



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Sistema de monitoreo de pulso
cardiaco, temperatura y saturación
de oxígeno por conexión
inalámbrica

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A

Jacob Palacios Gómez

DIRECTORA DE TESIS

M.I Livier Báez Rivas



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2017



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

A mis padres que me apoyaron durante esta aventura llamada ingeniería y aun que nunca se los digo saben que los amo mucho y que son lo más importante para mí en la vida y que ni con todo el oro del mundo podría pagar todo su apoyo y amor que me han brindado.

A mi Familia por su ánimo y comprensión durante la carrera.

A mi asesora **M.I Livier** que cuando parecía que todo estaba mal ella siempre me dio su apoyo y consejo para poder lograr mi objetivo y que su trabajo va mas allá de ser mi asesora por eso le estaré siempre muy agradecido.

A mi segunda casa, es decir, a la UNAM por darme la oportunidad de estudiar entre sus aulas y por recibirme como hijo.

A mis amigos que hice durante mi estancia en la UNAM desde el CCH Oriente, hasta la carrera mil gracias a todos ustedes **Olivia, Anayeli, Josué, Mari Carmen, Francisco, Roberto, José Luis, Jaime, Ashanti, Ana Laura** por su apoyo, convivencia, risas, malos ratos a todos ustedes y los que me faltaron gracias por su amistad.

Una mención especial a las personas que me apoyaron y resolvieron dudas para mejorar mi trabajo de tesis **Marisol, Angy, Brenda Berenice, Héctor, Aaron(hermano)**, gracias por ayudarme a mejorar.

Otra mención especial es para ICA Fluor ya que fue la primera empresa en brindarme la oportunidad como profesional y gracias a todas esas personas que conocí en mi estancia por la empresa me llevo conmigo sus enseñanzas, consejos, compañerismo y amistad por todo eso gracias.

A la vida le doy las gracias por dejarme vivir este sueño tan lindo que no ha sido fácil con muchos obstáculos, decisiones buenas y malas, personas que tuve que dejar ver en el camino por diferentes circunstancias, pero gracias a todo eso me doy cuenta que valió la pena.

Desde luego y no por ser menos importante muchas gracias **dios** por todo lo vivido hasta el momento.

Contenido.

Introducción.....	I
Resumen.....	III
Objetivo.....	III
Objetivos específicos.....	III
Alcances.....	III
Capítulo 1.- Marco teórico.....	1
1.1 Signos vitales.....	1
1.2 Corazón.....	1
1.3 Pulso cardíaco.....	1
1.4 Temperatura corporal.....	4
1.5 Temperatura periférica.....	4
1.6 Saturación de oxígeno.....	5
1.7 Ley de Lambert.....	6
1.8 Estado del arte.....	7
1.9 Antecedentes.....	8
1.10 Creación de app.....	12
Capítulo 2.- Diseño conceptual.....	17
2.1 identificación de las necesidades.....	17
2.2 Necesidades básicas.....	17
2.3 Requerimientos de los usuarios.....	17
2.4 Definición de problema.....	17
2.5 Identificación de la necesidad.....	22
2.6 Especificaciones del sistema.....	22
2.7 Descripción del sistema.....	24
2.8 Normatividad.....	32
Capítulo 3.- Diseño a detalle.....	36
3.1 Alimentación del circuito.....	36
3.2 Adquisición de la señal.....	37
3.3 Etapa de sensado.....	38
3.4 Etapa de amplificación.....	39
3.5 Filtro pasa bajas segundo orden.....	40
3.6 Derivador.....	42

3.7 Segunda amplificación.....	43
3.8 Procesamiento digital.....	44
3.8 Desarrollo de APP.....	48
Capítulo 4.- Pruebas.....	57
4.1 Pruebas de funcionalidad.....	57
4.2 Pruebas de convalidación.....	58
Capítulo 5.- Análisis de resultados.....	65
6.- Conclusión.....	68
7.- Trabajo a futuro.....	70
8.- Referencias.....	71
9.- Anexos.....	75

Introducción.

Una de las actividades que desempeñan las enfermeras es el monitoreo de signos vitales en los pacientes, dependiendo de la gravedad del paciente pueden realizar dicha actividad de 5 a más de 24 veces al día, sin embargo, en el país sólo existen 19 enfermeras por cada 10 mil habitantes, mientras que la Organización Mundial de Salud (OMS), recomienda un mínimo de 84 por cada 10 mil habitantes [41]. Más aún durante el 2012 en los hospitales del país, existieron un número de ingresos elevado de pacientes esto dependiendo de la situación que se presente en el paciente La tasa de ocupación permite visualizar el nivel de saturación de los servicios. Es una medida de la eficiencia con que se utilizan los recursos hospitalarios. De acuerdo con la Secretaría de Salud cuando se presentan cifras altas (por arriba de 80%), se compromete la capacidad del hospital para reaccionar adecuadamente a picos súbitos de demanda [42]. Por lo cual resulta insuficiente cubrir la demanda con los recursos actuales.

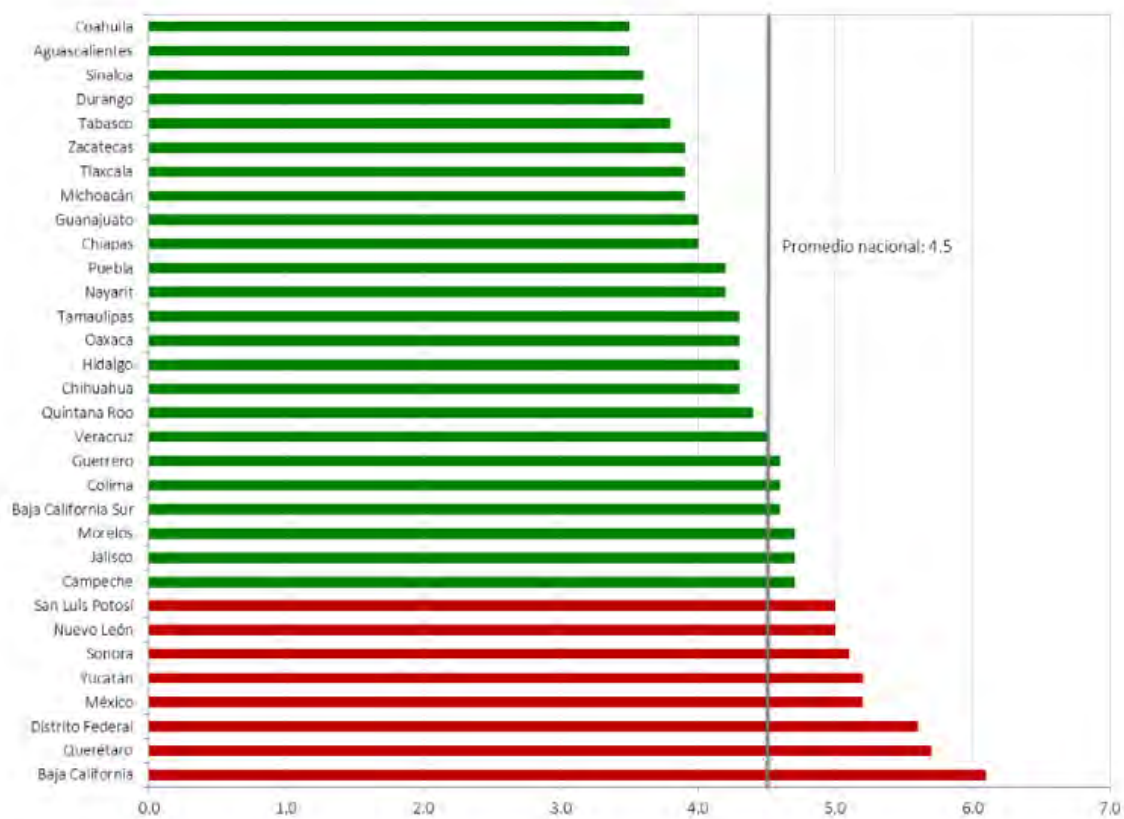


Fig. I. Promedio de días de estancia en hospitales generales de los Servicios Estatales de Salud [42].

Cabe mencionar con la información antes presentada puede variar por día y lo que el paciente requiera ya que algunos de los pacientes son de consideración y otros casos

son en observación, por ello se llevó a la tarea de crear un sistema que pueda auxiliar en mayor medida dichas labores y reducir el tiempo de respuesta, ya que el paciente pueda sentir una mayor satisfacción en dicho servicio de salud.

No obstante, cabe mencionar que no sería de uso exclusivo en hospitales o clínicas, ya que también puede satisfacer la necesidad de los usuarios que lo requieran para su hogar.

Ya que en ocasiones es necesario observar cómo se encuentra de salud en ese instante o si existe alguna variación en su temperatura, pulso cardiaco o saturación de oxígeno y si es así poder actuar en el momento buscando ayuda y proporcionar el medicamento adecuado para dicha circunstancia.

Lo que se puede ver en el cuerpo de esta tesis, que se organiza de la siguiente forma:

Conceptos teóricos desde información de cómo se desempeña algunos órganos del cuerpo en específico el corazón como algunos estados del mismo, de la misma manera lo que es la saturación de oxígeno y temperatura.

Tomando en cuenta algunos trabajos relacionados con pulso cardiaco, temperatura y saturación de oxígeno, lo que ya existe en el mercado o que algunas universidades han trabajado en ello, y conocer la parte técnica y teórica para poder trabajar con dichas variables antes mencionadas.

Se trabajó para poder lograr crear un prototipo funcional y hacer la comparación con uno comercial para poder conocer el funcionamiento del sistema y obtener las variaciones que existan entre ellos.

Resumen.

Existen sistemas en el mercado que pueden medir algunos signos vitales como lo son: saturación de oxígeno, presión arterial, pulso cardíaco o temperatura, pero pocos en conjunto, por esta razón se pensó realizar un sistema que pudiera monitorear 3 variables de fácil manejo, no ser invasivo y que el usuario se pueda sentir cómodo y confiado.

Ya que existen muchos prototipos que han manejado cada una de estas variables en conjunto o por separado, cada uno de estos prototipos con diferentes técnicas de medición, así como de adquisición de las variables biológicas.

El sistema realizado cuenta con la técnica de pletismografía por medio de un circuito analógico, procesamiento de la señal con un microcontrolador (arduino) y la visualización de las variables en una aplicación en S.O Android creada en app inventor con una base de datos para almacenar temperatura, pulso cardíaco, saturación de oxígeno, nombre y edad del usuario.

Objetivo:

Desarrollar un sistema, que por medio de una conexión inalámbrica permita monitorear pulso cardíaco, temperatura y saturación de oxígeno.

Objetivos específicos:

- Diseñar un prototipo funcional que sea capaz de adquirir las variables de pulso cardíaco, temperatura y saturación de oxígeno
- Generar una base de datos que pueda almacenar dichas variables, así como nombre y edad del usuario.
- Realizar las pruebas necesarias para obtener el desempeño del sistema.

Alcances:

Recabar la experiencia del personal del sector salud, es decir, médicos, enfermeras y paramédicos, así como búsqueda de trabajos relacionados de las variables de estudio como son: de pulso cardíaco, saturación de oxígeno y temperatura para poder crear un sistema que monitoree dichas variables por medio de una conexión inalámbrica que auxilie al personal médico.

Justificación.

Debido a que existe una gran demanda de atención del personal hacia los pacientes es en ocasiones es complicado la atención a demasiados pacientes para una sola enfermera que además de eso, debe dar lectura a cada signo vital del paciente, para dar

un diagnóstico de lo que le pasa y así poder administrar un medicamento o ver cuál es la urgencia en el momento.

De esta manera se vio la necesidad de crear un sistema que pueda medir estos signos vitales de una forma eficiente y desde luego que no sea invasiva para el paciente y claro tener una mejor lectura de donde se encuentre dentro del hospital u hogar, es decir, por medio de una conexión inalámbrica monitorear a un paciente desde cualquier lugar y tomar las medidas necesarias en caso de que exista alguna complicación con él.

Capítulo I Marco teórico

Signos vitales

Los signos vitales son mediciones de las funciones básicas del cuerpo, son señales de vida, es decir, signos físicos u ondas analógicas representativas del estado físico del paciente [3].

Los signos vitales son los siguientes, pulso cardiaco, presión arterial, temperatura, saturación de oxígeno [3]. Con estos signos se puede evaluar el estado de salud de una persona, dependiendo de cuál sea el resultado de estos.

Corazón

El corazón pesa entre 200 a 425 gramos y es un poco más grande que una mano cerrada, el corazón de una persona puede haber latido más de 3500 millones de veces. Cada día, el corazón medio late 100,000 veces, bombeando aproximadamente 7571 litros de sangre.

Tiene su ubicación entre los pulmones en el centro del pecho, detrás y levemente a la izquierda del esternón. Una membrana de dos capas, denominada (pericardio). La capa externa del pericardio rodea el nacimiento de los principales vasos sanguíneos del corazón y está unida a la espina dorsal, al diafragma y a otras partes del cuerpo por medio de ligamentos. La capa interna del pericardio está unida al músculo cardíaco. Una capa de líquido separa las dos capas de la membrana, permitiendo que el corazón pueda latir.

El corazón tiene cuatro cavidades. Las cavidades superiores se denominan aurícula izquierda y aurícula derecha y las cavidades inferiores se denominan ventrículo izquierdo y ventrículo derecho. Una pared muscular denominada tabique separa las aurículas izquierda y derecha y los ventrículos izquierdo y derecho. El ventrículo izquierdo es la cavidad más grande y fuerte del corazón.

Pulso cardiaco.

El periodo del ciclo cardiaco está compuesto por un periodo de relajación que se denomina diástole y el siguiente periodo de contracción llamado sístole. El pulso de un hombre adulto sano es de 70 latidos por minuto mientras que el de la mujer es de 60 latidos por minuto, todo depende de lo que esté realizando el sujeto ya que puede variar si se encuentra haciendo algún esfuerzo físico.

El músculo cardiaco está formado por 3 tipos principales de musculo cardiaco: musculo auricular, musculo ventricular y fibras especializadas de excitación y de conducción [1].

La actividad de bombeo del corazón proviene de un sistema intrínseco de conducción eléctrica que consiste en la conjunción de varias ondas representadas en un único esfuerzo muscular.

El impulso eléctrico (señal cardiaca) que se genera viaja a través de una pequeña masa de tejido especializado localizada en el atrio derecho del corazón. A continuación, el impulso eléctrico viajará hasta el nódulo atrio ventricular, donde se retrasan los impulsos durante un breve instante.

La capacidad que posee el corazón para generar un impulso eléctrico reside en las células que lo forman, llamadas miocardiocitos son auto excitables, lo que significa que no requieren la presencia de un estímulo eléctrico externo para generar respuestas contráctiles y rítmicas lo cual les permite mantener una frecuencia de contracción baja pero suficiente para mantenerla actividad de bombeo sin detenerse [2].

Pulso cardiaco en reposo [2]:

- Recién nacidos (0 - 1 mes de edad): 70 a 190 latidos por minuto.
- Bebés (1- 11 meses de edad): 80 a 160 latidos por minuto.
- Niños (1 a 2 años de edad): 80 a 130 latidos por minuto.
- Niños (3 a 4 años de edad): 80 a 120 latidos por minuto.
- Niños (5 a 6 años de edad): 75 a 115 latidos por minuto.
- Niños (7 a 9 años de edad): 70 a 110 latidos por minuto.
- Niños de 10 años o más y adultos (incluso ancianos): 60 a 100 latidos por minuto.
- Atletas bien entrenados: de 40 a 60 latidos por minuto.



Fig. 1 Estructura del corazón [1].

Existen algunas alteraciones en el pulso cardiaco como las que se muestran a continuación:

Bradicardia: Alteración del ritmo cardiaco que cursa con frecuencia cardiaca lenta, inferior a 60 latidos por minuto [3].

Taquicardia. La taquicardia es pulsaciones más rápidas de lo normal [3], tener el pulso por encima de 100 latidos por minuto es generalmente llamada como taquicardia.

A continuación, se muestra una tabla comparativa de cada uno de los estados del pulso cardiaco. Tabla 1.

Estados del pulso cardiaco	
Bradicardia	PPM<60
Pulso cardiaco en reposo	PPM >60 y PPM<90
Taquicardia	PPM>90

Tabla 1. tabla de comparación [3].

Forma sencilla de tomar el pulso cardiaco

El pulso se puede medir en:

- La parte posterior de las rodillas
- La ingle
- El cuello
- La sien
- La parte alta o la cara interna del pie
- La muñeca

En la siguiente imagen se muestra de manera gráfica como son algunas de las formas de tomar el pulso. Fig. 3



Fig. 3 Formas sencillas de medir el pulso [5].

Temperatura Corporal

Las sensaciones térmicas en el cuerpo, responden al cambio de temperatura del entorno, el sensor que está a cargo de esta función, es la piel ya que al tener un cambio de temperatura es perceptible para el humano, es decir, cuando baja la temperatura esto hace que el individuo tenga frío y el caso contrario cuando aumenta la temperatura el individuo siente calor, el organismo mantiene una temperatura cercana a los 37 °C [6].

La temperatura normal del cuerpo varía según la persona, la edad, la actividad y el momento del día. La temperatura corporal normal promedio que generalmente se acepta es de 37° C. Algunos estudios han demostrado que la temperatura del cuerpo puede tener una amplia gama, desde 36.1 ° C a 37.2 ° C.

Una temperatura por encima de 38° C generalmente significa que el individuo tiene una fiebre causada por una infección o una enfermedad. La temperatura corporal normalmente cambia a lo largo del día, una de las causas comunes puede ser por la variación de la temperatura del ambiente al que esté sometido.

Temperatura periférica.

Esta temperatura se refiere a la temperatura de la piel y de los tejidos inmediatamente subyacentes a esta Fig. 3[4], esta depende del flujo sanguíneo que se da a través de las arterias y esta temperatura proviene de la Piel, Tejido celular subcutáneo, Tejido adiposo blanco y Masa Muscular. Se mide la temperatura axial y se utiliza termómetros superficiales y profundos.

Temperatura central.

Es la Temperatura proveniente de la Cabeza, Cavidad torácica y Cavidad abdominal Fig. 4 y se mide en: Temperatura rectal, esofágica, membrana timpánica, sanguínea, hipotálamo y se mide con un termómetro de profundidad.

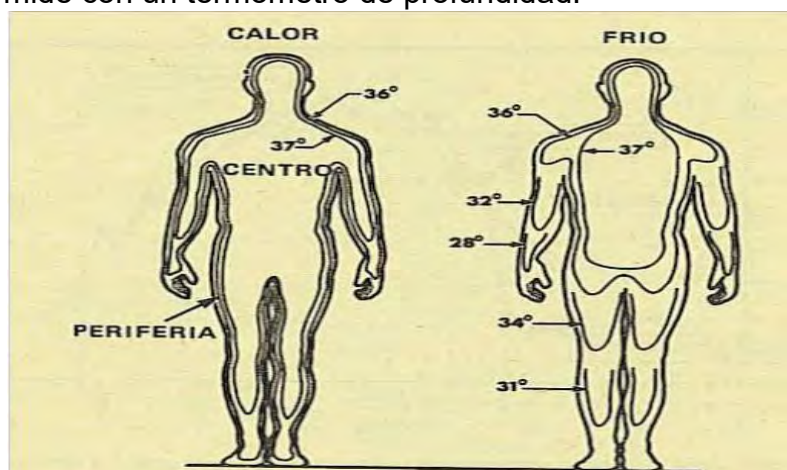


Fig. 4 Variación de Isotermas [5]

Saturación de Oxígeno.

Oxígeno

Los seres humanos dependen del oxígeno para vivir. Todos los órganos requieren oxígeno para metabolismo, pero el cerebro y el corazón son particularmente sensibles a la falta de oxígeno. La escasez de oxígeno en el cuerpo se llama hipoxia. Una escasez seria de oxígeno por unos pocos minutos es mortal.

Los objetivos de la respiración son de proporcionar oxígeno a los tejidos y retirar el dióxido de carbono y estos objetivos principales son:

1. Ventilación pulmonar
2. Difusión de oxígeno entre los alveolos y la sangre
3. Transporte de oxígeno y de bióxido de carbono en la sangre
4. Regulación de la ventilación

Los pulmones que es el órgano que permite el intercambio de oxígeno por bióxido de carbono tienen 2 maneras de contraerse y expandirse.

1.- mediante el movimiento hacia abajo y hacia arriba del diafragma para lograr cortar la cavidad torácica.

2.- mediante la elevación y el descenso de las costillas para aumentar y reducir el diámetro anteroposterior de la cavidad torácica.

La saturación de oxígeno es la cantidad de oxígeno que se combina, en el sentido químico, con la hemoglobina para formar la oxihemoglobina, que es el elemento que transporta el oxígeno en sangre hacia los tejidos.

Los niveles de saturación óptimos garantizan que las células del cuerpo reciban la cantidad adecuada de oxígeno. El oxígeno es un elemento vital para muchos procesos celulares.

La saturación de la sangre comienza con el acto de respirar. Los pulmones captan el oxígeno y lo transfieren al aparato circulatorio para después ser transportado hasta la última célula del organismo.

Se considera que el porcentaje adecuado de oxígeno en sangre es de entre el 96 y 99 por ciento. Por debajo del 90 por ciento de saturación se produce hipoxemia, es decir disminución anormal de la presión parcial de oxígeno en sangre arterial, para un mayor entendimiento se muestra en la siguiente tabla Fig. 5.

Actuación según % de saturación	
% de saturación	actuación
>95%	No actuación inmediata
95 – 90 %	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta al mismo, los pacientes con enfermedad respiratoria crónica toleran bien saturaciones entorno a estos valores.
<90%	Enfermo grave. Hipoxia severa oxigenoterapia +tratamiento y traslado en el hospital.
<80%	Valorar intubación y ventilación mecánica.
En niños con <92% remitir al hospital aun que presenten mejoría con maniobras iniciales, por ser más incierta su respuesta al tratamiento.	

Tabla 2. Niveles de saturación de oxígeno [5].

Ley de Lambert

Ley de Lambert, también conocida como ley de Beer o ley de Beer-Lambert-Bouguer es una relación empírica que relaciona la absorción de luz con las propiedades del material atravesado.

La ley de Beer fue descubierta independientemente (y de distintas maneras) por Pierre Bouguer en 1729, Johann Heinrich Lambert en 1760 y August Beer en 1852. En forma independiente, Wilhel Beer y Johann Lambert propusieron que la absorbancia de una muestra a determinada longitud de onda depende de la cantidad de especie absorbente con la que se encuentra la luz al pasar por la muestra.

La ley de Beer-Lambert relaciona la intensidad de luz entrante en un medio con la intensidad saliente después de que en dicho medio se produzca absorción que permite la lectura de la oxigenación es que en cada pulsación de la sangre arterial se transmiten valores lumínicos, detectando al mismo tiempo la frecuencia cardiaca [8].

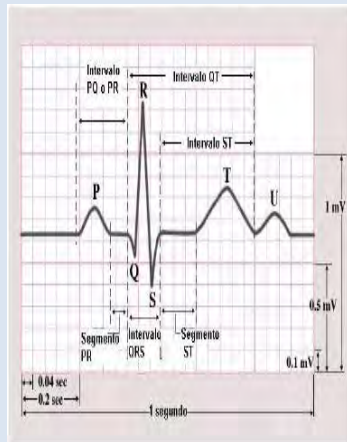
Asumiendo que solo la sangre arterial pulsa a esto se denomina componente arterial pulsátil (CA). La cantidad de luz absorbida cambia de acuerdo a la cantidad de sangre en el lecho tisular y la presencia de HbO₂/Hb. Por otro lado, existe un componente estático (CE) que está formado por los tejidos, huesos, piel y la sangre venosa [8]. La siguiente ecuación representa como del cociente de la luz R e IR se obtiene la SpO₂:

$$\frac{(CA \text{ luz R} / CE \text{ luz R})}{(CA \text{ luz IR} / CE \text{ luz IR})} = SpO_2$$

Fig. 5 Ecuación de la Ley de Lambert [8].

Estado del arte.

Sistemas comerciales



Electrocardiograma (ECG).

Como ejemplo claro tenemos el electrocardiograma (ECG) las lecturas arrojadas por este dispositivo son las variaciones eléctricas del corazón, esta actividad procede de las fibras musculares que durante la contracción del corazón, son eléctricamente negativas con respecto a las fibras en reposo [7]. Con un ECG es fácil ver como es el comportamiento del corazón y con ello se puede diagnosticar si hay una variación del ritmo cardiaco por mencionar algunas que son, bradicardias, taquicardia o alguna anomalía congénita. La técnica utilizada en el electrocardiograma es la de pletismografía y es la técnica utilizada para el proyecto.



Oxímetro.

La oximetría de pulso se ha convertido en un instrumento indispensable en la atención de pacientes [8]. El oxímetro usa la espectrofotometría basada en que la oxihemoglobina u hemoglobina oxigenada (HbO) y la desoxihemoglobina o hemoglobina reducida (Hb) absorben y transmiten determinadas longitudes de onda del espectro luminoso para la luz roja (640-660nm) y la luz infrarroja (910-940nm), [3] [8], es un instrumento de medición particularmente conveniente y no invasivo.

Por este medio auxilia al proyecto de cómo funciona un Oxímetro, ya que este tiene la capacidad de medir dos variables con la técnica de pletismografía y de esta manera poderlo implementar en el sistema creado.





Termómetro de mercurio:

Formado por un capilar de vidrio de diámetro uniforme comunicado por su extremo con una ampolla llena de mercurio [3].

El conjunto está sellado, y cuando la temperatura aumenta, el mercurio se dilata y asciende el mercurio por el capilar.

Es una forma sencilla de medir la temperatura aún que puede existir variaciones con el medio ambiente y por eso se busca una manera de que el proyecto con un sensor pueda medir la variable de temperatura.

	<p>Termómetro digital.</p> <p>Es un instrumento de medición de la temperatura que utiliza dispositivos con sensores de temperatura y circuitos electrónicos que indican la temperatura de forma numérica a través de una pantalla [4]. actualmente la lectura de la temperatura es más exacta en comparación con los termómetros de mercurio.</p> <p>Una de las funciones del proyecto no es solo que muestra la temperatura en una pantalla si no que se pueda transmitir los datos a una aplicación en Android.</p>
	<p>Termómetro infrarrojo.</p> <p>Este tipo de termómetro mide la temperatura en tímpano a través del conducto auditivo, Exactitud Clínica Probada (+- 0.3C), respuesta en menos de 1 segundo. Disponible en cualquier momento.</p> <p>Al igual que en el caso anterior ya se muestra la temperatura por medio de un display en el termómetro, pero la técnica es por infrarrojo y se busca una medición más sencilla para el confort del usuario.</p>

Antecedentes.

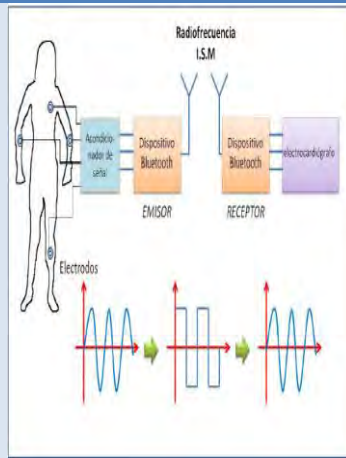
Al existir una gran variedad de dispositivos que muestrean cada uno de los signos vitales, existen algunos que tratan de mejorar cada uno de ellos integrando al menos una de las variables o signos vitales en el dispositivo y no solo eso si no se busca poder mejorar la eficiencia.

Conociendo dicha información para el proyecto se tuvo que realizar una búsqueda, ya que cada uno de estos trabajos o proyectos tienen un aporte importante para el sistema creado.

A continuación, se describen algunos trabajos y proyectos realizados a nivel nacional e internacional como integrado algunas de las variables y obtenido algunas mejoras sobre las variables de pulso cardiaco, saturación de oxígeno y temperatura.

De la misma manera no solo trabajado con estas variables si no en algunos sistemas de visualización, es decir, una interfaz de usuarios y algunos protocolos de comunicación como pueden ser inalámbrico, ethernet, wifi, etc.

Proyectos relacionados



Diseño de un sistema de interconexión de sensores para un electrocardiograma con comunicación bluetooth [9].

El trabajo de tesis de lo que trata es la combinación de un electrocardiograma y la tecnología bluetooth, el dispositivo permite medir las variaciones de las corrientes eléctricas de acción generadas por el músculo cardiaco y que se manifiesta en forma de ondas.

Para la comunicación inalámbrica fue necesario un bluetooth emisor y receptor con la configuración de maestro esclavo. El manejo de la comunicación por bluetooth es lo que se realizó para la comunicación inalámbrica del proyecto.



Desarrollo de sistema para detección del estado vigilia mediante la frecuencia cardíaca [10].

La tesis de lo que trata es de un sistema que permite monitorear la frecuencia cardíaca para los conductores de autotransporte que monitorea si tiene taquicardia, vigilia o sueño. Este sistema es muy controlado ya que debe ser un sistema que se encuentre bajo ciertas condiciones para que no allá perturbaciones del ambiente o que afecten el desempeño, es por ello que se aísla de luz, ruido, etc.

La relación existente con el proyecto es con el manejo de la variable de pulso cardíaco en este caso con el sueño y en el sistema creado es por monitoreo y desde luego la técnica utilizada para dicha medición es la de pletismografía.



Diseño y construcción de un interfaz de medición de signos vitales para Priorizar la atención medica en el servicio de urgencias de un hospital General De zona [11].

Consta de varios sensores que permite el monitoreo de los diferentes signos vitales, como lo son: la temperatura, presión arterial, pulso cardíaco y demás.



así como la adquisición de la señal esto tiene como fin poder dar un diagnóstico y poder priorizar a los pacientes, es decir, decidir quién necesita la atención de manera inmediata y el por qué con una base de datos, que la base de datos fue programada en visual basic 6.0, contiene un panel donde se puede llegar a visualizar en tiempo real la medición de los signos vitales.

La aportación para el proyecto es la base de datos, ya que para el sistema se pensó una base de datos en Android y no en visual basic como se muestra en este trabajo.

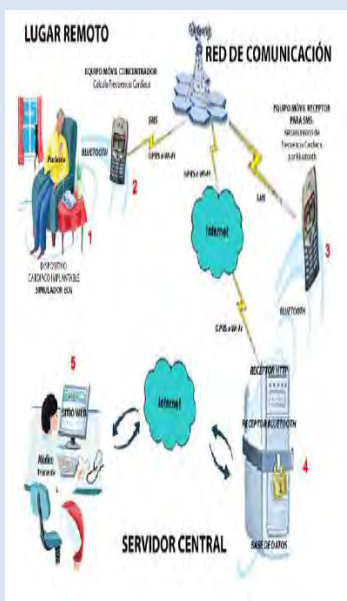


Plataforma para el análisis de señales ECG [12].

Este sistema desarrollado en el Centro de Innovación y Desarrollo Tecnológico en Cómputo IPN y consiste en un dispositivo electrónico que permite el acondicionamiento, almacenamiento y visualización de la señal del electrocardiograma una de las ventajas obtenidas en este proyecto es:

Capacidad de grabación hasta de 72 horas y es seguro para el paciente al ser un método no invasivo y con ello el paciente sentirse más cómodo y con ello poder una mejora en la visualización del ECG.

La aportación es el método no invasivo usando la técnica de pletismografía y la relación con el almacenamiento del ECG.



Sistema prototipo de telemonitoreo remoto de signos vitales como frecuencia cardiaca, usando tecnologías inalámbricas de comunicación disponibles en los teléfonos celulares [14].

El proyecto de tesis fue realizado en Quito Ecuador en 2012, el usuario inicia la conexión Bluetooth con el Equipo Móvil Receptor para SMS dando clic en Conectarse con celular, la aplicación crea el servicio Bluetooth como cliente, es decir, que hay una conexión aparte de bluetooth hay una conexión a internet, trabajan las dos en conjunto una va del usuario directo que es el paciente, va hacia el servidor para tener la lectura y con ello la información es guardada en un sitio web, para tener la información en cualquier momento.

La aportación al sistema es la conexión bluetooth, aunque cabe destacar que solo es una variable, pero da una buena base para poder manejar más de una como es el caso del sistema creado y presentado en esta tesis.

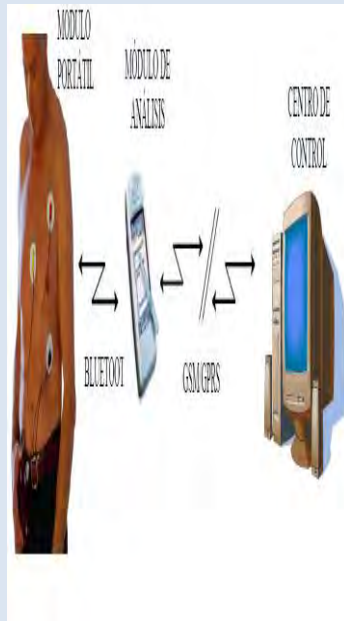


Campaña de Medidas para la estimación de la interferencia y la evaluación del desempeño de un prototipo inalámbrico de monitorización remota de ECG en un hospital de la ciudad de Florencia Italia [15].

Realizado en la universidad de Florencia Italia por el Dr. L. Muchi el artículo, presenta un ECG donde se toma en cuenta el espacio de trabajo donde va ser utilizado en un hospital, la problemática principal de crear un dispositivo inalámbrico es que en los hospitales existen mucha interferencia o ruido por

la instalación eléctrica, este dispositivo puede ser usado y esté disponible para cualquier tipo de emergencia que se pueda presentar y se coloca en el pecho del usuario. La aportación es nuevamente la conexión inalámbrica, pero tomando en cuenta que existen algunas limitantes ya sea por distancia o como en este caso el ruido generado en hospitales por la conexión eléctrica.

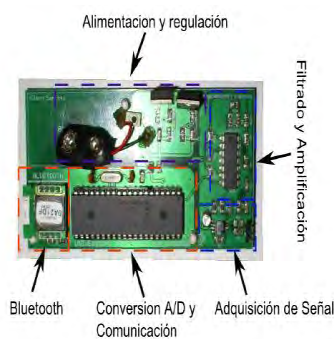
Solución inalámbrica para la implementación de un sistema de telemedicina. [16]



Se utiliza Bluetooth y GSM para la implementación de un sistema de monitorización de pacientes, siendo posible el envío del electrocardiograma y de los valores de la tensión arterial, niveles de glucosa y tiempos de coagulación a un Centro de Control, siendo posible obtener de este último una respuesta en tiempo real. En el hogar del paciente se estructura una PAN (Personal Área Network) formada por un sistema con la capacidad de transmitir por Bluetooth el electrocardiograma del paciente (Módulo Portátil) a un Módulo de Análisis y Comunicaciones.

Al igual que en trabajos anteriores la conexión inalámbrica es la aportación principal solo que en este caso se transmite a una computadora y no a una Tablet o celular con S.O. Android como es el caso del sistema presentado en esta tesis.

Implementación de un electrocardiógrafo digital utilizando tecnología bluetooth. [17]



Realizado en la Universidad Pontificia Boliviana seccional Bucaramanga Se desarrolló Un dispositivo programable se encarga de la conversión analógica digital y del envío de la señal digital hacia el módulo de transmisión inalámbrica Bluetooth. La recepción y visualización de la señal cardíaca se realiza en una computadora utilizando un software especializado llamado labview.

Aportación al sistema es el manejo de la variable de pulso cardíaco y el envío de la señal por bluetooth.

Los trabajos relacionados tienen un aporte al sistema presentado en esta tesis, ya que en algunos casos presentan la conexión por bluetooth y como la maneja cada uno de estos trabajos, así como su alcance, otro aporte importante es la obtención de la variable de pulso cardíaco por medio de un circuito analógico con la técnica de pletismografía y por último una base de datos que almacene dichas variables.

Historia clínica informatizada.

La historia clínica es el elemento central de la creación de redes de informática o de telecomunicación médica por las grandes ventajas que proporciona la incorporación de los datos de las historias a los sistemas informáticos en todas las facetas de la medicina ya que facilita, la investigación, la docencia, la asistencia médica, la labor de enfermería, la gestión administrativa y económica [31].

Sin embargo, la informatización de los historiales médicos o historial clínico tiene como inconveniente principal el poner en peligro algunos de los derechos fundamentales del paciente, como son el derecho a la intimidad y confidencialidad del enfermo [29].

