibíd.*, p. 6.

donde esta es oxigenada y liberada de dióxido de carbono. La aurícula izquierda recibe entonces la sangre proveniente de los pulmones y la conduce al ventrículo izquierdo. Las enérgicas contracciones del ventrículo izquierdo impulsa la sangre a través de la aorta con suficiente presión para ser repartida por todo el cuerpo³.

La actividad funcional del corazón se ve reflejada en la despolarización y repolarización de sus células, partiendo desde el nodo sinusal, realizando luego una pequeña pausa en el nodo auriculoventricular asegurando la completa contracción de la aurícula derecha, extendiéndose por las ramas del haz de His para finalizar la despolarización de las células en el ápice del corazón, iniciar el proceso de repolarización e iniciar un nuevo ciclo.

La figura 1 ilustra las características clínicas normales de un electrocardiograma que incluye amplitudes de onda y periodos de tiempo entre ondas. Las diferentes ondas del ECG son arbitrariamente marcadas por las letras P, Q, R, S y T⁴.

La onda P representa la despolarización de las aurículas. Tiene una morfología redondeada con una duración máxima de 0.10 segundos y un voltaje de 0.25 mV.

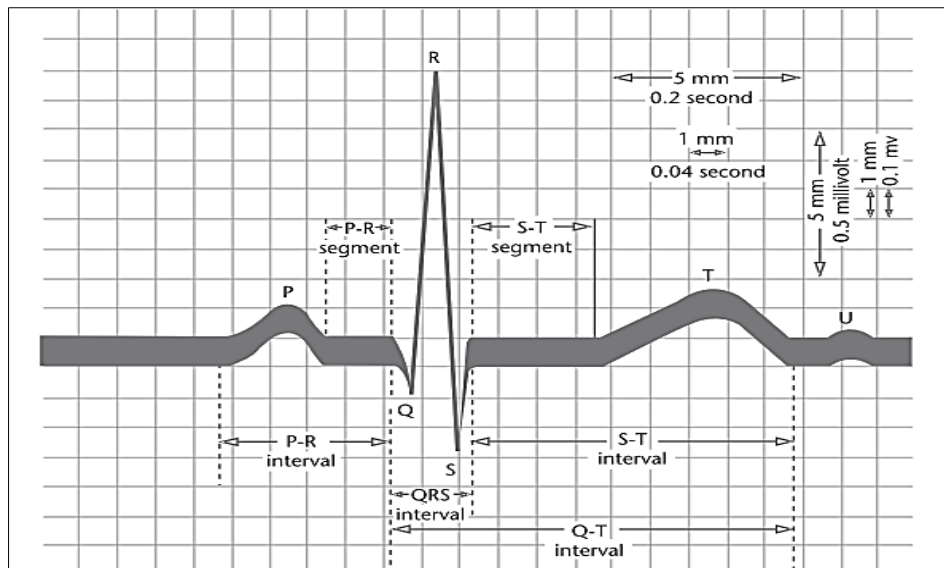
La onda Q posee una deflexión negativa inicial debido a la despolarización ventricular que precede una onda R. La duración de la onda Q es de 0.010 a 0.020 segundos.

La onda R corresponde a la primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular mientras que la onda S es la segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular.

³ Ibíd., p. 7.

⁴ Ibíd., p. 11.

Figura 1. Características clínicas normales de un ECG.



Fuente: Advance Methods and Tools for ECG Data Analysis, USA, Engineering in Medicine and Biology, MIT, Artech House, 2006.

La onda T es la deflexión lenta producida por la repolarización ventricular.

La onda U es una onda habitualmente positiva, de escaso voltaje que sigue inmediatamente después de la onda T, se desconoce su origen exacto aunque se cree que se debe a la repolarización de los músculos papilares.

Los intervalos R-R y P-P hacen relación al intervalo de tiempo entre dos ondas RR y dos ondas PP sucesivas, estos intervalos deben ser constantes y su medida depende de la frecuencia cardíaca⁵.

El intervalo P-R representa el retraso fisiológico que sufre el estímulo que viene de las aurículas a su paso por el nodo auriculoventricular, este se mide desde el

⁵ ENESES, Alexis; TOLOZA, Daissy. Electrocardiografía [online]. Bucaramanga, Colombia, 2005. Disponible en la Web: <http://www.dalcame.com/ecg.html>

comienzo de la onda P hasta el inicio de la onda Q o de la onda R, debe medir entre 0,12 y 0,20 segundos.

El intervalo QRS mide el tiempo total de despolarización ventricular. Se mide desde el comienzo de la inscripción de la onda Q o R hasta el final de la onda S. los valores normales de este intervalo se encuentra entre 0,06 y 0,10 segundos.

El intervalo Q-T se extiende desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la sístole eléctrica ventricular, o lo que es lo mismo, el conjunto de la despolarización y la repolarización de los ventrículos.

El segmento S-T corresponde al periodo de inactividad que separa la despolarización ventricular de la repolarización ventricular. Este segmento es normalmente isoeléctrico y va desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda T⁶.

2.1.2 Derivaciones electrocardiográficas. El electrocardiograma consta de 12 derivaciones, que son el resultado de la exploración indirecta del corazón desde distintos planos, tal como si una persona observara una montaña desde su base, sus laderas y su cima. De ese modo obtendría distintas panorámicas del accidente geográfico observado, pero la montaña no cambiaría; lo que cambiaría es el punto de vista del explorador, al situarse en lugares diferentes⁷.

Las primeras derivaciones (derivaciones estándares o clásicas) fueron descritas por Einthoven, se basan en una concepción de bipolaridad (polo positivo menos polo negativo) y debido a ese hecho se les llama también derivaciones bipolares.

⁶ Ibíd., p. 1.

⁷ Ibíd., p. 1.

2.1.3 Las derivaciones estándares de Einthoven. Einthoven pensó que siendo el corazón un generador de corriente y el cuerpo humano un buen conductor, podría construirse imaginariamente un triángulo, formado por las raíces de los miembros, sobre cuyos lados se proyectarían las fuerzas eléctricas emanadas del músculo cardíaco. Las 3 derivaciones de Einthoven tienen su fundamento bioeléctrico en la teoría del dipolo donde la base del corazón se conduce como polo negativo. Dicha región se proyecta sobre el brazo derecho, por lo que dicho brazo constituye el polo negativo de las derivaciones bipolares convirtiendo el brazo izquierdo y la pierna izquierda en los polos positivos. Las tres derivaciones de Einthoven se integran de la manera siguiente:

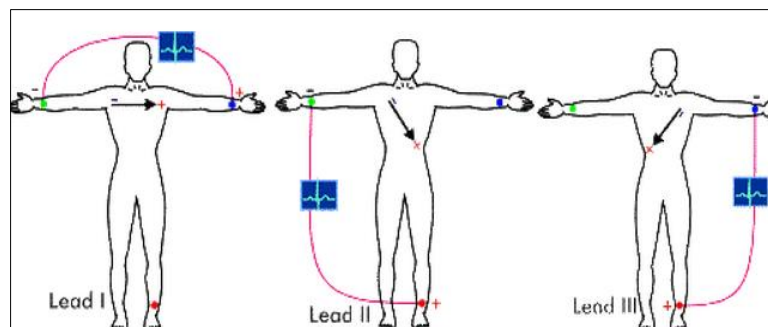
DI: Brazo izquierdo menos brazo derecho.

DII: Pierna izquierda menos brazo derecho.

DIII: Pierna izquierda menos brazo izquierdo.

Su importancia es fundamental en lo concerniente a precisar el ritmo cardíaco, la posición del corazón, las medidas de las ondas, espacios y segmentos, el diagnóstico positivo y diferencial de las arritmias y la frecuencia cardíaca. Debido a la topología de un solo canal del ECG, en el presente proyecto utilizara la derivación D1.

Figura 2. Derivaciones I (lead I), II (Lead II) y III (lead III).



Fuente: <http://www.dalcame.com/ecg.html>

2.2 FOTOPLETISMOGRAFÍA

La fotopleletismografía es un método óptico para medir los cambios de volumen en tejidos y sustancias con características ópticas (transmisión y absorción) como la sangre. A medida que el corazón bombea sangre a través de las arterias y capilares, los cambios en el volumen de sangre modifican la cantidad de luz transmitida y absorbida que pasa por los tejidos arteriales. Estos cambios en la luz pueden ser medidos y utilizados para determinar el ritmo cardiaco de un paciente. Además, comprender las características de la sangre desoxigenada y oxigenada permite que la fotopleletismografía pueda ser usada como un método no invasivo para determinar la saturación de oxígeno en la sangre, como es el caso de la oximetría de pulso.

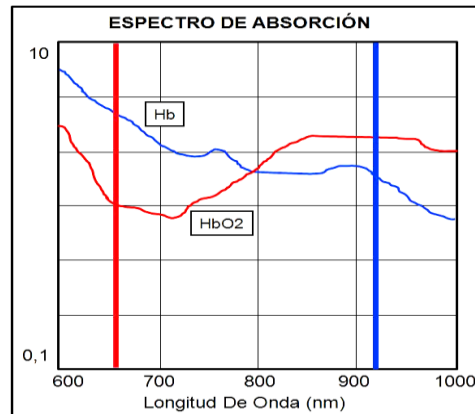
Oximetría es un término general que se refiere a la medición óptica de la saturación de oxihemoglobina en la sangre. Un oxímetro de pulso calcula la saturación de la sangre arterial y proporciona información vital sobre la función cardiorrespiratoria del paciente. Aunque el oxímetro de pulso proporciona una medida empírica de la saturación de oxígeno arterial, la correlación entre la medida del oxímetro de pulso y la saturación real de la sangre arterial es adecuada, generalmente con menos de un 3% de discrepancia.

Un oxímetro de pulso hace brillar luz de dos longitudes de onda (roja e infrarroja) a través de tejidos como el dedo o el lóbulo de la oreja y tomando ventaja del flujo pulsátil de sangre, mide la señal derivada de la cantidad de luz transmitida.

2.2.1 Principios de la Oximetría. En 1860 se descubre que la sustancia que da el color característico de la sangre, la hemoglobina, también es la encargada de transportar el oxígeno. Al mismo tiempo se percibe que la absorción de luz visible por parte de la hemoglobina varía según el nivel de oxígeno. Esto se debe a que las dos formas comunes de la molécula, hemoglobina oxigenada (HbO_2) y la

hemoglobina reducida (Hb), poseen diferentes espectros ópticos en el rango de longitudes de onda entre 500nm y 1000nm⁸.

Figura 3. Espectro de absorción de Hb y HbO₂.



Fuente: <http://www.portalbiomedico.com>

El oxígeno químicamente combinado con la hemoglobina en una célula roja constituye aproximadamente todo el oxígeno presente en la sangre. La saturación de oxígeno, conocida como SaO₂ o SpO₂, se define como la razón de oxihemoglobina sobre la concentración total de hemoglobina presente en la sangre (oxihemoglobina + hemoglobina reducida).

$$SaO_2 = \frac{[HbO_2]}{[Total\ Hemoglobina]}$$

La saturación de oxígeno arterial SaO₂ es un parámetro medido por medio de la oximetría y es normalmente expresado como un porcentaje. Bajo condiciones

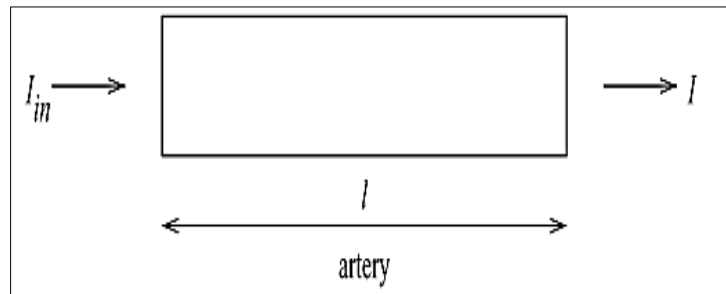
⁸ TOWNSEND, Neil, Dr. Medical Electronics, Michaelmas Terms, 2001. Disponible en la Web: <http://www.robots.ox.ac.uk.p> 35.

fisiológicas normales la sangre arterial se encuentra saturada a un 97 % mientras que la sangre venosa se encuentra saturada a un 75 %⁹.

Es posible utilizar la diferencia entre HbO₂ y Hb en el espectro de absorción, para medir la saturación de oxígeno arterial “in vivo”, ya que el rango de longitudes de onda entre 600 y 1000 nm, es también el rango para el cual hay menor atenuación de la luz por parte de tejidos corporales (los tejidos y la pigmentación de la piel absorben luz azul, verde y amarilla mientras que el agua absorbe grandes longitudes de luz infrarroja).

Si se asume inicialmente que la transmisión de luz se ve influenciada únicamente por las concentraciones relativas de HbO₂ y Hb y por sus coeficientes de absorción a las longitudes de onda medidas, la intensidad de luz decrecerá logarítmicamente en relación a la longitud de la trayectoria de acuerdo con la ley de Beer-Lambert.

Figura 4. Ley de Beer-Lambert.



Fuente: <http://www.portalbiomedico.com>

Si se considera una arteria de longitud de onda l , a través de la cual pasa una luz de intensidad inicial I_{in} , según la ley de Beer-Lambert se tiene lo siguiente¹⁰:

⁹ *Ibíd.*, p. 33.

¹⁰ *Ibíd.*, p. 33.

A una longitud de onda λ_1 , $I_1 = I_{in1} 10^{-(\alpha_{o1} C_o + \alpha_{r1} C_r)l}$

A una longitud de onda λ_2 , $I_2 = I_{in2} 10^{-(\alpha_{o2} C_o + \alpha_{r2} C_r)l}$

Dónde: C_o es la concentración de oxihemoglobina (HbO_2)
 C_r es la concentración de hemoglobina reducida (Hb)
 α_{on} es el coeficiente de absorción de HbO_2 para λ_n
 α_{rn} es el coeficiente de absorción de Hb para λ_n

Al definirse R (proporción de las señales normalizadas) como:

$$R = \frac{\log_{10}\left(\frac{I_{dc+ac}}{I_{dc}}\right)_{\lambda_1}}{\log_{10}\left(\frac{I_{dc+ac}}{I_{dc}}\right)_{\lambda_2}}$$

Es posible definir:

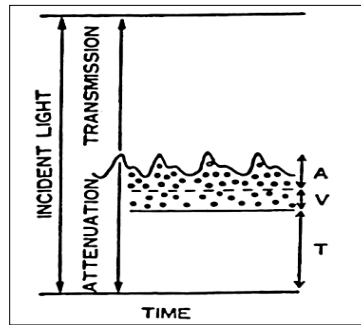
$$SaO_2 = \frac{\alpha_{r2}R - \alpha_{r1}}{(\alpha_{r2} - \alpha_{o2})R - (\alpha_{r1} - \alpha_{o1})}$$

Con la oximetría de pulso, solo aquella parte de la señal directamente relacionada con el flujo de sangre arterial en el cuerpo, es utilizada para el cálculo de la saturación de oxígeno. La intensidad de luz transmitida a través de la punta del dedo, varía como se muestra en la figura 5.

La señal pulsátil, que varía en el tiempo con la frecuencia cardiaca, se encuentra sobrepuesta a un nivel de DC, donde la amplitud de la señal pulsátil corresponde aproximadamente al 1% de dicho nivel de DC¹¹.

¹¹ Ibíd., p. 34.

Figura 5. Transmisión de luz a través del dedo



Fuente: Design of Pulse Oximeters, Institute of Physics Publishing IOP, 1997.

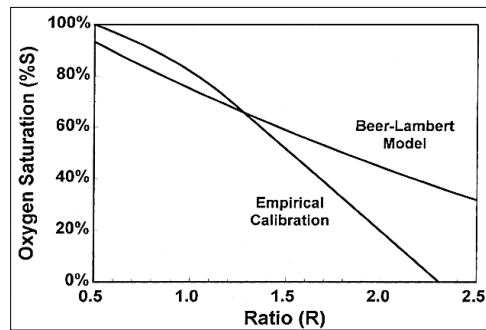
La oximetría de pulso asume que la atenuación de luz puede dividirse en 3 componentes independientes mostradas en la figura anterior, como son la sangre arterial (A), la sangre venosa (V) y los tejidos (T).

Si se asume que el incremento en la atenuación de la luz es causado solo por la afluencia de sangre arterial en el dedo, es posible calcular la saturación de oxígeno de la sangre arterial sustrayendo la componente de DC de la atenuación total, dejando solamente la componente pulsátil cardíaca para la determinación de la saturación de oxígeno a partir de su relación con R, definida anteriormente.

2.2.2 Calibración del oxímetro de pulso. Los primeros oxímetros de pulso fabricados en 1980 usaban la ecuación anteriormente descrita para calcular los valores de la saturación de oxígeno SaO_2 . Sin embargo, la ley de Beer- Lambert no tiene en cuenta la múltiple dispersión de luz por parte de las células rojas. Aunque la oximetría es una técnica diferencial, el efecto de dispersión solo se compensa parcialmente ya que dicha dispersión depende de la longitud de onda.

La figura 6 muestra la relación entre la razón R y la saturación de oxígeno; una utilizando la ley de Beer-Lambert y la otra basada en datos empíricos¹².

Figura 6. Relaciones entre R y la saturación de oxígeno del paciente.



Fuente: Medical Electronics, Michaelmas Terms, 2001.

De acuerdo a la anterior ilustración, los instrumentos basados en la ley de Beer-Lambert tendían a entregar resultados erróneos en relación al valor real de saturación de oxígeno, especialmente para valores de SaO_2 por debajo del 85%. Desde entonces los intentos por modificar la teoría para tener en cuenta la dispersión de luz han sido pocos y muchos de los equipos hoy en día utilizan tablas de consulta o “*look-up tables*”, derivadas de estudios de calibración en numerosos pacientes sanos cuya saturación de oxígeno ha sido medida de forma invasiva.

¹² *Ibíd.*, p. 36.

2.3 TIEMPO DE TRÁNSITO DE PULSO CARDIACO

El tiempo de tránsito de pulso (PTT) cardiaco hace referencia al tiempo que toma una onda de pulso para viajar entre dos sitios o locaciones arteriales. La velocidad a la cual viaja esta onda se encuentra directamente relacionada con la presión arterial. Un aumento agudo en la presión arterial causa un aumento en el tono vascular y por lo tanto las paredes arteriales se endurecen causando que el tiempo de tránsito de pulso se haga más corto. De forma inversa, cuando la presión arterial disminuye, el tono vascular disminuye y el PTT aumenta. Por lo tanto el PTT es inversamente proporcional a la presión arterial.

Valores absolutos del PTT no pueden ser extrapolados como valores absolutos de presión arterial, pero el PTT es capaz de predecir cambios en la presión arterial en un periodo de tiempo corto. Es así como fluctuaciones del PTT presentan correlación con el esfuerzo inspiratorio, el cual es base en el estudio de pacientes que puedan padecer apnea obstructiva del sueño.

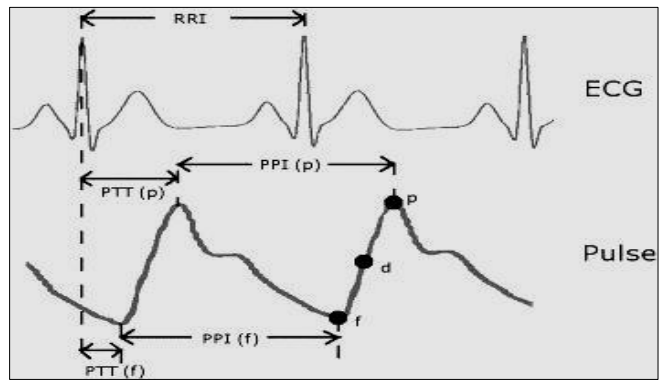
Recientemente las ondas Q o R han sido utilizadas como un punto de inicio para medir el PTT, ya que estas corresponden a la apertura de la válvula aortica. Estimaciones precisas de la llegada de la onda de pulso a sitios periféricos como el dedo, han sido posibles por medio de la fotopletismografía; convencionalmente el punto correspondiente al 50% o 100 % de la altura de la onda fotopletismográfica es tomado para indicar la llegada de la onda de pulso.

Por medio de las derivaciones del ECG y la fotopletismografía es entonces posible reproducir medidas del PTT. Un valor nuevo de PTT se encuentra disponible con cada latido del corazón¹³.

¹³ SMITH, Robin, P.; ARGOD, Jérôme et al. Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications, Thorax 54: p 452 – 457, 1999. p. 453.

En la figura 7 se muestran las medidas del PTT para una señal de ECG comparado con una señal del oxímetro de pulso.

Figura 7. Medida del PTT

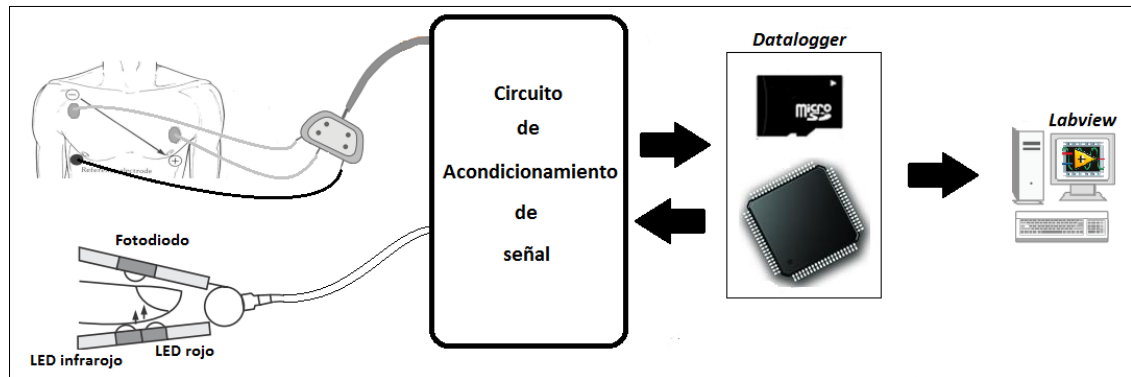


Fuente: Medical Electronics, Michaelmas Terms, 2001.

3. DISEÑO DEL DISPOSITIVO

El sistema biomédico desarrollado se compone principalmente de un electrocardiógrafo de un canal, un oxímetro de pulso, un sistema de almacenamiento o *datalogger* y una interfaz gráfica de visualización (ver figura 8).

Figura 8. Sistema biomédico



Fuente. Los autores.

