

Diseño de Interfaz Gráfica para Señales de ECG y Saturación de Oxígeno.

Júpiter Vega, Christofer M. Rojas, Alfonso Gutiérrez.

Este proyecto tiene como objetivo el diseño e implementación de un sistema que permita la adquisición y visualización en tiempo real de las señales de Electrocardiograma (ECG) y Saturación de Oxígeno (SpO₂), utilizando una interfaz gráfica desarrollada en Python. Para lograrlo, se construyó un circuito electrónico basado en amplificadores de instrumentación y amplificadores operacionales, los cuales permiten amplificar y acondicionar las señales biomédicas. Se utilizaron componentes específicos como resistencias, capacitores y circuitos integrados, siguiendo un diagrama de conexión previamente diseñado. Posteriormente, se programó un microcontrolador Arduino para la adquisición de las señales, que luego son enviadas a través de la comunicación serial a una computadora. En la parte del software, se desarrolló una interfaz gráfica utilizando la librería Tkinter de Python, que muestra en tiempo real las señales de ECG y SpO₂, además de calcular la frecuencia cardíaca a partir de los picos de la señal de ECG. La interfaz también permite monitorear los valores de saturación de oxígeno. El sistema fue sometido a pruebas para asegurar la correcta transmisión de los datos desde el Arduino hacia la computadora y la visualización adecuada en la interfaz gráfica.

El Electrocardiograma (ECG) es una herramienta médica esencial para el monitoreo de la actividad eléctrica del corazón, permitiendo detectar anomalías en el ritmo y la frecuencia cardíaca que podrían ser indicativas de afecciones cardiovasculares. La monitorización del ECG es fundamental para la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades del sistema cardiovascular. Además, la Saturación de Oxígeno (SpO₂) es otro parámetro crucial que refleja la cantidad de oxígeno transportado por la sangre. La medición de SpO₂ es vital en el seguimiento de enfermedades respiratorias, como el asma o la EPOC, y en la evaluación general de la función pulmonar. Los avances en tecnología

han permitido integrar estos dos parámetros en dispositivos portátiles y fáciles de usar, lo que facilita su monitoreo continuo y remoto.

En este proyecto, se plantea un sistema de adquisición de señales biomédicas utilizando un microcontrolador Arduino, que se encarga de captar las señales de ECG y SpO₂ mediante un circuito electrónico. A través de la comunicación serial, el Arduino transmite los datos hacia una computadora, donde se desarrolló una interfaz gráfica utilizando Python y la librería Tkinter. Esta interfaz no sólo visualiza las señales de ECG y SpO₂, sino que también calcula y muestra la frecuencia cardíaca a partir de la señal de ECG y los valores de saturación de oxígeno.

La comunicación serial juega un papel clave en este sistema, ya que permite la transmisión eficiente de datos entre el hardware y el software. Este enfoque no solo

facilita la creación de dispositivos médicos accesibles, sino que también proporciona una base para futuras investigaciones y desarrollos en sistemas de monitoreo biomédico en tiempo real.

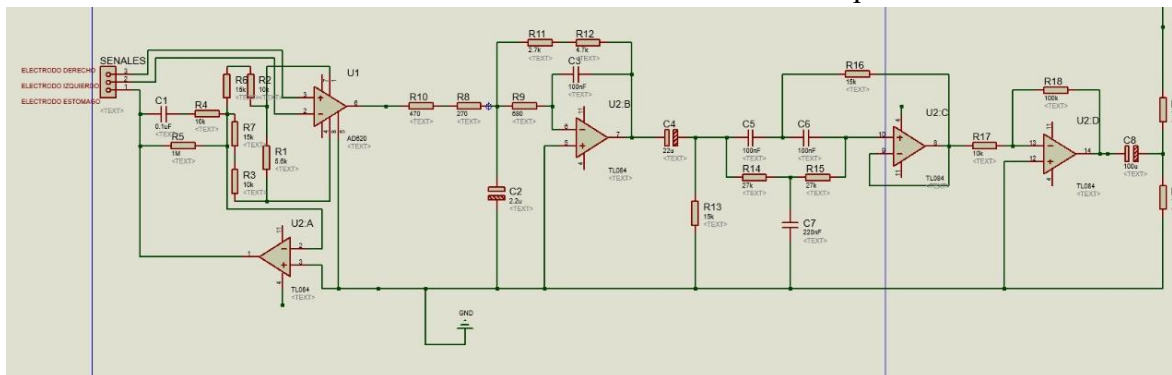


Figura 1. Diagrama de circuito ECG de referencia para la práctica.

Metodología.

1. Elaboración del circuito ECG.

El proceso de construcción del circuito para el electrocardiograma (ECG) comenzó con la revisión cuidadosa del diagrama esquemático y la selección de los componentes adecuados, como el amplificador de instrumentación AD620 y amplificadores operacionales, junto con las resistencias y capacitores necesarios. Se llevó a cabo una planificación detallada para organizar de manera eficiente los componentes en la protoboard, priorizando la accesibilidad para las conexiones y asegurando una correcta disposición de las distintas etapas del circuito. Esta organización permitió asegurar que cada parte del circuito, desde la captación de las señales eléctricas hasta su amplificación y filtrado, fuera fácil de identificar y probar.

1.1. Captura de la señal con electrodos

La señal del ECG se obtiene colocando electrodos en puntos específicos del cuerpo:

Brazo derecho (RA): Captura de señal desde el lado derecho del cuerpo.

Brazo izquierdo (LA): Captura de señal desde el lado izquierdo del cuerpo.

Pierna izquierda (LL): Referencia común (tierra).

Los electrodos del brazo derecho e izquierdo captan la diferencia de potencial entre ambos lados del cuerpo, mientras que el de la pierna izquierda se utiliza como referencia para estabilizar la señal y reducir el ruido.

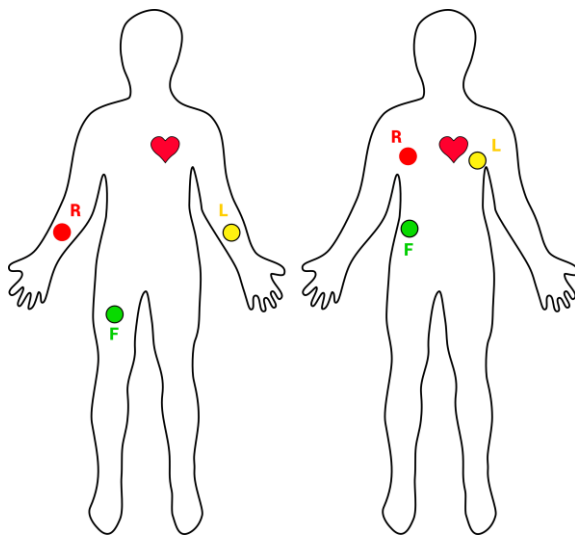


Figura 2. Correcta colocación de electrodos para ECG de tres derivaciones.

Sin embargo, las señales captadas en esta etapa son extremadamente débiles y están contaminadas con ruido, por lo que es necesario realizar un filtrado inicial antes de enviarlas a las etapas posteriores. Para ello, se emplean resistencias y capacitores que forman una red de filtrado pasivo. Estos componentes ayudan a reducir el ruido de alta frecuencia que puede ingresar desde el ambiente o los cables de los electrodos.

Un detalle importante en esta etapa es la selección de materiales para los electrodos y los cables, ya que deben ser de alta calidad para minimizar la captación de ruido externo y garantizar un contacto adecuado con la piel. Este paso es fundamental para obtener una señal estable y precisa.

1.2. Amplificación inicial con el amplificador de instrumentación (AD620).

Después de capturar la señal, es necesario amplificarla porque su amplitud original es demasiado pequeña para ser procesada o visualizada directamente. Para esta tarea, se utiliza un amplificador de instrumentación, el AD620, que es ideal para aplicaciones biomédicas debido a su alta precisión y baja interferencia de ruido.

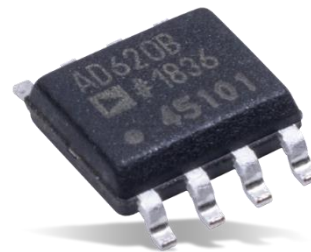


Figura 3. Amplificador de instrumentación AD620

El AD620 se conecta a las señales provenientes de los electrodos (RA y LA). Este amplificador tiene una característica clave: la ganancia, que determina cuánto se amplificará la señal. La ganancia se ajusta mediante un resistor externo (R_G) conectado entre dos pines del amplificador. La fórmula para calcular la ganancia es:

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G}$$

En este circuito, se selecciona un valor específico de R_G para amplificar la señal del ECG lo suficiente como para que sea

utilizable en las etapas siguientes. Un ajuste incorrecto podría provocar que la señal sea demasiado débil o que se distorsione debido a una amplificación excesiva.