Otro inconveniente sería la pérdida brusca, total o parcial de los datos.

Para evitar tales inconvenientes sería necesario:

- Derecho a la información de que la confidencia hecha al médico y sus hallazgos y deducciones van a ser informatizados
- Derecho a la libertad para decidir mediante consentimiento si sus datos son informatizados o no
- Derecho a la intimidad
- Concienciación del personal que manipula la información
- Acceso restringido
- Cumplimiento de la LOPD y su posterior desarrollo y modificación contenidos en el RD 994/1999 de 11 de junio, por el que se aprueba el Reglamento de medidas de seguridad de los ficheros automatizados que contengan datos de carácter personal.

¿Qué es lo que contiene un historial clínico?

Lo que debe de contener un historial clínico o lo que podría contener un historial clínico es todo lo que ha pasado el paciente alguna de esta información puede ser la que se enlista a continuación [31].

- Antecedentes personales o familiares de alguna enfermedad.
- intervenciones quirúrgicas.
- encuentros y episodios.
- factores de riesgos.
- Alergias.
- Enfermedades recientes.
- Peso.
- Talla.
- Tipo de sangre.

- Edad.

Diseñada con el objeto de colaborar con los especialistas, simplificando y respaldando las tareas de diagnóstico, tratamiento y seguimiento.

Capítulo II Diseño Conceptual.

Identificación de las necesidades.

En este capítulo se muestran las necesidades o requerimientos para cada uno de los usuarios (pacientes y médicos, enfermeras o paramédicos).

Necesidad básica.

Se requiere un sistema el cual pueda monitorear pulso cardiaco, temperatura y saturación de oxígeno para auxiliar en la medición de estos signos vitales y poder realizar como coadyuvante a un diagnóstico de salud del paciente para que un médico, enfermero o paramédico pueda ayudar al paciente a mejorar su estado de salud en el momento.

Requerimientos de los usuarios.

Para obtener una mejor información de que es lo que se requiere para el proyecto se realizaron encuestas a un reducido de médicos, enfermeros (as) o paramédicos (*las 6 encuestas se encuentran en anexos*) y desde luego a pacientes o personas que hayan estado en hospital o cuidados especiales en su hogar, que se tuviera la necesidad de monitorear algunos de sus signos vitales constantemente.

Definición del problema.

Debido a que existe una gran demanda de atención del personal hacia los pacientes es complicada, ya que son demasiados pacientes para una sola enfermera que además de eso, debe dar lectura a cada signo vital del paciente, para dar un diagnóstico de lo que le pasa para poder administrar un medicamento o ver cuál es la urgencia en el momento.

Es necesario comentar con personal que trabaja en el sector salud su experiencia sobre un sistema que pueda realizar dichas mediciones y que facilite de mejor manera la atención de un paciente para ello se realizaron algunas en cuenta donde compartieron parte de su conocimiento y experiencia sobre lo ya antes mencionado (**entrevista en anexos**).

Con la información que se obtuvo de las entrevistas, se pudo obtener que es lo que requería cada uno de los usuarios como lo son (médicos, enfermeras (os), paramédico, paciente o incluso una persona y también clasificar dicha información ya que algunas tienen mayor prioridad sobre otra.

Paciente: Necesidades

- Confort en el uso del dispositivo.
- Ligero.
- No de grandes dimensiones.
- Que no intervenga con la movilidad del cuerpo.
- No invasivo.
- Portátil.

Enfermera(o), paramédico:

- Monitoreo en tiempo real de Signos vitales (Pulso cardiaco, Presión Arterial, Saturación de Oxígeno, Temperatura).
- De fácil manejo del dispositivo.
- No de grandes dimensiones.
- Portátil.
- Fácil manejo de la aplicación en la Tablet o Celular.
- Ligero.
- Conexión Inalámbrica, para monitoreo a distancia.
- Alimentación con batería común
- Manual de usuario.
- Nombre del paciente.
- Materiales que no almacenen bacterias.
- Fácil limpieza.

Doctor(a):

- Monitoreo en tiempo real de Signos vitales (Pulso cardiaco, Presión Arterial, Saturación de Oxígeno, Temperatura).
- De fácil manejo del dispositivo.
- No de grandes dimensiones.
- Portátil.
- Fácil manejo de la aplicación en la Tablet o Celular.
- Ligero.
- Conexión Inalámbrica, para monitoreo a distancia.
- Alimentación con batería común.
- Manual de usuario.
- Almacenamiento de información de historial medico
- Nombre del paciente.
- Materiales que no almacenen bacterias.
- Fácil limpieza.

Con la descripción de cada uno de los usuarios y utilizado la metodología del Ulrich [18] basada en matrices. Ayuda a complementar la metodología de diseño ya mencionada, aun que como ingeniero esta etapa ayuda a saber cuál son las características esenciales del proyecto, es decir, en cual se debe enfocar o cuales son los puntos claves de diseño.

Se tiene lo siguiente:

Misión del sistema	
Descripción del sistema	Es un sistema que monitorea signos vitales en tiempo real, por medio de conexión inalámbrica.
Ventajas	Confort de los usuarios, monitoreo a distancia y tiempo real, fácil manejo.
Metas claves del negocio	Dar comodidad al usuario y de esta manera poder ayudar a dar un diagnóstico para poder salvar vidas gracias al tiempo que es menor al colocar este dispositivo.
Mercado primario	Hospitales desde primera hasta tercera clases, así como clínicas, consultorios y hogar.
Supuestos	Prototipo: Modelo funcional, para poderlo implementar en hospitales o situaciones reales.
Partes interesadas	Doctores, Enfermeras y pacientes

Tabla 3. Puntos para el desarrollo del sistema

La identificación de las necesidades colocadas en una matriz para seguir en la línea de la metodología.

Interpretar los datos en bruto en términos de necesidades de los clientes		
solicitud	Respuesta del cliente	Interpretación de la necesidad
Funciones	<ul style="list-style-type: none"> • Facilidad de manejo. • Lectura desde algún dispositivo móvil. • Bueno manejo de la interfaz para el usuario. • Monitoreo tiempo real. 	Que el sistema no sea complicado en su manejo de hardware y software, así como en la interpretación de los datos sea legibles para el personal médico y el paciente.

Condiciones	<ul style="list-style-type: none"> • Sistema no abrumador. • No generar fallas. • limpieza 	Las dimensiones del dispositivo no sean muy estorbosas para el paciente como para el doctor o enfermera y que no falle en el momento del monitoreo ya que eso puede ser vital importancia para salvar una vida y desde luego fácil limpieza para que no almacene ningún tipo de bacteria que pueda ser peligrosa para el paciente.
Calidad	se busca reducir tiempo para tomar lectura de cada uno de los signos	Menos tiempo de lectura por cada signo, más tiempo para salvar una vida.

Tablas 4. Necesidad del cliente

Es momento de tener una jerarquía en las necesidades para poder implementar la mejora del dispositivo o tener el cuidado de como estar formado nuestro dispositivo.

Conceptos	Necesidades	Jerarquía
Comunicación con el usuario	Interacción en todo momento	1
	Tiempo de respuesta	1
Bajo consumo de energía	Uso de energía necesaria	1
	Energía recargable	2
Movilidad	Monitoreo a distancia	1
Comodidad	Comodidad con el usuario	1
	El entorno sin perturbaciones	2
Costos en el sistema	Costo de implementación	1
	Costos de innovación	2
Seguridad	Libre de infecciones	1
	limpieza	1

Tablas 5. Jerarquía de las necesidades.

Tomando la información y opinión de las entrevistas realizadas a médicos, enfermeras (os), paramédicos y pacientes, dio como resultado conocer las características para el proyecto realizado que en resumen son las que se encuentran en la siguiente tabla dando un nivel de importancia a cada una de ellas.

ESTABLECER LA IMPORTANCIA RELATIVA DE LAS NECESIDADES
Siendo:

- 1.- Característica no deseable, no consideraría el producto con esta característica.
- 2.- Característica no importante, pero consideraría tenerla.
- 3.- Característica que sería buena tenerla, pero no necesaria.
- 4.- Característica altamente deseable, pero consideraría el producto sin ella.
- 5.- Característica crítica, no consideraría el producto sin ella.

Características	Nivel de importancia
Material de fácil limpieza	5
Comunicación inalámbrica	3
Alimentación con batería común	4
Monitoreo tiempo real	5
Ruido en el sistema	1
Dispositivo ligero	4
Aplicación Android	4
Seguridad	5
portabilidad	4

Tabla 6. Importancia relativa de las características del sistema.

Lista métrica del producto

Necesidades del usuario:

Nombre	Necesidad	Importancia	
1	Monitoreo signos vitales	Visualización de las variables	1
2	Fuente de alimentación	Carga almacenada	2
3	Sensado	No invasivo	1
4	Materiales	No almacenen bacterias	1
5	Medio de	inalámbrica	3

	Comunicación		
6	Entendimiento fácil del sistema	practicidad	3
7	El sistema no sea robusto	Fácil transporte	2
8	Interfaz de usuario	deducible	2

Tabla 7. Necesidades del usuario.

Requerimientos del sistema.

- Adquirir las variables de pulso cardiaco, saturación de oxígeno y temperatura presentadas para el proyecto.
- Procesar las variables pulso cardiaco, saturación de oxígeno y temperatura.
- Generar la conexión inalámbrica por medio de bluetooth.
- Visualización de las variables pulso cardiaco, saturación de oxígeno y temperatura en una app.
- Generar una base de datos donde se puedan almenar las variables ya antes mencionadas.
- Realizar las pruebas necesarias para observar la eficiencia del dispositivo.

Ya al haber obtenido información del personal médico y colocara esa información en resumen basado en la metodología del Ulrich por medio de matrices y con ello podemos dar paso a diagrama de caja negra el cual tiene la función de dar una representación gráfica de las variables de entrada, la interacción y su visualización como se muestra la Fig. 6.

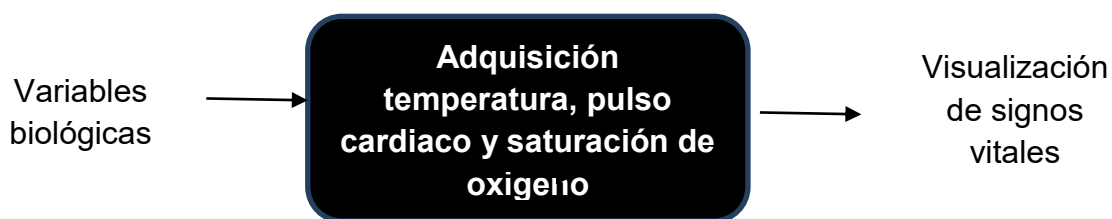


Fig. 6 Diagrama del Sistema general

Tomando en cuenta las bases de diseño y parámetros obtenidos con los datos antes mencionados y como se busca crear un sistema que sea lo menos invasivo para el usuario y de fácil manejo y que desde luego que tenga estabilidad en el sensado y buscar aislarlo de luz ya que la técnica que se implementa para el sistema es Fotopletomografía y la configuración de los sensores se establece que estén dentro del mismo plano inferior los sensores emisores, receptor de infrarrojo y el sensor de temperatura como se muestra en la siguiente Fig. 7.

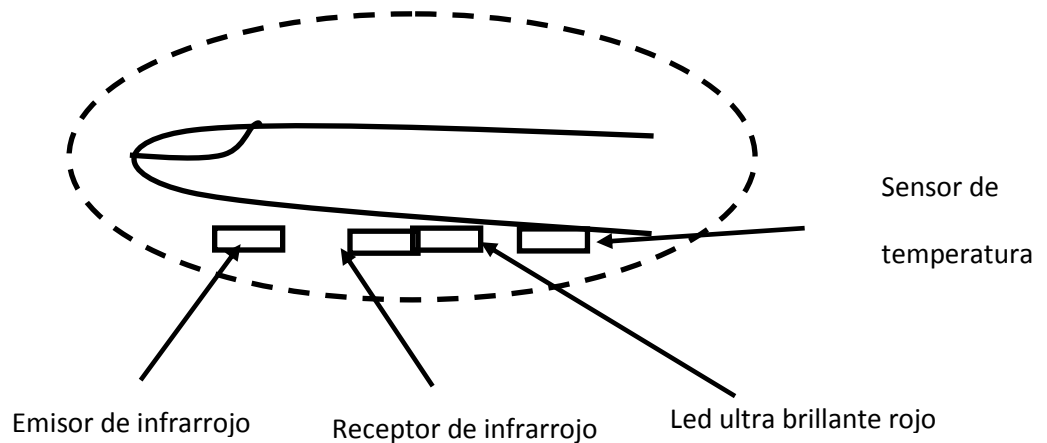


Fig. 7 Esquema de colocación de sensores.

A continuación, se muestra un diagrama de bloques, el proceso por el cual tuvieron que pasar las señales biológicas para la adquisición de datos. (Fig. 8)

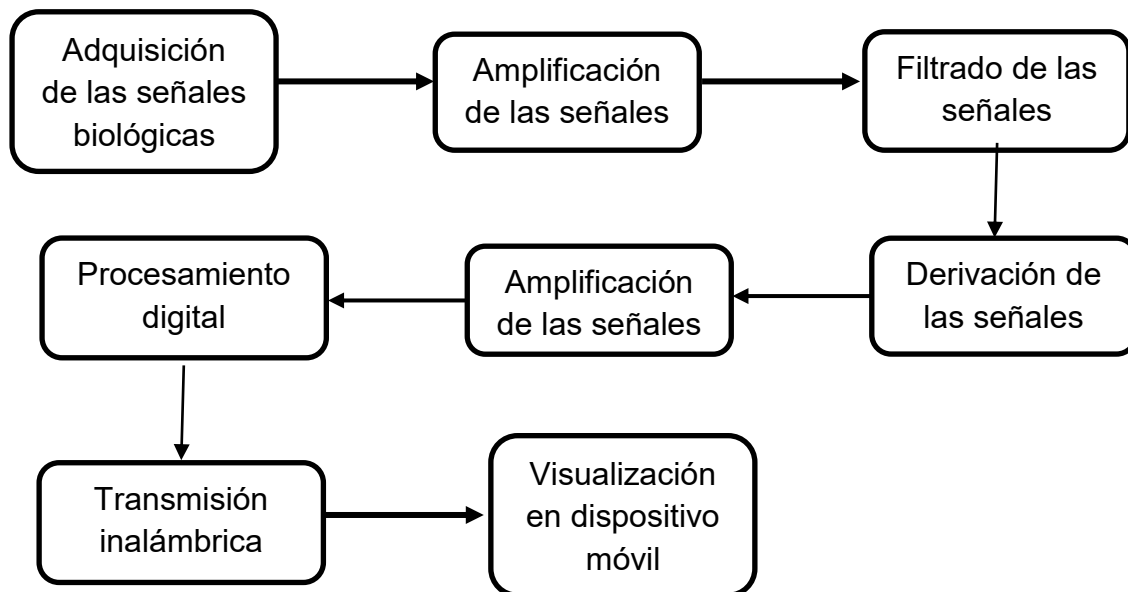


Fig. 8. Sistema de adquisición y procesamiento de la señal biológica del pulso cardíaco.

Para la obtención del sistema, se puede decir que esta se dividió en 3 etapas, que son la etapa analógica donde hacemos la adquisición de las señales, el procesamiento digital de las señales biológicas y por último transmisión de las señales por bluetooth. Para ello es necesario conocer cada una de las etapas a nivel conceptual.

Descripción de etapas del sistema.

Como primera etapa es la energización del sistema ya que es necesario tener una buena fuente de alimentación para que en el momento que este en uso el sistema no deje de funcionar, porque es un monitoreo constante y en lugar de auxiliar a personal médico puede entorpecer su labor o dar mal algún diagnóstico.

Sensado de las señales

Sensado con infrarrojo: Se debe tener presente que esta configuración es sensible a la luz del ambiente perjudicando las medidas, pueden dar lugar a errores, es necesario la incorporación de circuitos de filtrado en términos de longitud de onda, así pues, será importante que trabajen en ambientes de luz controlada. Otro aspecto a tener en cuenta es el coeficiente de reflectividad del objeto, el funcionamiento del sensor será diferente según el tipo de superficie como es el caso de la piel, ya que varía de tés clara a tés morena y en el caso de las mujeres influye el barniz de uñas.

Sensado de temperatura. Por medio de un encapsulado, de dimensiones adecuadas para aplicación en el sistema, sensible al cambio de temperatura por medio de contacto con la superficie de la piel y practicidad para la programación del mismo.

Acondicionamiento de las variables biológicas.

La mayoría de las señales biológicas son de bajo nivel, estas señales se deben de amplificar mediante dispositivos que posean ganancia, impedancia de entrada, relación de rechazo común y estabilidad adecuadas [10].

Para obtener estas características ya mencionadas es necesario auxiliarse en los amplificadores de instrumentación, Estos circuitos se utilizan principalmente para amplificar señales diferenciales muy pequeñas en muchos procesos industriales, medición, adquisición de datos y aplicaciones médicas.

Las características de los circuitos se muestran a continuación.

- Son amplificadores diferenciales con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.
- Su ganancia diferencial se controlada mediante un único elemento analógico (potenciómetro resistivo) o digital (conmutadores) lo que facilita su ajuste.
- Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, esto es, debe ofrecer un CMRR muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera.

- Una impedancia muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
- Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.
- Bajo nivel de la tensión de offset del amplificador y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con señales de continua muy pequeñas.
- Una anchura de banda ajustada a la que se necesita en el diseño.
- Un factor de ruido muy próximo a la unidad.

La configuración general de un circuito de instrumentación es la siguiente Fig. 9.

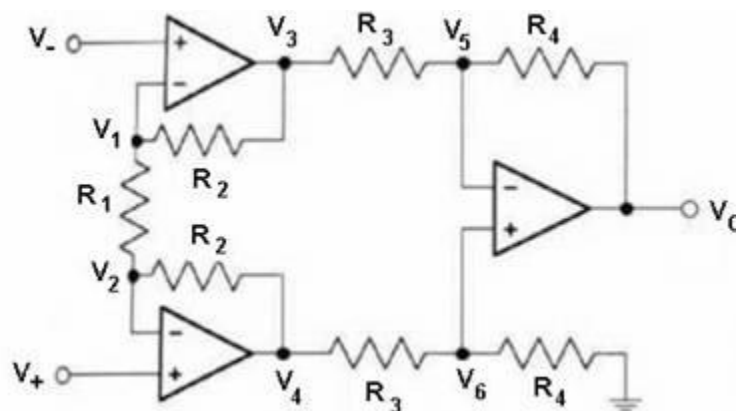
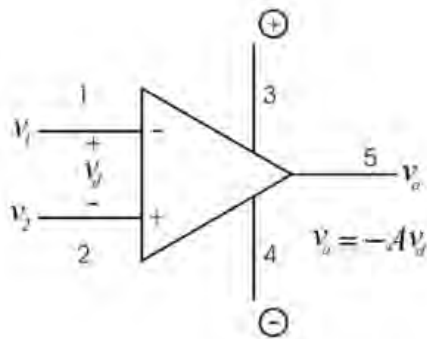


Fig. 9. Esquemático de circuito de instrumentación.

Amplificador Operacional: Es un integrado compuesto con elementos discretos tales como transistores y resistencias, hecho para fines prácticos para amplificar, filtrar, comparar y convertir alguna señal de entrada Fig. 10.

Un amplificador operacional es un circuito electrónico que consiste generalmente de una primera etapa tipo amplificador diferencial, seguida de una o varias etapas que proporcionan alta ganancia de voltaje y un desplazamiento de nivel adecuado, y una última etapa (configuración push pull de simetría complementaria) que presenta baja impedancia de salida, todas acopladas directamente de manera que funciona como un amplificador de voltaje diferencial de muy alta ganancia capaz de operar desde DC.

El símbolo y la característica de transferencia del amplificador operacional se muestran en la siguiente figura



1. Terminal Inversora
2. Terminal No Inversora
- 3,4. Terminales de Alimentación Positiva y Negativa
5. Terminal de Salida

Fig. 10. Esquemático de amplificador operacional

Tipos de filtros

Filtro pasivo: es un filtro electrónico formado únicamente por elementos pasivos, es decir, resistencias, condensadores y bobinas.

En los sistemas de comunicaciones se emplean filtros para dejar pasar solo las frecuencias que contengan la información deseada y eliminar las restantes. Los filtros son usados para dejar pasar solamente las frecuencias que pudieran resultar ser de alguna utilidad y eliminar cualquier tipo de interferencia o ruido ajeno a ellas

Filtro activo: Un filtro activo es un filtro electrónico analógico distinguido por el uso de uno o más componentes activos (que proporcionan una cierta forma de amplificación de energía), que lo diferencian de los filtros pasivos que solamente usan componentes pasivos. Típicamente este elemento activo puede ser un tubo de vacío, un transistor o un amplificador operacional.

Filtro rechaza bandas: es un filtro electrónico que no permite el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior.

Pueden implementarse de diversas formas. Una de ellas consistirá en dos filtros, uno paso bajo cuya frecuencia de corte sea la inferior del filtro rechaza banda y otro paso alto cuya frecuencia de corte sea la superior del filtro rechaza banda. Como ambos son sistemas lineales e invariantes, la respuesta en frecuencia de un filtro rechaza banda se puede obtener como la suma de la respuesta paso bajo y la respuesta paso alto (hay que tener en cuenta que ambas respuestas no deben estar solapadas para que el filtro elimine la banda que interesa suprimir) Fig.11.

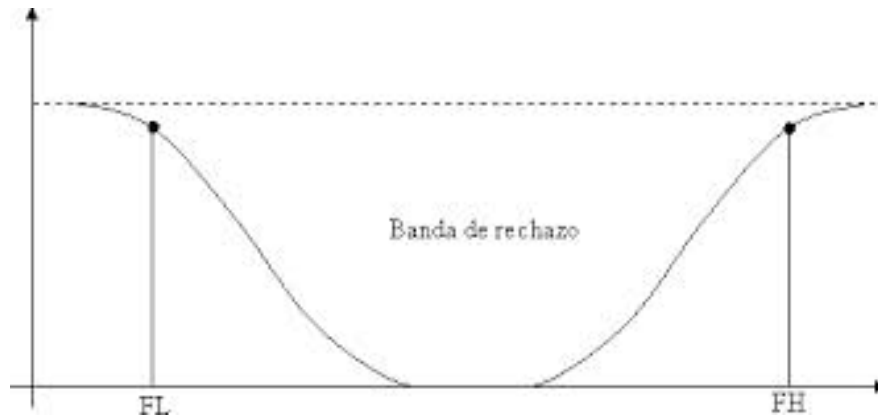


Fig. 11 Gráfica de un filtro rechaza banda

Filtro pasa baja: corresponde a un filtro electrónico caracterizado por permitir el paso de las frecuencias más bajas y atenuar las frecuencias más altas.¹ El filtro requiere de dos terminales de entrada y dos de salida, de una caja negra, así todas las frecuencias se pueden presentar a la entrada, pero a la salida solo estarán presentes las que permita pasar el filtro. De la teoría se obtiene que los filtros están caracterizados por sus funciones de transferencia, así cualquier configuración de elementos activos o pasivos que consigan cierta función de transferencia serán considerados un filtro de cierto tipo. Fig. 12.

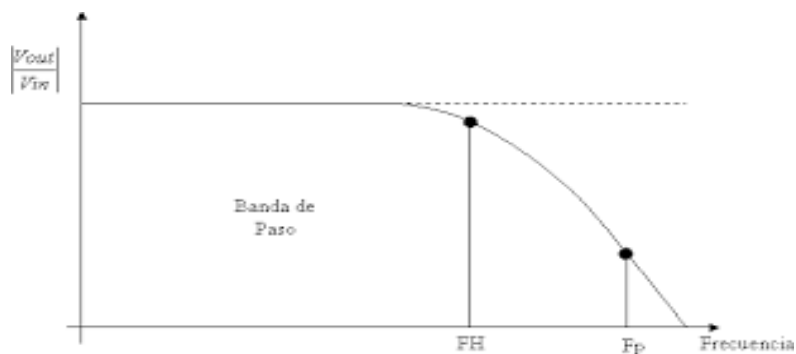


Fig. 12 Gráfica de un filtro pasa baja

Filtro paso alto: es un tipo de filtro electrónico en cuya respuesta en frecuencia se atenúan las componentes de baja frecuencia, pero no las de alta frecuencia, éstas incluso pueden amplificarse en los filtros activos. Permiten solamente el paso de las frecuencias por encima de una frecuencia en particular llamada frecuencia de corte (F_c) y atenúa las frecuencias por debajo de esta frecuencia. Fig. 13.

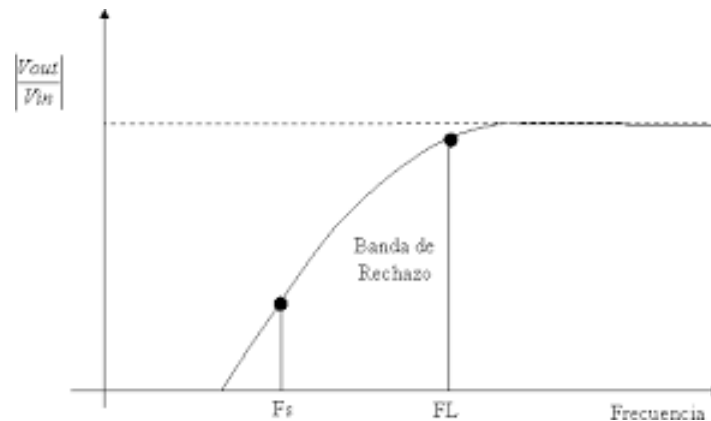


Fig. 13 Gráfica de un filtro pasa Altas

Filtro de Butterworth (Fig. 14): tiene una respuesta plana en la banda de paso y una suave caída en la región de transición, la rapidez de la caída en la región de transición aumenta con el orden del filtro. Normalmente se usa como filtro para señales analógicas que van a ser muestreadas.

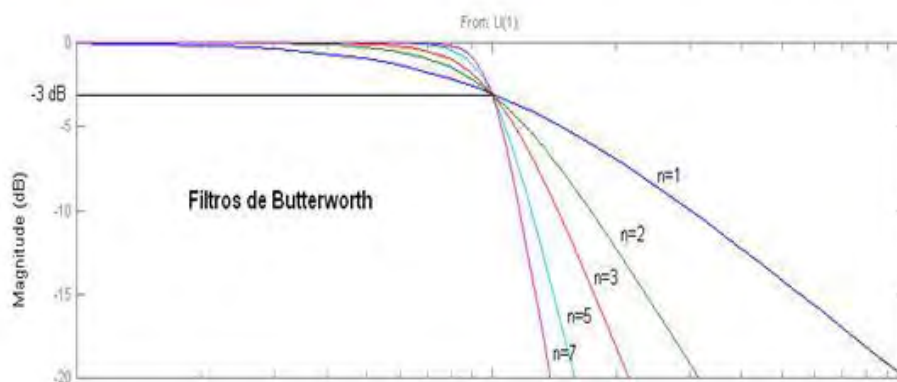


Fig. 14 Gráfica de un filtro Butterworth

Filtro de Chebyshev (Fig. 15): se consigue una caída de la respuesta en frecuencia más pronunciada en frecuencias bajas debido a que permiten rizado en alguna de sus bandas (paso o rechazo) tiene una región de transición más pequeña que la del Butterworth, para un filtro del mismo orden, pero presenta ondulación en la banda de paso. La pendiente de la zona de transición es mayor cuando aumenta el orden del filtro, así como el número de ripples en la banda de paso.

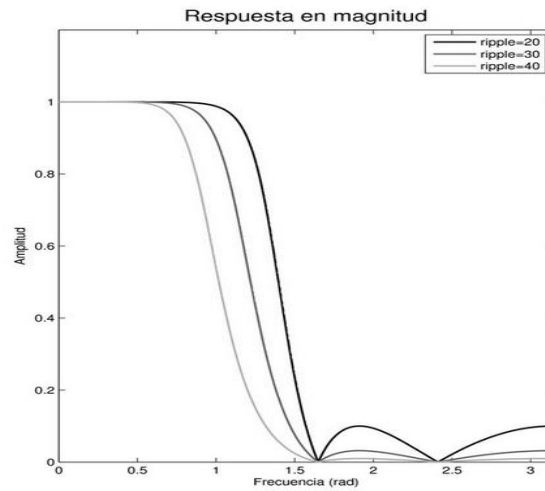


Fig. 15 Gráfica de un filtro Chebyshev

Filtro de Bessel (Fig. 16): presenta variación lineal de la fase en las frecuencias de la banda de paso y por lo tanto tiene un retardo constante en este rango. Una señal que pase por este filtro no tendrá distorsión en su forma, pero si un retardo en la salida.

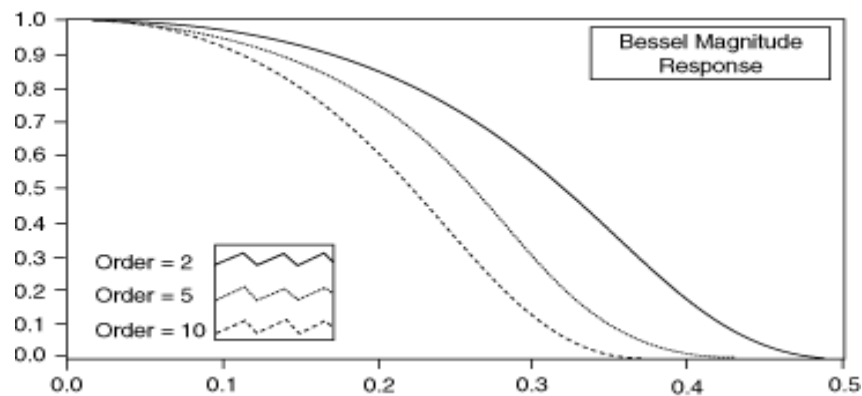


Fig. 16 Gráfica de un filtro Bessel

Configuración de Amplificadores Operacionales.

Amplificador no inversor: configurado como **amplificador no inversor**, la señal a amplificar se aplica al pin no inversor (+) del mismo. Como el nombre lo indica, la señal de salida no está invertida respecto a la entrada se ve que la tensión en R1 es igual a:
$$VR1 = [R1 / (R1 + R2)] \times Vsal$$
 (Figura 17).

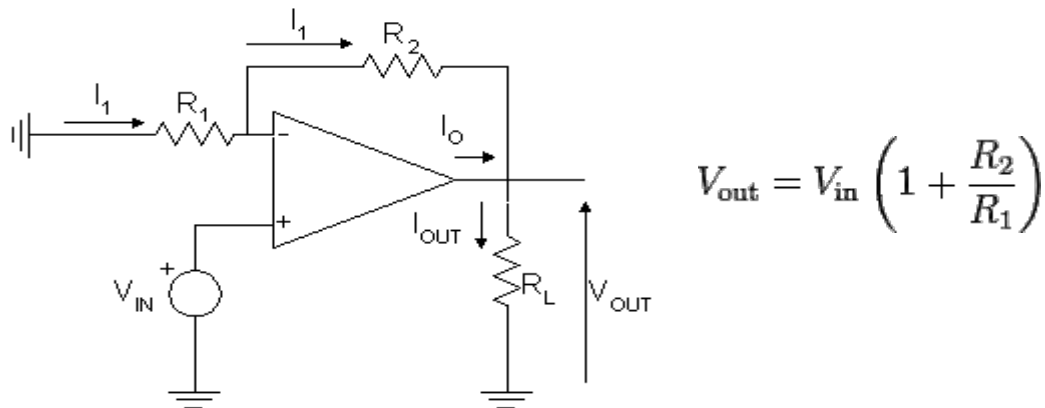


Fig. 17 Configuración de amplificador no inversor

Derivador: realiza la operación matemática de derivación, de modo que la salida de este circuito es proporcional a la derivada en el tiempo de la señal de entrada. En otras palabras, la salida es proporcional a la velocidad de variación de la señal de entrada Fig. 18.

La magnitud de su salida se determina por la velocidad a la que se aplica el voltaje a los cambios de la entrada. Cuanto más rápido se produzcan los cambios en la entrada, mayor será la tensión de salida.

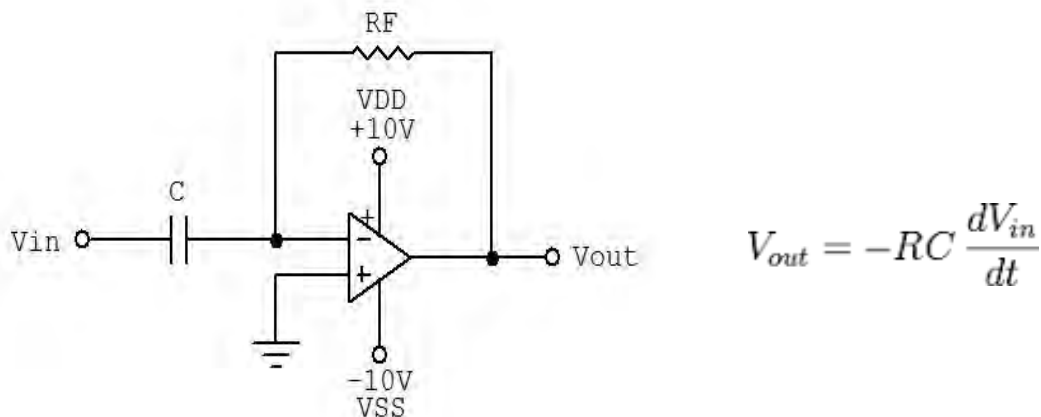


Fig. 18 Configuración de un derivador

Comparador: puede ser utilizado para determinar cuál de dos señales en sus entradas es mayor. (Se utiliza como **comparador**). Basta con que una de estas señales sea ligeramente mayor para que cause que la salida del amplificador operacional sea máxima, ya sea positiva (+Vsat) o negativa (-Vsat).

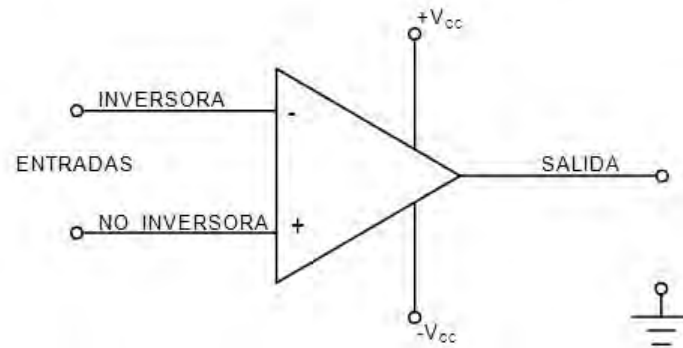


Fig. 19 Configuración de un comparador no inversor

Seguidor: En el amplificador operacional en modo seguidor de tensión Fig. 20. La tensión de la señal de entrada, V_{in} , es igual a la tensión de salida, V_{out} , es decir, la señal de salida sigue a la de entrada, de ahí su nombre.

Estos circuitos tratan de aprovechar las características de alta impedancia de entrada y baja de salida de los amplificadores operacionales. Se utiliza como buffer, para eliminar efectos de carga, pero se usó más corriente es el de adaptador de impedancias de diferentes etapas [28] (conectar un dispositivo de gran impedancia a otro con baja impedancia o viceversa).

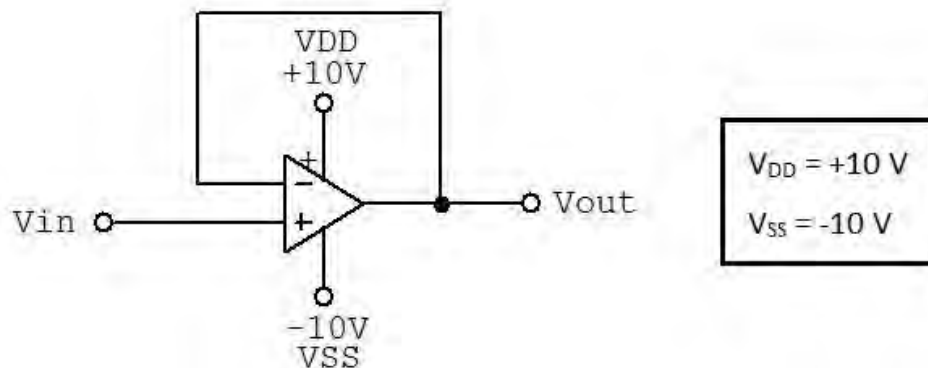


Fig. 20 Configuración de un Seguidor.

