

Universidad Autónoma Metropolitana

Unidad Azcapotzalco

División de Ciencias Básicas e Ingeniería

Licenciatura en Ingeniería en Computación

Sistema para estimar la presión arterial a partir de sensores

Proyecto Tecnológico

Primera versión

Trimestre 2024 Primera

Luis Ángel Cruz Díaz

2183038433

2183038433@azc.uam.mx

Dr. Leonardo Daniel Sánchez
Martínez

Profesor Asociado
Departamento de Sistemas
ldsm@azc.uam.mx

Dr. Carlos Ernesto Carrillo
Arellano

Profesor Asociado
Departamento de Electrónica
ceca@azc.uam.mx

11 de marzo de 2025

Declaratoria

Yo, Leonardo Daniel Sánchez Martínez, declaro que aprobé el contenido del presente Reporte del Proyecto de Integración y doy mi autorización para su publicación en la biblioteca Digital, así como en el repositorio institucional de UAM Azcapotzalco.

Dr. Sánchez Martinez Leonardo Daniel

Yo, Carlos Ernesto Carrillo Arellano, declaro que aprobé el contenido del presente Reporte del Proyecto de Integración y doy mi autorización para su publicación en la biblioteca Digital, así como en el repositorio institucional de UAM Azcapotzalco.

Dr. Carlos Ernesto Carrillo Arellano

Yo, Luis Ángel Cruz Díaz, doy mi autorización a la Coordinación de Servicios de Información de la Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Azcapotzalco, para publicar el presente documento en la Biblioteca Digital, así como en el repositorio institucional de la Universidad.

Luis Ángel Cruz Díaz

Índice

1. Introducción	1
2. Antecedentes	1
3. Justificación	3
4. Objetivos	4
4.1. Objetivo General	4
4.2. Objetivos Específicos	4
5. Marco Teórico	5
5.1. El sistema de conducción del corazón	5
5.2. Electrocardiograma (ECG)	6
5.3. Fotopletismografía (PPG)	8
5.3.1. Principios de la fotopletismografía	8
5.3.2. Modos de medición	8
5.3.3. Forma de onda de un PPG	9
5.3.4. Componente AC y DC de la señal PPG	10
5.3.5. Longitud de onda de la luz emitida	11
5.4. Presión Arterial	12
5.4.1. Medición de la presión arterial	13
5.4.2. Sonidos de Korotkoff	14
5.5. Amplificadores	15
5.5.1. Amplificador operacional	15
5.5.2. Amplificador Inversor	16
5.5.3. Amplificador No Inversor	16
5.5.4. Amplificador Diferencial	17
5.5.5. Amplificador de Instrumentación	18
5.5.6. Amplificador de Instrumentación AD620	19
5.6. Filtros	21
5.6.1. Filtro Pasa Altas Activo de Segundo Orden Sallen-Key	21
5.6.2. Filtro Pasa Bajas Activo de Segundo Orden Sallen-Key	22
5.6.3. Filtro Rechaza Banda Pasivo RC Twin-T	24
6. Desarrollo del Proyecto	25
6.1. Flujo de operación del sistema	25
6.2. Desarrollo del circuito de ECG	27
6.2.1. Amplificador de Instrumentación AD620	27
6.2.2. Filtro Activo Pasa Altas	28
6.2.3. Filtro Activo Pasa Bajos.	30
6.2.4. Filtro Notch Pasivo Rechaza Banda RC Twin-T	32
6.2.5. Amplificador no Inversor	34
6.2.6. Simulación del Circuito de ECG	35

6.3. Desarrollo de las pinzas para los piezoeléctricos	36
--	----

Índice de figuras

1.	Sistema de conducción cardíaca y tiempos de conducción de los respectivos segmentos	5
2.	Ciclo completo de un electrocardiograma	7
3.	Modos de medición de la fotopletismografía	9
4.	Modelo matemático de una señal pura de una fotopletismografía	10
5.	Componente AC y DC de la señal PPG	11
6.	Penetración de las longitudes de onda de la luz en la piel	12
7.	Cátegories de la presión arterial	13
8.	Principio de medición de la presión arterial	14
9.	Terminales de entrada y salida de un amplificador operacional	15
10.	Amplificador inversor	16
11.	Amplificador no inversor	17
12.	Amplificador diferencial	17
13.	Amplificador de Instrumentación	19
14.	Diagrama esquemático del amplificador de instrumentos AD620.	19
15.	Comparación de la tasa de error entre el AD620 y un arreglo de amplificadores de instrumentación.	20
16.	Esquema de conexión del amplificador de instrumentación AD620.	21
17.	Diagrama de un filtro pasa altas de segundo orden <i>Sallen-Key</i>	22
18.	Diagrama de un filtro pasa bajas de segundo orden <i>Sallen-Key</i>	23
19.	Diagrama de un filtro rechaza banda pasivo RC Twin-T.	24
20.	Flujo de operación del sistema.	25
21.	Diagrama de secuencia del sistema	27
22.	Simulación del amplificador de instrumentación AD620.	28
23.	Simulación del filtro pasa altas de segundo orden <i>Sallen-Key</i>	30
24.	Simulación del filtro pasa bajas de segundo orden <i>Sallen-Key</i>	32
25.	Simulación del filtro rechaza banda pasivo RC Twin-T.	34
26.	Simulación del amplificador no inversor.	35
27.	Simulación del circuito de ECG en Multisim.	35
28.	Señal de ECG acondicionada.	36
29.	Pinza inferior para el sensor ECG	36
30.	Pinza superior para el sensor ECG	37
31.	Pinzas para el sensor de ECG	37

Índice de Tablas

1.	Terminales del amplificador operacional	15
2.	Valores de Q y K para diferentes aproximaciones de filtro pasa altas	22
3.	Valores de Q y K para diferentes aproximaciones de filtro pasa bajas	23

1. Introducción

2. Antecedentes

A chest-based continuous cuffless blood pressure method: Estimation and evaluation using multiple body sensors [1].

El artículo analiza el desarrollo de un dispositivo no invasivo para la estimación de la presión arterial (PA) utilizando sensores colocados en el pecho utilizando la bioimpedancia (BImp) como alternativa a la fotopletimografía (PPG) para la extracción del tiempo de llegada del pulso (PAT), se tomaron cinco lecturas de tiempo de pulso diferentes y se pudo estimar la PA sistólica y diastólica.

Se analizaron los datos de 41 participantes en diversas condiciones fisiológicas, incluidos los cambios de postura y los resultados mostraron que la combinación de PAT con la frecuencia cardíaca mejoró la precisión del cálculo de la PA, y las lecturas de PAT basadas en BImp fueron un 3 % más precisas que las basadas en PPG, lo que destaca el potencial de BImp para un control más eficaz de la PA.

An Arterial Compliance Sensor for Cuffless Blood Pressure Estimation Based on Piezoelectric and Optical Signals [2].

Este artículo propone el desarrollo de un pequeño sistema de monitoreo que integra una matriz de sensores piezoeléctricos y un sensor óptico que monitorea las señales fisiológicas de la arteria radial. El sistema hace el cálculo del tiempo de tránsito del pulso (PTT) y correlaciona la ecuación de Moens-Korteweg con la velocidad de onda de pulso (PWV) para estimar la presión arterial sistólica (PAS) y diastólica (PAD).

En un experimento con 20 participantes se compararon dos métodos de estimación de la presión arterial, el primero utilizando el modelo de regresión y el segundo modelo $P - \beta$ basado en la ecuación de Moens-Korteweg.

Development of IoT Based Cuffless Blood Pressure Measurement System [3].

El artículo presenta el desarrollo de un sistema IoT de medición de presión arterial sin uso de un baumanómetro, se propone un método basado en el tiempo de tránsito del pulso (PTT). Este método correlaciona el tiempo de retraso entre las señales fotopletimografía (PPG) registrada en la punta del dedo y el lóbulo de la oreja.

Los datos son recolectados mediante un microcontrolador Arduino Uno y procesados con el software MATLAB para eliminar el ruido y obtener los picos de la señal PPG para calcular el PTT.

Los resultados son mostrados en la aplicación ThinkSpeak y ThingView debido a que tiene la capacidad de almacenar y visualizar los datos en tiempo real. El error medio y la desviación estándar para la presión arterial sistólica (PAS) estimada es de $22,5 \pm 20,6$ mmHg y para la presión arterial diastólica (PAD) es de $1,6 \pm 1,2$ mmHg.

Diseño de un sistema internet de las cosas (IoT) para el monitoreo de la presión arterial [4].

En este artículo se presenta los procesos de diseño y construcción de un prototipo biomédico IoT para el monitoreo de la presión arterial de pacientes en su lugar de residencia. El sistema consta en colocar un brazalete en el paciente a la altura del corazón, al cual se conecta una bomba de aire que infla el brazalete, junto con un sensor de presión diferencial MPX5050DP. Los datos obtenidos son convertidos de analógico a digital mediante un microcontrolador y enviados, a través de una API REST, al servidor web IoT ThinkSpeak, donde se almacenan y pueden visualizarse en tiempo real.

Development of Real-Time Cuffless Blood Pressure Measurement Systems with ECG Electrodes and a Microphone Using Pulse Transit Time (PTT) [5].

El estudio habla sobre el desarrollo de un sistema de medición de la presión arterial en tiempo real sin uso de un baumanómetro, utilizando electrodos de ECG y un micrófono en lugar de un sensor de fotoplethysmografía (PPG). El sistema mide la onda de pulso sanguíneo en la arteria radial de la muñeca, calculando la presión arterial sistólica (SBP) y diastólica (DBP) mediante el tiempo de tránsito del pulso (PTT) entre el pico R del ECG y puntos característicos de la onda de pulso.

Las estimaciones de SBP y DBP fueron comparables a las de un monitor de presión arterial comercial, con un error absoluto medio (MAE) de $2,72 \pm 3,42$ mmHg para SBP y $2,29 \pm 3,53$ mmHg para DBP.

3. Justificación

En México, las enfermedades cardiovasculares representan la primera causa de muerte, siendo responsable de más de 220 mil fallecimientos en 2021 [6]. Entre los factores de riesgo más importantes para estas patologías se encuentra la hipertensión arterial, conocida también como el “asesino silencioso”, ya que no presenta síntomas y puede pasar desapercibida durante años, hasta que desarrollan complicaciones graves como infartos o accidentes cerebrovasculares. Según la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSA-NUT), cerca del 30 % de la población adulta en México padece hipertensión arterial [7], pero una gran proporción de ellos no recibe un tratamiento adecuado o no se diagnostica a tiempo debido a la falta de acceso a un monitoreo continuo y preciso.

Los métodos para la medición de la presión arterial, como el baumanómetro, son invasivos y requieren de personal capacitado, lo que limita su uso en el monitoreo continuo de la presión arterial. Esta limitación es crítica en un país como México, donde el sistema de salud puede ser limitado, especialmente en zonas rurales y marginadas. Por lo tanto, es necesario desarrollar dispositivos no invasivos y de bajo coste que permitan a las personas monitorear su presión arterial de forma continua y precisa, para detectar y tratar a tiempo la hipertensión arterial y de esta forma prevenir complicaciones graves.

Este proyecto tiene como objetivo desarrollar un sistema basado en sensores para la estimación de la presión arterial de forma no invasiva, que permita a las personas monitorear su presión arterial de forma continua y precisa, y enviar los datos a un dispositivo móvil para la visualización y el almacenamiento de los registros para llevar un control de su salud cardiovascular. Facilitando así la detección temprana de la hipertensión arterial y la prevención de complicaciones graves asociadas a esta enfermedad.

El desarrollo de un sistema de monitoreo no invasivo de la presión arterial permitirá a las personas tener un mayor control de su salud cardiovascular, detectar a tiempo la hipertensión arterial y prevenir complicaciones graves asociadas a esta enfermedad, mejorando así su calidad de vida y reduciendo la carga de enfermedades cardiovasculares en México.

4. Objetivos

4.1. Objetivo General

Desarrollar un dispositivo para estimar la presión arterial de forma no invasiva utilizando sensores.

4.2. Objetivos Específicos

- Diseñar un dispositivo utilizando sensores para la obtención de datos fisiológicos.
- Enviar los datos mediante Bluetooth a un dispositivo móvil.
- Procesar los datos obtenidos para la estimación de la presión arterial.
- Visualizar los datos obtenidos en una aplicación android.

5. Marco Teórico

5.1. El sistema de conducción del corazón

El corazón es un músculo que late y bombea continuamente sangre al resto del cuerpo. Lo que comúnmente llamamos latido cardíaco es en realidad la contracción rítmica de las cuatro cavidades del corazón. Cada latido cardíaco es estimulado por señales eléctricas que viajan a través de una vía específica del corazón. Estas señales se pueden registrar mediante un electrocardiograma (ECG).

Este proceso comienza en el nódulo senoauricular (nódulo SA), situado en la aurícula derecha. La señal eléctrica se propaga a las aurículas, provocando su contracción y el empuje de sangre hacia los ventrículos. Luego, la señal llega al nódulo auriculoventricular (nódulo AV) y se desplaza a través del haz de His, que se divide en ramas izquierda y derecha dentro de los ventrículos. Finalmente, la señal viaja por las fibras de Purkinje, que son fibras musculares especializadas que se encuentran en las paredes de los ventrículos, el cual provoca la contracción de los ventrículos, bombeando sangre a los pulmones y al resto del cuerpo. Este sistema actúa como el marcapasos natural del cuerpo, manteniendo un ritmo cardíaco normal de 60 a 100 latidos por minuto. Alteraciones en este sistema pueden resultar en ritmos cardíacos anormales y afectar el flujo sanguíneo del cerebro y otras partes del cuerpo [8].

