



REPÚBLICA DEL ECUADOR

Escuela Politécnica Nacional

" E S C I E N T I A H O M I N I S S A L U S "

La versión digital de esta tesis está protegida por la Ley de Derechos de Autor del Ecuador.

Los derechos de autor han sido entregados a la "ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL" bajo el libre consentimiento del (los) autor(es).

Al consultar esta tesis deberá acatar con las disposiciones de la Ley y las siguientes condiciones de uso:

- Cualquier uso que haga de estos documentos o imágenes deben ser sólo para efectos de investigación o estudio académico, y usted no puede ponerlos a disposición de otra persona.
- Usted deberá reconocer el derecho del autor a ser identificado y citado como el autor de esta tesis.
- No se podrá obtener ningún beneficio comercial y las obras derivadas tienen que estar bajo los mismos términos de licencia que el trabajo original.

El Libre Acceso a la información, promueve el reconocimiento de la originalidad de las ideas de los demás, respetando las normas de presentación y de citación de autores con el fin de no incurrir en actos ilegítimos de copiar y hacer pasar como propias las creaciones de terceras personas.

Respeto hacia sí mismo y hacia los demás.

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA PARA ASISTENCIA EN LA REALIZACIÓN DE LA PRUEBA DE ESFUERZO O ERGONOMETRÍA

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN “ELECTRÓNICA Y CONTROL”**

PARSIFAL MAURICIO ESPÍN TARAPUÉZ

parsifal.espin@epn.edu.ec

DIRECTOR: ING. YADIRA LUCIA BRAVO NARVÁEZ MSc.

yadira.bravo@epn.edu.ec

Quito, octubre 2018

AVAL

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Parsifal Mauricio Espín Tarapuéz, bajo mi supervisión.

**Ing. Yadira Lucia Bravo Narváez MSc.
DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

DECLARACIÓN DE AUTORÍA

Yo Parsifal Mauricio Espín Tarapuéz, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

PARSIFAL MAURICIO ESPIN TARAPUEZ

DEDICATORIA

A mi madre Mónica por brindarme su apoyo y sacrificio, a lo largo de estos años

Parsifal

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mi madre por el apoyo incondicional y sus consejos que me han permitido alcanzar mis metas.

A la Ing. Yadira Bravo, por su predisposición, paciencia y conocimiento que para la realización del presente trabajo

Parsifal Espín

ÍNDICE DE CONTENIDO

AVAL	I
DECLARACIÓN DE AUTORÍA.....	II
DEDICATORIA.....	III
AGRADECIMIENTO.....	IV
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	V
RESUMEN	VIII
ABSTRACT	IX
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Objetivos	2
1.2. Alcance	2
1.3. Marco Teórico	2
Condiciones generales de la Prueba de Esfuerzo.....	3
Parámetros de control	4
Sistema de registro del ECG	5
El electrocardiograma	6
Derivaciones del ECG.....	9
Requerimientos de diseño para registro ECG	12
Presión arterial.....	15
Valores normales de la presión arterial	16
Métodos de medición de la presión arterial.....	16
Presión arterial y ejercicio.....	18
Requerimientos de diseño para medición de la presión arterial.....	18
Frecuencia Cardíaca	21
Métodos directos de medición de la frecuencia cardíaca	22
Calculo de la Frecuencia Cardíaca	23
Saturación de Oxígeno	24
Oxímetro de pulso.....	24
Temperatura Corporal.....	27
Otras variables.....	28
Contraindicaciones de la Prueba de esfuerzo	29
Indicaciones para la pronta terminación del ejercicio	30

Protocolos de esfuerzo.....	30
Comparación con otros trabajos similares.....	32
2. METODOLOGÍA.....	34
2.1 Fase de Diseño.....	34
Selección del Microcontrolador.....	35
Alimentación del Sistema.....	37
Conversor del Medidor de Presión.....	37
Monitor de Presión.....	38
Bomba de Aire.....	39
Electroválvula.....	39
Control del brazalete.....	40
Sensor de Presión.....	40
Adquisición y Filtrado monitor de presión.....	41
Pulsioxímetro.....	44
MAX30102.....	45
Medición de Variables Ambientales.....	45
Medidor de Temperatura Superficial.....	47
ECG.....	48
Protecciones ECG.....	48
Buffer ECG.....	49
Virtual terminal Wilson y Driver Right Leg.....	49
Amplificación y filtrado.....	50
Comunicaciones.....	52
Comunicación Bluetooth.....	52
Comunicación XBEE.....	55
LCD.....	56
Almacenamiento.....	56
2.1. Fase de Implementación.....	58
Diseño de software.....	58
Software Brazalete.....	58
Implementación y ensamblaje.....	62
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	64
3.1. PRUEBAS.....	64
PRUEBAS DE HARDWARE.....	64
PRUEBAS DE SOFTWARE.....	66

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	69
4. CONCLUSIONES	73
4.1. Conclusiones.....	73
4.2. Recomendaciones.....	74
5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75
ANEXOS	77
ANEXO I Manual del usuario	78
Descripción general del equipo.....	78
Modulo brazaletes	78
Módulo ECG portable.....	79
Funcionamiento del sistema	80
Prueba de esfuerzo	83
ECG portable	84
Programa de monitoreo.....	85
ANEXO II Datasheets	88
ANEXO III Pruebas de Hardware y Diagramas.....	94
Diagramas de Circuito	94
Ensamblaje del Sistema.....	94
Autonomía.....	94
Almacenamiento	97
ORDEN DE EMPASTADO	106

RESUMEN

En el presente trabajo se diseña un prototipo para asistir en la prueba de esfuerzo o ergometría, a partir de la adquisición de los datos en reposo del paciente como son la presión arterial, temperatura corporal, saturación de oxígeno para verificar si el paciente está apto para realizar la prueba, Adquisición de tres derivaciones de electrocardiograma, la derivación estándar II, y las precordiales V2 y V5 adicionalmente se mide las condiciones ambientales de la habitación como: la temperatura ambiental, humedad relativa, presión atmosférica y la iluminación natural, todo esto para determinar si la habitación donde se realiza la prueba de esfuerzo posee las condiciones mínimas para el desarrollo de la prueba, todos los datos son adquiridos por dos equipos portátiles un brazalete y un ECG portátil, los datos adquiridos pueden ser guardados en una memoria extraíble y ser presentados a través del software de asistencia médica desarrollado en Labview.

PALABRAS CLAVE: Prueba de esfuerzo, ECG, Presión arterial, Saturación de oxígeno, Temperatura corporal, Temperatura ambiental, Presión Atmosférica, Humedad relativa.

ABSTRACT

In the present work, a prototype is design to assist in the stress test or ergometry, from the acquisition of the data at rest of the patient such as blood pressure, body temperature, and oxygen saturation to verify if the patient is suitable for perform the test. Acquisition of three electrocardiogram leads, the standard lead II, and the precordial V2 and V5, additionally, the environmental conditions of the room are measure, such as ambient temperature, relative humidity, atmospheric pressure and natural lighting. All this for determine if the room where the stress test is carried out has the minimum conditions for the development of the test, all data is acquired by two portable equipment, a bracelet and a portable ECG, the acquired data can be stored in a removable memory and be presented through the medical assistance software developed in Labview.

KEY WORDS: Stress test, ECG, Blood pressure, Oxygen saturation, Body temperature, ambient temperature, Atmospheric pressure, Relative humidity.

1. INTRODUCCIÓN

La prueba de esfuerzo o ergonometría es una técnica o procedimiento de diagnóstico que evalúa la respuesta del corazón ante un esfuerzo físico progresivo. Esta es una de las técnicas no invasivas más utilizadas para el diagnóstico y pronóstico en una variedad de pacientes, quienes pueden ser de cualquier edad y sexo, deportistas o no, con presencia de enfermedades cardiovasculares o simplemente personas que desean iniciar la práctica de alguna actividad física. Debido a su sencillez, reproducibilidad, economía y seguridad. [1]

Previamente se realiza un estudio del paciente conformado por sus datos personales y sus signos vitales, entre los que están: la presión arterial, saturación de oxígeno, temperatura, peso, talla, edad y ECG en reposo. Además de realizarle un cuestionario respecto de sus actividades diarias para conocer si es sedentario o realiza algún tipo de actividad física. Con estos datos se crea un perfil del paciente que permite al profesional de la salud conocer su estado y determinar la necesidad o no, de realizar la prueba de esfuerzo, selección del ergómetro y el protocolo a utilizar. [1]

La prueba de esfuerzo se utiliza generalmente en casos de: [1], [2], [3]

- Enfermedad coronaria (cardiopatía isquémica).
- Evaluación de enfermedad valvular.
- Insuficiencia cardíaca.
- Rehabilitación cardiovascular.
- Evaluación de capacidad funcional.

En los casos diagnóstico y pronóstico cardíaco, permite poner en evidencia alteraciones cardíacas que no son evidentes en reposo. En el caso de evaluación de la capacidad funcional de un individuo se refiere a determinar si es capaz de desarrollar su trabajo habitual o cualquier tipo de trabajo.

En el presente trabajo se muestra la construcción de un prototipo que es capaz de adquirir los datos previos del examen en condiciones de reposo, así como la adquisición de los datos propiamente de la prueba de esfuerzo, tales como el ECG en movimiento, la presión arterial, saturación de oxígeno, parámetros que contienen la información de las condiciones físicas de un individuo ante un esfuerzo progresivo.

Una solución completa a la prueba de esfuerzo que realiza el acompañamiento incluso después de terminada la prueba, con la medición de los signos vitales del paciente con el mismo equipo hasta su estabilización.

1.1. Objetivos

El objetivo general de este Estudio Técnico es: Diseñar y construir un sistema para asistencia en la realización de la prueba de esfuerzo o ergonometría.

Los objetivos específicos de este Estudio Técnico son:

- Diseñar e implementar un registrador de señales ECG portátil para la adquisición de tres derivaciones y un brazalete que constará de un medidor de presión arterial, un medidor de temperatura corporal, un medidor de SpO2 y un medidor de humedad – temperatura ambiental para establecer las condiciones ambientales.
- Diseñar e implementar un sistema de energía para la provisión del sistema.
- Diseñar e implementar un sistema de comunicaciones inalámbrico entre el ECG portátil, el brazalete y la PC.
- Diseñar e implementar un sistema de visualización de datos.
- Integrar y verificar el funcionamiento sistema.

1.2. Alcance

En base a la investigación bibliográfica referente a la prueba de esfuerzo, se determinarán los niveles de voltaje, formas de onda, y métodos de adquisición de las variables requeridas. Se diseñará un prototipo compuesto de un ECG portátil, de tres derivaciones y un brazalete que contendrá: medidor de presión arterial, medidor de temperatura corporal, medidor de SpO2, medidor de humedad y temperatura ambiental, teniendo en cuenta una etapa de provisión de energía recargable, basado en una batería de ion litio, que permitirá una autonomía de aproximadamente 8 horas. Todo el sistema será integrado por comunicación inalámbrica, y los datos adquiridos serán presentados a través de un software para la visualización de los datos para la interpretación del ECG de esfuerzo, alarmas en caso de requerir suspender la prueba y los datos de SpO2, presión arterial, temperatura tomados durante la prueba.

1.3. Marco Teórico

A continuación, se detallará la información necesaria para el desarrollo del proyecto una vez realizada la revisión bibliográfica referente a la prueba de esfuerzo y sus requerimientos

Condiciones generales de la Prueba de Esfuerzo

El requerimiento de espacio físico para la realización de la prueba de esfuerzo es una habitación de mínimo 9 metros cuadrados, con una temperatura entre 18 a 23 °C, con buena ventilación e iluminación, con una humedad relativa entre el 60%. Y el equipamiento necesario consiste en: [3]

- Un ergometro.
- Un equipo de monitoreo y registro de ECG.
- Un tensiómetro aneroide.
- Un cronometro para el control de tiempo de cada etapa de trabajo en casos de utilizar un ergometro mecánico, donde se requiere cambiar los pesos manualmente.
- Una balanza.
- Una camilla.
- Un desfibrilador en caso de complicaciones.

El personal necesario para el estudio ergométrico debe ser realizado por un cardiólogo o técnico en cardiología, con experiencia en la realización de este tipo de pruebas y conocimiento en caso de complicaciones o detención de la prueba. [3]

El ergometro es el equipo mecánico o electrónico donde se ejecuta la prueba de esfuerzo, los más utilizados en la actualidad son la bicicleta ergométrica y el tapiz rodante. La selección del ergometro se la realiza teniendo en cuenta: la preferencia del centro médico, experiencia del médico, características del paciente o entrenamiento del mismo. A continuación, se describe las características y requerimientos de cada uno. [1], [3]

- Cicloergómetro o bicicleta ergométrica: Consiste en una bicicleta estática, donde se requiere adaptar la altura del pedal y del manubrio, para lograr una correcta postura para realizar el examen. Existen de dos tipos de bicicleta, de frenado mecánico donde la intensidad de carga está dada por la resistencia al pedaleo que puede medirse en kilográmetros por minuto (kgm/min) o vatio (cada vatio equivale a 6 kgm/min). Y las de frenado electromagnético, donde la velocidad se compensa

automáticamente con la carga aumentando o disminuyendo de acuerdo si el paciente aumenta o reduce su velocidad. Las variables de control son el radio de la rueda, resistencia de pedaleo y la velocidad de pedaleo por convención en 60 rpm es equivalente a 18 Km/h. [1], [3]



Figura 1.1. Cicloergómetro de frenado mecánico [1]

- Tapiz rodante o cinta sin fin: Consiste en una cinta sin fin de altura regulable con barras laterales y frontales para apoyo del paciente. La intensidad de cada carga depende de la velocidad de deslizamiento de la cinta y la altura de la misma.

El trabajo realizado sobre el tapiz rodante, se expresa en MET, siendo un 1 MET el gasto energético mínimo en condiciones basales y es 3.5 ml de O₂ por Kg de peso y por minuto. [1], [3]



Figura 1.2. Tapiz rodante comercial [1]

Parámetros de control

Durante la prueba de esfuerzo se realiza el monitoreo continuo de los varios parámetros, entre los más importantes se tienen:

- Frecuencia cardiaca.
- Presión arterial.
- ECG de 3 o 12 derivaciones.
- Oximetría (opcional).
- Temperatura Corporal (opcional).

Sistema de registro del ECG

El electrocardiograma ECG es un gráfico en el que se estudian las variaciones de voltaje en relación con el tiempo, consiste en registrar en papel milimetrado o digital de la actividad eléctrica del corazón en un tiempo determinado generalmente no mayor a 30 segundos. [2], [4]

Está basado en el sistema de conducción del corazón que es el tejido especializado donde se inician y transmite los impulsos eléctricos en el corazón, la representación gráfica de estos impulsos es el ECG. Consta de los siguientes elementos:

- **Nodo sinoauricular (nodo SA):** Es una estructura en forma semilunar localizada por detrás de la aurícula derecha y constituida por un grupo de células especializadas en el impulso eléctrico. Es el responsable del ritmo cardiaco ya que aquí se generan los impulsos eléctricos responsables de la actividad del corazón, estos impulsos se propagan hasta el nodo AV a través de vías internodales. [2]
- **Nodo auriculoventricular (nodo AV):** Es una estructura ovala y de la mitad del tamaño del nodo SA, situado próximo a la unión entre las aurículas y ventrículos. Durante el paso por el nodo AV, la onda de activación eléctrica sufre una pausa de aproximadamente una décima de segundo, permitiendo que las aurículas se contraigan y vacíen la sangre en los ventrículos. [2]
- **Sistema de His-Purkinje:** Después de atravesar el nodo AV, el impulso cardíaco se propaga por el haz de His y sus ramas. Luego el impulso eléctrico se distribuye por toda la masa ventricular gracias a una red de micro fibrillas denominadas fibras de Purkinje, se produce entonces la contracción de ambos ventrículos. [2]

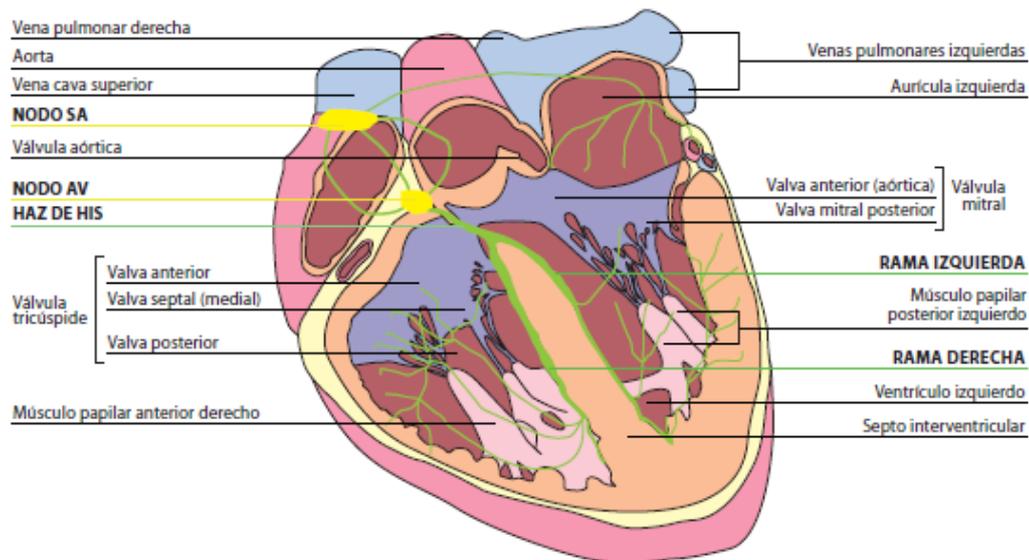


Figura 1.3. Sistema de conducción del corazón [2]

El electrocardiograma

El registro electrocardiográfico ECG, es la adquisición de la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos, sensores colocados sobre la piel del paciente que pueden ser descartables o reutilizables, se pueden distinguir dos tipos:

- ECG de reposo: registro realizado con el paciente acostado.
- ECG de esfuerzo: registro tomado cuando el paciente se ejercita sobre una bicicleta o una cinta sin fin.

En ambos casos los requisitos para una correcta adquisición de las señales son:

- Una buena adhesión de los electrodos para lo cual se debe humedecer la piel, en el caso de ser un registro en reposo los electrodos se pegan en la piel sobre el musculo y si es prolongado o de esfuerzo se pegan en la piel sobre las prominencias óseas
- Utilizar un electrodo a tierra, además de funcionar como referencia, evita las interferencias causadas por la radiofrecuencia o la corriente alterna. [2]

El ECG se presenta como una línea guía denominada línea isoelectrónica o línea basal, que puede identificarse como la línea horizontal entre cada latido. La forma típica del ECG consta de varias deflexiones alternantes con la línea basal, y se distinguen la onda P, segmento P-R, el complejo QRS, el segmento ST y la onda T. Cada segmento se describe a continuación:

- Onda P: Las aurículas se están contrayendo y enviando sangre a los ventrículos.
- Segmento P-R: Las aurículas terminan de vaciarse y se produce una relativa desaceleración en la trasmisión de la corriente eléctrica a través del corazón, justo antes de la contracción de los ventrículos.
- Complejo QRS: Contracción de los ventrículos y expulsión del contenido sanguíneo.
- Segmento ST: Es el trazado de la línea basal que se encuentra entre el final de la onda S y el comienzo de la onda T.
- Onda T: El corazón está en proceso de relajación, después del vaciado de los ventrículos. [2], [4], [5]

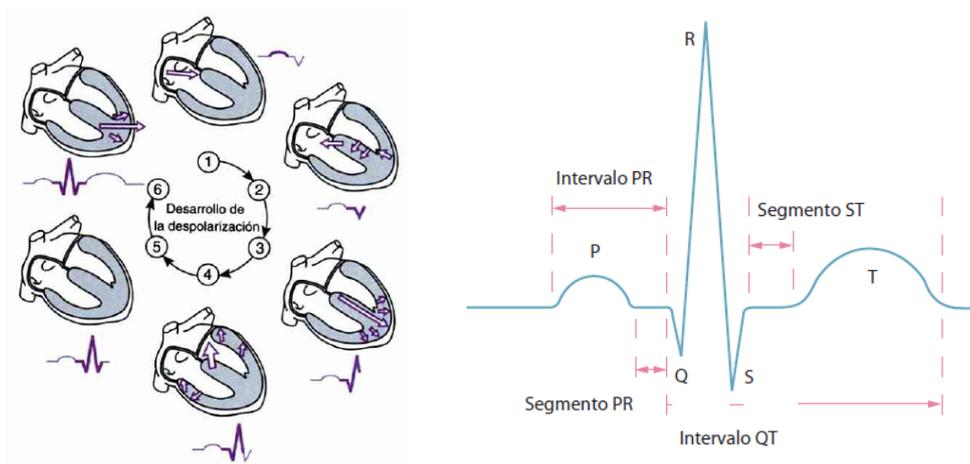


Figura 1.4. Segmentos e Intervalos del ECG [4]

Para la visualización ya sea impresa o digital se requiere rotular el ECG con los siguientes datos del paciente: [1]

- Apellido.
- Nombre.
- Fecha de nacimiento.
- Fecha, hora.
- Nomenclatura de cada una de las derivaciones.

La presentación impresa o de reporte del Electrocardiograma se la realiza sobre un papel cuadrulado, donde las velocidades de registro para el eje X son de 25 mm/s para el

diagnóstico de taquicardias y 50 mm/s cuando se quiere una medición precisa del tiempo. En el eje Y se registra la amplitud de la señal, para calibración 10 mm de papel son 1mV, los valores típicos de la cuadrícula se los presenta en la Figura 1.4

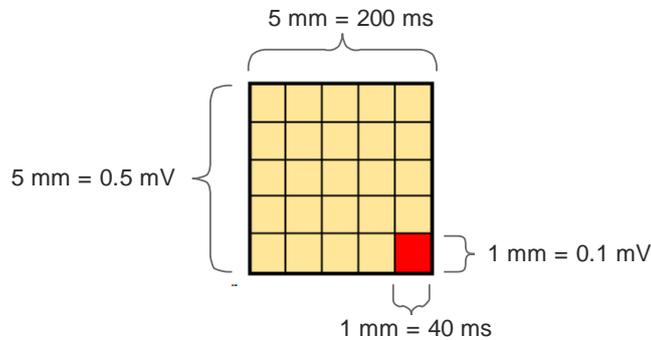


Figura 1.5. Medidas del papel para impresión del ECG [5]

Las ondas, segmentos e intervalos asociados a la señal ECG deben ser regulados para una presentación adecuada de los datos adquiridos debido a que las amplitudes de todas las derivaciones deben tener la misma medida, para esto cada segmento de la señal está asociado a un tiempo que son presentados en la Tabla 1.1 y en la Figura 1.6 la presentación de la señal ECG con la identificación de los intervalos sobre el papel.

Tabla 1.1. Valores de los componentes de la señal ECG [4], [5]

ONDAS/SEGMENTOS/INTERVALOS	VALORES NORMALES
ONDA P	1.5 – 2.5 mm de ancho / 2.5 mm (máx.) de alto
INTERVALO P-R	0.12 - 0.20 segundos
COMPLEJO QRS	0.90 – 0.10 hasta 0.12 segundos
SEGMENTO S-T	Evaluar el nivel de la señal
ONDAT	Positiva excepto en Avr.
INTERVALO Q-T	0.36 – 0.45 segundos, según FC y sexo.

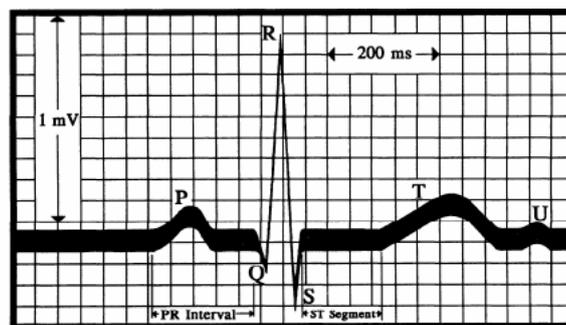


Figura 1.6. Presentación e intervalos de la señal ECG [4], [5], [6]

Derivaciones del ECG

El registro ECG es el resultante de las proyecciones del vector del corazón sobre el plano, las más utilizadas son 12 divididas en dos grupos de acuerdo a su orientación y son:

Plano frontal:

- 3 Derivaciones estándar (bipolares) de acuerdo a Einthoven.
- 3 Derivaciones aumentadas (unipolares) de acuerdo a Goldberger.

Plano transversal:

- 6 Derivaciones precordiales (unipolares) de acuerdo a Wilson.

Las derivaciones de Einthoven conocidas como estándar conforman el triángulo de Einthoven, en los dos brazos y el pie izquierdo: [2], [4], [5]

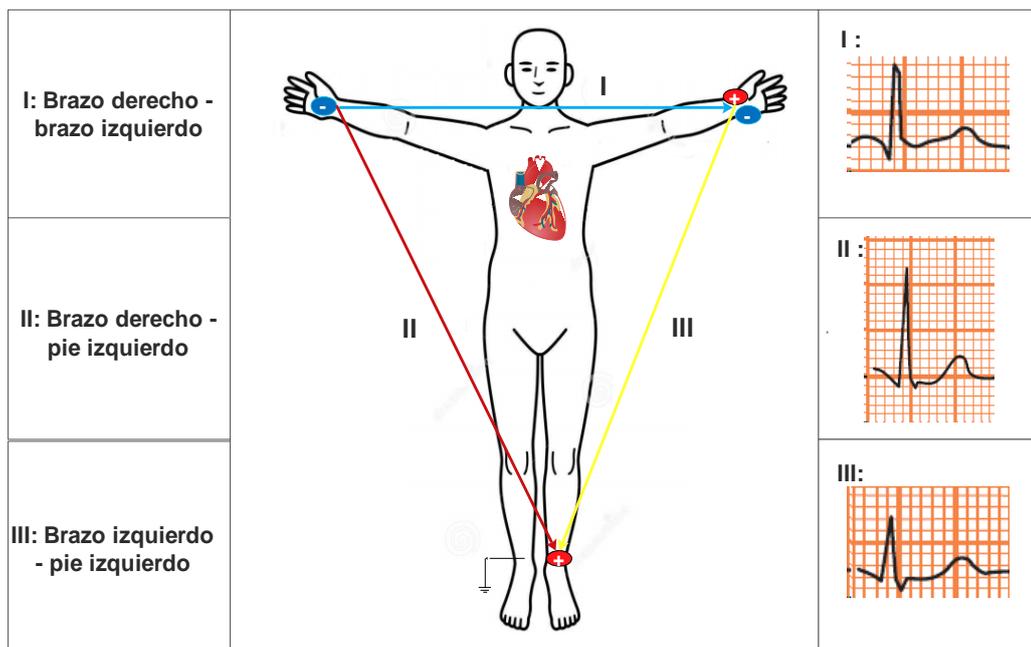


Figura 1.7. Derivaciones de Einthoven [4]

Donde cada potencial es definido como:

- VLA es el potencial del brazo izquierdo.
- VRA es el potencial del brazo derecho.
- VLL es el potencial de la pierna izquierda.

La diferencia de potencial o el voltaje de la derivación es:

Derivación I = VLA – VRA

Ecuación 1.1. Derivación I [5]

Derivación II = VLL – VRA

Ecuación 1.2. Derivación II [5]

Derivación III = VLL – VLA

Ecuación 1.3. Derivación III [5]

La ley de Einthoven dice que:

Derivación I + Derivación III = Derivación II, o

Derivación I + Derivación III – Derivación II = 0

Ecuación 1.4. Ley de Einthoven [5]

Las derivaciones de Goldberger son las tres derivaciones unipolares de las extremidades comparadas cada uno de los electrodos y con un electrodo de referencia (electrodo colector). Como electrodos de referencia se conectan dos derivaciones complementarias con una resistencia, debido a esto se produce la amplificación de las derivaciones y su nombre derivaciones aumentadas: [2], [4], [5]

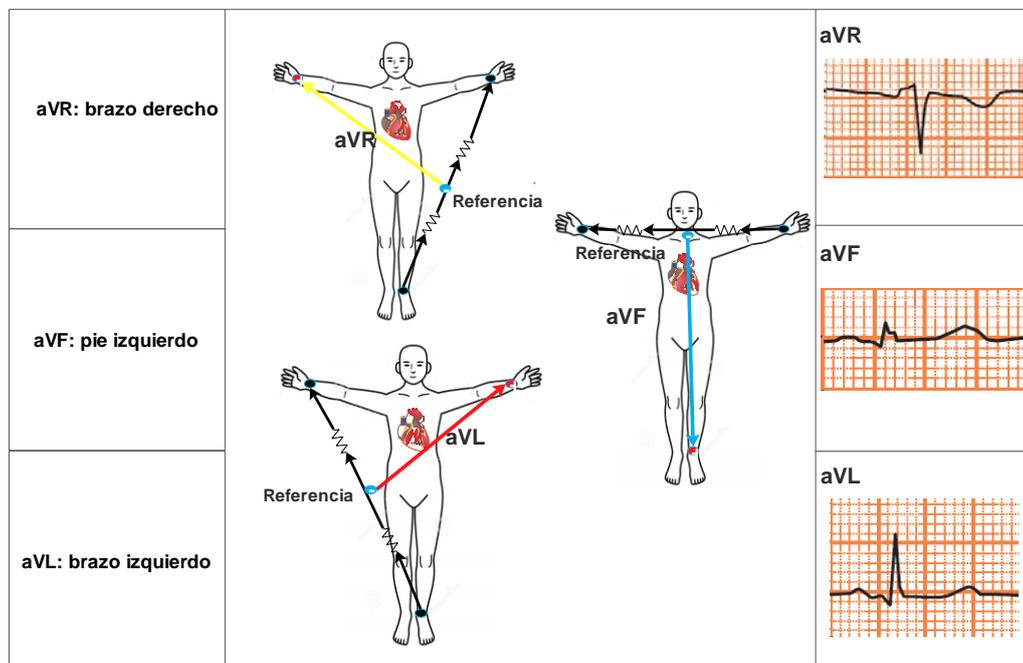


Figura 1.8. Derivaciones de Goldberger [4]

Las derivaciones precordiales según Wilson corresponden a las seis derivaciones unipolares, V1-V6, se originan en los 6 electrodos colocados en la pared torácica, que están conectados con un electrodo de referencia. Los electrodos de referencia forman el resto de las derivaciones precordiales.

- V1: 4to espacio intercostal paraesternal derecho.
- V2: 4to espacio intercostal paraesternal izquierdo.
- V3 5ta costilla entre V2 y V4.
- V4: 5to espacio intercostal sobre la línea medioclavicular izquierda.
- V5: línea axilar anterior, en el plano horizontal que pasa por V4.
- V6: línea axilar media, en el plano horizontal que pasa por V4.