Normatividad

Ya que es un sistema que se va diseñar pensado en su utilización en hospital, clínica o en el hogar es necesario conocer cuál es el límite de frecuencia para los sistemas de conexión inalámbricas en específico el bluetooth que es la tecnología utilizada para el proyecto.

La especificación de Bluetooth define un canal de comunicación de máximo 720Kb/s con rango óptimo de 10 metros (opcionalmente 100m).

La tecnología Bluetooth es una especificación tecnológica para redes inalámbricas que permite la transmisión de voz y datos entre distintos dispositivos mediante una radiofrecuencia segura (**2,4 GHz**) con posibilidad de transmitir en Full Dúplex con un máximo de 1600 saltos/s.

Los saltos de frecuencia se dan entre un total de 79 frecuencias con intervalos de 1Mhz; esto permite dar seguridad y robustez. Esta tecnología, por lo tanto, permite las comunicaciones sin cables ni conectores y la posibilidad de crear redes inalámbricas domésticas para sincronizar y compartir la información que se encuentra almacenada en diversos equipos.

Para tráfico de datos, de manera unidireccional es posible transmitir un máximo de 723.2 kb/s entre dos dispositivos. Un canal bidireccional soporta un tráfico de voz entre dos dispositivos con una velocidad de hasta 64 kb/s. La inestabilidad para el tráfico de voz se mantiene bajo al usar ranuras de tiempo pequeñas en la transmisión [19].

Ventajas de la tecnología Bluetooth

- Facilitar las comunicaciones entre equipos móviles y fijos
- Eliminar cables y conectores entre éstos
- Ofrecer la posibilidad de crear pequeñas redes inalámbricas y facilitar la sincronización de datos entre nuestros equipos personales.

La potencia de salida para transmitir a una distancia máxima de 10 metros es de 0dBm (1 mW), mientras que la versión de largo alcance transmite entre -30 y 20dBm (100 mW). Para diferentes países se trabaja con diferentes frecuencias de banda para el bluetooth y a continuación se muestra una tabla en resumen de lo ya antes mencionado. **Fig. 21**.

Lugar	Rango de Frecuencias (GHz)	Canales de RF
USA, Europa, mayoría de los países.	2.400 – 2.4835	$f = 2402 + k \text{ MHz}, k = 0, \dots, 78$
Francia	2.4465 – 2.4835	$f = 2454 + k \text{ MHz}, k = 0, \dots, 22$

Fig. 21 Tabla de rango de frecuencias.

Conociendo las características de frecuencia del bluetooth como segunda estancia en México existe la norma **NOM-121-SCT1-2009, Telecomunicaciones-Radiocomunicación-Sistemas** que es la que regula la conexión inalámbrica en diferentes dispositivos y sistemas que el punto 4.2.1 de la norma dice lo siguiente:

Los equipos para sistemas de radiocomunicación por espectro disperso del tipo salto de frecuencia deben cumplir con las especificaciones de: anchura de banda del canal de salto a 20 dB, mínimo del número de canales de salto (N), tiempo promedio de ocupación de canal de salto (t) en un periodo de ocupación del conjunto de saltos, y de la potencia pico máxima de salida, que se establecen en la Fig. 22, según la banda o bandas de frecuencias en que tengan capacidad de operar, y la anchura de banda a 20 dB del canal de salto del sistema [20].

Banda (MHz)	Anchura de banda del canal de salto a 20 dB (AB_{20dB})	Número de canales de salto (N)	Tiempo promedio de ocupación (t) de canal de salto por periodo(s)	Periodo de ocupación del conjunto de saltos (T)	Potencia pico máxima de salida (W)
902-928	< 250 kHz	≥ 50	≤ 0.4	20	1
	≥ 250 kHz (máximo permitido: 500 kHz)	$25 \leq N < 50$	≤ 0.4	10	0.25
2 400-2 483.5	Sin especificación	≥ 75 , no traslapados	≤ 0.4	(0.4 s) (N)	1.0
	Sin especificación	≥ 15	≤ 0.4	(0.4 s) (N)	0.125
5 725-5 850	≤ 1 MHz	≥ 75	≤ 0.4	30	1.0

Fig. 22 tabla comparativa de ancho de banda permitida [19].

Tomando en cuenta la normativa y conociendo parte de lo que es la tecnología bluetooth se observa que este tipo de tecnología está permitida para dispositivos con comunicación inalámbrica y es una base importante de conocer para el diseño ya que no permite saber si estamos infligiendo alguna norma dentro de México ya que está pensado para el uso de esta población.

Telemetría

Un sistema de telemetría se realiza normalmente mediante comunicación inalámbrica pero también se puede realizar a través de otros medios como: teléfono, redes de ordenadores, enlace de fibra óptica, entre otros. La telemetría es usada en áreas muy diversas que va desde el automovilismo, aviación, astrología, pasando por la agricultura, industria de petróleo, medicina y hasta biología.

Las tecnologías de la información y comunicación (TIC) han permitido soluciones técnicas a diferentes campos como por ejemplo para aumentar la productividad en empresas, mediciones en tiempo real y almacenamiento de estas mismas u otros con fines sociales como en la atención sanitaria.

El sistema de telemetría funciona por medio de un transductor como dispositivo de entrada, un medio de transmisor en forma de líneas de cable u ondas de radio, procesamiento de señales, dispositivo de grabación o visualización de datos. El transductor tiene como principal función convertir la magnitud física o química como: la temperatura, presión, vibraciones, voltaje, en una señal eléctrica, que es transmitida a distancia a efecto de ser registrada y medida.

La telemetría se realiza normalmente mediante comunicación inalámbrica pero también se puede realizar a través de otros medios como: teléfono, redes de ordenadores, enlace de fibra óptica, entre otros. Específicamente estos registros se observan en un ordenador central ubicado en la enfermería, en la cual permite obtener conocimiento de los electrocardiogramas de todos los pacientes conectados mediante unos radiotransmisores inalámbricos.

Requerimientos de un sistema de telemetría médica.

Velocidad de acceso y capacidad de almacenamiento: Cuando se trata de salud, la rapidez de acceso a la información clínica de un paciente puede, literalmente, salvarle la vida [31] y por esta razón debe tener un acceso a los datos del paciente de forma eficiente.

Robusto: El sistema debe mantenerse funcionando sin importar lo que suceda, las 24H del día, todo el año. Además, se debe garantizar la integridad de la información ante fallos del sistema o intentos de sabotaje [31]. Ya que es vital importancia de que el sistema no sea fácil de corromper y que esté libre de daños por un mal uso de este.

Flexible: No existe un paciente igual a otro, cada persona es un individuo con su propia historia de vida y, por ende, de enfermedades. Por lo tanto, el expediente clínico electrónico debe adaptarse a las particularidades de cada paciente.

- Unidad de información: que contenga la capacidad de almacenar diferentes tipos de variables según sea el caso.
- Clase: que exista una diferencia entre tipo de enfermedades estudiadas y aquello que se encuentre en el mismo campo.
- Vistas: forma de la representación de la información.
- Formularios: interfaz de usuario donde se debe capturar la información por ejemplo un sitio web.

Seguro: La información de cada paciente debe ser protegida con diferentes esquemas de seguridad como claves, tarjetas de salud electrónicas y firmas digitales [31].

Ya conociendo algunos de los aspectos de la telemetría es momento de saber qué pasa con los datos recabados durante alguna prueba o durante el monitoreo de los signos vitales ya que existe una parte legal y ética sobre el tema.

Estándares y protocolos.

HL7 (Health Level Seven International) es un estándar orientado al formato de los datos e intercambio de información entre diferentes sistemas de información de salud o gestión hospitalaria [31]. Estándares como la clasificación CIE o la nomenclatura SNOMED CT establecen el lenguaje médico y clínico, pero HL7 establece los mecanismos de transporte de la información médica recolectada en forma de expedientes clínicos, estadísticas, entre otros.

DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) es un estándar diseñado para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de imágenes médicas que deben ser incluidas en el expediente clínico electrónico [31]. La imagenología es un área relevante en el diagnóstico de prevención y seguimiento de enfermedades o padecimientos, por lo que es necesario incluirlo en el expediente clínico electrónico es relevante.

Criptografía: es una técnica sobre el cifrado de información con fines de seguridad y confidencialidad. Es un área tan dinámica que sería difícil mencionar un estándar que el día de mañana no sea remplazado rápidamente o que carezca de vulnerabilidades [31]. Actualmente el protocolo de seguridad más usado en la banca electrónica es el SHTTP (Secure Hyper Text Transfer Protocol), que, en combinación con otras medidas de seguridad (llaves electrónicas, firewalls, etc.), garantiza al usuario “cierto nivel de confiabilidad” de que sus datos personales. Este nivel de seguridad es deseable también en los sistemas de gestión hospitalaria masivos ya que tanto la población, como los profesionales de la salud, guardan dudas razonables respecto de la seguridad de la información.

3 Diseño a detalle

El sistema se divide en tres etapas: circuito analógico (adquisición de la señal), digital (procesamiento digital de las señales), transmisión de las señales, las etapas ya mencionadas se realizó una simulación con los cálculos necesarios por cada sub-etapa para saber el comportamiento, pasando a un prototipo físico para poder realizar pruebas y si existía al factor que no se consideró en la simulación, por ejemplo, la luz del ambiente.

Alimentación del circuito.

Ya que en la etapa analógica se está trabajando con una fuente de alimentación simétrica, es necesario colocar un inversor de voltaje, para que el circuito solo dependa de una sola fuente de alimentación y el encapsulado utilizado es el TC7660, que tenemos como voltaje de entrada 9 V a la salida de este circuito es de -9V. (Figura 23).

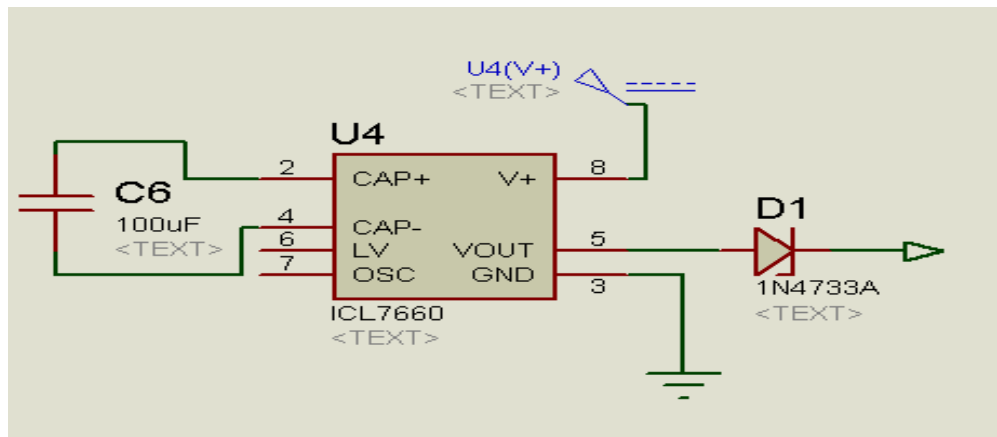


Fig. 23 conexión de inversor de voltaje

Regulador de voltaje.

El circuito funciona con 5V, pero es alimentado con 9v es por ello que fue necesario utilizar un regulador de voltaje 7805. (Figura 24).

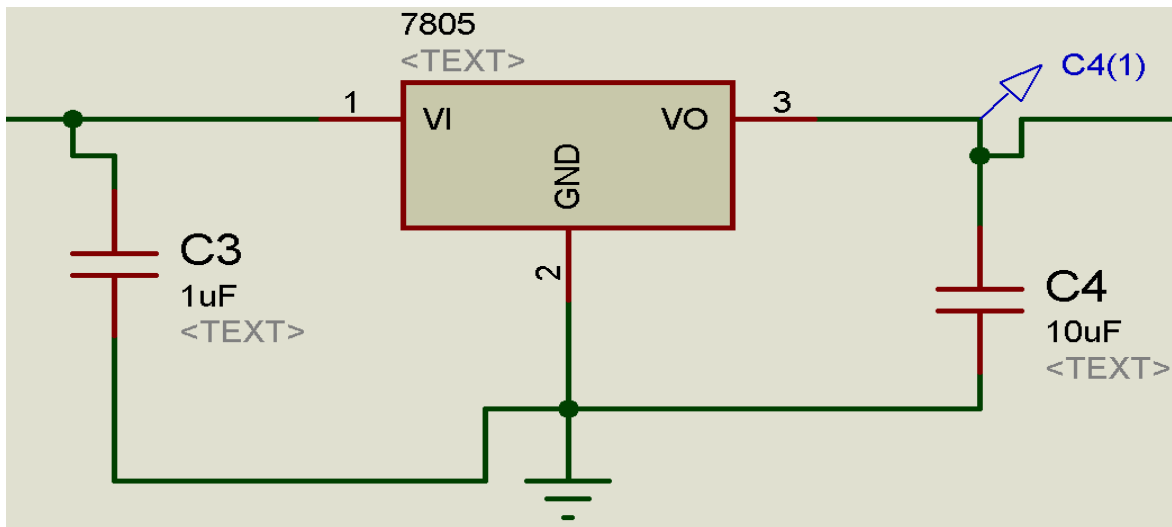


Fig. 24 Conexión de regulador de voltaje

Adquisición de la señal (pulso cardiaco)

Timer 555 configuración Astable

Como se ha venido mencionado es necesario tener una señal de excitación y esto se logra gracias a un NE555 con una configuración en Astable, donde esta señal va dirigida al emisor de led infrarrojo, permite de una mejor manera ver el comportamiento del pulso cardiaco, ya que es solo la primera parte de configuración del circuito analógico, a continuación, se muestran los cálculos obtenidos.

$$T1 = .693(R1 + R2) C1$$

$$T2 = .693(R2 * C1)$$

La señal con la que oscila la señal de salida está dada de la forma:

$$f = \frac{1}{.693 * (C1) (R1 + 2R2)}$$

Ahora proponiendo los valores de resistencias y capacitores son:

$$R1 = 10 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

$$R2 = 4.7 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

$$C1 = 0.1 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C2 = 0.01 \text{ }\mu\text{F}$$

$$T1 = (0.693) (0.1 \times 10^{-6} \text{ F}) (10 \times 10^3 + 4.7 \times 10^3) \Omega = 1.01 \text{ ms}$$

$$T_2 = (0.693) (0.01 \times 10^{-6} \text{ F}) (4.7 \times 10^3) \Omega = 0.032 \text{ ms}$$

$$T_t = t_1 + t_2 = (1.01 + 0.032) \text{ ms} = 1.042 \text{ ms}$$

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{1.042 \text{ ms}} = 600 \text{ Hz}$$

En la siguiente figura (Fig. 25) se muestra la conexión del NE555 en configuración Aestable.

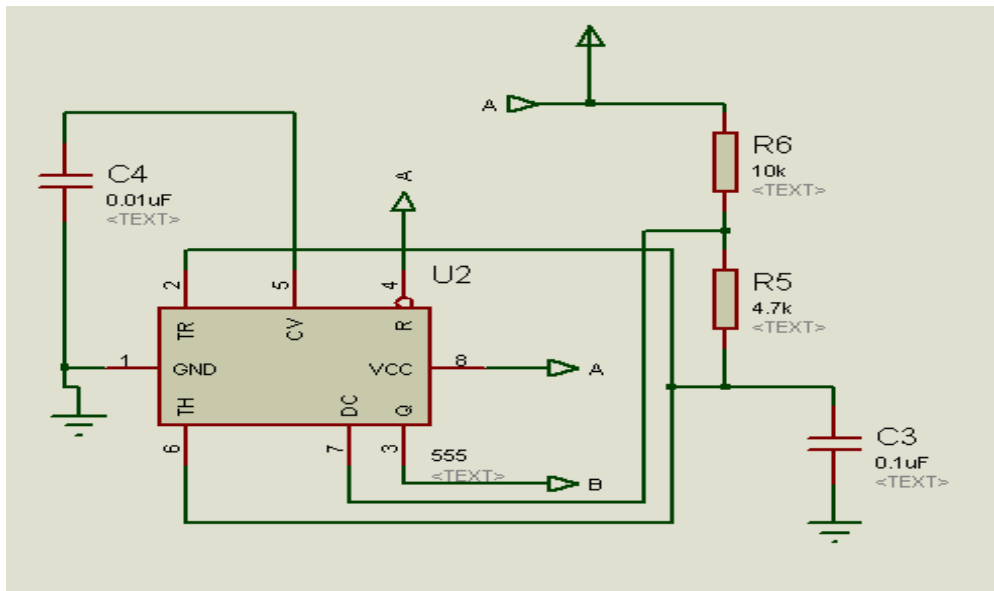


Fig. 25 Conexión del NE555 Astable

Etapa de sensado.

Ya en la etapa de sensado se ocuparon un led ultrabrilante, led infrarrojo emisor y receptor (Fig. 26), ya que estos nos permiten un mejor manejo en la colocación del diseño del circuito y son económicos, desde luego para este caso son eficientes para el uso de la técnica de pletismografía para la medición de pulso cardiaco y la oximetría para la medición de la saturación de oxígeno que emite luz con dos longitudes de onda de 660 nm (roja) y 940 nm (infrarroja) que son características respectivamente de la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida. La mayor parte de la luz es absorbida por el tejido conectivo, piel, hueso y sangre produciéndose un pequeño incremento de esta absorción en la sangre arterial con cada latido.

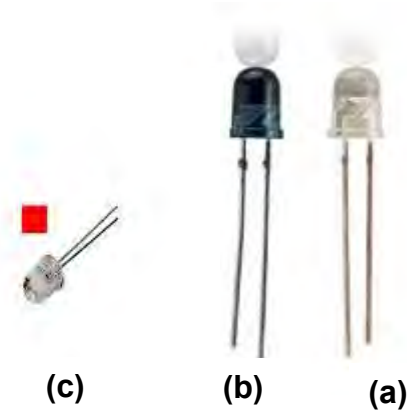


Fig.26 Led emisor (a), receptor (b) de infrarrojo y (c) led ultra brillante rojo

Para el caso de la configuración de los leds infrarrojo y leds ultra brillantes, los leds emisores (a) y (c) llevan una resistencia de 330 Ω como un led normal, mientras que el receptor (b) lleva una resistencia de 10 K Ω .

1 etapa de amplificación (INA 128 OP AMP de instrumentación)

En la etapa 1 de amplificación es necesario colocar un amplificador operacional de instrumentación, ya que este tipo de amplificadores es comúnmente usado en dispositivos médicos, estos amplificadores permiten quitar ruido de la señal y es por ello que es usado en esta primera etapa. El INA 128 es parecido al AD620 en cómo viene el encapsulado (Fig.27), y es por ello que es utilizado, este amplificador es de instrument Texas. La amplificación de la primera etapa va ser de una ganancia de 10 y su configuración es la siguiente. (Fig. 28).

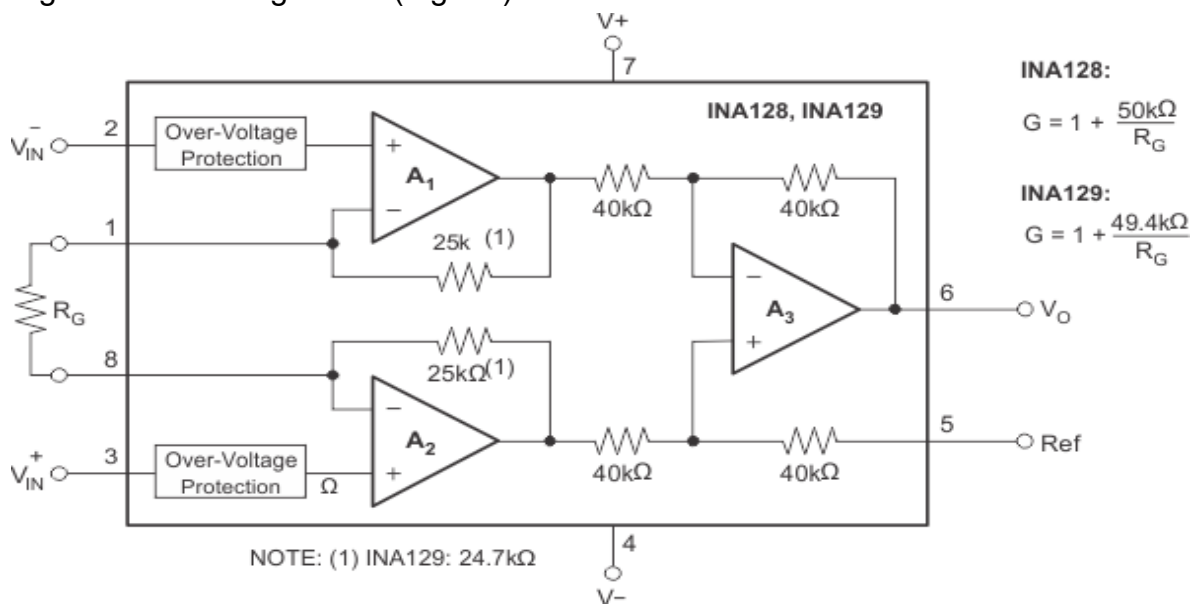


Fig.27 Configuración INA128

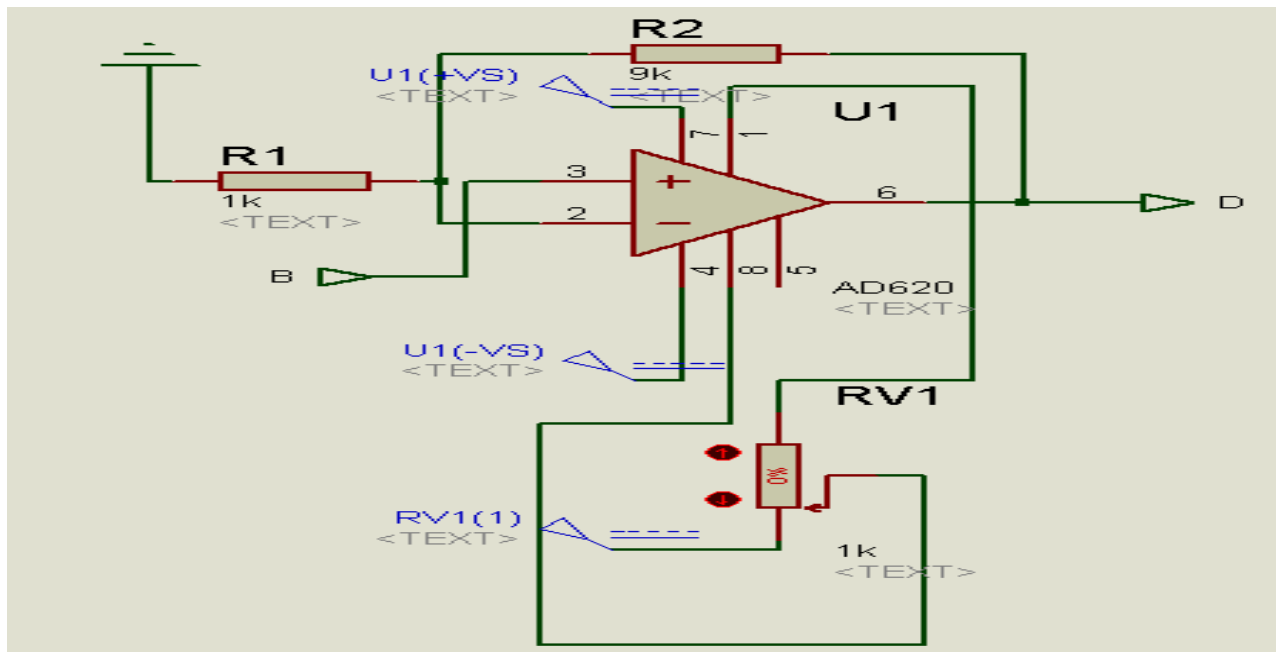


Fig.28 Conexión INA128, etapa 1 de amplificación no inversor

Cabe mencionar que en esta clase de amplificadores van conectados en la pata 1 y 8 una resistencia variable donde podemos ir variando la ganancia y con observar en cual tiene una mejor estabilidad en la señal adquirida.

$$G = 1 + \frac{50 K\Omega}{R_G}$$

Donde R_G es la resistencia variable del sistema.

Filtro pasa bajas de segundo orden

La frecuencia de pulso cardiaco va de 1 a 1.2 Hz. Es por ello es necesario implementar un filtro de 2 Hz ya que este permite el paso de la señal de 0 a 2 Hz, por lo que está dentro de la señal de pulso cardiaco y así elimina los ruidos que tenga la señal y que no pudo eliminar el INA 128, el filtro empleado es de segundo orden a $-40 \text{ dB}/\delta$ con una frecuencia de corte de 2 Hz.

Para el filtro fue necesario realizarlo un amplificador TL081. En un solo encapsulado (Fig. 29). Para así poder realizar ya el filtro en el circuito y seria la siguiente etapa de nuestro circuito analógico y su configuración es:

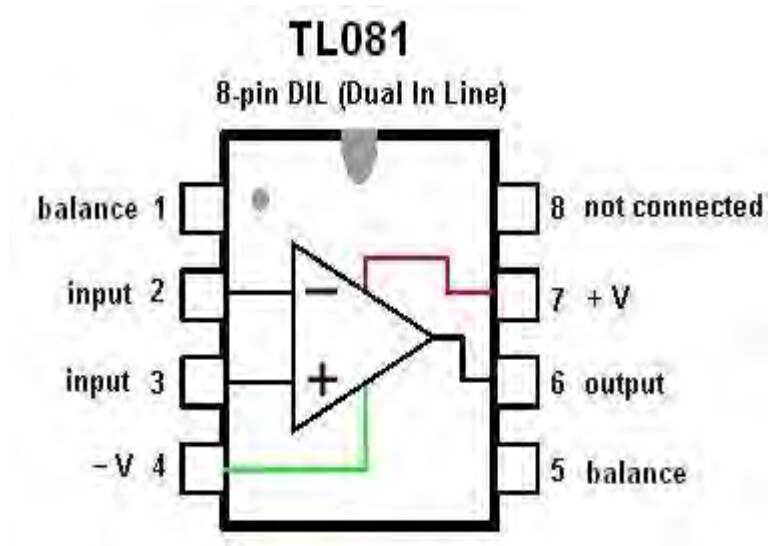


Fig.29 encapsulado del TL081

Enseguida están los cálculos del filtro de segundo orden (Fig. 30).

$$f=2 \text{ Hz}$$

$$C=100 \mu\text{F}$$

$$f = \frac{0.7071}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{0.7071}{F_H 2\pi C}$$

$$R = \frac{0.7071}{2\text{Hz} * 2 * \pi * (100 * 10^{-6}\text{F})} = 562 \Omega$$

Como no existe una resistencia de ese valor comercial la más cercana es de 560Ω

El siguiente cálculo es de la resistencia de referencia.

$$\frac{R_f}{R} = 0.586$$

$$R_f = R' * 0.586 = 560 \Omega * 0.586 = 328.16 \Omega$$

Como no existe resistencia comercial de ese valor colocamos el valor más cercano que es de 330 Ω

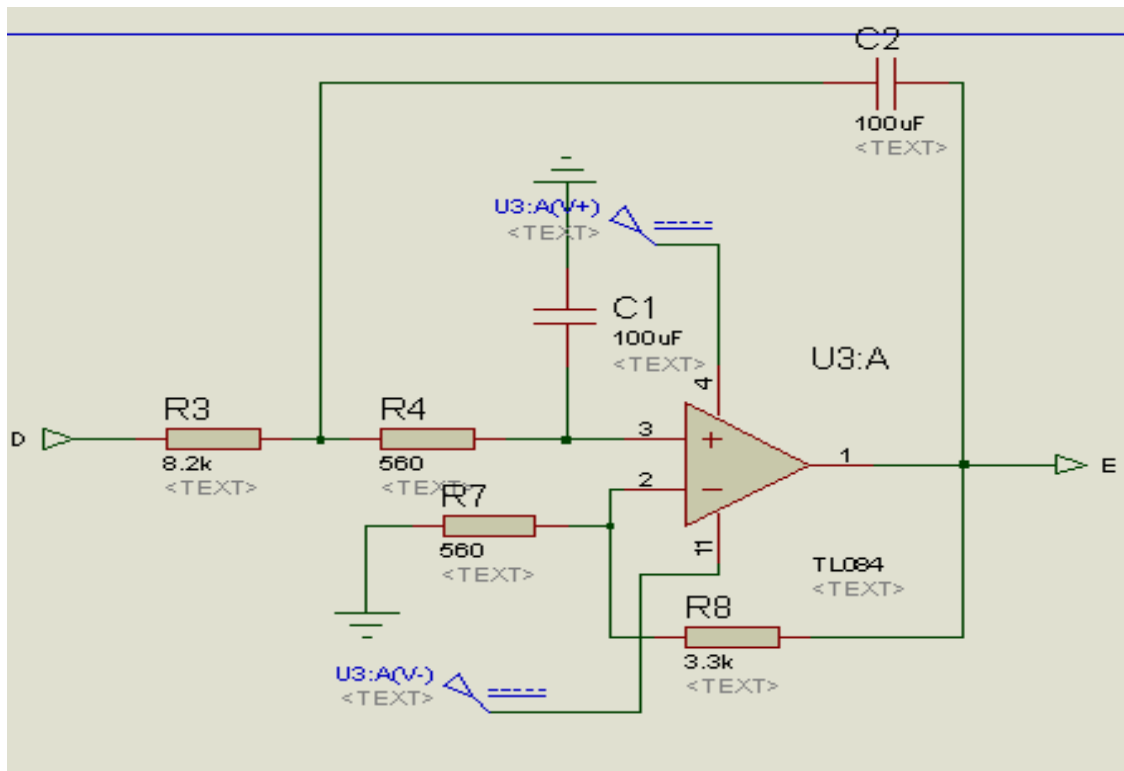


Fig.30 Conexión de filtro pasa bajas de segundo orden

Derivador

El paso siguiente en la construcción del circuito, sigue el derivador, ya que este permite que la señal muestre sus puntos máximos y mínimos de la señal, para poder realizar un conteo del pulso generado desde las etapas anteriores y eliminar los puntos intermedios de la señal.

El derivador es de 1.2 Hz y se propone un capacitor para realizar los cálculos como se muestra a continuación.

$F_H=1.2$ Hz y el valor del capacitor es de $C=0.47 \mu\text{F}$

$$F_H = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1}{F_H 2\pi C}$$

$$R = \frac{1}{1.2\text{Hz} * 2 * \pi * (0.47 * 10^{-6}\text{F})} = 282.18 \text{ K}\Omega$$

Como no existe un valor comercial se usó el más cercano que es de 330 K Ω .

El derivador se muestra a continuación (Fig. 31).

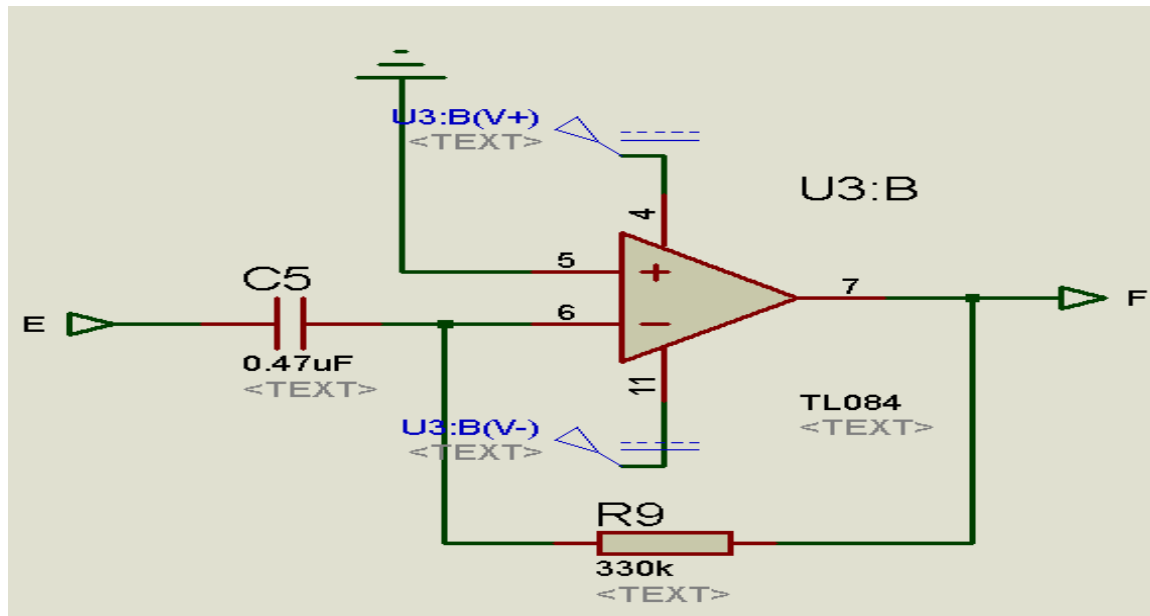


Fig.31 conexión del derivador

Segunda amplificación

Como última etapa es necesario amplificar la señal, para que pueda visualizar de mejor manera el conteo de los pulsos, ya que el derivador reduce la señal y es por ello que se necesita amplificar, a la entrada de la segunda etapa de amplificado se coloca un diodo Zener a 5.1 V, para que voltaje no caiga y su configuración esta como regulador de voltaje.

La configuración del amplificador no inversor (Fig. 32) tiene una ganancia de 10 al igual que el de instrumentación y los cálculos son los siguientes.

$$V_o = \left(1 + \frac{R_f}{R}\right) V_i$$

$$V_o = \left(1 + \frac{10}{1}\right) V_i$$

$$V_o = 11V_i$$

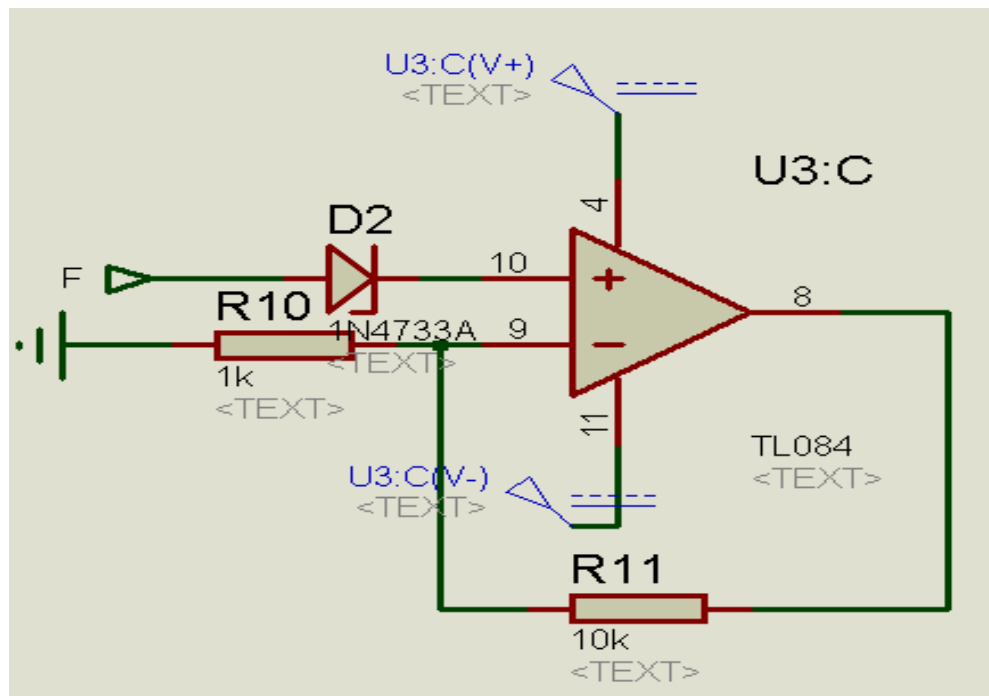


Fig.32 conexión del amplificador no inversor

Procesamiento digital.

Procesamiento digital de señales es la manipulación matemática de una señal de información para modificarla o mejorarla en algún sentido ya sea para tener un mejor entendimiento de esta o tener una mejor visualización. Este está caracterizado por la representación en el dominio del tiempo discreto, en el dominio frecuencia discreta, u otro dominio discreto de señales por medio de una secuencia de números o símbolos y el procesamiento de dichas señales.