El AD620 no solo amplifica la señal, sino que también ayuda a reducir el ruido al rechazar interferencias comunes a ambas entradas (modo común), como el ruido de la red eléctrica. Esto asegura que la señal amplificada sea clara y represente fielmente la actividad eléctrica del corazón.

1.3. Filtrado de la señal con el TL084

La señal amplificada aún contiene componentes de ruido, como interferencias de alta frecuencia y bajas frecuencias indeseadas. Para limpiar la señal, se utilizan filtros activos diseñados con amplificadores operacionales (op-amps). En este circuito, se emplean dos filtros principales: un filtro pasa bajos y un filtro pasa bandas, ambos implementados con el op-amp TL084.

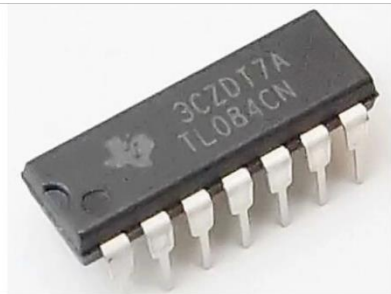


Figura 5. Amplificador operacional TL084 que actúa como filtrador de señal.

- Filtro pasa bajos U2.A (reducción de altas frecuencias)

El primer filtro es un pasa bajos, cuyo objetivo es eliminar las frecuencias superiores al rango útil del ECG, que típicamente son mayores a 150 Hz. Estas frecuencias incluyen ruido de alta frecuencia que puede provenir del ambiente o de los equipos electrónicos cercanos.

El filtro se diseña utilizando resistores (R9, R10) y capacitores (C2, C4) que determinan la frecuencia de corte, es decir, el punto donde el filtro empieza a atenuar las frecuencias. En este caso, se configura para una frecuencia de corte de alrededor de 150 Hz, permitiendo que las frecuencias más bajas (las señales del ECG) pasen sin problemas.

El TL084 actúa como un amplificador en esta etapa, asegurando que las señales útiles no pierdan amplitud mientras se eliminan las indeseadas. Este diseño garantiza que las características del ECG, como las ondas P, QRS y T, permanezcan intactas.

- Filtro pasa bandas U2.B (aislamiento del rango de interés)

El siguiente filtro es un pasa bandas, diseñado para dejar pasar únicamente las frecuencias dentro del rango específico del ECG, generalmente de 0.05 Hz a 150 Hz.

Este filtro elimina tanto el ruido de baja frecuencia (por ejemplo, movimientos musculares o respiración) como el ruido de alta frecuencia restante.

Al igual que en el filtro anterior, se utilizan resistores (R11, R12) y capacitores (C5, C6) para ajustar las frecuencias de corte superior e inferior. El diseño cuidadoso de este filtro asegura que solo las señales del ECG sean procesadas, mejorando aún más la relación señal/ruido.

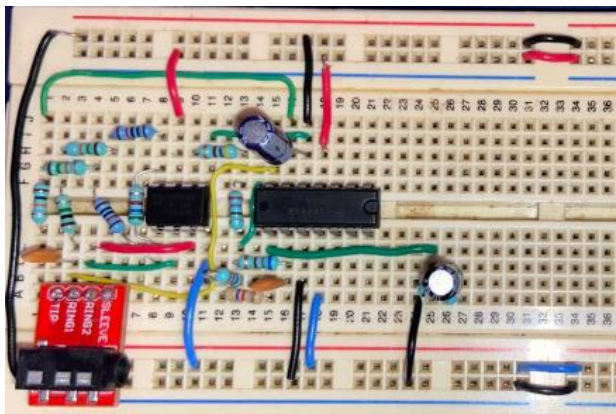


Figura 6. Montaje del op-amp TL084 para los filtros pasa bajas y pasa bandas.

1.4. Amplificación final de la señal

Después del filtrado, la señal necesita ser amplificada nuevamente para alcanzar un nivel adecuado para la visualización o el análisis digital. En esta etapa, se utiliza otro op-amp del TL084 configurado para proporcionar una ganancia adicional. La

amplificación debe ser precisa para evitar que la señal se sature o distorsione.

Los componentes en esta etapa, como resistores y capacitores, se eligen cuidadosamente para garantizar que la ganancia sea adecuada y estable. Esta amplificación final prepara la señal para ser enviada a la etapa de salida.

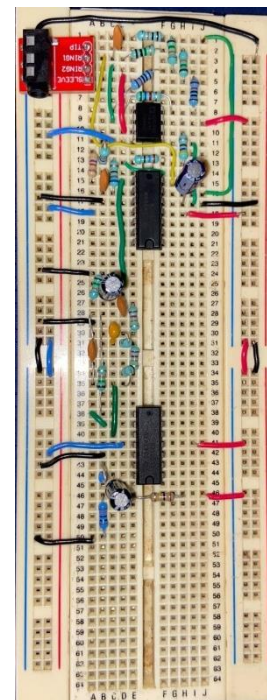


Figura 7. Montaje de otro op-amp TL084 para la amplificación final de la señal y obtener su visualización.

1.5. Etapa de salida: Preparación de la señal (U2.D)

La señal procesada pasa finalmente por un capacitor de acoplamiento (C8), que bloquea

cualquier componente de corriente directa (DC) que pueda haber quedado en la señal. Esto es importante porque los sistemas de visualización, como osciloscopios o convertidores analógicos a digitales (ADC), requieren señales alternas (AC) para funcionar correctamente.

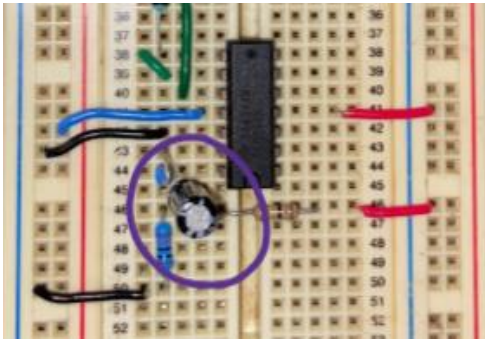


Figura 8. Montaje de capacitor de bloqueo de residuos de DC en la señal procesada.

La salida del circuito se conecta al Arduino UNO y se observa por medio del Serial Plotter, donde se puede observar la forma de onda del ECG, incluyendo las características clave como las ondas P, QRS y T.

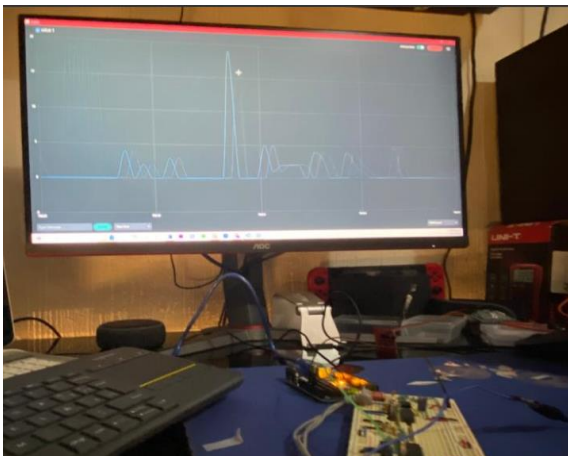


Figura 9. Visualización de características de la señal por medio de Arduino IDE.

1.6. Verificación del funcionamiento

Una vez construido el circuito, es esencial probar cada etapa por separado para asegurarse de que funciona como se espera. Esto implica conectar un osciloscopio en diferentes puntos del circuito (después del AD620, después de los filtros, y en la salida final) para observar cómo se comporta la señal en cada etapa. Si alguna etapa no funciona correctamente, se pueden ajustar valores de resistores o capacitores para corregir problemas.

Las pruebas también incluyen la medición de la ganancia, la frecuencia de corte de los filtros y la calidad de la señal final. Esto asegura que el circuito cumple con los requisitos para captar y procesar señales de ECG de manera efectiva.