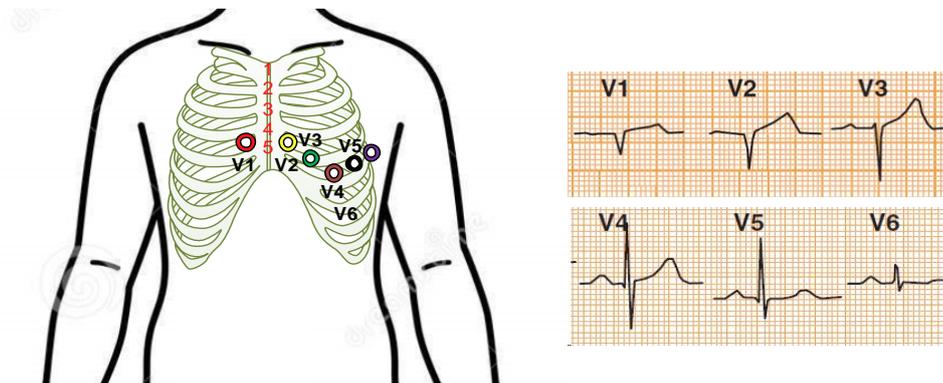


Figura 1.9. Derivaciones de Wilson [4]

El electrodo de referencia proviene del Terminal Central Wilson donde se conectan las tres derivaciones estándar a través de tres resistores iguales en un punto común. El voltaje en este punto es el promedio de cada derivación y es usado como referencia. [4], [6]

$$V_{CT} = \frac{V_{RA} + V_{LA} + V_{LL}}{3}$$

Ecuación 1.5. Terminal central Wilson [5]

Para el sistema de derivaciones en la prueba de esfuerzo existe una mayor sensibilidad con un registro de las 12 derivaciones clásicas, o 3 derivaciones generalmente una inferior, una derecha y una izquierda (DII, V2 y V5). Tomando en cuenta la colocación de los electrodos de las extremidades en el torso. [1]



Figura 1.10. Derivaciones modificadas para la prueba de esfuerzo [4]

Requerimientos de diseño para registro ECG

Una vez definido los valores y formas de presentación de la señal ECG, es necesario definir los requerimientos para la adquisición de la misma, para lo cual se presenta en la Figura 1.11, el diagrama de bloques de los requerimientos para su adquisición.



Figura 1.11. Diagrama de bloques para la adquisición del ECG.

- **Electrodos**

Para el registro de biopotenciales se utilizan electrodos que son la interfaz entre el registrador de ECG y el cuerpo del paciente, la selección entre los diferentes tipos ya sean descartables o reutilizables depende del uso, del paciente, así como del lugar de colocación, pero se debe tener en cuenta que esta selección afecta directamente a la impedancia y al voltaje offset. Los electrodos más utilizados para ECG se basan en una solución de plata/cloruro de plata (Ag-AgCl) debido a que su rendimiento es mejor. Los electrodos descartables constan de un contacto de Ag-AgCl en la parte superior y de gel conductivo ofreciendo la ventaja de un bajo costo además de reducir el riesgo por infecciones en relación a uno reutilizable, generalmente miden con un nivel de interferencia de 1 a 10 micro -voltios pico a pico, para la medición de ECG esta debe ser menor al 1%. [7]



Figura 1.12. Electrodo para la adquisición del ECG [7]

- **Protecciones**

Las protecciones son necesarias frente a interferencias electromagnéticas (EMI) y las descargas electroestáticas (ESD), estas pueden ingresar tanto por el pin de alimentación como por los cables del paciente, son responsables de sobretensión o sobre corriente en los elementos del dispositivo, falsas alarmas, reinicio del microcontrolador y hasta pueden poner en riesgo al operador o al paciente.

El circuito de protección debe proteger a los componentes electrónicos de interferencias de radiofrecuencia, sobretensión y descargas electrostática. Los requerimientos de estos elementos son proveer rapidez en el cambio de estado en los umbrales y soportar la corriente máxima cuando están en conducción.

Una amplia gama de dispositivos que pueden ser usados para suprimir los transitorios los más comunes son los varistores, diodos simples, diodos zeners, diodos schottky, transistores y tiristores. Los requerimientos de esta etapa son de proveer una protección de descarga de ≤ 5 KV, ruido $\leq 30\mu V$ y tolerar un offset de 300mV. [7]

Además, es necesario de proveer al diseño de una alta impedancia a la entrada para esto se utiliza una etapa en configuración buffer ya que aísla la impedancia de la fuente, los requerimientos para a tenerse en cuenta para esta etapa son: [7]

1. Impedancia de entrada
2. Sobre voltaje soportado en la entrada del elemento.
3. Rango de la entrada
4. Ruido

5. Linealidad.
6. Amplificadores Operacionales

Para las etapas de pre-amplificación, filtrado y amplificación se requiere de la utilización de amplificadores operacionales es necesario definir algunos criterios para su selección:

1. Alto Rechazo en Modo Común CMRR: Debe ser alto para el rango de frecuencias de entrada que deben ser rechazadas, así como de las frecuencias de la línea de alimentación. El valor necesario para el diseño es de $\geq 95\text{dB}$. [4]
2. Alta Impedancia: Se requiere de una alta impedancia en la entrada para evitar cargar la fuente de la señal de entrada. [4]
3. Bajo ruido: Deben ser capaces de manejar voltajes de entrada muy bajos ya que no debe sumar su propio ruido a la señal. Al igual que las protecciones se requiere que sea $\leq 30\mu\text{V}$. [4]
4. Ancho de Banda: Se debe seleccionar un amplificador con el suficiente ancho de banda para la aplicación que se va a diseñar. [4]
5. Entrada y Salida rail to rail: Un amplificar cuya oscilación máxima de entrada o de salida son iguales al voltaje de alimentación. Siendo que la medición de los potenciales están el orden de mV, se requiere que el rango dinámico mínimo sea de $\pm 5\text{mV}$. [4]
6. Ganancia: La selección de la ganancia debe ser fácil ya que está directamente relacionada con la precisión del circuito y es afectada por la temperatura. El error de ganancia máximo para el diseño es de $\leq 5\%$. [4]

- **Circuito de la pierna derecha**

Para la utilización del circuito de la pierna derecha se requiere un electrodo adicional su función es reducir cualquier rechazo incompleto de la interferencia de modo común y consiste en generar una señal de la pierna derecha proporcional a la inversa de la interferencia en modo común. Está compuesto por una etapa en configuración buffer y un integrador inversor, además que es un circuito necesario para crear la referencia de voltaje para las derivaciones precordiales.

- **Filtrado**

El ancho de banda de un monitor de ECG está en el rango de 0.05 Hz a 150 Hz, pero se puede reducir el ancho de banda si solo se desea un monitor de frecuencia cardíaca, los

requerimientos tanto por la respuesta de la etapa de filtrado como de la adquisición de datos son: [4]

1. Resolución de al menos 12 bit.
 2. Velocidad de muestreo máxima de 1200Hz, estándar o de 1000Hz opcional.
 3. Velocidad de muestreo de 200Hz, para holter o si existe interferencia muscular.
- **Filtro pasa alto**

Por causa de los cambios en los potenciales de media célula en la interfaz sensor – piel, afecta a la impedancia del electrodo, también causada por cambios de temperatura y artefactos causados por el movimiento, transpiración, adhesión del electrodo, respiración o temblores. Estos afectan al procesamiento de la señal causando un desplazamiento de la línea basal, debido a que se encuentran presentes en bajas frecuencias se pueden filtrar a través de capacitores en los cables del paciente o utilizar una etapa activa de filtrado con frecuencia de corte de 0.5Hz. [4]

- **Filtro pasa bajo**

Una componente indeseable en el registro del ECG es la procedente por la actividad eléctrica de los músculos. Esta causa problemas en la interpretación del ECG, siendo más crítica en equipos de monitoreo de largo plazo como holter o en la prueba de esfuerzo, para mitigar esta interferencia que se encuentra localizada encima de la señal ECG se utiliza un filtro pasa bajos con frecuencia de corte 150Hz. [4]

- **Filtro elimina banda**

Otro de los componentes indeseables de la señal ECG es la causada por las líneas de alimentación ya están presentes en el rango de 50/60Hz, provocan que a la señal adquirida se sume ruido, para eliminar esta interferencia se utiliza un filtro notch con frecuencia de la red eléctrica. [4]

Presión arterial

La presión arterial es la fuerza que ejerce la sangre al circular por las arterias. Las arterias son vasos sanguíneos que llevan sangre desde el corazón hacia el resto del cuerpo. Existen varios tipos de presión entre las cuales están: [7]

1. Presión sistólica (SBP): Es la presión máxima ejercida por el corazón en la sístole y transmite a la sangre a través de las arterias.

2. Presión diastólica (DBP): Presión mínima existente en la sístole y es la resistencia de los vasos sanguíneos al paso de la sangre.
3. Presión diferencial o de pulso (PAD): Es la diferencia entre la presión sistólica y diastólica. Cuando disminuye esta diferencia existe dificultad en circulación sanguínea.
4. Presión media dinámica (MAP): Es el promedio de ambas presiones, sistólica y diastólica.

Valores normales de la presión arterial

Los valores normales de presión fluctúan durante el día, por condiciones climáticas, factores de riesgo, o la ejecución de practica de actividad física. La clasificación de la presión arterial para un individuo mayor de 18 años se detalla en la Tabla 1.2.

Tabla 1.2. Valores normales de la presión arterial según American Heart Association [2]

CATEGORIA	SISTOLICA mmHg	DIASTOLICA mmHg
Óptima	<120	<80
Normal	120-129	80-84
Normal Alta	130-139	85-89
Hipertensión Arterial	-	-
Grado 1 (ligera)	140-159	90-99
Grado 2 (moderada)	160-179	100-109
Grado 3 (grave)	≥180	≥110

Métodos de medición de la presión arterial

La medición de la presión arterial se la puede realizar tanto de forma directa mediante la cateterización de una arteria o de forma indirecta siendo estos los más populares.

- **Método Auscultación o Korotkoff**

Se utiliza un esfigmomanómetro y un estetoscopio, para escuchar los sonidos del flujo sanguíneo en las arterias, los cuales son llamados sonidos de Korotkoff.

Con el brazo desnudo apoyado sobre una mesa, se procede a envolver el brazalete del esfigmomanómetro sobre el antebrazo con el estetoscopio colocado sobre la arteria

braquial, se insufla por aproximadamente 30 mmHg por encima de la presión sistólica y luego se dejar desinflar a una velocidad de 2 a 3 mmHg por segundo, cuando la presión cae, los sonidos comienzan y cambian lentamente. Los sonidos se denominan sonido de Korotkoff de fase I, correspondiente a la presión sistólica, estos sonidos pasan por cinco fases, donde en la ultima los sonidos desaparecen completamente y corresponde a la presión diastólica. [6], [7]

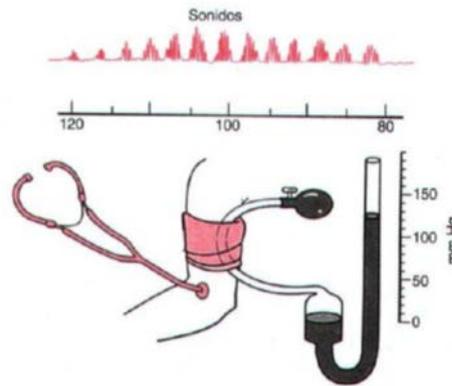


Figura 1.13. Método de auscultación [7]

- **Método Oscilométrico**

La mayoría de los dispositivos automáticos se basan en el método oscilométrico, consiste en monitorear las variaciones u oscilaciones de la presión. Se utiliza brazalete inflable de oclusión sobre la arteria braquial del antebrazo o de u la muñeca, es inflado sobre la presión sistólica a partir de una electrobomba, un sensor de presión localizado en el brazalete detecta las oscilaciones de la presión de la pared arterial durante el proceso de desinflado. La presión sistólica, media y diastólica son definidas a partir de las amplitudes registradas y fórmulas de estimación de las mismas. [6], [7]

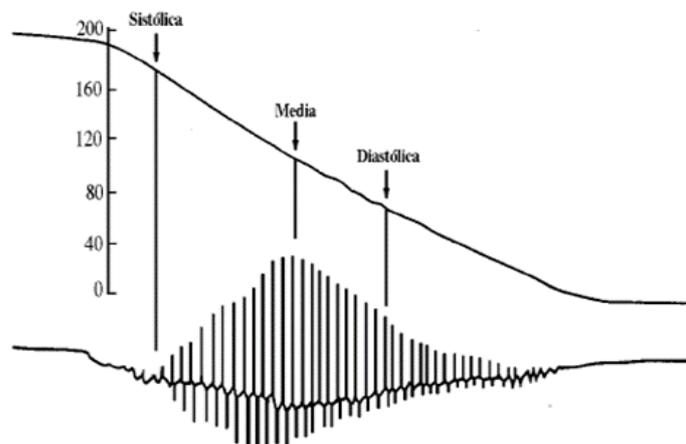


Figura 1.14. Método oscilométrico [7]

Presión arterial y ejercicio

La presión arterial sistólica (SBP) aumenta durante el ejercicio progresivo, mientras que la presión arterial diastólica (DBP) permanece relativamente constante o registra un ligero aumento. En personas activas, durante la práctica de actividad física disminuye la presión diastólica, mientras en personas entrenadas y saludables se produce un aumento en la presión diferencial, incrementando la sistólica y disminuyendo la diastólica, provocando una reducción en la resistencia de los vasos sanguíneos, garantizando una mayor irrigación de sangre a todo el cuerpo. [3], [8]

Algunas consideraciones:

- En deportistas que realizan esfuerzos máximos pueden manifestarse valores de presión sistólica máxima entre los 200 y 250 mmHg, observadas durante la ejecución de la prueba de esfuerzo.
- La práctica permanente de actividad física, mejora la respuesta de las presiones diastólica y sistólica, aumentando la diferencia entre ellas.
- El consumo miocárdico de oxígeno y el flujo miocárdico de sangre son directamente proporcionales al doble producto cardiovascular, que se expresa: $FC \times SBP$.
- Los aumentos de 15 mm de Hg en la PAD durante el ejercicio son considerados como una respuesta anormal al ejercicio.

Requerimientos de diseño para medición de la presión arterial

El método oscilométrico requiere un brazalete o manguito de goma estándar, con un sensor de presión, este es inflado sobre la presión sistólica. Y se desinfla lentamente para determinar la presión sistólica (máxima), MAP (presión arterial media), y presión diastólica (mínima), donde MAP está definida como:

$$MAP = \text{Presión diastólica} + \left(\frac{\text{Presión sistólica} - \text{Presión diastólica}}{3} \right)$$

Ecuación 1.6. Presión arterial media teórica [5]

El diagrama de bloques de los elementos necesarios para realizar la medición de la presión arterial propuesto por varios autores, así como en las notas de aplicación de los fabricantes esta presentado en la Figura 1.15.

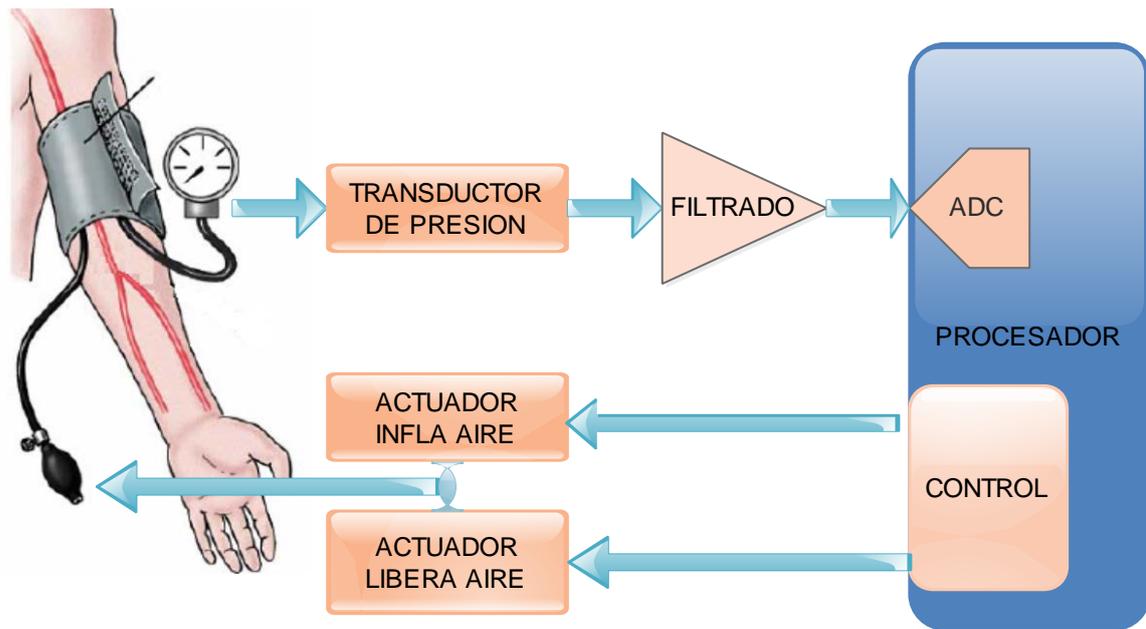


Figura 1.15. Diagrama de requerimientos del monitor de presión [7]

Del diagrama presentado se observan dos áreas bien definidas, el control de los actuadores y la adquisición de datos. Los actuadores en este caso son una válvula solenoide y una micro bomba, encargadas de inflar y desinflar el brazalete. Para la adquisición de los datos, la presión del manguito es medida por un sensor de presión y se filtra en una banda de 0.5Hz a 5Hz, para observar la señal pulsátil de la presión y la velocidad de adquisición de los datos puede estar entre las 100 a 500 muestras por segundo. Existen dos métodos recomendados para la determinación de los valores de presión arterial que son mencionados en las notas de aplicación de los fabricantes [10], [11], [12], en los dos casos se localiza el pulso de amplitud máxima correspondiente a la presión arterial media (MAP); En el primer método la presión sistólica (SBP), se considera entre el 30% al 85% de la amplitud de MAP y la presión diastólica (DBP), se encuentra entre el 45% al 90% de la amplitud de MAP, mientras que en el segundo método las constantes son fijas, las fórmulas que relacionan las constantes y los valores de presión se presentan a continuación:

$$SBP/MAP = k_s$$

Ecuación 1.7. Relación entre la presión sistólica y la presión arterial media [10], [11], [12]

$$DBP/MAP = k_d$$

Ecuación 1.8. Relación entre la presión diastólica y la presión arterial media [10],

En la Tabla 1.3 se observan los valores para las constantes propuestas para ambos métodos, así como en la Figura 1.16, las formas de onda esperadas.

Tabla 1.3. Constantes para el método oscilométrico [10], [11], [12]

PRESION ARTERIAL MEDIA (mmHg)	K_s	PRESION ARTERIAL MEDIA (mmHg)	K_d
Primer método, constantes variables			
MAP > 200	0.5	MAP > 180	0.75
200 ≥ MAP > 150	0.29	180 ≥ MAP > 140	0.82
150 ≥ MAP > 135	0.45	140 ≥ MAP > 120	0.85
135 ≥ MAP > 120	0.52	120 ≥ MAP > 60	0.78
120 ≥ MAP > 110	0.57	60 ≥ MAP > 50	0.6
110 ≥ MAP > 70	0.58	50 ≥ MAP	0.5
70 ≥ MAP	0.64	50 ≥ MAP	0.5
Segundo método, constantes fijas			
MAP	0.75	MAP	0.5

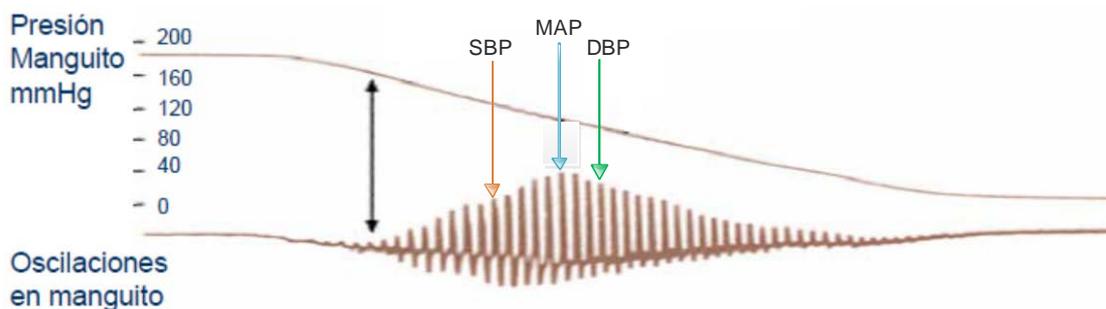


Figura 1.16. Pulsaciones obtenidas por el método oscilométrico [10], [11], [12]

Otro método es el derivativo, donde se busca calcular los valores exactos de la presión sistólica y diastólica, se realiza la derivada de la salida del sensor de donde se obtiene la siguiente Figura 1.17

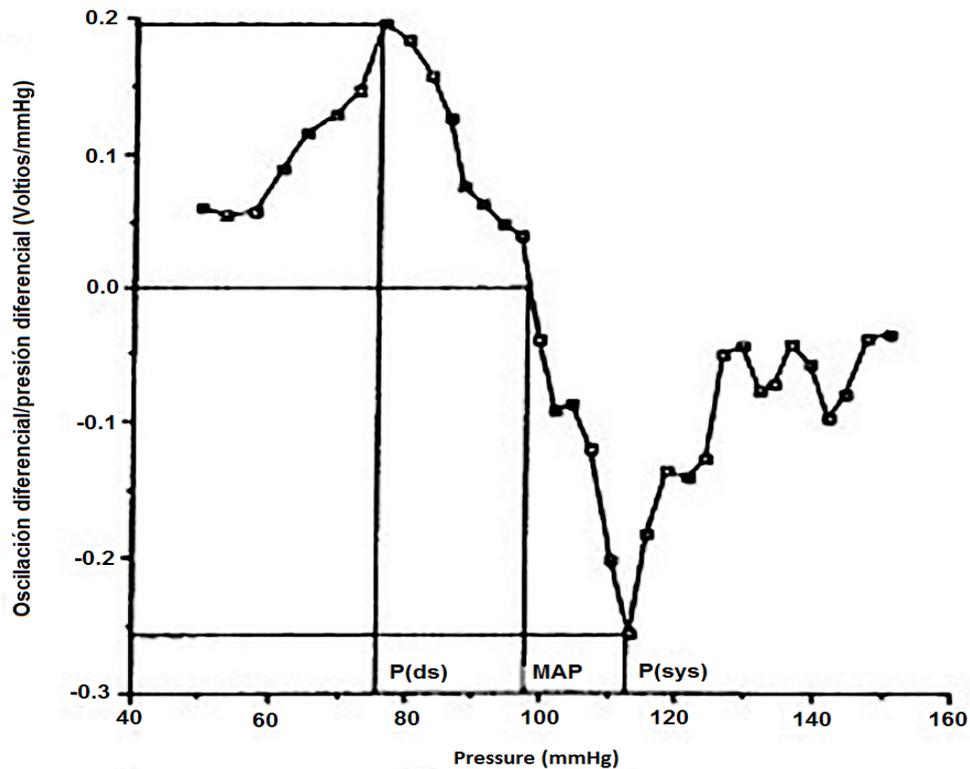


Figura 1.17. Método oscilométrico derivativo. [8]

Este método es más exacto, pero requiere de más recursos y tiempo, ya que se necesita construir un modelo matemático y realizar una interpolación donde se distinguen fácilmente los valores de la presión sistólica y diastólica.

Para el diseño del prototipo se seleccionará el método por coeficientes debido a que se requiere que los datos sean calculados en el mismo microcontrolador.

Frecuencia Cardíaca

Es la onda pulsátil de la sangre resultante de la expansión y contracción del diámetro de las arterias. Su utilidad se debe a la correlación relativamente lineal entre la frecuencia cardíaca (FC) y el consumo máximo de oxígeno (VO₂max). [2], [3], [5]

Se pueden definir dos tipos:

- Frecuencia cardíaca de reposo (FC de reposo)

La frecuencia cardíaca de reposo en adultos saludables, activos es de aproximadamente 60 a 80 latidos /minuto. En individuos sedentarios, edad media o avanzada, es aproximadamente de 100 latidos /minuto.

Algunas consideraciones:

1. La FC de reposo decrece con la edad debido a procesos propios del envejecimiento y a procesos degenerativos. Individuos de edad media y avanzada que realizan actividad física regularmente poseen una buena FC de reposo y responden con una adecuada FC máxima durante el ejercicio.
 2. Factores como el aumento de temperatura y altitud aumentan la FC de reposo aumentado el tiempo de recuperación de la misma.
 3. Antes del ejercicio la FC aumenta de los valores normales, este efecto es llamado respuesta anticipadora, y no se puede considerar como FC de reposo, ya que esta se debe tomar a las primeras horas de la mañana. [1]
- Frecuencia Cardíaca durante el ejercicio

Al iniciar el ejercicio la FC aumenta proporcionalmente a la intensidad del mismo.

Algunas consideraciones:

1. La FC máxima, es base para la planificación de la intensidad del entrenamiento u tipo de actividad física en el caso de evaluación de la capacidad funcional, se debe tener en cuenta que a partir de los 30 años la FC máxima disminuye 10 latidos por década.
2. La FC durante el ejercicio sub-máximo disminuye entre 20-40 latidos/minuto, después de 6 meses de entrenamiento, generalmente la FC sub-máximo se reduce proporcionalmente al entrenamiento realizado.
3. El periodo de recuperación de la FC después del ejercicio, se reduce después de la práctica de actividad física constante.

Métodos directos de medición de la frecuencia cardíaca

Los métodos más comunes son:

- Palpitación o Medición manual: Se realiza a través de la palpación de una arteria, en el cuerpo existen 9 puntos donde se puede realizar esta medición: frente, cuello, brazo, muñeca, ingle, rodilla, pie.
- Pulsímetros: Es un medidor de frecuencia cardíaca económico y portable, cuando la relación entre la FC y el consumo de oxígeno es conocida se puede estimar el gasto energético del individuo. Realiza el almacenamiento de la intensidad, duración y frecuencia de actividades físicas.

Calculo de la Frecuencia Cardiaca

La utilización de fórmulas en personas jóvenes saludables, hacen que la prueba de esfuerzo no sea necesaria, sino que se realiza a través de fórmulas de estimación para lo cual se requiere conocer la FC máxima teórica para la edad y la FC de reposo. [2], [4], [9]

Fórmula para adultos

$$FC_{m\acute{a}x} = 220 - edad$$

Ecuación 1.9. Frecuencia cardiaca máxima teórica [4], [3]

Fórmula para adultos mayores

$$FC_{m\acute{a}x} = 220 - (0.7 * edad)$$

Ecuación 1.10. Frecuencia cardiaca máxima teórica para adulto mayor [4], [3]

Fórmula para calcular los límites de FC de entrenamiento

$$FC \text{ esperada} = [(FC \text{ máx} - FC \text{ reposo}) * \% \text{ de trabajo}] + FC \text{ reposo}$$

Ecuación 1.11. Frecuencia cardiaca esperada [4], [3]

Para el cálculo de la frecuencia cardiaca, a partir de la señal adquirida del ECG y se mide el intervalo RR, Figura 1.18, significa que se identifica el pico más alto de la señal ECG y se cuenta el tiempo hasta que aparece otro pico así:

$$FC(\text{latidos} * \text{minuto}) = \frac{60000}{\text{intervalo RR (en ms)}}$$

Ecuación 1.12. Calculo de la frecuencia cardiaca [4], [3]

Otra forma de determinar la frecuencia cardiaca con solo el papel milimetrado es:

$$FC(\text{latidos} * \text{minuto}) = \frac{300}{\text{Número de cuadros grandes}}$$

Ecuación 1.13. Calculo de la frecuencia cardiaca en papel milimetrado [4], [3]



Figura 1.18. Medición de la frecuencia cardiaca [4], [3]

Saturación de Oxígeno

Los glóbulos rojos contienen hemoglobina. Una molécula de hemoglobina puede transportar moléculas de oxígeno luego se dice que esta “saturada” con oxígeno.

Si todos los lugares de unión con la hemoglobina estaban transportando hemoglobina se dice que la hemoglobina está completamente saturada (100% de saturación), cuando la hemoglobina descarga la molécula de oxígeno a las células del tejido a niveles capilares, la saturación disminuye progresivamente y la saturación venenosa normal es de aproximadamente 75%. [9]

El nivel de saturación normal se dice que está entre el 90 a 97%, si la saturación de oxígeno es de 94% o menos el paciente está hipóxico y necesita ser tratado rápidamente. Una saturación menor del 90% es una emergencia médica, en el caso de estar realizando actividad física, se puede diagnosticar la presencia de hipoxemia inducida por el ejercicio.

Oxímetro de pulso

La oximetría de pulso es la medición no invasiva, del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos y se puede obtener:

- La saturación de oxígeno de la hemoglobina en sangre arterial.
- La frecuencia cardíaca.

El principio básico es la utilización de un par de leds que funcionan en dos longitudes de onda diferentes. Un led rojo de longitud de onda 660 nm. y un led infrarrojo de longitud de onda 910 nm. Los leds están diseñados para colocarse frente a un fotodiodo, la absorción en cada longitud de onda es diferente para la oxihemoglobina y la hemoglobina desoxigenada.

La hemoglobina oxigenada permite que la luz roja transmitida pase a través de ella y absorbe más luz infrarroja, mientras que la hemoglobina desoxigenada permite que la luz infrarroja transmitida pase a través de ella y absorba más luz roja. Por lo general, se coloca un dedo entre la fuente (LED) y el receptor (fotodiodo) que actúa como sitio traslucido con buen flujo sanguíneo una vez que estos niveles de absorción se detectan desde el dedo se puede obtener la relación de absorción a diferentes longitudes de onda.

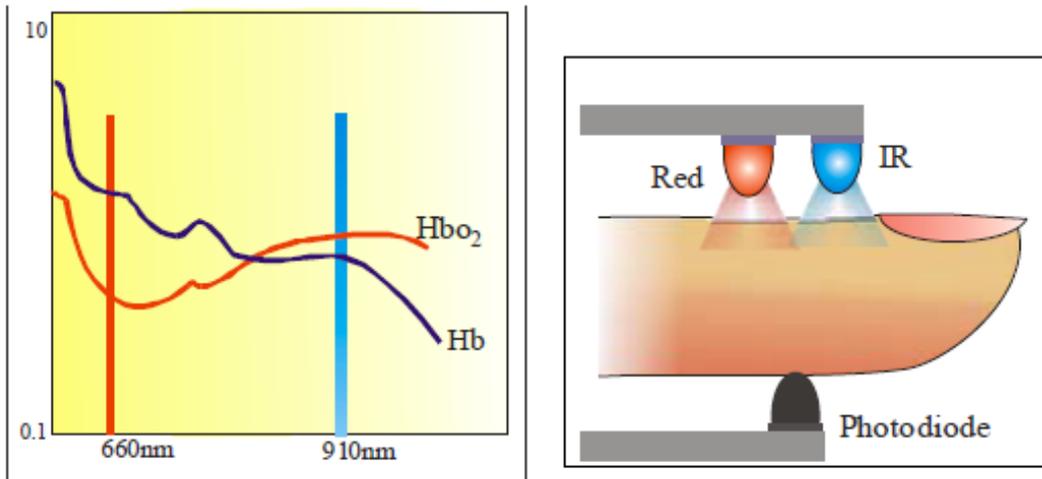


Figura 1.19. Oxímetro de pulso [9]

El diagrama de bloques de los elementos necesarios para su implementación se muestra en la Figura 1.20

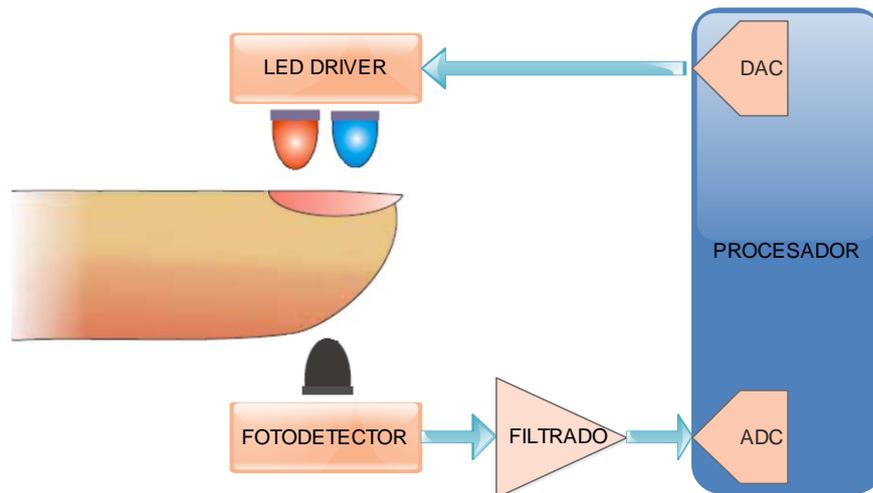


Figura 1.20. Diagrama de requerimientos del oxímetro. [10]

A partir del diagrama se pueden definir dos etapas, una de adquisición de datos y otra para el control de los leds. Para la adquisición de datos, proveniente del receptor se requiere de una etapa de filtrado compuesto por un amplificador de transimpedancia y un filtro pasa altos, para obtener el patrón pulsante típico de la saturación de oxígeno el cual se muestra en la Figura 1.21.