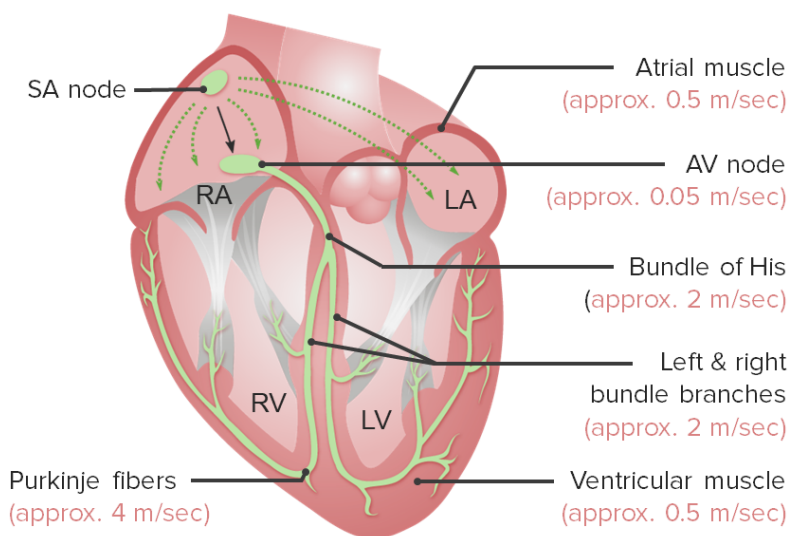


Figura 1. Sistema de conducción cardíaca y tiempos de conducción de los respectivos segmentos¹

¹Localización de las células marcapasos dentro del sistema de conducción del corazón. Imagen tomada de lecturio.com. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/MSZMxUj>

5.2. Electrocardiograma (ECG)

Un electrocardiograma (ECG) es un estudio que registra el voltaje generado por los vectores de despolarización y repolarización de las células cardíacas en relación con el tiempo, es una herramienta útil para evaluar la función cardíaca y detectar problemas cardíacos [9].

Es una prueba no invasiva e indolora, que se realiza para detectar problemas cardíacos o controlar el estado del corazón. El ECG generalmente utiliza sensores (electrodos), colocados sobre la piel del pecho, pueden detectar señales eléctricas del corazón. Las señales de estos sensores se conectan a circuitos electrónicos simples con amplificadores, filtros y convertidores analógico-digitales, que registran la señal eléctrica y la muestran en un monitor o la imprimen para su posterior análisis.

Las ondas del ECG son las siguientes:

- **Onda P:** Representa la despolarización auricular, es la suma de los vectores de despolarización de ambas aurículas.
- **Intervalo PR:** Representa el tiempo transcurrido desde la despolarización auricular, hasta la despolarización ventricular. Incluye la onda P y el segmento PR. Éste último elemento es una línea isoelectrónica, establecida gracias al retardo fisiológico que sufre la conducción eléctrica en el nodo aurículoventricular. Sin este retraso mencionado, las aurículas y los ventrículos se despolarizarían casi al mismo tiempo, siendo imposible el funcionamiento correcto del corazón para que la sangre pase por sus diferentes cavidades ordenadamente.
- **Onda Q:** Indica el inicio de la despolarización ventricular, específicamente el vector de despolarización septal.
- **Onda R:** Representa el segundo vector de despolarización, correspondiente a la pared libre del ventrículo izquierdo. Es normalmente la onda con mayor voltaje, debido a que el ventrículo izquierdo es el que mayor cantidad de células posee, por ende, la actividad eléctrica es mayor y el vector es más grande.
- **Onda S:** Corresponde al último vector de despolarización ventricular, originado en las bases de los ventrículos.
- **Complejo QRS:** Es la suma de los tres vectores de despolarización anteriores, y juntos representan a la despolarización ventricular.
- **Segmento ST:** Es un periodo de inactividad que separa la despolarización ventricular de la repolarización ventricular, va desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda T.
- **Intervalo QT:** Se extiende desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la sístole eléctrica ventricular, o lo que es lo mismo, el conjunto de la despolarización y repolarización ventricular. La medida de este intervalo depende de la frecuencia cardíaca, de forma que el intervalo QT se acorta cuando la frecuencia cardíaca es alta, y se alarga cuando la frecuencia cardíaca es baja. Por

lo anterior, cuando se mide, es necesario corregirlo de acuerdo con la frecuencia cardíaca utilizando la fórmula de Bazett

- **Onda T:** Es la onda que representa la repolarización ventricular.
- **Onda U:** Es una onda de escaso voltaje que puede o no estar presente en el trazado del electrocardiograma. Se debe a la repolarización de los músculos papilares
- **Intervalo RR:** Es el intervalo que abarca desde una onda R, hasta la onda R de la siguiente despolarización, es decir dos ondas R sucesivas. En un paciente sano, debe permanecer a un ritmo constante. La medida de este intervalo dependerá de la frecuencia cardíaca.

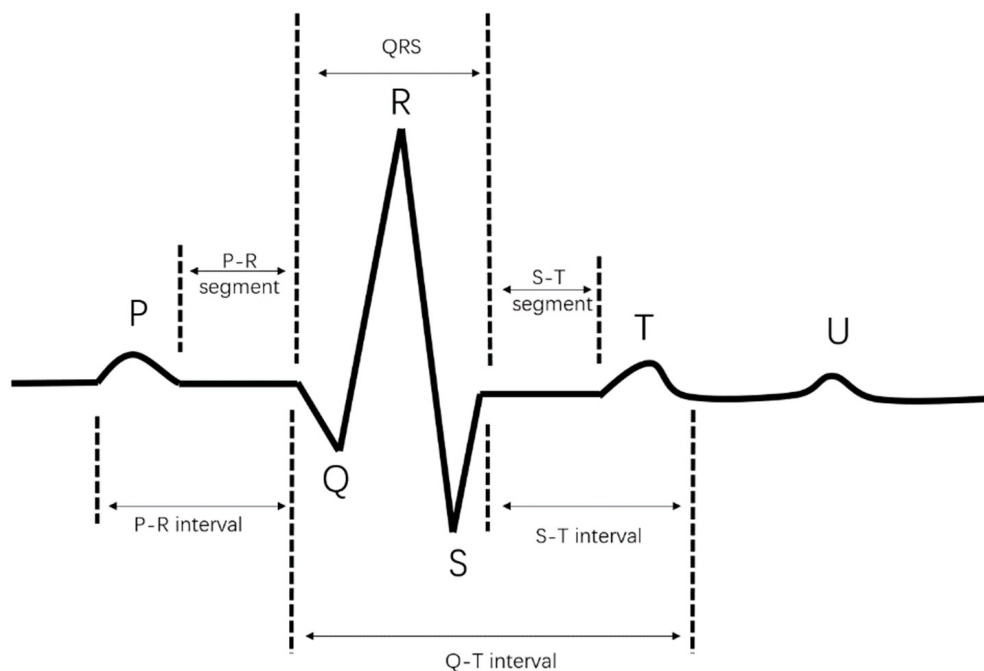


Figura 2. Ciclo completo de un electrocardiograma²

El ECG tiene las características de baja frecuencia y concentración de energía, y la señal es débil, fácilmente perturbada por el ruido, como interferencias eléctricas, campos electromagnéticos externos, movimiento de electrodos (ruido instantáneo) y el desplazamiento de la línea de base que es causado principalmente por la respiración. Estos ruidos dificultan el diagnóstico médico y pueden provocar errores en la identificación de enfermedades. Por ello, es esencial aplicar técnicas adecuadas para eliminar el ruido y mejorar la calidad de los datos de ECG muestreados [10].

²Muestra el ciclo completo de un electrocardiograma, con las ondas P, Q, R, S, T y U, y los intervalos PR, QRS, ST y QT. Imagen tomada de encyclopedia.pub. [En línea]. Disponible en: <https://encyclopedia.pub/entry/52174>

5.3. Fotopletismografía (PPG)

5.3.1. Principios de la fotopletismografía

La fotopletismografía (PPG, por sus siglas en inglés) es una técnica óptica que puede utilizarse para detectar cambios en el volumen sanguíneo [11]. Un PPG es un dispositivo simple que consta de una fuente de luz y un detector; se han desarrollado dispositivos PPG que utilizan luz de diferentes longitudes de onda e intensidades basadas en la tecnología de diodos emisores de luz (LED). La cantidad de energía transferida a la piel por la luz depende de su longitud de onda; por ejemplo, la luz verde se utiliza con frecuencia y tiene una buena relación señal-ruido [12]. Además, las señales de luz roja, verde y azul (RGB) permiten determinar el pulso y las frecuencias respiratorias.

La función del fotodetector es detectar y cuantificar la luz absorbida durante el flujo pulsátil y no pulsátil. Durante el flujo pulsátil, la luz se absorbe por el cambio en el flujo sanguíneo dentro de las arterias, que es sincrónico con un latido del corazón. Durante el flujo no pulsátil, la luz se absorbe por los tejidos de fondo. Por lo tanto, un fotodetector detecta el cambio volumétrico en el flujo sanguíneo en las arterias al detectar la diferencia de intensidad de luz. La medición de este cambio en la intensidad de la luz ayuda a analizar la funcionalidad del corazón.

En los últimos treinta años, el número de artículos publicados sobre PPG ha aumentado significativamente, abarcando tanto la investigación básica como la aplicada. En todas estas publicaciones, la PPG ha sido elogiada como una técnica óptica no invasiva, de bajo costo y simple para medir parámetros fisiológicos aplicados en la superficie de la piel. [13].

La popularidad de este tema se puede atribuir a la comprensión de que la PPG tiene implicaciones importantes para una amplia gama de aplicaciones. Entre muchas, ayuda en la detección de oxígeno en sangre, la evaluación cardiovascular y el control de los signos vitales. Además, la importante contribución de la PPG en los dispositivos portátiles ha elevado exponencialmente la popularidad y la facilidad de uso de la PPG [14].

5.3.2. Modos de medición

La tecnología PPG mide los cambios en el volumen de sangre en los tejidos durante un ciclo cardíaco mediante una fuente de luz. Esta medición volumétrica proporciona información importante sobre el sistema cardiovascular. Un sensor PPG consta principalmente de dos componentes electrónicos: un emisor de luz y un detector de intensidad lumínica.

Generalmente, se utiliza un LED como emisor de luz y un fotodetector para captar los cambios en la intensidad lumínica. Un pulso PPG correspondiente a un latido del corazón que incluye las fases sistólica y diastólica. Durante la fase sistólica, el corazón se contrae y empuja la sangre rica en oxígeno hacia los tejidos y órganos, lo que incrementa el volumen de sangre en las arterias. Esto provoca que las células sanguíneas absorban más luz, por lo que la cantidad de luz detectada por el fotodetector es menor. En cambio, durante la fase diastólica, el corazón se relaja y la sangre regresa a él, disminuyendo el volumen sanguíneo en las arterias, como resultado, se absorbe menos luz y el fotodetector registra un aumento en la intensidad lumínica.[15].

Dependiendo de la aplicación y la ubicación del sensor, el PPG se puede usar en modo transmisivo o en modo de reflexión.

- a Cuando un fotodetector y un LED se colocan en lados opuestos de un dedo para detectar la luz transmitida, este arreglo se conoce como modo transmisivo. En este modo, la sonda está configurada de manera que el fotodetector y el LED se enfrentan con una capa de tejido entre ellos. La detección en modo transmisivo depende de la luz que atraviesa las partes del cuerpo, por lo que se prefieren estructuras delgadas como el lóbulo de la oreja y el dedo.
- b Cuando el fotodetector y el LED se colocan en el mismo lado de un dedo para detectar la luz reflejada, se utiliza el modo reflectivo. En este arreglo, ambos sensores se sitúan uno al lado del otro con una pequeña separación. Por lo tanto, el modo reflectivo puede emplearse en cualquier parte del cuerpo, como la frente o la muñeca.

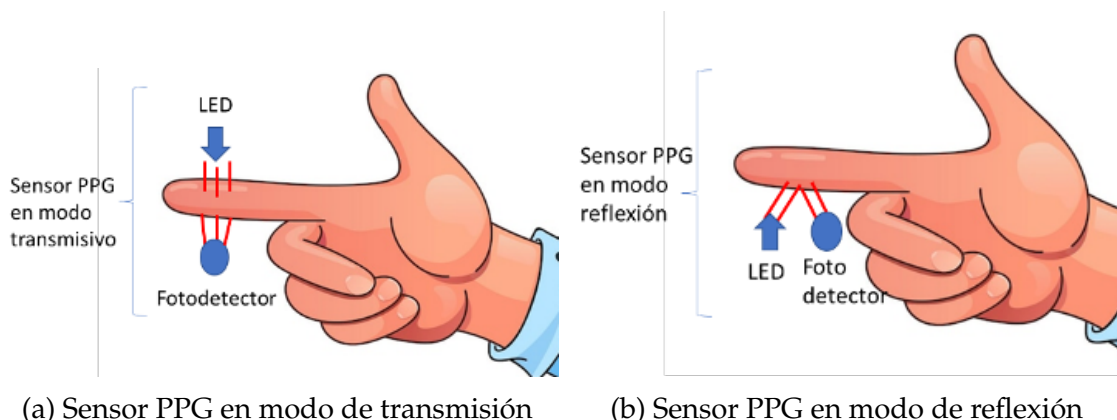


Figura 3. Modos de medición de la fotopletismografía³

5.3.3. Forma de onda de un PPG

En la figura 4 se muestra la señal característica de un fotopletismógrafo, la cual está directamente relacionada con la frecuencia cardíaca, donde cada periodo de la señal corresponde a una pulsación del corazón.

La señal representa dos picos por cada periodo, el pico mayor representa la presión sistólica, y el segundo pico representa el inicio de la presión diastólica cuyo valor es el mínimo de la curva [16].

Para calcular la frecuencia cardíaca (FC) a partir de la señal PPG, se utiliza la ecuación 1, donde el intervalo entre pico a pico es el tiempo transcurrido entre dos pulsaciones del corazón.