Esto se puede conseguir mediante un sistema basado en un procesador o microprocesador (arduino, PIC, etc) que posee un juego de instrucciones, un hardware y un software optimizados para aplicaciones que requieran operaciones numéricas a muy alta velocidad. Debido a esto es especialmente útil para el procesado y representación de señales analógicas en tiempo real: en un sistema que trabaje de esta forma (tiempo real) se reciben muestras normalmente provenientes de un convertidor analógico/digital (ADC). Se puede trabajar con señales analógicas, pero es un sistema digital, por lo tanto, necesitará un convertidor analógico/digital a su entrada y digital/analógico en la salida. Como todo sistema basado en procesador programable necesita una memoria donde almacenar los datos con los que trabajará y el programa que ejecuta

Al haber concluido la primera etapa del sistema que es a la adquisición e la señal por medio de un circuito a analógico y es momento de procesar dichas señales y para nos vamos apoyar en un microcontrolador, existen muchos en el mercado como, por ejemplo: PIC, MSP430, Rasberry Pi, etc. Pero el que se utiliza en este proyecto es Arduino es una plataforma de electrónica abierta para la creación de prototipos basada en software y hardware libre, flexibles y fáciles de usar. Se creó para artistas, diseñadores, aficionados, aprendices y cualquier interesado en crear diferentes prototipos según lo lleve la imaginación.

Existen diferentes versiones de este microcontrolador dependiendo de las características del proyecto o de la complejidad del mismo, con el cual se realizó el proyecto es la versión de Arduino UNO y las características principales de este microcontrolador **Anexo.**

Acoplamiento de sistemas.

Al conocer el funcionamiento cada uno de los sistemas es momento de que exista un acoplamiento entre el circuito analógico, el circuito digital que hace el procesamiento de las señales biológicas y la visualización estos gracias a la creación de la aplicación en app inventor (fig. 33).

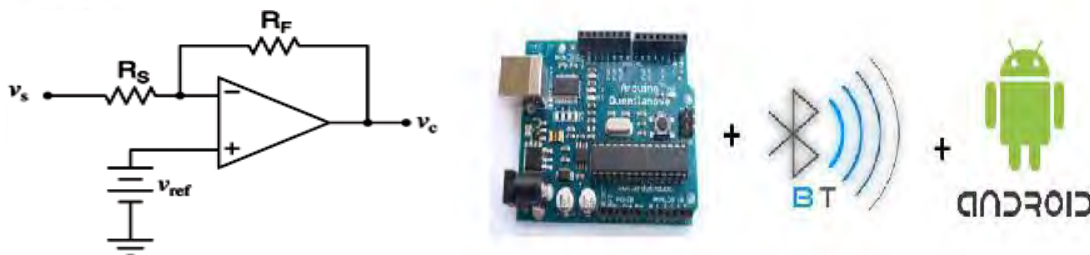


Fig.33 acoplamiento entre sistemas.

Para verificar el funcionamiento se realizaron algunas pruebas, en especial al circuito analógico para que no exista errores en la medición o que factores pueden generar dicho error ya se por el armado del circuito o algún factor externo, si es que existe poderlo corregir, para ello me auxilié en armar el circuito en un protoboard (fig. 34) y con el osciloscopio observar comportando el circuito con las señales biológicas.

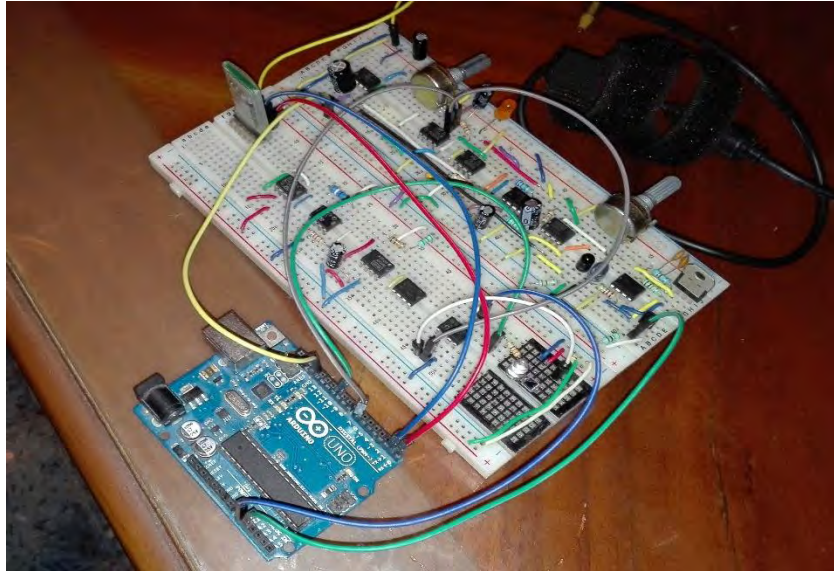


Fig. 35 Armado de circuito en Protoboar

Etapa de amplificación

Para esta etapa solo se observa el comportamiento a la entrada del amplificador operacional de instrumentación INA-128 para ello la señal de entrada es la de color amarillo y la señal de salida es la de color azul a pesar de que el amp op de instrumentación tiene la capacidad de eliminar el ruido del circuito este aun no lo elimina del todo como se muestra en figura (Fig. 36).

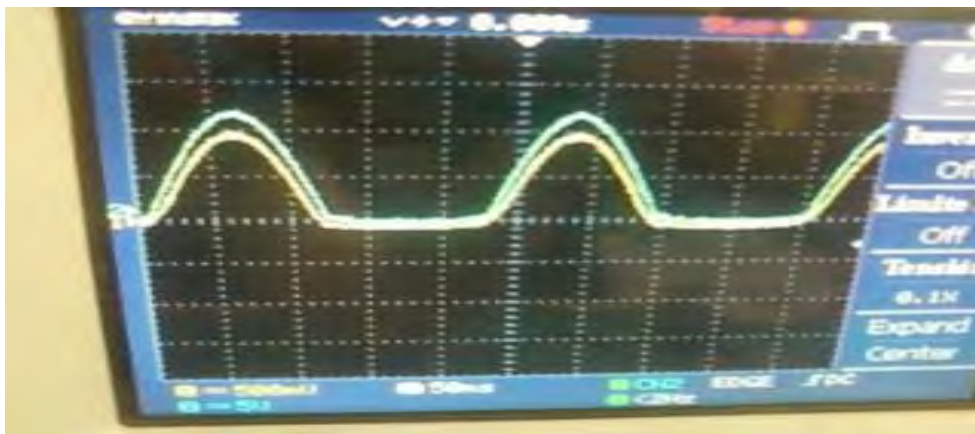


Fig.36 comparación de entrada (señal amarilla) y salida (señal azul) de amplificado de instrumentación

Etapa de filtrado

En esta etapa se logró eliminar el ruido que existía a la salida del amplificador operacional de instrumentación y por lo tanto la señal de salida es libre de ruido como se muestra en la siguiente imagen (fig. 37).

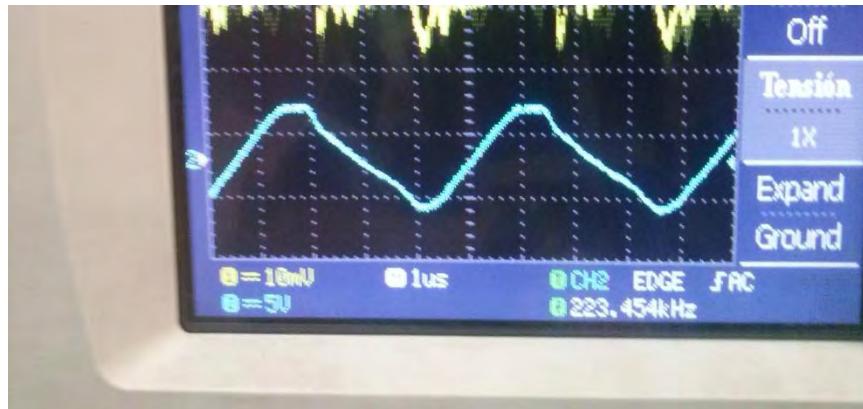


Fig.37 Señal a la salida del filtro

Etapa de derivación

Se tiene la etapa de derivación ya que en esta nos permite conocer los máximos y mínimos de la señal y con ello poder identificar de mejor los pulsos cardiacos (Fig. 38).

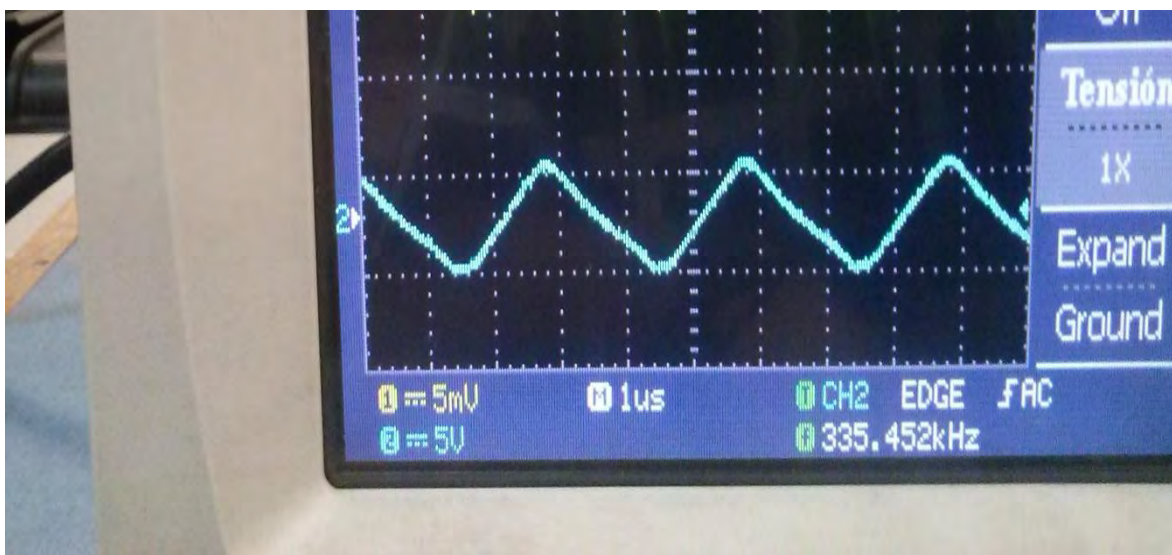


Fig.38 Señal a la salida del filtro

Etapa de amplificación y comparador de lazo abierto

Para la etapa final es necesario volver a amplificar la señal ya que con el derivador cae un poco el voltaje y colocar un comparador de lazo abierto para que solo tengamos el conteo de los pulsos y no exista alguna interferencia para un mal conteo y la señal de salida es la que se muestra en la imagen de color azul (Fig. 39).



Fig.39 señal de salida de pulso cardiaco

Desarrollo de la aplicación

Para el desarrollo de la app es necesario tomar en cuenta que se deben visualizar las 3 variables al mismo tiempo como son pulso cardiaco, saturación de oxígeno y temperatura, y con estas variables anexarlas a una base de datos dentro de la aplicación con dos nuevos campos como los son nombre del usuario y edad para tener un control dentro de la misma base de datos.

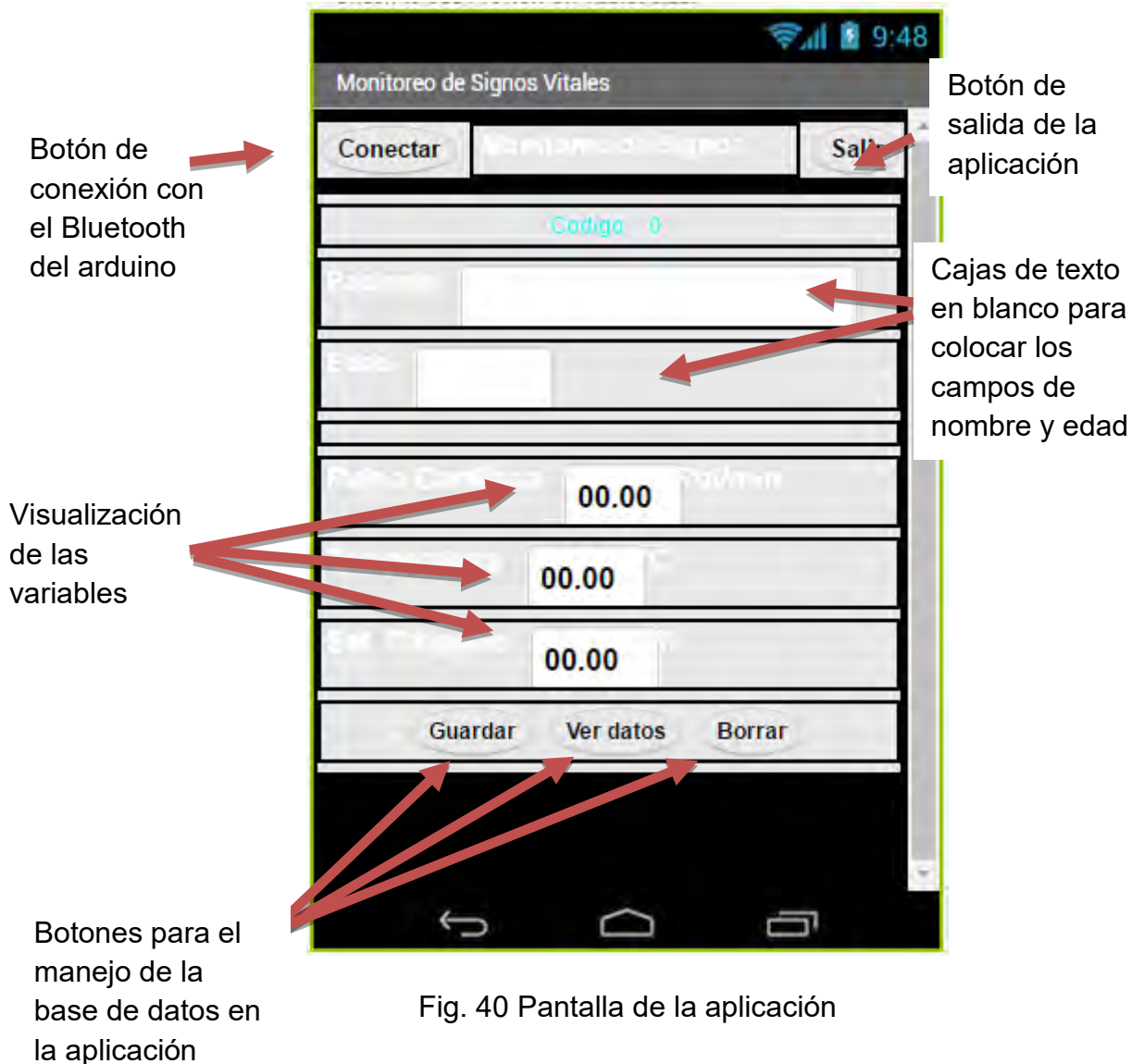


Fig. 40 Pantalla de la aplicación

Obteniendo la visualización de la pantalla de cómo va estar representado en la aplicación hay que tomar en cuenta como está configurado o programado dicha pantalla para comenzar el análisis del botón de conectar ya que este da el inicio a la transmisión de datos del arduino a la aplicación por medio de Bluetooth y parte de la programación se muestra a continuación.

Para visualización en la pantalla de la aplicación las variables no deben tener algún valor numérico o de caracter ya que los valores que tomarán serán por medio de los datos enviados del arduino y la configuración se muestra a continuación

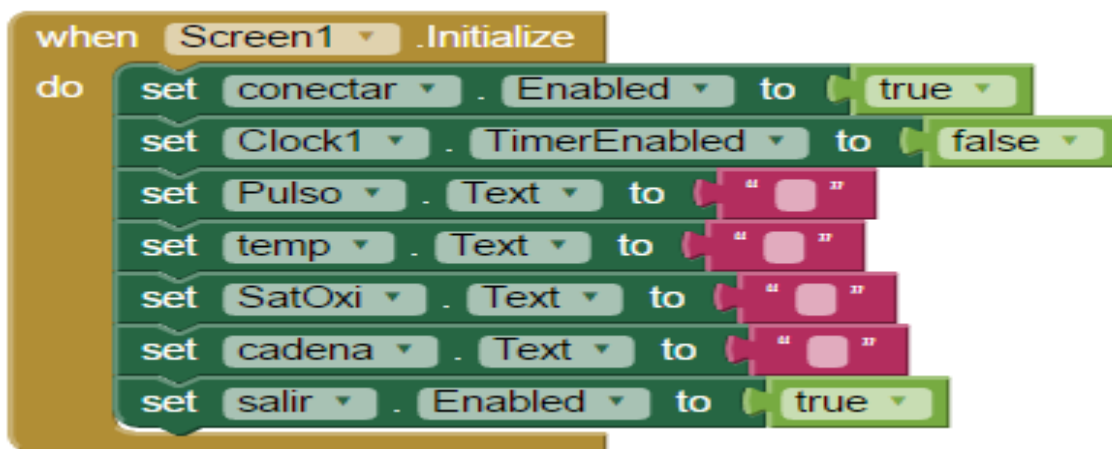


Fig. 41 Programación de la pantalla de la aplicación

Para la recepción de datos en la aplicación es necesario crear una bandera o inicializar una variable, otra variable donde tenga un valor destinado al número Mac (número de identificación del bluetooth) que tiene el Bluetooth utilizado para el proyecto ya que este permite localizar y hacer la conexión directa sin necesidad de hacer alguna búsqueda de Bluetooth, también fue necesario crear algunas variables con valores boléanos para que apoyen a la recepción de datos.

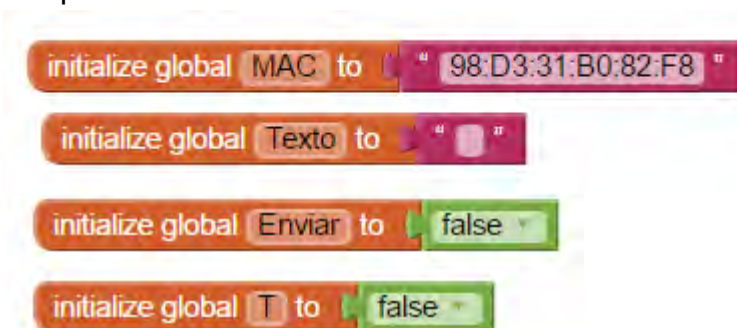


Fig. 42 variables iniciales para la recepción de datos

Recepción de datos, es necesario configurar el Bluetooth iniciar la variable en 0 y solo cuando detecte algún valor mayor a cero hacer la recepción de datos la configuración se muestra a continuación Fig. 43.

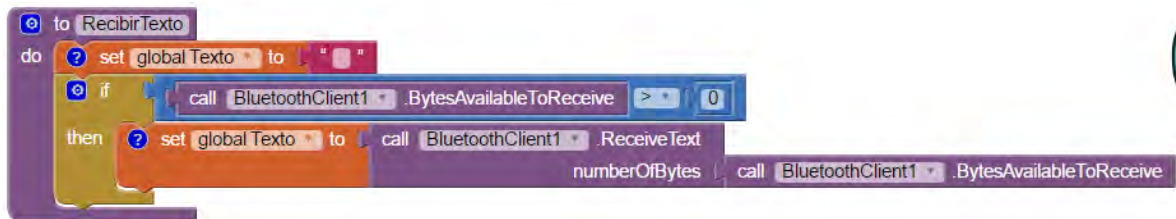


Fig. 43 Recepción de datos

La siguiente parte consta de la programación del botón conectar ya que este va involucrar las variables dadas de alta, así como la recepción de datos ya que tiene la función de integrar parte de la programación en el botón de conectar ya que se va a direccionar con el número mac establecido y de esta manera poder hacer el vínculo entre arduino y la aplicación por Bluetooth. Las variables dadas de alta con valores booleanos cambian su valor y también la leyenda escrita en el botón de conectar cambia a desconectar y con esto empieza la recepción de datos que va desde el circuito analógico hasta la visualización dentro de la aplicación. Fig. 44.

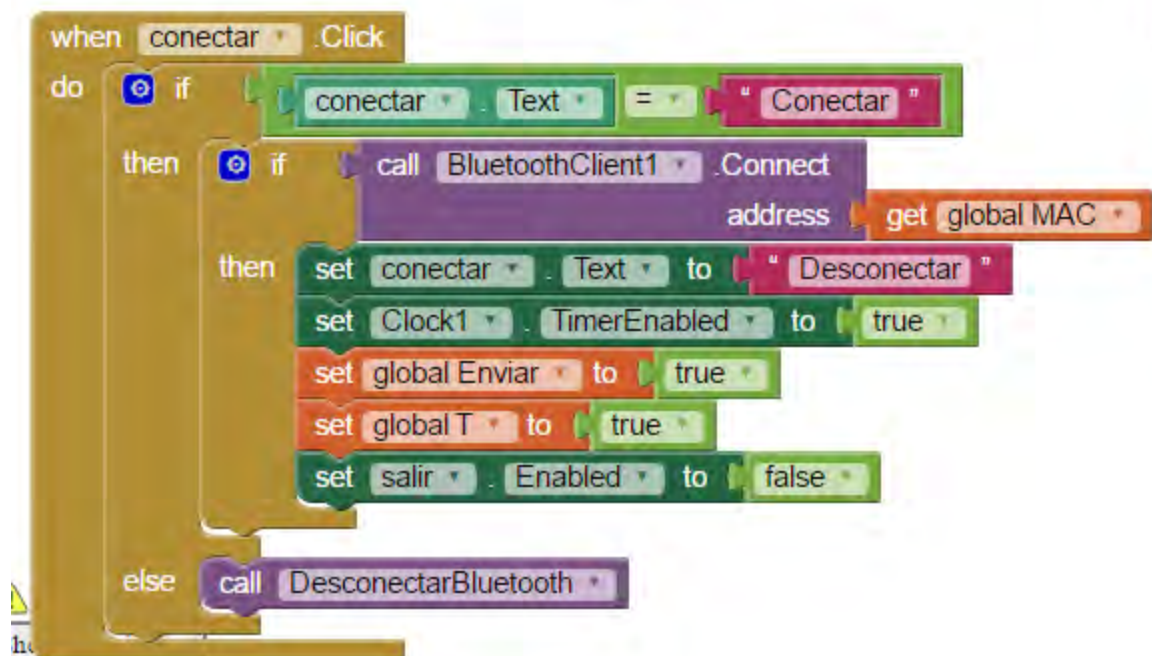


Fig. 44. Configuración del botón conectar

Para deshabilitar el envío de datos el botón de conectar tiene esa misma función, pero se realizó una programación para el botón de desconectar y de esta manera las variables vuelven a su estado inicial ya que no hay recepción de algún dato. Fig. 45.

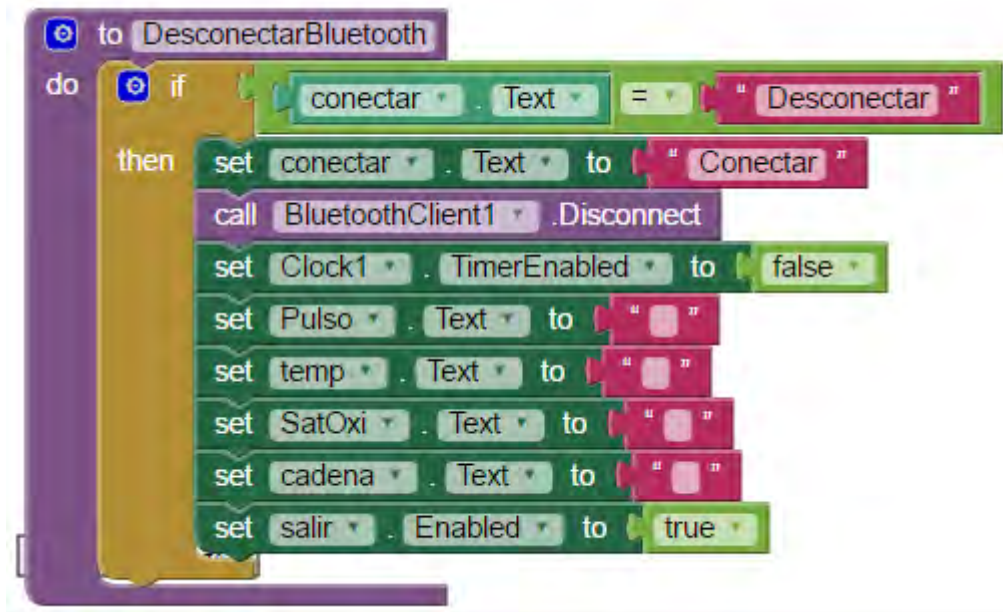


Fig. 45. Configuración para deshabilitar la recepción de datos

Por último, resta la configuración del botón de salida de la aplicación y solo es una sentencia simple como se muestra en los siguientes bloques de programación. Fig. 46.



Fig. 46. Configuración botón de salida

La programación completa se muestra en los **ANEXOS**.

Para la comunicación entre la aplicación y arduino, consta de un protocolo de comunicación dado por el puerto serial del arduino y funciona o tiene los elementos siguientes:

Hardware.

- Los dispositivos deben tener una tierra en común, las tierras de los circuitos de los dos dispositivos deben estar conectadas.
- Un cable de conexión de la salida del puerto emisor a la entrada del puerto receptor.
Si se quiere comunicación en los dos sentidos, otro cable de conexión del puerto que envía del receptor al receptor del transmisor.
- Los niveles de los voltajes del transmisor deben ser aceptables por el receptor.

Software.

- El baud rate debe ser el mismo en los dos equipos. (Velocidad de envío y recepción de datos).
- El número de stop bits, data bits y paridad deben ser iguales.
- Cualquier protocolo de "Handshaking" necesario debe ser habilitado o deshabilitado.

La configuración de Handshaking no pasará nada hasta que se activen las líneas correspondientes y necesarias para empezar el procedimiento, es decir tiene que cumplir con dicha secuencia para que se cumpla la configuración Handshaking.

Estoy en línea y listo
Ok estoy listo también.
Estoy listo para enviar
Estoy listo para enviar también
Buffer lleno
Estoy listo

Es una secuencia que sigue para enviar datos de arduino al receptor, que en este caso es la aplicación en SO Android, desde luego también puede funcionar de lado contrario es decir mandar datos de la aplicación al arduino.

Para tener una mayor estabilidad en las señales ya que en la protoboard puede correr el riesgo de que se encuentre suelto o dañado o que la misma protoboard este dañada y cause algún conflicto en las mediciones, visualizaciones, energización del circuito por estos motivos es necesario migrar y crear un PCB o mejor conocido como circuito impreso.

Permite tener un control adecuado del circuito, así como también permite mejorar espacios y colocación de cada uno de los componentes y un mejor ajuste de estos mismo ya que van soldados a una placa fenólica que lleva las pistas del circuito y el espacio que ocupa es menos a la de una protoboard y claro protege mejor al circuito tenerlo en un PCB que armado en una protoboard, el programa por cual se realizó el PCB es Ares que es de la misma familia de proteus que sirve de simulación de circuito a continuación se muestra la configuración en dicho programa Fig.47. las dimensiones del PCB quedaron de 12 cm X 6 cm.

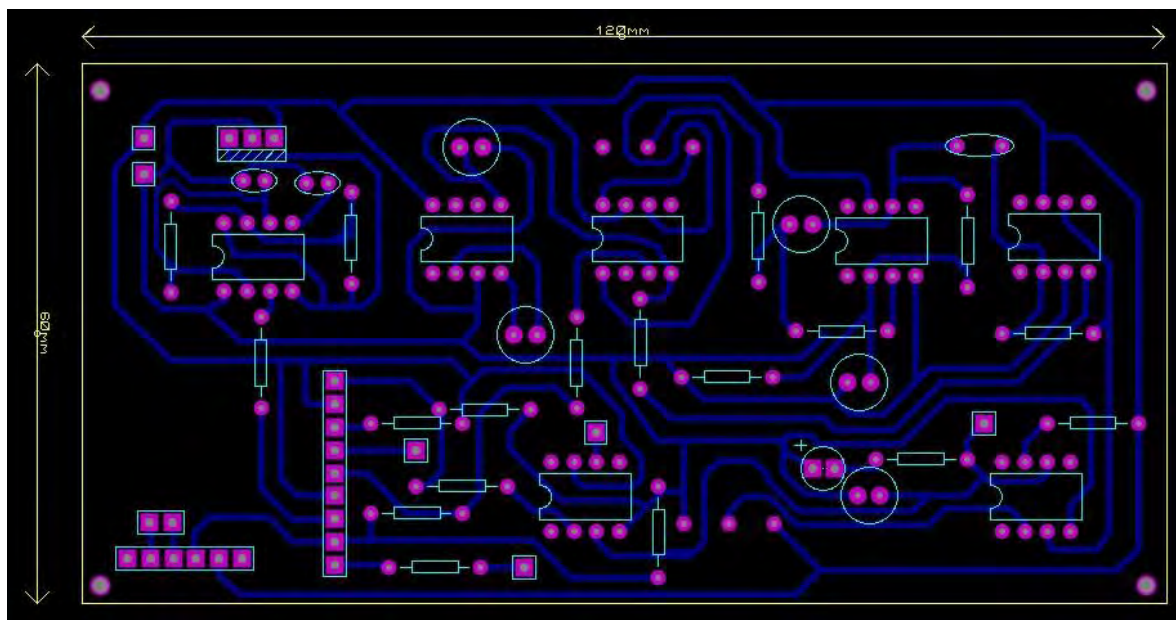


Fig. 47 PCB en Ares

También fue necesario realizar un pequeño PCB donde se colocaron los sensores para que quedaran lo más cercano posible y se pudieran colocar en el dedo índice Dándole cierto orden primero los sensores emisores y receptores de infrarrojo y después el led ultra brillante rojo y por último el sensor de temperatura el lm35, la creación del PCB y que tiene de dimensiones de 2.5 cm X 3.9 cm como se muestra en la siguiente imagen Fig. 48.

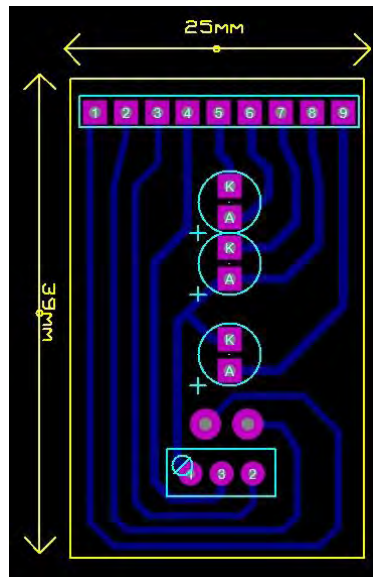


Fig. 48 PCB de sensores para dedo índice

Para terminar este proceso ahora es necesario imprimirlo en una placa fenólica esto se logra haciendo la impresión en una hoja de papel fotográfico con una impresora láser ya que se va utiliza el método de planchado que consiste en poner a contra cara la impresión echa en papel contra la placa y se aplica calor, como en este caso con una plancha común por al menos 5 min después se lleva a lavar con agua y las pistas queda adheridas a la placa fenólica, se revela con cloruro férrico la placa, se vuelve a lavar o limpiar con thinner por último se hacen las perforaciones para poder colocar los encapsulados o los componentes electrónicos y se dispone a soldar cada componente y da como resultado final el circuito deseado en PCB Fig. 49.



Fig. 49. PCB final con los componentes soldados a la placa

Para el sensor del dedo es exactamente el mismo procedimiento para el revelado

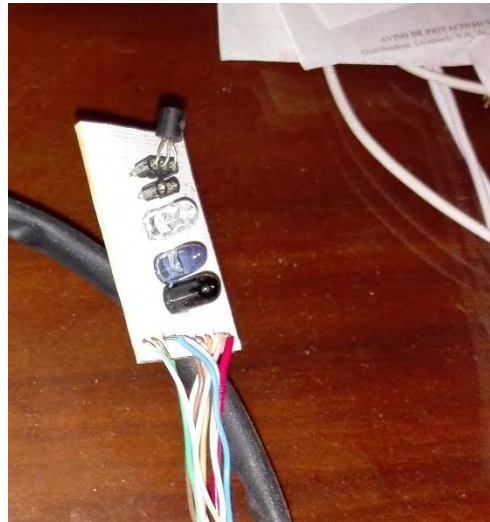


Fig. 50. Sensores colocados en línea para medición de pulso cardiaco, saturación de oxígeno y temperatura

Ya que se tienen todos los elementos listos fue necesario hacer una primera prueba para el funcionamiento de todo el sistema por si existe algún error en programación en arduino o en la aplicación o de la misma manera tener la certeza de la parte analógica que funcione bien ya que es la parte principal del proyecto la cual no debe fallar

Pruebas.

La población de estudio se encuentra entre 20-25 años, ya que es la edad donde se encuentra una madurez del cuerpo en general [26], dicha prueba deberá mantener un ambiente lo mejor controlado posible que no exista un factor externo que pueda influenciar en la prueba como por ejemplo ruido de la calle y de mascotas, la temperatura no estar rodeado de mucho equipos electrónicos ya que puede generar una variación en la temperatura ambiente y por consecuencia variar la temperatura corporal del sujeto de pruebas, que se esté en un ambiente luminoso ya que puede afectar en el sensado de la prueba y el usuario debe estar idealmente tranquilo, que goce de buen estado de salud y que no esté influenciado por alguna sustancia tóxica o algún medicamento.

De esta manera se explica al usuario en que consistía dicha prueba y tomando en cuenta su consentimiento para poder manejar dicha información de la prueba ya era cuestión de cada usuario si daba o no autorización mostrar la información obtenida desde luego resguardo bien dicha información y claro su identidad de la persona.

Factores para una medición errónea.

Pigmentación de la piel y pintura de uñas: la piel oscura potencialmente tendría errores con lecturas de SpO₂ menores de 80% y el esmalte de uñas, absorbe la luz a 660 nm o 940 nm pueden interferir con la capacidad del Oxímetro de pulso para interpretar la SaO₂[8], ya que el esmalte sirve como aislante de luz infrarroja y no permite tener una lectura ideal o con errores menores.

Interferencia electromagnética: la energía electromagnética puede ocasionar interferencia de la correcta lectura del Oxímetro y además producir un sobrecalentamiento del sensor, lo cual lleva a lecturas bajas de SpO₂ y pulso cardiaco y puede provocar falsas alarmas [8] [10].

Interferencia de la luz ambiental: la luz intensa o roja pueden interferir con la lectura en este caso del sensor para medir el pulso cardiaco y la saturación de oxígeno porque alteran la función de los sensores de emisión y receptor de infrarrojo. Esta dificultad puede evitarse cubriendo el sensor con un material no transparente [8].

Algunos de los factores potenciales que puede pasar para una medición errónea se debe tomar en cuenta los pasos a seguir para realzar las pruebas y que este factor de error disminuya en lo menor de lo posible.

Prueba de funcionalidad.

La prueba de funcionalidad permite observar y analizar el comportamiento del sistema por si existe alguna falla en la comunicación de algún error en la programación tanto del microcontrolador como en la aplicación, la recepción de los datos así como la funcionalidad de la base de datos, desde luego no solo a nivel software también a nivel hardware ya que existe la posibilidad de tener algún elemento desoldado o falla de algún amplificador que se dañara por alguna mala conexión, algún sensor este fallando o el Bluetooth no funciona correctamente.

El primer paso se requiere instrumentar al sujeto de pruebas.



Fig. 51. Sujeto de pruebas instrumentado.

Durante la etapa la funcionalidad de los sensores encargados de la medición de pulso cardiaco y saturación de oxígeno la funcionalidad era correcta mientras en el sensor de temperatura arrojaba información errónea y en cuestión de programación la funcionalidad era la correcta desde la conexión inalámbrica hasta la base de datos.

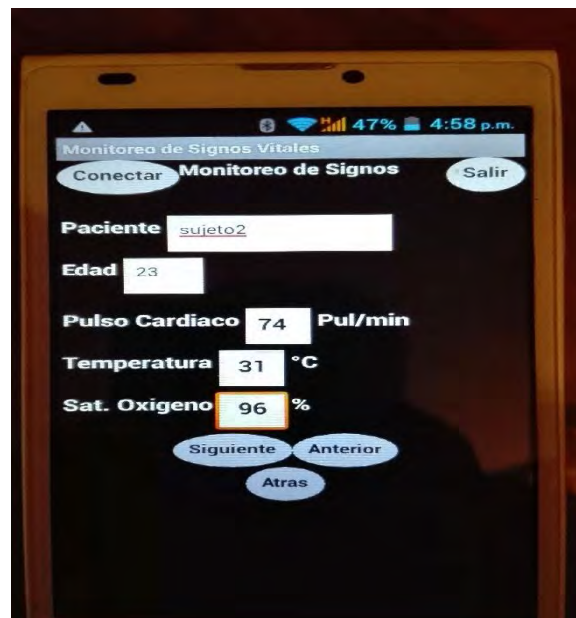


Fig.52. prueba de funcionalidad.