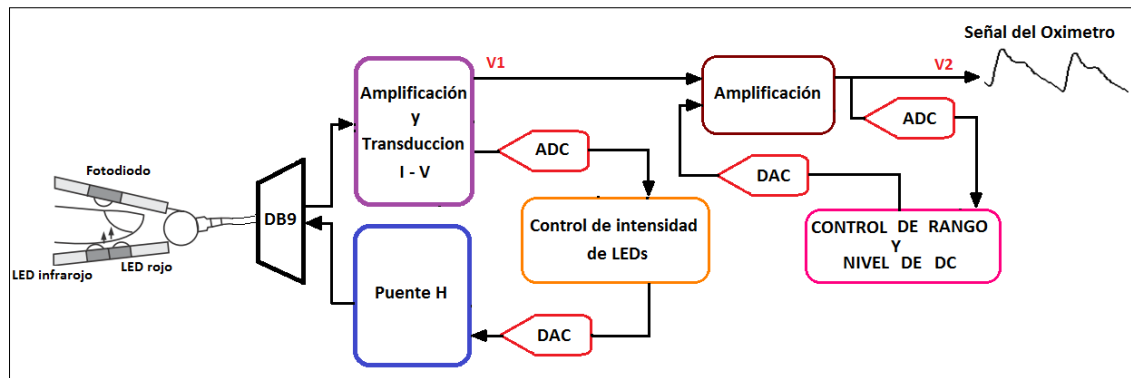
3.1 HARDWARE

El hardware está compuesto por el oxímetro de pulso, el electrocardiógrafo, el microcontrolador y la PCB (*Print Circuit Board*).

3.1.1 Construcción de la unidad de oximetría de pulso. La oximetría de pulso no se encuentra enmarcada en estándares específicos para la monitorización de signos vitales que defina la realización de este tipo de técnica, utilizando como referencia para este proyecto, prototipos desarrollados por casas fabricantes.¹⁴

¹⁴ BHARGAVI, Nisarga. RevisedPulsoximeter Design Using the MSP430, Texas Instruments (www.ti.com), Application Report: SLAA458.pdf, 2010.

Figura 9. Unidad de oximetría de pulso



Fuente. Autores.

Aunque una de las finalidades de la oximetría de pulso es medir qué tan saturada de oxígeno (SaO_2) se encuentra la sangre que viaja por arterias y capilares, la representación mecánica de la respuesta del sistema circulatorio constituida por la onda fotoplestismográfica, es utilizada en el cálculo del tiempo de tránsito de pulso cardíaco y no necesariamente implica la obtención de SaO_2 .

La construcción de dicho equipo, ostenta sin embargo diferentes requerimientos propios de las características de operación del oxímetro, como lo son las longitudes de onda de los LEDs (*Light Emitting Diode*), las características del sensor (fotodiodo) y el acondicionamiento analógico y digital de la señal.

3.1.1.1 Implementación de la sonda. La sonda se identifica como un elemento fundamental de un equipo de oximetría de pulso.

Se implementó una sonda para dedo, compatible con equipos médicos BCI, diseñada de manera específica para el propósito requerido.

La sonda dispone sus LEDs en conexión anti paralelo y posee un conector DB9 con la siguiente disposición de pines (ver tabla 1):

Tabla 1. Disposición de pines de la sonda

Número de Pin	Conexión
1	No Aplica
2	Conectado al cátodo del LED
3	Conectado al ánodo del LED
4	No Aplica
5	Ánodo del fotodiodo
6	No Aplica
7	GND
8	No Aplica
9	Cátodo del fotodiodo

Fuente. Los autores

Figura 10. Sonda compatible con equipos BCI

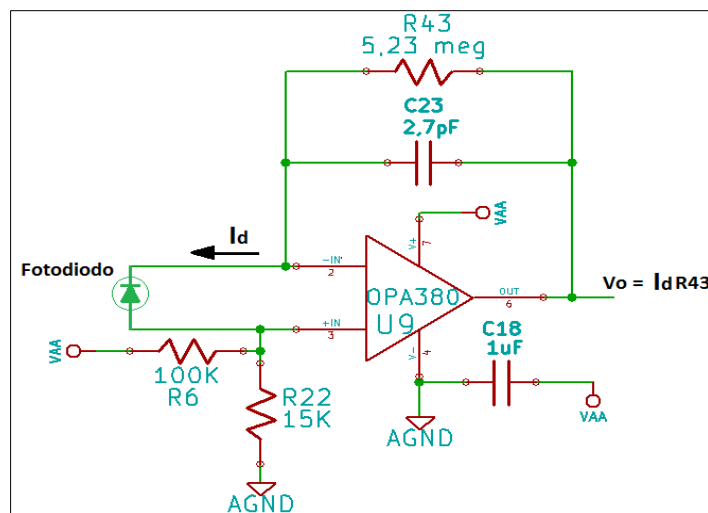


Fuente. Los autores.

3.1.1.2 Construcción del Oxímetro de Pulso. Los apartados siguientes se encuentran centrados en la funcionalidad y desarrollo de las etapas expuestas en la figura 9. Para el caso particular del oxímetro de pulso, la disquisición conceptual de cada una de estas etapas, aclarará el proceso de obtención de la señal fotopleletismográfica (PPG).

- **Amplificación y Transducción I-V.** El fotodiodo de la sonda tiene como respuesta de salida un determinado valor de corriente en el orden de los microamperios (μA), dependiente de la intensidad lumínica con la que sea excitado. Dicha corriente debe ser convertida en valores de tensión, para efectos de procesamiento de señal y uso del oxímetro de pulso, esto se logra por medio de un amplificador de transimpedancia o convertidor de corriente a voltaje que no solo se encuentra relacionado con dicha conversión de variables I-V, sino que además se encarga de un proceso de amplificación dependiente de la resistencia de realimentación de la etapa. El amplificador debe tener bajo consumo de potencia debido a la portabilidad del dispositivo.

Figura 11. Circuito para el amplificador de transimpedancia.



Fuente. Los autores.

En la figura anterior, el amplificador operacional (OPA 380), se encarga de mantener un voltaje igual a cero en el fotodiodo. Una vez el fotodiodo es excitado por la luz de los LEDs, la corriente fluye a través de la resistencia de realimentación (R43), creando una caída de tensión del orden de los voltios a la salida del amplificador y equivalente al producto entre la resistencia de

realimentación y la corriente del fotodiodo. La ganancia del amplificador de transimpedancia es por lo tanto equivalente a 5,23 M ohm y la corriente dada en microamperios, produce efectivamente un voltaje de salida en el orden de los voltios.

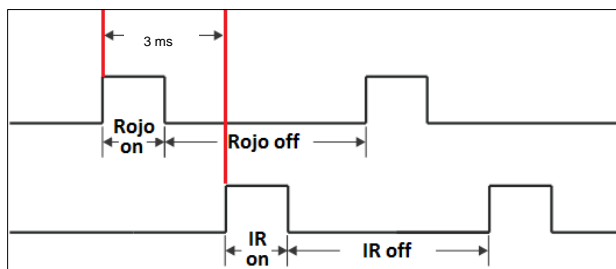
La capacitancia de realimentación C23, tiene como objetivo limitar ancho de banda, prevenir la ganancia de picos de tensión y darle estabilidad a la señal de salida.

Los valores escogidos limitan el ancho de banda.

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_{43} C_{23}} = 11.270 \text{ kHz}$$

- **Puente H.** En el caso del oxímetro de pulso, la configuración del puente H es utilizada para encender los LEDs de la sonda BCI. Los LEDs pueden ser encendidos y apagados, de forma alterna, cada 3 milisegundos.

Figura 12. Encendido de los LEDs de la sonda



Fuente. Los autores.

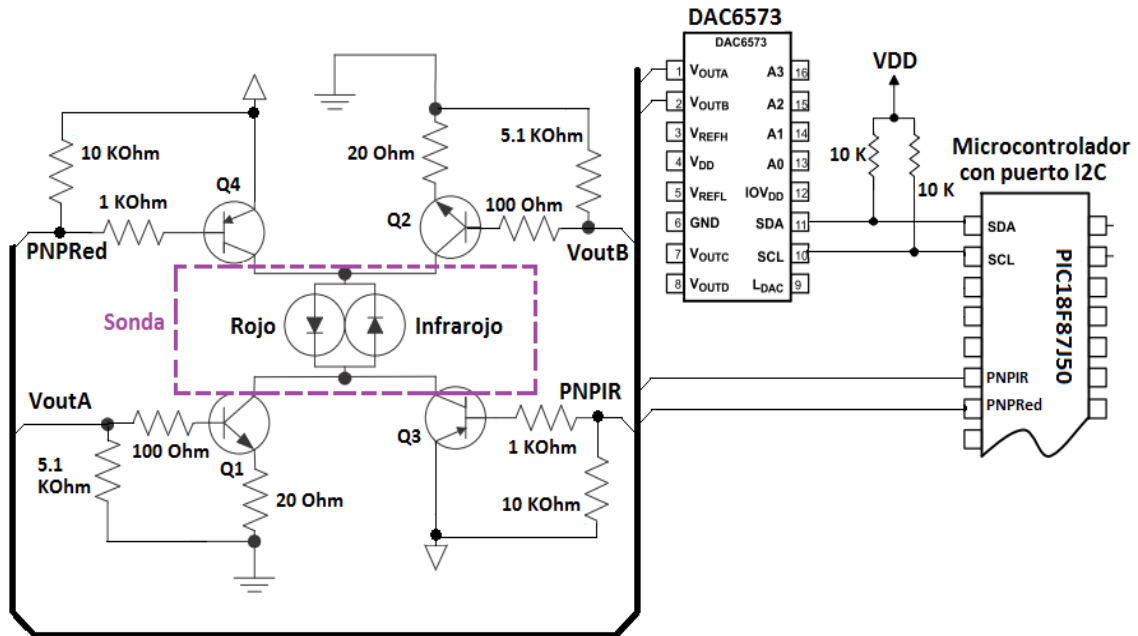
Los 4 transistores del puente H conforman entonces un circuito manejador de corriente, encargado de definir el camino seguido por la misma y por ende el encendido del LED rojo o infrarrojo. La corriente consumida depende de la salida del DAC (*Digital to Analog Converter*). A través del DAC se controla la intensidad de los *LEDs* dependiendo de la absorción lumínica relacionada con características particulares de cada paciente, como por ejemplo la tez de piel. El control mencionado permite entonces que la intensidad de los *LEDs* se mantenga dentro de un rango predeterminado.

El DAC 6573, es un convertidor digital - analógico de 10 bits, 4 canales y bajo consumo, que utiliza el protocolo I²C (interface serial de 2 cables) para cumplir con su función de conversor.

La intensidad de luz de los *LEDs* se controla por medio de software, comparando los valores proporcionales a la salida del amplificador de transimpedancia, con los rangos predeterminados de tensión.

El DAC cambia constantemente su valor de salida, en consecuencia, la corriente que fluye por el puente H varía de forma correspondiente.

Figura 13. Conexión del puente H

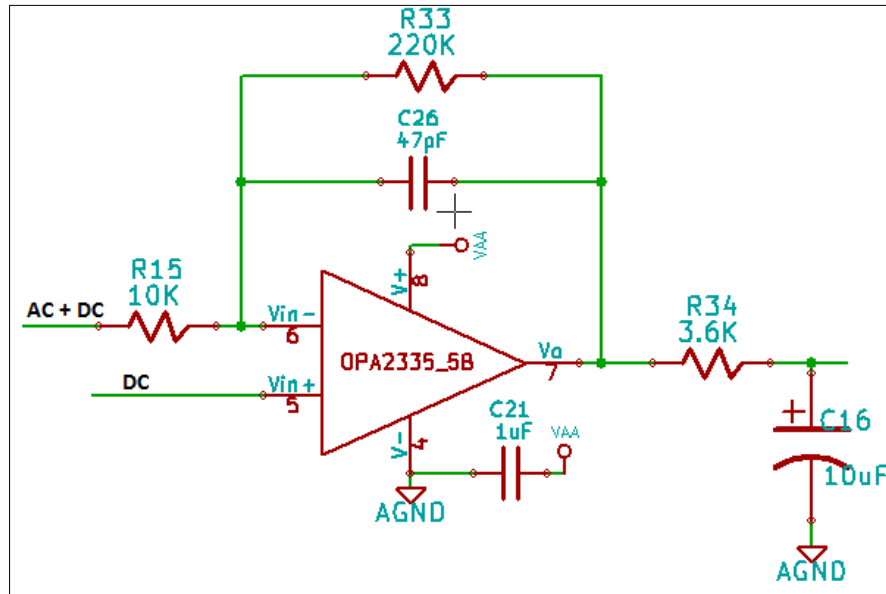


Fuente. Los autores.

- Amplificación segunda etapa.** Debido a que la componente pulsátil de la sangre arterial se encuentra entre un 1 y 5 % de la componente de DC, una segunda etapa del oxímetro de pulso es necesaria. Esta etapa se encuentra conformada por un amplificador de ganancia de voltaje, directamente relacionado con el manejo de rangos de tensión de salida de la señal fotopleletismográfica (V2 en la figura 9) y encargado de amplificar la componente de señal de AC producto de la naturaleza pulsátil de la sangre arterial. Esto se logra mediante la aplicación de un control de rango de tensión, el cual se encarga de monitorear la salida de la etapa (V2), tal como se muestra en la figura 14, utilizando el ADC (Analog to Digital Converter) del microcontrolador y el DAC6573. El valor de la salida se asegura entonces entre 0,7 y 2.8 voltios, de forma tal, que si la señal sobrepasa dicho rango de tensión, el control ejerce acción sobre la entrada no inversora del operacional modificando el valor

denotado como DC en la figura 14 y estableciendo por tanto la señal entre los límites deseados.

Figura 14. Circuito amplificador con filtro digital



Fuente. Los autores.

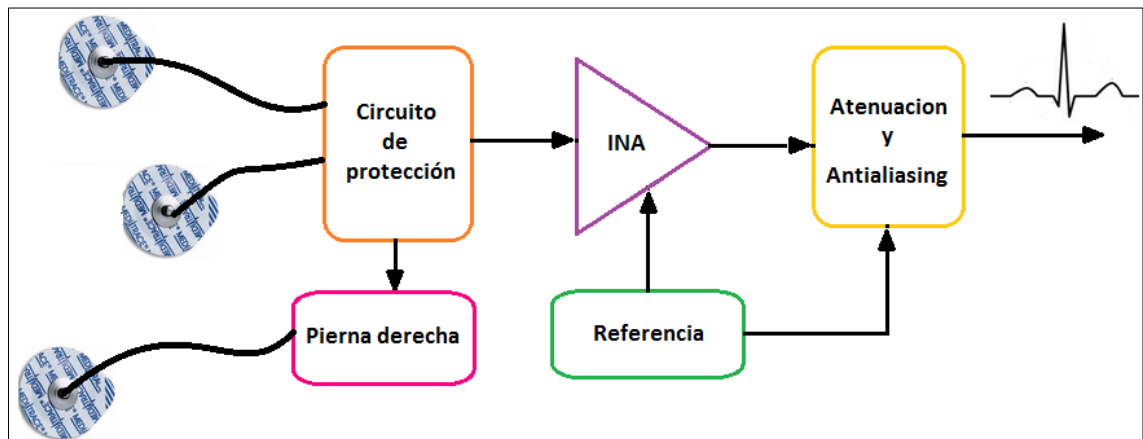
Un filtro RC de frecuencia de corte 4.4 Hz, es adicionado con el ánimo de permitir solo el paso de las frecuencias propias de la señal fotoplestismográfica, ya que se estima un ancho de banda de 4 Hz para dicha señal.

La relación se hace de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_{34} C_{16}} = \frac{1}{2\pi * 3.6K\Omega * 10\mu f} = 4.4 \text{ Hz}$$

3.1.2 Diseño del electrocardiograma. Debido a la portabilidad del sistema construido, el ECG se caracteriza por poseer una arquitectura de un solo canal, de manera tal que se amplifica la diferencia de potencial entre los dos electrodos ubicados en el pecho, además de un tercer electrodo requerido para obtener la señal diferencial electrocardiográfica.

Figura 15. Diagrama de funcionamiento del ECG.

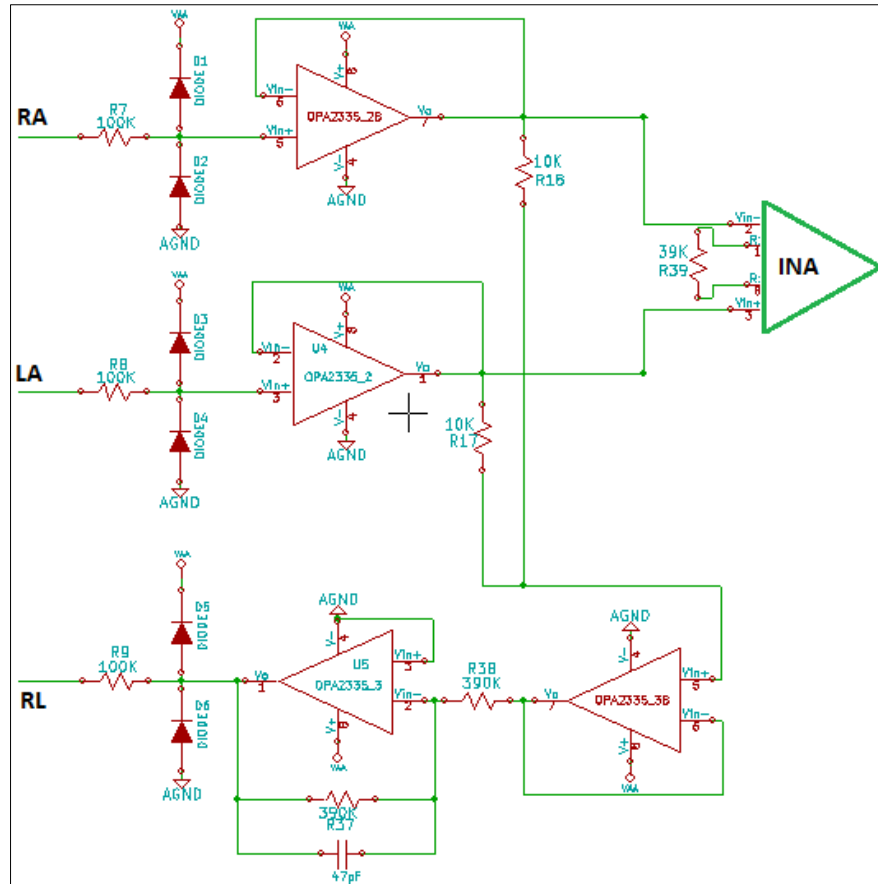


Fuente. Los autores.

3.1.2.1 Circuito de protección y de referencia. El circuito de acople que recibe las señales de los electrodos RA y LA, es configurado con un OPA 2335 y 2 diodos de protección, como se observa en la figura 16. Esta configuración se caracteriza por tener ganancia unitaria, alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida.

El circuito de referencia tiene como objetivo utilizar la pierna izquierda o una extensión de la misma, como una tierra aislada de la tierra eléctrica del circuito que pueda atenuar cualquier componente de modo común debido a desacoples de los electrodos, además de suministrar seguridad eléctrica al paciente.

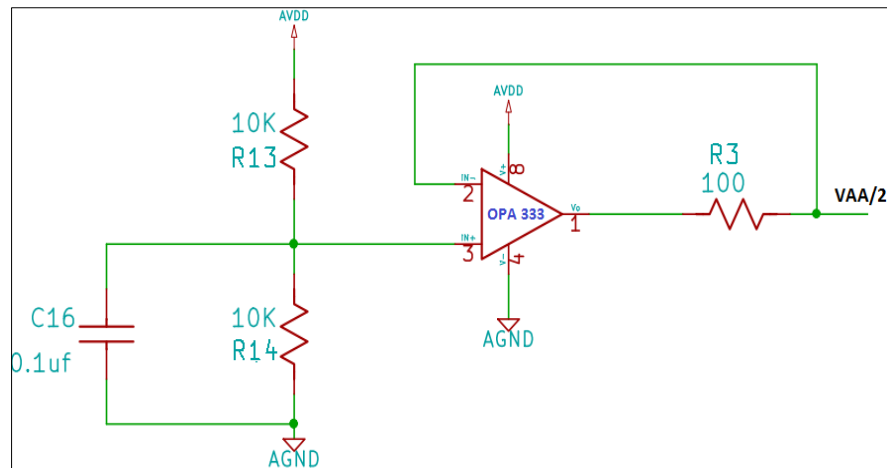
Figura 16. Circuito de protección y de referencia



Fuente. Los autores.

3.1.2.2 Etapa de referencia. La etapa de referencia se encarga de mantener la línea de base del ECG en un valor de 1.6 voltios, esto se debe a la alimentación *single supply* de los dispositivos utilizados en el ECG, ya que la lógica de operación del microcontrolador del equipo médico es de 3.2 voltios. Dicha línea de base es establecida mediante la implementación de un circuito como el que se muestra a continuación:

Figura 17. Circuito de referencia del ECG



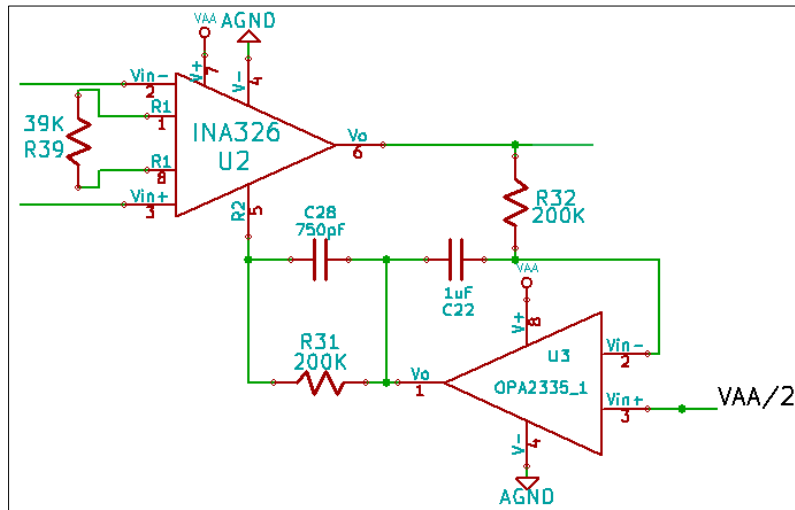
Fuente. Los autores.

3.1.2.3 INA: Amplificador de Instrumentación. Esta etapa se distingue por 3 objetivos:

- Poseer un acople diferencial que permita cancelar las señales en modo común captadas por los electrodos, dentro de las cuales se cuenta el ruido de la línea en caso de utilizarla, además de las componentes captadas por el cuerpo humano.
- Traer la señal a rango útil para la detección del ritmo cardiaco a partir de la señal derivada de los electrodos, la cual posee una amplitud aproximada de 1 mv pk – pk.
- Mantener la línea base del EKG en 1.6 voltios por medio del circuito integrador implementado con el OPA 2335.