³Muestra la posición de los sensores PPG en modo de transmisión y en modo de reflexión, los dos modos se utilizan para medir la fotopletismografía. Imagen tomada de aiva.hi. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/pg8UGx>

$$FC = \frac{60}{\text{Intervalo entre picos}} \quad (1)$$

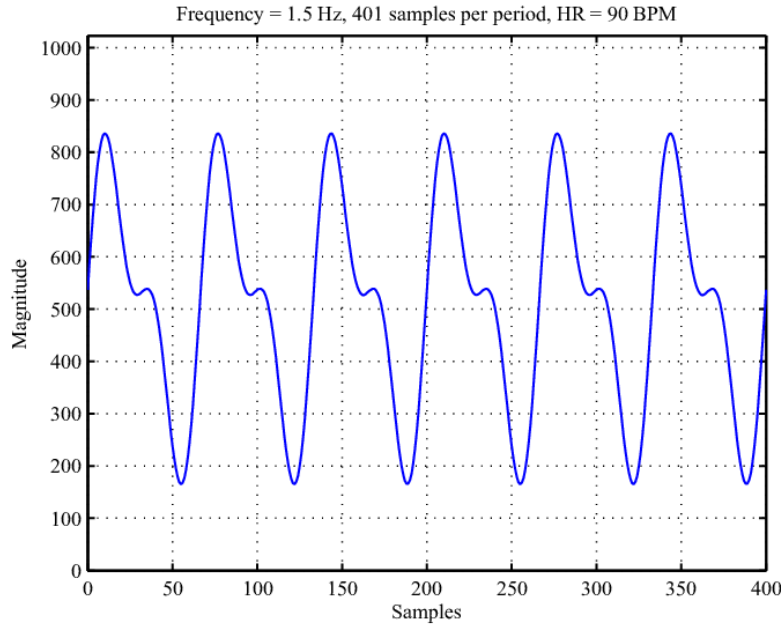


Figura 4. Modelo matemático de una señal pura de una fotoplethysmografía⁴

5.3.4. Componente AC y DC de la señal PPG

La figura 5 muestra un ejemplo de una forma de onda fotoplethysmográfica, que tiene componentes de corriente continua (DC) y corriente alterna (AC). El componente DC de la forma de onda PPG corresponde a la señal óptica transmitida o reflejada del tejido y depende de la estructura del tejido y del volumen promedio de la sangre arterial y venosa. El componente DC cambia lentamente con la respiración, mientras que el componente AC fluctúa de acuerdo con los cambios en el volumen sanguíneo que ocurren entre las fases sistólica y diastólica del ciclo cardíaco [17].

Cuando el corazón bombea sangre durante la sístole, el aumento del volumen sanguíneo en los tejidos periféricos provoca una mayor absorción de la luz o una menor reflexión, lo que da lugar a una desviación hacia abajo en la forma de onda PPG. Durante la diástole, cuando el corazón se relaja, el volumen sanguíneo disminuye, lo que da lugar a una desviación hacia arriba en la forma de onda PPG. La tecnología basada en PPG calcula las mediciones en función de los cambios reflejados en la forma de onda [18].

⁴Muestra una representación de una señal pura de una fotoplethysmografía, donde se observa la forma de onda de la señal con una frecuencia de 1.5 Hz, que representa 90 latidos por minuto. Imagen tomada del artículo "Body sensor network for mobile health monitoring, a diagnosis and anticipating system". [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1109/jsen.2015.2464773>

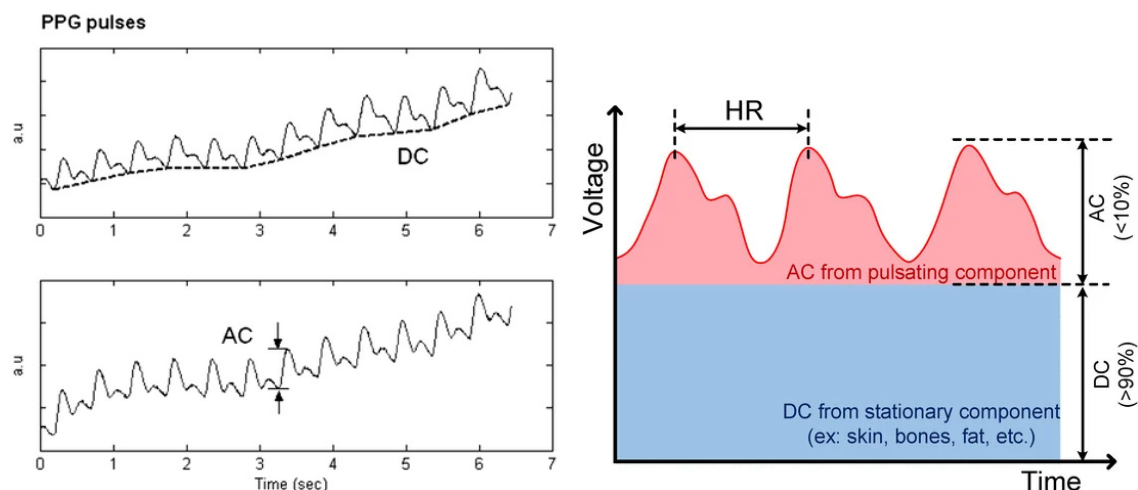


Figura 5. Componente AC y DC de la señal PPG⁵

5.3.5. Longitud de onda de la luz emitida

La piel del cuerpo está compuesta principalmente por tres capas de tejido: la epidermis, la dermis y la hipodermis. Debido a la absorción, solo las ondas de luz con una longitud de onda mayor pueden penetrar a través de todas ellas. La hemoglobina oxigenada absorbe la luz infrarrojo (NIR), mientras que la hemoglobina desoxigenada absorbe luz en la longitud de onda roja. Como resultado, los PPG que emplean LED y fotodetectores con longitudes de onda NIR y roja se utilizan comúnmente en el control clínico para calcular la concentración de hemoglobina.

Sin embargo, el movimiento del paciente influye en la precisión de la medición y está relacionado con la longitud de onda de la luz utilizada. La luz de longitud de onda más larga, como el infrarrojo, se ve más afectada por el movimiento debido a que penetra profundamente en el tejido. Por otro lado, la luz de longitud de onda más corta (luz verde) generalmente está libre de los efectos del movimiento, ya que penetra menos en el tejido corporal. Por lo tanto, para mitigar el impacto del movimiento y la absorción de luz por los tejidos, se ha propuesto el uso de PPG basados en sensores ópticos de múltiples longitudes de onda para detectar variaciones en el flujo sanguíneo a diferentes profundidades de la piel. [15].

⁵Muestra un ejemplo de forma de onda de la señal PPG, donde se observa el componente AC y DC de la señal. Imagen tomada del artículo "Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present". [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/electronics3020282>

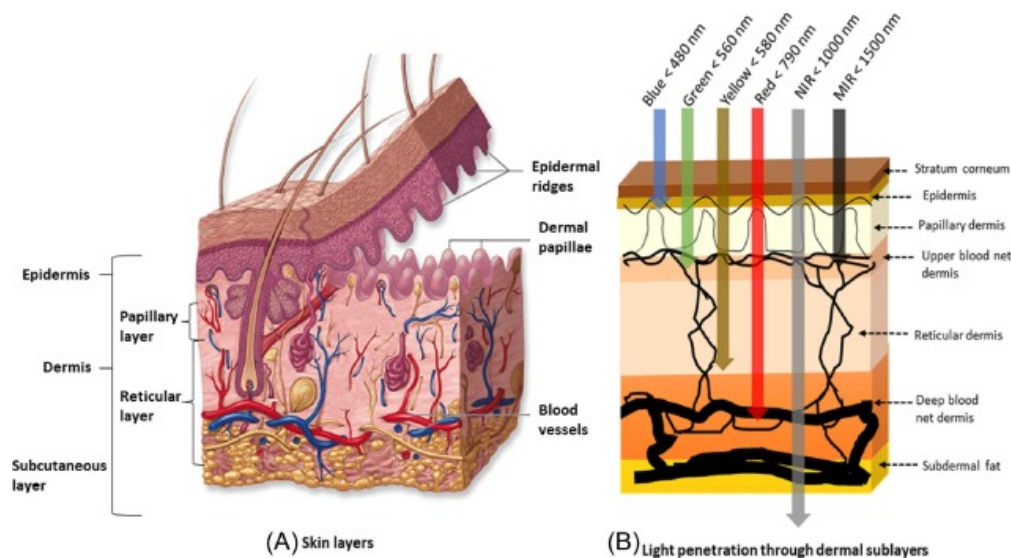


Figura 6. Penetración de las longitudes de onda de la luz en la piel⁶

Dentro de la región visible, el pico de absorción dominante está en la región azul del espectro, seguido de la región verde-amarilla (500-600 nm), correspondiente a los glóbulos rojos. La luz de longitudes de onda más cortas es absorbida fuertemente por la melamina. El agua absorbe la luz en las regiones ultravioleta e infrarroja (IR) más largas. La luz roja (660 nm) e IR (940nm) pasa a través del tejido y la sangre. Por lo tanto, la luz IR se ha utilizado en sensores PPG.

En la última década, la eficiencia de los LED ha aumentado y su voltaje directo ha disminuido, lo que resulta en un mayor número de lúmenes por watt. Gracias a la iluminación de alta potencia, la variación en el ciclo cardíaco entre las fases sistólica y diastólica es más pronunciada en la longitud de onda verde. Por ello, la luz verde se ha empleado en sensores PPG para medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en la sangre. [17].

5.4. Presión Arterial

La presión arterial es la fuerza que ejerce la sangre contra las paredes de las arterias. Se mide en milímetros de mercurio (mmHg) y se expresa mediante dos valores: la presión sistólica y la presión diastólica. Esta medición se realiza con un baumanómetro [19].

La presión sistólica, se produce cuando el corazón se contrae, impulsando la sangre y aumentando la presión sobre las arterias. La presión diastólica, se registra durante la fase de relajación del corazón, cuando la presión sobre las arterias disminuye [20].

Se considera que una presión arterial normal es de 120/80 mmHg. La hipertensión se define con valores de 140/90 mmHg o superiores, mientras que la hipotensión se establece en 90/60 mmHg o inferiores [21].

⁶Muestra la penetración de la luz en la piel, donde se observa que la luz de longitud de onda más larga (infrarroja) penetra más en la piel que la luz de longitud de onda más corta (Azul). Imagen tomada de Journal of Clinical Monitoring and Computing. [En línea]. Disponible en: <https://goo.gl/jnUP8yi>

Categorías de Presión Arterial



CATEGORIA DE LA PRESIÓN ARTERIAL	SISTÓLICA mm Hg (número de arriba)		DIASTÓLICA mm Hg (número de abajo)
NORMAL	MENOS DE 120	y	MENOS DE 80
ELEVADA	120-129	y	MENOS DE 80
PRESIÓN ARTERIAL ALTA (HIPERTENSIÓN) NIVEL 1	130-139	o	80-89
PRESIÓN ARTERIAL ALTA (HIPERTENSIÓN) NIVEL 2	140 O MÁS ALTA	o	90 O MÁS ALTA
CRISIS DE HIPERTENSIÓN (consulte a su médico de inmediato)	MÁS ALTA DE 180	y/o	MÁS ALTA DE 120

heart.org/bplevels

Figura 7. Categorias de la presión arterial⁷

La hipertensión arterial, conocida como el “asesino silencioso” por ser asintomática en sus primeras etapas, suele pasar desapercibida hasta que se presentan complicaciones graves. Es la enfermedad de mayor prevalencia a nivel mundial y aumenta significativamente el riesgo cardiovascular. Un diagnóstico temprano, junto con el cumplimiento de las metas terapéuticas, es fundamental para reducir de forma importante el riesgo de complicaciones [22].

5.4.1. Medición de la presión arterial

La presión arterial, también conocida como tensión arterial, se mide habitualmente de forma no invasiva mediante un dispositivo llamado esfigmomanómetro. Este instrumento consta de un brazalete inflable, generalmente colocado en el brazo a la altura del corazón, conectado a un manómetro que registra la presión.

El brazalete se utiliza para ocluir temporalmente el flujo sanguíneo en la arteria braquial, mientras que el manómetro indica la presión necesaria para lograr esta oclusión. Con este dispositivo se obtienen dos valores clave de la presión arterial:

- **Presión sistólica** (la más alta), que corresponde a la fuerza con la que el corazón impulsa la sangre durante la sístole.
- **Presión diastólica** (la más baja), que refleja la presión en las arterias cuando el corazón está en reposo, permitiendo el retorno de la sangre.

Ambos valores se expresan en milímetros de mercurio (mmHg) y se presentan en formato “Presión Sistólica / Presión Diastólica”.

⁷Muestra las categorías de la presión arterial, donde se observa la presión arterial normal, elevada, hipertensión etapa 1, hipertensión etapa 2 y crisis hipertensiva. Imagen tomada de *American Heart Association*. [En línea]. Disponible en: <https://goo.gl/tBpC>

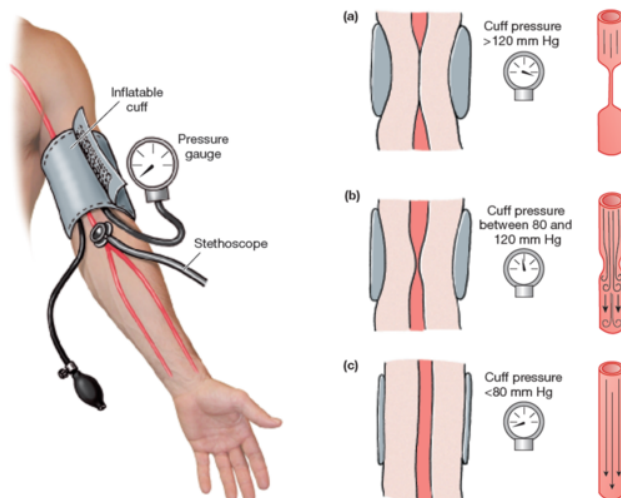


Figura 8. Principio de medición de la presión arterial⁸

La medición con un esfigmomanómetro analógico sigue un método conocido como **auscultatorio**, que consiste en inflar el brazalete por encima de la presión arterial del paciente para detener temporalmente el flujo sanguíneo en las arterias del brazo. Posteriormente, se libera gradualmente la presión del brazalete mientras se escuchan los **sonidos de Korotkoff** mediante un estetoscopio colocado sobre la arteria braquial [23].