Para la corrección de la temperatura se requirió reemplazar el sensor para que las lecturas ya fueran coherentes con lo esperado.

Pruebas de convalidación.

Esta prueba permite saber que tan eficiente es el sistema creado o cual es el porcentaje de error del mismo ya que se compara con un sistema comercial existente y uno convencional, es decir para el pulso cardiaco y la saturación de oxígeno se requiere un Oxímetro digital Fig. 53. y para la temperatura se requiere un termómetro de mercurio Fig. 53.



Fig. 53. Termómetro de mercurio y Oxímetro digital.

Para la validación de funcionalidad del sistema creado se tomaron muestras con un sistema comercial al mismo tiempo, los sujetos de prueba fueron de 2 mujeres y 2 hombres de esta manera se pudieron realizar las mediciones correspondientes para observar el comportamiento del pulso cardiaco, saturación de oxígeno y temperatura, desde luego con los datos recabados obtener el porcentaje de error teniendo en cuenta que los valores reales son del Oxímetro y del termómetro. La prueba de referencia se toma al sujeto de pruebas número 3, ya que fue el más estable en las pruebas realizadas las demás se encuentran en el apartado de **anexos**.

Sujeto 3, variable de pulso cardiaco.

tiempo	Pulso Sistema comercial	Pulso sistema Android
0	69	71
3	69	71
6	70	71
9	70	70
12	69	70
15	70	69
18	70	69
21	72	71
24	72	71
27	71	71
30	70	71
33	70	72
36	72	71
39	74	71
42	76	70
45	72	72

Fig. 54. Tabla de valores comparativos.

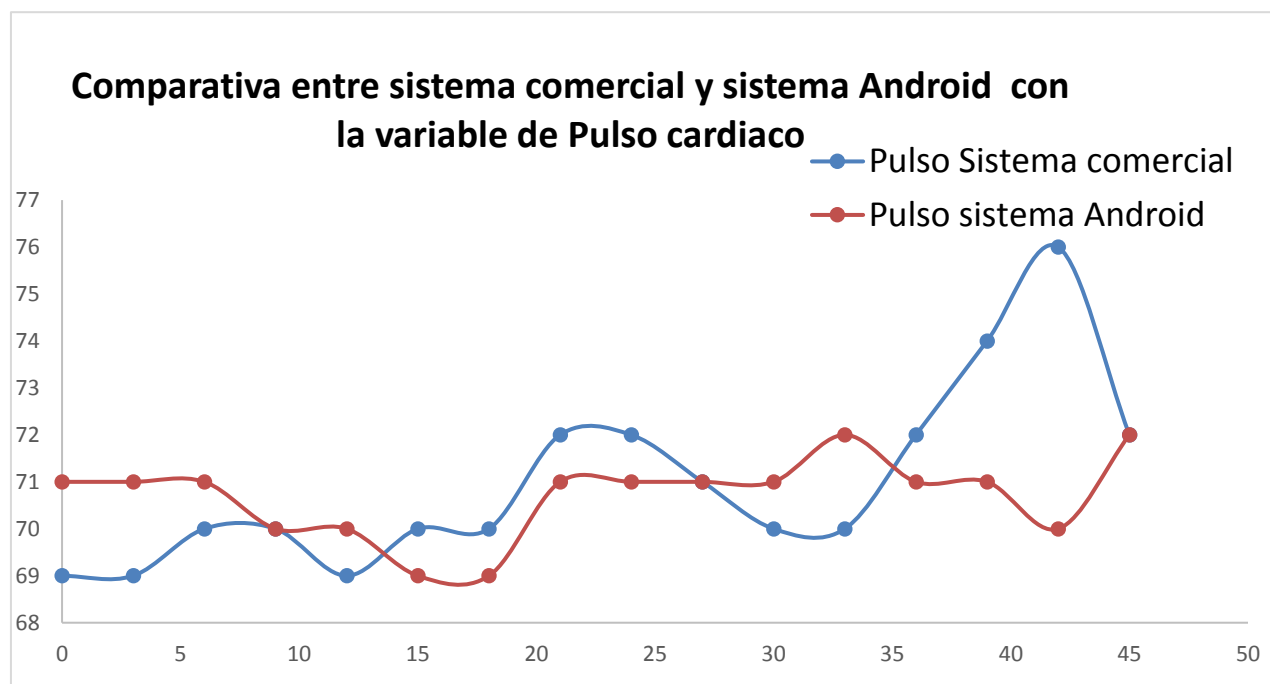


Fig. 55. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de pulso cardiaco.

Porcentaje de error promedio de la variable de pulso cardiaco del sujeto de pruebas 3.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Pulso Sistema comercial	pulso sistema Android	% error
1	69	71	2.90%
2	69	71	2.90%
3	70	71	1.43%
4	70	70	0.00%
5	69	70	1.45%
6	70	69	1.43%
7	70	69	1.43%
8	72	71	1.39%
9	72	71	1.39%
10	71	71	0.00%
11	70	71	1.43%
12	70	72	2.86%
13	72	71	1.39%
14	74	71	4.05%
15	76	70	7.89%
16	72	72	0.00%
total	1136	1131	2.86%

Fig. 56. tabla de porcentaje de error promedio por dato.

El porcentaje error promedio del sistema en la medición del pulso cardiaco es de 2.86%.

Variable de temperatura.

Tiempo	Temp. sistema comercial	Temp. sistema Android
0	35	36
3	35	36
6	35	36
9	35	36
12	35	36
15	36	36
18	36	36
21	36	36
24	36	36
27	36	36
30	36	36
33	36	36
36	36	36
39	36	36
42	36	36
45	36	36

Fig. 57. Tabla de valores comparativos.

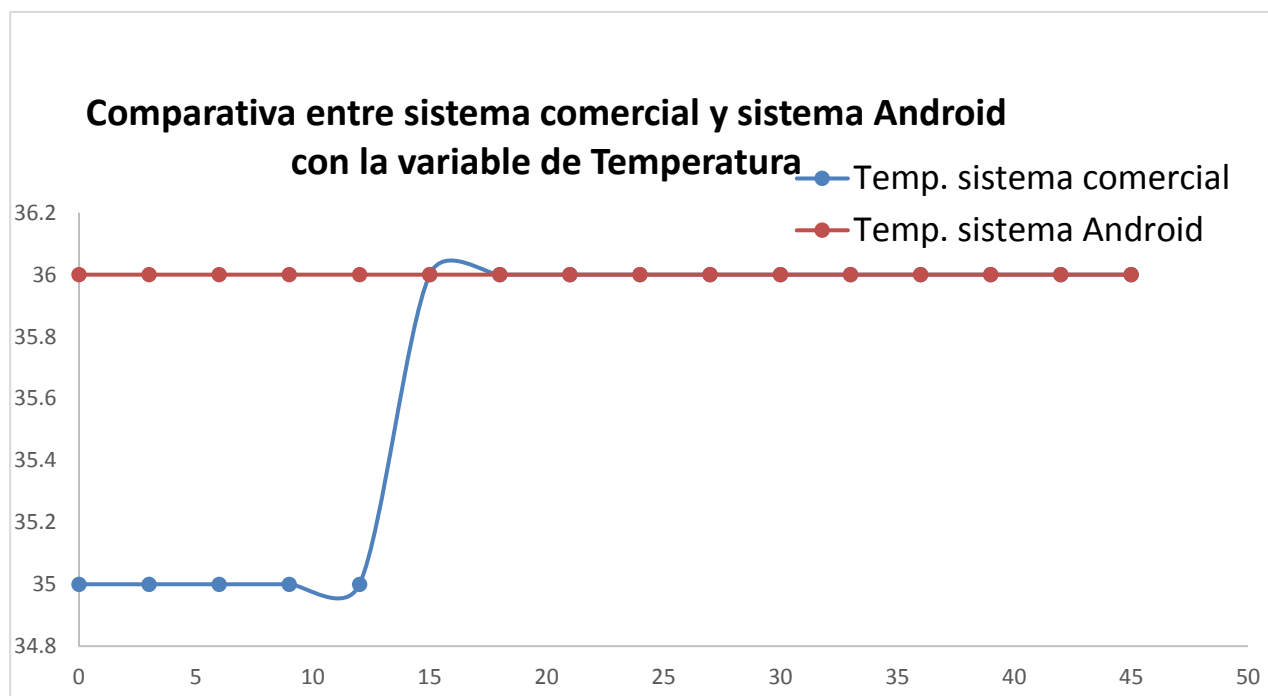


Fig. 58. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de temperatura.

Porcentaje de error promedio de la variable de temperatura del sujeto de pruebas 3.

$$\text{error \%} = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Temp. sistema comercial	Temp. sistema Android	% error
1	35	36	2.86%
2	35	36	2.86%
3	35	36	2.86%
4	35	36	2.86%
5	35	36	2.86%
6	36	36	0.00%
7	36	36	0.00%
8	36	36	0.00%
9	36	36	0.00%
10	36	36	0.00%
11	36	36	0.00%
12	36	36	0.00%
13	36	36	0.00%
14	36	36	0.00%
15	36	36	0.00%
16	36	36	0.00%
total	571	576	0.88%

Fig. 59. tabla de porcentaje de error promedio por dato.

El porcentaje error promedio del sistema en la medición de la temperatura es de 0.88%.

Variable de saturación de oxígeno.

tiempo	Sat. Oxi sistema comercial	Sat. Oxi. Sistema Android
0	98	96
3	98	96
6	98	96
9	98	96
12	98	96
15	98	95
18	98	95
21	98	96
24	98	96
27	98	96
30	98	95
33	98	95
36	98	96
39	98	96
42	98	96
45	98	96

Fig. 60. Tabla de valores comparativos.

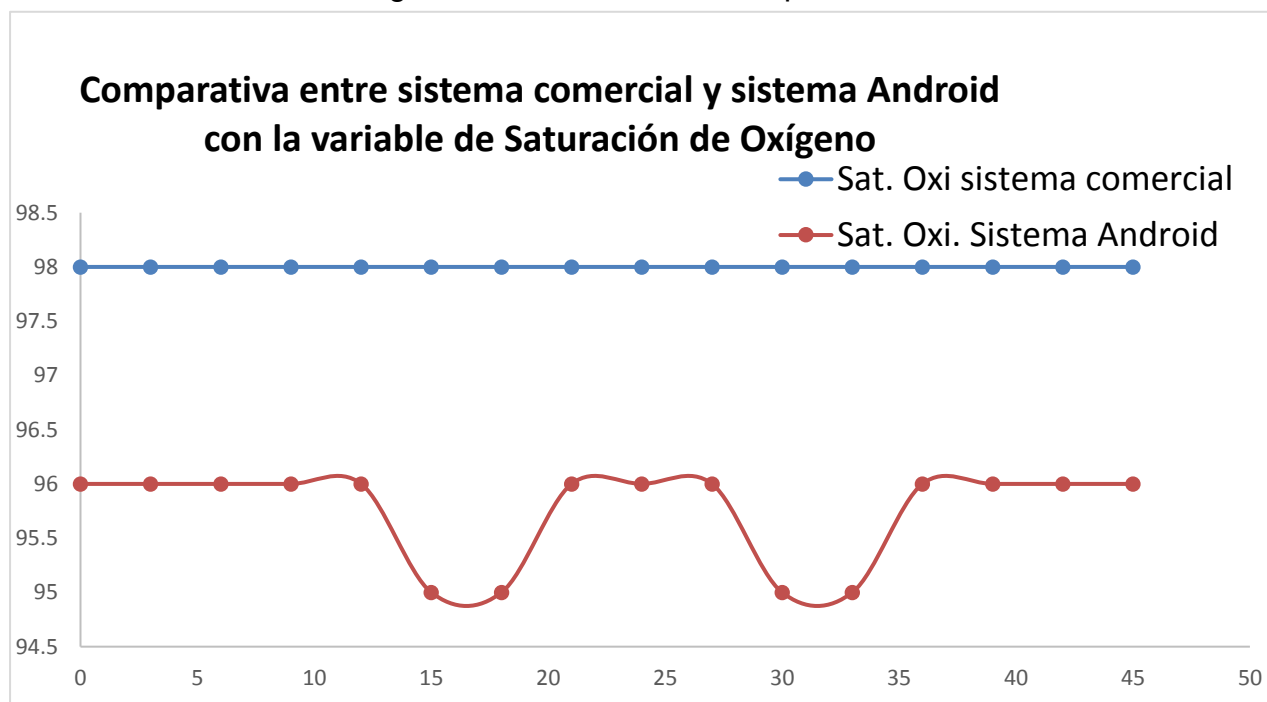


Fig. 61. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de saturación de oxígeno.

Porcentaje de error promedio de la variable de saturación de oxígeno del sujeto de pruebas 3.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Sat. Oxi sistema comercial	Sat. Oxi. Sistema Android	% error
1	98	96	2.04%
2	98	96	2.04%
3	98	96	2.04%
4	98	96	2.04%
5	98	96	2.04%
6	98	95	3.06%
7	98	95	3.06%
8	98	96	2.04%
9	98	96	2.04%
10	98	96	2.04%
11	98	95	3.06%
12	98	95	3.06%
13	98	96	2.04%
14	98	96	2.04%
15	98	96	2.04%
16	98	96	2.04%
total	1568	1532	1.36%

Fig. 62. tabla de porcentaje de error promedio por dato.

El porcentaje de error promedio del sistema en la medición de saturación de oxígeno es de 1.36%.

Análisis de resultados.

Como análisis de resultados es necesario hacer una comparación en conjunto con cada una de las pruebas realizadas para observar el funcionamiento del sistema creado convalidando con un sistema comercial y desde luego el comportamiento por cada una de las variables descritas en la tesis.

Variable de pulso cardiaco.

ptd	Pulso sistema comercial	Pulso Sistema Android
1	70.125	70.625
2	71	70.6875
3	78	80.625
4	75.125	77.0625
Promedio	73.5625	74.75

Fig. 63. Tabla de promedio por cada una de las pruebas con la variable de pulso cardiaco

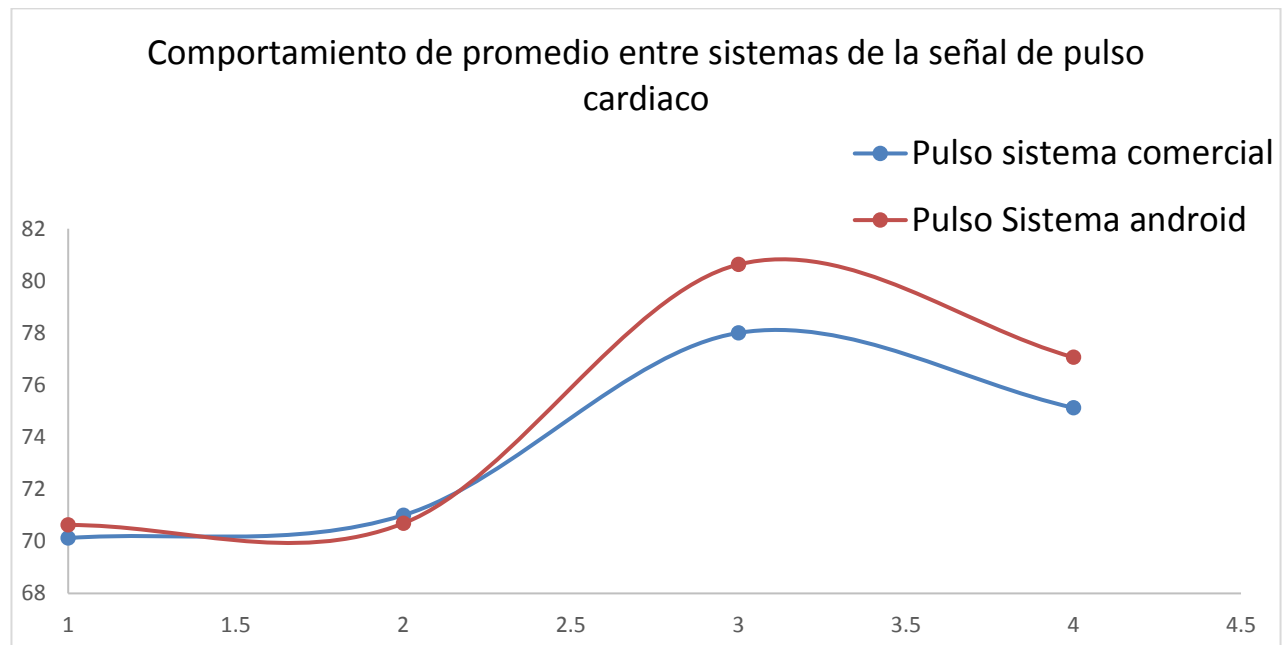


Fig. 64. Gráfica del comportamiento general del sistema con la variable de pulso cardiaco.

Dando como resultado el valor general de los promedios de la variable de pulso cardiaco como se muestra en la tabla no existe mucha variación entre el sistema comercial y el sistema creado teniendo un error general de **1.61%**.

Variable de temperatura.

ptd	Temperatura sistema comercial	Temperatura Sistema Android
1	35.5625	36
2	35.6875	36
3	35.4375	36
4	35.75	36
promedio	35.609375	36

Fig. 65. Tabla de promedio por cada una de las pruebas con la variable de temperatura.

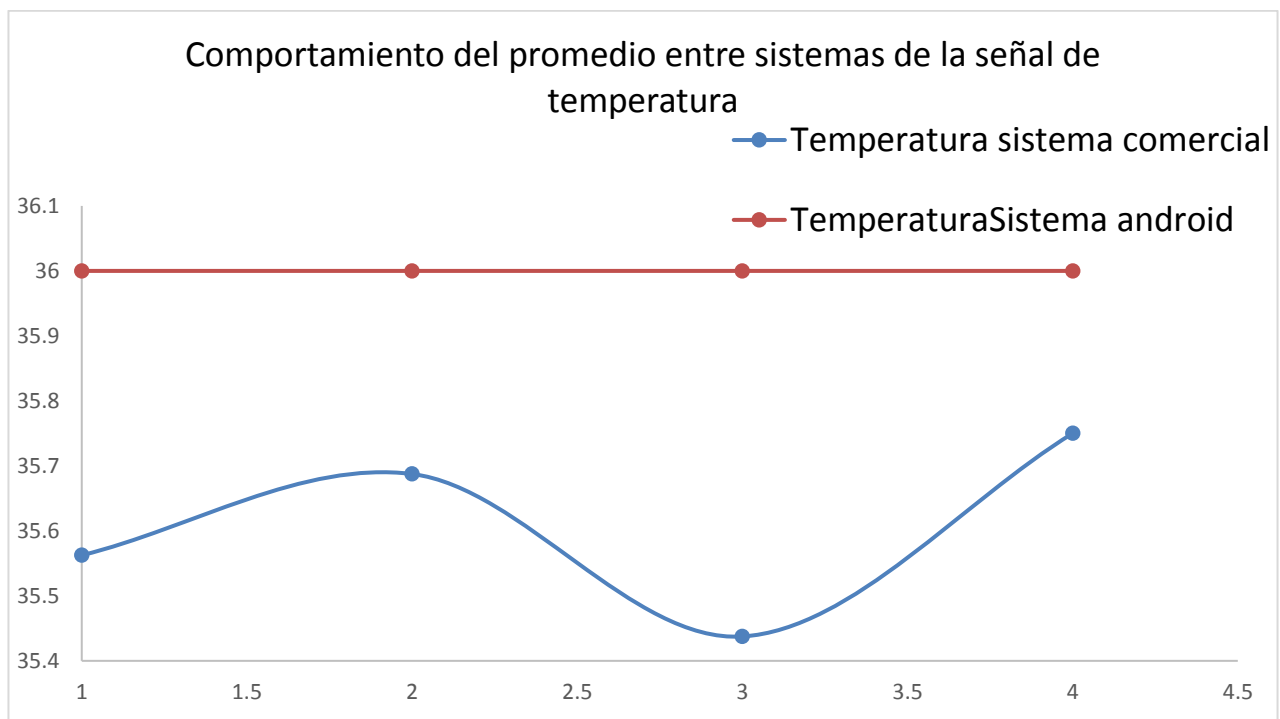


Fig. 66. Gráfica del comportamiento general del sistema con la variable de temperatura.

Dando como resultado el valor general de los promedios de la variable de temperatura como se muestra en la tabla no existe mucha variación entre el sistema comercial y el sistema creado teniendo un error general de **1.10%** tomando en cuenta que el sistema comercial es muestra base de comparación da como resultado que tiene una buena funcionalidad el sistema creado.

Variable de saturación de oxígeno.

ptd	Sat. Oxígeno sistema comercial	Sat.Oxígeno Sistema android
1	96.0625	95.375
2	98	95.75
3	95.625	95.75
4	93.5	95.5
promedio	95.796875	95.59375

Fig. 67. Tabla de promedio por cada una de las pruebas con la variable de saturación de oxígeno.

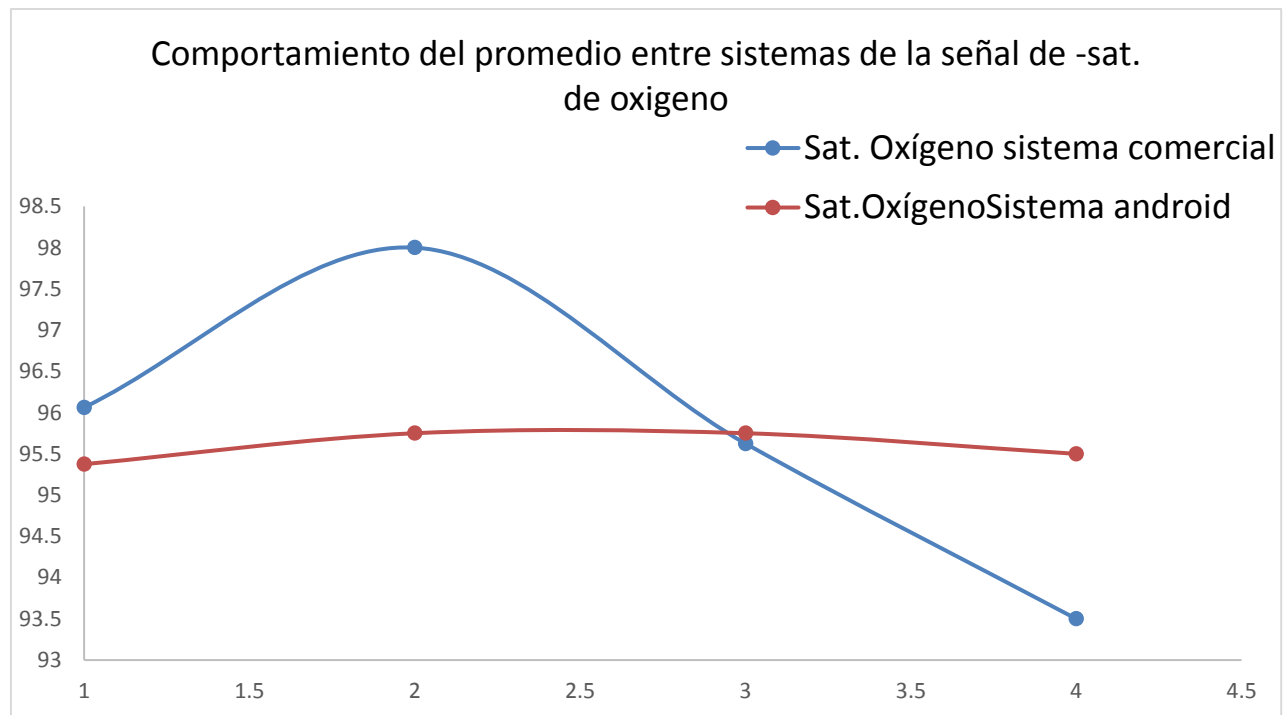


Fig. 68. Gráfica del comportamiento general del sistema con la variable de saturación de oxígeno.

Dando como resultado el valor general de los promedios de la variable de saturación de oxígeno como se muestra en la tabla, no existe mucha variación entre el sistema comercial y el sistema creado teniendo un promedio de error general de **0.21%** tomando en cuenta que el sistema comercial es la base de comparación, da como resultado que tiene una buena funcionalidad el sistema creado.

Conclusión

El objetivo planteado en esta tesis se logró, ya que era crear un sistema de monitoreo de pulso cardíaco, saturación de oxígeno y temperatura, creado con tres subsistemas que son: circuito analógico, procesamiento digital con arduino e interfaz gráfica para el usuario en Android que permitió obtener la visualización de las tres variables antes mencionadas en conjunto y como parte adicional en la aplicación una base de datos que almacena las variables y el nombre y edad del usuario.

Durante el desarrollo del sistema se aprendió, que se deben seguir ciertas etapas para poder crear un diseño o prototipo, ya que hay etapas que limitan ya sea espacios, características eléctricas, características sobre señales, limpieza, durabilidad, etc.

No sólo son normas técnicas si no también normas de salud y desde luego éticas, en el caso de que se almacena la información de cada usuario, es necesario tener un buen manejo de la información por regulación y por ética profesional.

El desarrollo del sistema analógico se logró crear gracias a los amplificadores operaciones que permitieron trabajar por etapas las señales analógicas de una manera sencilla y práctica para llegar al procesamiento digital con Arduino que también al conocer el lenguaje de programación en C, es fácil entenderlo y desarrollar sistemas con él.

El sistema operativo Android es un sistema que ha permitido en los últimos años crear infinidad de aplicaciones para entretenimiento, lectura, aprendizaje, localización, etc. La aplicación creada para el proyecto es una nueva forma de ayudar a tecnologías actuales y desde luego a mejorarlas y que cada día hay algo nuevo que aprender en el sistema operativo y que sigue teniendo un potencial mayor y que está al alcance de la mayoría.

La tecnología inalámbrica ayuda a que la comunicación se realice sin la necesidad de cables que se puedan romper o simplemente por espacio, cabe mencionar que cada una de estas tecnologías tienen ciertas limitantes, en el caso del proyecto la tecnología utilizada es el bluetooth tiene su limitante en la distancia que no puede ser mayor a 10 m, pero en conectividad eficiente ya que no se pierde fácilmente respetando el rango ya antes mencionado.

La funcionalidad del sistema es buena y el comportamiento con las pruebas realizadas lo es también, cabe mencionar para alcanzar una estabilidad en las mediciones para que no se obtuvieran valores erróneos hay que dejar pasar de 30s hasta 1 minuto para encontrar la estabilidad del sistema ya que lleva un tiempo hacer el procesamiento digital de las señales y el envío de estas mismas variables, el tiempo mencionado es variado ya que al inicio solo al inicio de las pruebas se tuvo que hacer ya pasado ese periodo no fue necesario hacerlo con cada sujeto de prueba, también los usuarios solo al principio estaban nerviosos, pero al pasar el tiempo de la prueba se dieron cuenta de que era bastante cómodo para ellos ya que no tuvo la necesidad de estar alrededor de varios

dispositivos y con uno solo pudieron visualizar como es el comportamiento de algunos de signos vitales.

Trabajo a futuro.

Cabe mencionar que lo alcances logrados durante el proyecto de tesis fueron bastante buenos que son 3 variables transmitidas por medio de bluetooth, una pequeña base de datos, un circuito en pcb para las variables antes mencionadas, una aplicación creada para el monitoreo de las variables, como trabajo futuro faltaría agregar la variable de presión arterial, basada en la misma técnica de pletismografía usada en la obtención de pulso cardiaco y saturación de oxígeno, ya que sería un complemento ideal al sistema creado hasta el momento .

Para la parte de conexión inalámbrica es bastante aceptable, pero faltaría poderlo migrar a una tecnología más robusta de la trabajada hasta esta instancia en la tesis, para que exista una comunicación entre dispositivos y entre interfaz de usuario en una computadora incluso poder crear una red exclusiva, por decir, un hospital o clínica.

Trabajar en la seguridad de los datos recabados en esta red y no sea fácil de hackear y que tanto el personal médico como los pacientes tengan la certeza de que sus datos serán usados únicamente para su bienestar, con la base de datos sería bueno en esta misma crear un historial clínico del paciente desde vacunas que tiene y requiere hasta operaciones que ya tuvo en su respectivo momento.

Para la aplicación sería bueno ahora programarla desde código, ya que la desventaja por medio de una programación en bloques es muy limitada en su funcionalidad y sea más fácil detectar los bugs que pueda tener y corregirlos al instante y desde luego retomando el tema de seguridad crear accesos solo exclusivos para usuarios en este caso sería pacientes y personal del sector salud.

A nivel comercial se espera en algún momento que este tipo de dispositivos no solo se queden en base de pruebas si no también que se pueda comercializar, a hospitales desde primera hasta tercera clase, clínicas y personas que lo requieran, lo que se busca más con esto es un beneficio a la sociedad que un bien común, ya que una gran parte de la satisfacción del ingeniero al auxiliar a salvar una vida sin necesidad de que esté presente, pero con un dispositivo así, parte de él si lo estará.

- 1.- Guyton. Arthur C. (2006). Tratado de Fisiología médica. Pennsylvania: Elsevier Saunders.
- 2.- Rojas, Kervin. (2013). Model Digital Signal Cardiac Processing in Developed MatLab. Universidad de la Costa (CUC): 2 Edición No 2.
- 3.- Fisiol. (2000). Diccionario de Medicina. Madrid.: Facultad de Medicina de la Universidad de Navarra.
- 4.- Sanz, Jesús. (1989). Biofeedback de temperatura periférica. Madrid.: Universidad Complutense de Madrid.
- 5.- Selkurt E. (1978). Fisiología básica para las ciencias de la salud. Ateneo: Ed. El Ateneo.
- 6.- Tortora, Gerard. (2002). Principios de anatomía y fisiología. México: Oxford University Press.
- 7.- Márquez Correo, Francisco. (2014). Diseño de un sistema de reconocimiento de estrés en seres humanos. México: Facultad de ingeniería, UNAM.
- 8.- Dr. Héctor Mejía Salas, Srta. Mayra Mejía Suárez. (2012). Pulse oximetry. México: Hospital del Niño "Dr. Ovidio Aliaga Uría". La Paz.
- 9.- Córdova Miranda Elizabeth Alejandra. (2008). Diseño de un sistema de interconexión de sensores para un electrocardiógrafo Comunicación bluetooth. México: Facultad de ingeniería DIE UNAM.
- 10.- Gómez Alba, Rebeca. (2012). Desarrollo de sistema para detección del estado vigilia mediante la frecuencia Cardíaca. México: Facultad de ingeniería DIE UNAM.
- 11.- Cortez López Humberto, Rivera Olvera Luis Alberto. (2010). Diseño y construcción de un interfaz de medición de signos vitales para Priorizar la atención medica en el servicio de urgencias de un hospital General De zona. México: Escuela superior de Ingeniería Mecánica y eléctrica unidad Culhuacán IPN.
- 12.- Jiménez García, Beatriz Inés. (2011). Plataforma para el análisis de señales ECG. México: Centro de Innovación y Desarrollo Tecnológico en Cómputo IPN.
- 13.- Olvera Téllez Diana Janet, González Escalona José Uriel. (2013). Diseño y construcción de un sistema de monitores de signos vitales. México: Escuela superior de Ingeniería Mecánica y eléctrica unidad Culhuacán IPN.

- 14.- Morales Torres Pamela Tatiana. (2012). Sistema prototipo de telemonitoreo remoto de signos vitales como la frecuencia Cardíaca, usando tecnologías inalámbricas de comunicación disponibles en los teléfonos inalámbricos. Quito: Universidad San Francisco de Quito.
- 15.- L. Mucchi.. (2013). Measurements campaign for interference estimation and performance assessment of a wireless ECG remote monitoring prototype in a city hospital. Italy: University of Florence. Italy.
- 16.- J. M. R. Ascariz, L. Boquete, I. Bravo, P. Martín. (2012). Solución inalámbrica para la implementación de un sistema de telemedicina. España: Universidad de Alcalá, Departamento de Electrónica.
- 17.- Sánchez Cortez Wilson Armando. (2010). Implementación de un electrocardiógrafo digital utilizando tecnología bluetooth. Bolivia: Universidad pontificia Bolivariana seccional Bucaramanga.
- 18.- Karl T. Ulrich. (2005). Diseño y desarrollo de productos. EUA: McGraw-Hill.
- 19 IEEE 802.15.1. El estándar de Bluetooth.
- 20 NORMA Oficial Mexicana NOM-121-SCT1-2009.
- 21.- Torrente Artero Oscar. (2012). Arduino, curso práctico de formación. México: Alfa Omega.
- 22.- Raúl C. (2014). Guía de iniciación App Inventor. México: México.
- 23.- Organización mundial de la salud. (2014). Manual de oximetría de pulso global. México: OMS.
- 24.- Córdova Miranda Elizabeth Alejandra. (2012). Diseño de un sistema de interconexión de sensores para un Electrocardiógrafo con comunicación Bluetooth. México: Facultad de Ingeniería UNAM.
- 25.- Borbones Acosta, Carlos. (2010). Diseño e Implementación de un Pulsioxímetro. Bolivia: Escuela técnica superior de ingeniería Civil e Industrial.
- 26.- J.M. Asensio. (2012). Maduración biológica y cognitiva, . España: Universidad Autónoma de Barcelona.
- 27.- Nurian N. Castellano. (2012). Sistema de telemetría para la transmisión de datos desde ambulancia. España: Universidad de Almería.

28.- Gómez García, Carlos Andrés. (2013). Sistema de pulsioximetría y capnografía para dispositivos móviles Android. Colombia: Universidad del Valle Colombia.

29.- IAS. (1997). Telemetría de parámetros médicos y observación médica. EUA: Asociación Americana de Enfermeros.

30.- González Morcillo Carlos. (2014). Curso de App Inventor. España: Escuela Superior de Informática.

31.- Vázquez leal, Héctor. (2010). Un expediente clínico electrónico universal para México: características, retos y Beneficios. Escuela Hospital de la Universidad Veracruzana: Facultad de Instrumentación Electrónica y Ciencias Atmosféricas.

32 MIT

<http://ai2.appinventor.mit.edu>

33 <https://codigofacilito.com>

34 <https://www.arduino.cc/>

35 <http://arduinoamueete.blogspot.mx/>

36 <https://programarfacil.com/blog>

37 <https://www.coretronica.com/losprotocolos>

38 <https://soloelectronicos.com/2014/06/04/funciones-avanzadas-app-inventor/>

39 <http://codigo21.educacion.navarra.es/autoaprendizaje/descripcion-de-los-bloques-integrados-de-app-inventor-2/>

40 <https://sites.google.com/site/appinventormegusta/presentaciones-google-docs/cadenas-de-texto>

41 Organización mundial de la salud (<http://www.who.int/gho/database/es/>).

42 Secretaria de salud (<http://www.gob.mx/salud>).

Anexos

Burr-Brown®


INA128
INA129

Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS

FEATURES

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50µV max
- LOW DRIFT: 0.5µV/°C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 5nA max
- HIGH CMR: 120dB min
- INPUTS PROTECTED TO ±40V
- WIDE SUPPLY RANGE: ±2.25 to ±18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 700µA
- 8-PIN PLASTIC DIP, SO-8

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

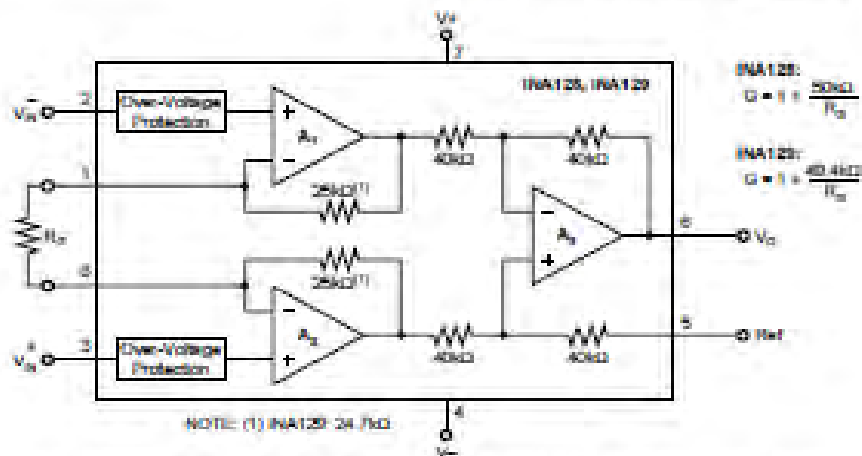
DESCRIPTION

The INA128 and INA129 are low power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. Their versatile 3-op amp design and small size make them ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (200kHz at $G = 100$).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. INA128 provides an industry standard gain equation; INA129's gain equation is compatible with the AD620.