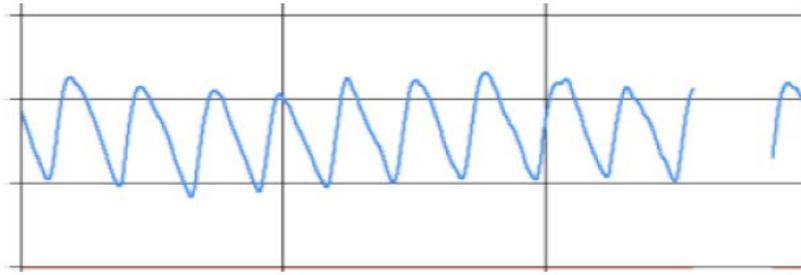


Figura 1.21. Diagrama de requerimientos del oxímetro. [10]

Para determinar el nivel de oxigenación de la sangre (SaO₂), que está definida como la relación del nivel de hemoglobina oxigenada sobre el nivel total de hemoglobina, se establece en la siguiente ecuación:

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{Total\ de\ Hemoglobina}$$

Ecuación 1.14. Oxigenación de la sangre (SaO₂) [10]

Esta medida depende del nivel de oxigenación de la sangre como también de la absorción del cuerpo, esta característica es no lineal. Como son usadas dos longitudes de onda diferentes, rojo (660nm) e infrarrojo (940nm), la relación de absorción es calculada con la siguiente ecuación:

$$R = \frac{Red_AC_Vrms/Red_DC}{IR_AC_Vrms/IR_DC}$$

Ecuación 1.15. Relación de absorción SpO₂ [10]

Otra forma de calcular la SpO₂ es tomando la componente Ac de cada señal y determinar su relación, la formula reducida es:

$$R = \frac{\log_{10}(I_{ac})\lambda_1}{\log_{10}(I_{ac})\lambda_2} \times 100\%$$

Ecuación 1.16. Calculo de SpO₂ [10]

Donde IAC es la intensidad de luz en el primer led (Rojo 660nm) o en el segundo (IR 940nm), cuando solo el nivel AC está presente, se asume que la componente DC de la onda es el resultado de la absorción de los tejidos del cuerpo y venas, mientras que la componente AC es el resultado de la absorción de las arterias.

Debido a que la relación no es lineal, también esta es afectada por la luz ambiental como por el movimiento del cuerpo.

Temperatura Corporal

La temperatura es uno de los signos vitales más utilizados para una gran cantidad de estudios, pero esta no es uniforme en todo el cuerpo, se necesita conocer donde medirla y seleccionar un método adecuado.

Depende de factores ambientales, como también de la irrigación sanguínea, el gasto calórico y de los tejidos circundantes, en condiciones ambientales normales 25°C y 60% de humedad relativa, la temperatura es de aproximadamente 36°C en una persona saludable en las extremidades es un poco menor.

Durante el ejercicio en condiciones ambientales el cuerpo eleva la temperatura como consecuencia del aumento del flujo sanguíneo, desde el tronco del cuerpo hacia las extremidades para disipar la temperatura por la piel por radiación, conducción, convección y la evaporación de sudor.

En condiciones de reposo también existe una variación de la temperatura de 0.5°C durante todo el día, más baja por la mañana y más alta por la tarde. Así la temperatura es un resultado del estado estacionario entre las tasas de producción de calor metabólico más la absorción desde el medio ambiente y la tasa de disipación de calor, los métodos más populares para la medición de la temperatura son no invasivos, ya que los invasivos solo son utilizados en caso de emergencia como en hospitalización. [7]

A continuación, se detallan los métodos no invasivos más utilizados.

- **Oral**

Se utiliza un termómetro de mercurio, y se lo introduce en la boca debajo de la lengua este el método doméstico y clínico más utilizado debido a la accesibilidad de la boca, pero esta medición se puede ver afectada por varios factores ya que el termómetro responde a cambios rápidos de temperatura los principales son:

1. La piel de la cara o cabeza es más fría que el resto del cuerpo.
2. Exposición al aire frío.
3. Patrones de la boca, favoreciendo a la evaporación local.
4. Ingestión de bebidas.
5. Fumar.

- **Axilar**

Se coloca el termómetro debajo de la axila, es la medición más lenta ya que requiere un tiempo mayor para alcanzar el equilibrio térmico, es menos precisa y la medición observada suele ser menor en relación a los otros métodos, no es recomendada para el uso clínico.

- **Membrana timpánica**

La membrana timpánica localizada en el oído recibe la irrigación sanguínea de la arteria carótida y por su cercanía al cerebro también es la más cercana a la temperatura central. Para realizar la medición se utiliza un termómetro infrarrojo colocado en el canal auditivo, pero no es recomendado durante la prueba de esfuerzo, debido a errores en la medición producidas por el movimiento, la suciedad y la colocación incorrecta del termómetro.

- **Superficie corporal**

Se realiza la medición a través de termistores sujetos a la piel con cinta, en uno o varios lugares, esta temperatura es solo la superficial y no la central, puede ser utilizada cuando se requiere una medición local de un sitio específico.

Otras variables

A partir de fórmulas podemos estimar algunas variables necesarias para la prueba de esfuerzo, estas se relacionan directamente con la frecuencia cardíaca así tenemos:

- **Consumo máximo de oxígeno absoluto (VO2 máx.)**

Es la capacidad máxima de transporte de oxígeno de los pulmones y del corazón hacia los músculos, necesario para generar las contracciones ante un esfuerzo o ejercicio intenso expresado en O₂/min.

Se mide a través de una mascarilla para gases durante la prueba de esfuerzo, pero también se puede estimar a partir de la frecuencia cardíaca las fórmulas que los relacionan se presentan en la Tabla 1.4. [1]

Tabla 1.4. Cuadro de fórmulas para obtención del consumo de oxígeno [3]

% Frecuencia Cardíaca (FC) → % VO2 máx.	
90% < FC < 100%	VO2 máx. = 100 – 1.7 *(100 –FC)
80% < FC < 90%	VO2 máx. = 83 – 1.3 *(90 –FC)
50% < FC < 80%	VO2 máx. = 70 – 1.4 *(80 –FC)

- **Intensidad de actividad física**

El Indicador relacionado con la actividad física se denota como MET o equivalente metabólico y es la cantidad de energía que se utiliza en reposo. Sus unidades de medida expresada como 3.5 ml de O₂/Kg/min y equivale a 1Kcal/kg/h o 20 vatios indica el consumo de oxígeno o costo metabólico de una actividad física dada por su intensidad, a partir de la fórmula de consumo de oxígeno se puede calcular el equivalente metabólico. [1]

$$MET = 0.285 * \% VO2 \text{ máx.}$$

Ecuación 1.17. Calculo del equivalente metabólico (MET) [3]

Contraindicaciones de la Prueba de esfuerzo

A continuación, se detallan las condiciones en las cuales la prueba de esfuerzo no puede ser realizada debido a que pone en riesgo al paciente, estas son conocidas como contraindicaciones absolutas [1], [3]

- Angina inestable de alto riesgo.
- Insuficiencia cardiaca congestiva descompensada o mal controlada.
- Hipertensión arterial no controlada (presión arterial >200/110 mm Hg).
- Arritmias cardíacas no controladas.
- Estenosis aórtica severa sintomática.
- Embolia pulmonar aguda.
- Miocarditis aguda o pericarditis.
- Disección aórtica aguda.
- Hipertensión pulmonar severa.
- Infarto agudo de miocardio (<4 días).

Las condiciones relativas son en las cuales la prueba de esfuerzo se puede realizar, solo en un centro de medico provisto de unidad de cardiología, ya que los pacientes son de alto riesgo. [1]

- Lesión significativa conocida de tronco de coronaria izquierda.
- Estenosis aórtica moderada sintomática,
- Cardiomiopatía hipertrófica obstructiva.

- Taquiarritmias o bradiarritmias.
- Bloqueo auriculoventricular de alto grado.
- Trastornos electrolíticos.
- Impedimento físico o mental que imposibilite realizar un ejercicio adecuado.

Indicaciones para la pronta terminación del ejercicio

Las condiciones en las que la prueba de esfuerzo debe terminar sin llegar a los valores máximos son:

- Moderada a severa angina de pecho y/o angina progresiva.
- Disnea desproporcionada.
- Ataxia, mareos o pre-síncope.
- Signos de mala perfusión.
- Solicitud del paciente para terminar la prueba.
- Depresión del segmento ST mayor de 3 mm.
- Elevación del ST (>1 mm) en derivaciones sin ondas Q (con excepción de las derivaciones V1 o AVR).
- Arritmia ventricular o supra ventricular compleja.
- Desarrollo de bloqueo de rama o retardos de la conducción intraventricular.
- Disminución de la presión arterial sistólica de más de 20 mmHg con respecto a la presión arterial previa y/o de 10mmHg de la medición basal.
- Respuesta hipertensiva límite (presión arterial sistólica >250 mmHg, y/o presión diastólica >120 mmHg).
- Dificultades técnicas en el monitoreo del ECG o la presión arterial.
- Agotamiento muscular.

Protocolos de esfuerzo

Los protocolos de esfuerzo detallan las condiciones en las cuales se llevará a cabo la prueba de esfuerzo, están determinados por el paciente, así como los datos que se

requieren obtener de la misma. Estos están aplicados a la bicicleta ergométrica y a la cinta sin fin. [1], [3]

- **Cinta sin fin (treadmill)**

Consiste en caminar sobre una cinta rodante, la velocidad y la inclinación están determinados en función del protocolo a utilizarse.

Ventajas:

1. Se realiza un ejercicio más fisiológico y mejor tolerado.
2. El máximo consumo de O₂ es superior.
3. Se consigue un mejor rendimiento.
4. El comportamiento de la Frecuencia cardiaca y la tensión arterial es más fisiológico.
5. Se requiere menor colaboración del paciente.

Desventajas:

1. Mayor costo y mantenimiento.
2. Requiere cierto entrenamiento previo.
3. Conviene mayor meticulosidad en la aplicación de los electrodos del ECG.
4. Mayor dificultad para tomar la TA.

Los protocolos se basan en la realización de ejercicios de tipo isométrico, continuo y multietapa.

- Protocolo de Bruce: Este protocolo incrementa, tanto la velocidad de la cinta como el grado de inclinación de la banda, cada 3 minutos en los cuales se alcanza un equilibrio fisiológico (estado estable) en parámetros tales como la frecuencia cardiaca. Uno de los principales inconvenientes es el incremento brusco de la carga.
- Test modificado de Bruce (o Sheffield): Introduce una fase de calentamiento de 3 minutos para luego aplicar el protocolo de Bruce. Permite valorar la capacidad funcional en adultos mayores, y en grupos de rehabilitación cardiaca.

- Protocolo de Naughton, Balke y Gardner, poseen un incremento más suave de la carga, generalmente son procedimientos que valoran mejor la capacidad funcional.
- **Bicicleta ergométrica**

Prueba realizada sobre una bicicleta estática donde la resistencia es modificable de manera mecánica (manual) o eléctrica (automática).

Se debe ajustar la altura del asiento y del manubrio para corregir la postura del paciente, y fijar los electrodos a la piel del paciente para realizar las mediciones de frecuencia cardiaca y tensión arterial, así como registrar el ECG, para evitar artefactos los electrodos de las piernas se deben colocar a nivel de las crestas iliacas, o las prominencias óseas a nivel de la cadera.

- Protocolo de Astrand: Se inicia con una carga inicial de 50 o 100 vatios (300 o 600 kgm/min) según las características del paciente. Después de 2 minutos se incrementa la carga 25 o 50 vatios cada 2 o 3 minutos, manteniendo constante la velocidad de pedaleo en 50 a 60 rpm.
- Protocolo de Astrand Modificado: Se inicia con calentamiento de 3 minutos sin carga, y se incrementa la carga en pasos de 25 vatios cada 3 minutos, manteniendo la velocidad de pedaleo en 60 rpm.
- Protocolo de Storer-Davis: Se inicia con calentamiento de 4 minutos sin carga y se incrementa la carga en pasos de 15 vatios cada minuto manteniendo la velocidad de pedaleo en 60 rpm.

El rendimiento máximo se valora al alcanzar la frecuencia cardiaca máxima (220-edad) y depende del peso, sexo, edad y grado de entrenamiento del paciente. [3]

Comparación con otros trabajos similares

Varios son los trabajos presentados dentro de la Escuela Politécnica Nacional, en relación a la adquisición, tratamiento y visualización de signos vitales o la adquisición de biopotenciales del cuerpo. A continuación, se presentan dos de ellos con sus respectivas diferencias.

- Navarrete J., Herrería P, "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA RED DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES EN ADULTOS MAYORES CON DEFICIENCIA DE MOVILIDAD", 2016. [5]

Diferencia: A pesar de la toma de datos de signos vitales tales como presión arterial, frecuencia cardiaca, y saturación de oxígeno, no se los realiza para la asistencia en la prueba de esfuerzo, ni se realiza el registro de ECG de varias derivaciones en movimiento.

- Ortiz F., "DISEÑO DE UN SISTEMA INALAMBRICO PARA MONITOREO DE PACIENTES AMBULATORIOS, UTILIZANDO SENSORES DE PRESION ARTERIAL Y RITMO CARDIACO E IMPLEMENTACION DE UN PROTOTIPO DE PRUEBA",2016. [6]

Diferencia: En el mencionado trabajo la adquisición de estos datos no es utilizada para asistir en la prueba de esfuerzo, ni tampoco se realiza toma de datos de ECG, ni saturación de oxígeno.

Los trabajos antes mencionados, además de algunos otros pueden ser utilizados como referencia para la realización del presente proyecto, pero debido a que el objetivo del prototipo propuesto es la adquisición en movimiento de los signos vitales, siendo esta una buena aproximación del significado de la prueba de esfuerzo, se requiere tomar en cuenta al movimiento como variable determinante para la selección de los diferentes elementos del prototipo como de los métodos de adquisición de las variables.

Además, para la prueba de esfuerzo, la metodología como los protocolos ya están normados, por que cambia la visión de signos vitales como del ECG ya que su objetivo es la determinación de los valores máximos del paciente frente a una prueba estándar.

2. METODOLOGÍA

Este proyecto se realizará una investigación básica para definir los requerimientos ya desarrollados en la fase teórica de levantamiento de información.

2.1 Fase de Diseño

En esta sección se presentará el diseño del hardware, software y la interfaz con el usuario para cada variable a controlar. A partir de los requerimientos y parámetros establecidos en el marco teórico.

El sistema consta de tres elementos:

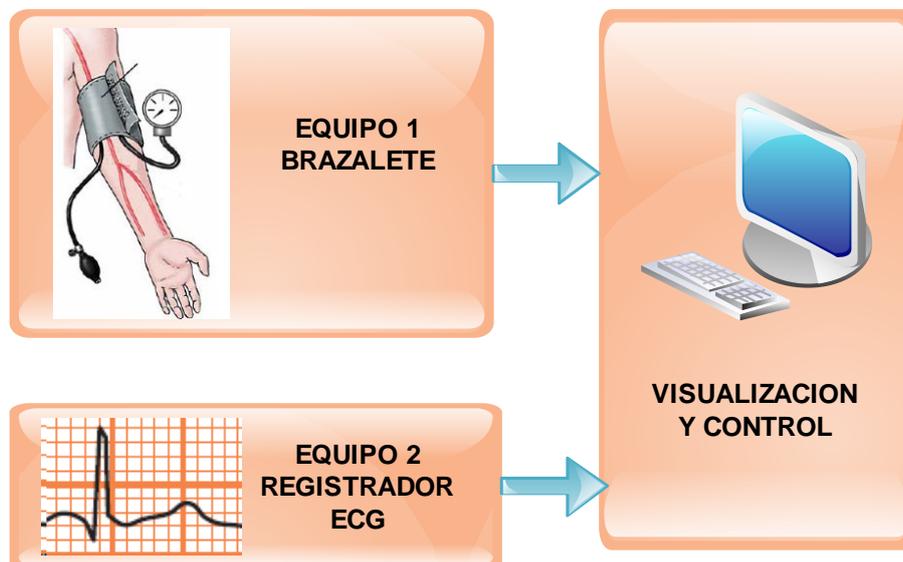


Figura 2.1. Diagramas de bloques de los elementos del sistema

El equipo 1, encargado de la adquisición de la presión arterial, saturación de oxígeno, temperatura corporal y datos ambientales; Mientras que el equipo 2 realiza el registro del ECG, a continuación, se presenta el diagrama de bloques de cada equipo con sus respectivos elementos constitutivos.

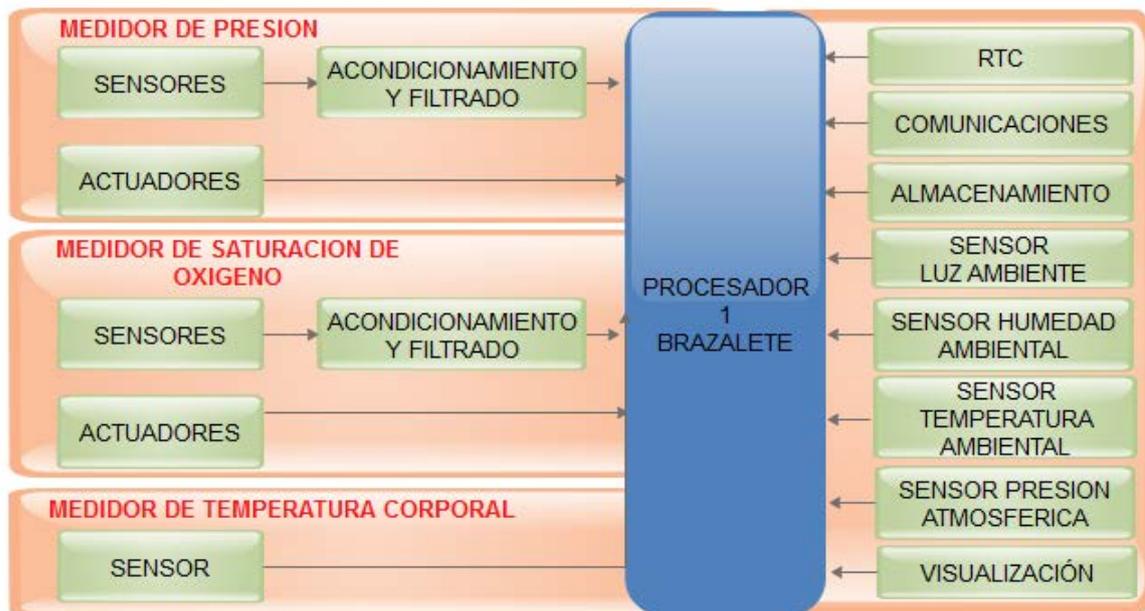


Figura 2.2. Diagramas de bloques equipo 1



Figura 2.3. Diagramas de bloques equipo 2

En base de los diagramas se realizará el diseño de cada equipo, seleccionando los elementos que los componen. A continuación, se presenta el diseño para cada etapa.

Selección del Microcontrolador

Los criterios para la selección del microcontrolador, están condicionados por la velocidad de oscilación, número de pines, y las características de los periféricos disponibles. Para este proyecto se utilizarán dos tarjetas ARM tipo núcleo 64 de STMicroelectronics, basado en el microcontrolador STM32F446RE.

Las principales características de este microcontrolador son:

- Frecuencia de oscilación máxima de 180 MHz., Esta frecuencia es variable y depende de las necesidades del diseño, afecta a la velocidad máxima de algunos de los periféricos y en la potencia de consumo del microcontrolador.

- Cuenta con un set de instrucciones de 32 bits, además de una memoria FLASH de 512 Kb y 128 Kb de memoria RAM
- Velocidad de muestreo del ADC: 2.4 MSPS, con capacidad de disparo a través de los Timers, requerida para toma de datos a frecuencia fija.
- Cuenta con 64 pines, a los cuales se puede tener total acceso a partir los puertos de la tarjeta.
- Periféricos, posee RTC (Real Time Clock), 3 puertos I2C, 4 puertos USART y 3 puertos SPI, además de incluir el programador para simplificar el diseño del hardware.
- A continuación, se detalla en la Tabla 2.4 una comparación entre las plataformas conocidas y los requerimientos de todo el sistema.

Tabla 2.1. Cuadro comparativo entre las diferentes plataformas

CARACTERÍSTICAS MÍNIMAS	Atmel ATXmega 128A4U	ST STM32F446	ST STM32L476
Voltaje de Operación 3.3V	1.6V – 3.6V	1.8V - 5V	1.8V - 5V
Frecuencia de Operación 72MHz	32 MHz	180 MHz	80 MHz
Memoria FLASH 256Kb	128 Kb	512 Kb	1 Mb
Memoria SRAM 128kB	8 Kb	128 Kb	128 Kb
Numero de pines 44	44	64	64
Timers 1X16bits	5x16bit	12x16bit, 2x32bit	12x16bit, 2x32bit
Periféricos 3 USART, 1 SPI, 2 I2C, 1SDIO	2 SPI, 2 I2C, 5 USART	1 SPI, 2 I2C, 2 USART, 1 SDIO	1 SPI, 2 I2C, 2 USART, 1 SDIO
ADC 6 canales, 12bits	12 canales, 1x12-bit, 2MSPS	24 canales, 3x12-bit, 2.4 MSPS	24 canales, 3x12-bit, 5 MSPS
Plataforma	16 bit	32 bit	32 bit

Alimentación del Sistema

La tarjeta núcleo 64, posee un puerto micro USB de alimentación de energía para el programador integrado en la placa, encargado también de suplir la energía al microcontrolador, la cantidad de corriente está controlada por un jumper en la tarjeta teniendo dos valores fijos 100 mA o 300 mA, esta tarjeta también posee otras opciones de alimentación externa como 5V o 3.3V. Para esta aplicación es suficiente usar la energía del puerto USB, alimentada a través de un PowerBank genérico cuya salida de voltaje es 5V y corriente 2600 mAh. Teniendo en cuenta que para la alimentación de la etapa de potencia de la micro bomba y la válvula del medidor de presión es necesario utilizar un convertor adicional, Ya que estos elementos requieren al menos 600 mA si se utiliza un brazalete para el brazo y 300 mA si es para la muñeca. A continuación, se presenta el convertor adicional del brazalete.

Convertor del Medidor de Presión

Dado que se dispone de un PowerBank de salida de voltaje 5V y se diseñara un brazalete, conviene la utilización de un convertor DC/DC reductor.

Se utilizará el convertor OKL-T/1-W12 de Murata Power Solutions, el cual es un convertor DC/DC reductor de salida de voltaje programable, corriente máxima 1A, y de montaje superficial a continuación, se detallan sus características:

Tabla 2.2. Características de convertor OKL-T/1-W12 de Murata Power Solutions

Salida			Entrada			Eficiencia
Voltaje (Voltios)	Corriente (Amperios)	Potencia (Vatios)	Voltaje (Voltios)	Corriente sin carga (Amperios)	Corriente con carga (Amperios)	
0.9 – 5.5	1	5	2.9 – 14	0.01	0.46	90%



Figura 2.4. Convertor OKL-T/1-W12 de Murata

El circuito de la Figura 2.5 permite programar el voltaje de salida del convertor, así como el encendido y apagado del mismo, esta configuración es propuesta en la hoja de datos del Convertor OKL-T/1-W12 de Murata.

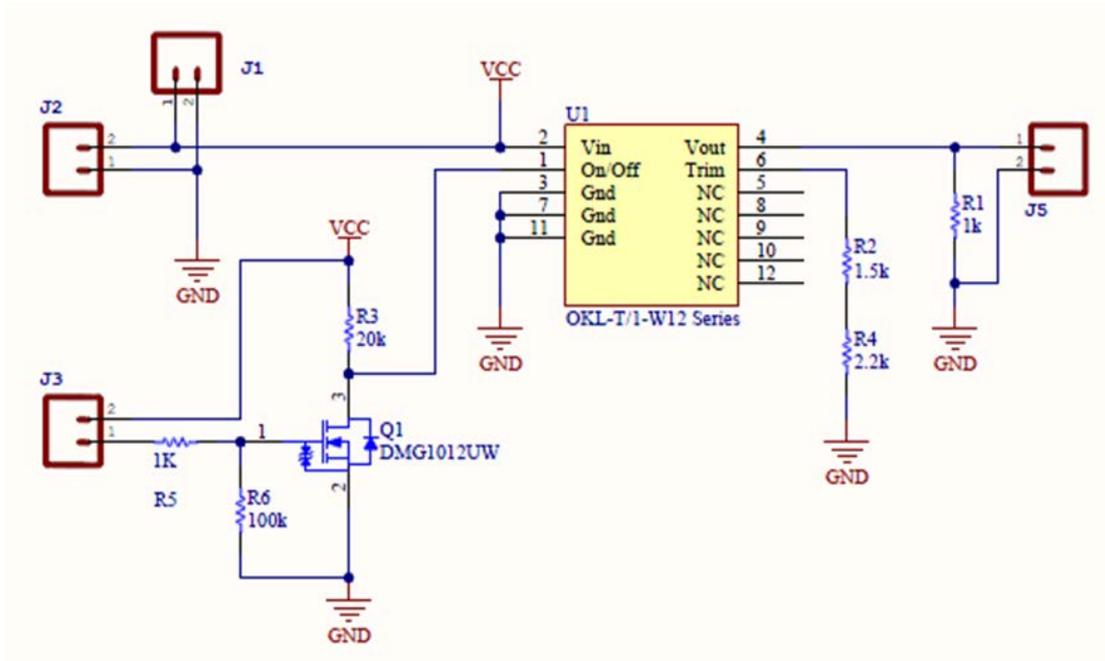


Figura 2.5. Esquema de conexiones del convertor

Monitor de Presión

Para la medición de presión se utilizará el método oscilométrico, explicado en la fase teórica. A continuación, se muestra las distintas etapas del monitor Figura 2.6.

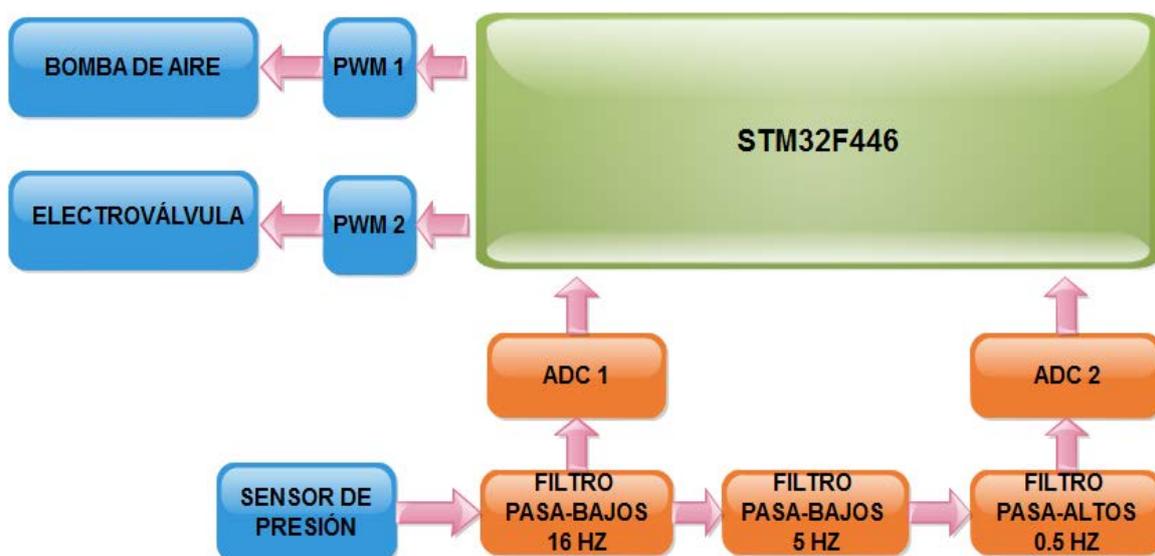


Figura 2.6. Diagrama de Bloques Monitor de Presión.

Bomba de Aire

La bomba de aire impulsada por un micro motor eléctrico, tiene como función insuflar y proveer suficiente presión al brazalete para la medición de presión arterial, para este diseño se utilizará el modelo RSP08D01 de OKEN SEIKO, las características se acuerdo a la hoja de datos son:

Tabla 2.3. Características bomba de aire RSP08D01

RSP08D01R	
Cilindros	1
Voltaje	DC 3V
Flujo (Sin carga)	0.09L/min
Corriente (Sin carga)	70mA
Máxima Corriente	300mA
Máxima presión	55KPa
Ruido	41dB
Vida útil	194 horas



Figura 2.7. Micro-bomba RSP08D01.

Electroválvula

La micro-válvula KSV05A, es un solenoide de alta frecuencia encargado de liberar el aire del brazalete, tiene las siguientes características:

Tabla 2.4. Características bomba de aire

KSV05A	
1. Voltaje Nominal	DC 3.0V
2. Corriente Nominal	75 mA
3. Tiempo de descarga	Máximo 3.0 segundos, de 300 mmHg a 15 mmHg de tanque de 50 CC.
4. Resistencia de la bobina	40 ohm +/- 10%
5. Fugas	Max. 3mmHg desde 300mmHg a 100CC del tanque
6. Aislamiento	A
7. Aplicación para	Aire



Figura 2.8. Electroválvula KSV05A

Control del brazalete

Para el control del brazalete de presión arterial se utilizan dos pines del microcontrolador en configuración PWM a través de un driver formado por un transistor para proporcionar la tensión e intensidad de corriente para el mosfet; mientras que para reducir el ruido generado por estos elementos conviene la utilización de un mosfet canal P.

A continuación, se presenta el circuito utilizado con sus respectivos elementos constitutivos tomando en cuenta que comparten la misma tierra con el circuito de control y la fuente de alimentación proviene del convertor antes diseñado marcado como VCC1.