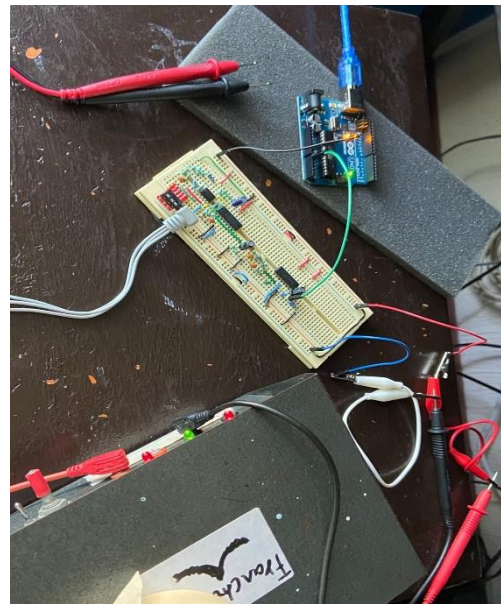


Figura 10. Verificaciones finales del funcionamiento con multímetro y una

2. ELABORACIÓN DEL CIRCUITO PULSIOXÍMETRO

Para el armado del circuito del pulsioxímetro se llevó a cabo de forma secuencial y minuciosa, comenzando por la revisión del diagrama esquemático y la identificación de los componentes necesarios, como el LM358, resistencias de distintos valores, capacitores, diodos, LEDs, un fotoresistor y un potenciómetro. Inicialmente, se realizó una planificación para determinar la disposición de los componentes en la protoboard, priorizando una distribución que permitiera un fácil acceso a las conexiones y una clara identificación de las distintas etapas del circuito.

Figura 11. Diagrama de circuito de pulsioxímetro de referencia para la práctica.

1. Montaje de la etapa de detección de luz

El sistema de detección de luz fue la primera etapa ensamblada, ya que representa la base del pulsioxímetro. Esta etapa permitió captar la luz infrarroja reflejada por el tejido cutáneo y convertirla en una señal eléctrica mediante un fotodiodo.

1. Conexión del LED infrarrojo:

El LED infrarrojo fue conectado a la fuente de alimentación de 5V, proveniente de Arduino. Para proteger el componente y regular la intensidad de la luz emitida, se utilizó

una resistencia en serie. Se prestó especial atención a la polaridad del LED, conectando el ánodo al positivo y el cátodo al negativo de la fuente de alimentación.

2. Ubicación del fotoresistor:

El fotoresistor se colocó frente al LED infrarrojo, con el objetivo de captar la luz reflejada cuando el dedo del usuario se posiciona sobre el sensor. Se integraron resistencias adicionales en una configuración de divisor de voltaje, que traduce las variaciones en la luz reflejada en un cambio proporcional de voltaje.

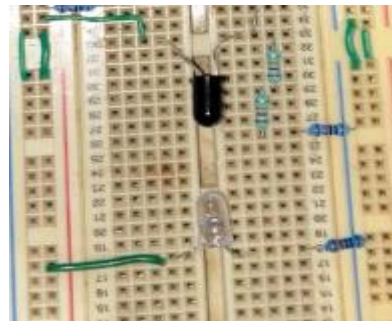


Figura 12. Montaje de la sección de detección de luz (fotodiodo y LED infrarrojo).

2.2. Primera etapa de amplificación

La señal generada por el fotoresistor fue amplificada en la primera etapa del amplificador operacional LM358. Esto fue necesario debido a la debilidad de la señal inicial, que no era lo suficientemente fuerte para ser procesada directamente.

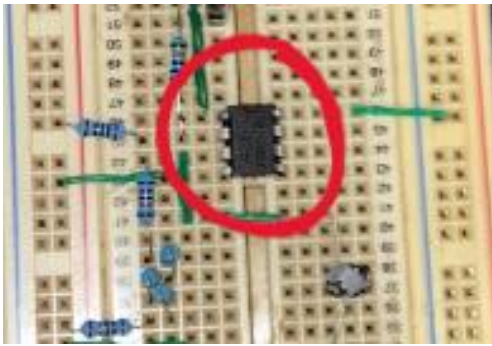


Figura 13. Montaje del op-amp LM358 para la amplificación de la señal.

1. Configuración del amplificador operacional:

Se conectaron las entradas inversora y no inversora del LM358 siguiendo el esquema del circuito. Se utilizó una resistencia de retroalimentación para establecer la ganancia del amplificador, y un capacitor en paralelo para filtrar ruidos de alta frecuencia.

2. Verificación del ensamblaje:

Se utilizó un multímetro para comprobar la continuidad de las conexiones y asegurar que no hubiera errores de montaje. Posteriormente, la salida del amplificador fue monitoreada con un osciloscopio, confirmando que la señal inicial era amplificada correctamente.

3. Ajustes necesarios:

Durante las pruebas, se realizaron ajustes menores en los valores de las resistencias y capacitores para optimizar la calidad de la señal amplificada y evitar saturación o distorsión.

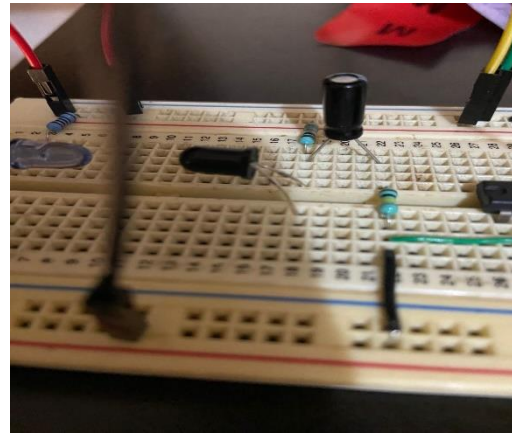


Figura 14. Colocación del resistor de retroalimentación y el capacitor de filtrado para la configuración del op-amp LM358

2.3. Filtrado y ajuste de la señal

La etapa de filtrado permitió eliminar el ruido presente en la señal amplificada, mientras que el potenciómetro añadido facilitó ajustes manuales para optimizar la amplitud de la señal durante las pruebas.

1. Implementación del filtro activo:
Se añadieron resistencias y capacitores configurados como un filtro pasa bajos, diseñado para suavizar la señal y eliminar componentes de alta frecuencia no deseados. Esto permitió obtener una señal más limpia y estable.
2. Instalación del potenciómetro:
El potenciómetro se conectó en serie con otros componentes del circuito, permitiendo ajustar dinámicamente la amplitud de la señal durante las pruebas. Su posición en la protoboard fue seleccionada para facilitar el acceso.

3. Pruebas de ajuste:
Se realizaron pruebas con un osciloscopio mientras se modificaba el potenciómetro, observando cómo la señal respondía a los cambios. Esto permitió optimizar la salida y garantizar que la señal fuera adecuada para su procesamiento final.

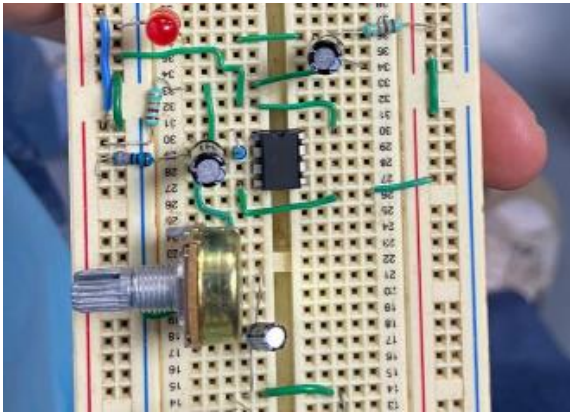


Figura 15. Implementación del filtrado y ajuste de señal por medio de capacitores, resistencias y un potenciómetro.

2.4. Segunda etapa de amplificación

Con la señal filtrada y ajustada, se procedió a una segunda etapa de amplificación para fortalecer la señal y prepararla para su análisis o visualización.

1. Conexión del amplificador:
Se utilizó el segundo amplificador operacional del LM358, conectando la salida de la primera etapa a su entrada no inversora. Se añadieron resistencias y capacitores adicionales para ajustar la ganancia y estabilizar la señal.
2. Validación de la salida:
La señal procesada se monitoreó

nuevamente con un osciloscopio. Los resultados mostraron que la señal amplificada era clara, estable y representaba correctamente los cambios detectados en la luz reflejada.

3. Ajustes_finales:
Se realizaron ajustes menores en los valores de los componentes para garantizar que la señal tuviera la amplitud y calidad necesarias.

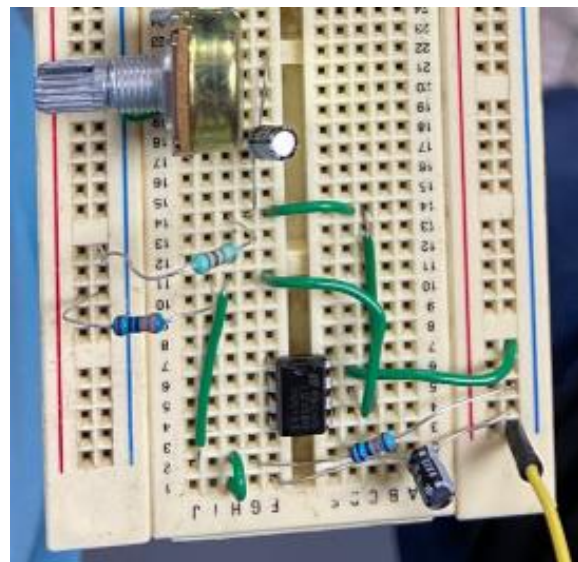


Figura 16. Montaje del segundo op-amp LM358 para la segunda etapa de amplificación de la señal.