The INA128/INA129 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.5µV/°C) and high common-mode rejection (120dB at $G \geq 100$). It operates with power supplies as low as ±2.25V, and quiescent current is only 700µA—ideal for battery operated systems. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

The INA128/INA129 is available in 8-pin plastic DIP, and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40°C to +85°C temperature range. The INA128 is also available in dual configuration, the INA128.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85711 • Street Address: 675 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Telex: 910-062-1111
 Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAX (usa): (520) 894-1111 (USA/Canada Only) • Cable: BURROCORP • Telex: 98-9401 • FAX: (520) 894-1111 • Immediate Product Info: (520) 894-1121

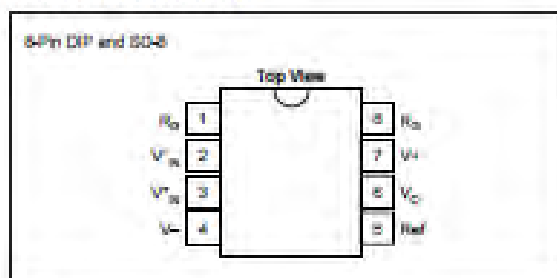
SPECIFICATIONS

All $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 10\text{k}\Omega$, unless otherwise noted

PARAMETER	CONDITIONS	INA128P, U INA128P, U			INA128PA, UA INA128PA, UA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT Offset Voltage, RTI (Bias) vs Temperature vs Power Supply Long-Term Stability (Impedance, Differential) Common-Mode Common-Mode Voltage Range ⁽¹⁾ Sate Input Voltage Common-Mode Rejection	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX} $V_S = \pm 2.25\text{V}$ to $\pm 15\text{V}$ $V_{CM} = 0\text{V}$ $V_{CM} = \pm 13\text{V}$, $\Delta R_L = 1\text{k}\Omega$ Q=1 Q=10 Q=100 Q=1000		$\pm 10 \pm 10000$ $\pm 0.2 \pm 200$ $\pm 0.2 \pm 2000$ $\pm 0.1 \pm 500$ $10^6 \parallel 2$ $10^{11} \parallel 0$	$\pm 50 \pm 50000$ $\pm 0.5 \pm 2000$ $\pm 1 \pm 10000$		$\pm 25 \pm 10000$ $\pm 0.2 \pm 500$	$\pm 125 \pm 100000$ $\pm 1 \pm 2000$ $\pm 2 \pm 20000$	μV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ $\mu\text{V}/\text{mV}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ V V V
BIAS CURRENT vs Temperature Offset Current vs Temperature			± 2 ± 30 ± 1 ± 30	± 5 ± 5		± 10 ± 10 ± 10 ± 10	nA pA/°C nA pA/°C	
NOISE VOLTAGE, RTI f = 10Hz f = 100Hz f = 1kHz $f_b = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz Noise Current f = 10Hz f = 1kHz $f_b = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz	$Q = 1000$, $R_L = 0\Omega$		10 5 5 0.2				$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$ $\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$ $\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$ $\frac{\text{pA}}{\sqrt{\text{Hz}}}$ $\frac{\text{pA}}{\sqrt{\text{Hz}}}$ $\frac{\text{pA}}{\sqrt{\text{Hz}}}$	
GAIN Gain Equation, INA128 INA128 Range of Gain Gain Error Gain vs Temperature ⁽²⁾ 50k Ω (or 40.4k Ω) Resistance ⁽³⁾ Nonlinearity	 Q=1 Q=10 Q=100 Q=1000 Q=1 $V_S = \pm 13.8\text{V}$, Q=1 Q=10 Q=100 Q=1000		$1 + (50\text{k}\Omega/R_L)$ $1 + (40.4\text{k}\Omega/R_L)$	10000	*	*	*	V/V V/V V/V % % % % ppm/°C ppm/°C % of FSR % of FSR % of FSR % of FSR
OUTPUT Voltage, Positive Negative Load Capacitance Stability Short-Circuit Current	$R_L = 10\text{k}\Omega$ $R_L = 10\text{k}\Omega$	(V+) - 1.4 (V-) + 1.4	(V+) - 0.9 (V-) + 0.8 1000 +0-15		*	*	*	V V pF mA
FREQUENCY RESPONSE Bandwidth, -3dB Slew Rate Settling Time, 0.01% Overload Recovery	Q=1 Q=10 Q=100 Q=1000 $V_S = \pm 10\text{V}$, Q=10 Q=1 Q=10 Q=100 Q=1000 50% Overdrive		1.3 700 200 20 4 7 7 9 60 4					MHz MHz MHz MHz V/μs μs μs μs μs μs
POWER SUPPLY Voltage Range Current, Total	$V_S = 0\text{V}$	± 2.25	± 15 -1700	± 18 -1750	*	*	*	V μA
TEMPERATURE RANGE Specification Operating R_{th} 8-Pin Dip SO-8 SOIC		-40 -40	80 150	65 125	*	*	*	°C °C °C/W °C/W

* Specification same as INA128P, U or INA128P, U.
NOTE: (1) Input common-mode range varies with output voltage—see typical curves. (2) Guaranteed by wafer test. (3) Temperature coefficient of the 50k Ω (or 40.4k Ω) term in the gain equation. (4) Nonlinearity measurements in G = 1000 are dominated by noise. Typical nonlinearity is $\pm 0.001\%$.

PIN CONFIGURATION



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply Voltage	±10V
Analog Input Voltage (Range)	±10V
Output Short-Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature	-40°C to +125°C
Storage Temperature	-40°C to +125°C
Junction Temperature	+150°C
Lead Temperature (soldering, 10s)	+300°C



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾	TEMPERATURE RANGE
INA128PA	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA128P	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA128UA	SO-8 Surface-Mount	182	-40°C to +85°C
INA128U	SO-8 Surface-Mount	182	-40°C to +85°C
INA128PA	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA128P	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA128UA	SO-8 Surface-Mount	182	-40°C to +85°C
INA128U	SO-8 Surface-Mount	182	-40°C to +85°C

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or license to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

Anexo programación

```

#include <stdlib.h>
int digPin = 10;
float sensorval,rango,sensorValue;
int analogpin=A1;
const int FreqCar = 7;
byte oldSample, sample;
unsigned long time;
unsigned long frequency;
int period = 2000;
int starttime = 2000;
int lastinput = 0;
int z,i,m,r;
unsigned long death = 0;
int a=0;
char buffer [80]="";
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode (FreqCar, INPUT);
}
float lectura_sensor()
{
  sensorval = analogRead(analogpin);
  rango = (5.0*sensorval*100)/1024.0;
  return rango;
}
void loop() {
  sensorValue = analogRead(A0);
  analogWrite(digPin,190);
  float voltage = sensorValue * (5.0 / 1023.0);
  //sensorval = analogRead(analogpin);
  //rango = (5.0*sensorval*100)/1024.0;
  //return rango;
  time = millis();
  sample = digitalRead(FreqCar);
  if ((sample != oldSample)&&(sample == HIGH)) {
    period = time - starttime; // Calcular el tiempo entre el latido previo y la que sólo se ha
detectado
    starttime = time; // Definir la nueva referencia de tiempo para el próximo período de
cómputo
    death = time;
  }
  oldSample = sample; //Guarda última señal recibida
  if (period < 0) {
    frequency = 0;
  }
}

```

```

    }
else {
    frequency = 60000/period; //Calcular la frecuencia cardiaca en pulsaciones por
minuto (ppm) con el período en milisegundos
}
    if ((time - death) > 1000) { // Detecta 2 segundos de ausencia
        }
    else {
        char freq[2];

        if (frequency/10 == 0) {
            freq[0] = 32; // Imprimir un espacio para el primer carácter si la
frecuencia está por debajo de 100 ppm
        }
        else {
            freq[0] = (frequency/100)+48; // Clasificar el carácter cientos y
convertirlo en ASCII
        }
        freq[1] = ((frequency/10)%10)+48; // Ordenar la decenas carácter y
convertirlo en ASCII
        freq[2] = (frequency%10)+48; // // Ordenar las unidades carácter y
convertirlo en ASCII

        if(a==10000){
            int number =freq[0];
            //int temp = lectura_sensor();
            m= (int) voltage;
            r=m;
            if (number <= 50){
                Serial.println("Reset");
                Serial.println(rango);
                Serial.println(r);
            }
            if (number >= 51){
                Serial.println(number);
                Serial.println(rango);
                Serial.println(r);
            }
            a=0;
        }
        else{
            a++;
        }
    }
}

```

Anexos de entrevistas.

Aarón Villagrán

Edad: 45 años

25 años como paramédico voluntario.

1.- ¿Cuáles son los signos vitales?

R= tensión arterial, frecuencia cardiaca, respiratoria, temperatura

2.- de los ya mencionados ¿Cuáles son los de mayor importancia? Y ¿Por qué?

R= frecuencia cardiaca y respiratoria, si no se checan signos el pacientes puede tener un paro cardiaco o paro respiratorio.

3.- ¿Qué dispositivos usan para monitorear los signos vitales?

R=baumanometro (se utiliza para checar presión) y estetoscopio (chechar frecuencia cardiaca).

4.- De los ya mencionados ¿Qué tan eficiente seria que un solo dispositivo pudiera monitorear los signos vitales?

R= Por qué daría un diagnóstico más rápido y eficiente y se actuaría con mayor cuidado con los pacientes

5.- ¿Sería necesario que fuera inalámbrico?

R= sería maravilloso ya que evitaría o estorbaría menos con la intervención medica

6.-para una mayor eficiencia ¿te gustaría que pudieran monitores desde un dispositivo móvil (Tablet o celular) o computadora?

R=desde un Tablet o celular seria eficiente.

Comentario:

Estaría bien que se hiciera el esfuerzo de crear un dispositivo así, ya que de esta manera se podrían salvar muchas vidas.

Marisol Jaramillo.

Trabaja como enfermera desde hace 2 años.

1.- ¿Cuáles son los signos vitales?

Presión arterial

Pulso y/o frecuencia cardiaca

Frecuencia respiratoria

Saturación de oxígeno (aunque no lo enseñan como un signo vital es importante su medición)

TEMPERATURA

2.- de los ya mencionados ¿Cuáles son los de mayor importancia? Y ¿Por qué?

Absolutamente todos

3.- ¿Qué dispositivos usan para monitorear los signos vitales?

Para la presión arterial usamos un baumanometro más un estetoscopio.

Para el pulso y la frecuencia respiratoria un reloj con segundero más estetoscopio si es necesario.

Para la temperatura un termómetro digital o de mercurio, si se utiliza el de mercurio es necesario un reloj ya que se tiene que tomar por mínimo 2 minutos.

y para la saturación un saturómetro que tiene que ser comprado por nosotras ya que las instituciones de gobierno no los tienen solo en el área de urgencias.

y para medir todos al mismo tiempo un monitor.

4.- de los ya mencionados ¿Qué tan eficiente sería que un solo dispositivo pudiera monitorear los signos vitales?

Sin duda alguna demasiado eficiente, ya que sería un ahorro considerable de tiempo tanto para el personal de salud como para los pacientes y sinceramente también de trabajo.

5.- ¿sería necesario que fuera inalámbrico?

Claro que si, así sería fácil de transportar e incluso de utilizar, lo haría más accesible.

6.-para una mayor eficiencia ¿te gustaría que pudieran monitorear desde un dispositivo móvil (Tablet o celular) o computadora?

Claro que si sería una idea innovadora y muy eficiente

7.- ¿sería una mejora importante si este dispositivo pudiera crear una base de datos del paciente, es decir, monitoreo de sus signos por día, enfermedades, nombre etc.?

Un sistema completo sería muy bueno es una excelente idea sería un paso a la evolución del expediente clínico e incluso un gran respaldo.

Héctor Guevara.

Estudiante de medicina.

Realizando su residencia

1.- ¿Cuáles son los signos vitales? frecuencia cardiaca frecuencia respiratoria temperatura saturación de oxígeno

2.- de los ya mencionados ¿Cuáles son los de mayor importancia? Y ¿Por qué? Todos cada uno tiene un parámetro importante

3.- ¿Qué dispositivos usan para monitorear los signos vitales? Baumanometro de este hay varias.

4.- de los ya mencionados ¿Qué tan eficiente sería que un solo dispositivo pudiera monitorear los signos vitales? Muy bueno

5.- ¿sería necesario que fuera inalámbrico? De preferencia

6.- para una mayor eficiencia ¿te gustaría que pudieran monitores desde un dispositivo móvil (Tablet o celular) o computadora? Si pero es muy complejo aja

7.- ¿sería una mejora importante si este dispositivo pudiera crear una base de datos del paciente, es decir, monitoreo de sus signos por día, enfermedades, nombre etc.?

Si claro si solo se copia y pega y no tomarlos sería más de uso de enfermería

Lo que estaría bien y había leído algo es un chip donde tiene nombre edad enfermedad y datos personales de importancia si le agregas los signos vitales estaría bien.

Brenda Berenice Morales.

3 años como enfermera.

1.- ¿Cuáles son los signos vitales?

Frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, tensión arterial, saturación y temperatura

2.- de los ya mencionados ¿Cuáles son los de mayor importancia? Y ¿Por qué?

Tensión arterial, frecuencia cardiaca y saturación

3.- ¿Qué dispositivos usan para monitorear los signos vitales?

Oxímetro (si lo hay) monitor, baumanometro, termómetro

4.- de los ya mencionados ¿Qué tan eficiente sería que un solo dispositivo pudiera monitorear los signos vitales?

Mucho

5.- ¿sería necesario que fuera inalámbrico?

No

6.-para una mayor eficiencia ¿te gustaría que pudieran monitorear desde un dispositivo móvil (Tablet o celular) o computadora?

Si de una computadora

Anexo características bluetooth.

Características:

- Especificación bluetooth v2.0 + EDR (Enhanced Data Rate).
- Puede configurarse como maestro, esclavo, y esclavo con autoconexión (Loopback) mediante comandos AT.
- Chip de radio: CSR BC417143.
- Frecuencia: 2.4 GHz, banda ISM.
- Modulación: GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying).
- Antena de PCB incorporada.
- Potencia de emisión: ≤ 4 dBm, Clase 2.
- Alcance 5 m a 10 m.
- Sensibilidad: ≤ -84 dBm a 0.1% BER.
- Velocidad: Asíncrona: 2.1 Mbps (max.)/160 kbps, sincrónica: 1 Mbps/1 Mbps.
- Seguridad: Autenticación y encriptación (Password por defecto: 1234).
- Perfiles: Puerto serial Bluetooth.
- Módulo montado en tarjeta con regulador de voltaje y 6 pines suministrando acceso a VCC, GND, TXD, RXD, KEY y status LED (STATE).
- Consumo de corriente: 50 mA.
- El pin RX del módulo requiere resistencia de pull-up a 3.3 V (4.7 k a 10 k). Si el microcontrolador no tiene resistencia de pull-up interna en el pin Tx se debe poner externamente.
- Niveles lógicos: 3.3 V. Conectarlos a señales con voltajes mayores, como por ej. 5 V, puede dañar el módulo.
- Voltaje de alimentación: 3.6 V a 6 V.
- Dimensiones totales: 1.7 cm x 4 cm aprox.
- Temperatura de operación: -20 °C a $+75$ °C.



Anexo características Sistema operativo Android.

Diseño	La plataforma es adaptable a pantallas de mayor resolución, VGA, biblioteca de gráficos 2D, biblioteca de gráficos 3D basada en las especificaciones de la OpenGL ES 2.0
Almacenamiento	SQLite, una base de datos liviana, que es usada para propósitos de almacenamiento de datos.
Conectividad	Android soporta las siguientes tecnologías de conectividad: GSM/EDGE, IDEN, CDMA, EV-DO, UMTS, Bluetooth, Wi-Fi, LTE, HSDPA, HSPA+, NFC y WiMAX, GPRS, UMTS y HSDPA
Mensajería	SMS y MMS son formas de mensajería, incluyendo mensajería de texto y ahora la Android Cloud to Device Messaging Framework (C2DM) es parte del servicio de Push Messaging de Android.
Navegador web	El navegador web incluido en Android está basado en el motor de renderizado de código abierto WebKit, emparejado con el motor JavaScript V8 de Google Chrome
Soporte de Java	primero se compila en un ejecutable Dalvik y se ejecuta en la Máquina Virtual Dalvik, Dalvik es una máquina virtual especializada, diseñada específicamente para Android y optimizada para dispositivos móviles que funcionan con batería y que tienen memoria y procesador limitados
Soporte multimedia	Android soporta los siguientes formatos multimedia: WebM, H.263, H.264 (en 3GP o MP4), MPEG-4 SP, AMR, AMR-WB (en un contenedor 3GP), AAC, HE-AAC (en contenedores MP4 o 3GP), MP3, MIDI, Ogg Vorbis, WAV, JPEG, PNG, GIF y BMP
Soporte para streaming	Streaming RTP/RTSP (3GPP PSS, ISMA), descarga progresiva de HTML (HTML5 <video> tag). Adobe Flash

	Streaming (RTMP) es soportado mediante el Adobe Flash Player
Soporte para hardware adicional	Android soporta cámaras de fotos, de vídeo, pantallas táctiles, GPS, acelerómetros, giroscopios, magnetómetros, sensores de proximidad y de presión, sensores de luz, gamepad, termómetro, aceleración por GPU 2D y 3D.
Entorno de desarrollo	Inicialmente el entorno de desarrollo integrado (IDE) utilizado era Eclipse con el plugin de Herramientas de Desarrollo de Android (ADT). Ahora se considera como entorno oficial Android Studio.
Google Play	Google Play es un catálogo de aplicaciones gratuitas o de pago en el que pueden ser descargadas e instaladas en dispositivos Android sin la necesidad de un PC.
Multi-táctil	Android tiene soporte nativo para pantallas capacitivas con soporte multi-táctil que inicialmente hicieron su aparición en dispositivos como el HTC Hero
Bluetooth	Actualmente en todas las versiones con sistema operativo android
Videollamada	Android soporta videollamada a través de Hangouts (ex-Google Talk) desde su versión HoneyComb.
Multitarea	Multitarea real de aplicaciones está disponible, es decir, las aplicaciones que no estén ejecutándose en primer plano reciben ciclos de reloj.
Características basadas en voz	La búsqueda en Google a través de voz está disponible como "Entrada de Búsqueda" desde la versión inicial del sistema
Tethering	Android soporta tethering, que permite al teléfono ser usado como punto de acceso alámbrico o inalámbrico.

APP Inventor 2

APP inventor 2 es la segunda versión de este tipo de programación, App Inventor parte de una idea conjunta del Instituto Tecnológico de Massachusetts y de un equipo de Google Education. Se trata de una herramienta web de desarrollo para iniciarse en el mundo de la programación. Con él pueden hacerse aplicaciones muy simples, y también muy elaboradas, que se ejecutarán en los dispositivos móviles con sistema operativo Android.

Para comenzar es necesario entrar al buscador de preferencia y poner APP inventor 2 dará como resultado Fig. 69.

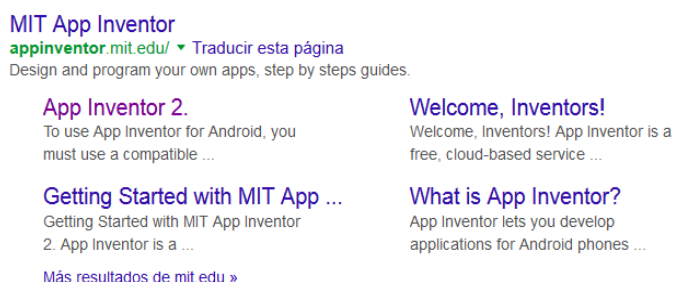


Fig. 69 primer acceso a APP inventor 2

Como segundo paso es acceder con nuestra cuenta de Gmail Fig. 70.



Fig. 70. Colocar correo de Gmail

Al hacer los dos primeros pasos tenemos acceso al entorno de desarrollo de app inventor 2 Fig.71a. con mensaje de bienvenida Fig.71b.

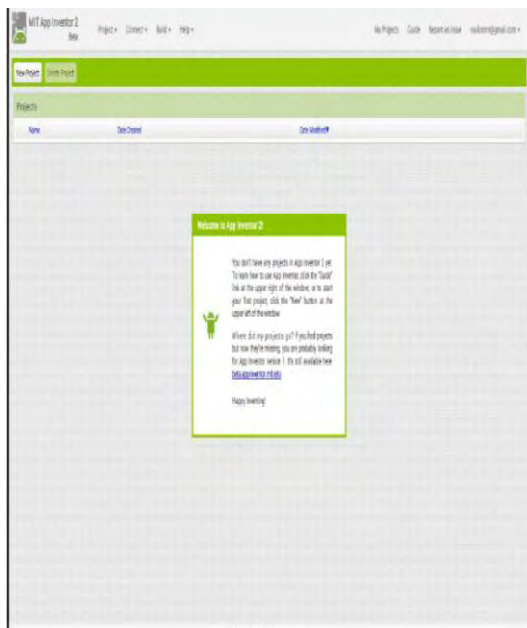


Fig.71a. mensaje de bienvenida

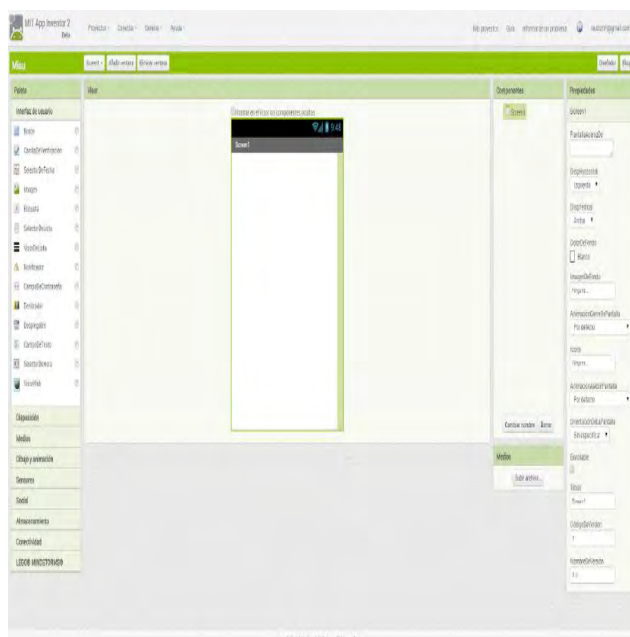


Fig. 71b. entorno de desarrollo

Ahora es bueno conocer el entorno de desarrollo de app inventor Fig. 72.

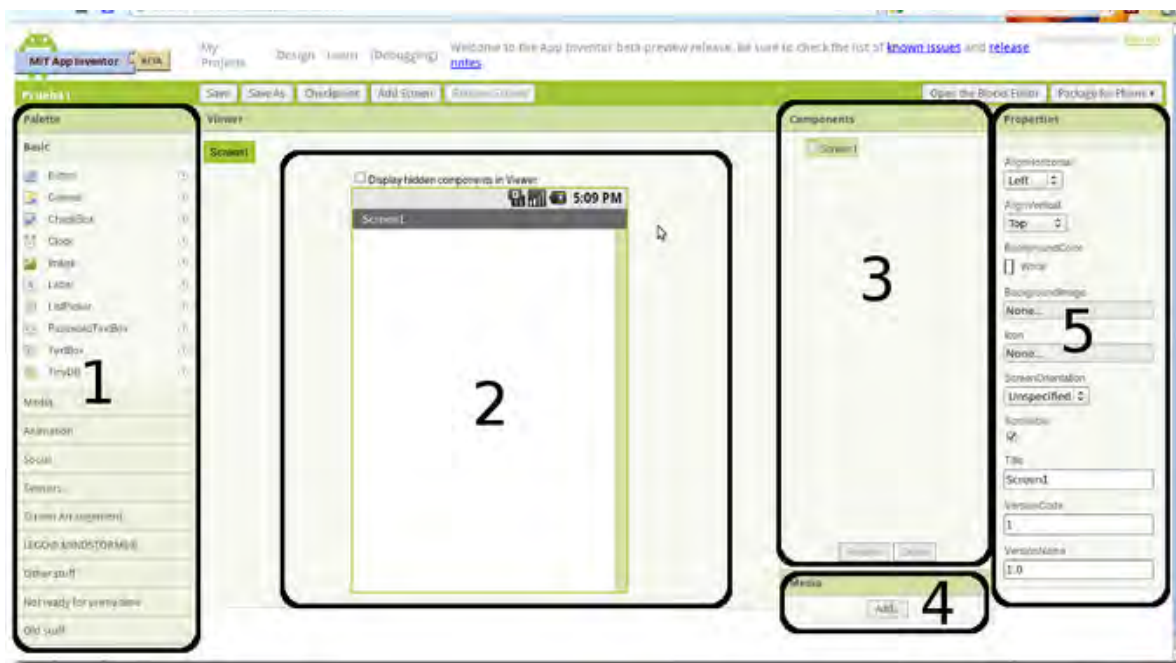


Fig.72 Entorno general de desarrollo

Tiene la ventana del diseñador en la que se construye, mediante el ratón, sin necesidad de usar ningún lenguaje de programación, todo es la interfaz gráfica que va a tener la aplicación [22]. En ella se han marcado con números cada una de sus partes principales:

- 1) La *paleta* contiene todos los elementos que podemos insertar en nuestra aplicación. Hay elementos gráficos como cuadros de texto, botones, lienzo de dibujo (Canvas) y elementos que no se ven en la pantalla del móvil, como base de datos (TinyDB), acelerómetro, cámara de vídeo, etc.
- 2) *Viewer*. El visor de la pantalla, simula la apariencia visual que tendrá la aplicación en el móvil. Para añadir un elemento a la pantalla hay que arrastrarlo desde la paleta y soltarlo en el visor. Los elementos que no tengan visibilidad hay que arrastrarlos también al viewer y automáticamente se desplazarán debajo de él bajo el epígrafe “Non-visible components”
- 3) *Components* muestra la lista de los componentes que se han colocado en el proyecto. Cualquier componente que haya sido arrastrado y soltado desde la paleta al visor aparecerá ahí. Si se quiere borrar alguno es en la lista de componentes donde está el botón que permite borrarlo.
- 4) *Media* muestra las distintas imágenes y sonidos que estarán disponibles para el proyecto. Cualquier archivo de imagen o audio que se quiera usar en la aplicación hay que insertarlo usando este apartado para que esté disponible.
- 5) *Properties*: cada vez que en el Viewer se seleccione un componente, en Properties aparecerán todos los detalles que se puedan cambiar de ese componente. Por ejemplo, al hacer clic sobre un componente TextBox se podrá cambiar en Properties su color, texto, fuente, etc. Para aquellos que hayan usado antes entornos de desarrollo del tipo de Visual Studio en Windows o Gambas en Linux le será muy familiar esta forma de trabajar.

Es momento de conocer como está estructurado la programación en bloques que es similar a la programación en código fuente.

Sentencias

En App Inventor existen numerosos bloques que son sentencias de programación. Se distinguen rápidamente porque expresan una acción a realizar con un verbo en imperativo. Los más habituales son *call*, *set* y *def* (abreviatura de define).

Condiciones

Con frecuencia necesitamos realizar distintas acciones en función de que ocurra o no algo. En App Inventor para condicionar nuestro programa tenemos las estructuras *if-then*, *if-then-else*, *while* y *choose*.

Bucles

Un bucle provoca la ejecución repetida de varias sentencias. En App inventor disponemos de los bucles *while*, *for range* y *foreach*.

Variables

Disponemos de las herramientas para definir y cambiar variables. El tipo puede ser numérico o un texto y “se declara” al asignarle un valor por primera vez.

Eventos

Los nombres de cada uno de los distintos eventos dependen del objeto que los provoca. Un botón avisa de cuando se ha hecho clic sobre él, mientras que el acelerómetro avisa de cuando se ha agitado el móvil, la mensajería de cuando se ha recibido un mensaje, el objeto de Twitter de cuando hemos sido mencionados en esa red social, la cámara de fotos de cuando se ha hecho una foto y así sucesivamente.

Conociendo el potencial de app inventor hace falta mencionar la creación de una base de datos para esto se define ¿Qué es una base de datos?

Una base de datos es una colección de información organizada de forma que un programa pueda seleccionar rápidamente los fragmentos de datos que necesite.

Las bases de datos tradicionales se organizan por campos, registros y archivos. Un campo es una pieza única de información; un registro es un sistema completo de campos; y un archivo es una colección de registros. Por ejemplo, una guía de teléfono es análoga a un archivo. Contiene una lista de registros, cada uno de los cuales consiste en tres campos: nombre, dirección, y número de teléfono. A veces se utiliza DB, de *database* en inglés, para referirse a las bases de datos. Por mencionar algunos lenguajes de programación para poder crear una base de datos son C, C++, C#, Oracle, SQL, Android, por mencionar algunos y depende de la cantidad de información es la base de datos a utilizar.

Tiny DB

El componente TinyDB sirve para almacenar datos que se almacenan en el telefono y estan disponible desde la aplicación cuando se ejecuta. El TinyDB es un componente no visible. Las aplicaciones de App Inventor se inicializan cada vez que se ejecutan. Si el

usuario guarda un valor en una variable y sale del programa, no sera recordado su valor la próxima vez que se ejecute. Con TinyDB tenemos un almacén persistente donde guardar el dato que necesitamos para la próxima ejecución. Se guardan los datos como etiquetas que luego se pueden recuperar. Si no se guardan los datos en las etiquetas devuelve el texto vacío. Solamente se puede meter un almacén de datos por programa, si ponemos varios se usa solamente uno. No se puede usar TinyDB para pasar datos entre dos aplicaciones diferentes en el teléfono.

Métodos:

StoreValue(text tag, valueToStore): Almacena el valor en la etiqueta dada. La etiqueta (tag) debe ser una cadena de texto, el valor puede ser una cadena o una lista.
 GetValue(text tag): Obtiene el valor que se almacena en la etiqueta dada. Si no hay valor se almacena, se devuelve el texto vacío.

Ventajas y desventajas de realizar una APK en app inventor 2

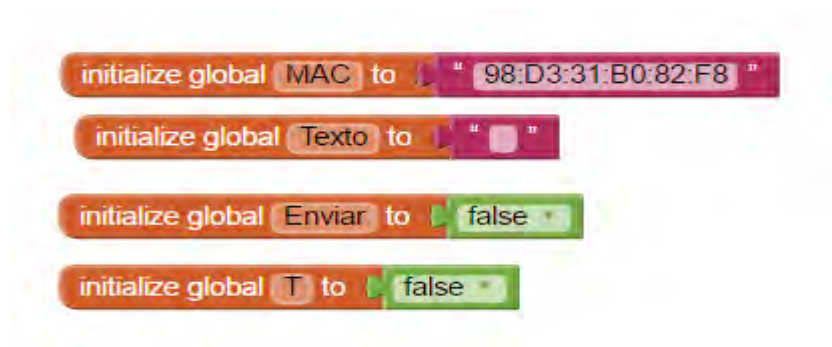
ventajas	desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • No es necesario instalar un IDE. • Son necesarios mínimos conocimientos de programación. • Desarrollo rápido de aplicaciones con bajos niveles de error. Almacenamiento en la nube. 	<ul style="list-style-type: none"> • No se pueden subir al Android Market (aun). • No permite diferentes actividades en una aplicación. Tamaño elevado de APK. • No permite aplicaciones complejas, aunque si completas.

Anexo Circuito final

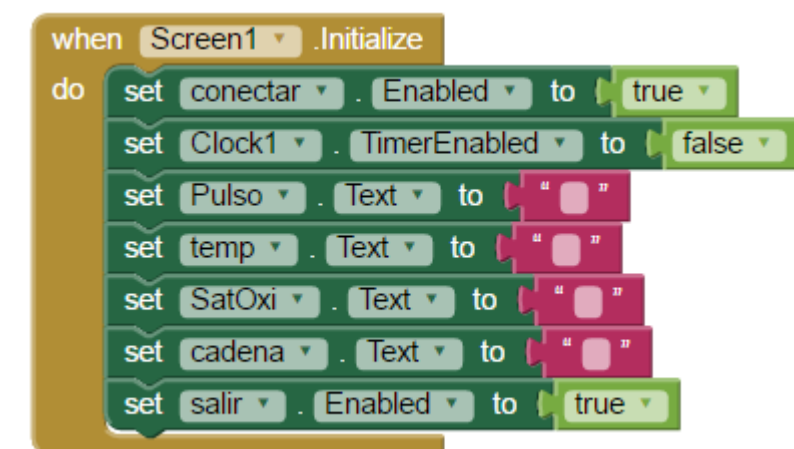
The circuit board layout includes the following components and sections:

- Timer 555, señal de excitación:** A 555 timer (U2) configured as a square wave generator, providing an excitation signal to the first inverter.
- Amplificador no inversor 1:** A non-inverting amplifier (U1) using an AD620 op-amp, which amplifies the signal from the timer.
- Filtro de segundo Orden:** A second-order low-pass filter (U3:A) using a TL084 op-amp to smooth the amplified signal.
- Derivador:** A differentiator circuit (U3:B) using a TL084 op-amp to generate a sharp pulse from the filtered signal.
- Amplificador no inversor 2:** A second non-inverting amplifier (U3:C) using a TL084 op-amp, which further amplifies the derivative signal.
- Inversor de voltaje:** An inverter (U4) using an ICL7660 charge pump to provide a negative supply voltage for the second inverting amplifier.
- Comparator de lazo abierto:** A voltage comparator (U3:D) using a TL084 op-amp to compare the amplified derivative signal with a reference voltage, driving an LED (D3).
- Microcontrolador Arduino uno:** An Arduino Uno board with a temperature sensor (LM35, U5) connected to its analog input.

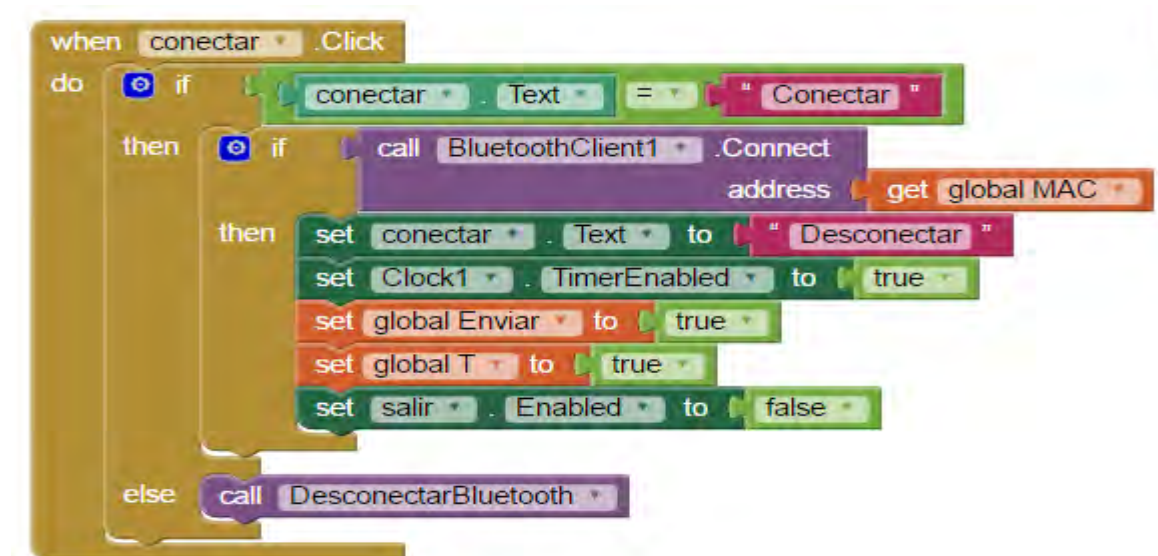
Inicio de las variables, así como la variable de número Mac que este número permite la identificación del bluetooth.