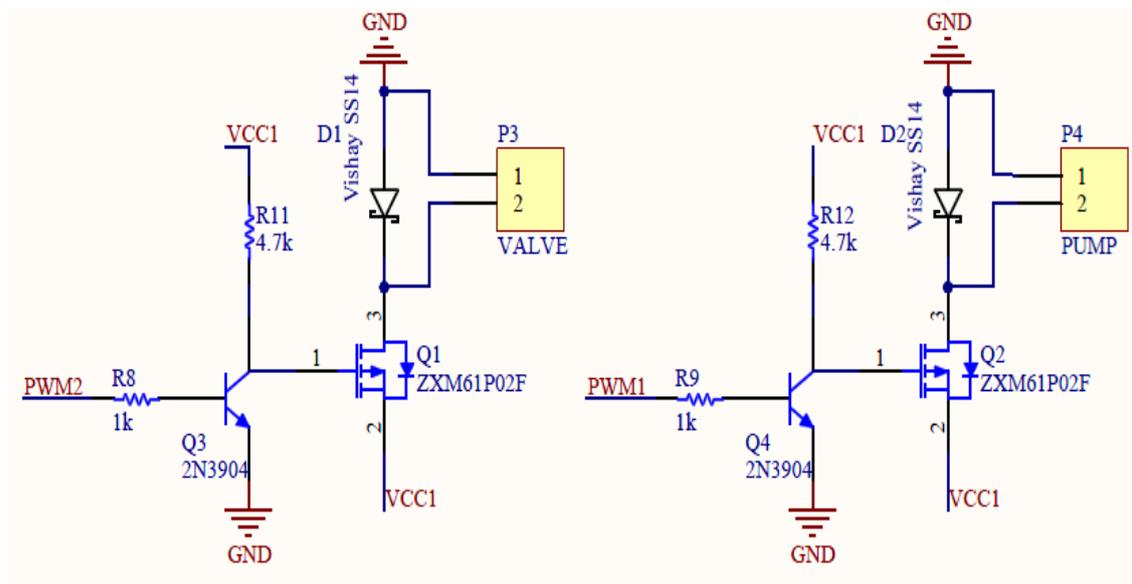


Figura 2.9. Circuito de control medidor de presión

Sensor de Presión

La presión del brazalete es medida y filtrada para obtener la forma de onda de la presión arterial con el método oscilométrico, se ha seleccionado el sensor ADP51A11 de Panasonic

por disponibilidad en el mercado, bajo consumo y su utilización en medidores de presión arterial, sus principales características son:

Tabla 2.5. Características sensor ADP51A11 de Panasonic

Panasonic ADP51A11	
Tipo de Presión	Galga
Presión medida máxima	40 kPa
Voltaje de alimentación	3±0.15V DC
Rango de compensación de temperatura	5 a 45°C
Voltaje Offset	0.3±0.09V
Rango de voltaje de salida	2.4±0.03V
Precisión	±4%
Consumo de Corriente	3 mA
Paquete/Empaque	DIP 6

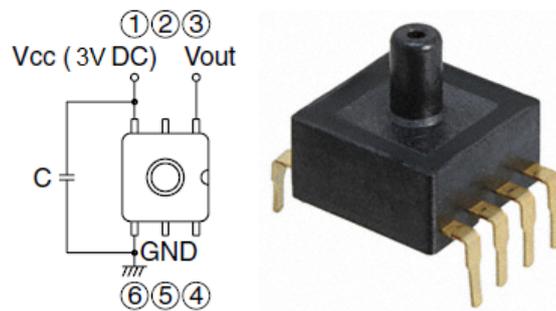


Figura 2.10. Esquema de conexión ADP51A11 de Panasonic

Adquisición y Filtrado monitor de presión

La primera etapa comprende un filtro pasa-bajo de primer orden con una frecuencia de corte 16 Hz, para filtrar frecuencias como la red eléctrica de 60 Hz que introducen ruido, y un amplificador en configuración buffer.

A continuación, se presenta el diseño de la etapa como su circuito de implementación:

Tabla 2.6. Cuadro de valores de constantes filtros Butterworth

Butterworth	a_1	b_1	Q
Primer orden	1	0	-
Segundo Orden	1.4142	1	0.71

$$R_5 = \frac{a_1}{2\pi f_c C_7} = \frac{1}{2\pi * 16\text{Hz} * 1\mu\text{F}} = 9.947\text{K}\Omega \approx 10\text{K}\Omega$$

Ecuación 2.1. Calculo de resistencia filtro Butterworth pasa bajo de primer orden

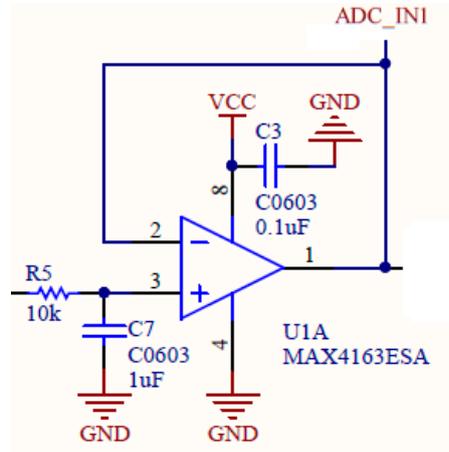


Figura 2.11. Filtro pasa-bajo 16Hz

La segunda etapa compuesta de un filtro pasa-bajo Butterworth de segundo orden de 5Hz, un filtro pasa-alto de 0.5 Hz con una etapa de ganancia 100 para la obtención de la curva de oscilaciones, la cual contiene la información de la localización de la presión media, sistólica y diastólica, las ecuaciones necesarias para el diseño son:

$$C_1 \geq C_5 \frac{4 * b_1}{a_1^2} \geq 1\mu\text{F} * \frac{4 * 1}{1.4142^2} \geq 2 \mu\text{F} \approx 2.2 \mu\text{F}$$

Ecuación 2.2. Calculo de capacitores filtro Butterworth pasa bajo de segundo orden

$$R_3 = \frac{a_1 c_5 - \sqrt{a_1^2 c_5^2 - 4 b_1 c_1 c_5}}{4\pi f_c c_1 c_2} \quad \text{y} \quad R_4 = \frac{a_1 c_5 + \sqrt{a_1^2 c_5^2 - 4 b_1 c_1 c_5}}{4\pi f_c c_1 c_2}$$

Ecuación 2.3. Calculo de resistencias filtro Butterworth pasa bajo de segundo orden

$$R_3 = \frac{1.4142 * 2.2\mu\text{F} - \sqrt{1.4142^2 * 2.2\mu\text{F}^2 - 4 * 1 * 1\mu\text{F} * 2.2\mu\text{F}}}{4\pi * 5\text{Hz} * 1\mu\text{F} * 2.2\mu\text{F}} = \frac{3.11 * 10^{-6} - 9.38 * 10^{-7}}{1.38 * 10^{-10}} \\ = 15.7\text{K}\Omega \approx 15\text{K}\Omega$$

$$R_4 = \frac{1.4142 * 2.2\mu\text{F} + \sqrt{1.4142^2 * 2.2\mu\text{F}^2 - 4 * 1 * 1\mu\text{F} * 2.2\mu\text{F}}}{4\pi * 5\text{Hz} * 1\mu\text{F} * 2.2\mu\text{F}} = \frac{3.11 * 10^{-6} + 9.38 * 10^{-7}}{1.38 * 10^{-10}} \\ = 29.3\text{K}\Omega \approx 30\text{K}\Omega$$

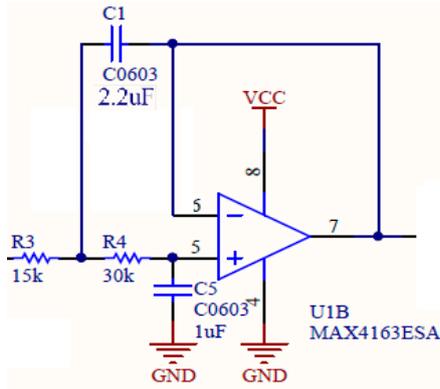


Figura 2.12. Filtro pasa-bajo 5 Hz

Filtro pasa-alto de primer orden HPF (0.5 Hz)

$$R_1 = \frac{b_1}{2\pi f_c C_1} = \frac{1}{2\pi * 0.5\text{Hz} * 0.33\mu\text{F}} = 964.57\text{K}\Omega \approx 1\text{M}\Omega$$

Ecuación 2.4. Calculo de resistencia filtro Butterworth pasa alto de primer orden

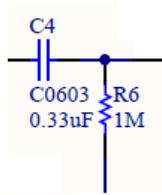


Figura 2.13. Filtro pasa-alto 0.5 Hz

Ganancia:

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 = \frac{100\text{K}\Omega}{1\text{K}\Omega} + 1 = 101$$

Ecuación 2.5. Calculo de amplificador de ganancia

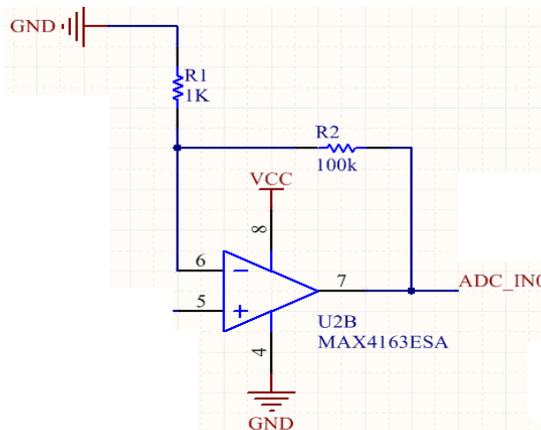


Figura 2.14. Circuito de ganancia ECG

Pulsioxímetro

Uno de los requerimientos del medidor de saturación de oxígeno es que sea resistente al movimiento, el diseño análogo basado en el filtrado y acondicionamiento de dos leds, uno rojo y un infrarrojo, que son receptados por un foto-detector no brinda estas cualidades ya que depende mucho de la estabilidad del individuo.

Se ha seleccionado el sensor MAXREFDES117# que es un diseño de referencia de Maxim Integrated listo para usar, cuenta con el MAX30102 que es un medidor de saturación de oxígeno y un medidor de frecuencia cardiaca en el mismo chip, un convertor DC/DC reductor de bajo voltaje para alimentar el voltaje del sensor y el convertidor de nivel de voltaje para comunicaciones I2C, que convierte voltajes de 1.8V a 5V necesario para acondicionar las señales I2C del sensor hacia el microcontrolador que esta alimentado a 3.3V y viceversa.

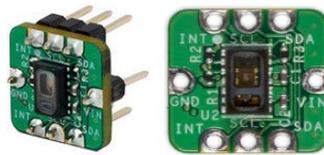


Figura 2.15. MAXREFDES117# de Maxim Integrated

Esta solución de bajo costo permite la implementación en proyectos utilizables sobre el cuerpo humano, y puede ser utilizado en el dedo o en el lóbulo de la oreja. es un diseño de bajo consumo típicamente 1.5mA con una alimentación de 3.3V siendo que este elemento esta referenciado para utilización en equipos médicos y fitness permite la adquisición de datos con el individuo en actividad física por su alta resistencia ante artefactos causados por el movimiento y cancelación de luz ambiental es ideal para su uso durante la prueba de esfuerzo. El diagrama de bloques del diseño consta de:

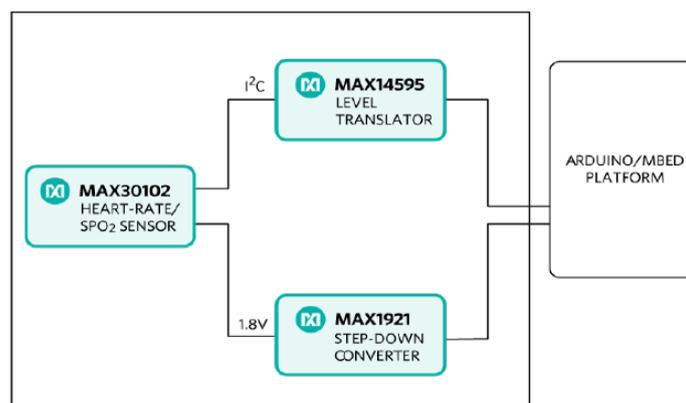


Figura 2.16. Diagrama de bloques del MAXREFDES117#

MAX30102

El sensor digital MAX30102 de Maxim Integrated que al mismo tiempo es capaz de medir la saturación de oxígeno y la frecuencia cardiaca, en el mismo empaquetado. A continuación, se detallan las características de este sensor. [15]

- Medición de oximetría de pulso y frecuencia cardiaca
- Empaque OESIP de 14 pines, con cubierta robusta de vidrio.
- Ultra bajo consumo <1mW y 600 μ A.
- Resolución de 18 bits y muestreo de 100 SPS.
- Alta resistencia ante artefactos por movimiento SNR.
- Comunicación I2C.
- Cancelación de luz ambiental.
- Voltaje de alimentación 1.8V.

El diagrama de bloques del integrado MAX30102 es:

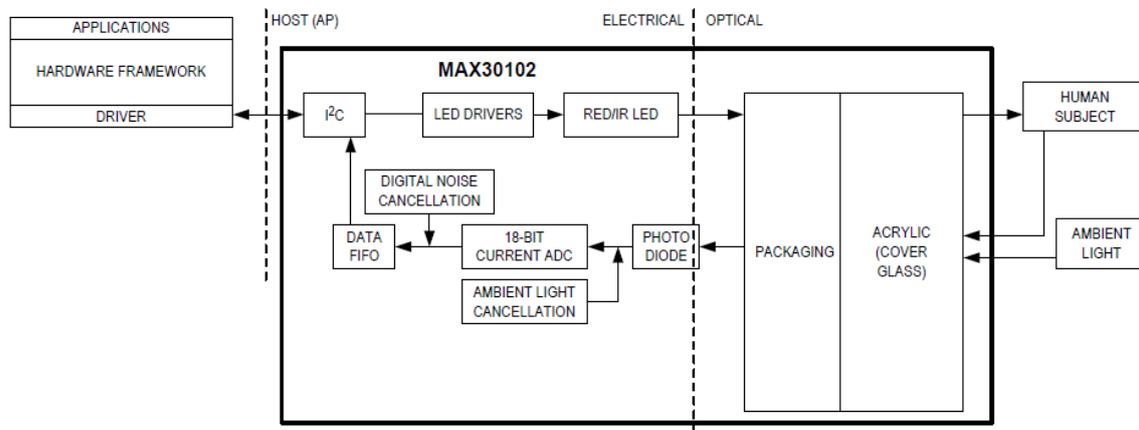


Figura 2.17. Diagrama de Bloques MAX30102

Medición de Variables Ambientales

Para la medición de las variables ambientales, se utilizará el módulo BOOSTXL-SENSORS de Texas Instruments, debido a su bajo costo y a que posee varios sensores con conectividad I2C, el modulo dispone de los siguientes elementos:

- OPT3001, Sensor de temperatura ambiente.
- TMP007, Medidor de temperatura infrarroja sin contacto.

- BMI160, Unidad Inercial compuesta de un acelerómetro y un giroscopio.
- BMM150, Magnetómetro.
- BME280, Medidor de Humedad relativa, temperatura ambiente y presión atmosférica.

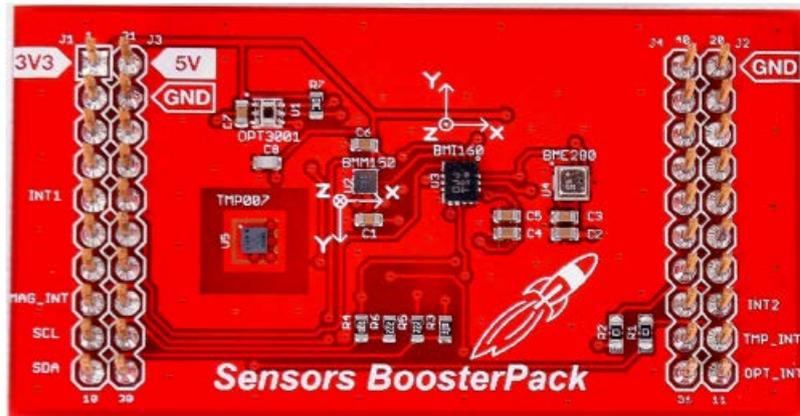


Figura 2.18. BOOSTXL-SENSORS

De estos sensores requieren especialmente dos el medidor de luz ambiental y medidor de humedad – temperatura, mientras que los demás podrían ser usados utilizados en una segunda etapa del proyecto.

- **OPT3001**

Es un sensor digital que mide la intensidad de luz visible, con conectividad I2C, a continuación, se detallan sus principales características:

1. Medición entre 0.01 a 83 k luxes.
2. Rango efectivo de 23 bits.
3. Bajo consumo de operación 1.8 μ A típico.

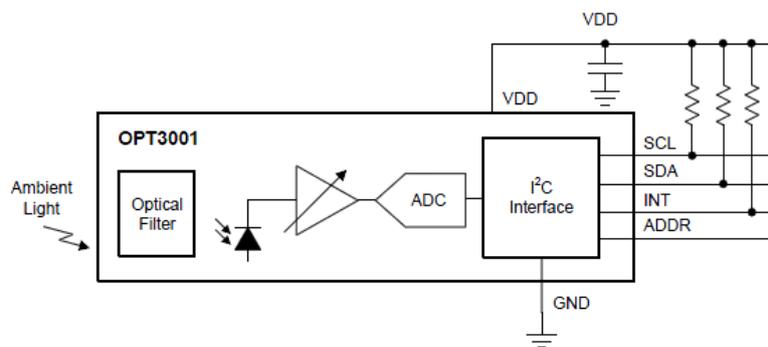


Figura 2.19. Diagrama de Bloques OPT3001

- **BME280**

Es un medidor digital combinado de humedad, presión y temperatura, para aplicaciones móviles de alta precisión, permite varias configuraciones logrando un máximo desempeño o un reducido consumo de energía, posee conectividad SPI e I2C, sus características se detallan a continuación:

1. Consumo de energía entre 0.1 μA en modo SLEEP hasta los 3.6 μA en máximo consumo.
2. Rango de operación: -40 a +85 $^{\circ}\text{C}$, 0 a 100% de humedad relativa, 300 a 1100hPa.
3. Respuesta del sensor de humedad: 1 segundo, con una precisión de $\pm 3\%$.
4. Respuesta del sensor de presión: precisión de $\pm 0.12\text{hPa}$ (aprox. $\pm 1\text{m}$ de altitud).

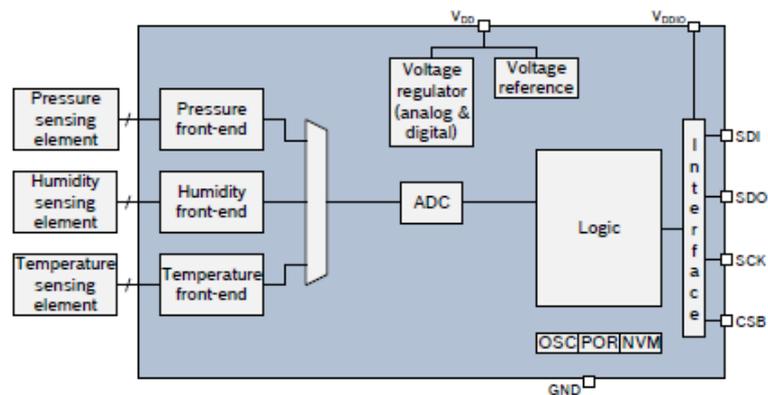


Figura 2.20. Diagrama de bloques BME280

Medidor de Temperatura Superficial

Para realizar la medición de la temperatura corporal superficial se puede optar por un método analógico con el uso del sensor LM35 y su circuito acondicionador o la utilización de un sensor digital con una respuesta de temperatura compensada, para esta medición se seleccionó el sensor DS18B20 de Dallas Semiconductor, se trata de un termómetro programable con comunicación 1-Wire o una sola línea de comunicación con una precisión de $\pm 0.125^{\circ}\text{C}$ y un consumo de energía de 1.5mA a 3.3V de alimentación. A continuación, se presentan las características de este elemento como su diagrama de conexión.

1. Comunicación 1-Wire.
2. Voltaje de alimentación de 3V a 5.5V.
3. Rango de medición entre -55 $^{\circ}\text{C}$ a 125 $^{\circ}\text{C}$.

4. Precisión de $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ desde los -10°C a 85°C .
5. Resolución programable de 9 a 12 bits.
6. Tiempo máximo de conversión 750ms.

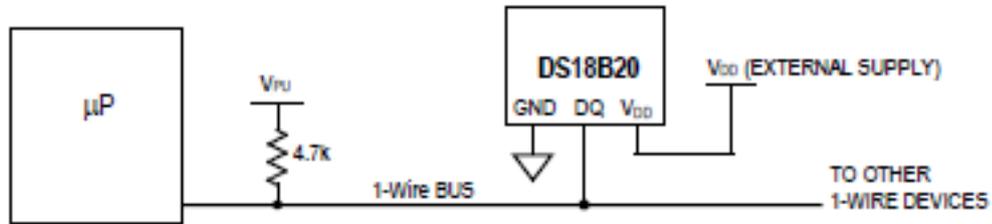


Figura 2.21. Esquema de conexión DS18B20

ECG

En la figura se muestra el diagrama de bloques del prototipo, separado en tres partes, la adquisición de la señal, el procesamiento analógico y la conversión digital.



Figura 2.22. Diagrama de bloques registrador ECG

Protecciones ECG

La señal ECG adquirida a partir de los electrodos, se conecta al prototipo a través del cable del paciente, en este punto un circuito de protección compuesto de dos diodos y un varistor protege al paciente de las descargas electrostáticas, se utilizará el integrado ESDALCL6-2SC6 de ST, que protege dos líneas de datos con un mismo elemento sus principales características son:

- Protección de voltaje de alimentación V_{BUS}
- Baja capacitancia: 2pF típico.
- Baja fuga de corriente: 10 nA a 3V .
- Estándar IE 61000-4-2 nivel 4 (15 KV descarga de contacto).
- Estándar STD883G-Method 3015-7 (25 KV modelo de cuerpo humano).

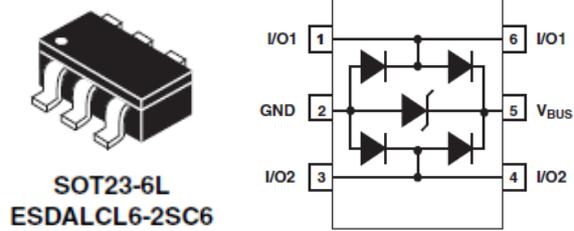


Figura 2.23. Diagrama de conexión e imagen del ESDALCL6 de ST

Buffer ECG

Se usa un buffer para crear alta impedancia a la entrada de la siguiente etapa, se utilizará el circuito sugerido por los fabricantes en las notas de aplicación. El circuito de la entrada de la señal, con las protecciones y el buffer presenta a continuación:

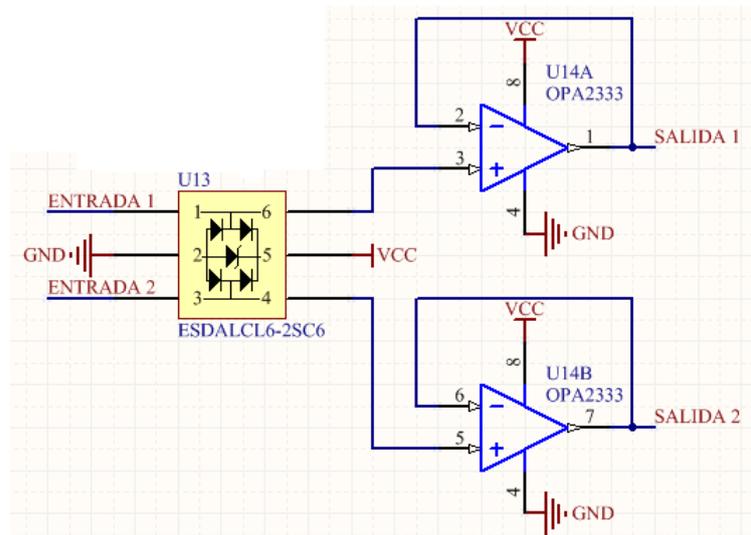


Figura 2.24. Circuito de protecciones ECG

Virtual terminal Wilson y Driver Right Leg

Como se mencionó en la fase teórica, se requiere la implementación del driver de la pierna derecha compuesto del circuito integrador, y un buffer, se toma como voltaje de entrada al punto de acoplamiento del terminal central Wilson y un voltaje de referencia igual a la mitad del voltaje de alimentación. Se utilizará el circuito sugerido de las notas de aplicación de los fabricantes.

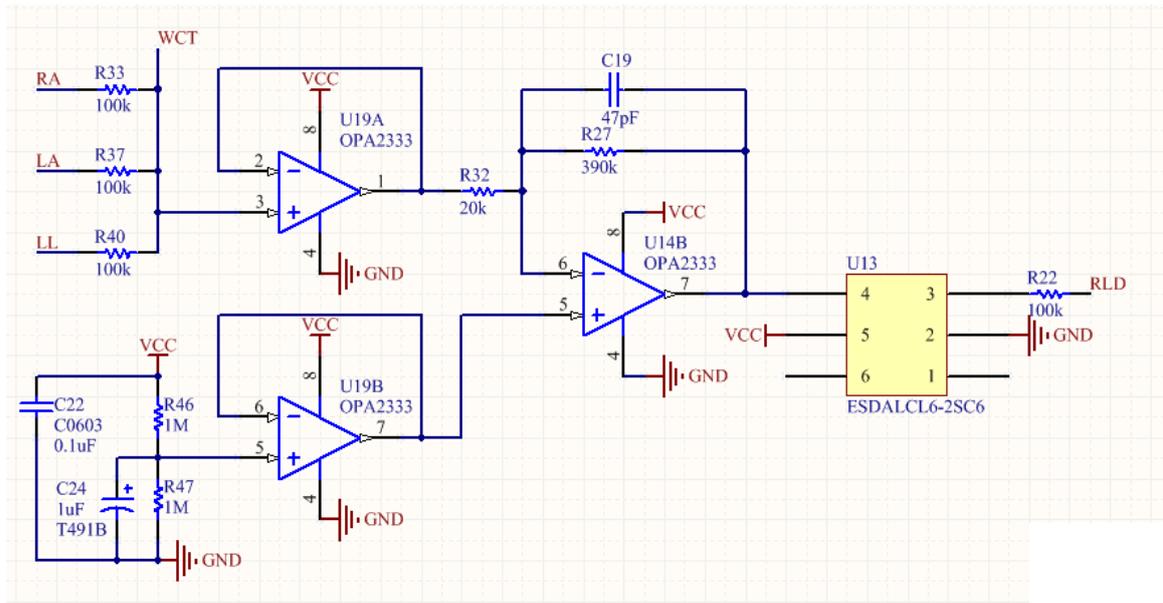


Figura 2.25. Driver pierna derecha

Amplificación y filtrado

Para la primera etapa de amplificación se seleccionó el amplificador de instrumentación INA333 de Texas Instruments, el cual reúne todas condiciones descritas en la fase teórica y se detallan a continuación.

- Amplificador de Instrumentación de precisión
- Bajo voltaje offset de $25\mu\text{V}$.
- Bajo corrimiento $0.1\mu\text{V}$.
- Alto CMRR, 100dB
- Bajo ruido $50\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
- Entradas con filtros de RF

Para el filtrado de la señal se utilizaran dos etapas, un filtro pasa altos de frecuencia de corte de 0.5Hz en configuración de acoplamiento de AC para diferenciar la señal ECG del ruido y un filtro pasa bajos Butterworth de 150Hz en configuración Sallen Key de segundo orden, construidos en base del amplificador de OPA2333 de Texas Instruments que garantiza un bajo ruido y son utilizados para filtros. A continuación, se muestra el proceso de cálculo de cada etapa.

Para el filtro pasa alto, se utilizará la ecuación 2.4:

$$f_{HIGH-PASS} = f_{0.5Hz} = \frac{1}{2\pi R_{17} C_{13}} = \frac{1}{2\pi * 330k\Omega * 1\mu F} \approx 0.4822Hz$$

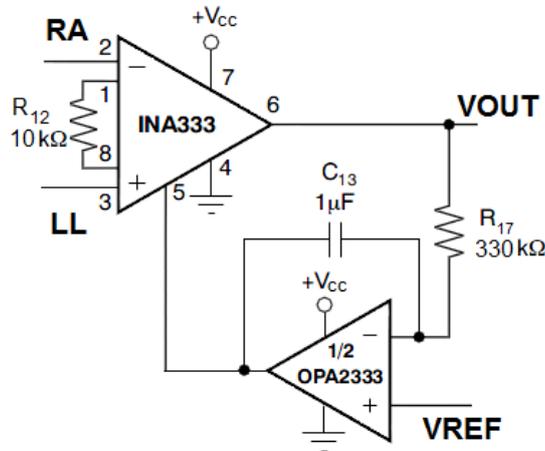


Figura 2.26. Filtro pasa alto 0.5Hz

Para el Filtro pasa bajo con frecuencia de corte 150Hz, se utilizarán los mismos coeficientes de la Tabla 2.5 usados en el diseño del monitor de presión. Con $C_{14} = 100 \text{ nF}$,

$$C_9 \geq C_{14} \frac{4b_1}{a_1^2} = 100nF \frac{4 * 1}{1.4142^2} = 200nF \approx 220nF$$

Con $C_{14} = 100 \text{ nF}$ y $C_9 = 220 \text{ nF}$, se calculan los valores de las resistencias R_{15} y R_{16} a partir de la ecuación 19 utilizada en el monitor de presión arterial:

$$R_{15} = \frac{1.4142 * 220nF - \sqrt{(1.4142 * 220nF)^2 - 4 * 1 * 100n * 220n}}{4\pi * 150 * 100n * 220n} = 5.24k\Omega \approx 5.1K\Omega$$

$$R_{16} = \frac{1.4142 * 220nF + \sqrt{(1.4142 * 220nF)^2 - 4 * 1 * 100n * 220n}}{4\pi * 150 * 100n * 220n} = 9.764k\Omega \approx 10K\Omega$$

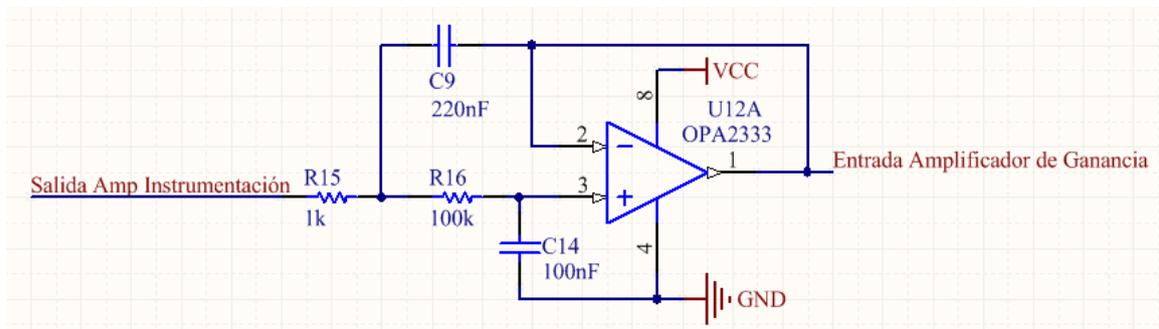


Figura 2.27. Filtro pasa bajo 150Hz

Para el cálculo de la ganancia se utiliza la ecuación 2.3:

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 = \frac{100K\Omega}{1K\Omega} + 1 = 101$$

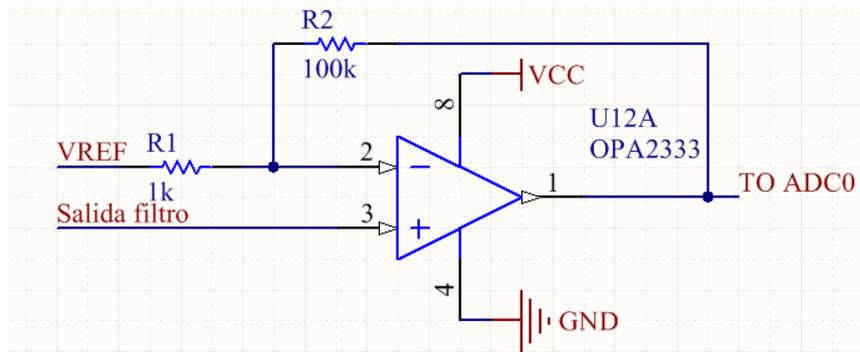


Figura 2.28. Etapa de Ganancia ECG

Comunicaciones

Para este proyecto se consideró utilizar comunicación inalámbrica siendo los requerimientos de diseño de los dos equipos, el consumo de energía y distancia de transmisión.