Lo anterior se logra por medio de INA 326, este amplificador de instrumentación se caracteriza por su buen rendimiento, estabilidad de la señal de salida y baja amplificación de ruido, además de una relación de rechazo en modo común de 90 dB a la ganancia establecida de 10.25 V/V por medio de las resistencias R31 y R39.

Figura 18. Circuito amplificador e integrador

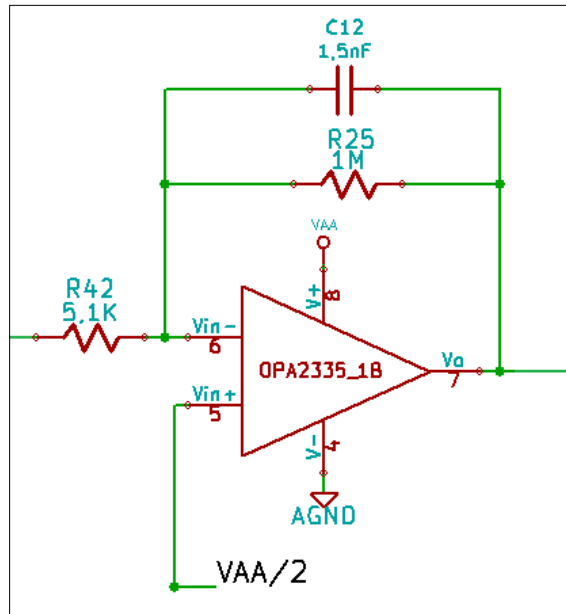


Fuente. Los autores.

3.1.2.4 Atenuación y *antialiasing*. Los objetivos de esta etapa son los siguientes:

- Proporciona una ganancia de 196,078 V/V, de manera que la ganancia total para el ECG corresponda al producto de $10,25 \times 196,078 = 2009,8$ V/V.
- Atenuar frecuencias altas indeseadas, debido a posibles desacoples de los electrodos.
- Servir como filtro *antialiasing* para la etapa siguiente de muestreo a ser realizada por el ADC del microcontrolador.

Figura 19. Circuito de atenuación y *antialiasing*



Fuente. Los autores.

La frecuencia de corte para el filtro *antialiasing*, es definida como se muestra a continuación:

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_{25} C_{12}} = \frac{1}{2\pi * 1M\Omega * 1.5nf} = 106.103 \text{ Hz}$$

3.1.3 El Microcontrolador. El presente apartado tiene como objetivo la descripción de los procesos realizados en el microcontrolador, así como la descripción de las necesidades del sistema biomédico en cuanto a memoria de programa y módulos de operación del microcontrolador se refiere.

Tabla 2. Características del microcontrolador

Device	Flash Program Memory (bytes)	SRAM Data Memory (bytes)	I/O	10-Bit A/D (ch)	CCP/ ECCP (PWM)	MSSP		EUSART	Comparators	Timers 8/16-Bit	External Bus	PMP/PSP	
						SPI	Master I ² C™						
PIC18F87J50	128K	3904*	65	12	2/3	2	Y	Y	2	2	2/3	Y	Y

Fuente: PIC18F87J50 *Family Datasheet*

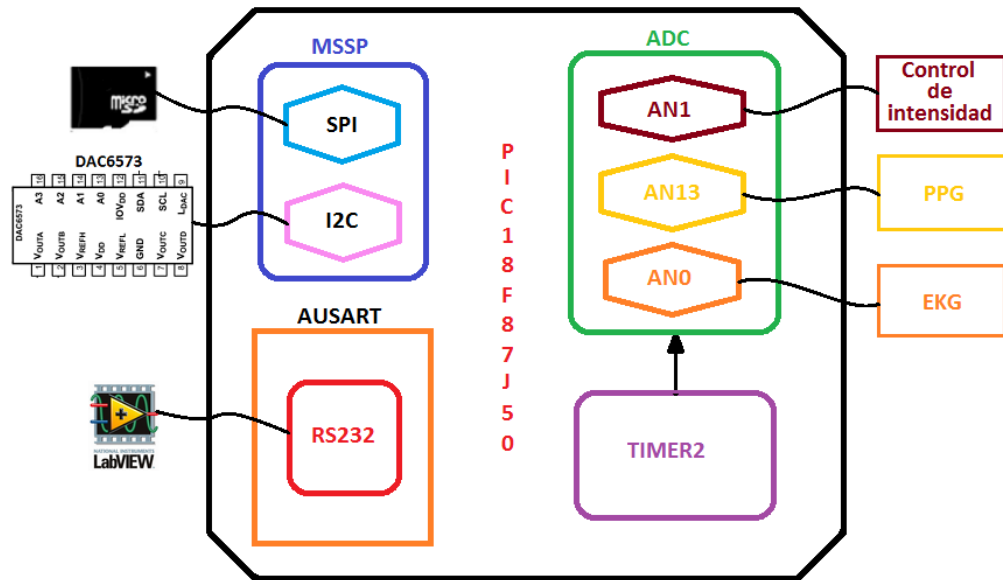
3.1.3.1 Elección del microcontrolador. El modulo biomédico completo, compuesto por el oxímetro de pulso, el electrocardiograma y la etapa de almacenamiento o *datalogger*, sustenta sus funciones en las virtudes a continuación expuestas del microcontrolador PIC18F87J50. La integración de las etapas que componen el modulo biomédico, presentan ciertos requerimientos en relación a la memoria de programa, los módulos de comunicación y el consumo de potencia.

El PIC18F87J50 logra cumplir con todas las exigencias, ya que su consumo de potencia es del orden de los nano-vatios, además de que el reloj de su sistema alcanza una velocidad de 48 MHz.

El almacenamiento de las señales biomédicas en el sistema *datalogger* implementado, requiere el uso de una serie de funciones que se encargan principalmente de la escritura en la memoria micro SD y que por ende ocupan una porción determinada de la memoria de programa del microcontrolador. Dichas funciones se encuentran en el sistema de archivos proporcionado por *Microchip* bajo la herramienta de *software* denominada MDD (*Microchip Memory Disk Drive*)¹⁵.

¹⁵ MICROCHIP Company, MDDFS Interface Library Help, Microchip 2012. Disponible en la web: <http://www.microchip.com>

Figura 20. Módulos implementados en el PIC18F87J50



Fuente: Los autores

La herramienta MDD trae consigo un archivo *demo* de almacenamiento para el PIC18F87J50, el cual exhibe un punto de partida en cuanto al manejo de la herramienta utilizando dicho dispositivo.

Por otra parte, la memoria de programa del microcontrolador no será empleada únicamente con las funciones utilizadas por el *datalogger*, parte de la memoria será también ocupada por las rutinas requeridas para el funcionamiento del oxímetro de pulso y el electrocardiograma, expuestas y descritas en el apéndice B, de manera que el consumo de memoria total se relaciona en la tabla 3.

El PIC18F87J50 no solo cubre las exigencias de memoria necesaria, tiene además los módulos de comunicación necesarios para la implementación del dispositivo biomédico. El microcontrolador cuenta con 2 módulos MSSP designados como MSSP1 y MSSP2, de forma tal que el primero es utilizado en

modo SPI (Serial Peripheral Interface) en la comunicación entre el microcontrolador y la memoria micro SD mientras el segundo módulo es utilizado en modo I2C que correspondiente a la comunicación entre el DAC6573 y el microcontrolador.

Tabla 3. Consumo en memoria de programa y memoria RAM

Funciones y rutina	Memoria de programa	Memoria de datos RAM
Write enabled (MDD)	17366 bytes	0 bytes
FSprintf enabled (MDD)	No comprobable en condiciones especificadas	
PGM function enabled (MDD)	2640 bytes	0 bytes
Rutina principal (main.c)	1868 bytes	332 bytes
Total	21874 bytes	332 bytes

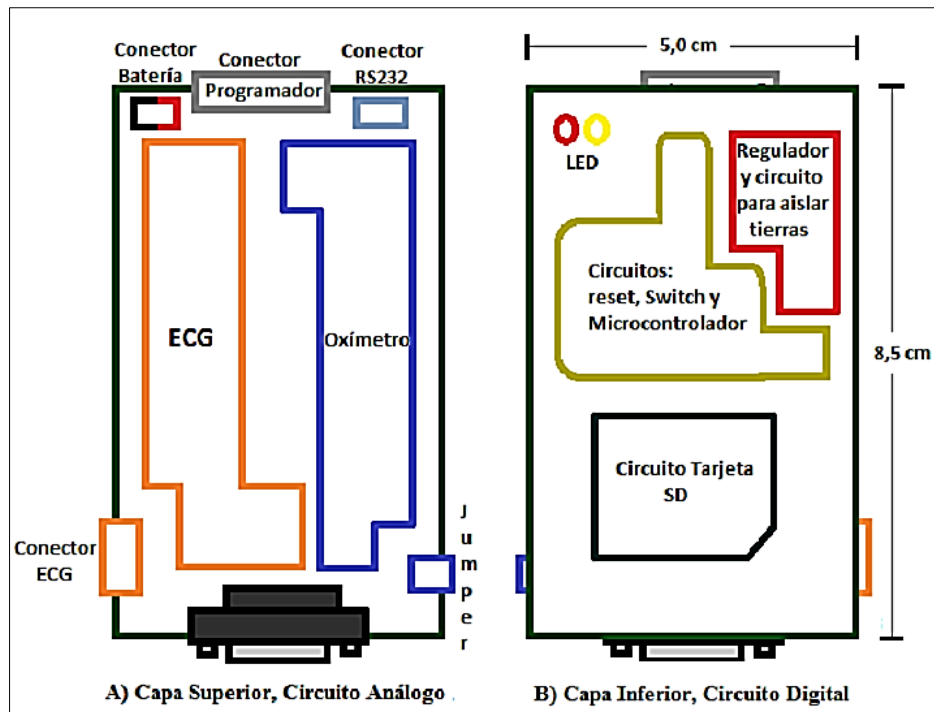
Fuente: Los autores.

Otro módulo de comunicación empleado es el módulo EUSART (Enhanced Universal Synchronous Asynchronous receiver transmitter) el cual se comunica vía RS232 con un puerto COM del ordenador, para ver las señales en tiempo real y para evitar el almacenamiento continuo en la tarjeta SD, durante el proceso de pruebas y análisis.

3.1.4 Diseño de la PCB. El diseño de la tarjeta de circuito impreso es realizado bajo los límites impuestos por las características del sistema biomédico, como por ejemplo, la portabilidad, las interferencias entre circuitos de naturaleza análoga y digital, la eliminación de ruido para la fuente compartida, etc.

La figura siguiente describe la disposición de los diferentes circuitos que conforman el sistema Biomédico construido.

Figura 21. Disposición de los circuitos en la PCB



Fuente. Los autores.

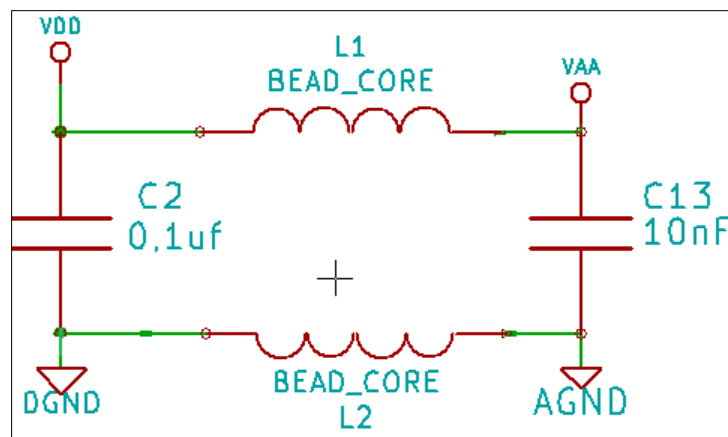
Para mitigar la aparición de ruido, dentro de los circuitos analógicos, debido a los circuitos de alimentación y digitales, es prudente separarlos en las caras opuestas de la PCB, como se muestra en la figura 21.

Por otra parte, para resolver los problemas que producen las interferencias existen distintos métodos. Uno de los más utilizados para mitigar las interferencias conducidas a través de los cables es el uso de materiales de ferrita. Los núcleos de ferrita, aplicados adecuadamente son una solución simple, efectiva y barata para poder reducir el ruido y oscilaciones parásitas¹⁶.

¹⁶ Universidad de Sevilla DIE, Practica 10: Interferencias Electromagnéticas, 4º Curso de ingeniero de Telecomunicación, Departamento de Ingeniería Electrónica, 2005. p. 1.

A partir de lo anterior se decide implementar un filtro tipo LC, el cual utiliza inductores de ferrita (*Bead Core*) que eliminan componentes de alta frecuencia, garantizando la reducción de ruido de la fuente de alimentación común a todos los circuitos de la PCB, de manera que la parte analógica no se vea afectada por las componentes de alta frecuencia provenientes de la fuente y el sector digital de la tarjeta. Dicho filtro LC es implementado en la zona de regulación y aislamiento de tierras.

Figura 22. Filtro LC Tipo PI

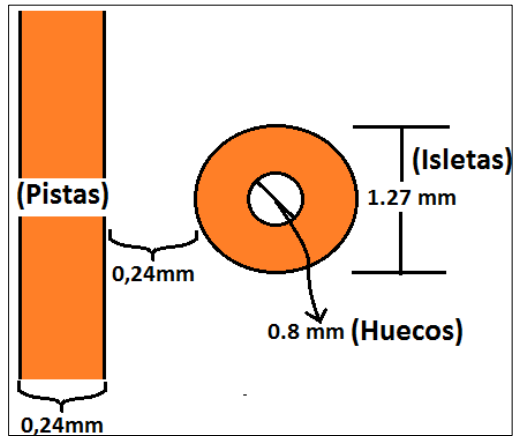


Fuente: Los autores.

Aunque la normas ANSI (American National Standards Institute) establecen un ancho de las pistas mínimo de 0.15 mm para una posible corriente máxima de 500mA entregada por el regulador a 3.3 voltios ubicado en la etapa de regulación¹⁷, se trabajó con un ancho de 0,24 mm debido a las limitaciones expuestas por el fabricante de la tarjeta de circuito impreso.

¹⁷ SMITH de, Nick. ANSI PCB Trace Width Calcuator [online]. 2010. Disponible en la Web: <http://www.desmith.net/NMdS/Electronics/TraceWidth.html>

Figura 23. Limitaciones del fabricante

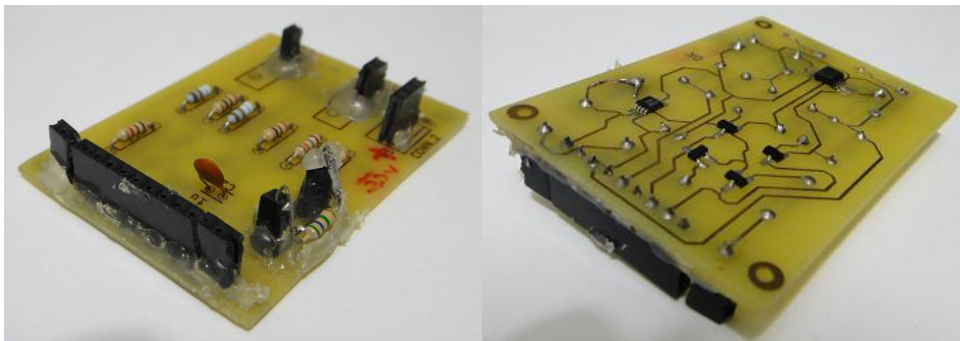


Fuente. Los autores.

3.1.5 Presentación final del dispositivo. Las figuras siguientes presentan los prototipos construidos a lo largo del proceso de desarrollo, desde una versión 1.1 hasta una versión 1.3 del sistema Biomédico.

La primera versión tenía como principal objetivo, la verificación del funcionamiento del circuito puente H encargado del encendido de los LEDs de la sonda en conjunto con el amplificador de transimpedancia opa380.

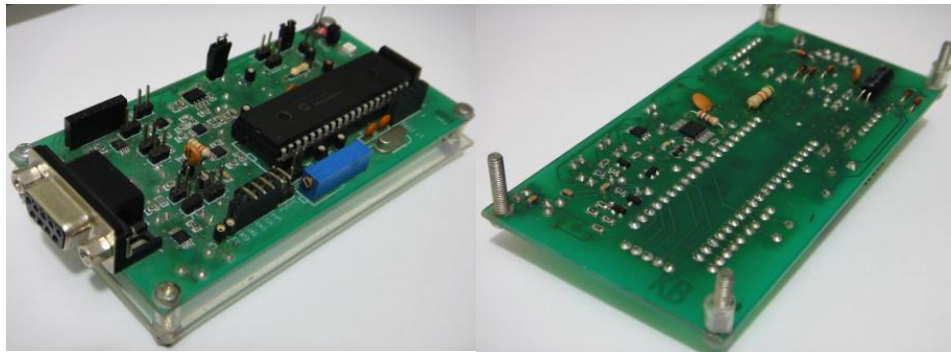
Figura 24. Versión 1.1 de la PCB



Fuente: Los autores.

En una segunda versión, ya se implementa un microcontrolador de gama media (PIC18F4550), encargado de los procesos de control del Oxímetro de pulso así como de la digitalización de la señal electrocardiográfica, para ser visualizada en Labview vía RS232.

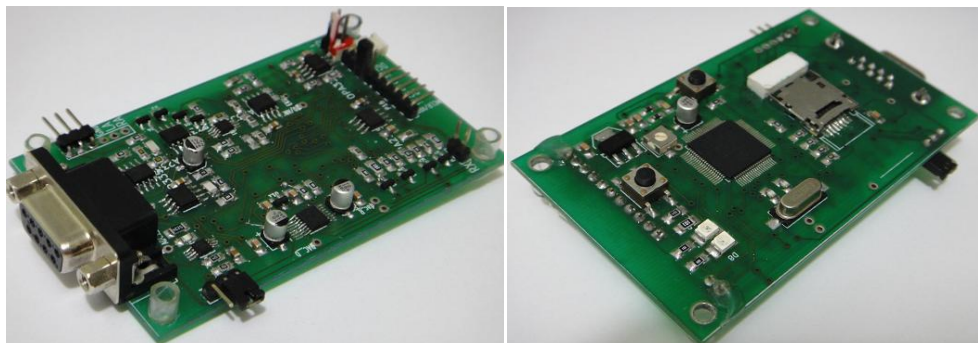
Figura 25. Versión 1.2 de la PCB



Fuente: Los autores

Por último se implementa el sistema biomédico completo, con las características de las anteriores versiones, además de implementar el *Datalogger* para almacenamiento en una memoria micro SD.

Figura 26. Versión 1.3 de la PCB



Fuente: Los autores

3.2 SOFTWARE

3.2.1 Firmware desarrollado para el PIC18F87J50. La programación del PIC18F87J50 es llevada a cabo bajo el entorno de desarrollo ofrecido de forma libre por *Microchip*, más conocido por el nombre de *MPLAB IDE 8.88*. Este entorno es un *set* de herramientas encargado del desarrollo de aplicaciones en sistemas embebidos¹⁸.

El compilador utilizado, responde al nombre de *MPLAB C18 Compiler*, el cual ofrece versiones gratuitas como la versión *LITE* e incluso la versión completa bajo un periodo de prueba. Para programar el microcontrolador se construyó e implemento la programadora PICKit2.

El microcontrolador escogido, utiliza los siguientes módulos de la forma que se lista a continuación:

- *ADC* (10 bits) – modulo encargado del muestreo de las señales a ser detectadas, para realizar los controles de intensidad de los *LEDs* y de rango de la señal fotopleletismografica, además de muestrear la señal electrocardiográfica con un periodo de muestreo de 4 ms, de manera que no sea afectado el rango de frecuencias de interés, cuya frecuencia máxima oscila alrededor de 50 Hz.
- *TIMER2* (8 bits) – Modulo encargado de disparar la interrupción donde se llevan a cabo algunos procesos, entre estos el de muestreo.
- *MSSP* – modulo encargado de la comunicación serial con la tarjeta *micro SD* y de la comunicación bajo el protocolo I2C con el DAC6573.

¹⁸www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=1406&dDocName=en019469&part=SW007002

- EUSART– modulo encargado de la comunicación serial vía RS232 con el ordenador.
- OSCILLATOR – Encargado de establecer la velocidad del procesador a 48 MHz.

A continuación se presenta el diagrama del flujo del programa. Se observa la rutina principal y la subrutina de interrupción del programa. En el apéndice B se encuentra el Firmware desarrollado para el PIC18F87J50.

En la figura 28 se utiliza el número “1” en el círculo, con el ánimo de hacer notar que si la bandera de interrupción no se activa, el flujo del programa se mantendrá operando en la rutina principal, al mismo tiempo que se revisa constantemente el estado de dicha bandera de interrupción. Una vez la bandera se activa pasados 2 ms, el programa continua su proceso en la subrutina de interrupción, donde al terminar sus tareas retorna al registro almacenado por la pila o *Stack* del microcontrolador, cuando la bandera de interrupción IF se activa.