2.5. Pruebas y ajustes finales

Una vez completado el montaje de todas las etapas, se realizaron pruebas completas para validar el funcionamiento del circuito.

1. Pruebas individuales:
Cada etapa del circuito fue probada de forma aislada para identificar posibles errores o inconsistencias. Esto permitió solucionar problemas antes de integrar todas las etapas.

2. **Pruebas del circuito completo:**
Se integraron todas las etapas y se colocó un dedo sobre el sensor para observar la salida del circuito. La señal final mostró una respuesta consistente y estable, lo que reflejó correctamente los cambios en la saturación de oxígeno.
3. **Correcciones menores:**
Durante estas pruebas, se realizaron ajustes adicionales en las conexiones y en el potenciómetro para mejorar la precisión del circuito.



Figura 17. Señal emitida por el pulsioxímetro.

2.6. Simulación y representación del circuito

Se utilizó la herramienta Tinkercad para simular el diseño completo del circuito. Esto permitió validar el funcionamiento teórico y planificar ajustes necesarios. Una vez obtenidos los componentes, se completó el montaje físico y se realizaron nuevas pruebas para confirmar la funcionalidad del sistema.

3. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE LA INTERFAZ GRÁFICA.

3.1 Métodos utilizados para la elaboración de la interfaz

El propósito de desarrollar una interfaz gráfica es proporcionar una forma intuitiva y visual de interactuar con el sistema de ECG, permitiendo a los usuarios visualizar las señales obtenidas del circuito en tiempo real, analizar datos, y ajustar parámetros según sea necesario. La interfaz gráfica actúa como un puente entre el hardware y el usuario final.

El desarrollo de las interfaces gráficas para la visualización en tiempo real de señales biomédicas, como el ECG y la estimación de latidos por minuto (BPM), se realizó mediante un enfoque iterativo que incluyó las etapas de análisis, diseño, implementación y pruebas. Este enfoque permitió garantizar la funcionalidad y la usabilidad de la solución final.

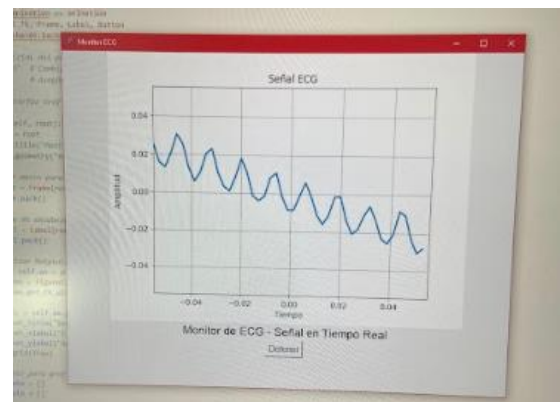


Figura 18. Creación y calibración del monitoreo.

El proceso comenzó con un análisis detallado de los requerimientos del proyecto. Se identificaron las necesidades específicas, como la capacidad de visualizar señales en tiempo real provenientes de un dispositivo conectado a través de un puerto serie, en este caso, un Arduino. También se estableció como prioridad incluir una visualización clara y dinámica de las métricas relacionadas con la señal, como el número de latidos por minuto. Además, se decidió que la interfaz gráfica debía ser atractiva, moderna y agradable al usuario, utilizando una paleta de colores pastel y elementos visuales que incluyeran emojis y otros componentes estéticos que hicieran la experiencia más intuitiva y amigable.

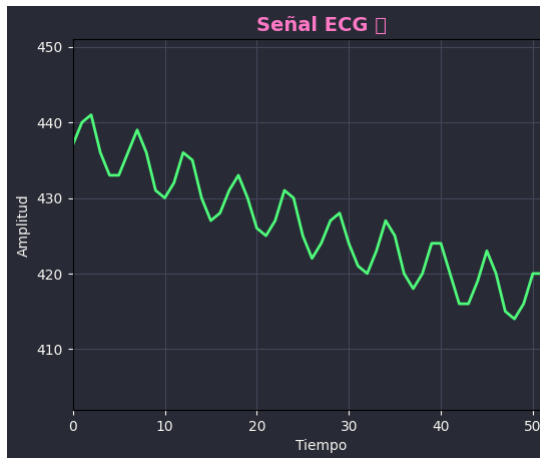


Figura 19. Diseño del monitoreo para una expresión intuitiva.

Con base en los requerimientos, se configuró el entorno de desarrollo en Python, empleando Visual Studio Code como editor principal. Se seleccionaron las bibliotecas más adecuadas para las

tareas específicas del proyecto. Por ejemplo, Tkinter se utilizó para construir la interfaz gráfica debido a su flexibilidad y facilidad de integración con otras bibliotecas de Python. Matplotlib se empleó para graficar la señal en tiempo real, proporcionando una representación visual dinámica y precisa. Asimismo, la biblioteca serial permitió establecer la comunicación con el Arduino para recibir los datos necesarios en tiempo real.

El diseño de la interfaz se centró en la claridad y la funcionalidad. La ventana principal se estructuró en secciones bien definidas, con un encabezado llamativo y moderno que indicaba el propósito de la aplicación. En el centro de la ventana se colocó un gráfico dinámico que muestra la señal ECG en tiempo real, acompañado de etiquetas que presentan información relevante como los BPM calculados. Adicionalmente, se integraron elementos interactivos, como botones para iniciar y detener el monitoreo, así como un indicador luminoso que cambia de color dependiendo del rango de BPM detectado. Este diseño buscó no solo cumplir con las necesidades funcionales del proyecto, sino también ofrecer una experiencia visualmente atractiva para los usuarios.

Luz indicadora de BPM:

- Una luz circular que cambia de color según el rango de BPM:
 - Verde: BPM < 60.
 - Amarillo: BPM entre 60 y 100.
 - Rojo: BPM > 100.

Figura 20. Luz indicadora de BPM

Durante la etapa de implementación, se desarrolló el código siguiendo una arquitectura basada en clases, lo que facilitó la organización y escalabilidad del programa. El primer paso fue configurar correctamente la conexión al puerto serie, asegurando que los datos enviados desde el Arduino fueran leídos

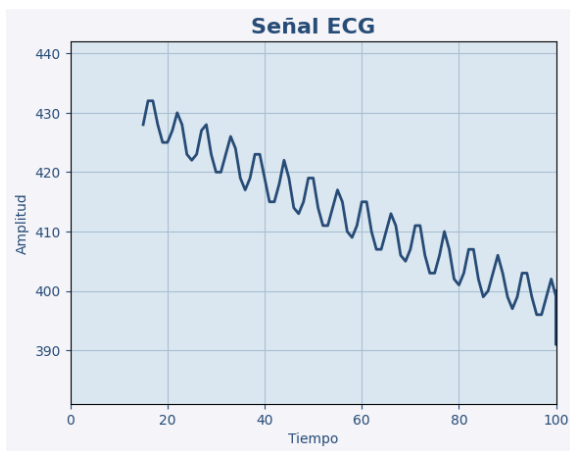


Figura 21. Experimentación inversiva de creación de la interfaz.

y procesados de manera continua. Posteriormente, se implementó un algoritmo para analizar la señal ECG y detectar los picos correspondientes a los latidos del corazón. Este algoritmo también calculaba los BPM basándose en los intervalos entre picos sucesivos, y la información se actualizaba dinámicamente en la interfaz. Paralelamente, se desarrolló el gráfico en Matplotlib, asegurando que este se actualizara en tiempo real con los datos provenientes del Arduino.

Las pruebas desempeñaron un papel crucial en la validación de la interfaz. Se realizaron múltiples iteraciones, ajustando tanto el procesamiento de

$$BPM = \frac{60}{\text{intervalo RR en segundos}}$$

Figura 22. Concepto de funcionamiento de interfaz al detectar QRS por medio de BPM.

datos como la representación gráfica, para garantizar un funcionamiento estable incluso en presencia de ruido en la señal o interrupciones en la comunicación. Se probaron diversos escenarios, como fluctuaciones en los valores del ECG y la detección de picos en condiciones de diferentes frecuencias cardíacas simuladas. Durante estas pruebas, también se optimizó el rendimiento del programa para evitar retrasos en la actualización de la gráfica y las métricas.