En el mercado local se puede encontrar algunos dispositivos los más comunes son:

- NRF24L01: Ancho de banda 2.4Ghz, consumo 11.3 mA en transmisión, 12.3 mA en recepción, ganancia máxima de la antena 0dB, con distancia máxima de 1Km con dipolo cuenta con comunicación SPI a 2Mbps. [20]
- Bluetooth: Ancho de banda 2.4Ghz, consumo entre 12mA a 40mA dependiendo del modelo, los más comunes son módulos chinos como el HC-05, HC-06, HM-10, con una distancia máxima de 10m, cuenta con comunicación UART.
- XBEE: Ancho de banda 2.4Ghz, consumo entre 50mA y 150mA, ganancia de la antena programable, con distancias entre 100m a 1Km y comunicación UART con una velocidad máxima de 230400 Kbits por segundo.

Se seleccionará comunicación bluetooth para enlazar el brazalete al registrador ECG debido a que se requiere corto alcance ya que los dos dispositivos están en el cuerpo, y comunicación XBEE para enlazar el registrador ECG hacia la PC ya que la terminal donde van a ser desplegados las variables está lejos del cuerpo.

Comunicación Bluetooth

Dentro de la comunicación Bluetooth, se creará un cable tipo maestro – esclavo a partir de los módulos HM-10, debido que son versión 4.0 y soportan velocidades mayores, así como el consumo de energía es menor versus los modelos HC-05 y HC-06.

A continuación, se detalla las características del módulo a utilizar:

- Modulo HM-10.
- Chip base: CC2541 de Texas Instruments.
- Códigos AT.
- Velocidad máxima 1Mbps.
- Voltaje de alimentación 3.3V y 5V.
- Tolerante a configuración Maestro - Esclavo.

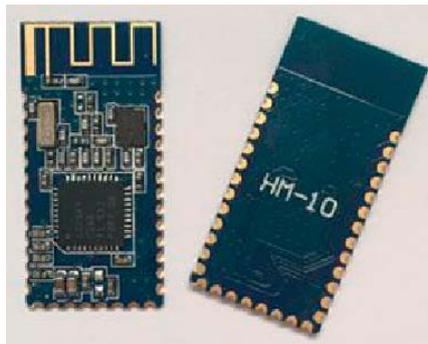


Figura 2.29. Bluetooth HM10

La configuración de cada dispositivo se la realizara mediante un cable FTDI, (convertidor USB-serial), debido a que se requieren una serie de comandos AT para establecer los parámetros básicos de cada dispositivo antes de su puesta en marcha a continuación se detalla la configuración establecida de acuerdo a la hoja de datos: [22]

Esclavo:

- AT, presencia del dispositivo respuesta esperada OK
- AT+NAMESTepnTE, establecer el nombre del dispositivo respuesta +NAME=STepnTE.
- AT+BAUD9, establecer la velocidad de comunicación en 250Kbits, respuesta +BAUD=9.
- AT+PASS909090, se requiere establecer una clave este caso 909090, respuesta +PASS=909090

- AT+PIN, el dispositivo utiliza la misma contraseña como PIN, respuesta +PIN=909090.
- AT+NOTI, habilitar la notificación de pareo entre los dispositivos, respuesta +NOTI=1
- AT+ROLE, configuración como esclavo respuesta +ROLE=0.
- AT+PARI, sin paridad respuesta +PARI=0.
- AT+STOP, numero de bits de parada 0 respuesta +STOP=0.
- AT+RESET, reinicio del dispositivo respuesta +RESET.

Maestro:

- AT, presencia del dispositivo respuesta esperada OK
- AT+NAMEAPepnTE, establecer el nombre del dispositivo respuesta +NAME=APepnTE.
- AT+BAUD9, establecer la velocidad de comunicación en 250Kbits, respuesta +BAUD=9.
- AT+PASS909090, se requiere establecer una clave este caso 909090, respuesta +PASS=909090
- AT+PIN, el dispositivo utiliza la misma contraseña como PIN, respuesta +PIN=909090.
- AT+NOTI, habilitar la notificación de pareo entre los dispositivos, respuesta +NOTI=1
- AT+ROLE1, configuración como maestro respuesta +ROLE=1
- AT+PARI, sin paridad respuesta +PARI=0.
- AT+STOP, numero de bits de parada 0 respuesta +STOP=0.
- AT+RESET, reinicio del dispositivo respuesta +RESET.

Una vez configurados los dos elementos, se utilizará como fuente de alimentación la misma tarjeta núcleo, por lo que no se requiere un hardware adicional. Finalmente se requieren los siguientes comandos para el establecimiento del enlace y debe ser configurado solo en el dispositivo maestro:

- AT, presencia del dispositivo respuesta esperada OK
- AT+INQ, detección de todos los dispositivos bluetooth activos respuesta
 - OK
 - +INQS
 - +INQ:1 0x001583005527
 - +INQE
 - Devices Found 1 (número de dispositivos encontrados).
- AT+SHOW, despliega la asignación de cada dispositivo
 - Device1
 - 0x001583005527
- AT+CONN1, establecer el enlace con el dispositivo 1
 - +Connecting 0x001583005527
 - +Connected 0x001583005527

Comunicación XBEE

Entre transmisores XBEE provistos por DIGI INTERNATIONAL existen varios modelos dependiendo del tipo de enlace que requiere, así los módulos XBEE están las series 1 y 2, además de las versiones PRO de los mismos módulos a continuación se muestra una tabla comparativa entre las diferentes series.

Tabla 2.7. Características módulos XBEE

Especificación	XBEE S1	XBEE S2	XBEE S2 PRO
Rango de distancia interior	30 metros	60 metros	90 metros
Rango de distancia exterior	100 metros	1200 metros	3200 metros
Corriente de Transmisión/Recepción	40/50mA	45/33 mA	250/120 mA
Potencia de salida	2 mW	6.3 mW	63 mW

La configuración de los módulos se puede realizar en base a comandos AT o utilizar el software X-CTU provisto por la marca, de la misma forma se establecerá un enlace similar que con los dispositivos bluetooth tipo Coordinador – Router en base de su MAC.

La conexión del módulo XBEE para configuración el software X-CTU se la realiza mediante un adaptador tipo USB-serial, para lo cual existen en el mercado varias opciones de marcas

y costos, este proyecto se utilizará dos placas de Sparkfun, una para realizar la comunicación entre la PC - registrador, y otra para montar el módulo XBEE al equipo mismo, reduciendo la cantidad de diseño de placa PCB debido a que solamente se utilizaran los pines de alimentación y el puerto serial TX/RX.

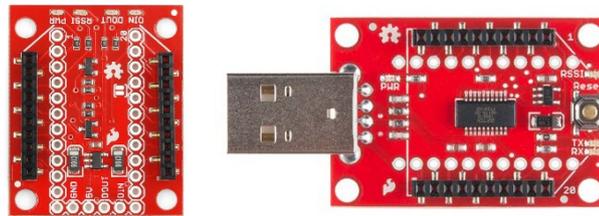


Figura 2.30. Adaptadores de Sparkfun para XBEE

LCD

Para la configuración, visualización de las variables es necesario el uso de un LCD, seleccionara un display de 1.44" con comunicación SPI basado en el chip ILI9163, las principales características de este dispositivo son:

- Color RGB de 262k colores.
- Comunicación SPI.
- Resolución 128 bits x 128 bits.
- Bajo consumo de energía.

El circuito para el manejo del display de acuerdo a la hoja de datos se presenta a continuación:



Figura 2.31. TFT 1.44"

Almacenamiento

Para el almacenamiento de datos en caso de utilización del dispositivo en horas fijas, se contará con una memoria microSD.

Las características generales de la memoria microSD se detallan a continuación:

- Bajo consumo
- Voltaje de alimentación 2.7 a 3.6V
- Comunicación en modo SD(SDIO) o modo SPI
- Frecuencia de trabajo máxima 25 MHz
- Velocidad de Escritura/Lectura máxima 10Mbytes/s

En este proyecto el microcontrolador STM32446RE, posee la capacidad de manejo de memorias extraíbles a partir del módulo dedicado SDIO o de forma genérica con comunicación SPI, los pines para cada configuración se detallan en la Tabla 2.11.

Tabla 2.8. Configuración de pines memoria microSD

PIN #	Modo SD (SDIO)			Modo SPI		
	Nombre	Tipo	Descripción	Nombre	Tipo	Descripción
1	DAT2	I/O/PP	Data line 2	RSV		Reserved
2	CD/DAT3	I/O/PP	Card Detect/Data line3	CS	I	Chip select
3	CMD	PP	Command/Response	DI	I	Data In
4	VDD	S	Supply voltage	VDD	S	Supply voltage
5	CLK	I	Clock	SCLK	I	Clock
6	VSS	S	Supply voltage ground	VGND	S	Ground
7	DAT0	I/O/PP	Data line 0	DO	O/PP	Data Out
8	DAT1	I/O/PP	Data line 1	RSV		Reserved

S = Fuente, I = Entrada, O = Salida, PP = Push Pull

Para reducir el diseño de hardware se utilizará la configuración SPI, el circuito a utilizar se muestra en la Figura 2.42.

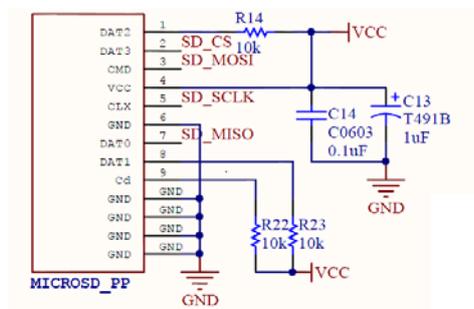


Figura 2.32. Circuito memoria microSD

2.1. Fase de Implementación

Diseño de software

A través de diagramas de flujo se presenta el funcionamiento de todos los dispositivos en interacción entre los mismos. En la Figura 2.33 se presenta la arquitectura básica del programa de acuerdo a lo previsto en la parte teórica.



Figura 2.33. Arquitectura del programa

Software Brazalete

- Menús

La Figura 2.34, muestra las diferentes subrutinas del menú principal

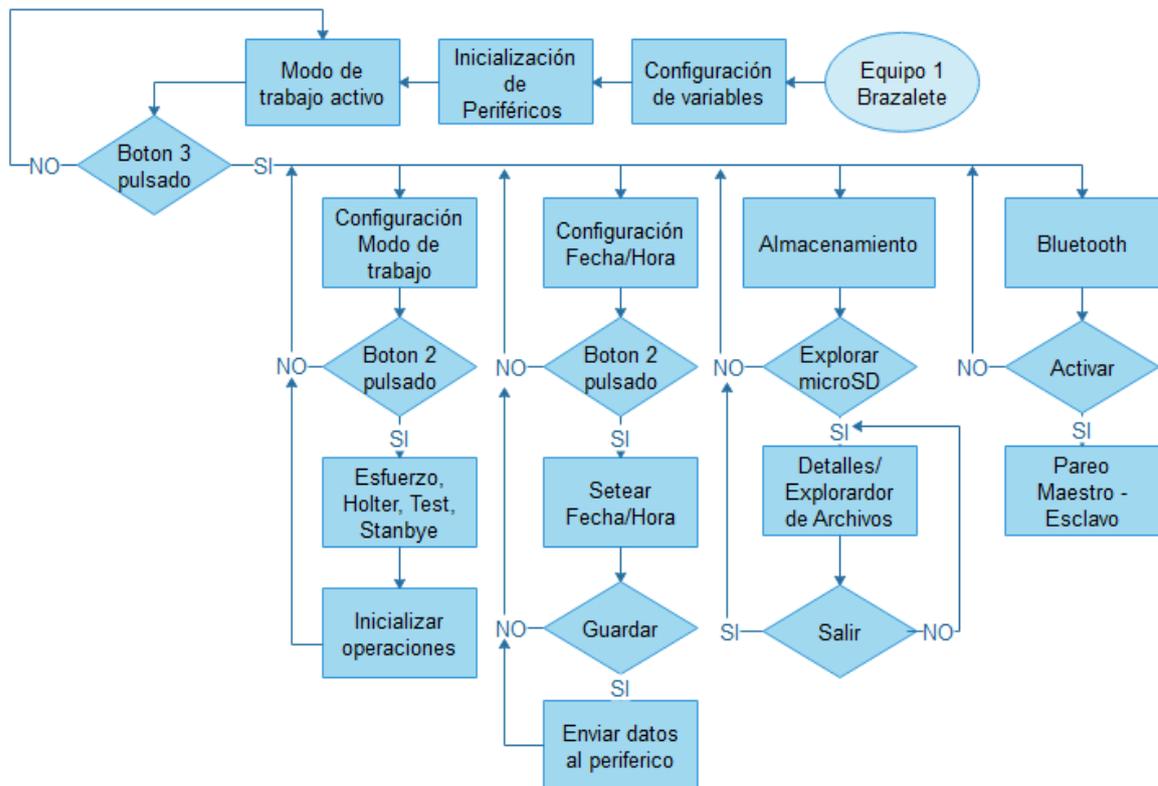


Figura 2.34. Diagrama de bloques menú principal

- **Modos de Trabajo**

El diagrama de bloque de las subrutinas para cada modo de trabajo se muestra a continuación:

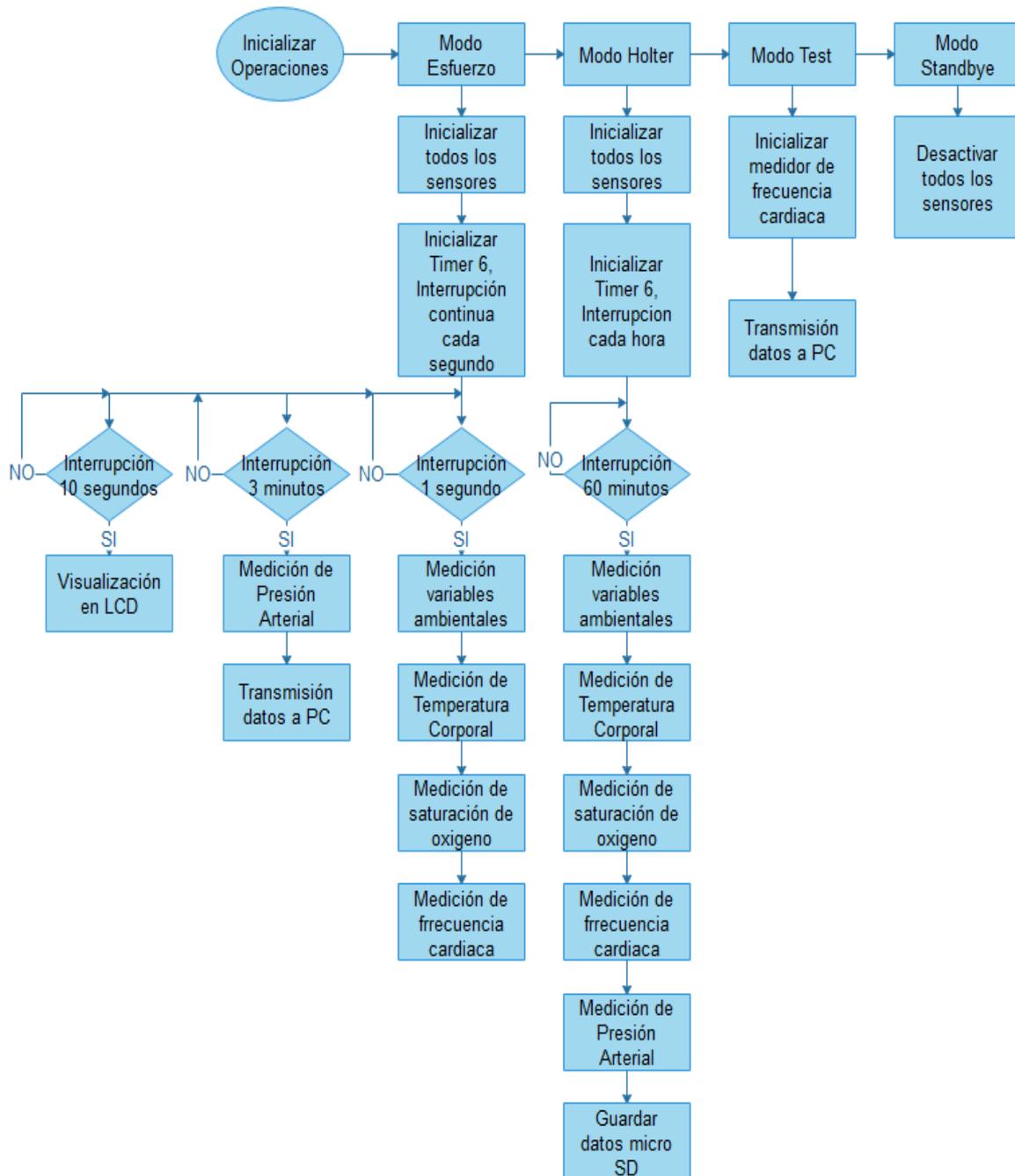


Figura 2.35. Diagrama de bloques modos de trabajo

Las subrutinas para las mediciones de variables ambientales, temperatura corporal, saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca, no serán detalladas debido a que estos sensores ya tienen a su salida el valor de la variable medida compensada.

- **Medición Presión Arterial**

En la Figura 2.36, se observa el diagrama de bloques para el cálculo de la presión arterial.

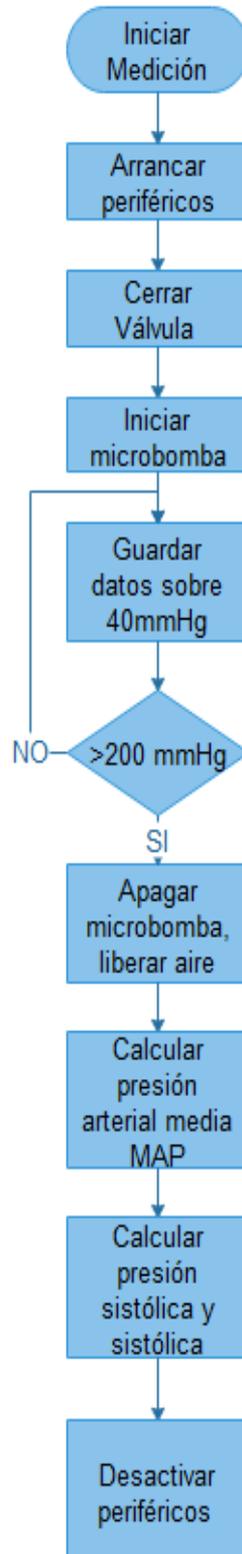


Figura 2.36. Diagrama de bloques medidor de presión arterial

- **Menú Registrador ECG**

En la Figura 2.37, se observa el diagrama de bloques para el registro de la señal ECG.

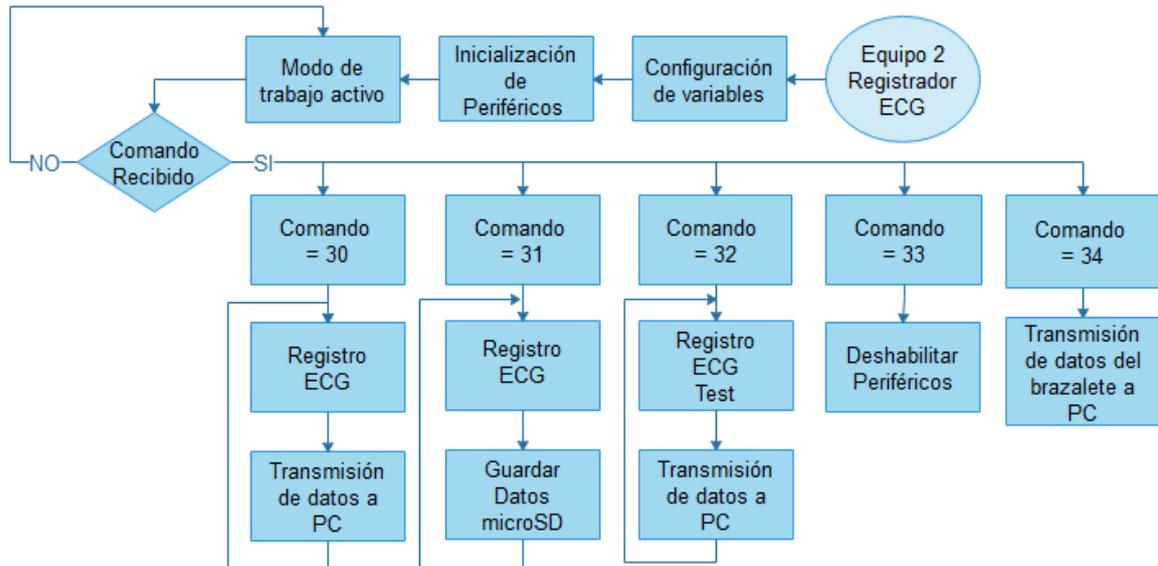


Figura 2.37. Diagrama de bloques menú registrador ECG

- **Registrador ECG**

Para el registro ECG, se utilizará una frecuencia fija de 200Hz para evitar que la señal se vea afectada por los movimientos musculares, el diagrama de bloques se muestra en la Figura 2.38.

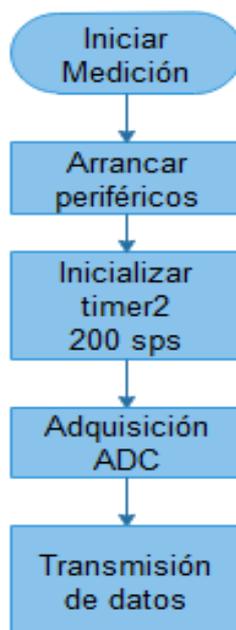


Figura 2.38. Diagrama de bloques registrador ECG

- **Software Asistencia Medica**

El programa implementado en LABVIEW para el tratamiento de los datos se muestra a continuación:

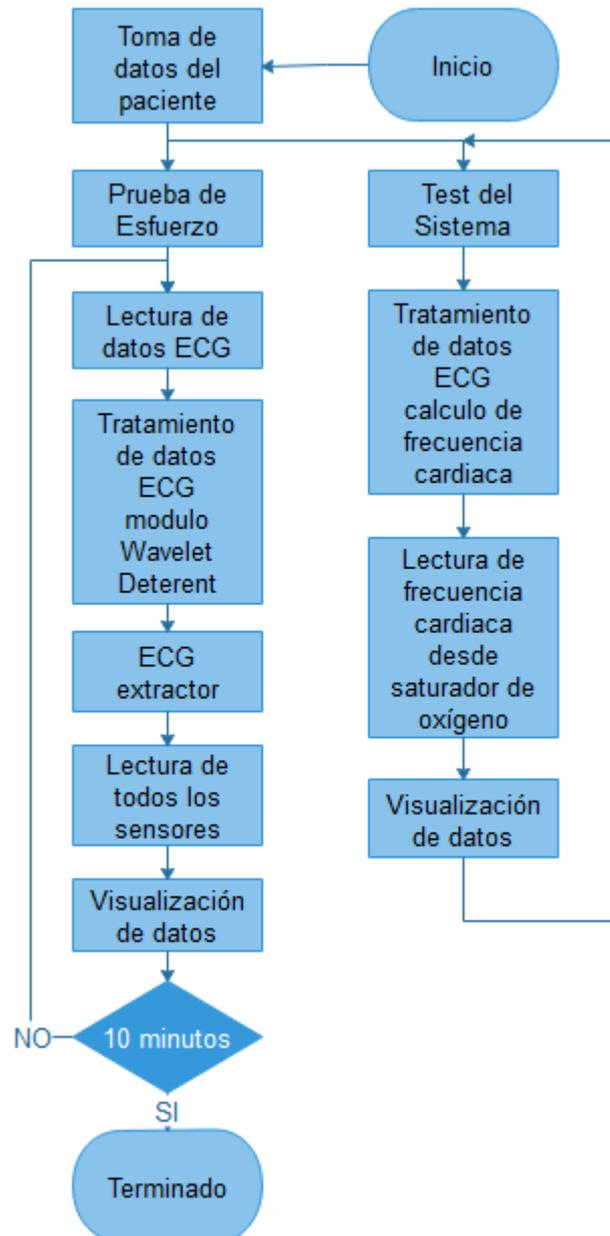


Figura 2.39. Diagrama de bloques software de asistencia médica.

Implementación y ensamblaje

A continuación, se muestran las imágenes de los dispositivos implementados para el desarrollo del proyecto.

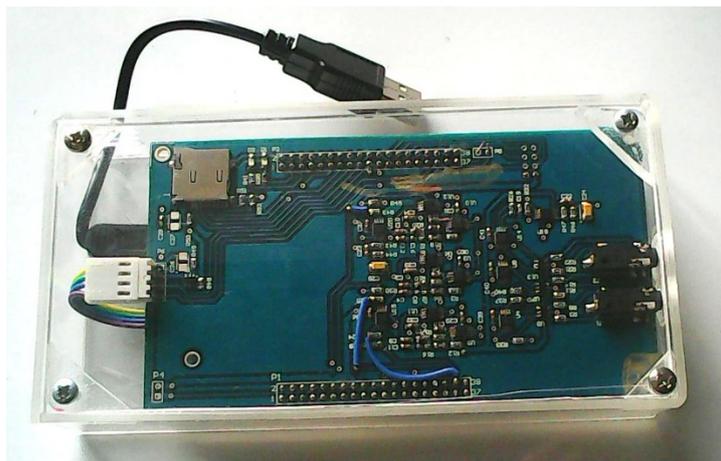


Figura 2.40. Equipo 2 Registrador ECG

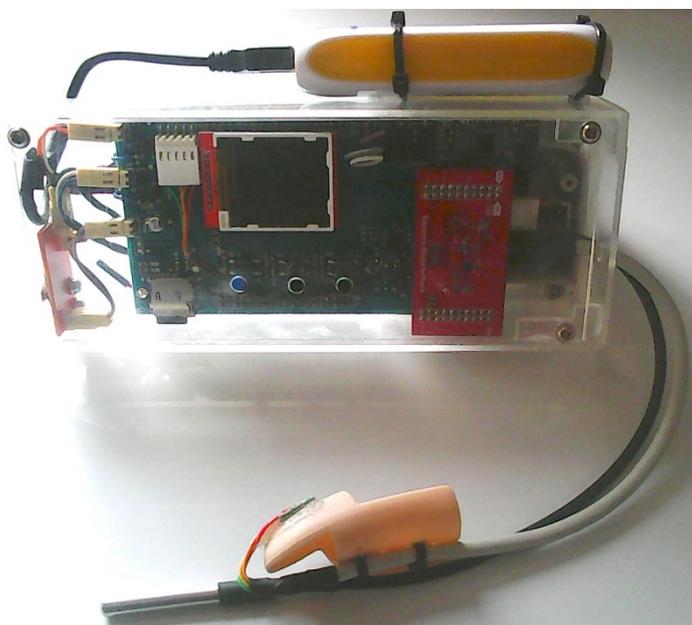


Figura 2.41. Equipo 1 Brazaletes

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se presentan los resultados de las pruebas realizadas para verificar el funcionamiento, adquisición y presentación de los datos de todas las variables adquiridas.

3.1. PRUEBAS

Las pruebas realizadas en ambos equipos corresponden al correcto funcionamiento de las distintas etapas de diseño. Se comprobaron las conexiones eléctricas entre los distintos elementos que conforman los equipos, alimentación, comunicación entre los equipos y hacia la PC. Se verificó el correcto funcionamiento de los algoritmos de los procesadores STM32 para cumplir con los objetivos planteados en este trabajo.

PRUEBAS DE HARDWARE

Para la realización de la prueba de esfuerzo el sistema este conformado por dos equipos portátiles, el equipo brazalete, encargado de la medición de temperatura, SpO₂, Frecuencia cardiaca, presión arterial, y variables ambientales. Y el registrador de señales ECG.

Está compuesto de tres placas electrónicas: una placa de desarrollo tipo núcleo 64 (STM32F446RE), una placa de acoplamiento entre los diferentes sensores y una placa de conversión de energía para alimentar a los elementos mecánicos del brazalete. A continuación, se presenta la Figura 3.1 con los elementos constitutivos del brazalete.

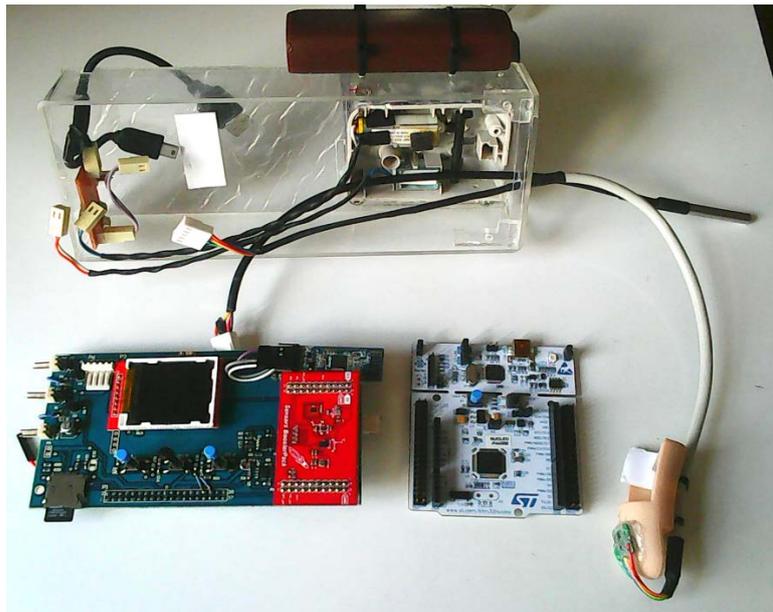


Figura 3.1. Elementos constitutivos del brazalete.

Se verifica que todos los sensores, el display de visualización, memoria extraíble y alimentación están en funcionamiento.

Se realizan pruebas de transmisión de datos entre los dos equipos portátiles a través del transmisor bluetooth, observándose que no existen pérdidas de datos. De la misma forma se comprueba que la transmisión entre el registrador ECG y la PC, a través del transmisor XBEE no tiene pérdidas de datos.

Al comprobar la autonomía de la batería se realizan pruebas de carga y descarga, de los equipos verificándose el objetivo de al menos 8 horas de alimentación continua.

Para el equipo registrador de ECG, se realizan las mismas pruebas, incluyendo la verificación de ECG, sin observarse ningún problema procedente del hardware, para el soporte de cada uno de los equipos se escogerá una protección de acrílico por su ligereza y bajo costo, a continuación, en la Figura 3.2 se presentan los elementos constitutivos del registrador ECG.