Figura 27. Rutina principal

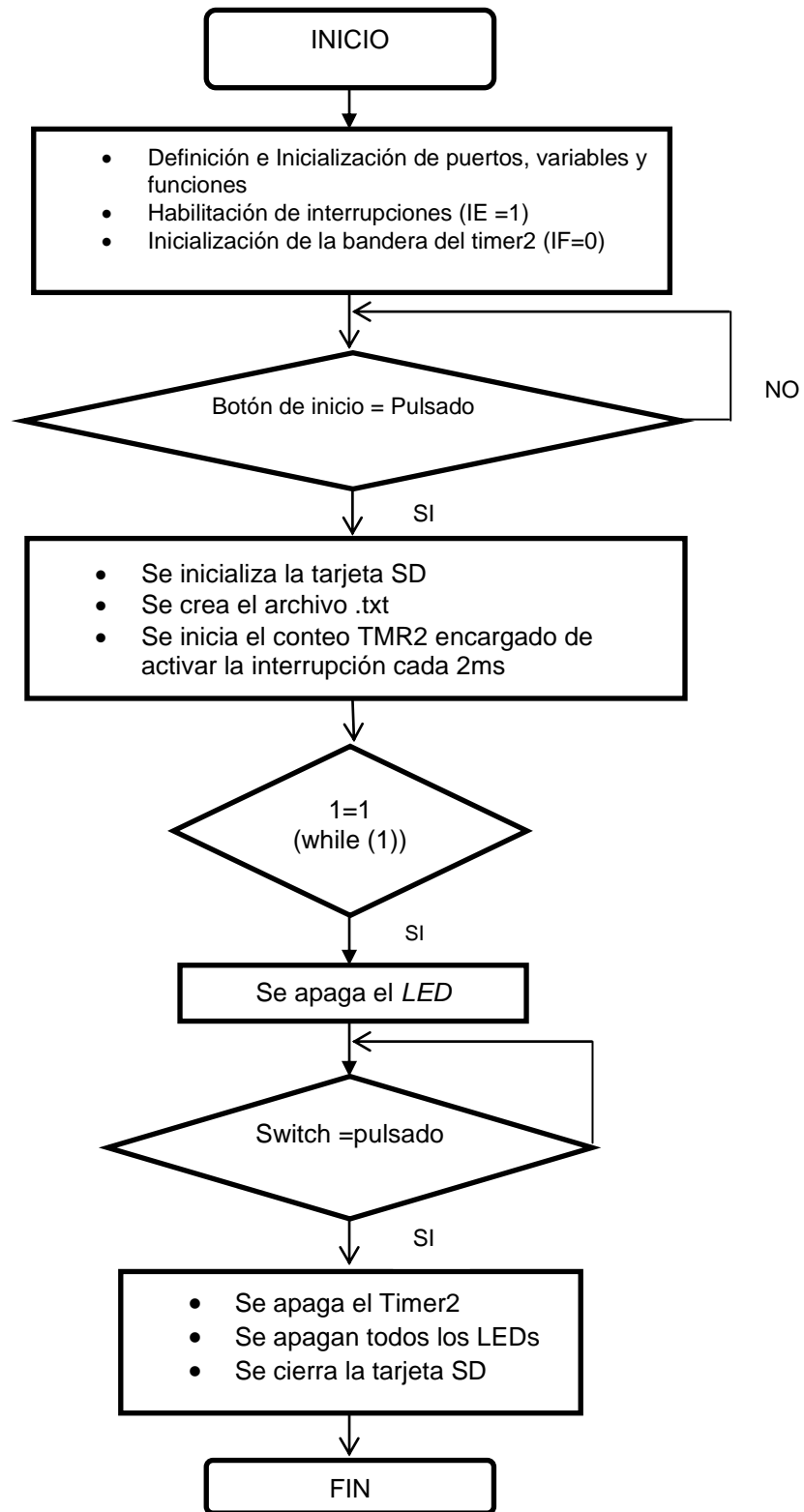
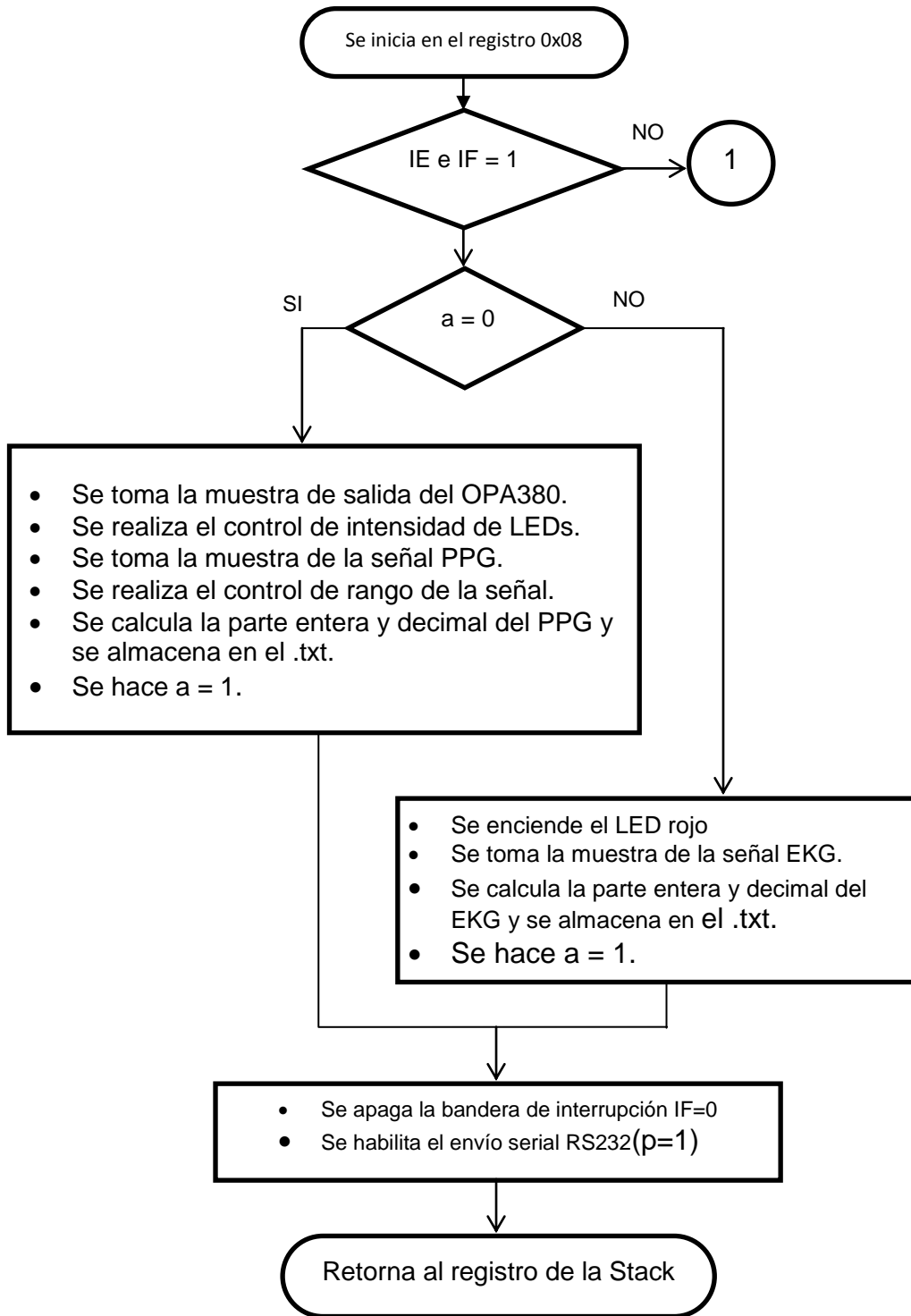


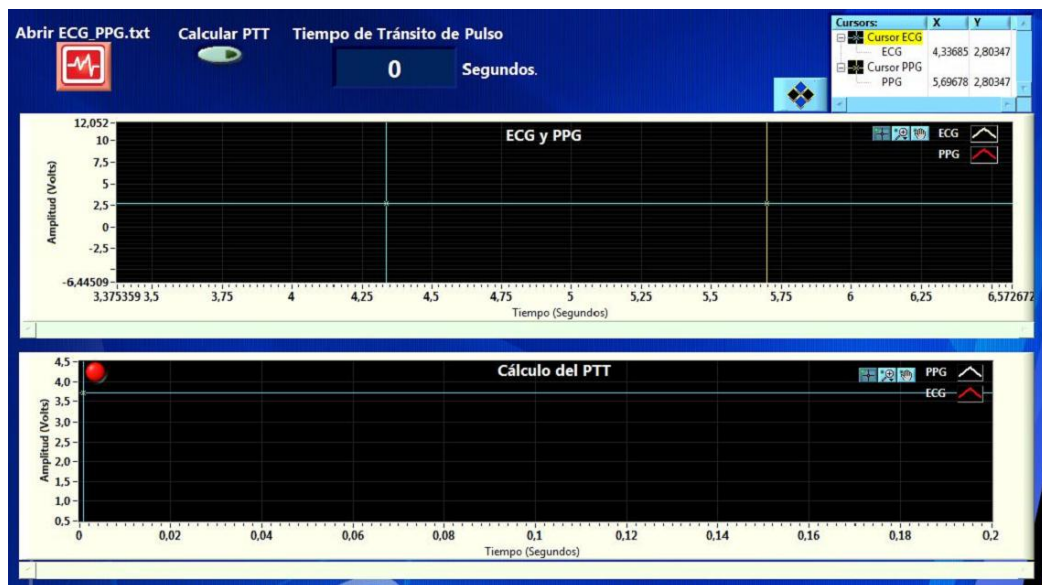
Figura 28. Subrutina de interrupción



3.2.2 Interfaz gráfica con Labview. La visualización de las señales de pulso y electrocardiográfica, es llevada a cabo utilizando la herramienta *Labview*. Dicha herramienta, permite la lectura de los datos de las señales almacenadas en la memoria micro SD por medio del *Datalogger*. En la figura 30 se detalla el diagrama de flujo correspondiente al proceso realizado por interface gráfica.

En la siguiente figura se explica el funcionamiento y los elementos que componen la interface de usuario, compuesta por dos botones ubicados en la parte superior izquierda, un indicador del tiempo de transito de pulso y dos gráficos.

Figura 29. Interfaz gráfica de usuario

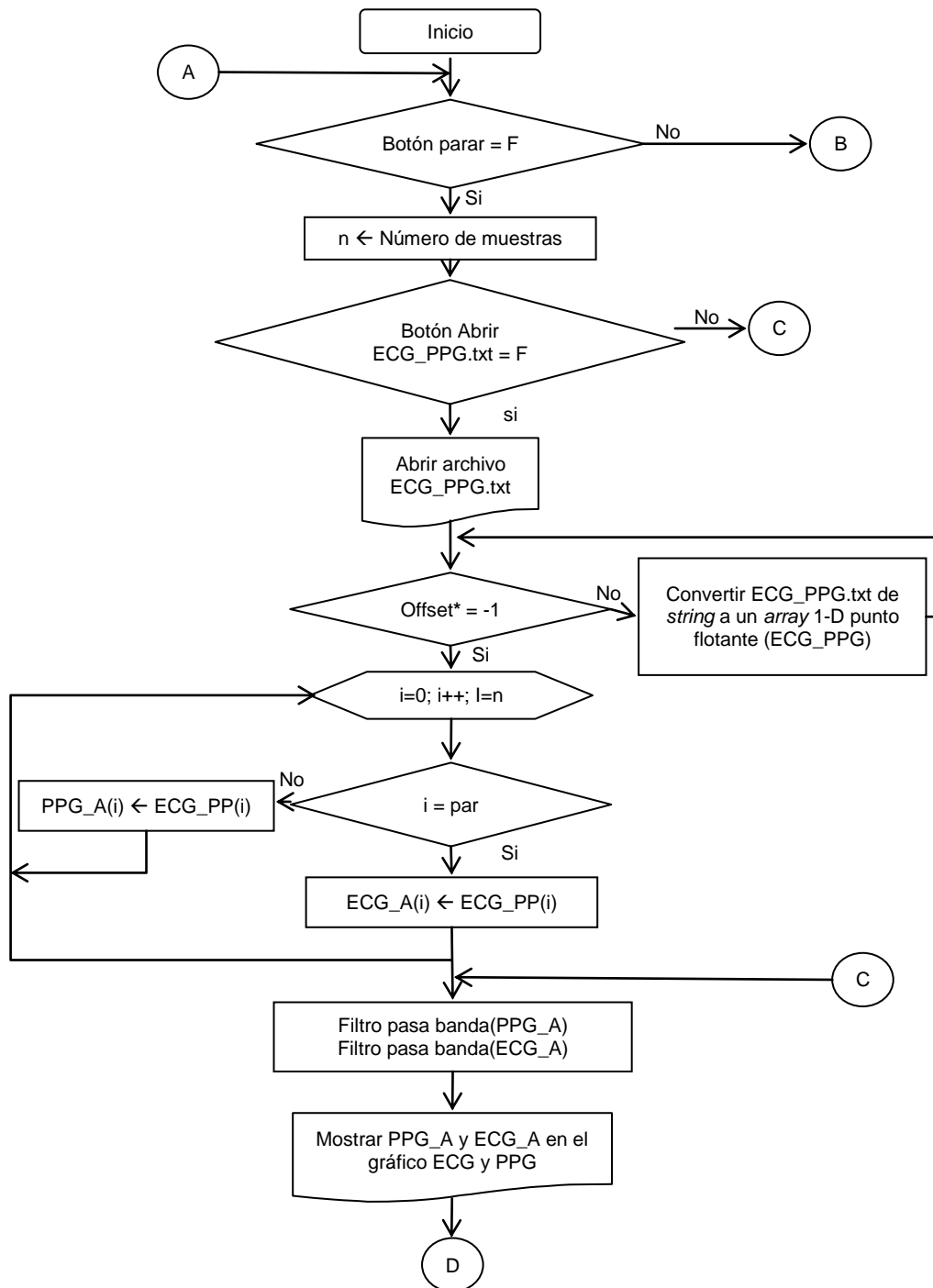


Fuente: los autores

Botones:

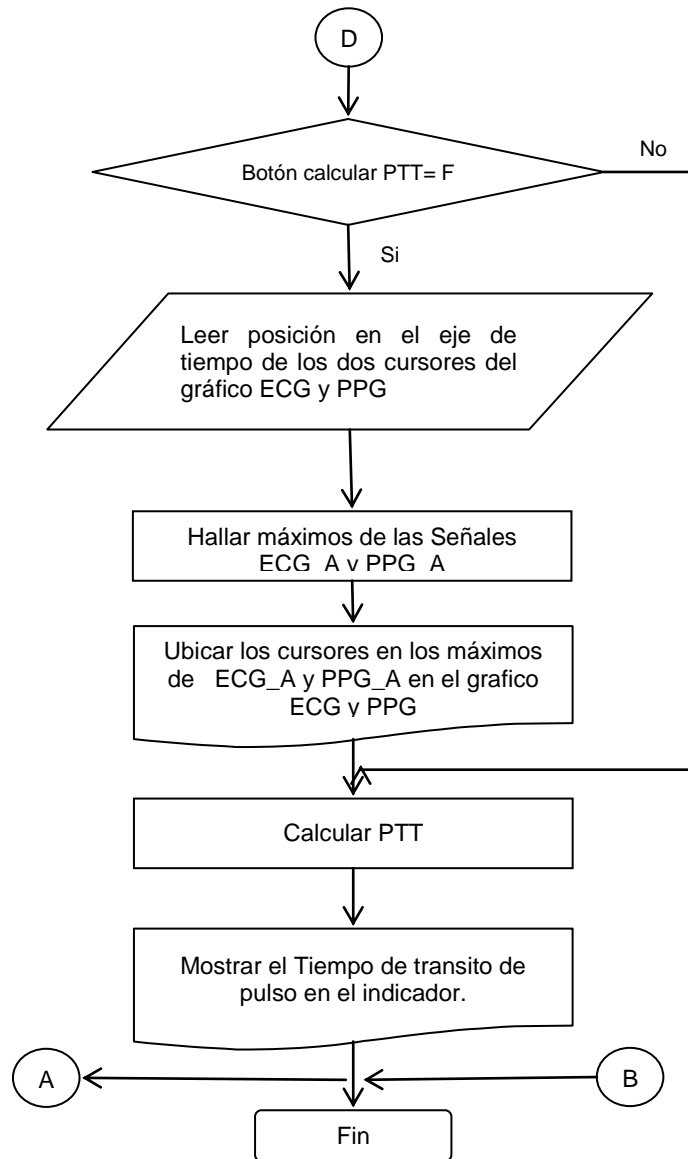
- **Abrir ECG_PPG.txt:** permite abrir el archivo ECG_PPG.txt guardado en la memoria SD.

Figura 30. Diagrama de flujo interfaz gráfica



* La variable **offset** toma el valor de -1 cuando termina de recorrer el vector.

Continuación de la figura 30...



- **Calcular PTT:** la activación de este botón, halla los máximos de cada una de las señales, calcula el tiempo de transito de pulso y normaliza las señales.

Gráficos:

- **ECG y PPG:** muestra las señales abiertas mediante el uso del botón Abrir ECG_PPG.txt.

- **Cálculo del PTT:** Muestra la porción de gráfica contenida entre el cursor amarillo y azul de la gráfica **ECG_PPG**.

Botones de Gráficos: Cada gráfico tiene tres botones en la parte superior derecha, los cuales son descritos a continuación.



Activa el movimiento de los cursores.



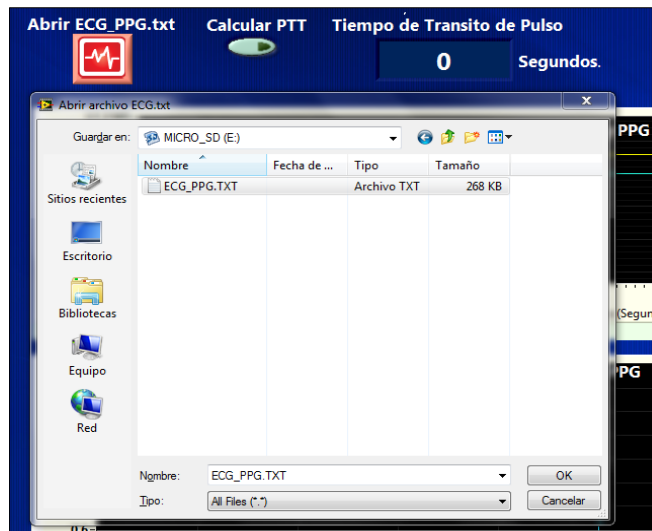
Permite las opciones de zoom.



Permite mover las señales.

Modo de uso: Con el botón Abrir **ECG_PPG.txt** se cargan las dos señales en el gráfico **ECG_PPG** dando doble clic sobre el archivo ECG_PPG.txt almacenado en la memoria micro SD.

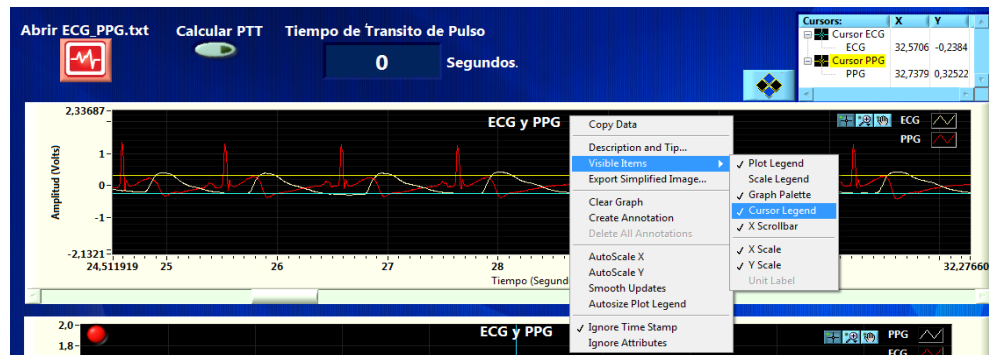
Figura 31. Apertura de la tarjeta micro SD paso 1



Fuente: los autores

Una vez cargadas las señales, es posible desplazarse en el eje horizontal con el ánimo de ubicar la zona de interés para cálculo del PTT, a continuación se da clic derecho sobre el gráfico **ECG y PPG**, se selecciona el menú *Visible Items* y luego el submenú *Cursor Legend* para mostrar la tabla de los cursores como se ejemplifica en la siguiente figura 31.

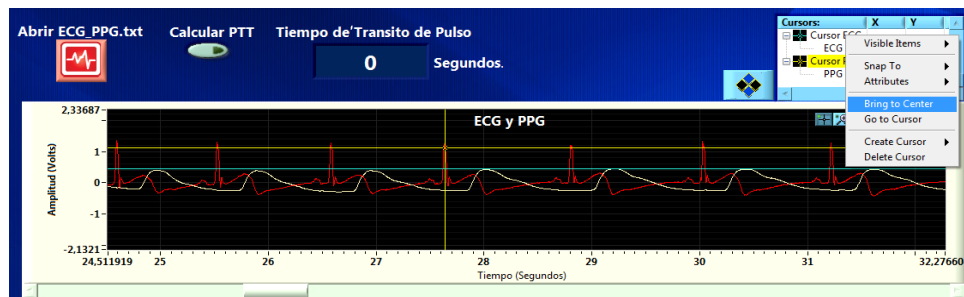
Figura 32. Apertura de la tarjeta micro SD paso 2



Fuente: los autores

En la tabla de cursores se pueden observar el cursor PPG y el cursor ECG. Para traer el cursor del ECG al centro de la gráfica se pulsa clic derecho del mouse sobre *Cursor ECG* en la tabla de cursores y se escoge del menú la opción *Bring to Center* como se muestra en la siguiente figura, este procedimiento se repite para el *Cursor PPG*.

Figura 33. Ubicación de los cursores

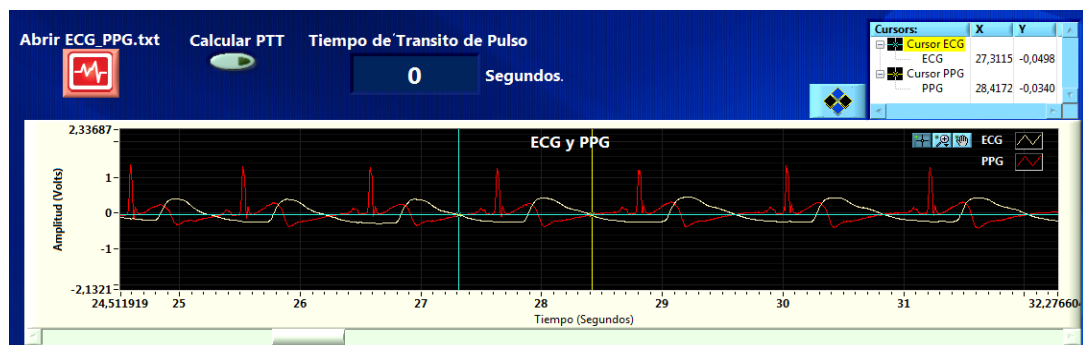


Fuente: los autores.

Con los cursores en el centro de la gráfica se selecciona el botón para activar su movimiento, produciéndose un cambio en la figura indicadora del mouse, de una flecha a una cruz.

El *Cursor ECG* debe ubicarse antes de la onda R de la señal del ECG mientras que el *Cursor PPG* debe ser ubicado después del *cursor ECG* y antes de la siguiente onda R, de forma tal que en el intervalo entre cursores se presente la onda R del ECG y la cresta de la señal de pulso PPG, donde se pretende medir el tiempo de transito de pulso cardiaco, como se muestra en la siguiente figura.