En las etapas finales, se mejoraron los aspectos visuales y estilísticos de la interfaz. Se seleccionaron colores pastel claros, como tonos de azul, gris y blanco, para proporcionar una apariencia elegante y profesional. Asimismo, se añadieron elementos visuales como emojis en los encabezados y un indicador luminoso que cambia de color según los valores de BPM detectados. Esto no solo añadió un toque distintivo a la interfaz, sino que también facilitó la interpretación rápida de los resultados por parte del usuario.

3.2 Creación de interfaz conjugada (Pulsioxímetro y ECG)

Para el desarrollo de las interfaces gráficas que permiten la visualización en tiempo real de las señales biomédicas de ECG, pulsioxímetro y potenciómetro, se siguió un enfoque práctico orientado a la implementación funcional y estética del sistema.

El primer paso consistió en definir las señales a visualizar y sus requerimientos específicos. La señal de ECG debía ser graficada de forma individual, incluyendo el cálculo dinámico de los latidos por minuto (BPM) y su visualización en pantalla. Por otro lado, las señales del pulsioxímetro y del potenciómetro, provenientes del mismo dispositivo, se graficaron juntas en una segunda ventana para facilitar su comparación.

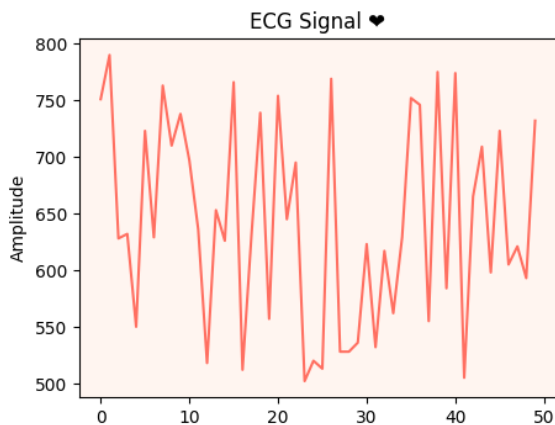


Figura 23. Creación de interfaz conjugada primer paso.

A nivel de programación, se eligió Python como lenguaje base, utilizando las bibliotecas Tkinter para la creación de la interfaz gráfica y Matplotlib para la

representación de los datos. El diseño incluyó dos gráficas separadas: una exclusiva para el ECG y otra para las señales del pulsioxímetro y el potenciómetro. Ambas se configuraron para actualizarse en tiempo real, logrando una representación dinámica de las señales simuladas o provenientes de sensores reales.

En la primera gráfica, correspondiente al ECG, se implementó un algoritmo que simula la detección de picos en la señal para calcular el BPM. Este valor se actualiza constantemente y se muestra en la misma ventana, acompañado de un diseño atractivo que utiliza colores cálidos y emojis para facilitar la comprensión visual. La segunda gráfica se diseñó para representar simultáneamente las señales del pulsioxímetro y el potenciómetro, diferenciándolas por colores y utilizando una leyenda que las identifica claramente.

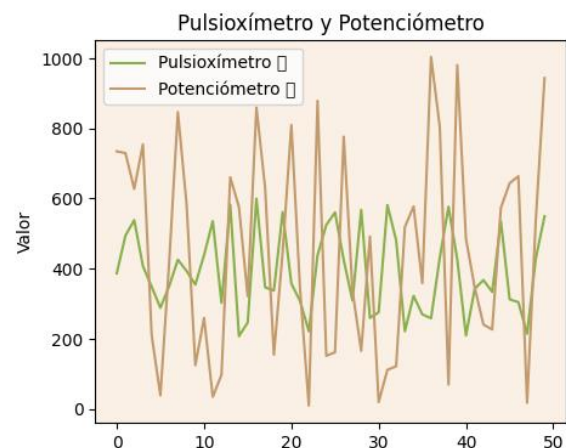


Figura 24. Creación de interfaz conjugada segundo paso.

El diseño de la ventana principal se centró en la claridad y la estética, utilizando una paleta de colores pastel en tonos rojo, verde y café. Esto no solo mejoró la presentación, sino que también reforzó la lectura de los datos al combinar un estilo amigable con una organización visual limpia.

necesidad de visualizar y analizar señales biomédicas en tiempo real. Implementar una herramienta como esta tiene múltiples beneficios tanto desde un enfoque técnico como desde un punto de vista práctico.

Primero, la integración de señales como el ECG, el pulsioxímetro y el potenciómetro en un único sistema

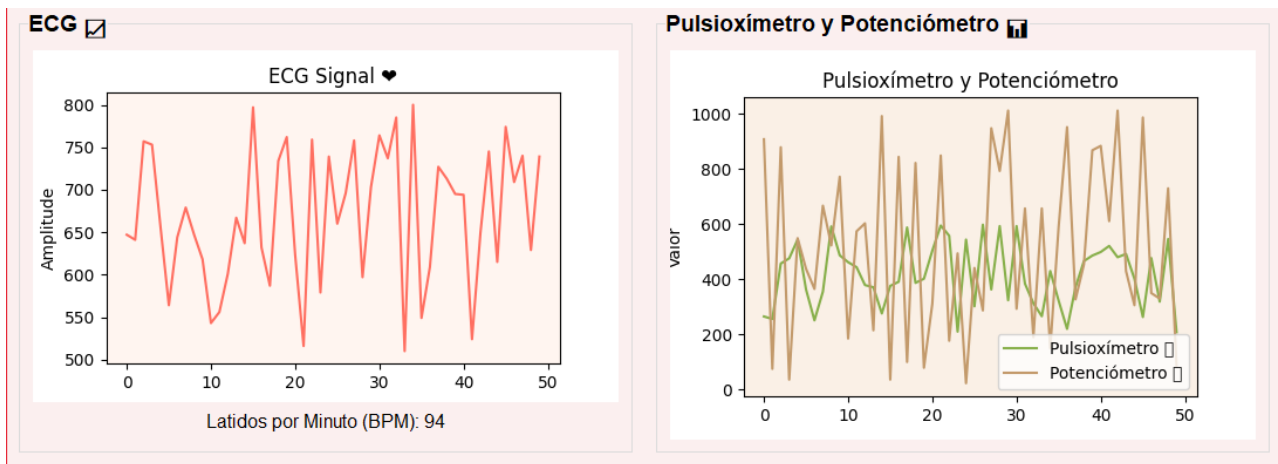


Figura 25. Creación final de interfaz conjugada.

Finalmente, se realizaron pruebas iterativas para garantizar la sincronización entre las gráficas, la correcta visualización de las señales y la funcionalidad del sistema. Estas pruebas incluyeron la simulación de datos para ajustar las animaciones y la incorporación de datos reales mediante una conexión serial, lo que permitió validar el desempeño en condiciones similares a las reales.

El desarrollo de esta interfaz gráfica representó una solución eficiente, práctica y didáctica para abordar la

permite un monitoreo centralizado, lo que reduce la complejidad asociada a la supervisión de dispositivos individuales. Esto resulta especialmente útil en aplicaciones médicas o educativas, donde es crucial tener una visión clara y precisa de varias fuentes de datos simultáneamente.

La visualización en tiempo real es otro factor clave. Contar con gráficas dinámicas que actualizan los datos al momento permite identificar patrones, tendencias y anomalías en las señales, lo cual es esencial en escenarios como la monitorización de pacientes o en el análisis experimental. En particular, la

inclusión del cálculo automático de los latidos por minuto (BPM) a partir de la señal de ECG ofrece información inmediata que podría ser útil en situaciones clínicas o de investigación, donde el tiempo de reacción es crítico.

Desde el punto de vista del diseño, la elección de una interfaz gráfica accesible y amigable hace que esta herramienta sea ideal no solo para expertos en el área biomédica, sino también para estudiantes y profesionales en formación. El uso de colores pastel, emojis y una organización visual clara hace que la interpretación de los datos sea intuitiva, lo cual puede facilitar el aprendizaje y mejorar la experiencia del usuario.

Además, al basarse en Python y en bibliotecas ampliamente utilizadas como **Tkinter** y **Matplotlib**, la interfaz resulta altamente personalizable y adaptable. Esto no solo permite extender su funcionalidad para incorporar nuevos sensores o parámetros, sino que también la convierte en una plataforma flexible para futuros desarrollos. El hecho de que se pueda ejecutar en entornos de desarrollo accesibles como Visual Studio Code refuerza aún más su utilidad práctica, ya que no requiere hardware especializado ni configuraciones complejas.