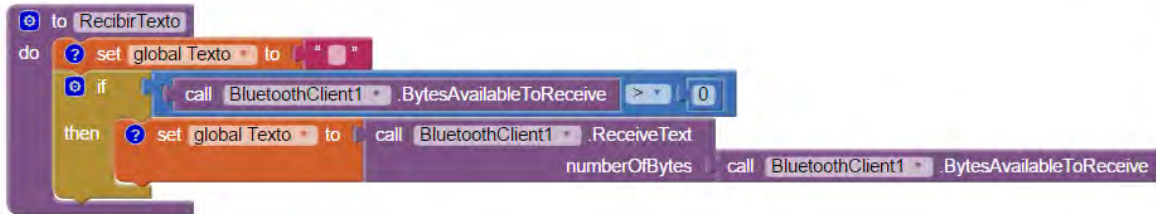
Los textbox se muestran en ceros al entrar a la app creada y los botones se muestran con la leyenda conectar y salir



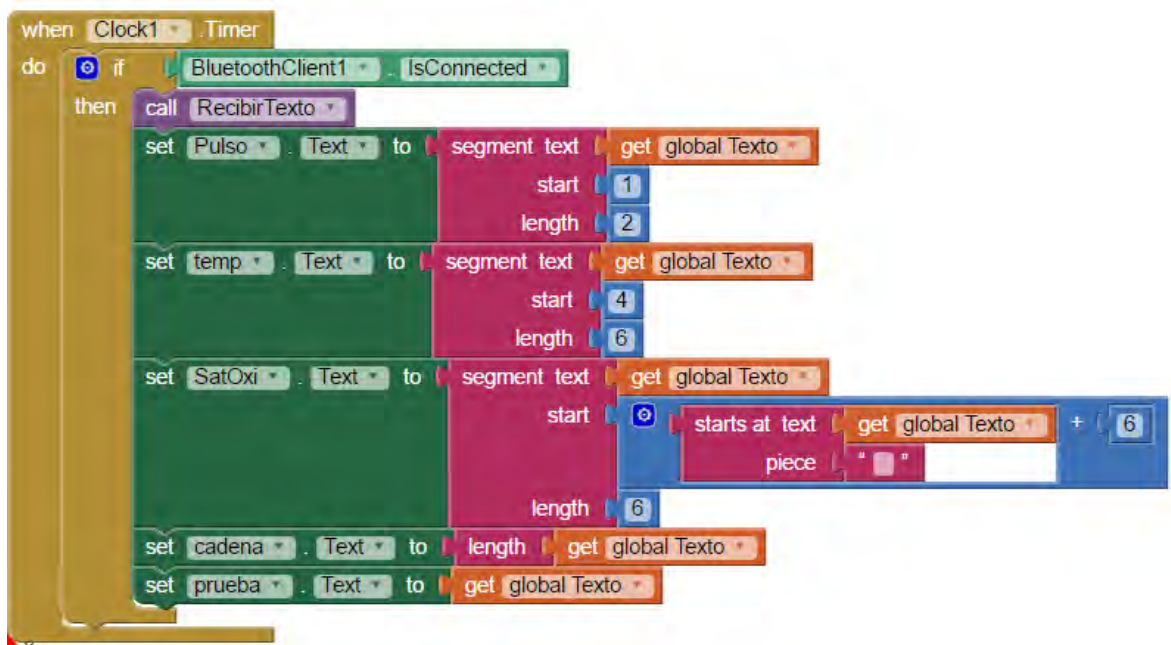
configuración del botón de conectar, así como las acciones a realizar



configuración del envío de datos del microcontrolador arduino por medio del bluetooth hacia la aplicación, donde se tiene una variable vacía la cual recibe dichos datos y almacena de manera temporal dicha información.



El clock1 tiene la función de dar un tiempo a los datos recibidos desde el bluetooth y programar que se va hacer con dichos datos en este caso se reciben como un solo vector y esta parte se encarga de separarlo por número de bits y tamaño de la cadena



Se inicializan las variables de la base de datos ya que se va a hacer un conteo de los primeros datos guardados hasta el último.

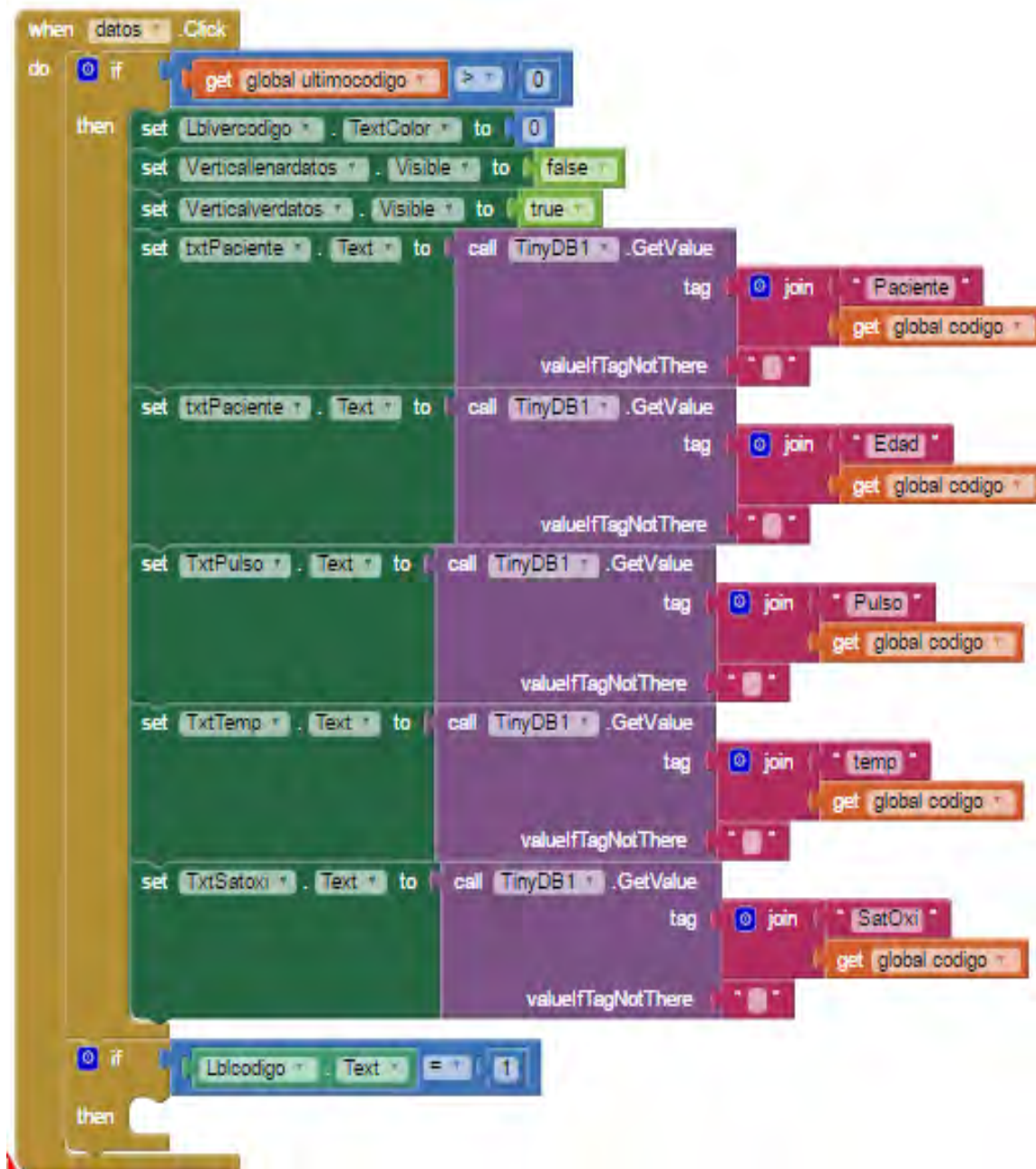
initialize global ultimocodigo to 0

initialize global codigo to 0

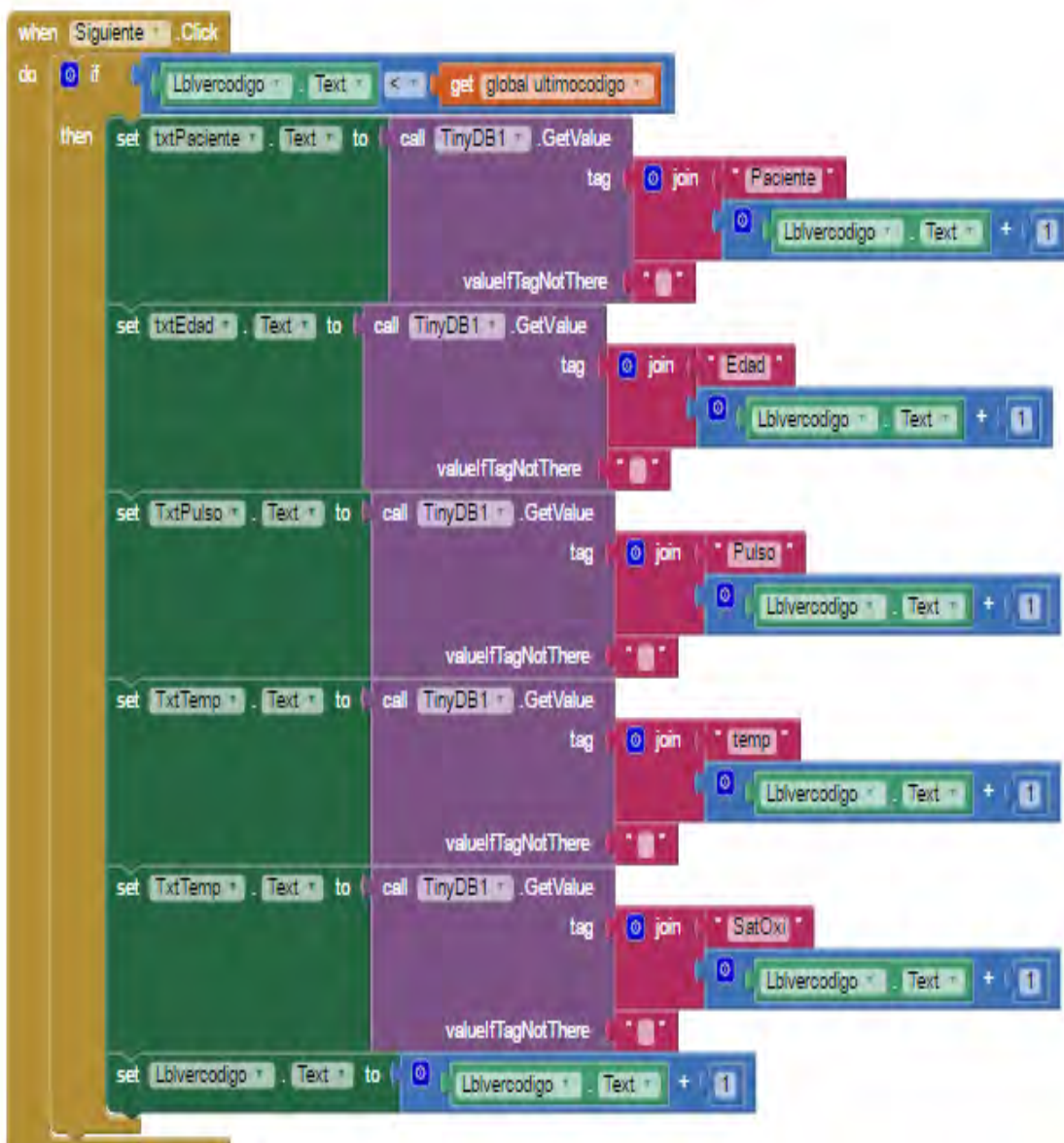
hay que configurar el botón de guardar en la base de datos y que tipos de datos va a almacenar y va empezar un conteo con los ya almacenados al dar click va aumentar un +1.

```
when Guardar .Click
do
  set global codigo to Lbloodigo . Text
  call TinyDB1 .StoreValue
  tag join Paciente
  valueToStore Paciente . Text
  call TinyDB1 .StoreValue
  tag join Edad
  valueToStore Edad . Text
  call TinyDB1 .StoreValue
  tag join Pulso
  valueToStore Pulso . Text
  call TinyDB1 .StoreValue
  tag join temp
  valueToStore temp . Text
  call TinyDB1 .StoreValue
  tag join SatOxi
  valueToStore SatOxi . Text
  call TinyDB1 .StoreValue
  tag ultimocodigo
  valueToStore get global codigo
  set Paciente . Text to ""
  set Edad . Text to ""
  set Pulso . Text to ""
  set temp . Text to ""
  set SatOxi . Text to ""
  set Lbloodigo . Text to Lbloodigo . Text + 1
  set global ultimocodigo to get global codigo
```

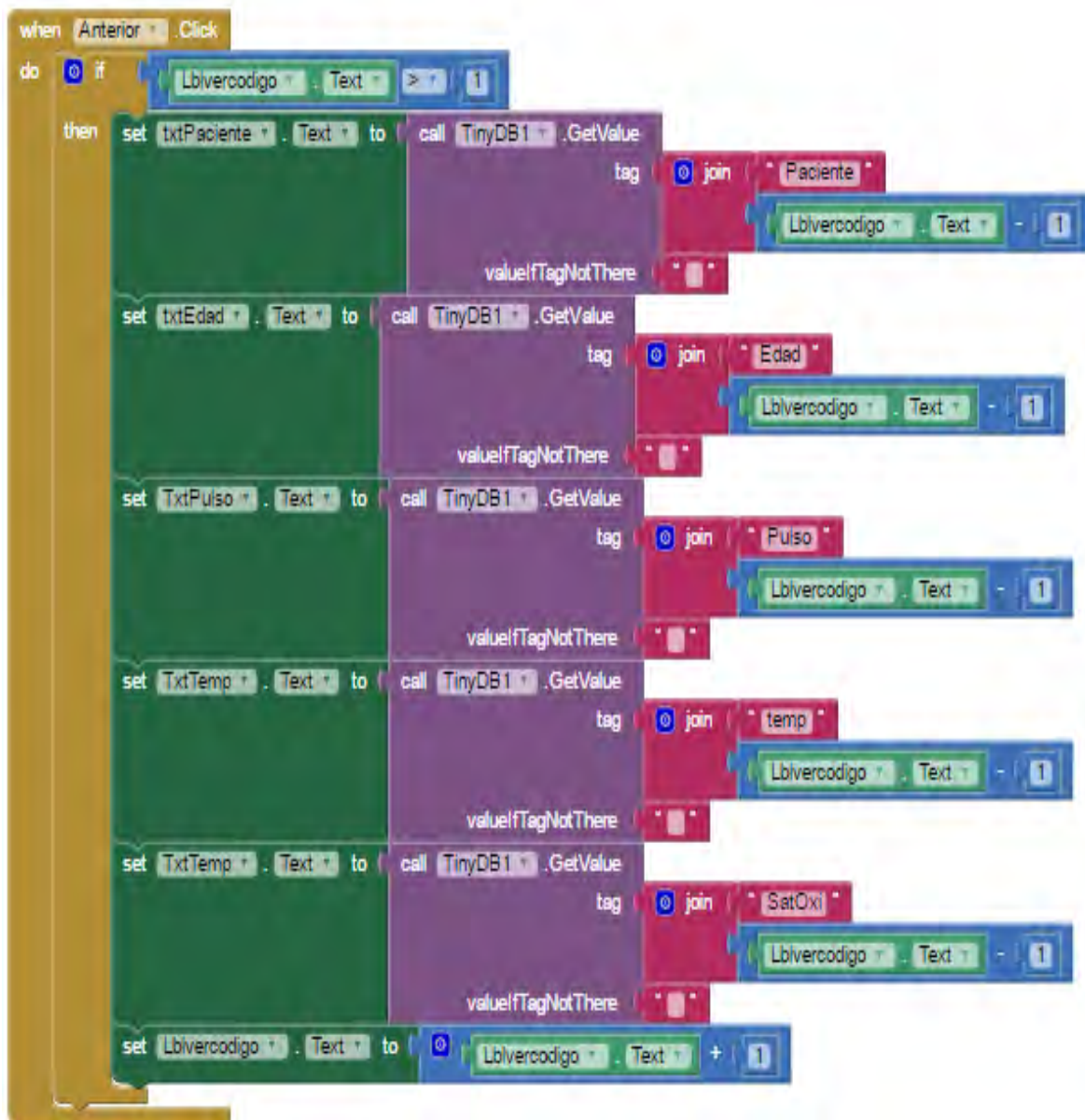
El botón de datos es para observar los datos almacenados en la base de datos y que se hagan visibles.



El botón de siguiente como su nombre lo indica es para poder moverse al siguiente dato almacenado dentro de la base de datos.



De la misma manera que el botón de siguiente sirve para navegar dentro de la base de datos pero dependiendo de la cantidad de información almacenada ya que va restando - 1 para visualizar dicha información anterior



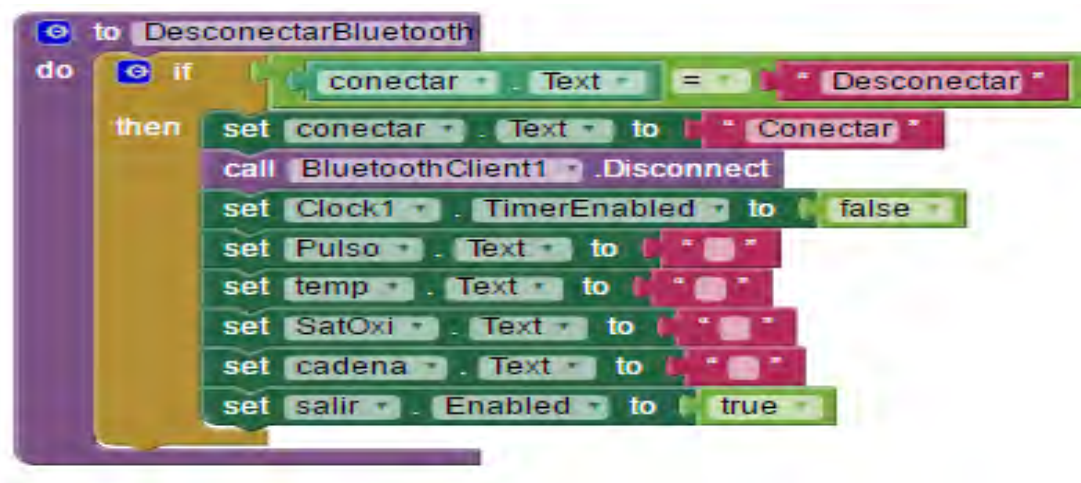
Regresa al primer screen o primera pantalla donde se están visualizando los datos del monitoreo y se coloca el nombre y edad del usuario.



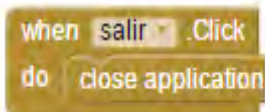
Este botón inicializa los cuadros de texto donde se está visualizando las variables biológicas y las deja en blanco



Al presionar el botón de desconectar cancela la función de envió de datos por bluetooth y deja todos los cuadros de textos en blanco en el screen.



Botón de salir tiene la función de salir de la aplicación.



Anexo guía de usuario.



“Monitoreo de temperatura, pulso cardíaco y saturación de oxígeno por transmisión inalámbrica.”

Profesor M.I. Livier Baez Rivas Centro de Ingeniería Avanzada conjunto Sur de la Facultad de Ingeniería Edificio X 56229984 ext 202 Celular 0445519376332, correo electrónico livierb@gmail.com

Facultad de Ingeniería, División de Ingeniería Mecánica e Industrial, Departamento Ingeniería Mecatrónica

Se solicita de su participación en este proyecto de tesis, cuyo objetivo es conocer el comportamiento del sistema al monitorear 3 señales biológicas al mismo tiempo por conexión inalámbrica

La toma de cada una de éstas muestras será mediante la técnica llamada pletismografía (Se utiliza para medir cambios en volumen de diferentes partes del cuerpo. Este examen se puede hacer para verificar si hay coágulos sanguíneos en los brazos y las piernas) que permite medir los latidos de corazón por minuto que tiene el usuario y con esta misma técnica auxilia para obtener el porcentaje de oxígeno que corre por nuestra sangre.

Para medir la temperatura esta auxiliado por un sensor que permite hacer la misma medición que un termómetro convencional.

Actividades a realizar

1. Lavarse las manos antes de la prueba o usar gel antibacterial para que no exista ninguna interferencia en los sensores.
2. Se colocarán los sensores con ayuda de velcro en el dedo índice (Fig. 1), el usuario indicara si está muy justo o flojo el velcro según sea la sensación de este.

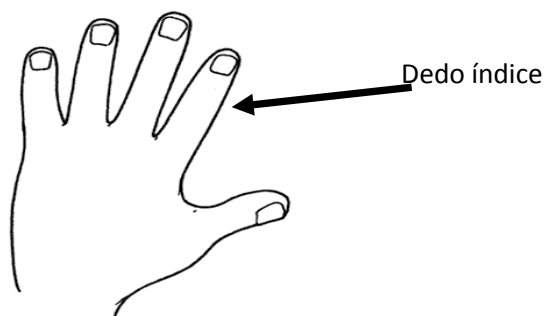


Fig.1 Indicación donde deben de ir colocados los sensores

3. Sentarse de manera adecuada, es decir la espalda recarga en el respaldo de la silla manteniendo una buena postura de tal manera que este lo más cómodo posible durante la prueba Fig.2.
4. Mantener brazo y mano en una superficie plana puede ser una mesa, escritorio, etc. en una posición cómoda para que no exista movimiento para no generar interferencia en el monitoreo Fig. 2.



Fig.2 posición recomendada durante la prueba

Para este estudio participaran 3 mujeres y 3 hombres de entre 20-25 años puede ser familiares, amigos o compañeros de la escuela.

Por el tipo de técnica que se utiliza para el sensado de las señales biológicas ya antes mencionadas, no existe ningún riesgo para el usuario ya que es una técnica no invasiva para el ser humano.

Su participación en el estudio es totalmente voluntaria, y si usted decide no participar recibirá todos los cuidados médicos que usted precise y la relación con el equipo médico que lo atiende no va verse afectada.

Anexo protocolo.

¿qué?

Se busca monitorear y visualizar el comportamiento de las señales biológicas de temperatura, pulso cardiaco y saturación de oxígeno por medio de una conexión inalámbrica.

¿por qué?

Para un mejoramiento y control de las señales biológicas y desde luego tener la ventaja que desde cualquier dispositivo móvil poder monitorear dichas señales a distancia sin necesidad de permanecer en un solo lugar, desde luego tanto paciente o medico salen beneficiados ya que el paciente no tiene muchos cables a su alrededor a no es un método invasivo y al médico al estar atento a dichas señales sin estar en el mismo cuarto.

¿cómo?

La población de estudio se encuentra entre 20-25 años, ya que es la edad donde se encuentra una madurez del cuerpo en general[1], para dicha prueba es necesario mantener un lo mejor controlado posible que no exista un factor externo que pueda influenciar en la prueba como por ejemplo ruido de la calle y de mascotas, la temperatura no estar rodeado de mucho equipos electrónicos que se esté en un ambiente luminoso ya que puede afectar en el sensado de la prueba y el usuario debe estar idealmente tranquilo, que goce de buen estado de salud y que no esté influenciado por alguna sustancia toxica o algún medicamento.

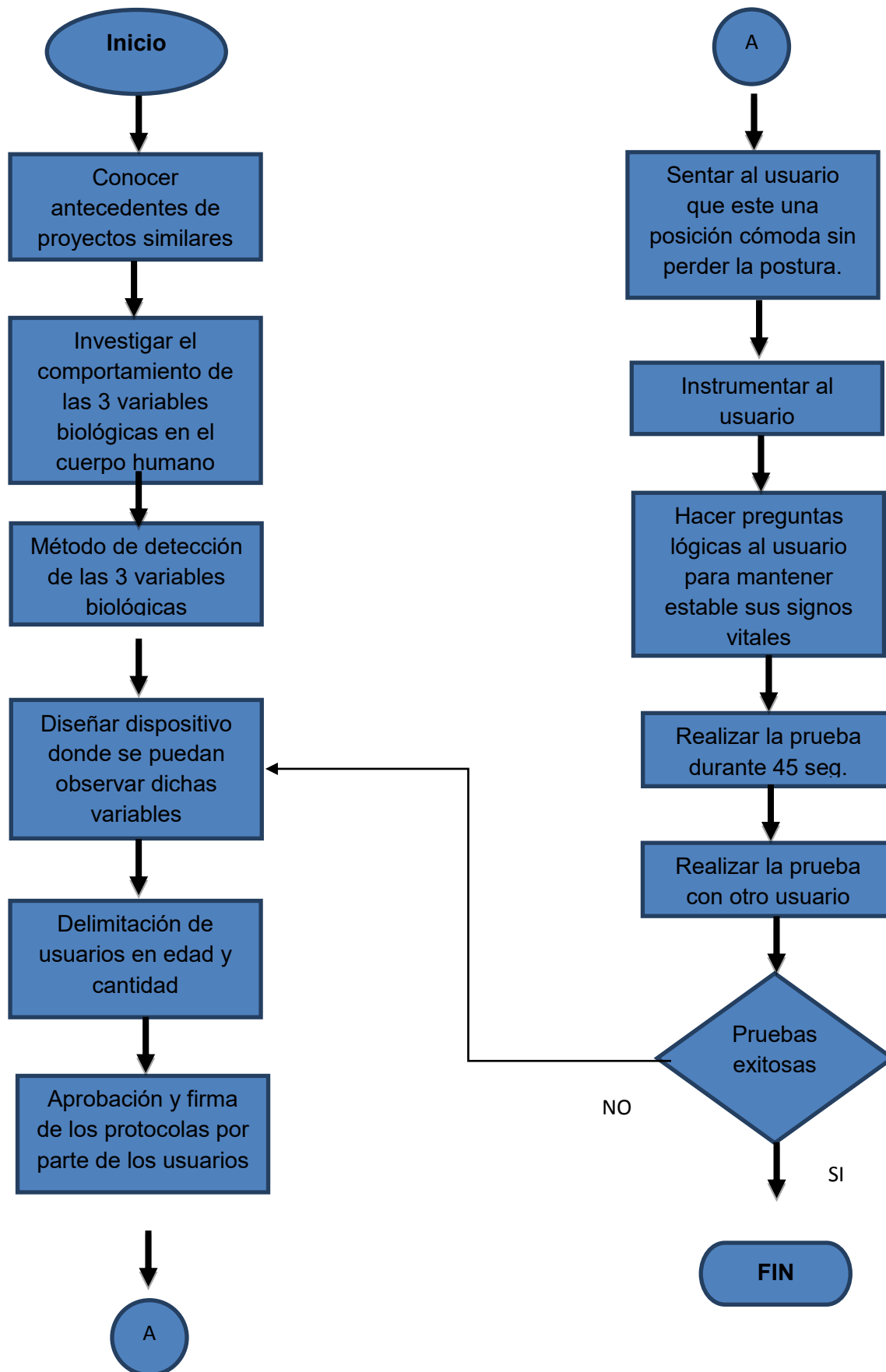
[1] Maduración biológica y cognitiva, Universidad Autónoma de Barcelona J.M. Asensio. Pág. 124.

Descripción

A continuación, se describe el proceso de investigación, diseño y pruebas del proyecto.

- Antecedentes de las variables de estudio (pulso cardiaco, saturación de oxígeno y temperatura).
- Investigación del comportamiento de las variables biológicas en el cuerpo humano.
- Se seleccionó la técnica adecuada para la medición de las variables biológicas.
- Se seleccionó método de transmisión inalámbrica de las variables.
- Se armó prototipo para las primeras pruebas.

- Se programó microcontrolador para poder hacer el procesamiento digital de las señales.
- Se creó aplicación en SO Android para la visualización, almacenamiento y base de datos para las señales.
- Se diseñó PCB del circuito.
- Se montó de los sensores en un pequeño pcb y colocándolos en un chasis.
- Delimitación de edad de los usuarios y búsqueda (3 hombres y 3 mujeres de 20 a 25 años).
- Explicación de a los usuarios en que consiste la prueba.
- Aprobación de los usuarios si es que si o no quieren realizar dicha prueba.
- Firma de consentimiento de los usuarios.
- Se instrumentó a los usuarios donde se deberían encontrar sentados lo más cómodamente posible sin perder la postura y el brazo derecho o izquierdo colocándolo en una superficie plana, colocando los sensores en su dedo índice sujetándolo de tal manera que no existiría movimiento para interferencia del monitoreo y comodidad del usuario.
- Tiempo estimado 30 segundos.
- Se hicieron preguntas lógicas al usuario para mantener una estabilidad en sus signos vitales.
- Termino de la prueba.



¿Dónde?

- Casa del usuario
- Edificio CIA, Anexo de ingeniería
- Parque
- Biblioteca central CU

¿con qué?

- Sensor infrarrojo emisor y receptor
- Led ultra brillante rojo
- Sensor de temperatura lm35
- Amplificadores operacionales
- Timer 555
- Resistencias
- Capacitores
- Led's
- Placa fenólica
- Arduino uno
- Bluetooth HC-05
- Cable UTP
- Pila recargable 9V
- Dispositivo electrónico con SO Android
- Sujeto de pruebas

¿con quién?

- M.I. Livier Baez Rivas
- Usuarios
- Jacob Palacios Gómez

Anexo cédulas de sujetos de pruebas.**Sujeto 1**

Fecha de la Prueba: 3/03/2017 Hora de la Prueba 3:55pm
 Lugar de la Prueba: casa
 Temperatura Ambiente: 21°C
 Tipo de Iluminación: artificial
 Duración de la Prueba: 30 seg
 Sonido Existentes:
 Estatura: 1.50cm. Peso: 59Kg. Complexión: media
 Genero femenino

Condición del Paciente

Condición	Condición del Paciente		Observación
	Si	No	
Tinte en uñas		no	
Hipertensión		No	
Arritmia		No	
Insuficiencia Cardíaca		No	
Aneurisma		No	
Infartos		No	
Diabetes		No	
Infección reciente	Si		Urinarias
Fiebre		No	
Asma		No	
Gripe		No	
Ingestión de Medicamentos	Si		Aprox:20min
Ingesta de alimentos Reciente:		No	
Ingesta de Alcohol		No	
Ingesta de Drogas		No	
Fuma		No	

Horas de Sueño diario: 8 hrs
 Horas desde el ultimo sueño: 6 hrs
 Actividad física reciente: No
 Embarazo: No
 Pigmentación de la piel: Morena clara
 Estado emocional: estable
 Otros Solo con un poco de sueño

Sujeto 2

Fecha de la Prueba: 3/03/2017 Hora de la Prueba 4:50pm
 Lugar de la Prueba: casa
 Temperatura Ambiente: 24°C
 Tipo de Iluminación: artificial
 Duración de la Prueba: 30 seg
 Sonido Existentes:
 Estatura: 1.63cm. Peso: 72Kg. Compleción: Robusta
 Genero Femenino

Condición del Paciente

Condición	Condición del Paciente		Observación
	Si	No	
Tinte en uñas		no	
Hipertensión		No	
Arritmia		No	
Insuficiencia Cardíaca		No	
Aneurisma		No	
Infartos		No	
Diabetes		No	
Infección reciente	Si		Riñon
Fiebre		No	
Asma		No	
Gripe		No	
Ingestión de Medicamentos	Si		Aprox:20min
Ingesta de alimentos Reciente:	Si		Aprox:40min
Ingesta de Alcohol		No	
Ingesta de Drogas		No	
Fuma		No	

Horas de Sueño diario: 5.30 hrs
 Horas desde el ultimo sueño: 9.30 hrs
 Actividad física reciente: No
 Embarazo: No
 Pigmentación de la piel: Morena clara
 Estado emocional: estable
 Otros Pequeño dolor de cabeza.

Sujeto 3

Fecha de la Prueba: 3/03/2017 Hora de la Prueba 5:40pm
 Lugar de la Prueba: casa
 Temperatura Ambiente: 25°C
 Tipo de Iluminación: artificial
 Duración de la Prueba: 30 seg
 Sonido Existentes:
 Estatura: 1.67cm. Peso: 78Kg. Compleción: Robusta
 Genero Masculino

Condición del Paciente

Condición	Condición del Paciente		Observación
	Si	No	
Tinte en uñas		no	
Hipertensión		No	
Arritmia		No	
Insuficiencia Cardiaca		No	
Aneurisma		No	
Infartos		No	
Diabetes		No	
Infección reciente		No	
Fiebre		No	
Asma		No	
Gripe		No	
Ingestión de Medicamentos		No	
Ingesta de alimentos Reciente:	Si		Aprox:60min
Ingesta de Alcohol		No	
Ingesta de Drogas		No	
Fuma		No	

Horas de Sueño diario: 8 hrs
 Horas desde el ultimo sueño: 12 hrs
 Actividad física reciente: Si bicicleta
 Embarazo: No
 Pigmentación de la piel: Morena clara
 Estado emocional: estable
 Otros

Sujeto 4

Fecha de la Prueba: 3/03/2017 Hora de la Prueba 8:30pm
 Lugar de la Prueba: casa
 Temperatura Ambiente: 19°C
 Tipo de Iluminación: artificial
 Duración de la Prueba: 30 seg
 Sonido Existentes:
 Estatura: 1.69cm. Peso: 73Kg. Compleción: Media
 Genero Masculino

Condición del Paciente

Condición	Condición del Paciente		Observación
	Si	No	
Tinte en uñas		no	
Hipertensión		No	
Arritmia		No	
Insuficiencia Cardíaca		No	
Aneurisma		No	
Infartos		No	
Diabetes		No	
Infección reciente		No	
Fiebre		No	
Asma		No	
Gripe		No	
Ingestión de Medicamentos		No	
Ingesta de alimentos Reciente:		No	
Ingesta de Alcohol		No	
Ingesta de Drogas		No	
Fuma		No	

Horas de Sueño diario: 8 hrs
 Horas desde el ultimo sueño: 14 hrs
 Actividad física reciente: No
 Embarazo: No
 Pigmentación de la piel: Morena clara
 Estado emocional: estable
 Otros

Sujeto 5.

Fecha de la Prueba: 6/03/2017 Hora de la Prueba 2:50pm
 Lugar de la Prueba: casa
 Temperatura Ambiente: 22°C
 Tipo de Iluminación: artificial
 Duración de la Prueba: 30 seg
 Sonido Existentes:
 Estatura: 1.67cm. Peso: 79Kg. Compleción: Robusta
 Genero Masculino

Condición del Paciente

Condición	Si	No	Observación
Tinte en uñas		no	
Hipertensión		No	
Arritmia		No	
Insuficiencia Cardíaca		No	
Aneurisma		No	
Infartos		No	
Diabetes		No	
Infección reciente		No	
Fiebre		No	
Asma		No	
Gripe		No	
Ingestión de Medicamentos		No	
Ingesta de alimentos Reciente:	Si		Aprox:20min
Ingesta de Alcohol		No	
Ingesta de Drogas		No	
Fuma		No	

Horas de Sueño diario: 8 hrs
 Horas desde el ultimo sueño: 5 hrs
 Actividad física reciente: No
 Embarazo: No
 Pigmentación de la piel: Apiñonada
 Estado emocional: estable
 Otros

Sujeto 6.

Fecha de la Prueba: 6/03/2017 Hora de la Prueba 2:50pm
 Lugar de la Prueba: casa
 Temperatura Ambiente: 24°C
 Tipo de Iluminación: artificial
 Duración de la Prueba: 30 seg
 Sonido Existentes:
 Estatura: 1.67cm. Peso: 72Kg. Compleción: media
 Genero Masculino

Condición del Paciente

Condición	Si	No	Observación
Tinte en uñas		no	
Hipertensión		No	
Arritmia		No	
Insuficiencia Cardíaca		No	
Aneurisma		No	
Infartos		No	
Diabetes		No	
Infección reciente		No	
Fiebre		No	
Asma		No	
Gripe		No	
Ingestión de Medicamentos		No	
Ingesta de alimentos Reciente:	Si		Aprox:20min
Ingesta de Alcohol		No	
Ingesta de Drogas		No	
Fuma		No	

Horas de Sueño diario: 7 hrs
 Horas desde el ultimo sueño: 5 hrs
 Actividad física reciente: No
 Embarazo: No
 Pigmentación de la piel: Apiñonada
 Estado emocional: estable
 Otros

Anexo pruebas.