Figura 34. Rango de medida



Fuente: los autores

Una vez se ubican los cursores, se presiona el botón calcular PTT, desplegándose en el Grafico titulado *Cálculo del PTT*, la porción de las señales del ECG y PPG definidas previamente para realizar la medición, además de que se muestra el valor de PTT calculado en el indicador del tiempo de transito de pulso.

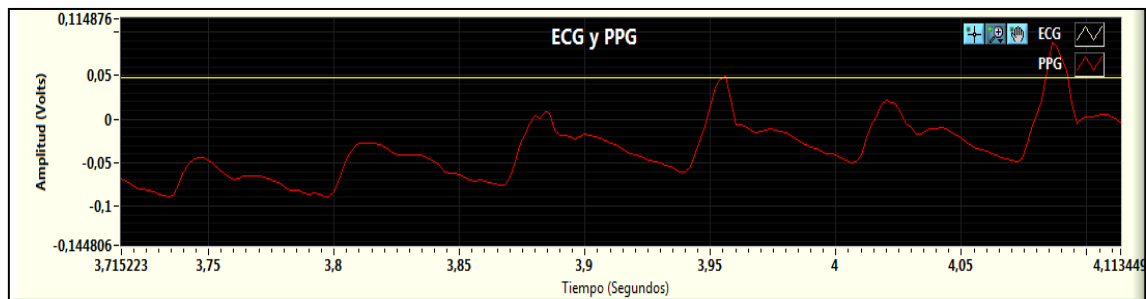
4. ANÁLISIS DE DATOS Y RESULTADOS

4.1 ONDA DE PULSO

Con base a los dispositivos escogidos para la construcción de la sonda, a partir de parámetros como la capacitancia de juntura, la corriente oscura (DarkCurrent) y algunos otros mencionados en el apéndice E, se construye una sonda para oximetría de pulso (ver Apéndice E para más información).

Los resultados obtenidos con la sonda construida son semejantes a los observados en equipos típicos de oximetría de pulso, no obstante, la onda fotopleletismografica derivada de esta sonda puede presentar variaciones, en la medida en que la presión ejercida por la sonda sobre el dedo del paciente, no se mantiene constante durante el lapso de tiempo en que se lleva a cabo la medición. Como se observa en la figura siguiente, la dificultad encontrada para mantener dicha presión regular y constante, produce una señal fotopleletismografica que puede ser optimizada mediante un mejor diseño ergonómico que garantice una presión regular.

Figura 35. Señal de salida PPG

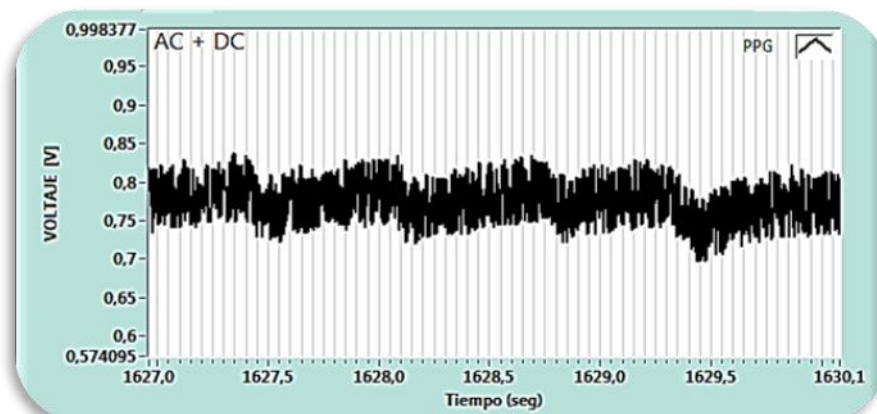


Fuente: los autores.

Debido a la incertidumbre aportada por la sonda diseñada, se implementa una sonda BCI, para oximetría de pulso. Dicha sonda posee características similares a la sonda construida, con la diferencia de tener un mejor diseño ergonómico, en cuanto a los filtros de recubrimiento utilizados y la presión constante ejercida sobre el dedo del paciente.

A partir de las mediciones con la sonda BCI, es posible observar características del comportamiento propio de las etapas del oxímetro de pulso. Se observan los efectos de la resistencia de realimentación ubicada en el amplificador de transimpedancia OPA 380. Dicha resistencia genera un grado de oscilación a la salida del operacional, la cual es mitigada mediante la ubicación de un capacitor de realimentación que se acerque a la capacitancia de entrada del operacional.

Figura 36. Salida OPA 380 (amplificador de transimpedancia)



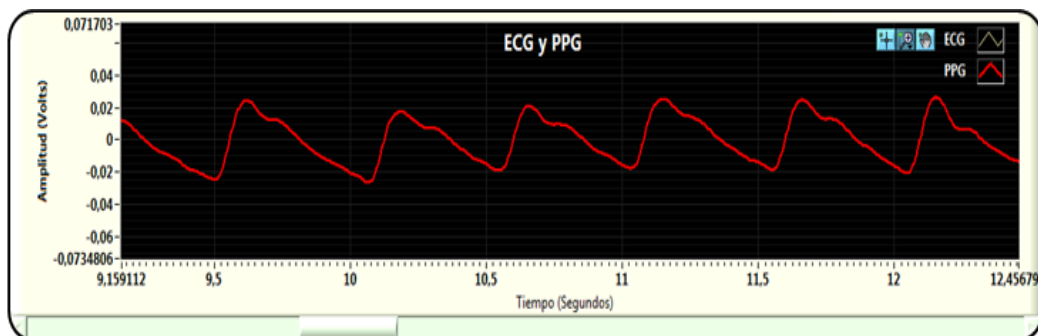
Fuente. Los autores.

La señal anterior posee componentes de AC y DC, siendo la primera, la señal de interés a amplificar. La necesidad de aminorar los efectos de la componente de DC, precisa la implementación de un control de rango a la salida del operacional

OPA 2335 (salida V2 de la figura 9), control detallado en el apéndice B relacionado con la rutina principal implementada en lenguaje C de programación.

Los resultados obtenidos en la salida del operacional 2335 correspondiente a la segunda etapa de amplificación del oxímetro de pulso, presenta el comportamiento típico de la onda fotopleletismografica¹⁹ y se muestra a continuación.

Figura 37. Onda típica de pulso



Fuente: Los autores.

4.2 ANÁLISIS DE CONSUMO DE ENERGÍA

El consumo de corriente, es también uno de los tópicos relevantes en el caso particular de los módulos electrónicos portátiles, ya que de este gasto de energía depende en gran medida la duración de la batería utilizada para alimentar el circuito.

¹⁹ SMITH, Robin, P.; ARGOD, Jérôme et al. Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications, Thorax 54: p 452 – 457, 1999.

El equipo biomédico construido, está conformado en gran parte por amplificadores operacionales, 8 exactamente, cuyas referencias y corrientes de polarización se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 4. Consumo de corriente en amplificadores operacionales

Referencia	Cantidad	I de polarización Típico	I de polarización máximo
OPA 380	1	3 pA	±50 pA
OPA2335	5	70 pA	±200 pA
INA326	1	±0.2 pA	±2 pA
OPA333	1	±70 pA	±200 pA
Fuente: Los autores.			

Como se observa en la tabla anterior, el consumo de corriente debido a los amplificadores operacionales oscila en el orden de los pico amperios, de manera que el mayor gasto de energía se debe a la dinámica de funcionamiento del esquema puente H encargado del encendido de los LEDs.

A continuación se presentan los dos casos extremos de consumo de corriente para el puente H, estos casos representan el mínimo y máximo valor de tensión que el DAC puede poner en la base de los transistores NPN, debido al control de intensidad de los LED, desarrollados en software.

Tabla 5. Consumo de corriente LED rojo

Caso Extremo 1		Caso Extremo 2	
Ruta de la corriente	Corriente consumida	Ruta de la corriente	Corriente consumida
Q4 - Led rojo -Q1	$\frac{0,066 \text{ V}}{20 \Omega} = 3.35 \text{ mA}$	Q4 - Led rojo -Q1	$\frac{0,25 \text{ V}}{20 \Omega} = 12.5 \text{ mA}$
B Q4- 1K – PNPR	$\frac{2.35 \text{ V}}{1 \text{ K}\Omega} = 2.35 \text{ mA}$	B Q4 - 1K - PNPR	$\frac{2,48 \text{ V}}{1 \text{ K}\Omega} = 2,48 \text{ mA}$
B Q1- 5.1k- GND	$\frac{0,7 \text{ V}}{5 \text{ K}\Omega} = 0.14 \text{ mA}$	B Q1- 5.1k- GND	$\frac{0,92 \text{ V}}{5 \text{ K}\Omega} = 0.184 \text{ mA}$
Fuente: los autores.			

Tabla 6. Consumo de corriente LED infrarojo

Caso Extremo 1		Caso Extremo 2	
Ruta de la corriente	Corriente consumida	Ruta de la corriente	Corriente consumida
Q3 - Led IR - Q2	$\frac{0,067 \text{ V}}{20 \Omega} = 3.35 \text{ mA}$	Q3 – Led IR – Q2	$\frac{0,26 \text{ V}}{20 \Omega} = 13 \text{ mA}$
B Q3- 1K - PNPIR	$\frac{2,5 \text{ V}}{1 \text{ K}\Omega} = 2.5 \text{ mA}$	B Q3- 1K - PNPIR	$\frac{2,49 \text{ V}}{1 \text{ K}\Omega} = 2.49 \text{ mA}$
B Q2- 5.1k- GND	$\frac{0,7 \text{ V}}{5 \text{ K}\Omega} = 0.14 \text{ mA}$	B Q2- 5.1k- GND	$\frac{0,92 \text{ V}}{5 \text{ K}\Omega} = 0.184 \text{ mA}$
Fuente: los autores			

El consumo promedio medido del sistema biomédico, corresponde a 38 mA. Debido a que se utiliza una batería con una capacidad de 200 mAh, la duración de la batería se calcula como se muestra en seguida.

$$\frac{200 \text{ mAh}}{38 \text{ mA}} = 5.26 \text{ Horas}$$

El cálculo anterior define una duración de la batería que se aproxima a 5 horas y media.

4.3 ELECCION DE LA FRECUENCIA DE MUESTREO

Debido a que el código de programación expuesto a manera de diagrama de flujo en la figura 27 y detallado en el apéndice B, se componía inicialmente de una rutina principal y una rutina de interrupción activada cada 2ms, fue necesario asegurarse de que el tiempo de desarrollo de tareas asignadas a la rutina de interrupción fuese menor al tiempo que se acaba de mencionar, de lo contrario, algunas interrupciones consecutivas durante el desarrollo del programa no serían ejecutadas. Lo anterior podría terminar en procesos inconclusos o atrasados y en una frecuencia de muestreo diferente a la programada.

Tabla 7. Tiempos de ejecución

Proceso	Tiempo
ADC_1_R	32 us
Control de Rango	8 us
PICK_CHANNEL (DAC)	123 us
Fsfprintf	2.204 ms
ADC_PPG	32.6 us

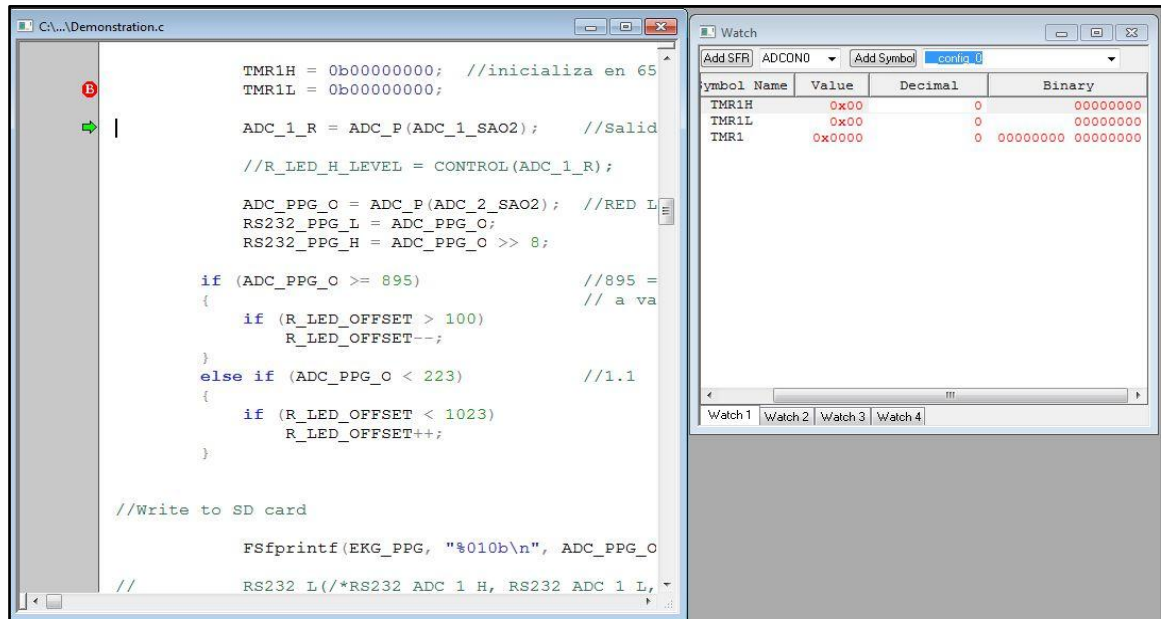
Fuente: los autores

La tabla anterior expone los tiempos de ejecución requeridos por las tareas asignadas a la interrupción, entre estos el proceso de muestreo. Los tiempos mostrados, son definidos por medio del “*stop watch*”²⁰, a excepción de procesos relacionados con dispositivos externos como el proceso de escritura en la tarjeta *micro SD*, las comunicaciones I2C y la comunicación serial.

El tiempo de escritura empleado por la función FSFprintf en la *micro SD*, es entonces medido mediante la opción de *debugeo* facilitada por la tarjeta PICKit2 y la medida de tiempo proporcionada por el módulo de conteo *TIMER1* del microcontrolador, como se ejemplifica en la figura siguiente.

²⁰www.dsa.uqac.ca/~rbeguena/Systemes_Microprocesseurs/Version2008/Cours/MPLAB%20tutorial%20%28v6.62%29.pdf

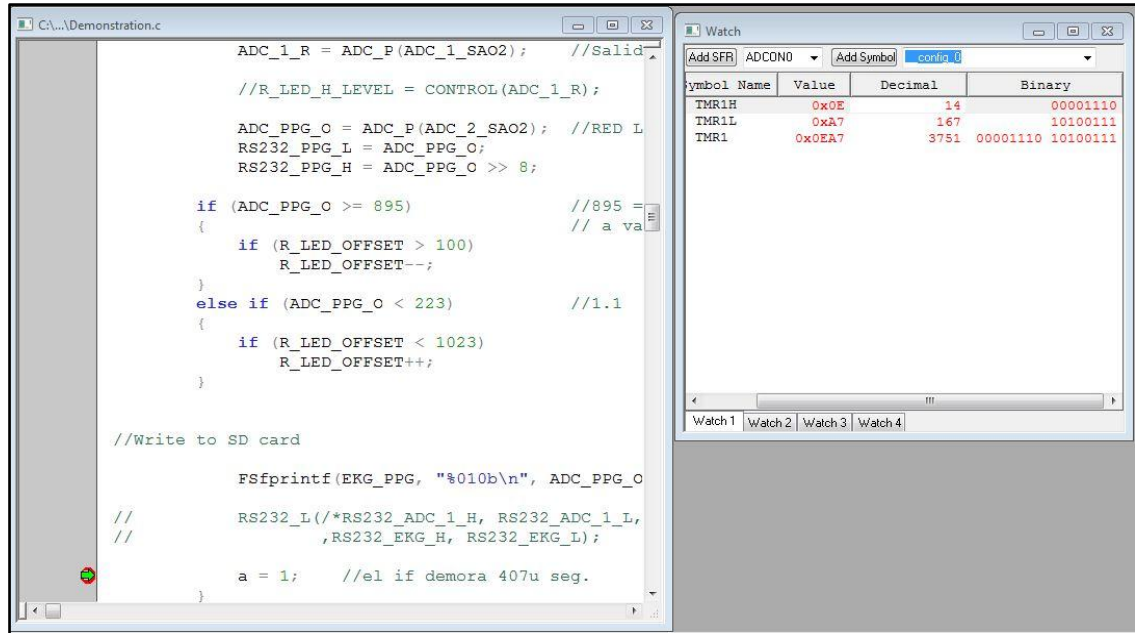
Figura 38. Timer 1 (TMR1) inicializado en ceros.



Fuente: los autores

En la figura 38, se inicializa el conteo del *Timer1* (TMR1 = 0x00) al activarse la rutina de interrupción. En la figura siguiente se observa el conteo realizado por parte del Timer1, una vez las tareas asignadas a la rutina de interrupción son finalizadas.

Figura 39. Duración de La rutina de interrupción.



Fuente: Los autores

El *Timer1* realiza su conteo 3751 veces, lo cual es equivalente a 2.5 ms con un gasto de tiempo de escritura en la memoria *SD* de 2.204 ms como se enuncia en la tabla 7.

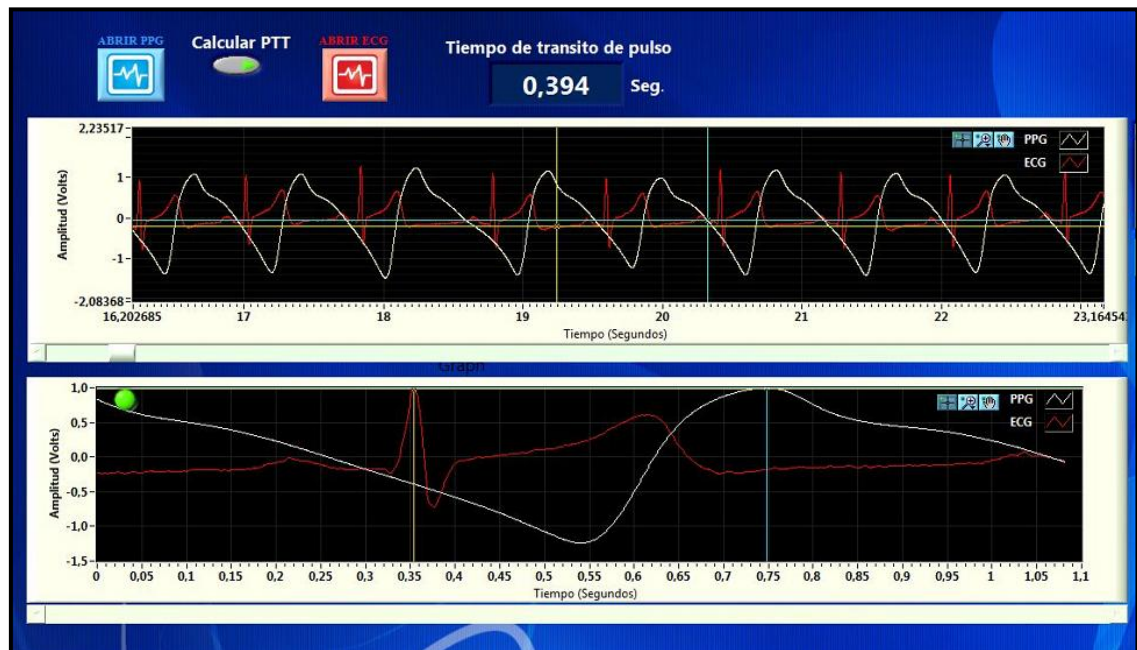
El proceso expuesto de medición de tiempos en el firmware del programa, implica necesariamente la disminución de la frecuencia de muestreo inicialmente escogida de 500 Hz a 333.3 Hz, de manera que el funcionamiento del sistema biomédico no se vea afectado por posibles retrasos en algún proceso desarrollado por el microcontrolador.

Esta disminución de la frecuencia de muestreo de las señales, no afecta los resultados esperados, ya que el sistema maneja frecuencias bajas por debajo de los 40 Hz, de manera que la frecuencia de *Nyquist* es excedida en un factor de 8.

4.4 COMPARACIÓN DEL PTT CON EL EQUIPO POWERLAB 16/30

En base a las muestras obtenidas del equipo powerlab 16/30 se obtienen la gráfica de la figura siguiente, esto permite el cálculo del PTT a partir del posicionamiento automático de los cursores.

Figura 40. PTT a partir de muestras del equipo PowerLab 16/30



Fuente. Los autores.

De igual forma se obtienen los datos relacionados de PTT, en base a las señales y muestras obtenidas con el equipo construido. La figura 41 evidencia el proceso de ubicación de cursores en determinado periodo de las señales.

La tabla 8, presenta 19 muestras del PTT obtenidas para ambos equipos, en base a estos resultados se determinar el error en la medida.

Tabla 8. Muestras del PTT registradas

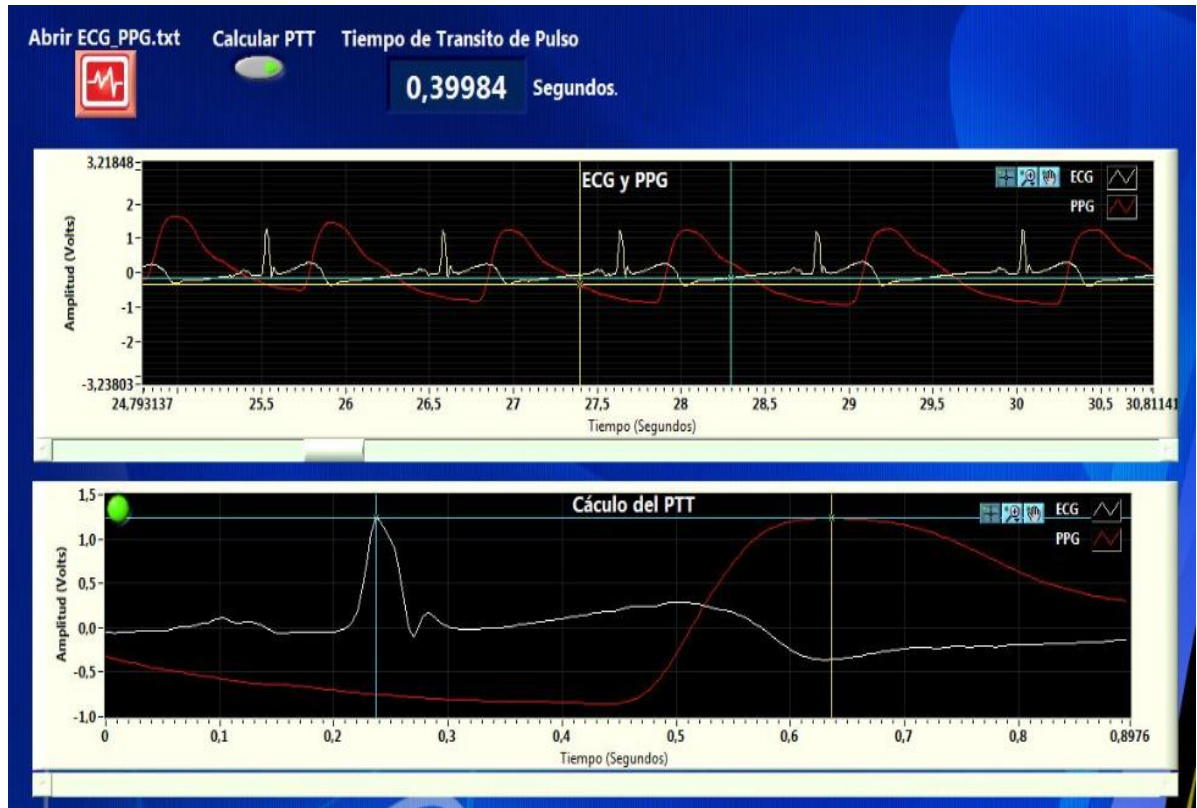
# de periodos	PTT (equipo construido)	PTT (Powerlab 16/30)
1	0,3998	0,395
2	0,3999	0,396
3	0,401	0,401
4	0,3987	0,397
5	0,3902	0,398
6	0,389	0,395
7	0,3991	0,397
8	0,3998	0,391
9	0,41	0,393
10	0,3997	0,395
11	0,3899	0,399
12	0,401	0,41
13	0,3999	0,399
14	0,3967	0,398
15	0,3912	0,397
16	0,3945	0,394
17	0,389	0,395
18	0,388	0,397
19	0,3913	0,392

Fuente. Los autores.