Por último, esta interfaz contribuye a cerrar la brecha entre los datos biomédicos y su interpretación. Su diseño pone el análisis de señales al alcance de cualquier usuario, desde

investigadores hasta estudiantes de áreas afines, proporcionando una herramienta que no solo es funcional, sino que también estimula el interés y la comprensión de conceptos avanzados.

Resultados.

La siguiente sección, explicara los resultados obtenidos con los 3 experimentos (E CG, pulsioxímetro e interfaz gráfica para monitoreo de signos).

Y que mejor iniciar con el experimento que nos sacó canas verdes... ¡La interfaz!

1. Interfaz

El desarrollo de las interfaces gráficas logró cumplir con los objetivos propuestos de manera satisfactoria. La interfaz implementada permite la visualización en tiempo real de la señal del electrocardiograma (ECG) y el cálculo dinámico de los latidos por minuto (BPM), mostrando los datos de forma clara y accesible para el usuario. A continuación, se detallan los principales resultados obtenidos.

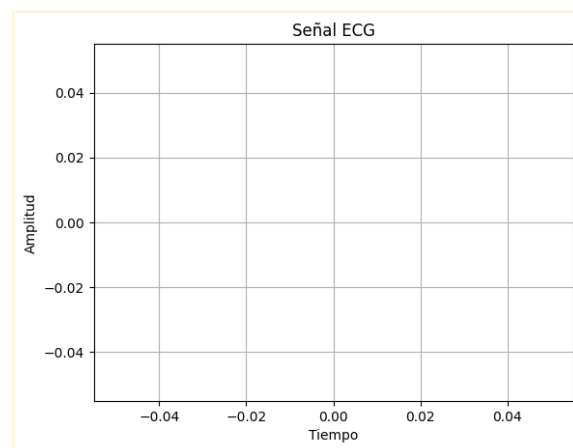


Figura 25. Primera creación y primeros resultados de la interfaz

1.1 Visualización dinámica de la señal ECG

Se logró graficar la señal del ECG en tiempo real utilizando la biblioteca Matplotlib. La representación gráfica es estable, fluida y capaz de manejar datos continuos provenientes del puerto serie sin interrupciones significativas. Además, el diseño del gráfico incluye una cuadrícula y etiquetas bien definidas que facilitan la interpretación de la señal.

1.2 Cálculo preciso de BPM

Mediante un algoritmo basado en la detección de picos de la señal ECG, se implementó una función que calcula de forma automática y precisa los BPM. Este cálculo es dinámico, actualizándose continuamente para reflejar los cambios en la frecuencia cardíaca del usuario en tiempo real.

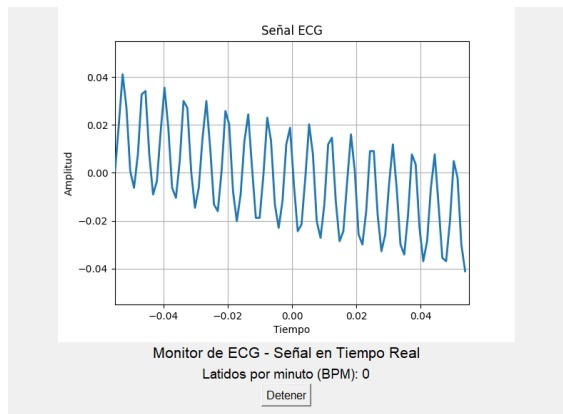


Figura 26. Interfaz preliminar con detección BPM de ECG.

1.3 Interfaz amigable y estética

La interfaz se diseñó con una paleta de colores pastel claros y elementos visuales distintivos, como emojis y un indicador luminoso que cambia de color según los rangos de BPM detectados. Esto no solo

mejora la experiencia del usuario, sino que también facilita la identificación rápida de estados anómalos o dentro de los rangos normales.

1.4 Estabilidad y rendimiento

Durante las pruebas, la interfaz demostró ser capaz de manejar datos en tiempo real con una latencia mínima y sin pérdida de información relevante. La aplicación mantiene un rendimiento óptimo incluso cuando se enfrentó a señales con ruido o interrupciones momentáneas en la comunicación.

1.5 Interactividad funcional

Se incluyeron botones interactivos para iniciar y detener el monitoreo, ofreciendo al usuario un control intuitivo sobre el funcionamiento de la interfaz. También se incorporaron elementos visuales que refuerzan el entendimiento del estado actual del sistema, como encabezados llamativos y la luz indicadora.

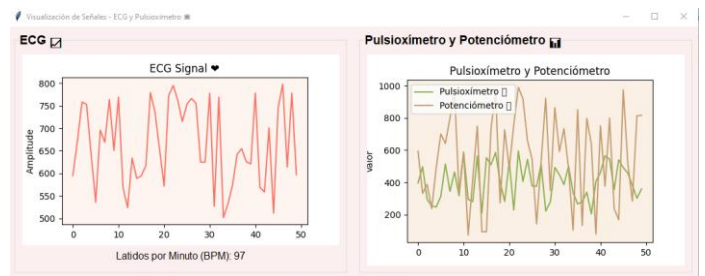


Figura 27. Resultados finales de la interfaz conjugada.

1.5 Aportes al Proyecto de Creación de Pulsioxímetro y ECG

La interfaz gráfica desarrollada representa un aporte significativo al proyecto general de creación de un pulsioxímetro y un dispositivo ECG, pues ofrece una

herramienta que combina funcionalidad técnica y diseño centrado en el usuario. Sus principales contribuciones incluyen:

1.6 Facilitación del análisis de señales biomédicas

La interfaz permite monitorear la señal del ECG y calcular los BPM en tiempo real, lo que es crucial para evaluar el desempeño del hardware desarrollado en el proyecto. Al mostrar la señal de forma continua, es posible identificar patrones cardíacos específicos y validar la precisión de las mediciones obtenidas por el dispositivo.

1.7 Validación y diagnóstico preliminar

Gracias a su capacidad para detectar anomalías en la frecuencia cardíaca mediante la representación gráfica y los indicadores visuales, la interfaz puede ser utilizada como una herramienta para detectar posibles irregularidades en la señal, como arritmias o frecuencias cardíacas fuera de los rangos normales.



Figura 29. Interfaz selecta de ECG como la “Definitiva”.

1.8 Mejora de la experiencia del usuario

La interfaz gráfica está diseñada para ser intuitiva, atractiva y funcional, lo que facilita su uso por parte de profesionales de la salud, investigadores o usuarios no especializados. Esto asegura que el dispositivo sea accesible para un público más amplio, aumentando su potencial de adopción en entornos médicos y educativos.



Figura 29. Interfaz creativa y dinámica.

1.9 Escalabilidad para integrar nuevas funcionalidades

La arquitectura del código permite la incorporación de otras señales biomédicas, como las del pulsioxímetro, de forma sencilla. Esto asegura que la interfaz pueda evolucionar junto con el proyecto, integrando la medición de oxigenación y frecuencia cardíaca proveniente del pulsioxímetro, creando una plataforma integral de monitoreo biomédico.

2. Pulsioxímetro

2.1 Creación del Pulsioxímetro.

Para la creación de este pulsioxímetro se tuvo que utilizar tres diagramas en los cuales se utilizaron los tres e incluso el primero se armó tres veces. La primera vez que armamos un pulso oxímetro fue en la práctica cuatro de la materia instrumentación diagnóstica y terapeuta para la creación de un dispositivo que mida la saturación de oxígeno.

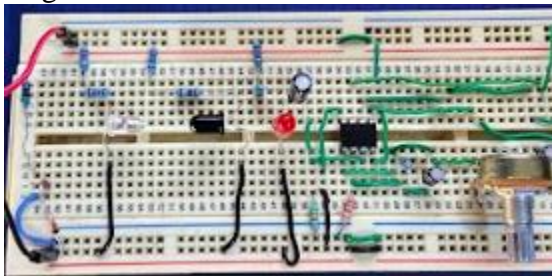


Figura 30. Circuito inicial de pulsioxímetro

En esa práctica se logró el objetivo que era armar un pulsioxímetro funcional. El detalle es que tenía mucho ruido y con ruido no se podía ver claramente las ondas que marcaban la saturación de oxígeno. Por ello se decidió deshacer el circuito y armarlo de nuevo. Esta fue nuestra segunda vez que intentamos armar el pulsioxímetro sin errores, no se pudo lograr el objetivo y teníamos varios errores que ya nos habíamos dado cuentas, así que podemos decir que aunque no logramos el objetivo fuimos mejorando el dispositivo de poco en poco, a un paso demasiado lento.