Sujeto 1 variable de pulso cardiaco.

tiempo	Pulso Sistema comercial	pulso sistema Android
0	75	79
3	76	77
6	74	77
9	73	79
12	74	78
15	75	78
18	76	76
21	78	76
24	77	77
27	75	77
30	74	78
33	75	79
36	75	79
39	74	75
42	75	75
45	76	75

Fig. A. Tabla de valores comparativos.

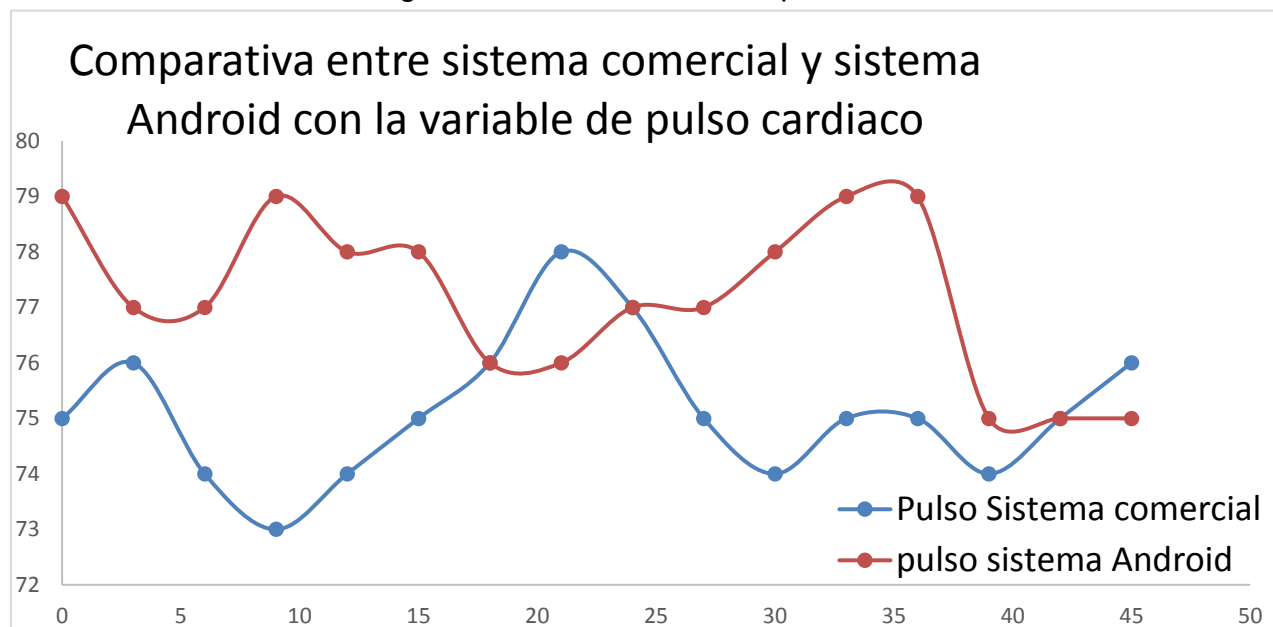


Fig B. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de pulso cardiaco.

Para conocer el porcentaje de error de la comparación entre el sistema comercial y el sistema realizado con Android se realizó el cálculo de dicho error con los datos recabados de cada una de las pruebas y por cada dato obtenido tiene un error y un cálculo general con la sumatoria de dichos datos, para realizar dicho cálculo la fórmula es la siguiente:

$$\text{error \%} = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Pulso Sistema comercial	pulso sistema Android	% error
1	75	79	5.33%
2	76	77	1.32%
3	74	77	4.05%
4	73	77	5.48%
5	74	78	5.41%
6	75	78	4.00%
7	76	76	0.00%
8	78	76	2.56%
9	77	77	0.00%
10	75	77	2.67%
11	74	78	5.41%
12	75	79	5.33%
13	75	79	5.33%
14	74	75	1.35%
15	75	75	0.00%
16	76	75	1.32%
total	1202	1233	3.10%

Fig. C. tabla de porcentaje de error por dato y total.

Variable de temperatura.

Tiempo	Temp. sistema comercial	Temp. sistema Android
0	35	36
3	35	36
6	35	36
9	35	36
12	36	36
15	36	36
18	36	36
21	36	36
24	36	36
27	36	36
30	36	36
33	36	36
36	36	36
39	36	36
42	36	36
45	36	36

Fig. D. Tabla de valores comparativos.

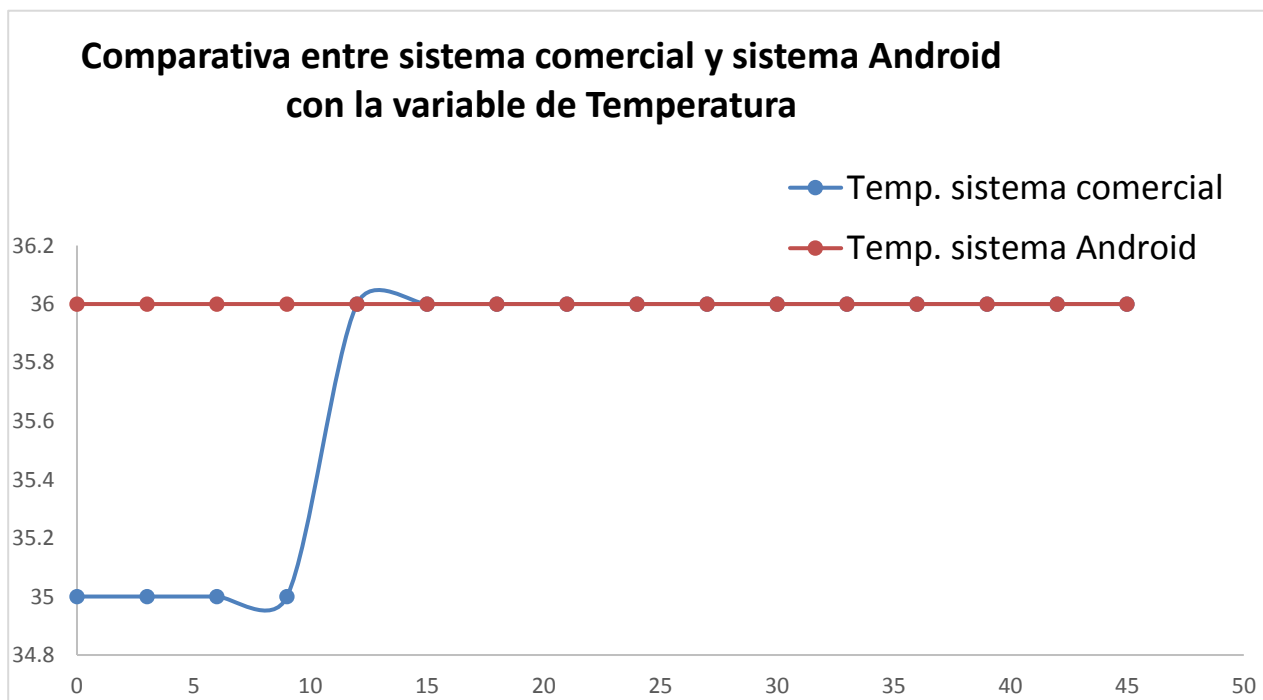


Fig. E. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de temperatura.

Calculo de porcentaje de error de temperatura del sujeto de pruebas 1.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Temp. sistema comercial	Temp. sistema Android	% error
1	35	36	2.86%
2	35	36	2.86%
3	35	36	2.86%
4	35	36	2.86%
5	36	36	0.00%
6	36	36	0.00%
7	36	36	0.00%
8	36	36	0.00%
9	36	36	0.00%
10	36	36	0.00%
11	36	36	0.00%
12	36	36	0.00%
13	36	36	0.00%
14	36	36	0.00%
15	36	36	0.00%
16	36	36	0.00%
total	572	576	0.70%

Fig. F. tabla de porcentaje de error promedio por dato.

La comparación de temperatura entre termómetro de mercurio y el sistema es menor al 1% y solo tiene un error promedio de lectura de 0.70%.

Variable de saturación de oxígeno.

tiempo	Sat. Oxi sistema comercial	Sat. Oxi. Sistema Android
0	91	92
3	91	92
6	91	92
9	91	92
12	92	92
15	92	92
18	92	92
21	92	92
24	92	92
27	93	92
30	93	92
33	93	91
36	93	91
39	93	91
42	93	91
45	92	92

Fig. G. Tabla de valores comparativos.

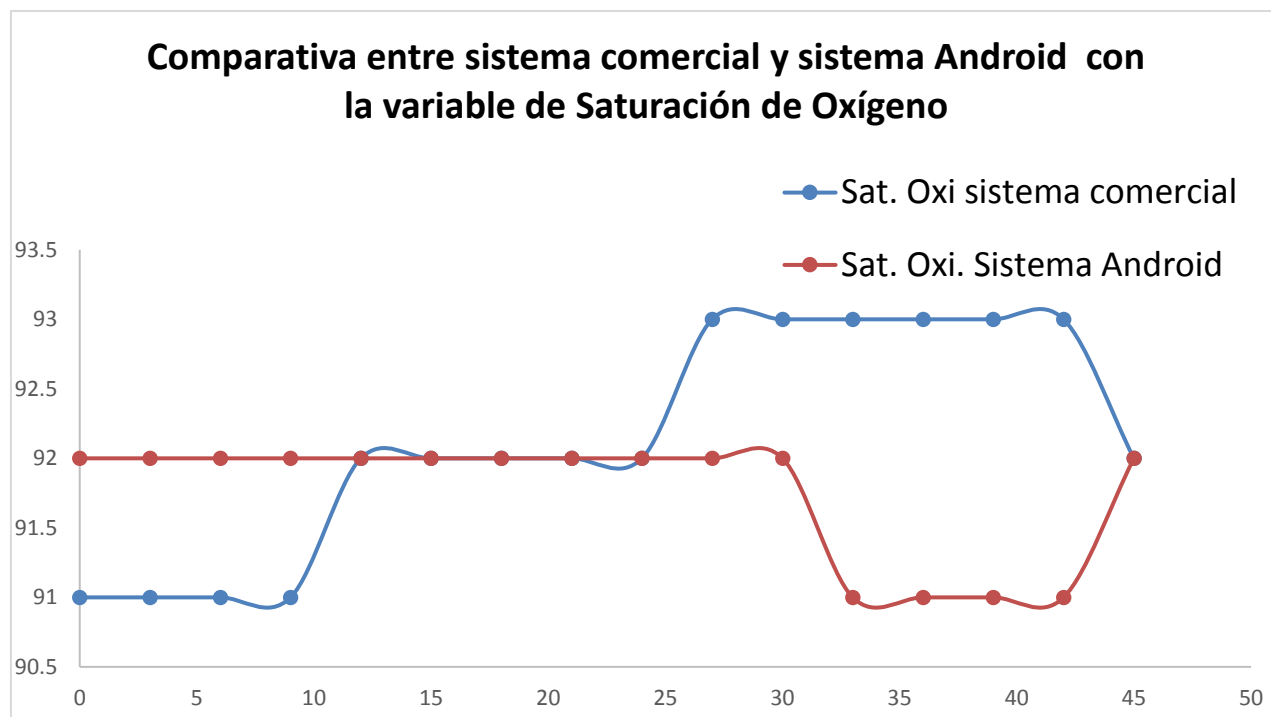


Fig. H. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de Saturación de oxígeno.

Calculo del porcentaje de error de la saturación de oxígeno del sujeto de pruebas 1.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Sat. Oxi sistema comercial	Sat. Oxi. Sistema Android	% error
1	91	92	1.10%
2	91	92	1.10%
3	91	92	1.10%
4	91	92	1.10%
5	92	92	0.00%
6	92	92	0.00%
7	92	92	0.00%
8	92	92	0.00%
9	92	92	0.00%
10	93	92	1.08%
11	93	92	1.08%
12	93	91	2.15%
13	93	91	2.15%
14	93	91	2.15%
15	93	91	2.15%
16	92	92	0.00%
total	1474	1468	0.41%

Fig. I. tabla de porcentaje de error promedio por dato.

El porcentaje de error promedio es menor al 1% haciendo la comparación con el sistema comercial, el resultado de este es de 0.41%.

Sujeto 2, variable de pulso cardiaco.

tiempo	Pulso Sistema comercial	pulso sistema Android
0	71	69
3	70	72
6	71	72
9	73	69
12	72	69
15	69	72
18	68	72
21	70	69
24	71	69
27	70	71
30	71	71
33	70	71
36	70	72
39	68	72
42	69	70
45	69	70

Fig. J. Tabla de valores comparativos.

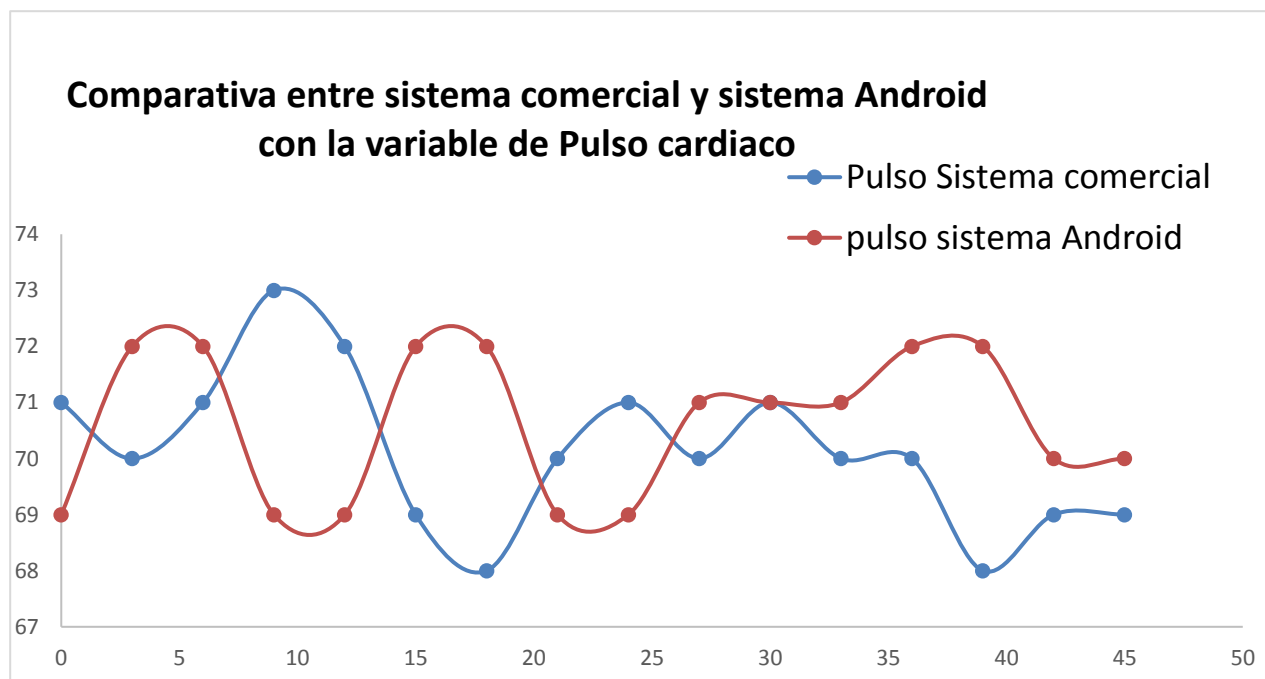


Fig. K. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de pulso cardiaco.

Porcentaje de error promedio de la medición de pulso cardiaco del sujeto de pruebas 2.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Pulso Sistema comercial	pulso sistema Android	% error
1	71	69	2.82%
2	70	72	2.86%
3	71	72	1.41%
4	73	69	5.48%
5	72	69	4.17%
6	69	72	4.35%
7	68	72	5.88%
8	70	69	1.43%
9	71	69	2.82%
10	70	71	1.43%
11	71	71	0.00%
12	70	71	1.43%
13	70	72	2.86%
14	68	72	5.88%
15	69	70	1.45%
16	69	70	1.45%
total	1122	1130	2.86%

Fig. L. tabla de porcentaje de error promedio por dato.

Para el sujeto de pruebas 2 el porcentaje de error promedio es de 2.86% de todo el sistema.

Variable de temperatura

Tiempo	Temp. sistema comercial	Temp. sistema Android
0	35	36
3	35	36
6	35	36
9	35	36
12	35	36
15	35	36
18	35	36
21	36	36
24	36	36
27	36	36
30	36	36
33	36	36
36	36	36
39	36	36
42	36	36
45	36	36

Fig.M. Tabla de valores comparativos.

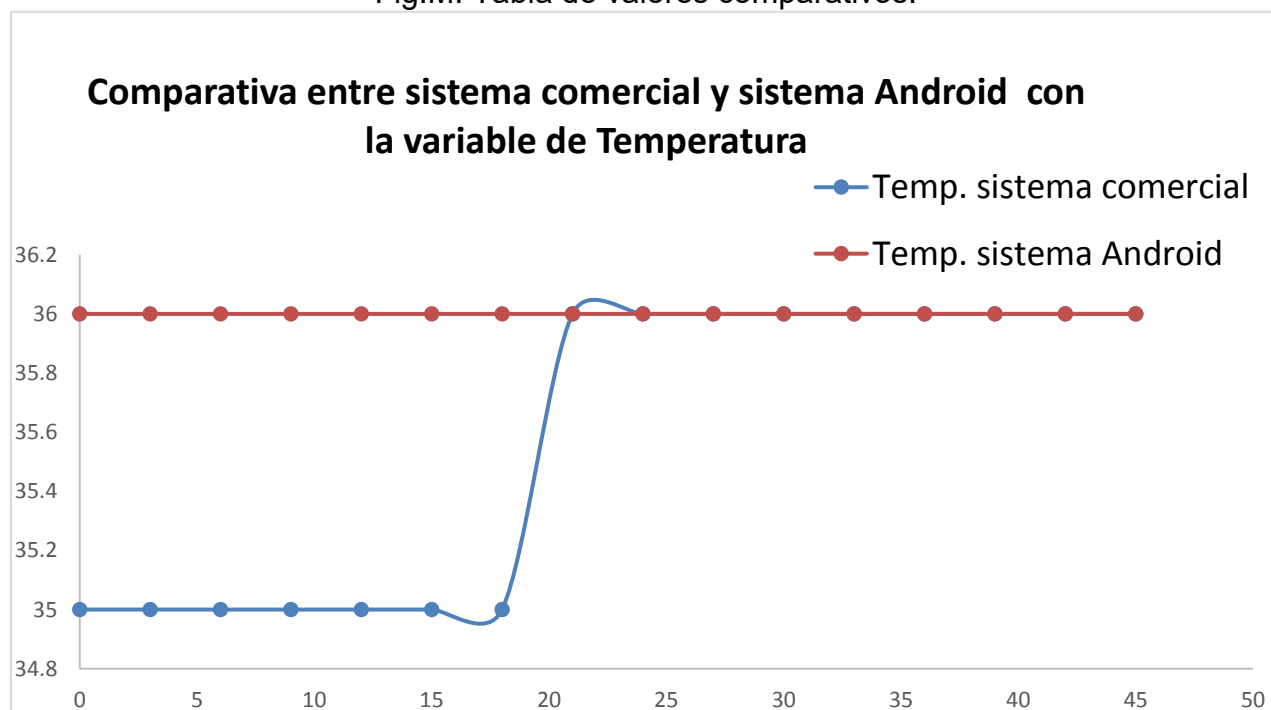


Fig. N. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de temperatura.

Porcentaje de error promedio de la medición de temperatura del sujeto de pruebas 2.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Temp. sistema comercial	Temp. sistema Android	% error
1	35	36	2.86%
2	35	36	2.86%
3	35	36	2.86%
4	35	36	2.86%
5	35	36	2.86%
6	35	36	2.86%
7	35	36	2.86%
8	36	36	0.00%
9	36	36	0.00%
10	36	36	0.00%
11	36	36	0.00%
12	36	36	0.00%
13	36	36	0.00%
14	36	36	0.00%
15	36	36	0.00%
16	36	36	0.00%
total	569	576	1.23%

Fig. O. tabla de porcentaje de error por dato y total.

El porcentaje de error promedio del sistema en la medición de temperatura es de 1.23%.

Variables saturación de oxígeno.

tiempo	Sat. Oxi sistema comercial	Sat. Oxi. Sistema Android
0	98	95
3	98	95
6	98	96
9	97	96
12	97	96
15	97	95
18	97	95
21	96	95
24	96	95
27	95	95
30	95	96
33	95	96
36	95	95
39	95	95
42	94	95
45	94	96

Fig. P. Tabla de valores comparativos.

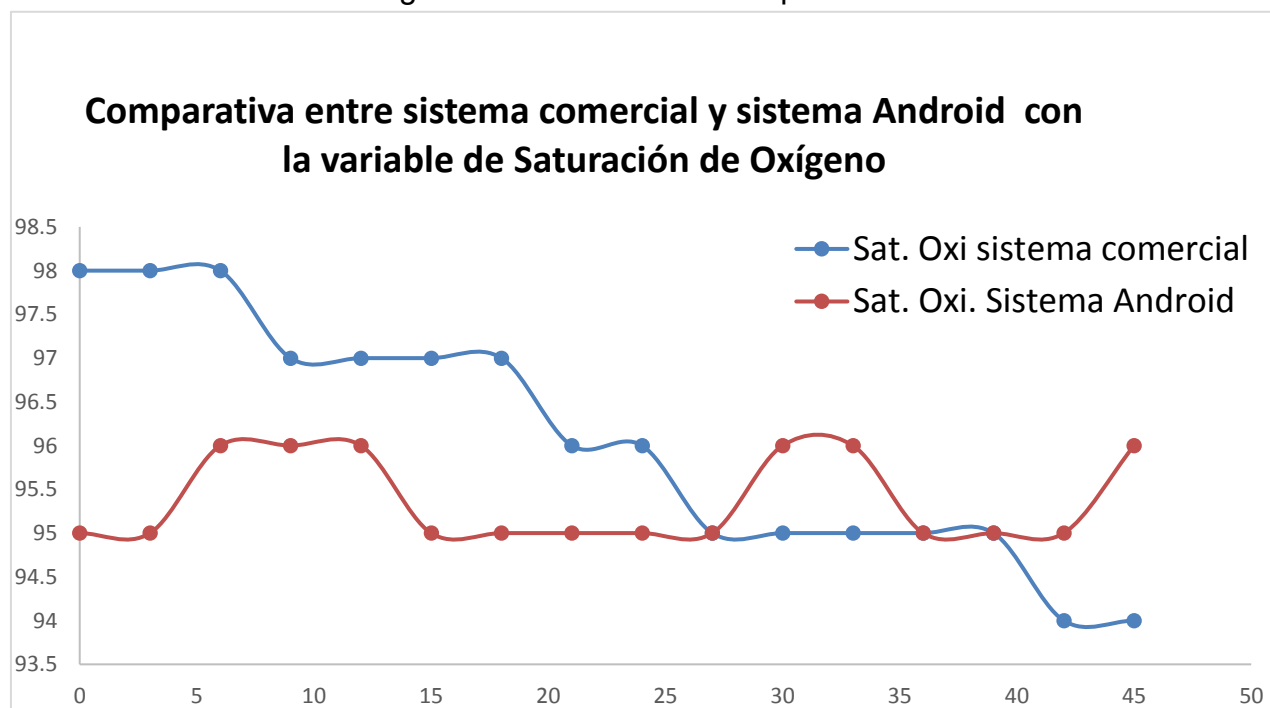


Fig. Q. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de saturación de oxígeno.

Porcentaje de error promedio de la medición de saturación de oxígeno del sujeto de pruebas 2.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Sat. Oxi sistema comercial	Sat. Oxi. Sistema Android	% error
1	98	95	3.06%
2	98	95	3.06%
3	98	96	2.04%
4	97	96	1.03%
5	97	96	1.03%
6	97	95	2.06%
7	97	95	2.06%
8	96	95	1.04%
9	96	95	1.04%
10	95	95	0.00%
11	95	96	1.05%
12	95	96	1.05%
13	95	95	0.00%
14	95	95	0.00%
15	94	95	1.06%
16	94	96	2.13%
total	1537	1526	1.36%

Fig. R. tabla de porcentaje de error por dato y total.

El porcentaje de error promedio del sistema en la medición de saturación de oxígeno es de 1.36%.

Sujeto 4, variable de pulso cardiaco.

tiempo	Pulso Sistema comercial	Pulso sistema Android
0	78	82
3	79	80
6	79	80
9	78	80
12	76	80
15	75	82
18	78	82
21	78	82
24	77	82
27	77	80
30	76	80
33	76	79
36	77	79
39	78	80
42	82	81
45	84	81

Fig. S. Tabla de valores comparativos.

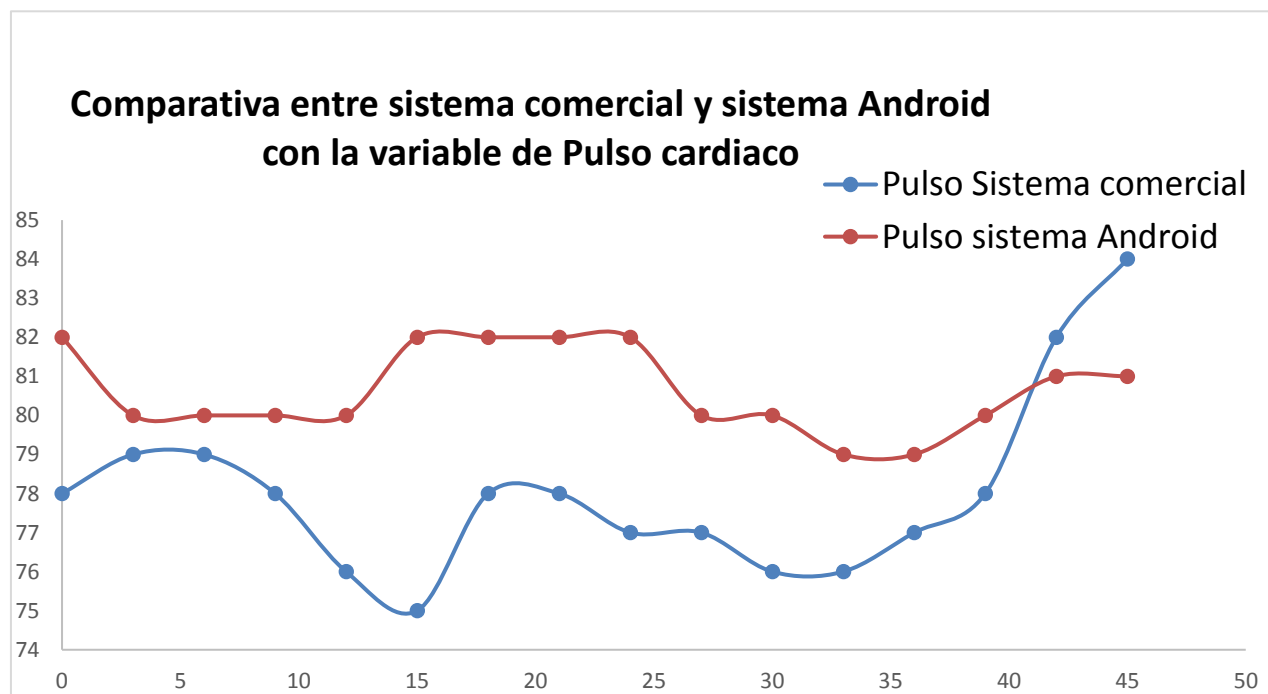


Fig. T. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de pulso cardiaco.

Porcentaje de error promedio de la variable de pulso cardiaco del sujeto de pruebas 4.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Pulso Sistema comercial	pulso sistema Android	% error
1	78	82	5.13%
2	79	80	1.27%
3	79	80	1.27%
4	78	80	2.56%
5	76	80	5.26%
6	75	82	9.33%
7	78	82	5.13%
8	78	82	5.13%
9	77	82	6.49%
10	77	80	3.90%
11	76	80	5.26%
12	76	79	3.95%
13	77	79	2.60%
14	78	80	2.56%
15	82	81	1.22%
16	84	81	3.57%
total	1248	1290	4.04%

Fig. U. tabla de porcentaje de error por dato y total.

El porcentaje de error promedio del sistema en la medición del pulso cardiaco es de 4.04%.

Variable de temperatura.

Tiempo	Temp. sistema comercial.	Temp. sistema Android.
0	35	36
3	35	36
6	35	36
9	35	36
12	35	36
15	35	36
18	35	36
21	35	36
24	35	36
27	36	36
30	36	36
33	36	36
36	36	36
39	36	36
42	36	36
45	36	36

Fig. V. Tabla de valores comparativos.

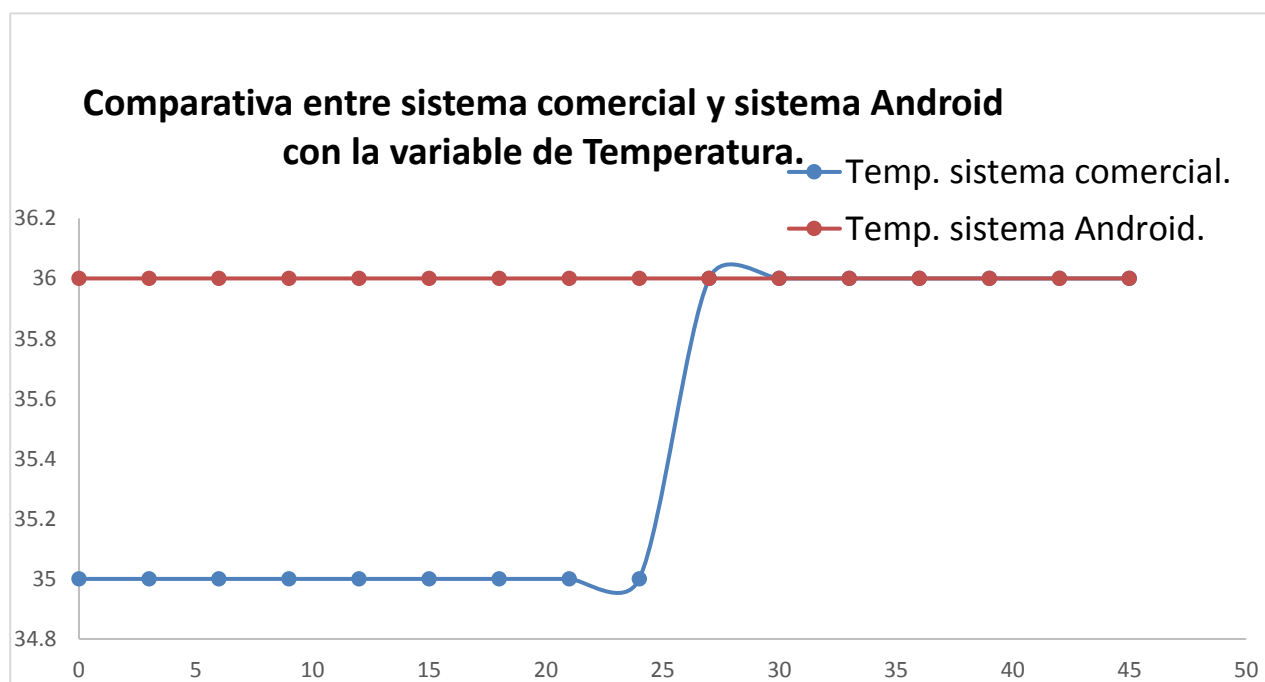


Fig. W. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de temperatura.

Porcentaje de error promedio de la variable de temperatura del sujeto de pruebas 4.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Temp. sistema comercial	Temp. sistema Android	% error
1	35	36	2.86%
2	35	36	2.86%
3	35	36	2.86%
4	35	36	2.86%
5	35	36	2.86%
6	35	36	2.86%
7	35	36	2.86%
8	35	36	2.86%
9	35	36	2.86%
10	36	36	0.00%
11	36	36	0.00%
12	36	36	0.00%
13	36	36	0.00%
14	36	36	0.00%
15	36	36	0.00%
16	36	36	0.00%
total	567	576	1.59%

Fig. X. tabla de porcentaje de error por dato y total.

El porcentaje de error promedio del sistema en la medición de la temperatura es de 1.59%.

Variable de saturación de oxígeno.

tiempo	Sat. Oxi sistema comercial.	Sat. Oxi. Sistema Android.
0	96	96
3	96	95
6	95	96
9	95	96
12	95	96
15	95	96
18	96	96
21	96	96
24	96	96
27	96	95
30	96	95
33	96	95
36	96	96
39	96	96
42	95	96
45	95	96

Fig. Y. Tabla de valores comparativos.

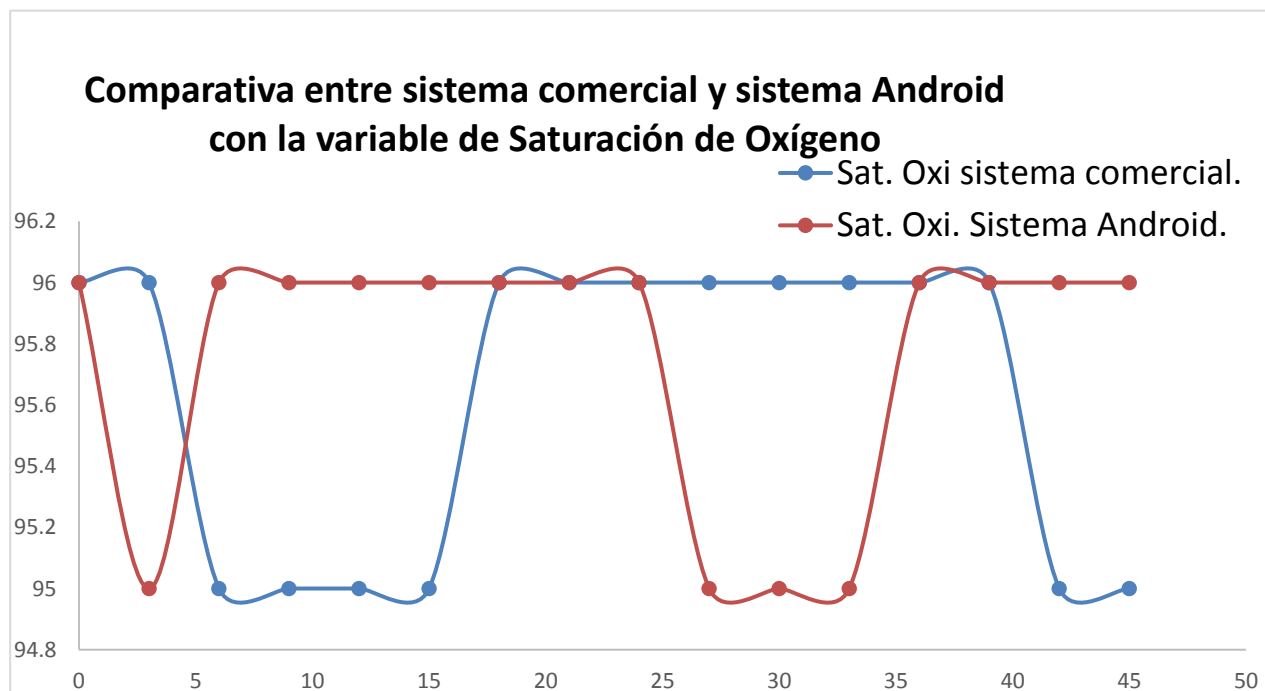


Fig. Z. Gráfica de comportamiento de cada uno de los sistemas con la variable de saturación de oxígeno.

Porcentaje de error promedio de la variable de la saturación de oxígeno del sujeto de pruebas 4.

$$error \% = \frac{|valor\ real - valor\ de\ prueba|}{valor\ real} \times 100$$

pta	Sat. Oxi sistema comercial	Sat. Oxi. Sistema Android	% error
1	96	96	0.00%
2	96	95	1.04%
3	95	96	1.05%
4	95	96	1.05%
5	95	96	1.05%
6	95	96	1.05%
7	96	96	0.00%
8	96	96	0.00%
9	96	96	0.00%
10	96	95	1.04%
11	96	95	1.04%
12	96	95	1.04%
13	96	96	0.00%
14	96	96	0.00%
15	95	96	1.05%
16	95	96	1.05%
total	1530	1532	0.66%

Fig. A1. tabla de porcentaje de error por dato y total.

El porcentaje de error promedio del sistema en la medición de la saturación de oxígeno es de 0.66%.