El valor promedio de los PTT obtenidos a partir del equipo construido y el equipo Powerlab 16/30, son respectivamente 0,396247368 y 0,396789474. Por medio de los valor promedio obtenidos se desarrolla el siguiente cálculo de error.

$$\left| \frac{0,396789474 - 0,396247368}{0,396789474} \right| * 100 = 0,136 \%$$

Figura 41. PTT a partir de muestras del equipo construido



Fuente. Los autores.

5. CONCLUSIONES Y OBSERVACIONES

El sistema biomédico construido, se encuentra en capacidad de realizar las operaciones necesarias relacionadas con la adquisición de las señales electrocardiográfica y fotopleismográfica, así como el almacenamiento simultáneo de las mismas en una tarjeta micro SD durante periodos prolongados de tiempo.

La tarjeta integrada, también permite la transmisión serial a los puertos del computador vía RS232. Dicha transmisión es efectuada a una tasa de 57600 baudios. Lo anterior permite el análisis de las señales biomédicas de forma instantánea.

La interfaz de *Labview* facilita la evaluación del tiempo de transito del pulso cardiaco PTT, mediante la ubicación automática de cursores encargados de la detección de los puntos máximos de las señales biomédicas. La diferencia entre los cursores es entonces equivalente al tiempo de transito de pulso cardiaco.

La interfaz gráfica facilita también la adquisición de los datos almacenados en la memoria micro SD, los cuales son utilizados en el cálculo del PTT y facilitan el análisis de posibles anomalías presentes en las señales Biomédicas obtenidas.

Se realizó la comparación de los datos del PTT entre el equipo construido y el equipo PowerLab 16/30 de propiedad de la Facultad de Medicina de la Universidad Industrial de Santander, obteniendo resultados prácticamente idénticos. El error porcentual fue de tan solo un 0,13 %.

La portabilidad del sistema biomédico posibilita la realización de las mediciones, de modo que la falta de un ordenador cercano, así como de una fuente de energía, no sean limitantes en el proceso de diagnóstico.

A pesar de los controles de intensidad de luz y de rango de señal implementados, así como de la implementación de un circuito integrador estabilizador de la línea base del Electrocardiograma, dichas señales presentan cierta sensibilidad al movimiento, precisando cierto grado de quietud por parte del usuario al momento de realizar la medición. Es por tanto necesario

Cabe resaltar que a sensibilidad mencionada al movimiento, es también común a equipos de referencia como el *PowerLab 16/30* y al módulo *GoldWei SP100*.

6. RECOMENDACIONES PARA FUTUROS TRABAJOS

Se recomienda optimizar el firmware del dispositivo, mediante una secuencia constante de encendido y apagado de los *LEDs* de la sonda, de manera que sea posible realizar el cálculo de la saturación de oxígeno arterial SaO_2 , así como mejorar el gasto de potencia, manteniendo el microcontrolador en un modo de bajo consumo durante los ciclos en los que tanto el *LED* infrarrojo como el *LED* rojo permanezcan apagados.

Es importante también, mejorar la interfaz de *Labview*, de manera que no solo pueda detectar los picos automáticamente en determinado periodo de las señales, sino que además pueda detectar los tiempos de tránsito de pulso cardíaco en muchos periodos de la señales biomédicas, realizando un promedio de los mismos que permita un análisis posterior de dicho valor.

Realizar un primer diseño ergonómico que facilite la portabilidad del sistema construido en la cintura del paciente, así como tener en cuenta la posibilidad de rediseñar la tarjeta de circuito impreso, de manera que esta pueda ser aún más pequeña y por tanto más cómoda de llevar para el usuario.

BIBLIOGRAFÍA

BHARGAVI, Nisarga. RevisedPulsoximeter Design Using the MSP430, Texas Instruments (www.ti.com), Application Report: SLAA458.pdf, 2010.

CHAN, Vincent; UNDERWOOD Steve, A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430, Texas Instruments (www.ti.com), Application Report: SLAA274A November 2005, Revised June 2010.

CLIFFORD, Gari D; AZUAJE, Francisco y McSHARRY, Patrick E. Advance Methods and Tools for ECG Data Analysis, Engineering in Medicine and Biology, Norwood (Massachusetts): Artech House, 2006. p 1-4, 35.

ENDERLE, Jhon, D., et al. Synthesis Lectures on Biomedical Engineering, Morgan and Claypool, 2009.

IBRAHIM, Dogan, SD Card Projects Using the PIC Microcontroller, USA, Newnes, 2010.

MA, T. and ZHANG Y. T., A Correlation Study on the Variabilities in Pulse Transit Time, Blood Pressure, and Heart Rate Recorded Simultaneously from Healthy Subjects, in: Proc. of the 27th Ann. Conf. of IEEE-EMBC, New York, USA, 2006.

MICROCHIP Technology INC, MDDFS Interface Library Help, Microchip 2012. Disponible en la web: <http://www.microchip.com>

MICROCHIP Technology INC, PIC18F87J50 Family Datasheet, Microchip 2009. Disponible en la web: <http://www.microchip.com>

MENESES, Alexis; TOLOZA, Daissy. Electrocardiografía [online]. Bucaramanga, Colombia, 2005. Disponible en la Web: <http://www.dalcame.com/ecg.html>

MURUGAVEL, Raju. Heart-Rate and EKG Monitor Using the MSP430FG439, Texas Instruments (www.ti.com), Application Report: SLAA280A.pdf, 2007.

PHILIPS Semiconductors, The I²C-Bus Specification, version 2.1, January 2000.

SMITH de, Nick. ANSI PCB Trace Width Calculator[online]. 2010. Disponible en la Web: <http://www.desmith.net/NMdS/Electronics/TraceWidth.html>

SMITH, Robin, P.; ARGOD, Jérôme et al. Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications, Thorax 54: p 452 – 457, 1999.

TOWNSEND, Neil, Dr. Medical Electronics, Michaelmas Terms, 2001. Disponible en la Web: <http://www.robots.ox.ac.uk>

Universidad de Sevilla DIE, Practica 10: Interferencias Electromagneticas, 4º Curso de ingeniero de Telecomunicación, Departamento de Ingeniería Electrónica, 2005.

VISHAL, Markandey. Pulse Oximeter Implementation on the TMS320C5515 DSP Medical Development Kit (MDK), Texas Instruments (www.ti.com), Application Report: SPRAB37A.pdf, 2010.

WEBSTER, JhonG. Design of Pulse Oximeters, Institute of Physics Publishing IOP, 1997.

Apéndice A: Circuito esquemático del sistema biomédico

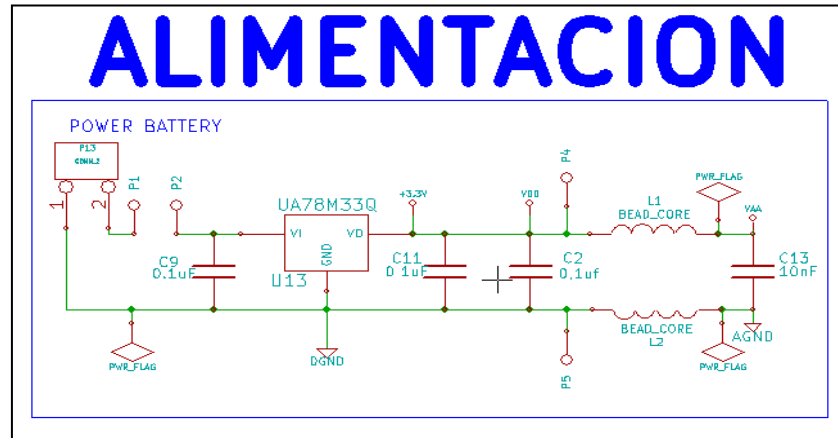


Figura A-1 Esquemático alimentación.

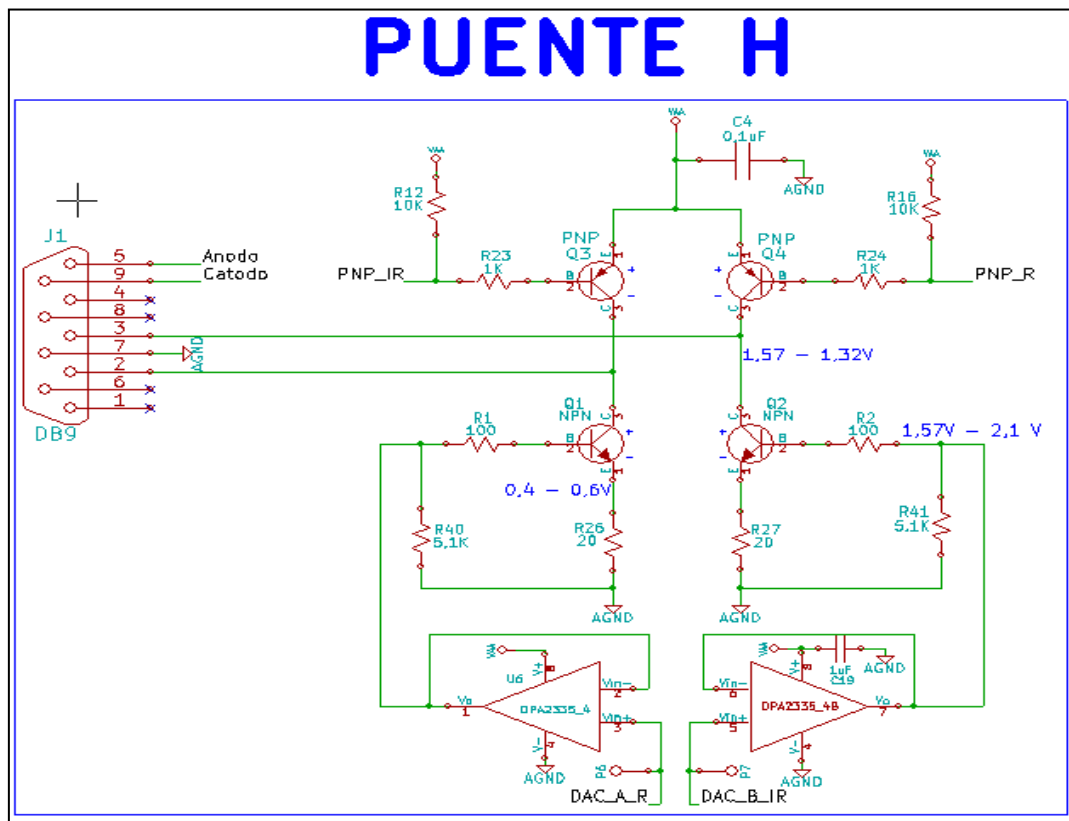


Figura A-2 Esquemático puente H

PROGRAMMING PINS

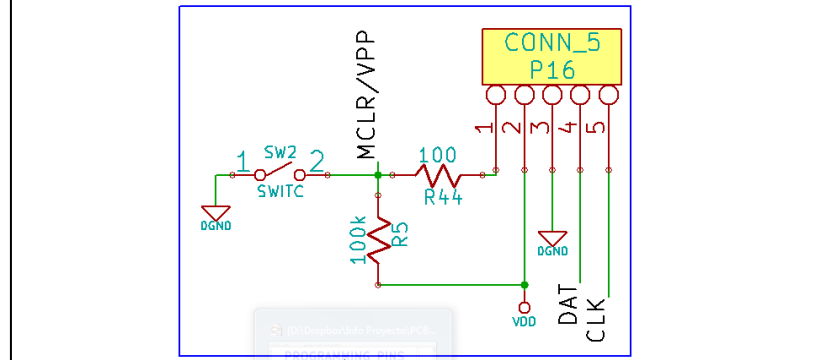


Figura A-3 Esquemático de los pines de programación

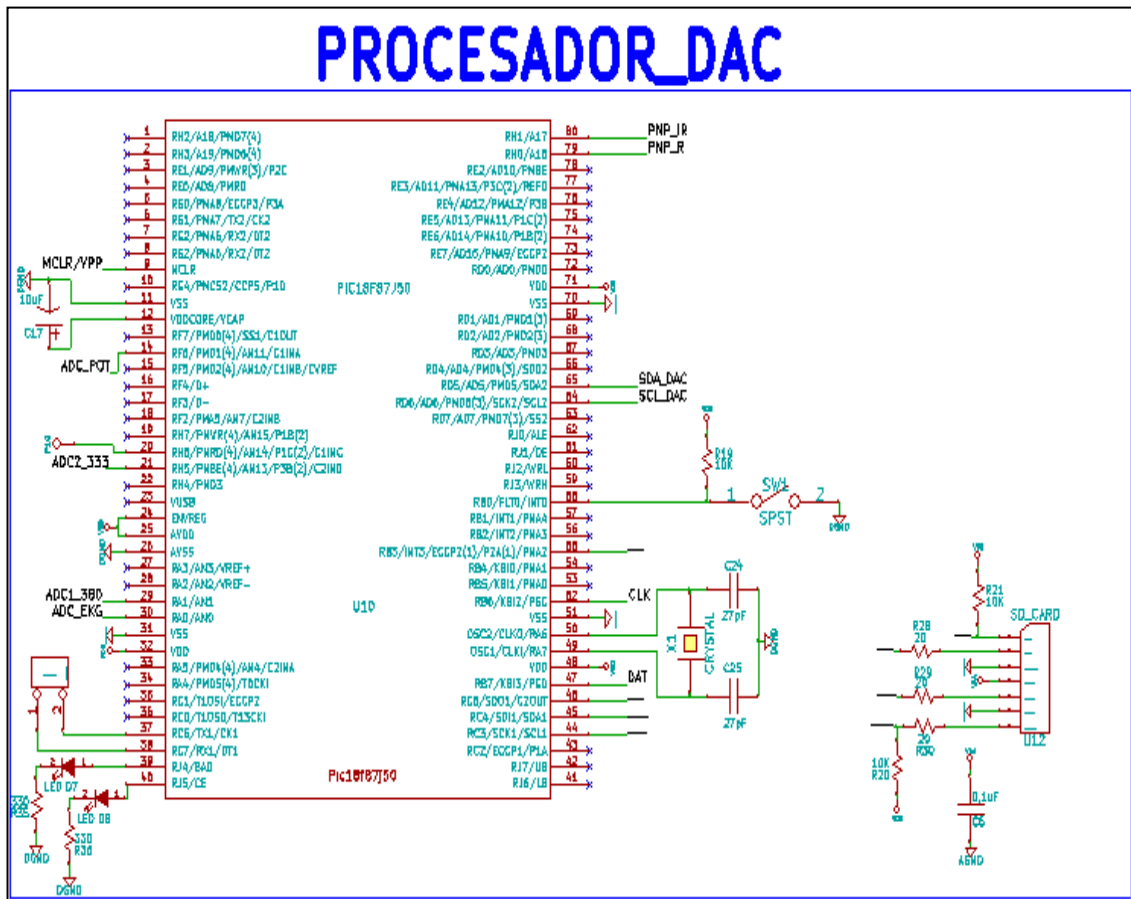


Figura A-4 Esquemático de la conexión del microcontrolador

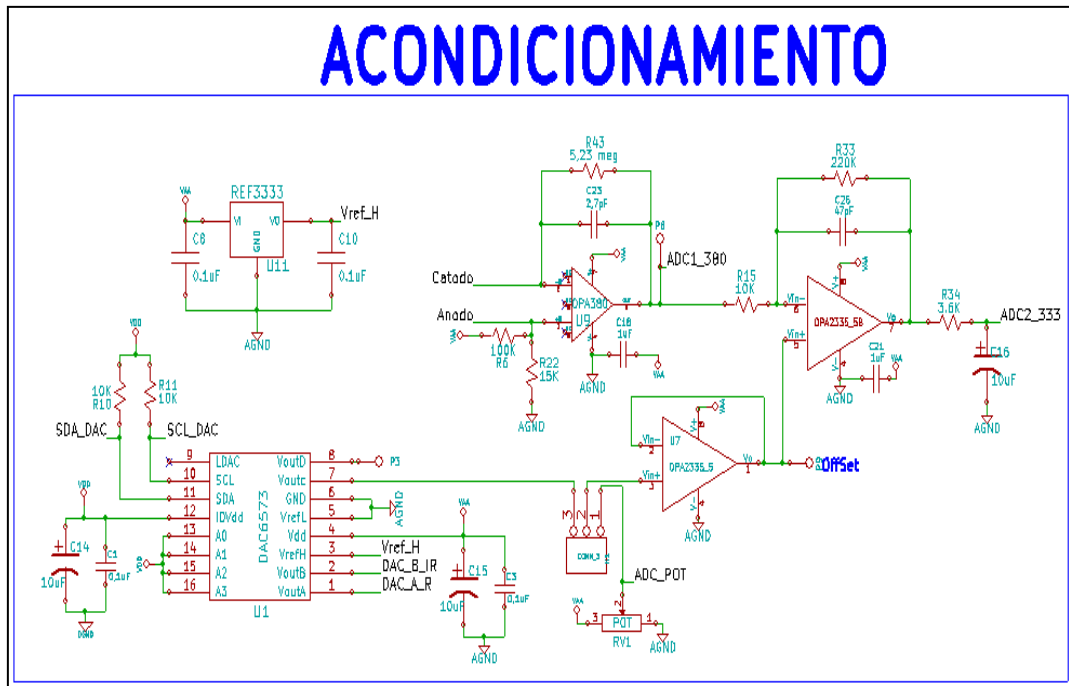


Figura A-5 Esquemático del acondicionamiento de la señal de pulso.

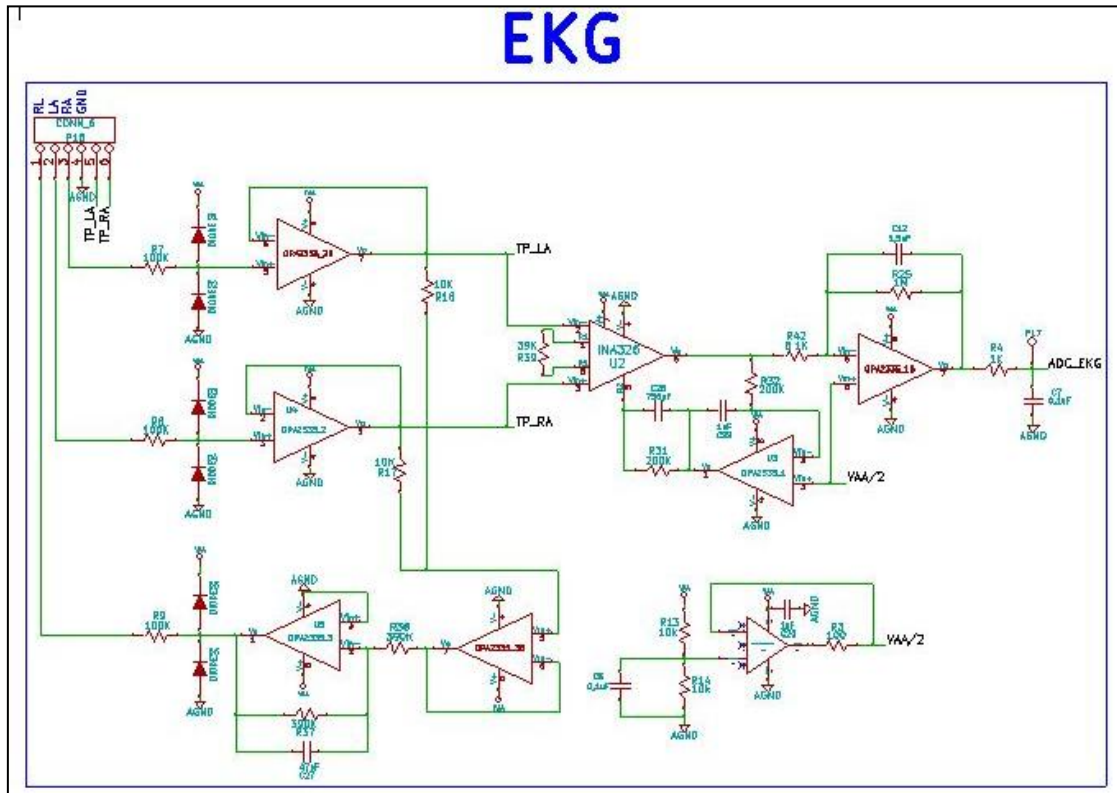


Figura A-6 Esquemático del electrocardiógrafo.