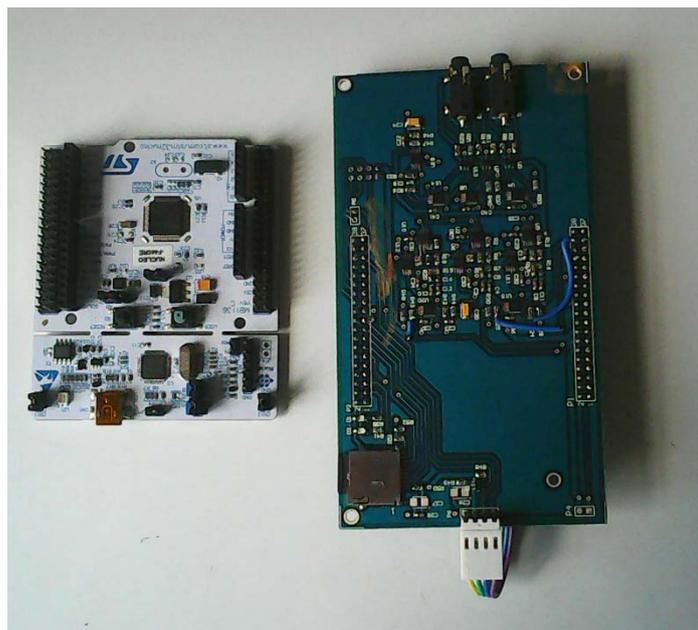


Figura 3.2. Elementos constitutivos del registrador ECG

Los dispositivos ensamblados para la realización de las pruebas se muestran a continuación, incluyendo los elementos necesarios para cada uno de ellos, así como un soporte de tela requerido para llevar el registrador ECG en el cuerpo.

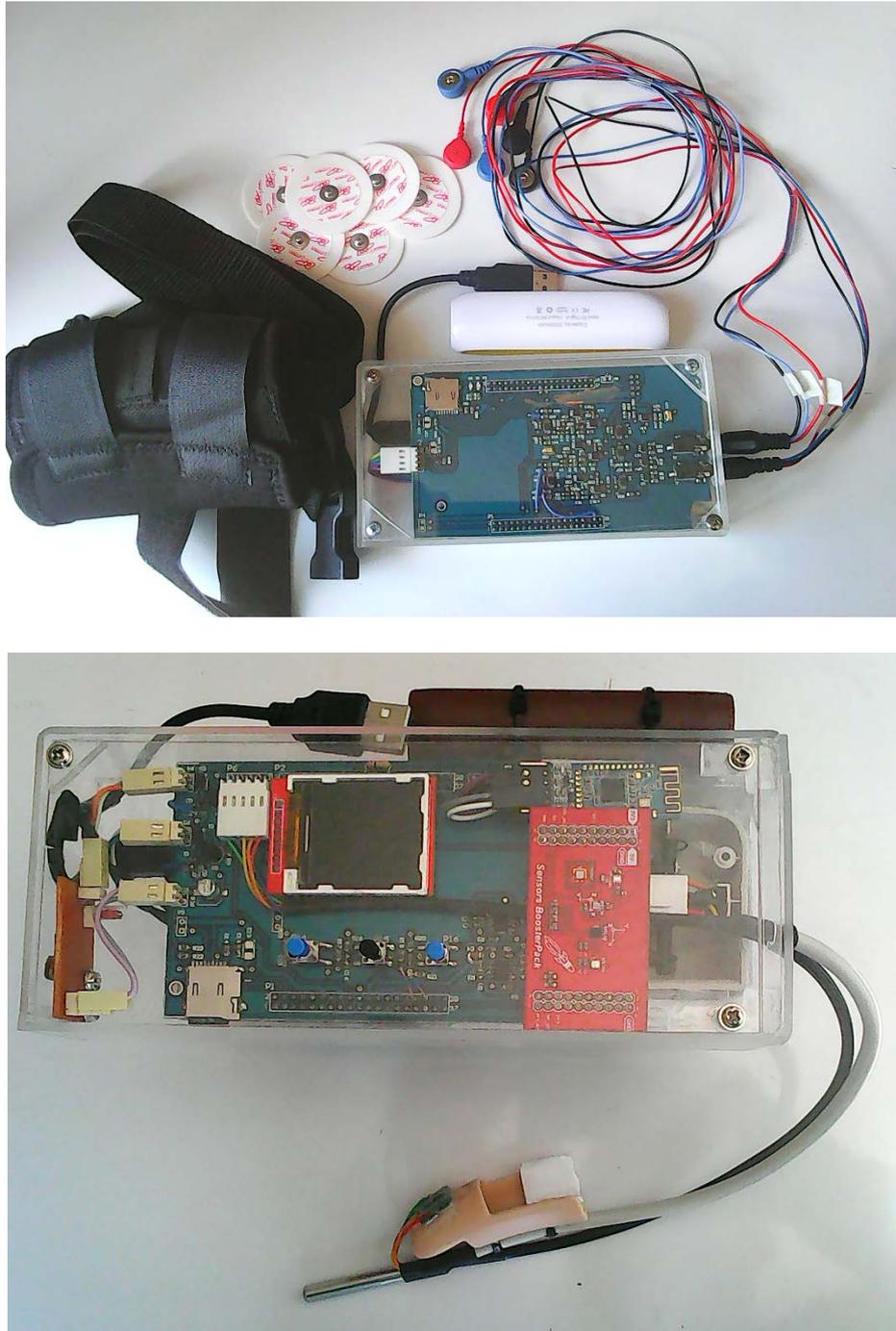


Figura 3.3. Elementos constitutivos del sistema

PRUEBAS DE SOFTWARE

Para el desarrollo de la interfaz entre los dispositivos y el usuario, se utilizó lenguaje de programación grafica en Labview, debido a que la mayoría de elementos ya entrega un valor solo para visualización y no se requiere procesos adicionales como filtrado, acondicionamiento u alguna otra modificación.

La programación de la interfaz prioriza una presentación simple de los datos, a continuación, se presenta la ventana de inicio del programa realizado.

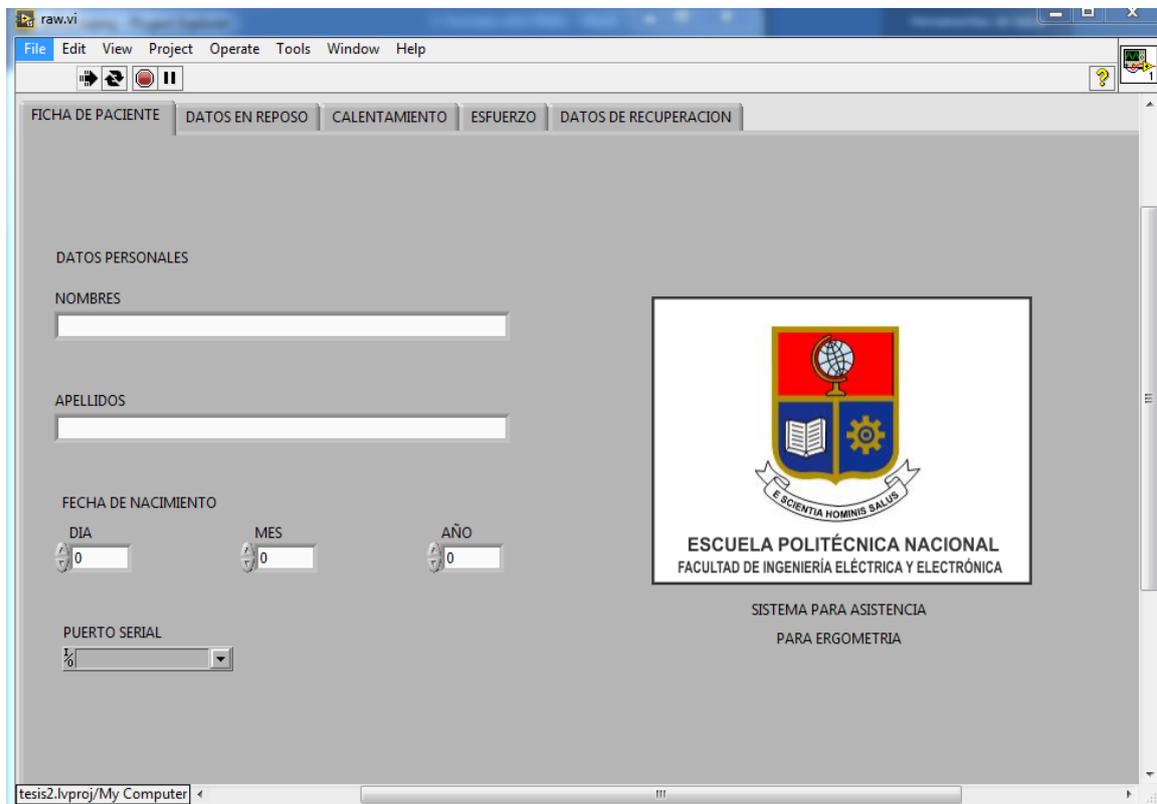


Figura 3.4. Ventana de inicio interfaz gráfica

Para la realización de la prueba de esfuerzo se requieren como datos personales: nombres, apellidos y fecha de nacimiento, es necesario escoger el puerto de comunicación, en este proyecto es el puerto 3. En la parte superior se observa las pestañas que llevan al usuario entre las diferentes etapas de la prueba, en la pestaña datos en reposo, se adquiere la información de todos los sensores localizados en el brazalete, la Figura 3.5, se observa la interfaz para la adquisición de cada variable se debe colocar sobre la opción deseada en lista de acciones y automáticamente se recuperan los datos, para la medida de presión arterial se debe colocar sobre la opción medida de presión y pulsar iniciar medida, hasta que inicie el proceso en el brazalete.

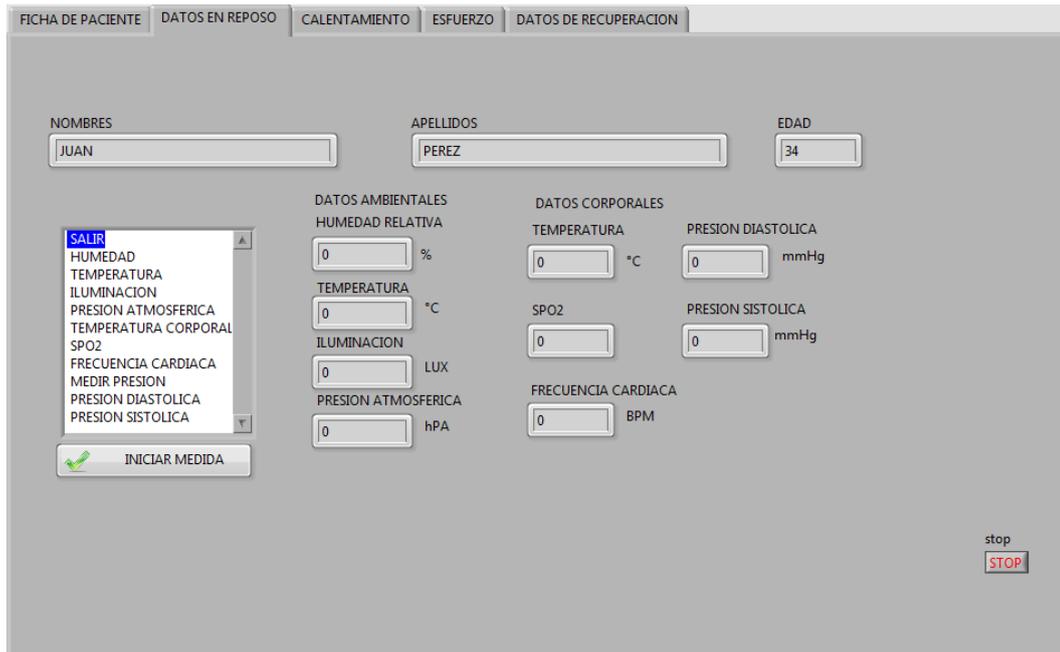


Figura 3.5. Ventana de datos en reposo

La pestaña esfuerzo mostrada en la figura, permite realizar una cuenta regresiva antes del registro del ECG, esto es necesario debido a que el paciente requiere estabilizarse sobre la bicicleta estática donde se realiza la prueba. Aquí también se puede ver la duración del examen, así como el número de etapas, cada etapa es de 3 minutos en los cuales la velocidad va en aumento.



Figura 3.6. Ventana de esfuerzo

La interfaz se creó como un programa ejecutable, que requiere ser instalado en la computadora del usuario, el cual fue probado en varias computadoras sin que se observara fallos.

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Se realizaron varias pruebas para comprobar el correcto funcionamiento del sistema, en varios sitios y varios equipos, para validar los datos ambientales se utilizaron los datos de la página del meteocast.net referentes a: humedad relativa, presión atmosférica y temperatura ambiente de la ciudad de Quito, debido a que el sensor utilizado es tanto interior como exterior los datos obtenidos de la comparación de las diferentes variables se muestran a continuación.

Tabla 3.1. Porcentaje de error del equipo medición de temperatura, respecto al meteocast.net

Temperatura ambiente °C			
	DIA 1	DIA 2	DIA 3
Prototipo	21.6	27.5	18.6
meteocast.net	21.8	26.8	18.4
Error%	0.91%	-2.61%	1.07%

Tabla 3.2. Porcentaje de error del equipo medición de humedad, respecto al meteocast.net

Humedad relativa %			
	DIA 1	DIA 2	DIA 3
Prototipo	55	60	42
meteocast.net	53	60	41
Error%	-3.77%	0%	-2.43%

Tabla 3.3. Porcentaje de error del equipo medición de presión atmosférica, respecto al meteocast.net

Presión atmosférica hPa			
	DIA 1	DIA 2	DIA 3
Prototipo	728	728	728
meteocast.net	728	728	728
Error%	0%	0%	0%

Para la comprobación del medido de iluminación se utilizó el equipo Luxómetro Maviju HE059997, los resultados de la comprobación son los siguientes.

Tabla 3.4. Porcentaje de error del equipo medición iluminación, respecto a Luxómetro Maviju

Iluminación lux	
Prototipo	550
Luxómetro Maviju	520
Error%	-5.76%

Para la comprobación de datos del medidor de presión, se utilizará el medidor SCIAN LD-520, de HONSUN Co, Ltd. El cual es un medidor comercial bajo costo, los resultados obtenidos se muestran a continuación.

Tabla 3.5. Porcentaje de error medición presión arterial, respecto a SCIAN LD520

	SCIAN LD-520	Prototipo	Error %
	Presión Arterial (mmHg)	Presión Arterial (mmHg)	
Usuario 1	134/99	136/95	-1.49/4.04%
Usuario 2	136/83	131/83	3.68/4.81%
Usuario 3	131/91	127/90	3.05/1.09%

Para la verificación de la medición de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca, se utilizará, el modelo comercial Onyx Vantage 9590 Finger Pulse Oximeter de NONIN. Los resultados de la comparación se observan en la siguiente tabla.

Tabla 3.6. Porcentaje de error del equipo medición saturación de oxígeno, respecto a Onyx Vantage 9590

	Onyx Vantage 9590	Prototipo	Error %
	Saturación de Oxígeno%	Saturación de Oxígeno%	
Usuario 1	99	99	0%
Usuario 2	96	99	-3.12%
Usuario 3	98	97	1.02%

Tabla 3.7. Porcentaje de error del equipo medición frecuencia cardiaca, respecto a Onyx Vantage 9590

	Onyx Vantage 9590	Prototipo	Error %
	Latidos por minuto bpm	Latidos por minuto bpm	
Usuario 1	90	87	0%
Usuario 2	92	92	0%
Usuario 3	110	113	-2.72%

Para la medición de temperatura se utilizó un termómetro de mercurio marca Labortherm bajo la axila, por 5 minutos, los resultados comparativos, se presentan a continuación

Tabla 3.8. Porcentaje de error del equipo medición temperatura corporal, respecto a termómetro 9590

	Termómetro	Prototipo	Error %
	Temperatura °C	Temperatura °C	
Usuario 1	35	35.1	-0.28%
Usuario 2	35	35	0%
Usuario 3	35.4	35.5	-0.28%

La imagen del usuario de prueba se muestra a continuación, con el equipo utilizado se muestra a continuación.



Figura 3.7. Prueba con usuario

Las ondas adquiridas a través de prototipo se muestran a continuación

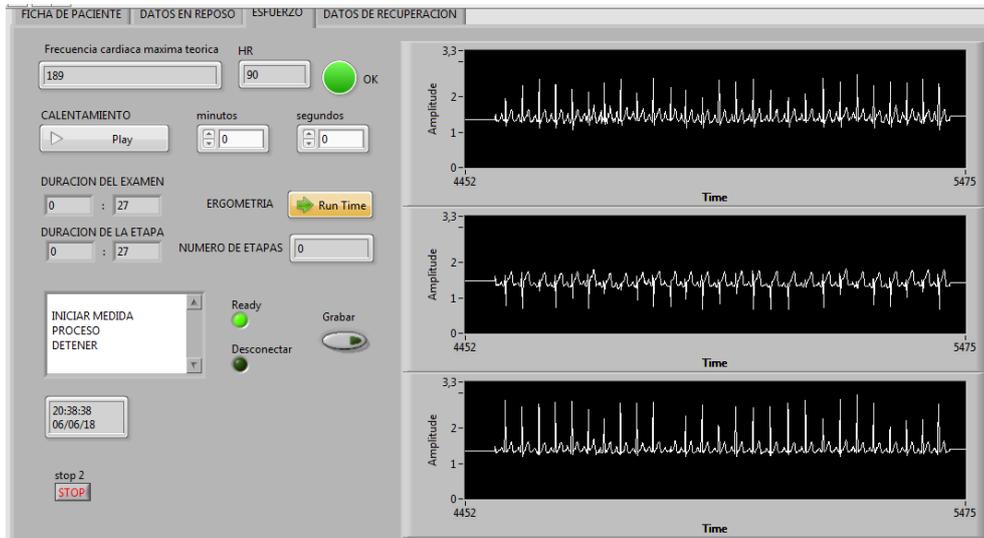


Figura 3.8. Prueba en ejecución

A continuación, se realiza una comparación respecto de las formas de onda teóricas [9].

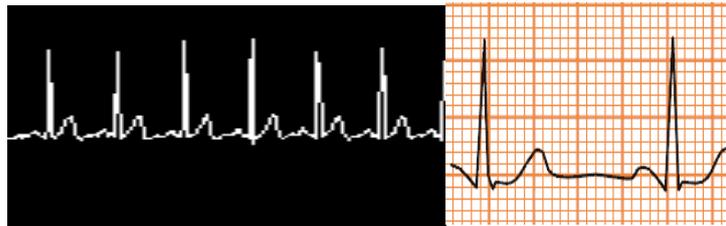


Figura 3.9. Derivación II



Figura 3.10. Derivación V5

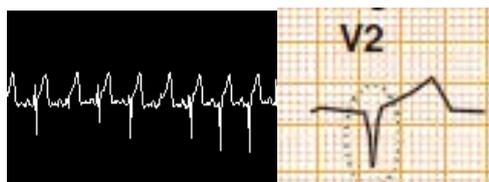


Figura 3.11. Derivación V2

En el siguiente capítulo se presentarán las conclusiones y recomendaciones obtenidas del presente trabajo.

4. CONCLUSIONES

En este capítulo se presentarán las conclusiones y recomendaciones, del proyecto adquiridas a lo largo de todo el proceso de diseño e implementación.

4.1. Conclusiones

- El prototipo permite determinar las condiciones ambientales de la habitación en la que se va a realizar la prueba de esfuerzo con un error tolerable inferior al 5%.
- El prototipo permite la medición de la presión arterial, saturación de oxígeno, frecuencia cardiaca y temperatura corporal.
- El registrador ECG, permite la adquisición de 3 derivaciones del ECG, derivación estándar II, derivaciones precordiales V2 y V5.
- El sistema puede ser utilizado por cualquier usuario sin conocimiento de electrónica, debido a su uso fácil.
- Las señales obtenidas del registrador ECG, en reposo en relación al movimiento no varían de forma, pero el ruido introducido es alto.
- La colocación del registrador ECG, durante la prueba de esfuerzo influye de gran manera, ya que si es colocado muy cerca de cintura las rodillas golpean al equipo provocando lecturas incorrectas.
- La utilización de transmisores de radiofrecuencia muy cerca del dispositivo ECG, incrementaron la interferencia en el momento del registro.
- El algoritmo para la adquisición para la presión arterial, posee un error dentro de las tolerancias aceptadas menor al 5%.
- Los valores registrados por el saturador de oxígeno, dependen de la cercanía del led en el punto de medida y cualquier movimiento crea artefactos, además se requiere que el dispositivo sea colocado en la mano derecha.
- Los cables de adquisición de datos para el ECG deben ser blindados, ya que interferencia causada por el movimiento de la prueba causan errores en la medición.
- Se verifico el cumplimiento del objetivo referente a la autonomía de la batería, ambos equipos operan alrededor de 8 horas.

- Debido a la utilización de elementos de montaje superficial, la placa electrónica requiere cumplir varias condiciones, y requiere ser realizada de forma profesional para reducir la interferencia y fallos en el ruteo.
- El prototipo permitió la utilización de dos tipos de transmisores, XBEE y bluetooth, y se comprobó que no existieran pérdidas en la comunicación.
- El programa de Labview permitió una rápida integración entre la interfaz de usuario y los diferentes elementos del sistema.

4.2. Recomendaciones

- Para la utilización de sensores digitales especializados, es mejor utilizar plataformas ARM CORTEX, debido que existen una gran cantidad de ejemplos, así como notas de aplicación de los fabricantes.
- Para el desarrollo del software para los microprocesadores se utilizó Keil UV5, este compilador posee un entorno de trabajo de fácil utilización, equivalente a MBED.
- La utilización de sensores adecuados permite el desarrollo de hardware rápidamente, pero se debe tener en cuenta el offset del sensor, así como los voltajes de alimentación.
- Para el escogimiento del convertidor, para la alimentación de la sección mecánica del brazalete conviene el uso de elementos ya soldados, debido a que la mayoría de los convertidores poseen empaques muy reducidos y requieren el uso de una estación de suelda.
- Se debe tener en cuenta la altura del brazo para la medición de la presión arterial, adicionalmente, este dispositivo cuenta con un acelerómetro, que podría ser utilizado para determinar si está colocado en la posición correcta y generar una alarma si requiere un cambio de posición.
- Para la utilización de librerías externas dentro de KEIL, requiere estas sean compatibles con lenguaje C, adicionalmente pueden ser transferidas las librerías de la plataforma Arduino sin esfuerzo.
- En base de este proyecto, es posible integrar el control de la cinta sin fin o el aumento de peso en la bicicleta estática y así tener control sobre todo el sistema.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] C. Hamm y S. Willems, El Electrocardiograma Su interpretación práctica, Madrid: Editorial Médica Paramericana, 2010.
- [2] P. Macfarlane y A. Van Oosterom, Comprehensive Electrocardiology, London: Springer-Verlag London Ltd, 2011.
- [3] C. Becchetti y A. Neri, Medical Instrument Design and Development, Chinchester, West Sussex: John Wiley & Sons Ltd, 2013.
- [4] S. Madihally, Principles of Biomedical Engineering, Norwood: Artech House, 2010.
- [5] S. Chaudhuri, T. Pawar y S. Dutttagupta, Ambulation Analysis in Wearable ECG, London : Springer London, 2009.
- [6] J. Moore y G. Zouridakis, Biomedical Technology and Devices Handbook, Boca Raton: CRC Press LLC, 2004.
- [7] D. Prutchi y M. Norris, Design and Development of Medical Electronic Instrumentation, New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.
- [8] R. Stroobandt, S. Barlod and A. Sinnaeve, ECG from Basics to Essentials Step by Step, Chichester, West Sussex: John Wiley & Sons Ltd, 2016.
- [9] J. Navarrete y P. Herrería, Diseño e Implementación de una red de monitoreo de signos vitales en adultos mayores con deficiencia de movilidad, Quito: EPN, 2016.
- [10] F. Ortiz, Diseño de un sistema inalámbrico para monitoreo de pacientes ambulatorios utilizando sensores de presión arterial y ritmo cardiaco e implementación de un prototipo de prueba, Quito: EPN, 2016.
- [11] S. A. d. Cardiología, Consenso Argentino de Pruebas Ergométricas, Buenos Aires: Laboratorios Bagó, 2010.
- [12] A. Pancorbo y E. Pancorbo, La dosis del ejercicio cardiosaludable, Madrid: IMC, 2011.
- [13] J. López y A. Fernández, Fisiología del Ejercicio, Tercera ed., Madrid: Médica Panamericana, 2006.

- [14] J. González, «Freescale Solutions for Electrocardiograph and Heart Rate Monitor Applications,» [En línea]. Available: <https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN4323.pdf>.
- [15] Z. Feng, «Blood Pressure Meter Design Using Microchip's PIC24F Microcontroller and Analog Devices,» [En línea]. Available: <http://www.microchip.com/wwwAppNotes/AppNotes.aspx?appnote=en565742>.
- [16] F. Chen, «TI Designs Ultralow-Power Blood Pressure and Heart Rate Monitor,» [En línea]. Available: <http://www.ti.com/lit/ug/tidu514/tidu514.pdf>.
- [17] J. Abhishek, R. Sourabh y M. Austin, «EKG-Based Heart-Rate Monitor Implementation on the LaunchPad Using MSP430G2xx,» [En línea]. Available: <http://www.ti.com/lit/an/slaa486a/slaa486a.pdf>.
- [18] Y.-T. Li, «Pulse Oximetry,» [En línea]. Available: [http://php.iai.heig-
vd.ch/~lzo/biomed/refs/Pulse%20oximetry/pulse%20oximetry%20.pdf](http://php.iai.heig-vd.ch/~lzo/biomed/refs/Pulse%20oximetry/pulse%20oximetry%20.pdf).
- [19] A. López y C. Macaya, Libro de la Salud Cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y La Fundación BBVA, Bilbao: Nerea, S.A., 2009.
- [20] S. López, «Pulse Oximeter Fundamentals and Design,» [En línea]. Available: <https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN4327.pdf>.
- [21] S. López, «Blood Pressure Monitor Fundamentals and Design,» [En línea]. Available: <https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN4328.pdf?&tid=AMdIDR>.

ANEXOS

Dentro de esta sección se encuentran los siguientes anexos:

ANEXO I. Manual de Usuario

ANEXO II. Datasheets

ANEXO III. Pruebas de Hardware y Diagramas

ANEXO I Manual del usuario

IMPORTANTE:

Para el uso correcto y la operación eficiente del equipo, leer detalladamente este manual antes de conectar y operar el equipo.

Descripción general del equipo

El prototipo para asistencia en la realización de la prueba de esfuerzo o ergonometría, es un equipo que permite monitorear Tres derivaciones del ECG, una derivación bipolar II, y dos precordiales V2 y V5, cinco signos vitales como son: Frecuencia cardiaca, Saturación de Oxígeno, Temperatura corporal superficial, Presión sistólica y Presión diastólica en tiempo real, además de las condiciones ambientales previas a la prueba de esfuerzo como son: Temperatura ambiental, Humedad relativa, Presión Atmosférica, e Iluminación de la habitación donde se llevara a cabo la prueba.

El prototipo consta de dos equipos un brazaletes y un ECG portable, basados cada uno en un sistema con un microprocesador, cuentan con comunicación inalámbrica, bluetooth 4.0 entre los equipos y XBEE entre el ECG portable hacia la interfaz gráfica.

Para la recepción de los datos de los equipos en la PC se utiliza un módulo XBEE con un adaptador USB.

Ambos cuentan con una batería recargable de 5V, 1A, con una capacidad de 2600mAh, la cual brinda una autonomía aproximada de 8 horas, luego puede ser cargada con cualquier cargador de celular.

Modulo brazaletes

- 1 Batería
- 2 Cable de alimentación USB
- 3 LCD Display
- 4 Memoria microSD
- 5 Botón A
- 6 Botón B
- 7 Botón C
- 8 Medidor de saturación de oxígeno

9 Medidor de temperatura superficial corporal

10 Brazalette de presión arterial

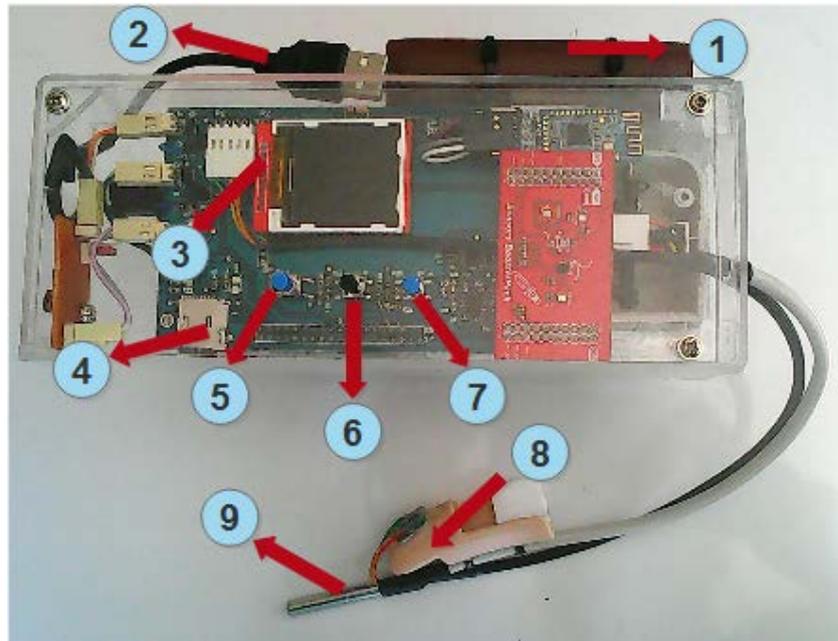


Figura I.1. Vista frontal equipo brazalette

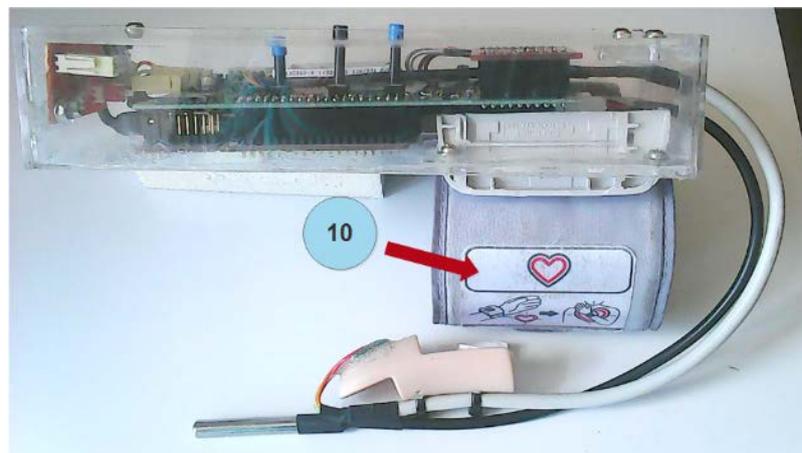


Figura I.2. Vista lateral equipo brazalette

Módulo ECG portable

1. Bateria
2. Cable de alimentación USB
3. ECG Portable
4. Cable de derivación 1

Para iniciar con las mediciones conectar el cable USB de cada equipo a su respectiva batería, esta debe ser cargada cada 8 horas

En el equipo brazaletes aparece la ventana de inicio que se muestra en la Figura I.5



Figura I.5. Ventana de Inicio del brazaletes

Pulsar el botón C, ingresara al menú de opciones Figura I.6



Figura I.6. Ventana de menú brazaletes

Pulsar el botón A para moverse entre las diferentes opciones aparecerá un círculo rojo, en la opción activa. Y para seleccionar una opción pulsar el botón B.