5.4.2. Sonidos de Korotkoff

Los sonidos de Korotkoff son ruidos generados por el flujo sanguíneo al restablecerse gradualmente tras liberar la presión del brazalete. Estos sonidos se dividen en cinco fases características:

1. **Fase I:** Aparición de los primeros ruidos, que aumentan progresivamente en intensidad.
2. **Fase II:** Los ruidos adquieren un carácter soplante y pueden disminuir en intensidad o desaparecer brevemente.
3. **Fase III:** Los ruidos se vuelven claros y alcanzan su máxima intensidad.
4. **Fase IV:** Los ruidos disminuyen bruscamente en intensidad y se tornan más graves o soplantes.
5. **Fase V:** Es el momento en que desaparece completamente cualquier sonido; este nivel marca el valor de la presión diastólica.

El primer sonido de Korotkoff (Fase I) señala el valor de la presión sistólica, mientras que el momento en que desaparecen el último sonido (Fase V) indica la presión diastólica [23].

⁸Muestra el principio de medición de la presión arterial, donde se observa como el brazalete inflable es colocado en el brazo y el manómetro registra la presión.

5.5. Amplificadores

La mayoría de las señales bioeléctricas del cuerpo humano son señales con una magnitud del orden de máximo $5mV_{pp}$ y para poder ser registradas y analizadas, es necesario amplificarlas [24].

5.5.1. Amplificador operacional

Los amplificadores operacionales⁹ son dispositivos electrónicos que se utilizan para amplificar señales eléctricas. Estos dispositivos tienen dos entradas, una inversora y otra no inversora, y una salida. La salida del amplificador operacional es proporcional a la diferencia de voltaje entre las dos entradas multiplicada por un factor de ganancia. La ganancia de un amplificador operacional se puede ajustar mediante la selección de resistencias externas.

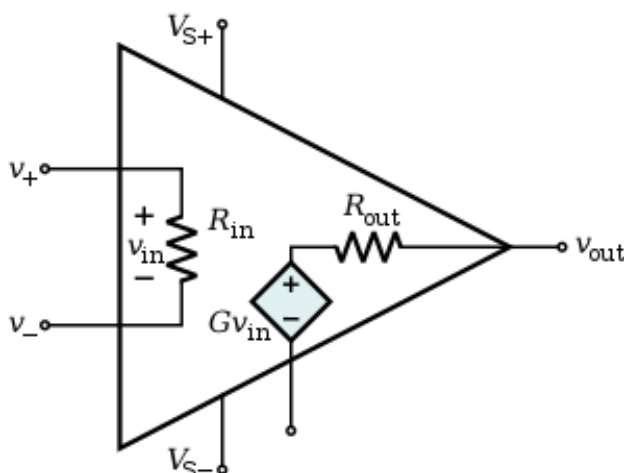


Figura 9. Terminales de entrada y salida de un amplificador operacional¹⁰

Terminal	Descripción
V_+	Entrada no inversora
V_-	Entrada inversora
V_{S+}	Alimentación positiva
V_{S-}	Alimentación negativa
V_{out}	Salida
Gv_{in}	Ganancia de voltaje

Tabla 1. Terminales del amplificador operacional

⁹"Introducción al amplificador operacional (OpAmp) - Amplificadores operacionales", Solución Ingeniería. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/zbbKl>

¹⁰Muestra el símbolo electrónico de un amplificador operacional, con sus dos entradas, la ganancia de voltaje y la salida.

5.5.2. Amplificador Inversor

El amplificador inversor¹¹ es una configuración de amplificador operacional en la que la señal de entrada se aplica a la terminal inversora. En esta configuración, la salida está desfasada 180 grados con respecto a la entrada.

El amplificador inversor se configura conectando la señal de entrada a la terminal inversora mediante una resistencia R_i . La salida del amplificador operacional retroalimenta a la terminal inversora a través de una resistencia R_f , como se muestra en la figura 10.

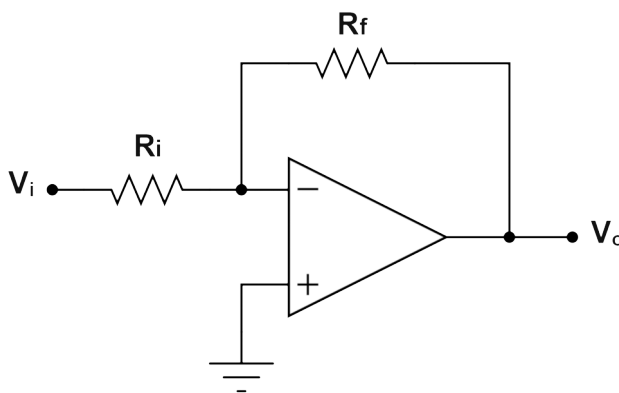


Figura 10. Amplificador inversor¹²

La ganancia del amplificador inversor se puede calcular mediante la ecuación 2.

$$G = -\frac{R_f}{R_i} \quad (2)$$

Donde G es la ganancia del amplificador, R_f es la resistencia de retroalimentación y R_i es la resistencia de entrada.

5.5.3. Amplificador No Inversor

El amplificador no inversor¹³ es una configuración de amplificador operacional en la que la señal de entrada se aplica a la terminal no inversora. La salida de esta configuración está en fase con la entrada, y su amplitud es proporcional a la ganancia del amplificador.

El amplificador no inversor se configura conectando la señal de entrada a la terminal no inversora, esto nos indica que la ganancia será positiva (al contrario del inversor). La salida del amplificador operacional se retroalimenta a la terminal inversora a través de una resistencia R_f , como se muestra en la figura 11.

¹¹"Amplificador inversor - Amplificadores operacionales", Solución Ingenieril. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/eJTCVj>

¹²Muestra el diagrama esquemático de un amplificador inversor.

¹³"Amplificador No inversor - Amplificadores operacionales", Solución Ingenieril.[En línea]. Disponible en: <https://goo.su/8XuqHr>

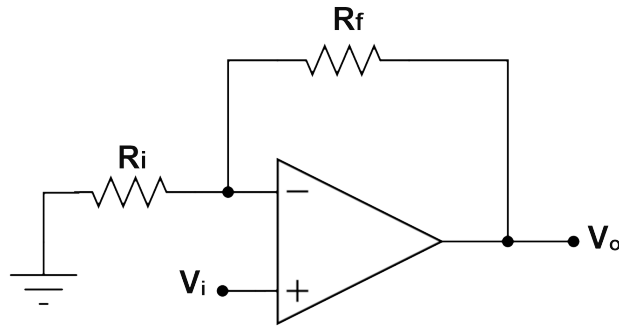


Figura 11. Amplificador no inversor¹⁴

La ganancia del amplificador no inversor se puede calcular mediante la ecuación 3.

$$G = \frac{R_f}{R_i} + 1 \quad (3)$$

Donde G es la ganancia del amplificador, R_f es la resistencia de retroalimentación y R_i es la resistencia de entrada.

5.5.4. Amplificador Diferencial

El amplificador diferencial¹⁵ es un tipo de amplificador operacional cuya característica principal radica en su capacidad de amplificar la diferencia de voltaje entre sus dos entradas mientras rechaza las señales comunes presentes en ambas (CMRR, por sus siglas en inglés). En la figura 12 se muestra el diagrama esquemático de un amplificador diferencial.

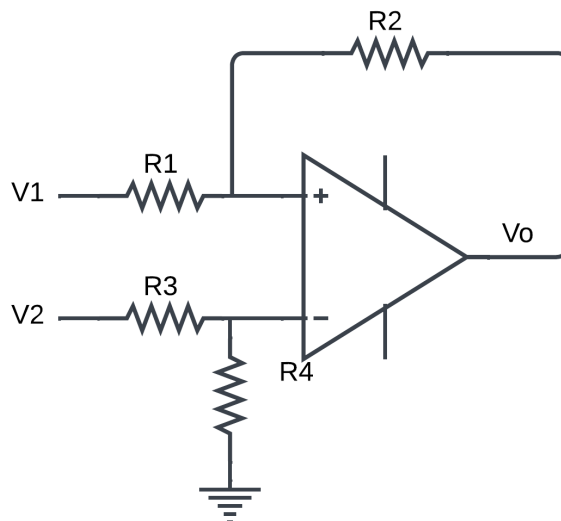


Figura 12. Amplificador diferencial¹⁶

¹⁴Muestra el diagrama esquemático de un amplificador no inversor.

¹⁵W. Storr, "Differential amplifier - the voltage subtractor," Basic Electronics Tutorials. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/vDsY3K>

El voltaje de salida (v_0) está determinado por la ecuación 4.

$$v_0 = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot \frac{R_3}{R_3 + R_4} \cdot v_2 - \frac{R_2}{R_1} \cdot v_1 \quad (4)$$

Para optimizar el rendimiento del amplificador, se suele implementar una configuración simétrica donde las resistencias cumplen la condición $R_1 = R_3$ y $R_2 = R_4$. De esta forma, la ecuación 4 se simplifica a la ecuación 5.

$$v_0 = \frac{R_2}{R_1} \cdot (v_2 - v_1) \quad (5)$$

La ganancia del amplificador diferencial se puede calcular mediante la ecuación 6.

$$G = \frac{R_2}{R_1} \quad (6)$$

5.5.5. Amplificador de Instrumentación

Para amplificar señales bioeléctricas, como las del ECG, se requieren dos características en un amplificador: la primera es que presente una alta impedancia en sus terminales de entrada (elimina posibles caídas de voltaje de la señal cardiaca que den como resultado la reducción o anulación de su amplitud), y la segunda es que solamente amplifique la diferencia de voltaje existente entre dichas terminales.

El amplificador que reúne las dos características mencionadas es el amplificador de instrumentación¹⁷.

Para hacer posible lo anterior, todos los amplificadores de instrumentación se basan en el diseño mostrado en la figura 13 que tiene una etapa con amplificadores no inversores (brindan alta impedancia) y enseguida una etapa de amplificación diferencial (casi siempre unitaria) [24].

La expresión para calcular la ganancia y el voltaje de un amplificador de instrumentación se muestra en la ecuación 8.

$$v_0 = \left(1 + \frac{2R_1}{RG}\right) \cdot (v_2 - v_1) \quad (7)$$

$$G = 1 + \frac{2R_1}{RG} \quad (8)$$

¹⁶Muestra el diagrama esquemático de un amplificador diferencial, con una ganancia de $\frac{R_2}{R_1}$.

¹⁷"Práctica 4 - El amplificador de instrumentación básico", Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo Facultad de Ingeniería Eléctrica. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/n7zlBm>

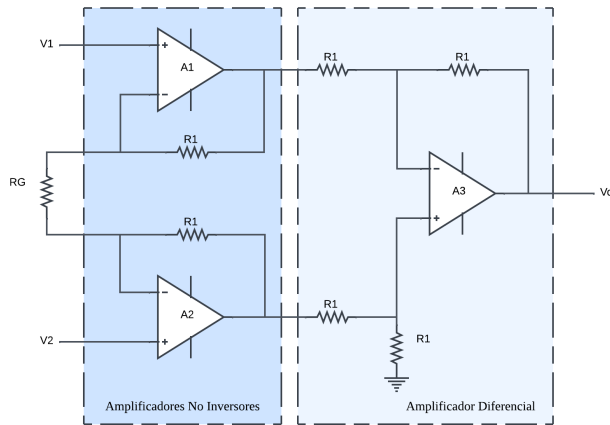


Figura 13. Amplificador de Instrumentación¹⁸

5.5.6. Amplificador de Instrumentación AD620

El amplificador de instrumentación AD620, es un amplificador de precisión de bajo costo y bajo consumo de energía fabricado por Analog Devices, que se utiliza para amplificar señales de baja amplitud y alta impedancia, como las señales ECG [25, 26].

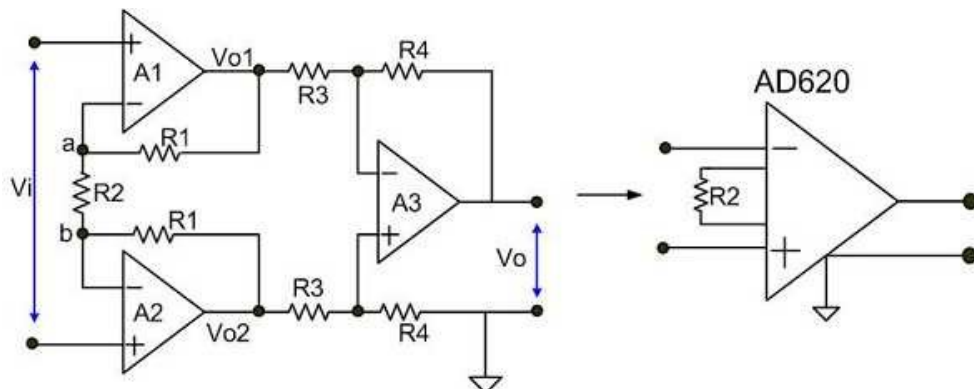


Figura 14. Diagrama esquemático del amplificador de instrumentos AD620¹⁹

Características del AD620:

- **Ganancia configurable:** Ajustable de 1 a 10,000 mediante una resistencia externa.
- **Bajo Nivel de Ruido:** Minimiza errores en la señal amplificada, asegurando una representación precisa de la actividad eléctrica cardíaca.