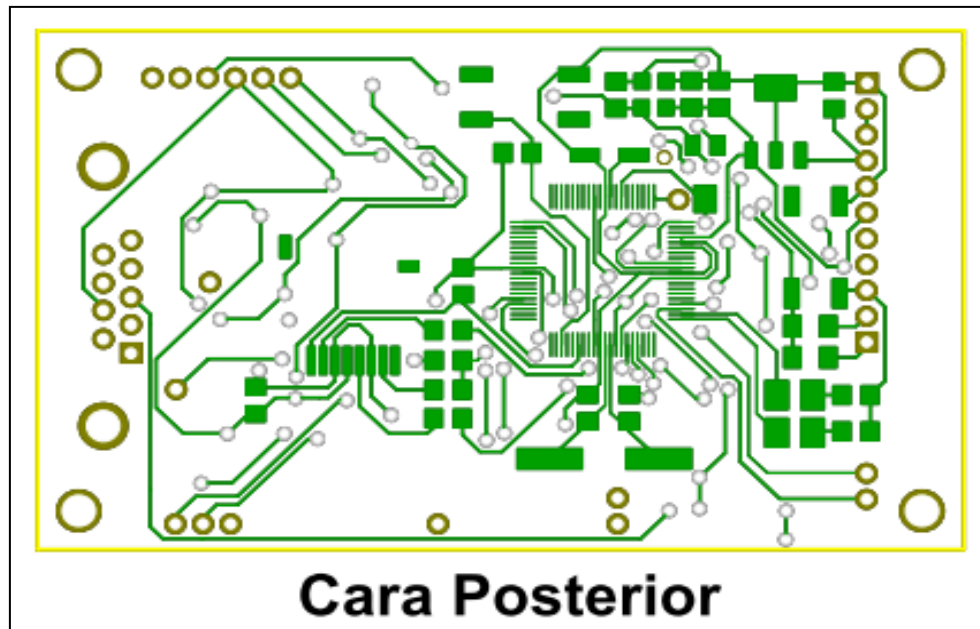


Figura A-7 *Layout* del circuito digital.

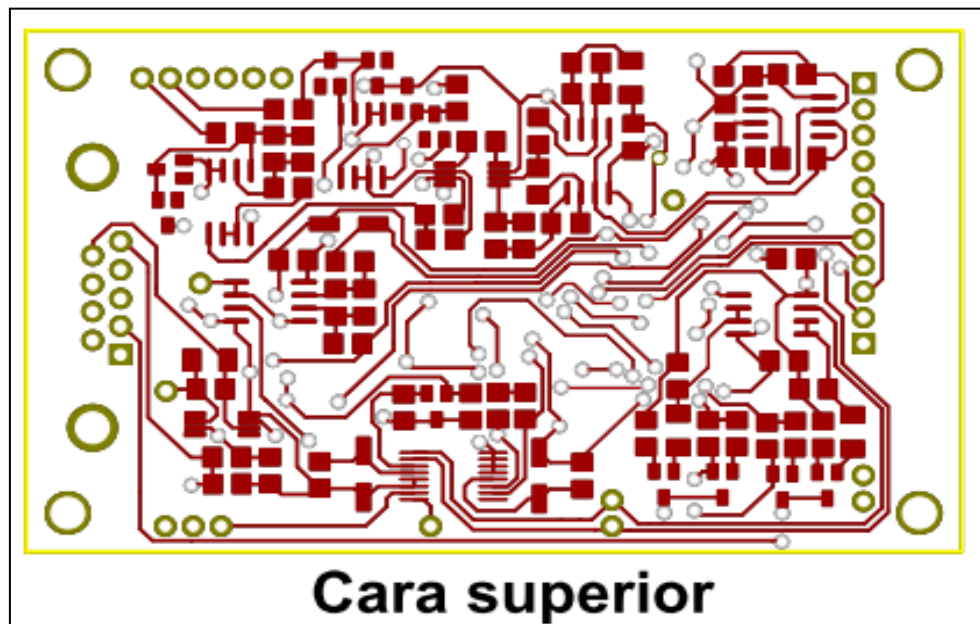


Figura A-8 *Layout* del circuito analógico.

APENDICE B: Firmware programado en el PIC18F87J50

```
#include <p18f87j50.h>
#include "delays.h"
#include "FSIO.h"
#include <i2c.h>
#include <stdio.h>

// Configuration bits for PIC18F87J50 FS USB Plug-In Module board
#pragma config XINST = OFF // Set de instrucciones extendido
#pragma config STVREN = ON // Desborde de Stack habilitado
#pragma config PLLDIV = 1 // PLL habilitado para el uso de un cristal de 4 MHz
#pragma config WDTEN = OFF // Watch Dog Timer (WDT) apagado
#pragma config CP0 = OFF // proteccion de codigo
#pragma config CPUDIV = OSC1 // OSC1 = dividido por el modo 1
#pragma config IESO = OFF // Switchover reloj de comutacion interno-externo
#pragma config FCMEN = OFF // Monitor de reloj a prueba de fallos
#pragma config FOSC = HSPLL // Se establece la una frecuencia HS(high speed) para el PLL
#pragma config WDTPS = 32768
#pragma config WAIT = OFF
#pragma config BW = 16
#pragma config MODE = MM
#pragma config EASHFT = OFF
#pragma config MSSPMSK = MSK5
#pragma config CCP2MX = DEFAULT

#define LED_IR LATHbits.LATH1 //pin 80 aplicado al pnp del led Infrarrojo
#define LED_R LATHbits.LATH0 //pin 79 aplicado al pnp del led Rojo
#define LED_START LATJbits.LATJ4 //pin 39 aplicado al led que marca el inicio de funcionamiento del sistema
#define LED_A LATJbits.LATJ5 //pin 40, aplicado a un Led amarillo para indicar algunos procesos realizados en el firmware
#define ON 1
#define OFF 0
#define PNP_OFF 1
#define PNP_ON 0
#define CHANNEL_B 0b11010010 //se asignan los canales del DAC6573
#define CHANNEL_A 0b11010000
#define CHANNEL_C 0b11010100
#define ADC_POT 0b00101101 //AN11 pin 14, asignado para trabajar con un potenciometro
#define ADC_EKG 0b00000001 //AN0 pin 30, asignado para trabajar con la salida del ECG
#define ADC_1_SAO2 0b00000101 //AN1 pin 29, asignado para trabajar con la salida del opa380
#define ADC_2_SAO2 0b00110101 //AN13 pin 21, asignado para trabajar con la salida del oximetro de pulso
#define STRT PORTBbits.RB0 //Puerto para leer el switch

#define PREMIER_ETAGE_TARGET_HIGH 225 //0,70Volts se establecen los rango de tension a la salida
#define PREMIER_ETAGE_TARGET_LOW 213 //0,66volts del opa 380 para implementar el control
#define PREMIER_ETAGE_TARGET_HIGH_FINE 1023 //3,25 volts de intensidad de los LEDs
#define PREMIER_ETAGE_TARGET_LOW_FINE 190 //0.5 volts
#define PREMIER_ETAGE_STEP 5
#define PREMIER_ETAGE_FINE_STEP 1

unsigned char p, LSB, MSB, DAC_IR_L, DAC_IR_H, DAC_R_L, DAC_R_H; // Se definen las variables
//a ser utilizadas en la comunicaci3n serial

int a, sum;
unsigned int I_EKG, D_EKG, I_PPG, D_PPG;
int ADC_1_IR, ADC_2_IR, ADC_1_R, ADC_PPG_O, ADC_POT_O, ADC_EKG_O;
int R_LED_H_LEVEL, IR_LED_H_LEVEL, R_LED_OFFSET, IR_LED_OFFSET;
unsigned float EKG_V, PPG_V;

char RS232_PPG_H; //para RS232 Red byte superior
char RS232_PPG_L; //para RS232 Red byte inferior
char RS232_EKG_H,RS232_EKG_L;
char RS232_POT_H,RS232_POT_L;
char RS232_ADC_1_L,RS232_ADC_1_H;

FSFILE * EKG_PPG; //, * PPG; se indica a cual archivo acceder
// por medio del puntero creado a partir de FSfile
```

```

void RS232_L(unsigned char h, unsigned char l, unsigned char hh, unsigned char ll);
void PICK_CHANNEL(unsigned char channel,unsigned char MSB,unsigned char LSB);
int ADC_P(unsigned char AD);
void STOP_DAC(void);
void WRITE_DATA_DAC(char MSB, char LSB);
int CONTROL(unsigned int IN_ADC);

int ADC_P(unsigned char AD)
{
    unsigned int RES, TEM_L,TEM_H;
    ADCON0 = AD;
    Delay100TCYx(1); //8,3 us
    ADCON0 |= 0x02; //start adc
    while(ADCON0bits.GO_DONE == 1);
    TEM_H = ADRESH; //it worked that way, using TEM_H and TEM_L instead
    TEM_L = ADRESL; //of ADRES registers
    ADCON0 = OFF;
    RES=TEM_H << 8;
    RES |= TEM_L;
    return RES;
}

void ISR(void);

#pragma code low_vector = 0x08 //cambia la sección de código donde estaba el programa, a la seccion absoluta low_vector
//will locate the code section low_vector at program memory
//All interrupts branch to address 0x08 when priority bit disable
void interrupt_at_low_vector(void)
{
    _asm GOTO ISR _endasm
}

#pragma code //retorna a la sección de código por defecto, que debe ser la denominada code de la memoria de programa

#pragma interruptlow ISR //la palabra interruptlow declara que la función es de baja prioridad
void ISR(void)
{
    if(PIE1bits.TMR2IE && PIR1bits.TMR2IF)
    {
        if(a == 0)
        {
            ADC_1_R = ADC_P(ADC_1_SAO2); //Salida del opa380 y almacenamiento del valor de
muestreo para el led visible pin 29

            R_LED_H_LEVEL = CONTROL(ADC_1_R);

            ADC_PPG_O = ADC_P(ADC_2_SAO2); //RED LED second operational output sample pin
21

            RS232_PPG_L = ADC_PPG_O;
            RS232_PPG_H = ADC_PPG_O >> 8;

            MSB = R_LED_OFFSET >> 2; // value that is suppose to come out of the
DAC offset level to feed the second stage opa
            LSB = R_LED_OFFSET << 6;

            PICK_CHANNEL(CHANNEL_C,MSB,LSB);// DAC offset level set to the second opam
.....RED LEVEL

            STOP_DAC();

            if (ADC_PPG_O >= 895) //895 = 2,8v The second stage opa is controlled in
order to get
            {
                // a value for the DAC offset level related to the infraredled
                if (R_LED_OFFSET > 100)
                    R_LED_OFFSET--;
            }
        }
    }
}

```

```

else if (ADC_PPG_O < 351)           //1.1
{
    if (R_LED_OFFSET < 1023)
        R_LED_OFFSET++;
}

PPG_V = ADC_PPG_O * 3.2 / 1023.0;
I_PPG = (int)PPG_V;                //
Integer part
D_PPG = (int)((PPG_V - I_PPG) * 100);           // Fractional part

//Write to SD card
FSprintf(EKG_PPG, "%u.%u\n", I_EKG, D_EKG);
//
RS232_L(RS232_PPG_H, RS232_PPG_L, RS232_EKG_H, RS232_EKG_L);
    a = 1; //el if demora 407u seg.
}
else
{
function
    MSB = R_LED_H_LEVEL >> 2;           // values that come out of the LEDLEVELCONTROL
    LSB = R_LED_H_LEVEL << 6;
    PICK_CHANNEL(CHANNEL_A,MSB,LSB);// red led is turned on
    STOP_DAC();
    LED_R = PNP_ON;           // red led is turned on
    ADC_EKG_O = ADC_P(ADC_EKG);
    RS232_EKG_L = ADC_EKG_O;
    RS232_EKG_H = ADC_EKG_O >> 8;
    EKG_V = ADC_EKG_O * 3.2 / 1023.0;
    I_EKG = (int)EKG_V;                //
Integer part
    D_EKG = (int)((EKG_V - I_EKG) * 100);           // Fractional part

//Write to SD card
FSprintf(EKG_PPG, "%u.%u\n", I_PPG, D_PPG); //191.6u seg, cuando entra al else hasta
aca demora 373u seg
//RS232_L(RS232_PPG_H, RS232_PPG_L , RS232_EKG_H, RS232_EKG_L);
a = 0;
}
sum++;
PIR1bits.TMR2IF = 0;
p = 1;
}
}

void RS232_L(unsigned char h, unsigned char l, unsigned char hh, unsigned char ll)
{
    TXREG1 = 97;
    while(TXSTA1bits.TRMT == 0);
    TXREG1 = h;
    while(TXSTA1bits.TRMT == 0);
    TXREG1 = l;
    while(TXSTA1bits.TRMT == 0);
    TXREG1 = hh;
    while(TXSTA1bits.TRMT == 0);
    TXREG1 = ll;
    while(TXSTA1bits.TRMT == 0);
}

```

```

}

void PICK_CHANNEL(unsigned char CHANNEL,unsigned char MSB,unsigned char LSB)
{
    StartI2C2();
    IdleI2C2();
    putcl2C2(0b10011110);    //Address Byte 1 0 0 1 1 A1 A0 R/W
    IdleI2C2();
    putcl2C2(CHANNEL);      //Control Byte A3 A2 L1 L0 X Sel1 Sel0 PDO
    IdleI2C2();
    putcl2C2(MSB);
    IdleI2C2();
    putcl2C2(LSB);
    IdleI2C2();
}

void STOP_DAC(void)
{
    StopI2C2();
}

void WRITE_DATA_DAC(char MSB, char LSB) //Se usa para el continuo envio de datos en el mismo canal.
{
    putcl2C2(MSB);
    IdleI2C2();
    putcl2C2(LSB);
    IdleI2C2();
}

int CONTROL(unsigned int IN_ADC_1) // Control de intensidad de LEDs
{
    static int H_BRIDGED_DAC_C;

    if (IN_ADC_1 > PREMIER_ETAGE_TARGET_HIGH || IN_ADC_1 < PREMIER_ETAGE_TARGET_LOW)
    {
        if (IN_ADC_1 > PREMIER_ETAGE_TARGET_HIGH)
        {
            if (IN_ADC_1 >= PREMIER_ETAGE_TARGET_HIGH_FINE)
                H_BRIDGED_DAC_C -= PREMIER_ETAGE_STEP;
            else
                H_BRIDGED_DAC_C -= PREMIER_ETAGE_FINE_STEP;

            if (H_BRIDGED_DAC_C <= 0)
                H_BRIDGED_DAC_C = 0;
        }
        else
        {
            if (IN_ADC_1 < PREMIER_ETAGE_TARGET_LOW_FINE)
                H_BRIDGED_DAC_C += PREMIER_ETAGE_STEP;
            else
                H_BRIDGED_DAC_C += PREMIER_ETAGE_FINE_STEP;

            if (H_BRIDGED_DAC_C >= 1023)
                H_BRIDGED_DAC_C = 1023;
        }
    }
    return H_BRIDGED_DAC_C;
}

void INIT(void)
{
    OSCTUNEbits.PLEN = 1;    //Configuracion para reloj 48 MHz. no viene explicado en el doc sd_card

//CONFIGURACION ADC
ADCON0bits.VCFG1    = 0; //AVSS
ADCON0bits.VCFG0    = 0; //AVDD
ADCON0bits.CHS3     = 1; //Channel 13 (AN13)
}

```

```

ADCON0bits.CHS2      = 1;
ADCON0bits.CHS1      = 0;
ADCON0bits.CHS0      = 1;
ADCON0bits.GO_DONE   = 0;
ADCON0bits.ADON      = 1;

ADCON1bits.ADFM = 1; //Right justified
ADCON1bits.ADCAL = 0; //Normal A/D Converter operation (no conversion is performed)
ADCON1bits.ACQT2 = 0; //0 TAD(2)
ADCON1bits.ACQT1 = 0;
ADCON1bits.ACQT0 = 0;
ADCON1bits.ADCS2 = 1; //FOSC/64 OJO en el datasheet dice
ADCON1bits.ADCS1 = 1;
ADCON1bits.ADCS0 = 0;

WDTCNbits.ADSHR = 1; //Select alternate SFR location to access ANCONx registers
ANCON0 = 0xFF; //Default all pins to digital
ANCON1 = 0xFF;
ANCON1bits.PCFG13 = 0; //Pin configured as an analog channel - AN 13 pin 21 digital input disabled and reads ?0?
ANCON0bits.PCFG0 = 0; //Pin configured as an analog channel AN 0 Pin 30
ANCON0bits.PCFG1 = 0; //Pin configured as an analog channel AN 1 Pin 29
ANCON1bits.PCFG11 = 0; //Pin configured as an analog channel AN 11 Pin 14
WDTCNbits.ADSHR = 0; //Select normal SFR locations

TRISAbits.TRISA1 = 1; //Input Chanel AN1, ADC_1_SAO2
TRISAbits.TRISA0 = 1; //Input Chanel AN0, ADC_EKG
TRISHbits.TRISH5 = 1; //Input Chanel AN13, adc2aso2l
TRISFbits.TRISF6 = 1; //Input Chanel AN11, adc_pot
//
//I2C CONFIGURATION
OpenI2C2(MASTER,SLEW_ON);
SSP2ADD = 29; //Counting is missing clock = Fosc/(4*(1+SSPADD))

//Timer 2

T2CONbits.T2OUTPS3 = 0; //Postcale 1:6 // 2m Seg
T2CONbits.T2OUTPS2 = 1; //FREC =(48MHz/4)/(PRESCALER"16"), TIEMPO = (1/FREC)*(POSTCALER"6")
T2CONbits.T2OUTPS1 = 0;
T2CONbits.T2OUTPS0 = 1;
T2CONbits.TMR2ON = 0; //Timer2 is off
T2CONbits.T2CKPS1 = 1; //Prescaler is 16
T2CONbits.T2CKPS0 = 0;

//Timer 2 Interrupt
RCONbits.IPEN = 0; //interrupt priorities disable
PIR1bits.TMR2IF = 0; //No TMR2 to PR2 match occurred, clear overflow TMR2 flag
PIE1bits.TMR2IE = 1; //
INTCONbits.GIE = 1; //Enables all unmasked interrupts
INTCONbits.PEIE = 1; //Enables all unmasked peripheral interrupts
PR2 = 255; //Period register, PR2

//Timer 1 configuration
T1CONbits.RD16 = 0; //Enables register read/write of T1mer1 in two 8-bit operation
T1CONbits.T1RUN = 0; //Device clock is derived from another source;T1CON=0b10111000;
T1CONbits.T1CKPS1 = 1; //1:8 Prescale value
T1CONbits.T1CKPS0 = 1; //FREC =(48MHz/4)/(PRESCALER"8"), TIEMPO = (1/FREC)*2^16. iniciando en cero
TMR1L, TMRH
T1CONbits.T1OSCEN = 1; //Timer1 oscillator is enabled
T1CONbits.T1SYNC = 0; //This bit is ignored. Timer1 uses the internal clock when TMR1CS = 0.
T1CONbits.TMR1CS = 0; //Timer1 oscillator is enabled
T1CONbits.TMR1ON = 0; //Stops Timer1

//Timer 1 Interrupt
PIR1bits.TMR1IF=0; //clear overflow TMR1 flag
PIE1bits.TMR1IE=1; //timer1 interrupt enabled

//EUSART CONFIGURATION

```

```

TRISCBits.TRISC7 = 1;    //reception
TRISCBits.TRISC6 = 0;    //transmission

TXSTA1bits.TX9 = 0;     //8 bit transmission
TXSTA1bits.TXEN = 1;    //Enabled transmsion
TXSTA1bits.SYNC = 0;    //asynchronous mode
TXSTA1bits.BRGH = 1;    //HIGH speed

RCSTA1bits.SPEN = 1;    //serial port enable Rx and Tx pin as serial ports
RCSTA1bits.RX9 = 0;     //8 bit operation
RCSTA1bits.CREN = 1;    //continous reception

SPBRGH1 = 0;            //57600 bauds , 48MHz
SPBRG1 = 51;
ODCON2bits.U1OD = 1;    //Open-drain output on TXx/CKx pin enabled

//DEFINICION DE I/O PINS
TRISJbits.TRISJ4 = 0;    //LED Start
TRISJbits.TRISJ5 = 0;    //Test led amarillo
TRISHbits.TRISH0 = 0;    //For pnp2 LED_R h-bridge
TRISHbits.TRISH1 = 0;    //LED Start For pnp1 LED_IR h-bridge

//ASIGNACIONES
LED_R = PNP_OFF;
LED_IR = PNP_OFF;

LED_A = OFF;
LED_START = OFF;

R_LED_H_LEVEL = 310; //1 v
R_LED_OFFSET = 455; //1.45 v
IR_LED_H_LEVEL = 300; //0,9 v
IR_LED_OFFSET = 455; //1.45 v

    a=0;
}

void main (void)
{
    INIT();

    I_EKG=1;
    D_EKG=1;
    I_PPG=1;
    D_PPG=1;

    LED_START = ON;

    while(STRT);
    while(!STRT);

//Pregunta por el Estado del switch
//se debe oprimir para continuar

// Initialize the library
while (!FSInit());
LED_A = ON;
LED_START = OFF;
// Create a file
EKG_PPG = FSfopenpgm("ECG_PPG.txt","w+");

T2CONbits.TMR2ON = 1; //Timer2 is ON

while(1)
{

    LED_IR = PNP_OFF;

    if (sum == 91)

```

```

    {
    LED_START ^= ON;
      LED_A ^= ON;
    sum = 0;
  }

  if(STRT == 0)
  {
    T2CONbits.TMR2ON = 0;           //Timer2 is of
    INTCONbits.GIE = 0;           //Enables all unmasked interrupts
    INTCONbits.PEIE = 0;         //Enables all unmasked peripheral interrupts

    LED_A = OFF;
    LED_START = ON;

    FSfclose(EKG);                //Cerrar la SD

    while(1);
  }
}

```

APENDICE C: Diagrama de bloques de Labview

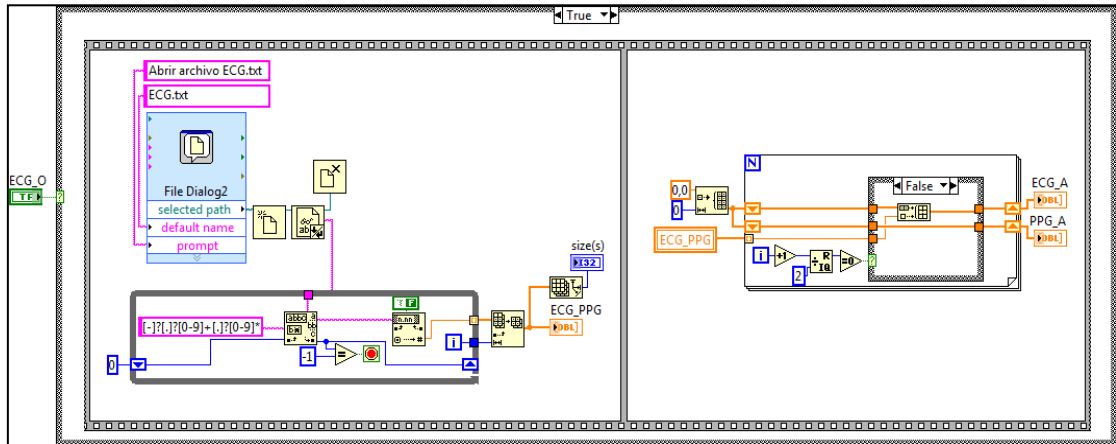


Figura C-1 Diagrama de bloques para abrir el archivo (.txt).