Menú Configuración

Para realizar la configuración de trabajo del equipo, ingresar en el menú configuración, aquí se desplegará el siguiente menú:

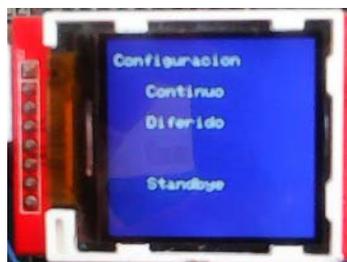


Figura I.7. Ventana de menú configuración

Para moverse entre las diferentes opciones, pulsar el botón A, para cambiar los diferentes valores pulsar el botón B.

Los modos de trabajo del dispositivo son:

- Continuo, permite realizar la adquisición de datos continuamente hacia la PC.
- Diferido, realiza la adquisición de datos cada hora y se guardan en la memoria extraíble,
- Standbye, desactiva todas las mediciones y pone al equipo en bajo consumo. y
- Salir, regresa a la pantalla del menú.

Una vez seleccionado cualquier modo regresa a la ventana de inicio y se visualiza la opción activa en un rectángulo blanco.

Menú de Fecha y Hora

Para configurar el reloj del brazalete ingresar en el menú fecha/hora, aquí se desplegará el siguiente menú:



Figura I.8. Ventana de menú fecha/hora

La opción activa esta resaltada en color blanco, para moverse entre las diferentes opciones, pulsar el botón A, para cambiar los diferentes valores pulsar el botón B.

Menú de Almacenamiento

Para revisar la información de la memoria microSD, ingresar en el menú almacenamiento, aquí se desplegará el siguiente menú:



Figura I.9. Ventana de menú almacenamiento

Pulsar el botón A para moverse entre las diferentes opciones aparecerá un círculo rojo, en la opción activa, aquí permite verificar el espacio libre de la memoria extraíble, así como los archivos en la misma, para salir de cualquiera de las opciones pulsa botón C.

Menú de Bluetooth

Para realizar la conexión entre los equipos a través del módulo bluetooth, ingresar en el menú bluetooth, aquí se desplegará el siguiente menú:



Figura I.10. Ventana de menú bluetooth

Pulsar el botón A para moverse entre las diferentes opciones aparecerá un círculo rojo, en la opción activa, pulsar botón B en la opción deseada, si se pulsa en activar el led del equipo dejará de parpadear y quedará completamente encendido tras establecer la conexión.

Prueba de esfuerzo

Para realizar la prueba de esfuerzo, se deben colocar los siguientes valores en el brazalete:

1. Activar el bluetooth
2. En la configuración activar el modo continuo.
3. Pulsar el botón C.

Aparecerá la siguiente ventana de monitoreo, aquí se encuentran las variables corporales: temperatura corporal, saturación de oxígeno, frecuencia cardiaca, presión diastólica y presión sistólica:



Figura I.11. Ventana de monitor variables

Para cambiar a la ventana de monitor de variables ambientales pulsar el botón B., aquí se encuentran: humedad relativa, temperatura ambiente, iluminación y presión atmosférica.



Figura I.12. Ventana de monitor variables ambientales

En el caso que algún sensor no esté conectado la visualización es 0 o -999, ----, en el caso del sensor de saturación de oxígeno.

ECG portable

Para la colocación de los electrodos, cada cable de derivaciones está marcado con una etiqueta con el respectivo puerto a que deben ser conectados del equipo a continuación se muestra una imagen con la colocación de los cables del paciente.

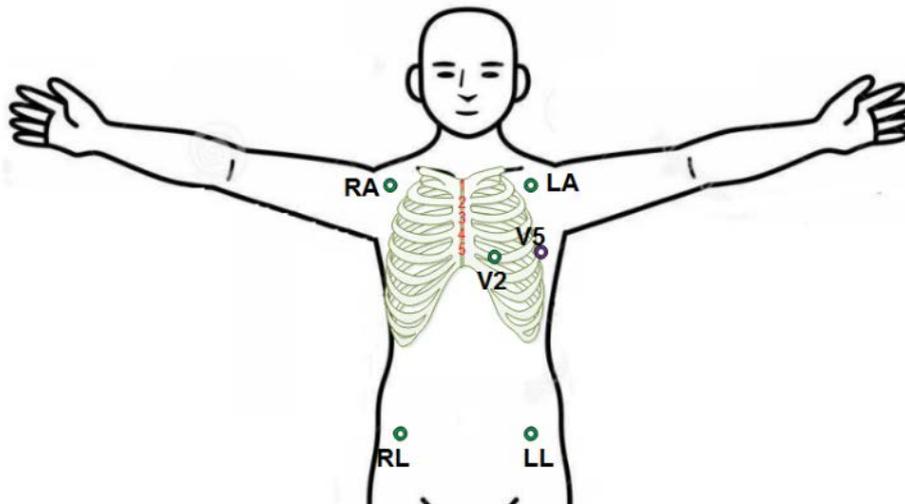


Figura I.13. Colocación de electrodos para la prueba

Programa de monitoreo

Antes de iniciar el registro de los datos se requiere que el adaptador XBEE, sea conectado a un puerto USB de la computadora

Para iniciar el programa de monitoreo, abrir el acceso directo en el escritorio, llamado “Esfuerzo”, como se presenta la figura

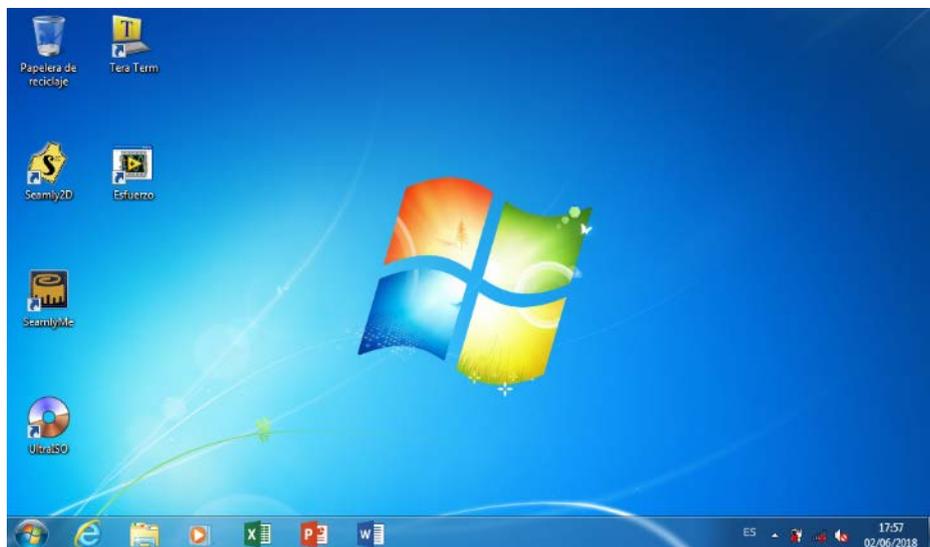


Figura I.14. Icono del programa

Se abre la ventana de inicio que se presenta en la siguiente figura.

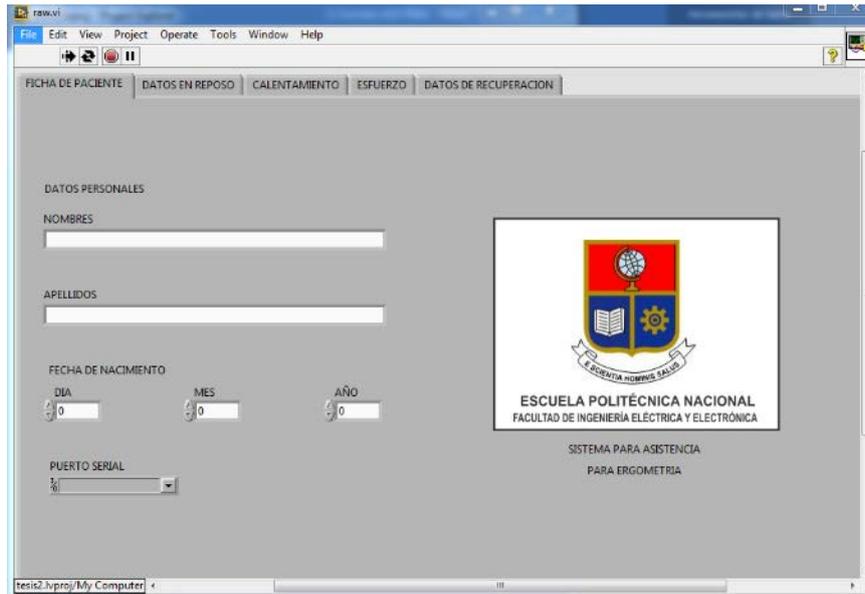


Figura I.15. Ventana de inicio

Colocamos el puerto serial del adaptador, y rellenamos los campos con los datos personales. El programa está basado en pestañas las cuales están localizadas en la parte superior, se debe hacer clic con el mouse para pasar de una a otra.

Pasamos a pestaña datos en reposo, ilustrada en la siguiente figura.

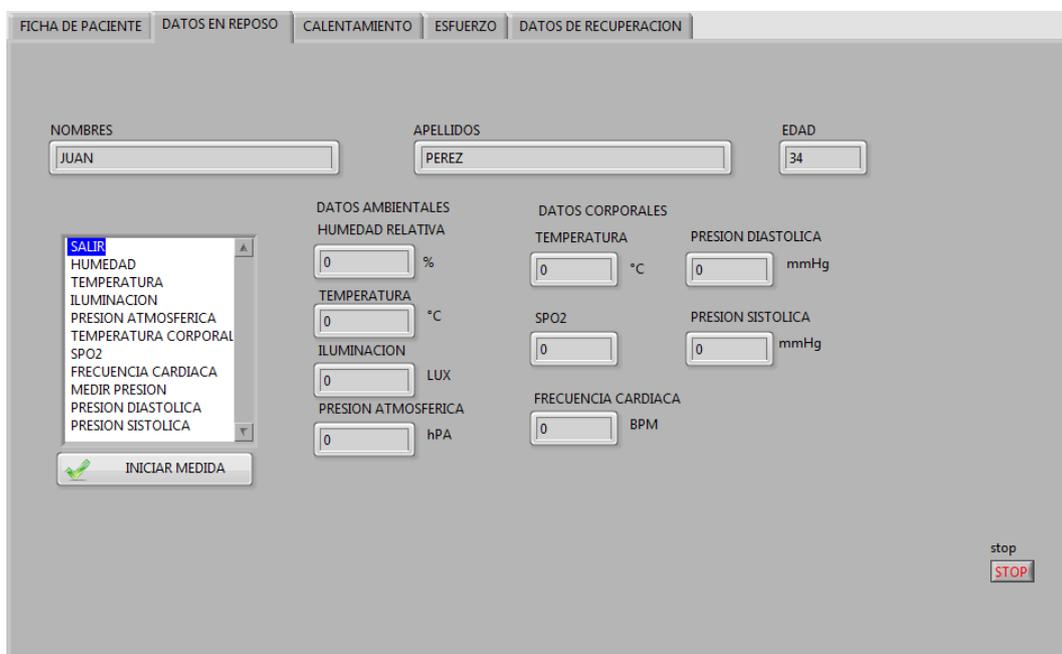


Figura I.16. Ventana de datos en reposo

Pulsamos la variable que se desea leer y esperamos a que el valor se actualice.

para la medición de presión arterial colocarse sobre la opción medir presión y mantener pulsado iniciar medida hasta que el brazalete comience el inflado.

Después dar clic sobre las opciones de presión sistólica y diastólica para que se actualicen los valores, por defecto los valores son cero, y cada vez se dé clic sobre una de las opciones esta se actualizara después de unos segundos

Pasamos a la pestaña esfuerzo que nos llevara a la ventana de adquisición de la señal ECG como se muestra en la figura.

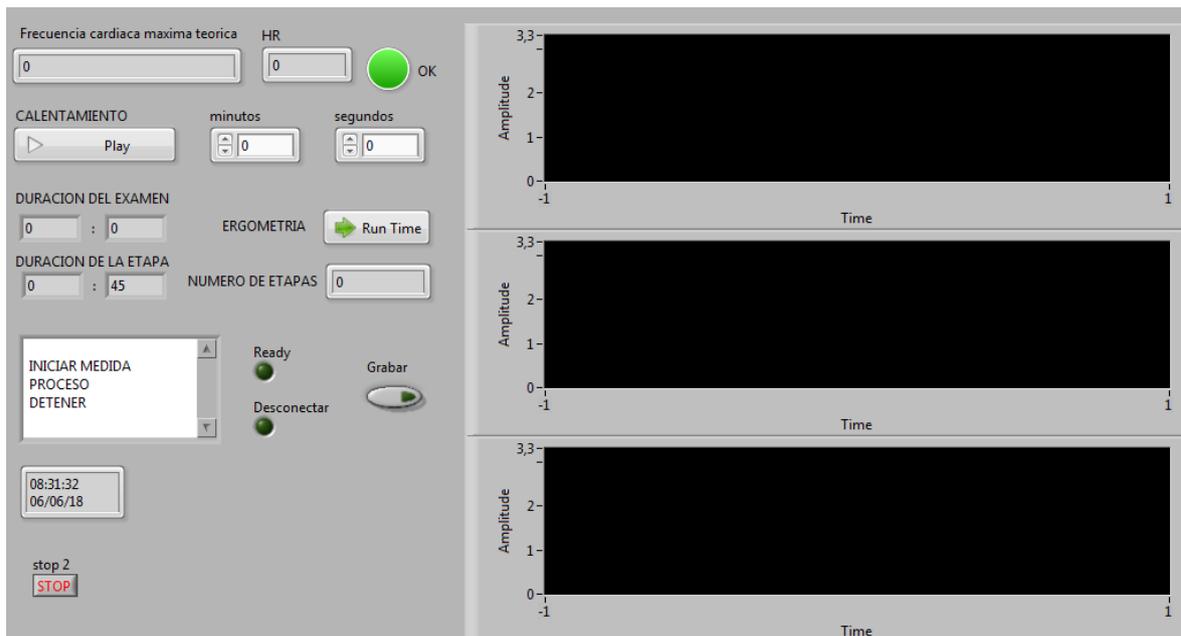


Figura I.17. Ventana de prueba de esfuerzo

Pulsamos en el menú la opción iniciar medida, aparecerá en verde el botón READY, y comenzará el registro que toma 15 segundos y se transmite a la PC, se puede solo visualizar o guardar estos datos en un archivo tipo texto, para terminar, pulsamos detener.

El programa cuenta con la opción de contar en tiempo real el tiempo de la prueba, así como las etapas, compuesta de 3 minutos cada una, para iniciar esta opción pulsar el botón Run Time, en el caso que se requiera un calentamiento previo se puede utilizar los controles de tiempo en la opción calentamiento y dar una cantidad en minutos y pulsar el botón PLAY.

Micro-Power (50µA), Zero-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier

FEATURES

- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 25µV (max), $G \geq 100$
- **LOW DRIFT:** 0.1µV/°C, $G \geq 100$
- **LOW NOISE:** 50nV/√Hz, $G \geq 100$
- **HIGH CMRR:** 100dB (min), $G \geq 10$
- **LOW INPUT BIAS CURRENT:** 200pA (max)
- **SUPPLY RANGE:** +1.8V to +5.5V
- **INPUT VOLTAGE:** (V-) -0.1V to (V+) -0.1V
- **OUTPUT RANGE:** (V-) +0.05V to (V+) -0.05V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 50µA
- **OPERATING TEMPERATURE:** -40°C to +125°C
- **RFI FILTERED INPUTS**
- **MSOP-8 AND DFN-8 PACKAGES**

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIERS
- ECG AMPLIFIERS
- PRESSURE SENSORS
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- PORTABLE INSTRUMENTATION
- WEIGH SCALES
- THERMOCOUPLE AMPLIFIERS
- RTD SENSOR AMPLIFIERS
- DATA ACQUISITION

DESCRIPTION

The INA333 is a low-power, precision instrumentation amplifier offering excellent accuracy. The versatile 3-op amp design, small size, and low power make it ideal for a wide range of portable applications.

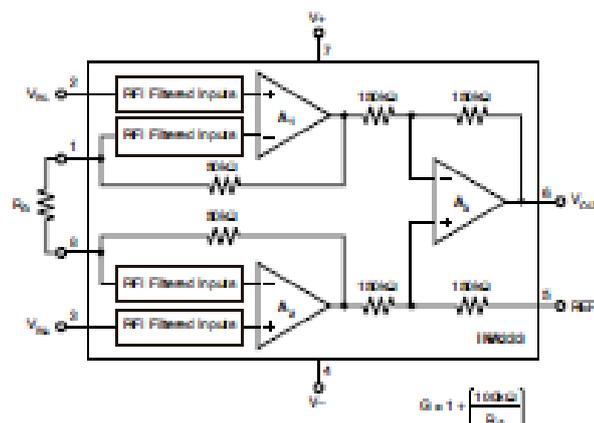
A single external resistor sets any gain from 1 to 1000. The INA333 is designed to use an industry-standard gain equation: $G = 1 + (100k\Omega/R_G)$.

The INA333 provides very low offset voltage (25µV, $G \geq 100$), excellent offset voltage drift (0.1µV/°C, $G \geq 100$), and high common-mode rejection (100dB at $G \geq 10$). It operates with power supplies as low as 1.8V (±0.9V), and quiescent current is only 50µA—ideal for battery-operated systems. Using autocalibration techniques to ensure excellent precision over the extended industrial temperature range, the INA333 also offers exceptionally low noise density (50nV/√Hz) that extends down to dc.

The INA333 is available in both MSOP-8 and DFN-8 surface-mount packages and is specified over the $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$ temperature range.

Sample Request

[Click Here](#)





Typical unit

FEATURES

- iLGA Inspectable Land Grid Array
- 2.9-14Vdc Input voltage range
- Programmable output voltage from 0.9-5.5Vdc
- Drives up to 200 μ F ceramic capacitive loads
- High power conversion efficiency at 90%
- Outstanding thermal derating performance
- Short circuit and over current protection
- On/Off control
- UL/EN/IEC 60950-1 safety (pending)
- RoHS-6 hazardous substance compliance

PRODUCT OVERVIEW

The OKL-T/1-W12 series are non-isolated Point-of-Load (PoL) DC/DC power converters for embedded applications. Featuring Inspectable Land Grid Array (iLGA) format, the OKL-T/1-W12 measures only 0.488 x 0.488 x 0.18 inches max. (12.4 x 12.4 x 4.57 mm max.).

The wide input range is 2.9 to 14 Volts DC. The maximum output current is 1 Amp. Based on fixed-frequency synchronous buck converter switching

topology, the high power conversion efficient Point of Load (PoL) module features programmable output voltage and On/Off control. These converters also include under voltage lock out (UVLO), output short circuit protection, and over-current protections.

These units are designed to meet all standard UL/EN/IEC 60950-1 safety certifications (2nd Edition) and RoHS-6 hazardous substance compliance.

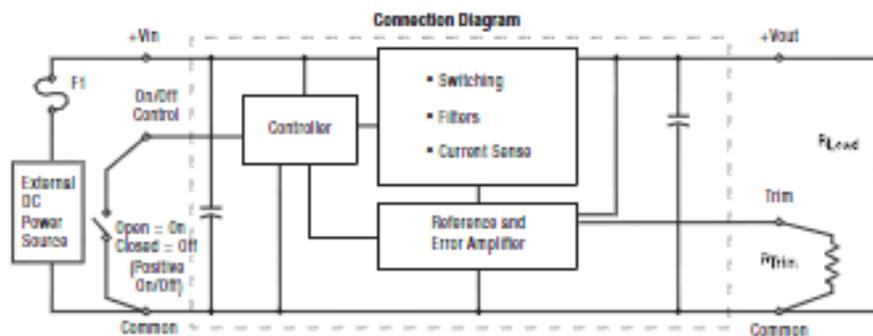


Figure 1. OKL-T/1-W12

Note: Murata Power Solutions strongly recommends an external input fuse, F1. See specifications.





Micropower, Single-Supply, Rail-to-Rail, Precision Instrumentation Amplifiers

MAX4194-MAX4197

General Description

The MAX4194 is a variable-gain precision instrumentation amplifier that combines Rail-to-Rail® single-supply operation, outstanding precision specifications, and a high gain bandwidth. This amplifier is also offered in three fixed-gain versions: the MAX4195 (G = +1V/V), the MAX4196 (G = +10V/V), and the MAX4197 (G = +100V/V). The fixed-gain instrumentation amplifiers feature a shutdown function that reduces the quiescent current to 8µA. A traditional three operational amplifier configuration is used to achieve maximum DC precision.

The MAX4194-MAX4197 have rail-to-rail outputs and inputs that can swing to 200mV below the negative rail and to within 1.1V of the positive rail. All parts draw only 93µA and operate from a single +2.7V to +7.5V supply or from dual +1.35V to +3.75V supplies. These amplifiers are offered in 8-pin SO packages and are specified for the extended temperature range (-40°C to +85°C).

See the MAX4196/MAX4199 data sheet for single-supply, precision differential amplifiers.

Applications

- Medical Equipment
- Thermocouple Amplifier
- 4-20mA Loop Transmitters
- Data-Acquisition Systems
- Battery-Powered/Portable Equipment
- Transducer Interface
- Bridge Amplifier

Features

- +2.7V Single-Supply Operation
- Low Power Consumption
 - 93µA Supply Current
 - 8µA Shutdown Current (MAX4195/MAX4196/MAX4197)
- High Common-Mode Rejection: 115dB (G = +10V/V)
- Input Common-Mode Range Extends 200mV Below GND
- Low 50µV Input Offset Voltage (G ≥ +100V/V)
- Low ±0.01% Gain Error (G = +1V/V)
- 250kHz -3dB Bandwidth (G = +1V/V, MAX4194)
- Rail-to-Rail Outputs

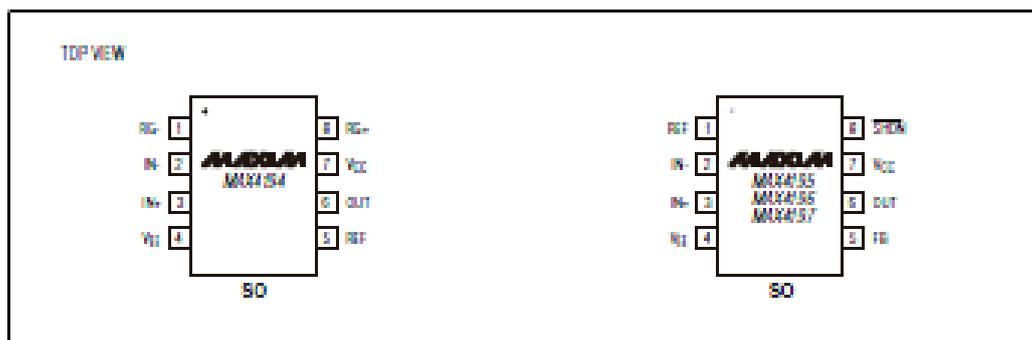
Ordering Information

PART	TEMP RANGE	PIN-PACKAGE
MAX4194ESA	-40°C to +85°C	8 SO
MAX4195ESA	-40°C to +85°C	8 SO
MAX4196ESA	-40°C to +85°C	8 SO
MAX4197ESA	-40°C to +85°C	8 SO

Selector Guide

PART	SHUTDOWN	GAIN (V/V)	CMRR (dB)
MAX4194	No	Variable	95 (G = +1V/V)
MAX4195	Yes	+1	95
MAX4196	Yes	+10	115
MAX4197	Yes	+100	115

Pin Configurations



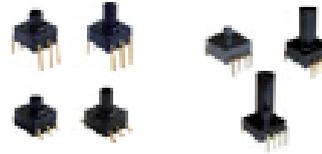
Rail-to-Rail is a registered trademark of NipponMotorola, Ltd.



Maxim Integrated Products 1

For pricing, delivery, and ordering information, please contact Maxim/Dallas Direct! at 1-888-629-4642, or visit Maxim's website at www.maxim-ic.com.

Pressure Sensor PS-A



Pressure sensor
Built-in amplifier and compensating circuit

Features

- Built-in amplifier and temperature compensation circuit, no need for circuit design and characteristic adjustment
- High accuracy and reliability : overall accuracy $\pm 1.25\%$ FS (Standard), $\pm 2.5\%$ FS (Low-pressure type)
- Compact size, space-saving : compatible size for PS type (Standard/Economy, S and M packages)
- RoHS compliant

Typical Applications

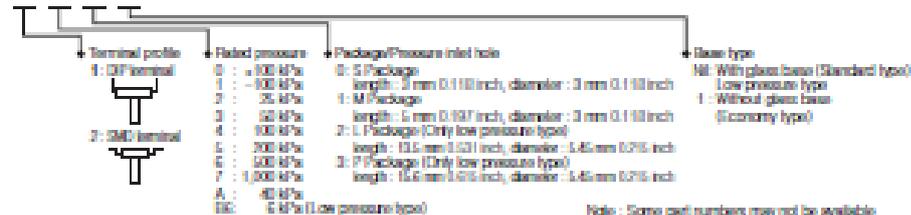
- Industrial use : pressure switches and pneumatic components, compressed air pressure measuring devices
- Medical use : blood pressure meters, oxygen generator and airbeds
- Others : pressure sensing devices for air pressure mediums

Low-pressure type

- Water level detection for domestic appliances: washing machines and dishwashers
- Air pressure control : cleanrooms and smoking rooms
- Medical applications : breathing pressure measuring devices

Ordering Information

ADP5



Note : Some part numbers may not be available depending on the combination.
Please refer to the table of PRODUCT TYPES on the next page.

Product Types

Package (Pressure inlet hole length)	Part No.												
	Standard type				Standard/Economy type				Low pressure type				
	S Package (3 mm 0.118 inch)		M Package (5 mm 0.197 inch)		M Package (5 mm 0.197 inch)		L Package (13.5 mm 0.531 inch)		P Package (15.6 mm 0.614 inch)				
Pressure	terminal	DIP terminal		SMD terminal		DIP terminal		SMD terminal		DIP terminal		DIP terminal	
Standard type (with glass base)	± 100 kPa	ADP5100	ADP5200	ADP5101	ADP5201	—	—	—	—	—	—	—	—
	-100 kPa	ADP5110	ADP5210	ADP5111	ADP5211	—	—	—	—	—	—	—	—
	25 kPa	ADP5120	—	ADP5121	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	50 kPa	ADP5130	—	ADP5131	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	100 kPa	ADP5140	ADP5240	ADP5141	ADP5241	—	—	—	—	—	—	—	—
	200 kPa	ADP5150	ADP5250	ADP5151	ADP5251	—	—	—	—	—	—	—	—
	500 kPa	ADP5160	ADP5260	ADP5161	ADP5261	—	—	—	—	—	—	—	—
1,000 kPa	ADP5170	ADP5270	ADP5171	ADP5271	—	—	—	—	—	—	—	—	
Economy type (without glass base)	40 kPa	—	—	ADP51A11	—	—	—	—	—	—	—	—	—
Low pressure type	6 kPa	—	—	—	—	—	ADP51B61	ADP51B62	ADP51B63	—	—	—	—

Standard packing : Carton : 100 pcs; Case : 1,000 pcs.

Design and specifications are each subject to change without notice. Ask factory for the current technical specifications before purchase and/or use.
Should a safety concern arise regarding this product, please be sure to contact us immediately.

00 Aug. 2015

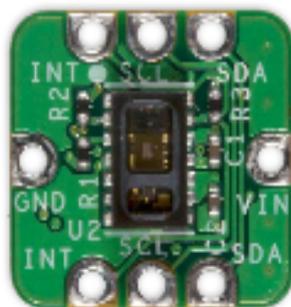
System Board 6300

MAXREFDES117# Heart-Rate and Pulse-Oximetry Monitor

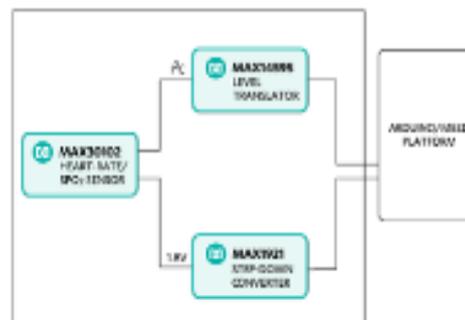
The MAXREFDES117# reference design is a low power, optical heart-rate module complete with integrated red and IR LEDs, and a power supply. This tiny board, perfect for wearable projects, may be placed on a finger or earlobe to accurately detect heart rate. This versatile module works with both Arduino and mbed platforms for quick testing, development and system integration. A basic, open-source heart-rate and SpO₂ algorithm is included in the example firmware.

The board features 8 sewing tap pads for attachment and quick electrical connection to a development platform.

MAXREFDES117# System Board



MAXREFDES117# Reference Design Block Diagram



Features

- Optical Heart-Rate Monitor and Pulse Oximetry Solution
- Tiny 12.7mm x 12.7mm (0.5in x 0.5in) Board Size
- Low Power
- Device Drivers
- Free Algorithm
- Example C Source Code For Arduino And mbed Platforms
- Test Data

Competitive Advantages

- Highly-Integrated, small-size sensor
- Non-chest based heart-rate/SpO₂ detection
- Ultra-low power consumption

ANEXO III Pruebas de Hardware y Diagramas

Diagramas de Circuito

Se adjunta el diagrama de cada elemento que compone cada etapa del sistema

Ensamblaje del Sistema

Para el ensamblaje de las distintas partes del sistema, se adjunta un diagrama con las distintas conexiones necesarias para cada elemento y el puerto disponible tomando en cuenta lo siguiente:

- Conversor, la entrada de energía está compuesta de un cable USB A hembra, con dos derivaciones una con terminación mox y otra con terminación mini USB, la cual debe ser conectada primero a la placa núcleo stm32, luego conectar el mox (cables color blanco y morado) a la entrada de alimentación P10.
- Brazalete, una vez ensamblado todos los elementos se debe hacer coincidir la torre del sensor de presión, con el orificio del brazalete para que esta quede fija, y proceder con el atornillado.
- ECG portable, se debe tomar en cuenta que los orificios de entrada de los cables de derivación coinciden con los Jack de audio por lo que se requiere presionar un poco para que coincidan totalmente.

Autonomía

Para el cálculo de la autonomía del sistema se tomó en cuenta un funcionamiento de 8 horas, ya que corresponde a un objetivo planteado en este trabajo de titulación, para la obtención de los valores de corriente de alimentación de cada elemento se utilizó los parámetros de las hojas de datos, mientras que para la tarjeta núcleo stm32 se utilizó la herramienta Power Consumption Calculator, disponible en la aplicación STM32CUBEMX, a continuación, se presentan los datos obtenidos.

- Brazalete

Para la estimación de la energía todos los parámetros se utilizarán 8 horas, excepto para el medidor de presión arterial, el cual solo se utilizará 30 minutos ya que cada medición toma alrededor de 2 minutos, dando unas 15 mediciones en 8 horas.