¹⁸Diagrama de los elementos básicos que conforman las dos etapas en un amplificador de instrumentación. Imagen tomada de *Fundamentals of operational amplifiers and linear integrated circuits*, p. 34.

¹⁹Muestra que el amplificador de instrumentación AD620 es equivalente a un amplificador diferencial conectado a dos amplificadores no inversores. Imagen tomada del artículo *Axial and Lateral Small Strain Measurement of Soils in Compression Test using Local Deformation Transducer* de la revista *Journal of Engineering and Technological Sciences*. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/fHljmIK>

- **Baja Corriente de Polarización de Entrada:** Con una tensión de polarización máxima de $50\mu V$ y una deriva mínima de $0,6\mu V/^{\circ}C$.
- **Bajo Consumo de Potencia:** Consume un máximo de $1,3mA$, adecuado para dispositivos portátiles o alimentados por batería.
- **Rango de Voltaje de Alimentación:** Funciona con voltajes de $\pm 2,3V$ a $\pm 18V$.

El AD620 es una gran alternativa al arreglo tradicional de tres amplificadores operacionales, ya que ofrece una mayor precisión y estabilidad, y requiere menos componentes externos.

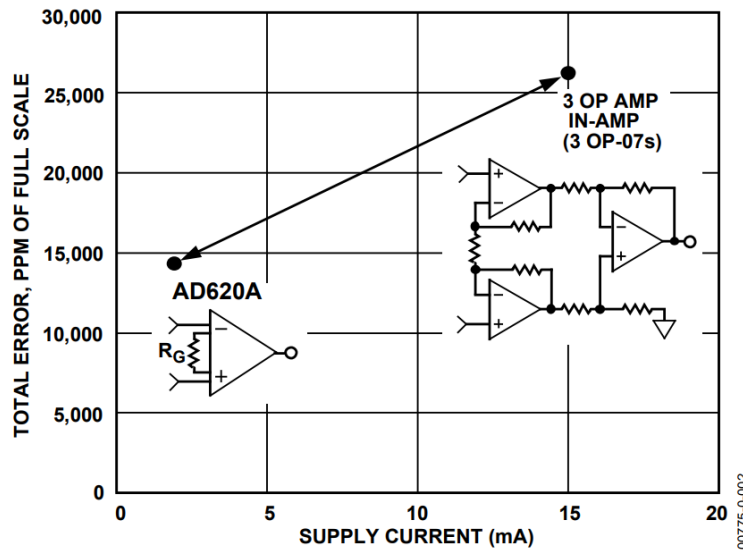


Figura 15. Comparación de la tasa de error entre el AD620 y un arreglo de amplificadores de instrumentación²⁰

El componente cuenta con una entrada inversora (pin 2), una no inversora (pin 3), dos fuentes de alimentación (pin 4 y 7), una referencia o polo a tierra (pin 5), y una salida de la señal amplificada (pin 6). La ganancia del AD620 se puede ajustar mediante una resistencia externa conectada entre el pin 1 y el pin 8.

²⁰Muestra la diferencia en la tasa de error por corriente suministrada de un amplificador de instrumentación AD620 y un arreglo de amplificadores de instrumentación convencional. Imagen tomada del Datasheet del AD620. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/ZhlyZ>

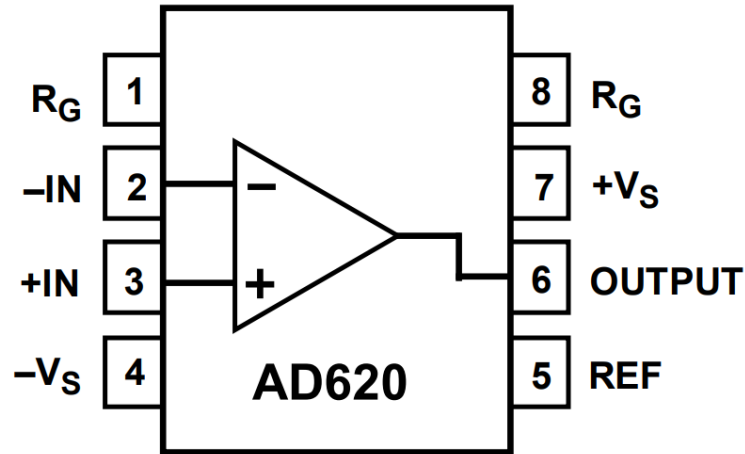


Figura 16. Esquema de conexión del amplificador de instrumentación AD620²¹

Resulta que, en el marco de operación de este amplificador de instrumentación, es posible determinar la ganancia saliente a partir de la resistencia conectada entre los pines 1 y 8 [25], mediante la ecuación 9.

$$G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_G} \quad (9)$$

Donde G es la ganancia del amplificador, R_G es la resistencia conectada entre los pines 1 y 8 y la constante $49,4k\Omega$ es el valor de la resistencia interna del AD620.

5.6. Filtros

Los filtros son circuitos electrónicos que permiten el paso de ciertas frecuencias de una señal eléctrica, mientras que atenúan o eliminan las frecuencias no deseadas. Los filtros se utilizan para eliminar el ruido, mejorar la calidad de la señal y extraer información relevante de una señal eléctrica. Los filtros se pueden clasificar en dos categorías principales: filtros pasivos y filtros activos.

5.6.1. Filtro Pasa Altas Activo de Segundo Orden Sallen-Key

Un filtro pasa altos activo de segundo orden *Sallen-Key*²² es un circuito que permite el paso de señales de alta frecuencia y atenúa las frecuencias bajas. Este filtro consta de dos resistencias y dos capacitores, y se puede configurar para diferentes aproximaciones de filtro, como Butterworth, Chebyshev y Bessel. Se conoce como activo por que tiene un elemento activo que es el amplificador operacional, es de segundo orden por que contiene dos elementos reactivos (dos capacitores), y se llama *sallen key* por la topología que tiene el circuito, y por el nombre de sus dos creadores R. P. Sallen y E. L. Key, ingenieros del

²¹Muestra el esquema de conexión del amplificador de instrumentación AD620, con sus terminales de alimentación, entrada y salida. Imagen tomada del Datasheet del AD620. [En línea]. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

²²W. Laiton, «Filtro Pasa altos activo de 2do orden Sallen Key», Wilaeba Electronica, 26 de septiembre de 2018. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/5ChsR5h>

laboratorio Lincoln del MIT. La figura 17 muestra el diagrama de un filtro pasa altas de segundo orden *Sallen-Key*.

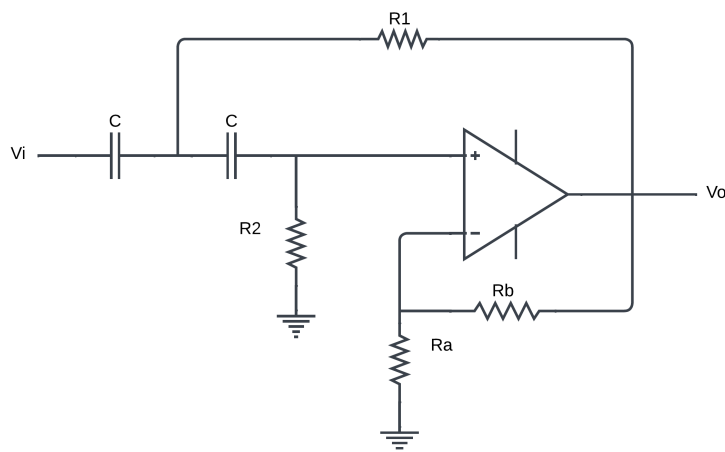


Figura 17. Diagrama de un filtro pasa altas de segundo orden *Sallen-Key*

El valor de la frecuencia de corte f_c , el valor del capacitor C y la aproximación que se vaya a usar son libres de elección, además de que la ganancia A de este filtro debe ser igual o mayor a 1. La función de transferencia de un filtro pasa altas de segundo orden *Sallen-Key* se puede calcular mediante la ecuación 10.

$$\frac{v_o}{v_i}(s) = \frac{(1 + \frac{R_b}{R_a})s^2}{s^2 + s\frac{1}{C}(\frac{2}{R_2} - \frac{R_b}{R_1 R_a}) + \frac{1}{C^2 R_1 R_2}} \quad (10)$$

Los valores de la constante K y el factor de calidad Q para diferentes aproximaciones de filtro se muestran en la tabla 2.

Aproximación	Factor de calidad Q	Constante K
Butterworth	0.7071	1.0000
Chebyshev (cresta de 0.01 db)	0.7247	1.0231
Chebyshev (cresta de 0.1 db)	0.7673	1.0674
Chebyshev (cresta de 0.25 db)	0.8093	1.0991
Chebyshev (cresta de 0.5 db)	0.8638	1.1286
Chebyshev (cresta de 1 db)	0.9564	1.1596
Bessel	0.5771	0.7840

Tabla 2. Valores de Q y K para diferentes aproximaciones de filtro pasa altas

5.6.2. Filtro Pasa Bajas Activo de Segundo Orden Sallen-Key

Un filtro pasa bajas activo de segundo orden *Sallen-Key*²³ es un circuito que permite el paso de señales de baja frecuencia y atenúa las frecuencias altas. Este filtro consta de

²³W. Laiton, «Filtro Pasa bajas activo de 2do orden Sallen Key», Wilaeba Electronica, 24 de septiembre de 2018. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/J29uz5x>

dos resistencias y dos capacitores, y se puede configurar para diferentes aproximaciones de filtro, como Butterworth, Chebyshev y Bessel. La figura 18 muestra el diagrama de un filtro pasa bajas de segundo orden *Sallen-Key*

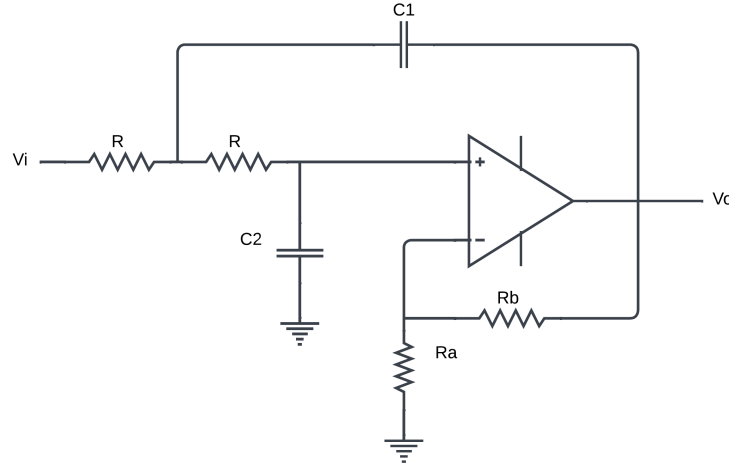


Figura 18. Diagrama de un filtro pasa bajas de segundo orden *Sallen-Key*

Los valores de la frecuencia de corte f_c , el capacitor C_1 , y la aproximación que se desee utilizar son de libre elección. Además, la ganancia A de este filtro debe ser igual o mayor a 1. La función de transferencia de un filtro pasa bajas de segundo orden *Sallen-Key* se puede determinar utilizando la ecuación 11.

$$\frac{v_o}{v_i}(s) = \frac{\left(1 + \frac{R_b}{R_a}\right) \cdot \frac{1}{C_1 C_2 R^2}}{s^2 + s \frac{1}{R} \left(\frac{2}{C_1} - \frac{R_b}{C_2 R_a}\right) + \frac{1}{C_1 C_2 R^2}} \quad (11)$$

Los valores de la constante K y el factor de calidad Q para diferentes aproximaciones de filtro se muestran en la tabla 3.

Aproximación	Factor de calidad Q	Constante K
Butterworth	0.7071	1.0000
Chebyshev (cresta de 0.01 db)	0.7247	0.9774
Chebyshev (cresta de 0.1 db)	0.7673	0.9368
Chebyshev (cresta de 0.25 db)	0.8093	0.9098
Chebyshev (cresta de 0.5 db)	0.8638	0.8860
Chebyshev (cresta de 1 db)	0.9564	0.8623
Bessel	0.5771	1.2754

Tabla 3. Valores de Q y K para diferentes aproximaciones de filtro pasa bajas

5.6.3. Filtro Rechaza Banda Pasivo RC Twin-T

Un filtro rechaza banda (Notch) pasivo RC Twin-T²⁴ como su nombre lo dice elimina una determinada banda de frecuencias, y permite el paso de todas las demás. Está compuesto por seis elementos, tres resistencias y tres capacitores. La figura 19 muestra el diagrama de un filtro rechaza banda pasivo RC Twin-T.

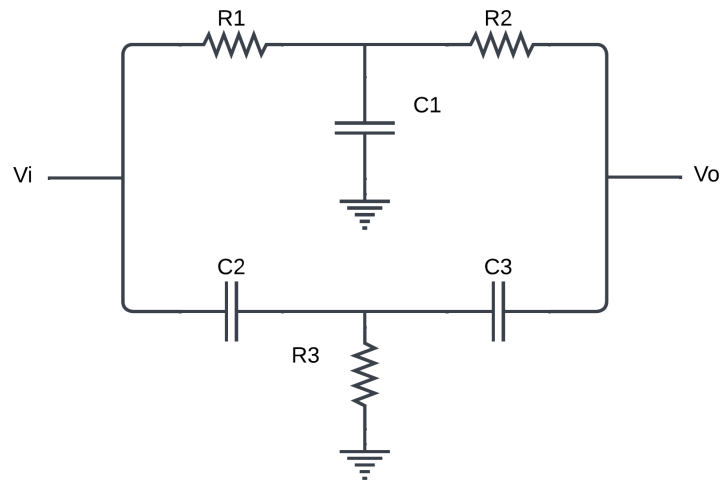


Figura 19. Diagrama de un filtro rechaza banda pasivo RC Twin-T

El máximo valor del factor de calidad Q para un filtro rechaza banda pasivo RC Twin-T es de 0.5. Este filtro se conoce con el nombre de filtro notch Twin-T debido que son dos redes en forma de T conectadas en paralelo.