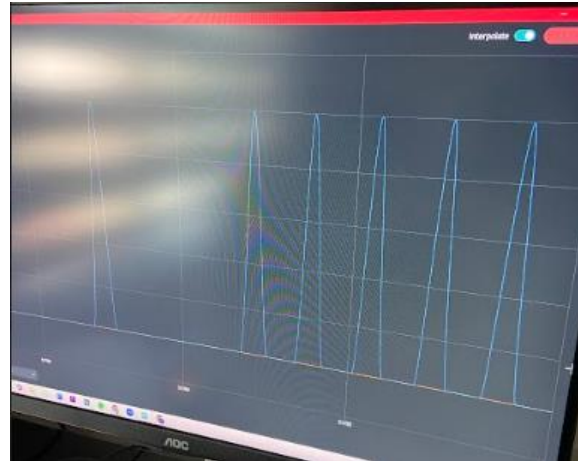


Figura 31. Primeras señales emitidas.

Uno de los errores que nos dimos cuenta es el como armamos el circuito, por qué no entendíamos muy bien, cómo funcionaba el circuito integrado llamado LM358. Investigando un poco, nos dimos cuenta que es de los circuitos integrados más fácil Ja ja ja. Una vez comprendido cómo funcionan los circuitos integrados llamados amplificadores operacionales qué es lo que estamos utilizando para la creación de sensores, ya que las señales biológicas son muy pequeñas y se necesitan amplificar para tener un muestreo real de ellas. entre que el primer diagrama no prendía LED, el amplificador operacional estaba en corto, la resistencia no eran las adecuadas, y la polaridad del fotorreceptor y foto emisor estaban invertidas no pudimos concretar nuestro objetivo con el primer diagrama. Con el segundo diagrama por lo menos ya tuvimos una señal más limpia el problema aquí es que aún no prendía LED y seguía mostrando mucho ruido, por fortuna pudimos obtener gracias al profesor Moisés Sotelo Rodríguez un nuevo diagrama de fotoplestismografía del canal Biomedical Teachings.

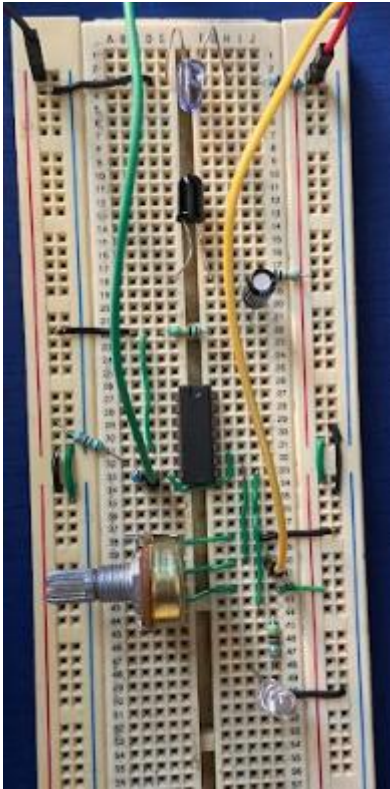


Figura 32. Tercer circuito hecho con diagrama de “Biomedical Teachings”

Este circuito fue una chulada desde cómo armarlo hasta sus piezas muy sencillo y gracias a él pudimos obtener nuestras señales muy limpias, aún así no pudimos prender el LED ja ja ja y gracias a que en los otros circuitos habíamos cambiado la polaridad del fotorreceptor y foto emisor estos llegaron a quemarse, justamente en estos momentos que estoy escribiendo este documento “vieron cómo rompí la cuarta pared, soy bárbaro. Atentamente: Chris”. De este último diagrama sacamos todas nuestras señales, cuando seguía vivo, y debo de decir ya que tengo pruebas, adjunto una de ellas, a continuación, que las señales que emitía están muy adecuadas y el control por el potenciómetro para regular el voltaje hace que disminuye el sesgo, incrementa la bio señal que queremos observar.

Ahora demos un vistazo de cómo funciona este pulsioxímetro para entender los resultados que nos dieron:

Revisando un poquito de teoría acerca de ese tipo de sensores en el cual bueno, pues como ustedes saben, es un método no invasivo que nos va a permitir detectar las ondas de pulso o cardiovasculares alrededor del cuerpo humano, su funcionamiento se basa en determinar las propiedades ópticas del tejido vascular, utilizando una fuente y un foto detector o un fotorreceptor, podemos observar que este tipo de luz pueda atravesar los tejidos y en función de la luz de la cantidad de los que se está recibiendo en las fotos receptores, se puede obtener variaciones de voltaje que estén relacionadas precisamente con los pulsos cardiacos, no se revisamos un poquito acerca de esos componentes de estos dedos emisores de luz. Primero que nada los emisores van a emitir una luz que preferentemente se va a buscar que se refleje o que se absorba, ya sea por la sangre por los tejidos. Recordemos que los emisores esos son estos tradicionales en donde la patita larga vendría ser la pata positiva y la patita chiquita es la parte negativa de este componente, caso contrario los receptores tienen en la parte negativa, es la pata larga y la pata chiquita es la pata positiva, hay que recordar muy bien esto, porque si no nuestros componentes pueden llegar a quemarse de acuerdo y bien este fotorreceptor, lo que hace es adquirir, precisamente la luz que es modulada y que es que sale a través de estos tejidos que rebota de alguna manera, recordemos pues que el esquemático de esos fotos receptores es muy similar a los transistores, solamente que la base en lugar de ser una conexión física, como tal vendría ser estimulada a través de luz entonces los cambios en las variaciones de luz nos van a permitir obtener voltajes a la salida, precisamente van a poder

permitir completar el circuito entre la parte del colector y el emisor, la mayor intensidad de luz vamos a tener una mayor respuesta en voltaje, entonces utilizando esta lógica del funcionamiento de estos componentes podemos definir todos modos de detección de la fotografía, la primera de ellas es la transmisión, la cual la fuente de luz está en un lado del tejido y el detector en el otro precisamente como se muestra en esta imagen y esa técnica tiene la pequeña gran desventaja de que está limitado a áreas como el lóbulo de la oreja, de los dedos de las manos y los dedos de los pies y precisamente, dependiendo de donde coloquemos nuestro sensor de foto pletismografía, vamos a poder obtener unas gráficas con unos picos muy pronunciados dedo de la mano, teniendo estas gráficas tradicionales, que son las que esperamos obtener, y también podamos ver que si lo registramos a través de los dedos de los pies o tendremos una señal más o menos este decente, sin embargo, debido a la lejanía con respecto, pues al órgano que que es encargado precisamente de generar este tipo de señales no es la más recomendada. Vamos a utilizar nosotros los dedos de las manos específicamente el dedo anular izquierdo, ya que bueno pues en este dedo es donde nosotros colocamos el anillo de compromisos, hay una leyenda muy bonita, por ahí donde ya saben pues existe un canal en la arteria que va conectada directamente al corazón, entonces es el canal más es el canal por excelencia para poder detectar este tipo de señales y es el dedo que vamos a utilizar de acuerdo, entonces como se saben derivado de la pandemia se se hizo famoso este tipo de instrumentos biomédicos, como lo son el pulsioxímetro, entonces eso utilizan esta técnica de voto, pletismografía que a través de estos sensores de luz pueden permitir registrar los pulsos cardiacos y entre otras variables, no como por ejemplo la

saturación de oxígeno a la sangre, no entraremos en detalles sobre esta segunda segunda onda, sino que no se enfocaremos únicamente en detectar los latidos del corazón en función de la luz recibida y precisamente en este sentido veamos por ejemplo este método de detección que es a través de de transmisión, en donde el dedo se coloca en medio de los tanto del emisor como del receptor, y lo que va a suceder es que mientras el el receptor reciba la luz emitida, se va a producir una señal de voltaje igual a cero, o sea va a estar como si estuvieran sin conexión, no vaya entre el colector y el emisor, pero lo que sucede es que cuando exista algo que que se interponga entre estos dos sensores se va a producir un pico de voltaje, entonces al momento que los glóbulos rojos atraviesan el se van siguiendo su curso normal y atraviesa precisamente entre esta conexión que hay entre el emisor y el receptor van interferir con la recepción de esta luz y van a generar un pico de voltaje alto que va a estar relacionado, pues con los latidos cardiacos, recuerden que flujo sanguíneo no es constante como tal y me refiero con esto que no es como si fuera un río que fluye siempre no sino que la sangre fluye a un ritmo específico que está precisamente específico, pues por los latidos cardiacos.

A continuación, mostraremos nuestra señales generadas por nuestro pulsioxímetro, cuando tenía vida pipipipi



Figura 33. Últimas señales dadas por el pulsioxímetro

3. ECG

Para nuestro sensor electrocardiograma tuvimos que utilizar el siguiente diagrama.