Tabla III.1. Capacidad de la batería (Brazalete)

Capacidad de la batería (Brazalete)				
ELEMENTOS	CANTIDAD	CORRIENTE (Amperios)	TIEMPO (horas)	Amp/hora
<i>Presión Arterial: Adquisición y Filtrado</i>				
MAX4163	2	0,0001	8	0,0008
REF5030	1	0,011	8	0,088
ADP51A11	1	0,01	8	0,08
<i>Presión Arterial: Elementos mecánicos y control</i>				
SS14	2	0,02	0,5	0,01
ZXM61PO2F	2	0,31	0,5	0,155
KSV05A	1	0,075	0,5	0,0375
RSP08D01R	1	0,085	0,5	0,0425
OKL-T/1 W12	1	0,23	0,5	0,115
<i>Temperatura Corporal</i>				
DS18B20	1	0,0015	8	0,012
<i>Saturación de Oxígeno</i>				
MAXREFDES117	1	0,0015	8	0,012
<i>Datos Ambientales</i>				
OPT3001	1	0,0000018	8	0,0000144
BME280	1	0,001	8	0,008
<i>Comunicaciones</i>				
Bluetooth 4.0	1	0,0182	8	0,1456
<i>Display</i>				
TFT 1,8"	1	0,1	8	0,8
<i>Procesador</i>				
Núcleo STM32F446	1	0,1	8	0,8
<i>Almacenamiento</i>				
MicroSD	1	0,2	0,5	0,1
TOTAL NECESARIO				2,41
Power Bank 2600mAh			CAPACIDAD DISPONIBLE	2,6
Capacidad restante			RESERVA	0,19

Para la estimación de la corriente de procesador se configura de la herramienta de cálculo de consumo se toma en cuenta todos los periféricos utilizados, así como voltajes de alimentación y frecuencia del procesador así los datos se obtiene un consumo de corriente de 39.22 mA, para la estimación de la batería se utilizará un valor de 100mA tomando en cuenta el consumo del programador e imprevistos.

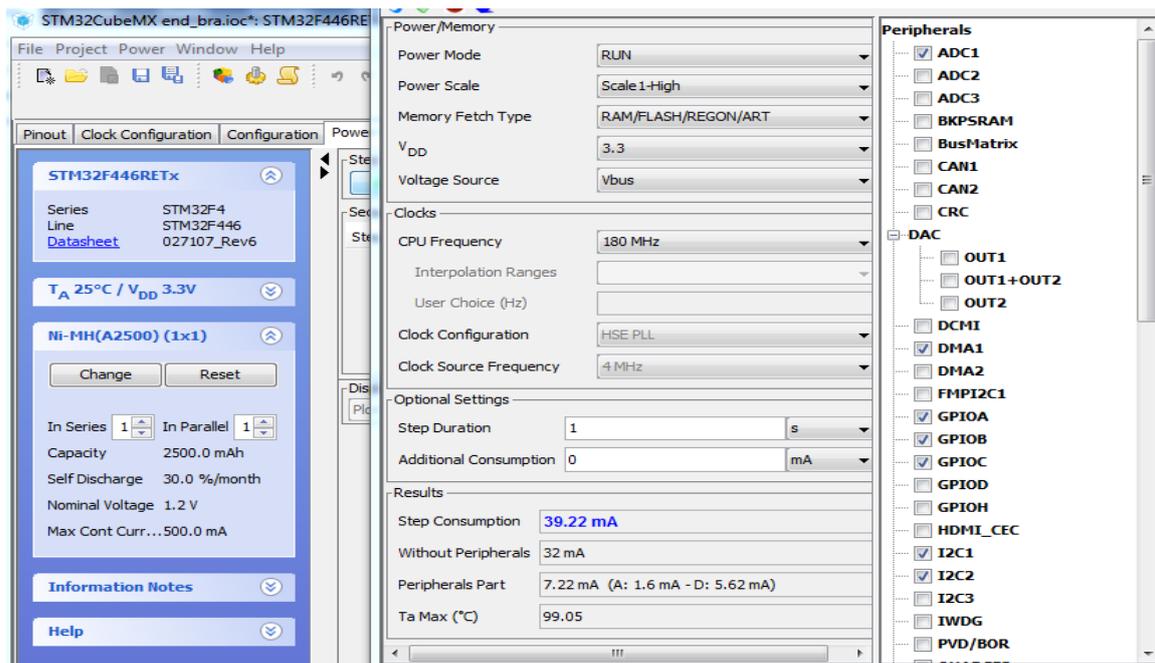


Figura III.1. Estimación de consumo de energía núcleo stm32

De los resultados se observa que existe una reserva de (0.19 Amperios/hora), 7% de la batería de 2600 mAh, disponible en el mercado, de las pruebas prácticas realizadas al dispositivo tiempo de descarga total de la batería es de aproximadamente 10 horas.

- ECG portable

Tabla III.2. Capacidad de la batería (ECG Portable)

Capacidad de la batería (ECG Portable)				
ELEMENTOS	CANTIDAD	CORRIENTE (Amperios)	TIEMPO (horas)	Amp/hora
<i>ECG: Adquisición y Filtrado</i>				
INA333	3	0,00015	8	0,0012
OPA2333	8	0,000448	8	0,003584
ESDALCL6-2SC6	3	0,00001	8	0,00008
<i>Comunicaciones</i>				
XBEE S2	1	0,048	8	0,384
Bluetooth 4.0	1	0,0182	8	0,1456
<i>Procesador</i>				
Núcleo STM32F446	1	0,1	8	0,8
<i>Almacenamiento</i>				
MicroSD	1	0,2	1	0,2
TOTAL NECESARIO				1,53
Power Bank 2600mAh			CAPACIDAD DISPONIBLE	2,6
Capacidad restante			RESERVA	1,07

De los resultados se observa que existe una reserva de (1.07 Amperios/hora), 41% de la batería de 2600 mAh, disponible en el mercado, de las pruebas prácticas realizadas al dispositivo tiempo de descarga total de la batería es mayor a 8 horas.

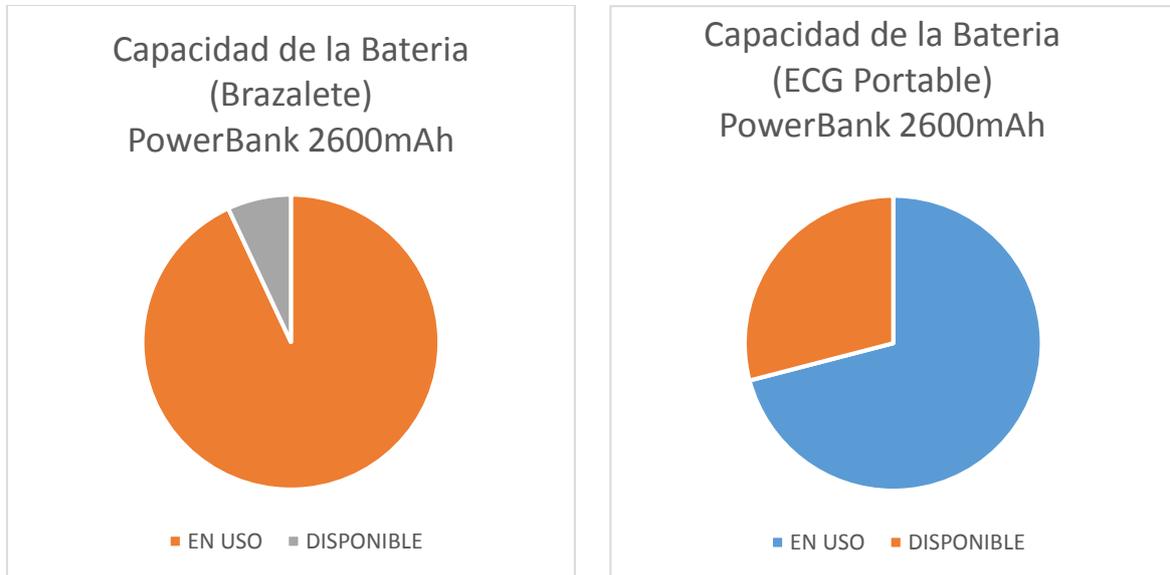


Figura III.2. Uso de energía del sistema en 8 horas de consumo

Almacenamiento

Para el almacenamiento se utilizará el formato .CSV, debido a que la presentación de los datos de los equipos, se encuentran delimitados con punto y coma.

La prestación de los datos obtenidos dentro del equipo brazaletes cada hora se presentan a continuación:

Fecha	Hora	Temp Corp	SPO2	Heart Rate	Iluminacion	Temp Amb	Hum rel	Air press	Pre DIA	Pre SYS
27/06/2018	8:04	33,5	98	96	486	18,9	46	730	92	130
27/06/2018	9:04	33	99	100	380	18,9	46	730	96	120
27/06/2018	10:04	32,5	97	85	120	18,9	46	732	86	126

Figura III.3. Adquisición de los datos Brazaletes

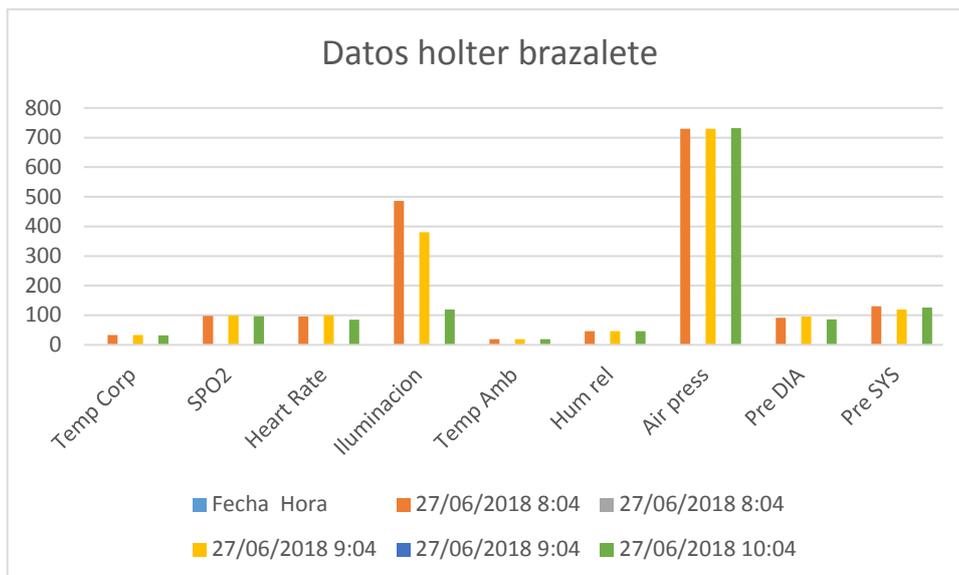


Figura III.4. Presentación de los datos Brazaletes

La prestación de los datos obtenidos dentro del equipo ECG portable posee 1500 datos por minuto y una duración de 5 minutos por cada hora se presentan a continuación:

3479	1964	1745
3479	1889	2712
2041	1889	2712
2041	2056	2044
1710	2056	1774
1815	2117	1774
1815	2142	1864
2230	2142	1864
2230	2309	1808
1890	2309	2085
1770	2307	2085
1770	2405	2762

Figura III.5. Adquisición de los datos ECG

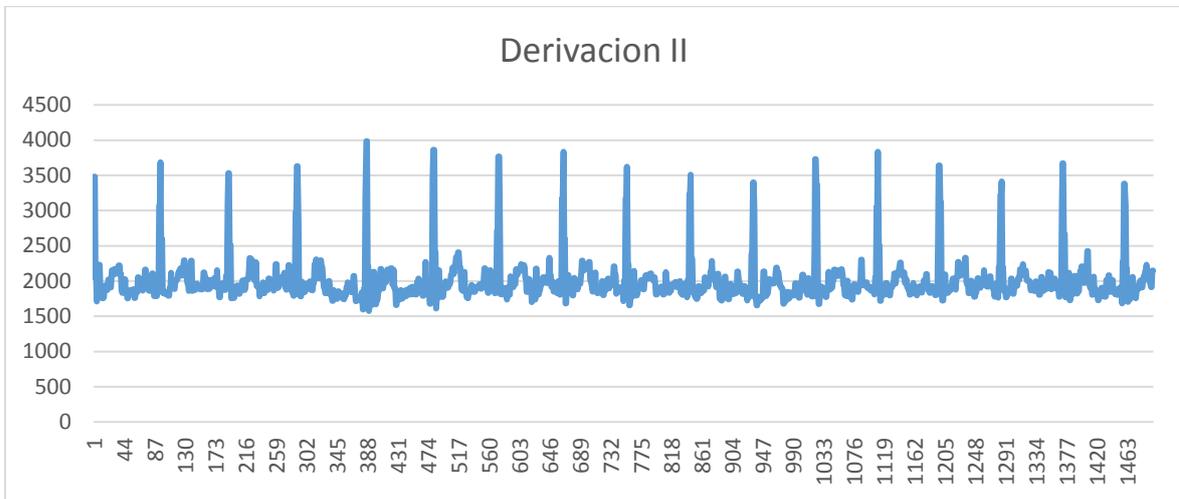
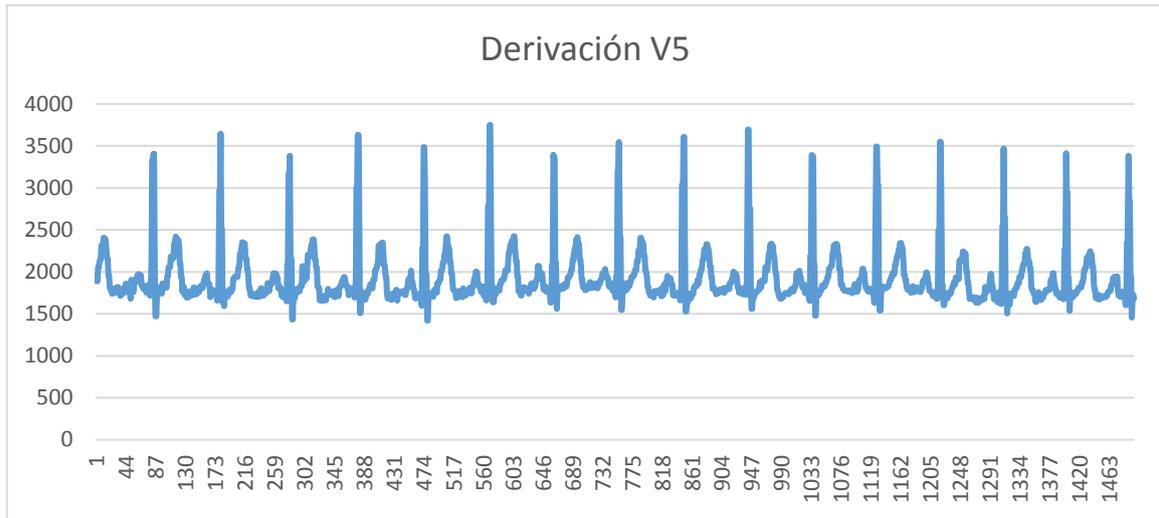


Figura III.6. Presentación de los datos ECG

A continuación, se presentan los diagramas de circuito de los equipos, así como los diagramas de ensamblaje de los mismos

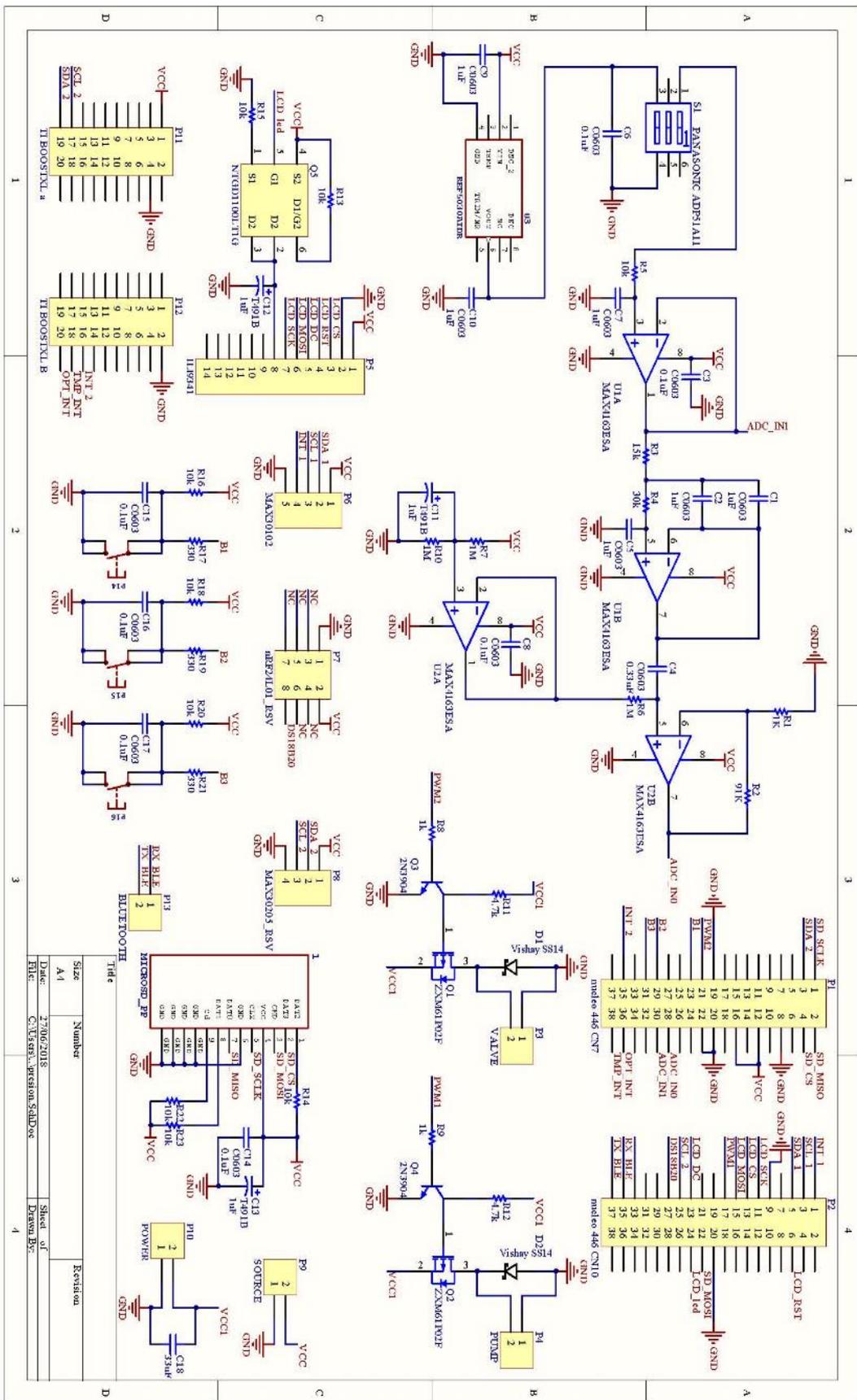


Figura III.7. Diagrama de circuitu brazaletu

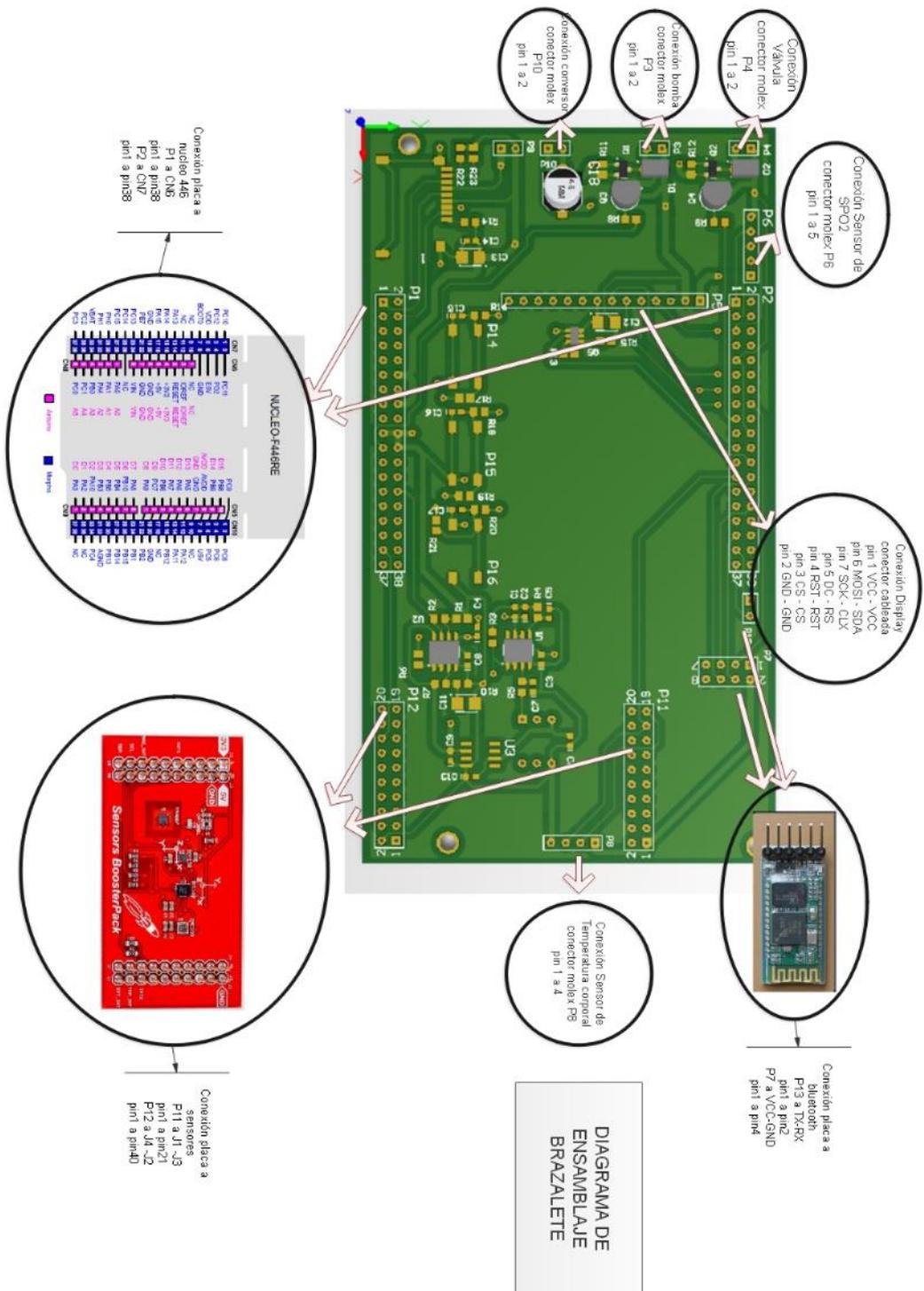


Figura III.8. Diagrama de ensamble brazaletes

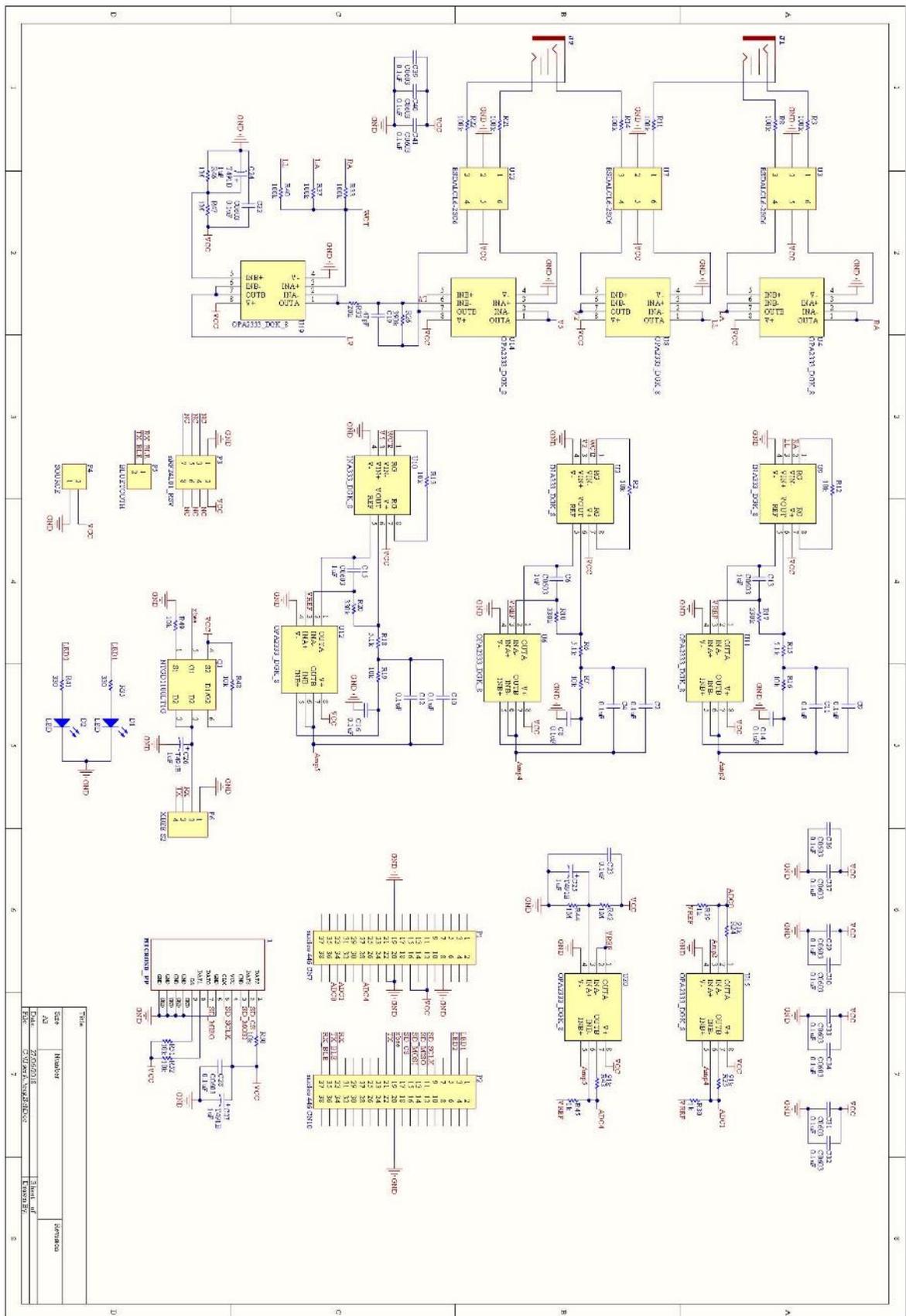


Figura III.9. Diagrama de circuito ECG portabile

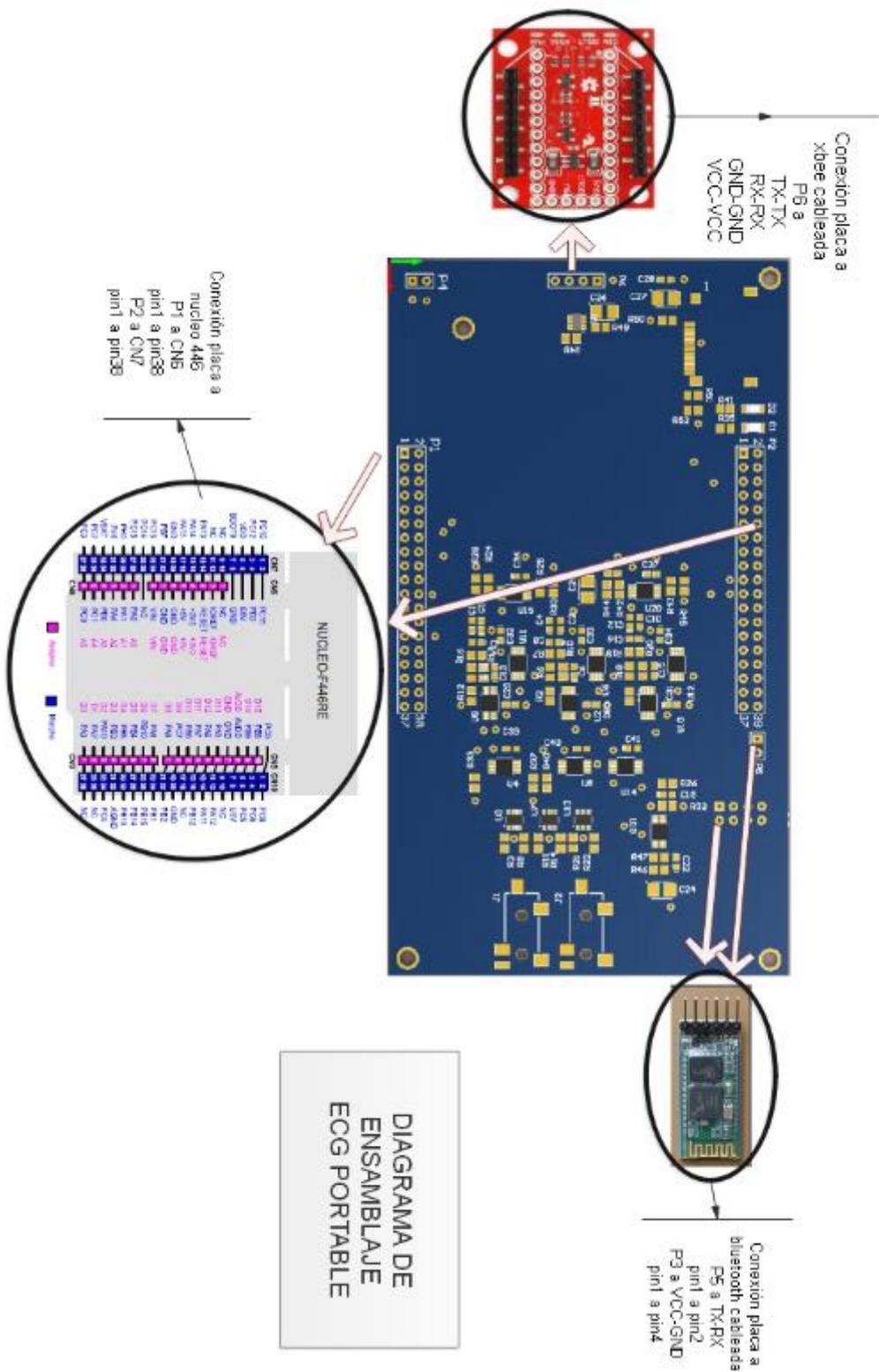


Figura III.10. Diagrama de ensamblaje ECG portable

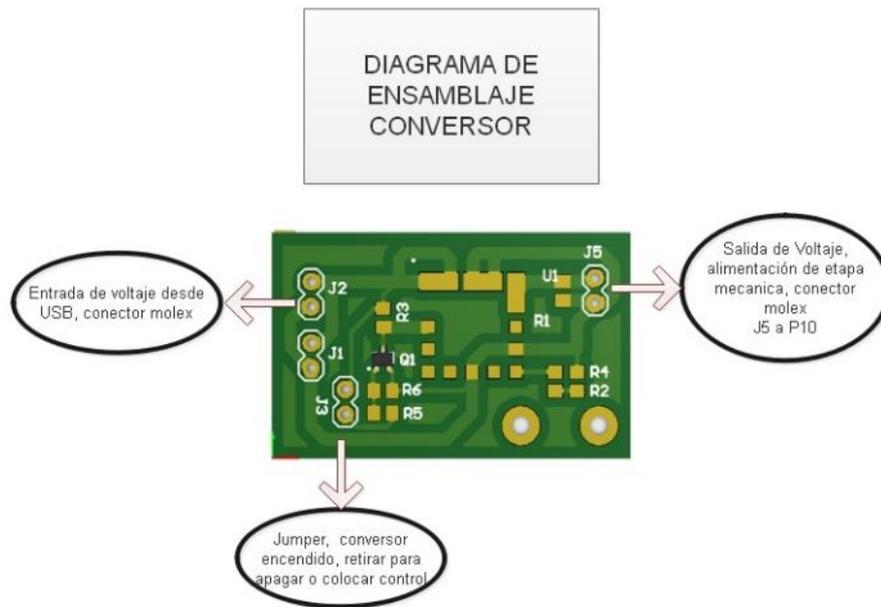


Figura III.12. Diagrama de ensamblaje conversor brazalete

ORDEN DE EMPASTADO