²⁴W. Laiton, «Filtro Rechaza banda Pasivo RC Twin-T», Wilaeba Electronica, 28 de septiembre de 2018. [En línea]. Disponible en: <https://goo.su/mTgR92>

6. Desarrollo del Proyecto

6.1. Flujo de operación del sistema

El sistema desarrollado cuenta de varios componentes que interactúan entre sí para capturar, procesar y transmitir datos fisiológicos, permitiendo al usuario visualizar información en tiempo real y estimar la presión arterial. El flujo de operación del sistema se muestra en la figura 20.

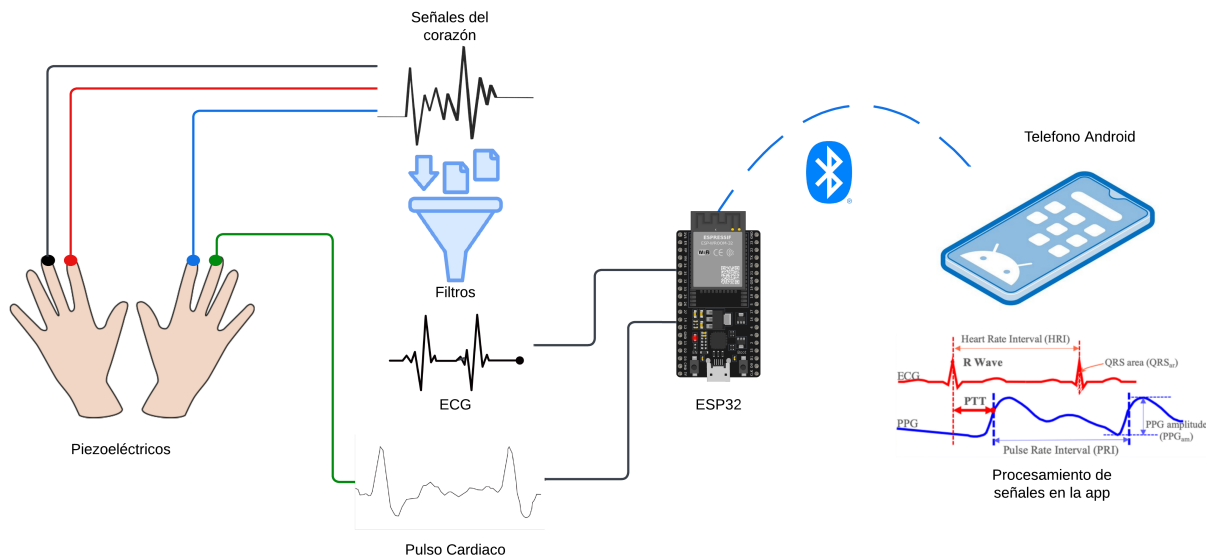


Figura 20. Flujo de operación del sistema

En los siguientes apartados se describen las etapas del flujo de operación del sistema y el desarrollo de cada una de ellas.

1. Captura de señales fisiológicas:

- **Usuario:** El usuario se coloca los electrodos del ECG y el sensor PPG en los dedos correspondientes para capturar las señales fisiológicas.
- **Electrodos y sensor PPG:** Los electrodos del ECG y el sensor PPG capturan las señales eléctricas y ópticas del cuerpo del usuario.

2. Filtrado y Acondicionamiento de señales:

- **ECG**
 - La señal captada por los electrodos pasa por un amplificador de instrumentación AD620 para aumentar su amplitud.
 - Posteriormente, la señal pasa a través de un filtro activo pasa altas y pasa bajas de segundo orden tipo Sallen-Key, el cual elimina el ruido y las frecuencias no deseadas.

- A continuación, se aplica un filtro pasabanda rechazante pasivo RC Twin-T para suprimir el ruido de 60 Hz.
- Finalmente, la señal se amplifica nuevamente mediante un amplificador no inversor, obteniendo así una señal de salida adecuada.

3. Conversión y Procesamiento Inicial

■ ESP32

- La señal del ECG se convierte de analógica a digital mediante un conversor analógico-digital (ADC) de 12 bits.
- La señal del PPG se procesa para eliminar el ruido y las interferencias, y posteriormente se convierte de analógica a digital mediante un ADC de 12 bits.

4. Transmisión de Datos

■ Conectividad Bluetooth

- Se realiza el emparejamiento entre el ESP32 y el teléfono móvil a través de Bluetooth.
- Se envían los datos fisiológicos capturados al teléfono móvil.

5. Visualización y Análisis en la Aplicación Android

■ Recepción de Datos

- La aplicación recibe los datos fisiológicos del ESP32 a través de Bluetooth.

■ Visualización de los Datos

- Los datos del ECG y PPG se representan de forma gráfica en la interfaz de usuario, ofreciendo una visualización clara del electrocardiograma y del fotopletimograma.

■ Estimación de la Presión Arterial

- La aplicación realiza un preprocesamiento para calcular el *Pulse Transit Time (PTT)* utilizando la señal del ECG y del PPG.
- A partir del *PTT*, la aplicación estima la presión arterial sistólica y diastólica del usuario.

En la figura 21 se muestra el diagrama de secuencia del sistema, que ilustra la interacción entre los componentes del sistema durante la captura, procesamiento y transmisión de datos fisiológicos.

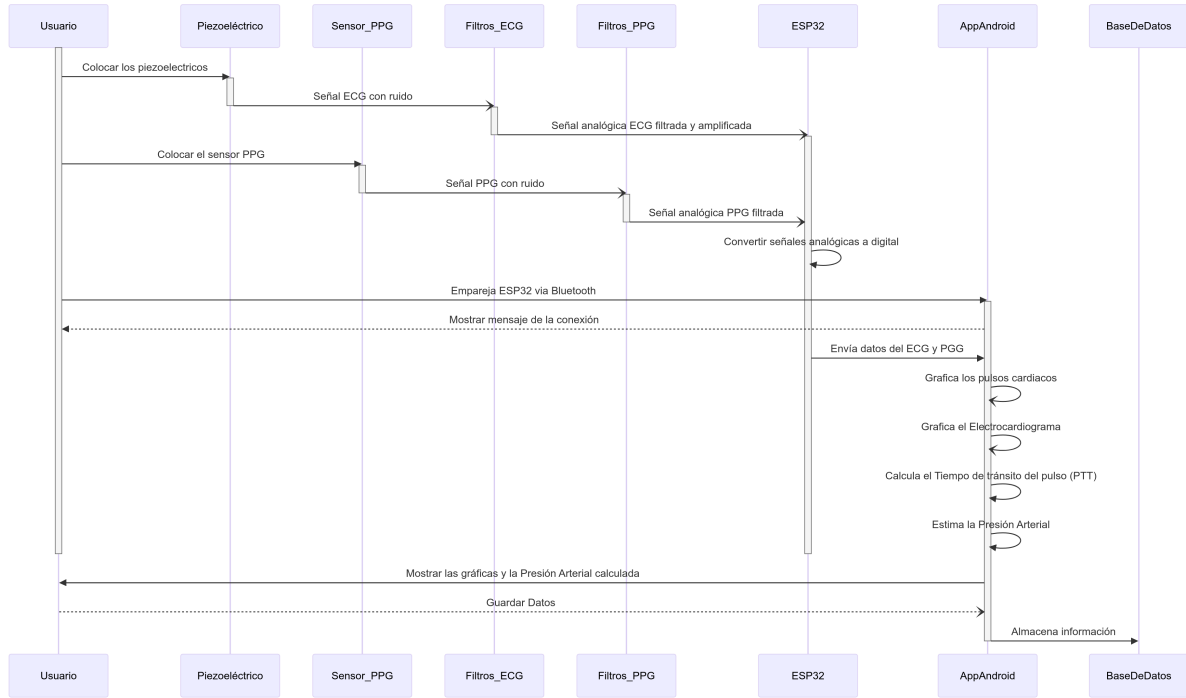


Figura 21. Diagrama de secuencia del sistema

6.2. Desarrollo del circuito de ECG

6.2.1. Amplificador de Instrumentación AD620

Para el desarrollo del sistema, comenzamos con el diseño del circuito de ECG utilizando un amplificador de instrumentación AD620, encargado de amplificar la señal captada por los electrodos del ECG. Mediante métodos de prueba y error, se determinó que una ganancia de 21 era necesaria para obtener una señal de salida adecuada.

Con la ganancia deseada establecida, procedimos a calcular el valor de la resistencia R_G , la cual se conecta entre los pines 1 y 8 del AD620. Para ello, partimos de la ecuación 9, que describe la relación entre la ganancia y la resistencia, y la despejamos para obtener la ecuación 12, que nos permitió calcular el valor óptimo de R_G .

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{G - 1} = \frac{49,4k\Omega}{21 - 1} = 2470\Omega \approx 2,5k\Omega \quad (12)$$

Con la resistencia calculada, se procedió a simular el circuito en el software de diseño de circuitos Multisim, obteniendo una ganancia de 20.76, muy cercana a la deseada. La figura 22 muestra la simulación del amplificador de instrumentación AD620 en Multisim.

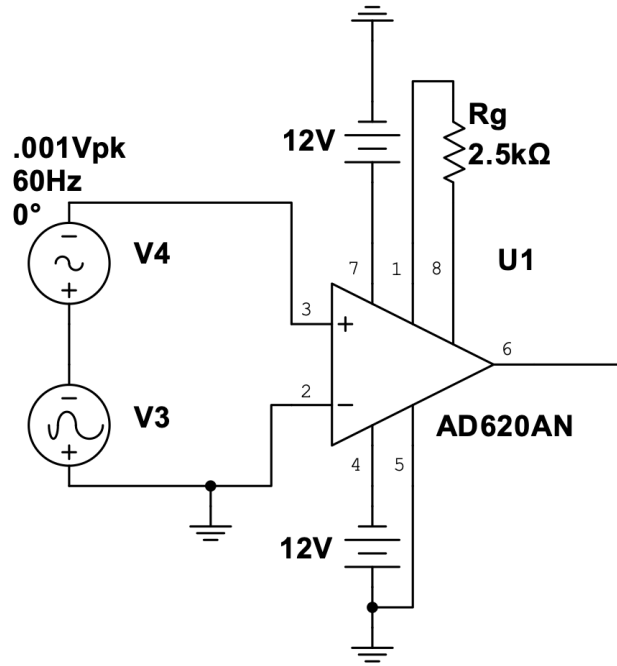


Figura 22. Simulación del amplificador de instrumentación AD620²⁵

6.2.2. Filtro Activo Pasa Altas

Para eliminar el ruido de baja frecuencia presente en la señal de ECG, se implementó un filtro pasa altas de segundo orden tipo *Sallen-Key*. Este filtro permite el paso de frecuencias superiores a una frecuencia de corte, mientras atenúa las frecuencias inferiores a esta.

En el diseño de este filtro, se utilizó una aproximación de Butterworth debido a su respuesta de frecuencia más plana en la banda de paso, lo que implica la ausencia de sobrepicos en dicha banda y una caída más gradual en la banda de rechazo. Esto contrasta con la aproximación de Chebyshev, que presenta sobrepicos en la banda de paso y una caída más abrupta en la banda de rechazo, o con la aproximación de Bessel, que ofrece una fase lineal. Los valores de Q y K se obtuvieron de la Tabla 2, que presenta los parámetros correspondientes a dicha aproximación.

Ganancia del Amplificador Operacional Dado que la señal ya fue amplificada en la etapa anterior, se decidió establecer una ganancia unitaria. Por lo tanto, se estableció R_a como infinito (circuito abierto) y R_b como cero (corto circuito), resultando en la Ecuación 13 para la ganancia del amplificador operacional.

$$A = 1 + \frac{R_b}{R_a} = 1 \quad (13)$$

²⁵Muestra la simulación del amplificador de instrumentación AD620 en el software Multisim, con una ganancia de 20.76.

Cálculo de factor m El factor m es crucial para determinar las resistencias del filtro pasa altos. Se calcula mediante la Ecuación 14.

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8Q^2(A - 1)}}{4Q} \quad (14)$$

Donde:

- A : Ganancia del amplificador operacional.
- Q : Factor de calidad del filtro.

Para un filtro Butterworth de segundo orden, que ofrece una respuesta en frecuencia plana en la banda de paso, el factor de calidad Q es igual 0.7071. Sustituyendo los valores de $A = 1$ de la Ecuación 13 y $Q = 0,7071$ en la Ecuación 14, se obtiene el valor de m .

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8(0,7071)^2(1 - 1)}}{4(0,7071)} = \frac{1 + \sqrt{1}}{2,8284} \approx 0,7071 \quad (15)$$

Frecuencia de corte La frecuencia de corte f_c el cual es el punto en el que la señal de salida se atenúa en $-3dB$, se calcula mediante la Ecuación 16.

$$f_c = \frac{m}{2\pi \cdot k \cdot R_1 \cdot C} \quad (16)$$

Donde:

- k : Constante de la aproximación del filtro.
- R_1 : Resistencia seleccionada.
- C : Capacitor seleccionada.

Seleccionamos un valor de $R_1 = 2,2k\Omega$ y $C = 3,3\mu F$. Además de que la constante k para una aproximación de Butterworth es 1. Sustituyendo estos valores en la Ecuación 16, se obtiene la frecuencia de corte del filtro pasa altos.

$$f_c = \frac{0,7071}{2\pi \cdot 1 \cdot 2,2k\Omega \cdot 3,3\mu F} \approx 15,5Hz \quad (17)$$

Esta frecuencia de corte es adecuada para eliminar el ruido de baja frecuencia presente en la señal de ECG.