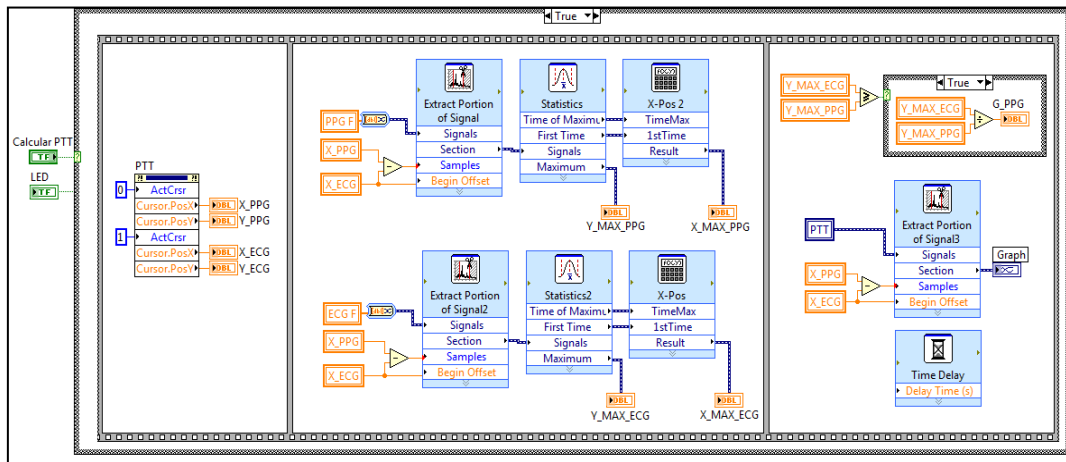


Figura C-2 Diagrama de bloques para halla máximos de las señales.

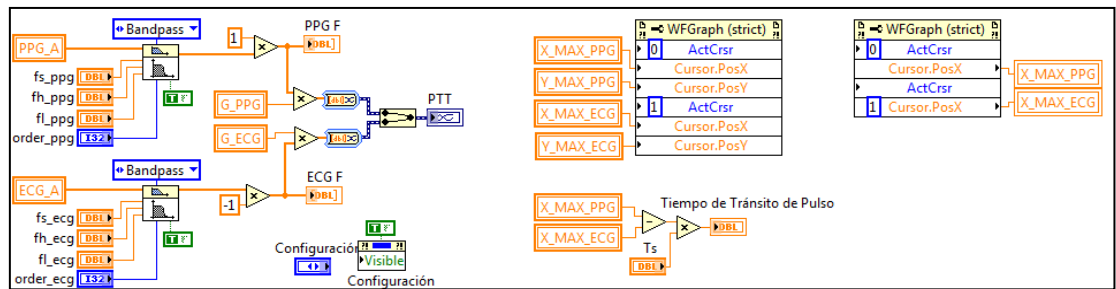


Figura C-3 Diagrama de bloques para graficar y calcular el PTT

APENDICE D: Otras derivaciones electrocardiográficas

Derivaciones unipolares de miembros VR, VL y VF. Las derivaciones VR (vector right), VL (vector left) y VF (vector feet) se caracterizan por la presencia de un polo explorador que tiene como polo contrario un potencial que no es exactamente igual a cero, pero que se aproxima mucho a esa magnitud, por lo que su fuerza es desdeñable.

Para su registro se unen las tres derivaciones del triángulo de Einthoven, cada una a través de la resistencia de un punto o una central terminal, donde el potencial eléctrico es cercano a cero. Esta se conecta a un aparato de registro de donde sale el electrodo explorador.

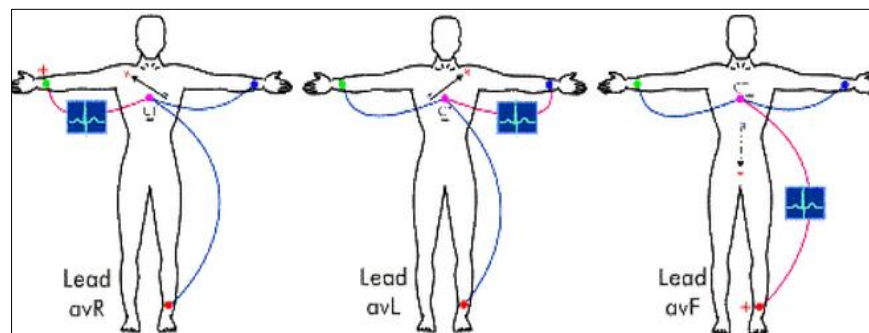


Figura D-1. Derivación aVR, aVL y aVF.

Derivaciones unipolares precordiales. Estas derivaciones, deben su nombre a la posición o sitio donde se coloca el electrodo explorador y van desde V1 hasta V6, permitiendo el registro de potenciales que escapan a las seis derivaciones; abarcan el tórax, partiendo de su lado derecho y llegan hasta la línea axilar media, es decir, rodean el corazón a manera de semicírculo.

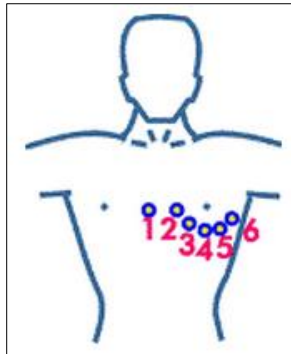


Figura D-2. Representación de las derivaciones precordiales.

La localización precordial de los electrodos es la siguiente:

- V1: corresponde a la intersección del cuarto espacio intercostal derecho con el borde derecho del esternón.
- V2: corresponde a la intersección del 4to espacio intercostal izquierdo con el borde izquierdo del esternón.
- V3: corresponde a la mitad de la distancia entre V2 y V4.
- V4: corresponde a la intersección del quinto espacio intercostal izquierdo y línea medio clavicular.
- V5: corresponde a intersección del quinto espacio intercostal izquierdo y línea axilar anterior.
- V6: corresponde a la intersección del quinto espacio intercostal izquierdo y la línea axilar anterior.

APENDICE E: Construcción de una sonda para oximetría de pulso

Las sondas pueden trabajar de dos formas, por transmisión o por reflexión. El método de construcción elegido basa su dinámica de funcionamiento en el modelo de transmisión mostrado a continuación:

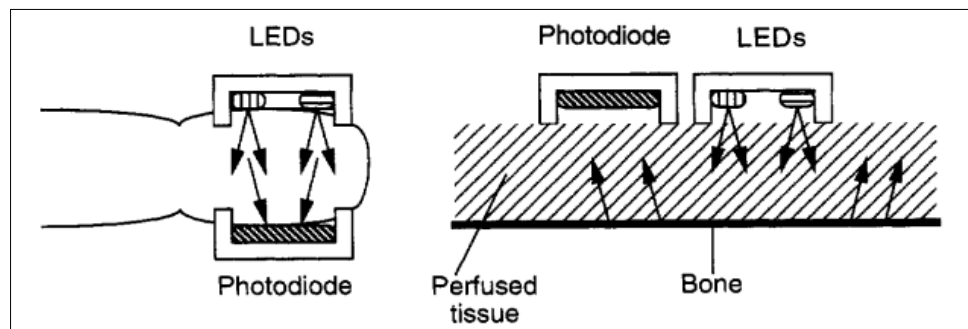


Figura E1. Oximetría por transmisión y por reflexión.

Las sondas de los oxímetros de pulso se componen de dos *LED's* de longitudes de onda seleccionadas que corresponden a 660 nm y 940 nm, además de un detector fotodiodo en el caso de sondas modernas. Las sondas deben protegerse de la luz ambiental para determinadas longitudes de onda a las cuales el fotodiodo es sensible. Actualmente estos dispositivos son fabricados recubiertos de un material foto-conductivo que actúa como filtro óptico encargado de absorber la luz a las longitudes de onda requeridas²¹.

Un cable flexible que conecta la sonda con el oxímetro, transporta energía eléctrica a los LEDs y la señal del fotodiodo. El fotodiodo (photodiode) es el principal dispositivo de entrada de un sistema de oximetría de pulso, el cual se encarga de percibir la intensidad de luz emitida por los LEDs una vez dicha luz pasa a través

²¹ WEBSTER, Jhon G. Design of Pulse Oximeters, Institute of Physics Publishing IOP, 1997. Ch. 3.

del dedo. El fotodiodo produce una corriente que es linealmente proporcional a la intensidad de luz incidente.

La elección del fotodiodo debe ir acompañada de algunas consideraciones, como el hecho de que el dispositivo trabaja con dos longitudes de onda y por tanto, una buena respuesta espectral a dichas longitudes (roja e infrarroja) es un factor imperante. La linealidad de la señal de salida es también una característica a tener en cuenta, ya que una salida linealmente proporcional a la intensidad de luz incidente es el fundamento del control realizado para esta última. Otro factor importante es la sensibilidad (sensitivity) del fotodiodo, la cual es equivalente a la razón entre la señal de salida y la intensidad de luz incidente.

La capacitancia de juntura juega un papel de directa importancia en relación a la velocidad de respuesta del fotodiodo, ya que esta última depende de la constante de tiempo RC formada por la capacitancia de juntura y la resistencia de carga²².

La corriente parasita (Dark current) que fluye de manera inversa en el fotodiodo bajo la ausencia de luz, es también un factor a tener presente, ya que técnicamente ninguna corriente inversa debería fluir bajo una condición de voltaje equivalente igual a cero²³.

En base a las anteriores consideraciones y algunas otras relacionadas con su tamaño y costo; en la tabla E1 se presenta un comparativo de opciones presentes en el mercado.

De acuerdo a las características listadas, se elige la referencia PDB-C152SM como la opción que mejor se adapta a las necesidades de la sonda. Su corriente

²² WEBSTER, Jhon G. Design of Pulse Oximeters, Institute of Physics Publishing IOP, 1997. Ch. 6.

²³ *Ibíd.*, Ch. 6.

inversa (Dark current), posee un máximo de 10nA, a diferencia de las demás referencias que manejan un valor máximo de 30 nA; como ya se había mencionado este valor debe ser idealmente nulo.

PARAMETROS	REFERENCIAS DE FOTODIODOS		
	VBPW34S	TEMD5010X01	PDB-C152SM
Fabricante	Vishay	Vishay	Advanced Photonix
Página web	www.vishay.com	www.vishay.com	www.advancedphotonix.com
Price Break (dolar)	1	1	1
Unit Price (dolar)	1,08	1,61	1,71
Wavelength of peak sensitivity	940 nm	940 nm	940nm
Diode capacitance	70 pF 25 pF	70 pF 25 pF	
Test condition	VR = 0 V, f = 1 MHz, E = 0 VR = 3 V, f = 1 MHz, E = 0	VR = 0 V, f = 1 MHz, E = 0 VR = 3 V, f = 1 MHz, E = 0	
Junction Capacitance			2.5 pF
Test condition			VR = 10 V, f = 1 MHz
Reverse voltage	60 V	60 V	35 V
Power dissipation	215 mW	215 mW	
Reverse dark current	2 nA	2 nA	Max 10 nA
Test condition	VR = 10 V, E = 0	VR = 10 V, E = 0	VR = 10 V
Open circuit voltage	350 mV	350 mV	
Test condition	Ee = 1 mW/cm ² , ? = 950 nm	Ee = 1 mW/cm ² , ? = 950 nm	
Reverse light current	55 µA	55 µA	
Test condition	Ee=1mW/cm ² , ?=950nm, VR= V	Ee = 1 mW/cm ² , ? = 950 nm,	
Short circuit current	50 µA	50 µA	25 ?A
Test condition	Ee=1 mW/cm ² , ?=950 nm	Ee = 1 mW/cm ² , ? = 950 nm	H = 100 fc, 2850 K
Forward voltage	1 v	1 v	
Test condition	IF = 50 mA	IF = 50 mA	
Range of spectral bandwidth	430 to 1100 nm	430 to 1100	400 a 1100 nm
Rise time tr	100 ns	100 ns	50 nS
Test condition	VR=10V, RL=1k?, ?=820nm	VR = 10 V, RL = 1 k?, ? = 820 nm	RL = 50 ?, VR = 50 V
Package form	Tape and reel (Gullwing)	Tape and reel (Top view)	PLASTIC
Dimensions (L x W x H in mm)	6.4 x 3.9 x 1.2	5 x 4.24 x 1.12	3.2 x 1.6
Radiant sensitive area	7.5 mm ²		

Fuente: Los autores.

Tabla E1. Fotodiodos presentes en el mercado.

Su capacitancia de juntura o capacitancia del diodo es de 2.5 pF, mientras que las capacitancias de sus homónimas son de 25 pF; lo anterior se ve reflejado en un tiempo de respuesta más rápido de 50 ns en comparación a los 100 ns de las referencias que conforman la tabla. También cabe mencionar su menor tamaño y el hecho de que el rango espectral de la referencia seleccionada es un poco mayor en relación al de las demás.

En cuanto a las características de los Leds que lleva la sonda de oximetría de pulso, se requieren fuentes de luz que sean lo suficientemente potentes para penetrar más de un centímetro de tejido, un tamaño de LED relativamente pequeño para encajar en una pequeña sonda y un espectro de emisión muy angosto, el cual minimice el error en la medida de la saturación de oxígeno arterial. El cumplimiento de los requerimientos anteriores se logra en base a dos parámetros fundamentales como la potencia radiada y el tamaño de los LEDs.

La potencia radiada típica de ambos LEDs (rojo e infrarrojo) usada en oximetría es de 1 mW a 20 mA de corriente DC²⁴. Por otro lado, el tamaño de los LEDs no representa obstáculo alguno, ya que las técnicas de fabricación modernas han permitido reducir los LEDs a tamaños aún más pequeños de un milímetro de longitud o diámetro.

Existen también algunos parámetros de particular importancia en la oximetría de pulso. Uno de ellos es el ángulo del Haz de luz (Beam angle) el cual se espera sea lo suficientemente angosto para asegurar que gran parte de la luz penetre en los tejidos; este parámetro es simplemente una medida de que tan enfocada y centrada es la luz emitida, su rango de valores varían entre algunos pocos grados y un máximo de 180°.

²⁴ *Ibíd.*, Ch. 5.

Otros dos parámetros a tener presentes al momento de elegir los LEDs para oximetría, son el tiempo de conmutación (switching time) y su capacidad de ser pulsados (Pulse capability). La primera se define como el tiempo requerido para que un LED cambie de estar encendido a estar apagado y viceversa, mientras que la segunda hace referencia a la máxima corriente que puede ser pulsada, en relación al ciclo útil y la frecuencia. La importancia de estos dos parámetros radica en el hecho de que los LEDs en oximetría de pulso serán naturalmente pulsados, además de que algunos de ellos pueden no ser capaces de tolerar suficiente corriente constante para excitar el fotodiodo, debido a su minúsculo tamaño. Teniendo en cuenta los criterios anteriores, se encuentra en el mercado opciones que se ajustan a las necesidades requeridas, como se muestra en la tabla E2, algunas de ellas para el LED infrarrojo.

PARAMETRO	REFERENCIA			
	VSML3710	VSMB3940X01	VSML3710-1	PDI-E940
Extended Price(US dollars)	0.69	0.42	0.69	21,840.00
Peak wavelength	940 nm	940 nm	940 nm	940 nm
Test condition	IF = 100 mA	IF = 100 mA	IF = 100 mA	If = 100 mA
Radiant intensity (Ie)	8 mW/sr 60 mW/sr	13 mW/sr 130 mW/sr	8 mW/sr 60 mW/sr	
Test condition	IF = 100 mA, tp = 20 ms IF=1A, tp=100µs	IF=100mA, tp=20ms IF=1A, tp=100µs	IF = 100 mA, tp = 20 ms IF = 1 A, tp = 100 µs	
Radiant power (pe)	35 mW	40 mW	35 mW	
Test condition	IF=100mA, tp=20ms	IF=100mA, tp=20ms	IF=100mA, tp=20ms	
Reverse voltage	5 V	5 V	5 V	
Reverse current	100 µA	10 µA	100 µA	
Test condition	VR = 5 V	VR = 5 V	VR = 5 V	
Forward current	100 mA	100 mA	100 mA	100mA
Peak forward current	200 mA	200 mA	200 mA	
Test condition	tp/T=0.5, tp=100µs	tp/T=0.5, tp=100µs	tp/T=0.5, tp=100µs	
Power dissipation	170 mW	160 mW	170 mW	170mW
Operating temperature range	- 40 to + 85 °C	- 40 to + 85 °C	- 40 to + 85 °C	
Forward voltage	1.35 V 2.6 V	1.35 v 2.2 v	1.35 V 2.6 V	
Test condition	IF=100mA, tp=20ms IF=1A, tp=100µs	IF=100mA, tp=20ms IF = 1 A, tp = 100 µs	IF=100mA, tp=20ms IF=1A, tp=100µs	
Spectral bandwidth	50 nm	25 nm	50 nm	50 nm
Test condition	IF = 100 mA	IF = 30 mA	IF = 100 mA	If = 100 mA
Rise time	800 ns 500 ns	15 ns	800 ns 500 ns	
Test condition	IF = 20 mA IF = 1 A	IF=100mA, 20% to 80%	IF = 20 mA IF = 1 A	
Virtual source	0.44 mm	0.5 mm	0.44 mm	
Package form	PLCC-2	PLCC-2	PLCC-2	
Dimensions (L x W x H in mm)		3.5 x 2.8 x 1.75	3.5 x 2.8 x 1.75	

Fuente. Los autores.

Tabla E2. Opciones en el mercado para Led's infrarojos.

Se observa como el valor nominal máximo de corriente directa (anodo-catodo) es de 100 mA para cada uno de los leds, lo cual hace que estos dispositivos sean adecuados, en la medida en que los valores típicos de corriente directa varían entre 2 y 50 mA para este tipo de aplicaciones médicas.²⁵

²⁵ Ibíd., Ch. 5.

De la tabla E2, se define la referencia VSMB3940X01 como una solución plausible a las necesidades del equipo y de la sonda en particular, ya que cumple con los requerimientos mencionados, además tiene a su favor 2 características importantes: la potencia disipada que es de 160 mW, 10 mW por debajo de las demás y la potencia e intensidad radiada superan a los demás LEDs bajo iguales condiciones de prueba.

Debido a la necesidad de una unidad portátil que funcione por periodos extensos de tiempo sin recargar su fuente de potencia, es esencial que la potencia disipada por los LEDs sea mínima, al mismo tiempo que estos proveen la suficiente potencia de radiación para el oxímetro de pulso.

Por medio de un procedimiento comparativo idéntico al expuesto anteriormente se elige el LED rojo de longitud de onda de 640 nm, bajo la referencia LH T674-M2P1-1-Z. La siguiente figura muestra la sonda construida a partir de las referencias especificadas.



Figura E2. Sonda construida

Debido a la necesidad de minimizar la reflexión o dispersión de luz, se cubre los alrededores del fotodiodo con cinta aislante color negro, la cual absorbe en gran medida la luz del ambiente. También se posicionan los LEDs de manera que al cerrar la sonda estos queden ubicados de forma frontal y opuesta al fotodiodo a través del dedo del paciente, en conexión anti paralelo.

APENDICE F: Costos

Dispositivos	Valor	Cantidad	Referencia	*P/U (dolares)
Bateria	9 V	1	GP de 200mAh	14
Capacitores	0.1 uF	11	445-2514-1-ND	0,13
	1,5nf	1	445-1331-1-ND	0,15
	10nf	1	445-1344-1-ND	0,12
	10uf	4	PCE3878CT-ND	0,44
	1uf	5	445-1589-6-ND	0,06
	2,7pf	1	399-9217-1-ND	0,24
	27pf	2	399-1114-1-ND	0,08
	47pf	2	399-1117-1-ND	0,07
	750pf	1	399-9271-1-ND	0,37
Diodos		6	MMBD914-V-GS08CT-ND	0,38
LEDs	rojo	1	vsmb3940	0,72
	amarillo	1	vsmb3940	0,72
Conectores	db9	1		0,84
	12pin	3		2,92
Bead core	bead core	2	P10188CT-ND	0,14
Transistores	nnp	2	MMBT2222A-FDICT-ND	0,14
	pnnp	2	BC856A-FDICT-ND	0,20
Resistencias	100 Ω	5	P100ECT-ND	0,10
	330 Ω	2	P330ADCT-ND	0,23
	100 kΩ	5	P100KADCT-ND	0,23
	10 kΩ	12	P10KADCT-ND	0,23
	15 kΩ	1	P15KADCT-ND	0,23
	1 kΩ	2	P1.0KADCT-ND	0,23
	1 MΩ	1	P1.0MADCT-ND	0,23
	20 Ω	5	P20ADCT-ND	0,23
	200 kΩ	2	P200KDACT-ND	0,63
	220 kΩ	2	P220KADCT-ND	0,23
	390 kΩ	2	P390KDACT-ND	0,63
	39 kΩ	1	RHM39KKCT-ND	0,17
	5,1 kΩ	3	P5.1KDACT-ND	0,63
5,23 MΩ	1	541-5.23MFCT-ND	0,102	
Potenciómetro	10 kΩ	1	3314G-103ECT-ND	2,10
Regulador	UA78M33Q	1	296-22949-1-ND	0,71
DAC	DAC6573	1	296-16637-5-ND	8,33
Amplificadores	INA326	1	INA326EA/2K5CT-ND	4,67
	2335	5	296-13462-1-ND	4,38

	333_8	1	296-19547-1-ND	2,73
	380	1	296-16860-1-ND	5,83
Microcontrolador	pic18f87j50	1	PIC18F87J50-I/PT-ND	5,42
referencia	REF3333	1	296-22645-1-ND	2,44
Soquet	SD_card	1	HR1941CT-ND	2,02
Oscilador	Crystal 4MHz	1	XC1238CT-ND	0,56
holder battery		1	71K-ND	0,40
sonda	led infrarrojo	1	782-VSMB3940X01	0,41
	led rojo	1	475-2703-1-ND	0,26
	fotodiodo	1	PDB-C152SMCT-ND	3,4
sonda BCI	Sonda BCI	1	Cables y Sensores	72
PCB		1		50,6
Total (con Sonda)				228,812
Total (sin Sonda)				156,812
* P/U corresponde al precio por unidad en dolares				
Fuente: los autores				