Selección de resistencias R_2 La resistencia R_2 se calcula mediante la ecuación 18.

$$R_2 = \frac{R_1}{m^2} = \frac{2,2k\Omega}{(0,7071)^2} \approx 4,4k\Omega \quad (18)$$

Se llevó a cabo la simulación del filtro paso alto de segundo orden tipo *Sallen-Key* en Multisim. La Figura 23 presenta la simulación del filtro en Multisim, utilizando las resistencias y el capacitor seleccionados.

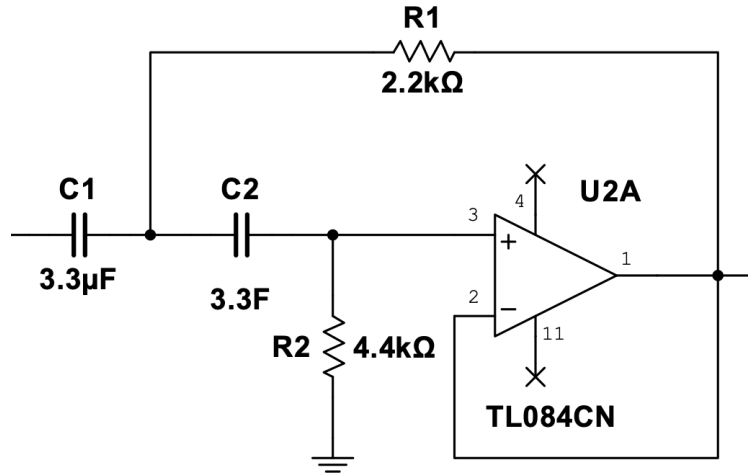


Figura 23. Simulación del filtro pasa altas de segundo orden *Sallen-Key*²⁶

6.2.3. Filtro Activo Pasa Bajos.

Para eliminar el ruido de alta frecuencia presente en la señal de ECG, se implementó un filtro pasa bajas de segundo orden tipo *Sallen-Key*. Este filtro permite el paso de frecuencias inferiores a una frecuencia de corte, mientras atenúa las frecuencias superiores a esta.

En el diseño de este filtro, se utilizó una aproximación de Butterworth y los valores de Q y K se obtuvieron de la Tabla 3, que presenta los parámetros correspondientes a dicha aproximación.

Ganancia del Amplificador Operacional En este diseño, al igual que con el filtro pasa altas, se busca mantener una ganancia unitaria para evitar amplificar la señal y minimizar la introducción de ruido. Esto configura el amplificador operacional como un seguidor de voltaje conectando su salida directamente a la entrada inversora, lo que elimina las resistencias R_A y R_B , simplificando la ganancia del amplificador operacional a la ecuación 19.

$$A = 1 + \frac{R_b}{R_a} = 1 \quad (19)$$

Cálculo de factor m El factor m es crucial para determinar las capacitancias del filtro pasa bajas. Se calcula mediante la ecuación 20.

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8Q^2(A - 1)}}{4Q} \quad (20)$$

Donde:

²⁶Muestra la simulación del filtro pasa altas de segundo orden *Sallen-Key* en el software Multisim, con una frecuencia de corte de 15.5 Hz.

- A : Ganancia del amplificador operacional.
- Q : Factor de calidad del filtro.

Para un filtro Butterworth de segundo orden, que ofrece una respuesta en frecuencia plana en la banda de paso, el factor de calidad Q es igual 0.7071. Sustituyendo los valores de $A = 1$ y $Q = 0,7071$ en la ecuación 20, se obtiene el valor de m .

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8(0,7071)^2(1 - 1)}}{4(0,7071)} = \frac{1 + \sqrt{1}}{2,8284} \approx 0,7071 \quad (21)$$

Frecuencia de corte La frecuencia de corte f_c el cual es el punto en el que la señal de salida se atenúa en $-3dB$, se calcula mediante la ecuación 22.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot k \cdot R \cdot m \cdot C_1} \quad (22)$$

Donde:

- k : Constante de la aproximación del filtro.
- R : Resistencia seleccionada.
- C_1 : Capacitancia seleccionada.

Seleccionamos un valor de $R = 2,7k\Omega$ y $C_1 = 4,7\mu F$. Además de que la constante k para una aproximación de Butterworth es 1. Sustituyendo estos valores en la ecuación 22, se obtiene la frecuencia de corte del filtro pasa bajos.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 1 \cdot 2,7k\Omega \cdot 0,7071 \cdot 4,7\mu F} = \frac{1}{2\pi \cdot 2,7 \times 10^3 \cdot 0,7071 \cdot 4,7 \times 10^{-6}} \approx 17,737Hz \quad (23)$$

Esta frecuencia de corte es adecuada para eliminar el ruido de alta frecuencia presente en la señal de ECG.

Cálculo de la capacitancia C2 La capacitancia C_2 se calcula mediante la ecuación 24.

$$C_2 = m^2 \cdot C_1 = (0,7071)^2 \cdot 4,7\mu F \approx 2,35\mu F \quad (24)$$

Se seleccionó un valor de $C_2 = 2,2\mu F$, ya que es el valor comercial más cercano al calculado.

$$C_2 = 2,2\mu F \quad (25)$$

Se llevó a cabo la simulación del filtro pasa bajas de segundo orden tipo *Sallen-Key* en Multisim. La Figura 24 presenta la simulación del filtro en Multisim, utilizando las resistencias y los capacitores seleccionados.

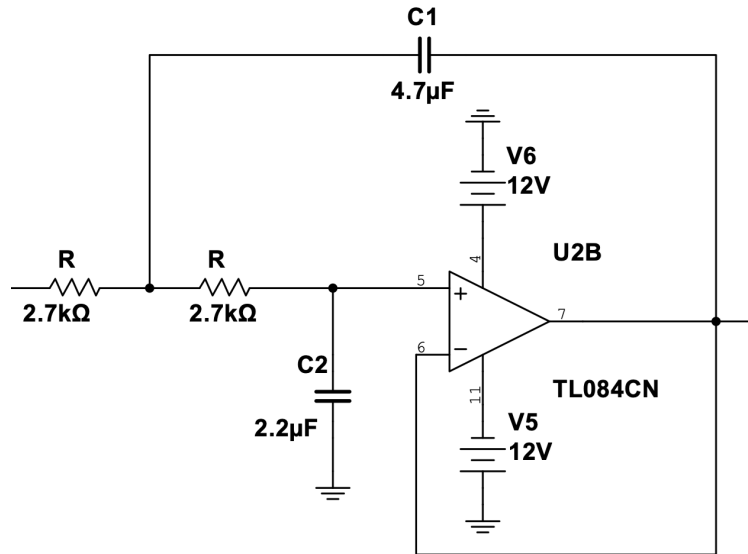


Figura 24. Simulación del filtro pasa bajas de segundo orden *Sallen-Key*²⁷

6.2.4. Filtro Notch Pasivo Rechaza Banda RC Twin-T

En la etapa de acondicionamiento de la señal, se implementó un filtro notch pasivo RC tipo Twin-T para atenuar las interferencias de 60 Hz, comúnmente presentes debido al ruido de la red eléctrica. Este filtro es eficaz para eliminar una frecuencia específica sin afectar significativamente las demás componentes de la señal.

El filtro Twin-T es un circuito pasivo que utiliza resistencias y capacitores dispuestos en una configuración en forma de "T" doble, lo que permite rechazar una frecuencia central f_0 . Al ser un filtro pasivo, está compuesto únicamente por resistencias y capacitores, lo que simplifica su diseño y construcción. Sin embargo, su factor de calidad Q es limitado, generalmente por debajo de 0.5, lo que implica un ancho de banda relativamente amplio en comparación con filtros activos. En otras palabras, si tenemos una frecuencia central de 100 Hz, el ancho de banda del filtro será de 200 Hz.

Para diseñar el filtro notch pasivo RC Twin-T centrado en $f_0 = 60\text{Hz}$, se utilizaron las siguientes ecuaciones:

Seleccionamos los parámetros iniciales del filtro:

- Frecuencia central (f_0) = 60Hz
- Factor de calidad (Q) = 0,25
- Capacitancia base (C_1) = 100nF

²⁷Muestra la simulación del filtro pasa bajas de segundo orden *Sallen-Key* en el software Multisim, con una frecuencia de corte de 17.737 Hz.

Cálculo de la resistencia R1 La resistencia R_1 se calcula mediante la ecuación 26.

$$R_1 = \frac{1}{4\pi \cdot f_0 \cdot Q \cdot C_1} \quad (26)$$

Sustituyendo los valores de $f_0 = 60Hz$, $Q = 0,25$ y $C_1 = 100nF$ en la ecuación 26, se obtiene el valor de R_1 .

$$R_1 = \frac{1}{4\pi \cdot 60Hz \cdot 0,25 \cdot 100nF} = 53051,6477\Omega \approx 53k\Omega \quad (27)$$

Cálculo de la resistencia R2 La resistencia R_2 se calcula mediante la ecuación 28.

$$R_2 = \frac{1}{2\pi \cdot f_0(1 - 2Q) \cdot C_1} \quad (28)$$

Sustituyendo los valores en la ecuación 28, se obtiene el valor de R_2 .

$$R_2 = \frac{1}{2\pi \cdot 60Hz(1 - 2(0,25)) \cdot 100nF} = 53051,6477\Omega \approx 53k\Omega \quad (29)$$

Cálculo de la resistencia R3 La resistencia R_3 se calcula mediante la ecuación 30.

$$R_3 = \frac{1}{2\pi \cdot f_0 \cdot C_1} \quad (30)$$

Sustituyendo los valores en la ecuación 30, se obtiene el valor de R_3 .

$$R_3 = \frac{1}{2\pi \cdot 60Hz \cdot 100nF} = 26525,824\Omega \approx 26,5k\Omega \quad (31)$$

Cálculo de la capacitancia C2 La capacitancia C_2 se calcula mediante la ecuación 32.

$$C_2 = 2Q \cdot C_1 \quad (32)$$

Sustituyendo el valor de $C_1 = 100nF$ en la ecuación 32, se obtiene el valor de C_2 .

$$C_2 = 2(0,25) \cdot 100nF = 50nF \quad (33)$$

Cálculo de la capacitancia C3 La capacitancia C_3 se calcula mediante la ecuación 34.

$$C_3 = (1 - 2Q) \cdot C_1 \quad (34)$$

Sustituyendo los valores, tenemos que:

$$C_3 = (1 - 2(0,25)) \cdot 100nF = 50nF \quad (35)$$

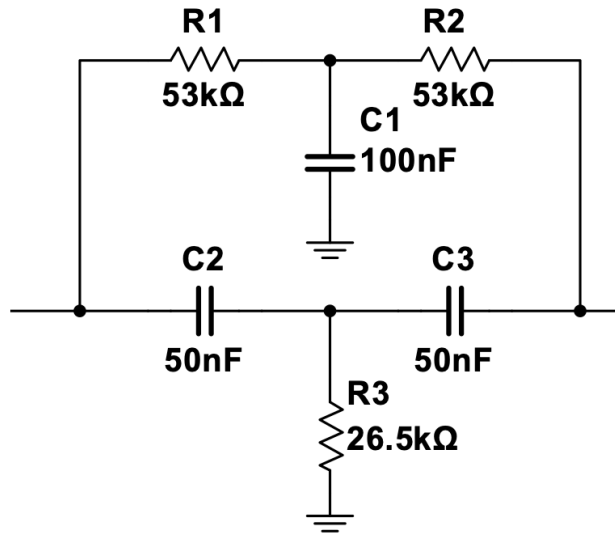


Figura 25. Simulación del filtro rechaza banda pasivo RC Twin-T²⁸

6.2.5. Amplificador no Inversor

Finalmente, para visualizar la señal, es necesario amplificar nuevamente la señal ya acondicionada antes de su observación en el osciloscopio. Para ello, un amplificador no inversor sencillo es adecuado para cumplir con esta tarea. A continuación se muestra la ecuación 36 para calcular la ganancia del amplificador no inversor.

$$A = 1 + \frac{R_F}{R_1} = 1 + \frac{1M\Omega}{10k\Omega} = 101 \quad (36)$$

Donde R_f es la resistencia de realimentación y R_g es la resistencia de ganancia. Este diseño asegura que la señal amplificada mantenga la fidelidad necesaria para una visualización precisa en el osciloscopio.

²⁸Muestra la simulación del filtro rechaza banda pasivo RC Twin-T en el software Multisim, centrado en 60 Hz.

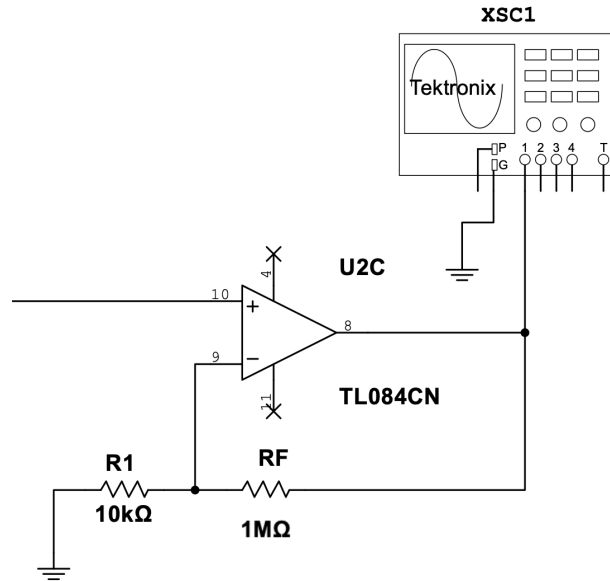


Figura 26. Simulación del amplificador no inversor²⁹

6.2.6. Simulación del Circuito de ECG

Finalmente, se procedió a simular el circuito completo de ECG en Multisim, incluyendo el amplificador de instrumentación AD620, los filtros activos pasa altas y pasa bajas de segundo orden tipo *Sallen-Key*, el filtro notch pasivo RC Twin-T y el amplificador no inversor. La Figura 27 muestra el circuito completo simulado en Multisim.

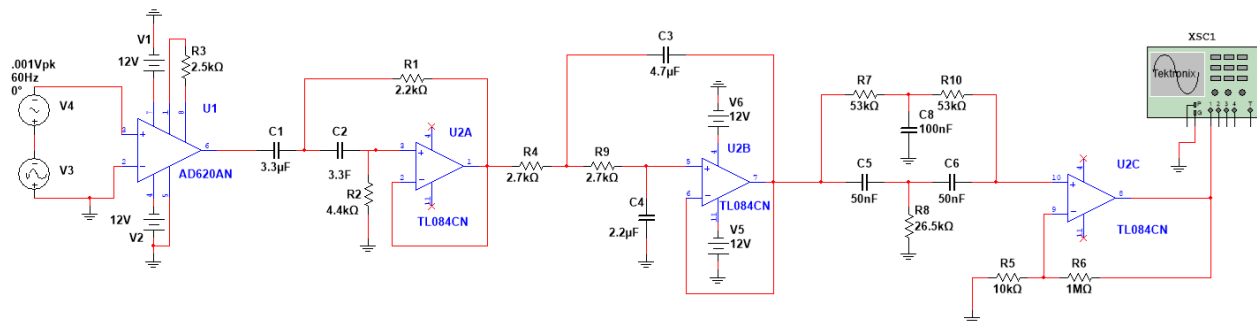


Figura 27. Simulación del circuito de ECG en Multisim³⁰

En la Figura 28 se muestra la señal simulada del ECG acondicionada en el osciloscopio, la cual se visualiza de forma clara y precisa, lista para ser transmitida al ESP32 para su procesamiento y análisis.

²⁹Muestra la simulación del amplificador no inversor en el software Multisim conectado a un osciloscopio.

³⁰Muestra el circuito de ECG completo simulado en el software Multisim.

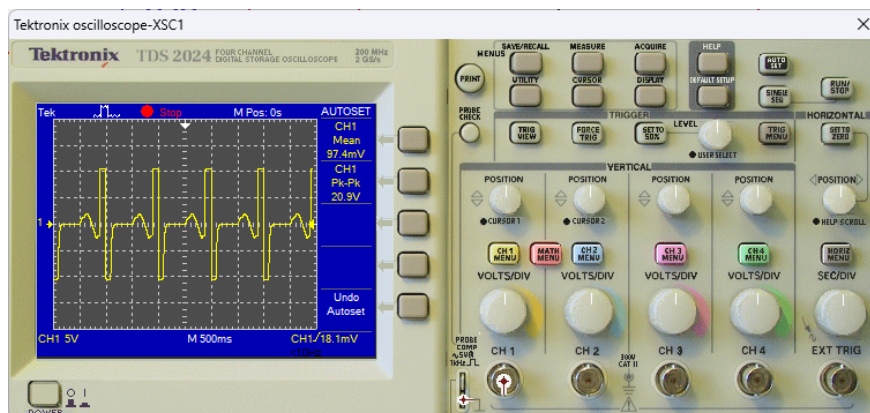


Figura 28. Señal de ECG acondicionada³¹

6.3. Desarrollo de las pinzas para los piezoeléctricos

Para la captura de las señales del ECG, se diseñaron pinzas que permiten colocar los piezoeléctricos en los dedos del usuario. Estas pinzas fueron impresas en 3D, con un diseño orientado a la comodidad y facilidad de uso. Están compuestas por dos partes: una inferior, que sostiene el piezoeléctrico y se ajusta al dedo del usuario, y una superior, que se acopla a la parte inferior para ejercer presión sobre el piezoeléctrico. Las Figuras 29 y 30 muestran las pinzas diseñadas para el sensor ECG.

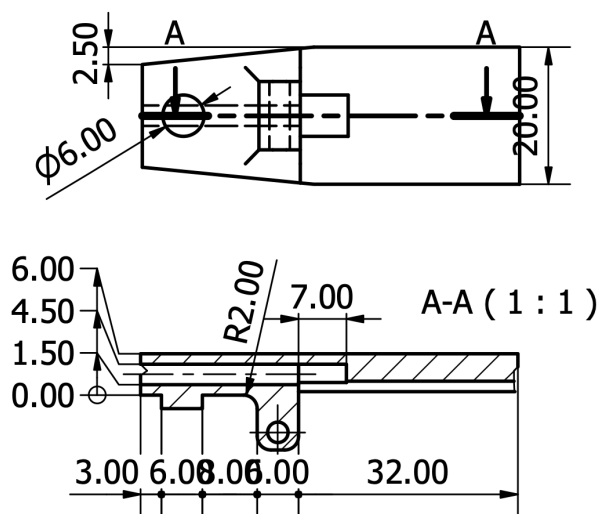


Figura 29. Pinza inferior para el sensor ECG

³¹Muestra la señal de ECG acondicionada en el osciloscopio.

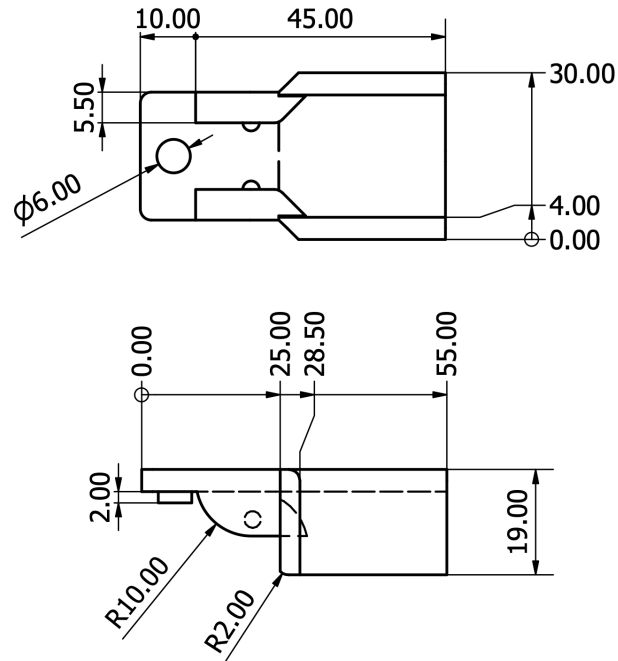


Figura 30. Pinza superior para el sensor ECG

La Figura 31 muestra el modelo final de las pinzas para el sensor de ECG, las cuales se imprimieron en 3D y se utilizaron para capturar las señales fisiológicas del usuario.

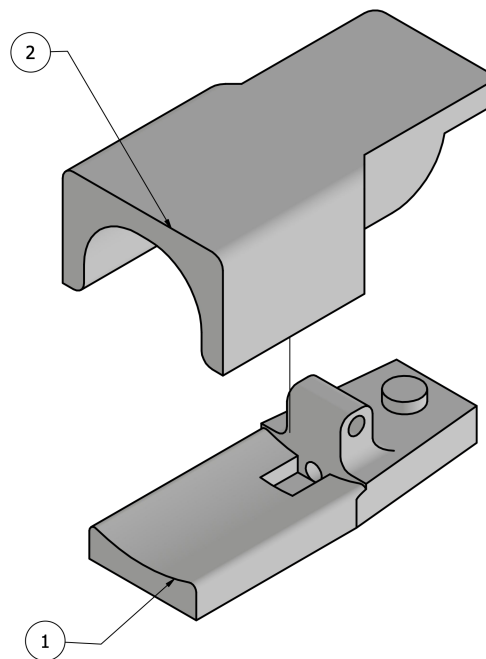


Figura 31. Pinzas para el sensor de ECG

Referencias

- [1] Fatermeh Heydari, Malikeh P. Ebrahim, Jean-Michel Redoute, Keith Joe, Katie Walker, and Mehmet Rasit Yuce, "A chest-based continuous cuffless blood pressure method: estimation and evaluation using multiple body sensors," *Information Fusion*, vol. 54, pp. 119–127, 2020. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1566253519301939>
- [2] C. Guo, H. Chang, K. Wang, and T.-H. Hsieh, "An arterial compliance sensor for cuffless blood pressure estimation based on piezoelectric and optical signals," *Micromachines*, vol. 13, no. 8, p. 1327, 2022. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2072-666X/13/8/1327>
- [3] M. S. Norsuriati, M. S. N. M. Sobri, H. Z. Hafiszah, A. M. Nazib, W. Z. W. Suhaimizan, V. Ashok, and A. J. M. Mahadi, "Development of iot based cuffless blood pressure measurement system," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 2071, no. 1, p. 12030, oct 2021. [Online]. Available: <https://dx.doi.org/10.1088/1742-6596/2071/1/012030>
- [4] A. Q. Estrada, G. A. A. Amaya, and R. A. T. Villa, "Diseño de un sistema internet de las cosas (IoT) para el monitoreo de la presión arterial," *reveia*, vol. 18, no. 35, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.24050/reia.v18i35.1474>
- [5] J. Choi, Y. Kang, J. Park, Y. Joung, and C. Koo, "Development of real-time cuffless blood pressure measurement systems with ecg electrodes and a microphone using Pulse Transit Time (PTT)," *Sensors*, vol. 23, no. 3, p. 1684, feb 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/s23031684>
- [6] Secretaría de Salud. Cada año, 220 mil personas fallecen debido a enfermedades del corazón. [Online]. Available: <https://www.gob.mx/salud/prensa/490-cada-ano-220-mil-personas-fallecen-debido-a-enfermedades-del-corazon>
- [7] Instituto Nacional de Salud Pública. 29.9mexico vive con hipertensión. [Online]. Available: <https://www.insp.mx/avisos/299-de-las-personas-adultas-en-mexico-vive-con-hipertension>
- [8] Manual MSD. Sistema de conducción. [Online]. Available: <https://www.msdmanuals.com/es-mx/hogar/multimedia/video/sistema-de-conducci%C3%B3n>
- [9] Facultad de Medicina de la Universidad Nacional Autónoma de México. Taller de interpretación del electrocardiograma. [Online]. Available: <https://fisiologia.facmed.unam.mx/index.php/taller-de-interpretacion-del-electrocardiograma/>
- [10] M. AlMahamdy and H. B. Riley, "Performance study of different denoising methods for ecg signals," *Procedia Computer Science*, vol. 37, pp. 325–332, jan 2014. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2014.08.048>
- [11] A. B. Hertzman, "The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph," *American Journal of Physiology-Legacy Content*, vol. 124, no. 2, pp. 328–340, oct 1938.
- [12] A. V. J. Challoner, "Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood flow," *Academic Press*, vol. 1, pp. 127–151, 1979.

- [13] P. Karimpour, J. M. May, and P. A. Kyriacou. Photoplethysmography for the assessment of arterial stiffness. [Online]. Available: <https://encyclopedia.pub/entry/52969>
- [14] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. 1–39, feb 2007. [Online]. Available: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
- [15] Hiiberia. (2023) ¿has oído hablar de la fotopletismografía remota? [Online]. Available: <https://aiva.hi-iberia.es/2023/04/03/has-oido-hablar-de-la-fotopletismografia-remota/>
- [16] G. G. Celi, M. Rocha, and M. E. Yapur, "Mediciones fotopletismográficas," *Repositorio Escuela Superior Politécnica del Litoral*, sep 2011. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/277801575_Mediciones_fotopletismograficas
- [17] T. Tamura, "Current progress of photoplethysmography and spo2 for health monitoring," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 9, no. 1, pp. 21–36, feb 2019.
- [18] H. Cabessa. (2024, jul) Beyond the pulse: How ppg and rppg are revolutionizing health and wellness. [Online]. Available: <https://www.binah.ai/es/ppg-and-rppg-revolutionizing-health-and-wellness/>
- [19] Instituto Nacional del Cáncer. Definición de presión arterial - diccionario de cáncer del nci. [Online]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/presion-arterial>
- [20] B. E. Fernandez, V. M. Cuevas, M. A. C. Milanés, and B. E. L. Goycochea. Hipertensión arterial - guía para pacientes. [Online]. Available: <http://www.cenaprece.salud.gob.mx/programas/interior/adulto/descargas/pdf/GuiaPacientesHTA.pdf>
- [21] Diario Oficial de la Federación. Norma oficial mexicana nom-030-ssa2-2009, para la prevención, tratamiento y control de la hipertensión arterial sistémica. [Online]. Available: https://dof.gob.mx/nota_detalle_popup.php?codigo=5144642
- [22] J. C. S. Sosa, J. Cuéllar-Álvarez, K. V. H. Montserrat, and L. M. S. Galán, "Aspectos clínicos actuales del monitoreo ambulatorio de presión arterial," *Archivos de cardiología de México*, vol. 86, pp. 255–259, 2016.
- [23] F. Gil Borrallo, "Sistema de medida de tensión arterial en dedos con fotopletismografía: Sistema ppg," Master's thesis, Escuela Técnica Superior de Ingeniería, 2018. [Online]. Available: <https://repositorio.comillas.edu/xmlui/bitstream/handle/11531/22581/TFM-%20Gil%20Borrallo%2C%20Felipe.pdf>
- [24] D. Osornio and J. Héctor. Capítulo 3 - Amplificación de las señales. [Online]. Available: <https://goo.su/GU2miIa>
- [25] ANALOG DEVICES, "AD620 - Datasheet," <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>.
- [26] DigiKey. Amplificador de instrumentación ad620. [Online]. Available: <https://www.digikey.com.mx/es/product-highlight/a/analog-devices/ad620-instrumentation-amplifier>