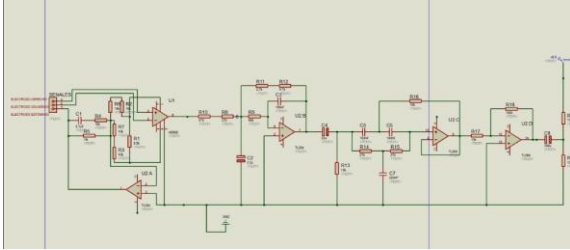


Figura 34. Diagrama de ECG.

Al principio pensaba que era un diagrama muy complicado, pero armando lo de poco a poco, te puedes dar cuenta que es muy sencillo y realmente tiene muchas resistencias, y eso es lo que hace que parezca que te llenas de nodos, pero realmente es un diagrama sencillo. Mientras lo estaba armando, estaba con mi fuente de voltaje, regulando si es que todos los componentes tenían continuidad y funcionaban bien. Caso contrario que no hice eso con el pulsioxímetro. En este circuito es muy importante tener un gran orden porque es muy fácil perderte ya que tiene mucha resistencia. También tiene varios nudos muy tramposos, pero el punto aquí es que dibujes tu propio diagrama, como lo hice yo:

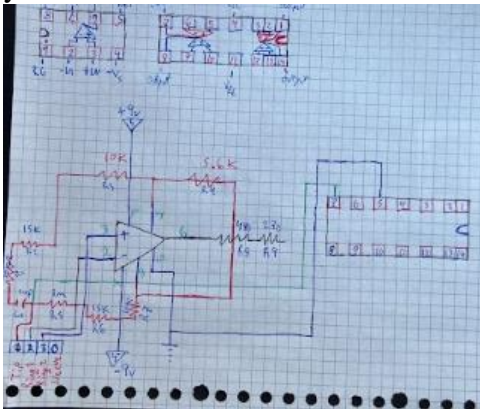


Figura 35.Recreacion de Diagrama.

Y sigas tu propia forma de diseñar este circuito. Algunas resistencias que estaban en serie, simplemente la sumé y compré resistencias de mayor resistencia “vaya la redundancia” para que me quedara más simplificado mi circuito. En este circuito utilizamos tres amplificadores operacionales donde uno de ellos es amplificador de instrumentación, es el AD620AN y este es el que nos ayuda a amplificar Las bio señales. Los otros dos amplificadores son TL084 que nos ayudan como pasa altas para tener una señal más confiable y bonita. También en ese circuito tenemos que utilizar un adaptador de puerto Jack para conectarle los electrocardiogramas, estos electrocardiogramas.

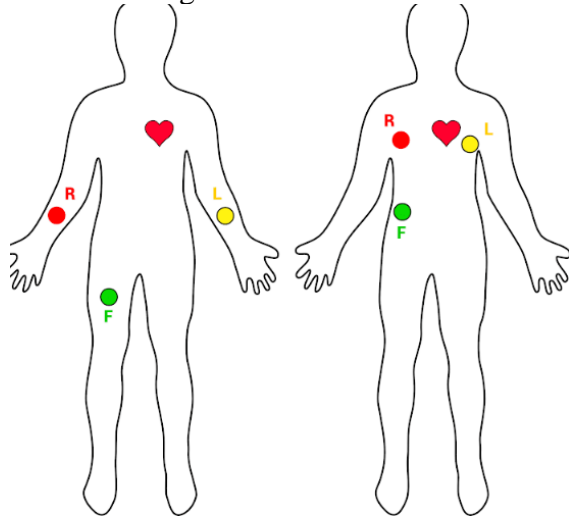


Figura 36.señalización de donde van los electrodos

Constan de uno que va a la derecha, otro lado izquierdo y una tierra, como al inicio del documento presentamos, hay diferentes formas de poner esto es el electrocardiogramas, la que nosotros recomendamos para estos sensores que son hechos a mano y no tienen una profesionalidad mayor es de codo izquierdo, codo derecho y entrepierna derecho, así, nosotros mostramos una mayor calidad de señal. aunque nuestra señales no se ve el

QRS a la perfección, si denota que se está emitiendo una bio señal, ya que es periódica y se ve QS. Alguna de nuestras teorías por qué no se ve limpia al 100%, nuestra señal es porque los electrocardiogramas que usamos, ya son viejos o están muy usados, también intuimos que la suma de resistencias en el diagrama dado no son las correcta o aptas para la creación de este sensor. Me explico, si hacemos un poco los cálculos nos damos cuenta que el sensor se puede optimizar más, como? Teniendo menos nodos y utilizando solamente una amplificador operacional y el amplificador de instrumentación, ya que si tienes dos amplificadores operacionales que es nuestro caso, emite mayor ruido a tu señal, ya que estás creando antena con mayores cables, sobre todo, estás haciendo cruce de nodos . A continuación veremos nuestros resultados en imágenes.(son varias imágenes, así que recomendamos verlas en forma de collage, como cuando tu mamá le enseña esas fotos muy vergonzosas a la chica que acabas de traer a Casa. Así nos gustaría que vean estas fotos).

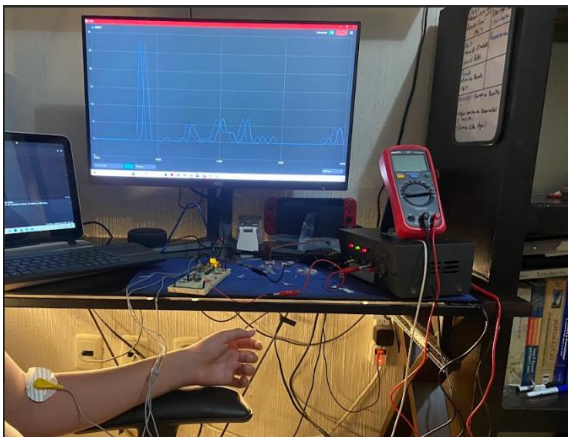


Figura 37. Primeras pruebas del ECG

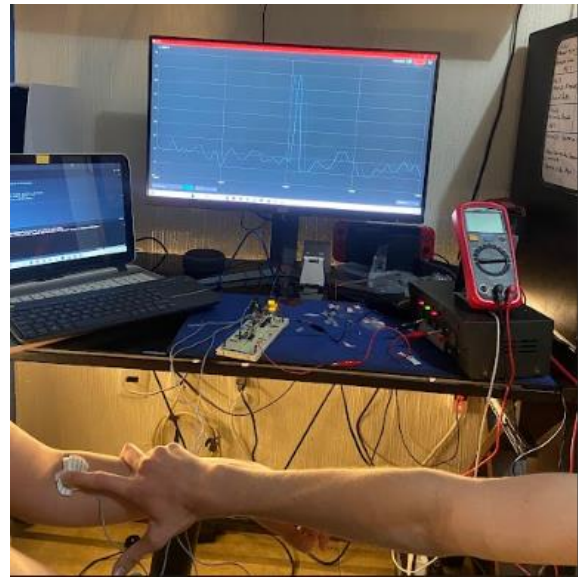


Figura 38. ECG sometido a pruebas.

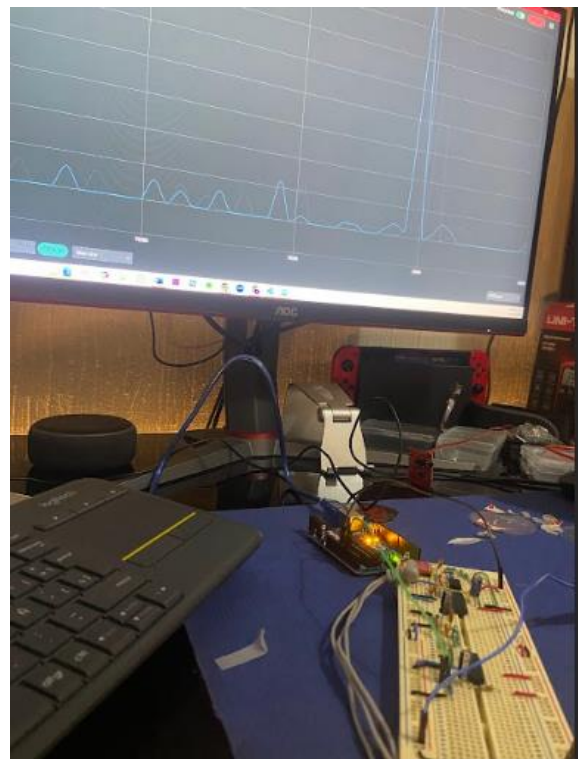


Figura 39. visualizacion de componentes utilizados

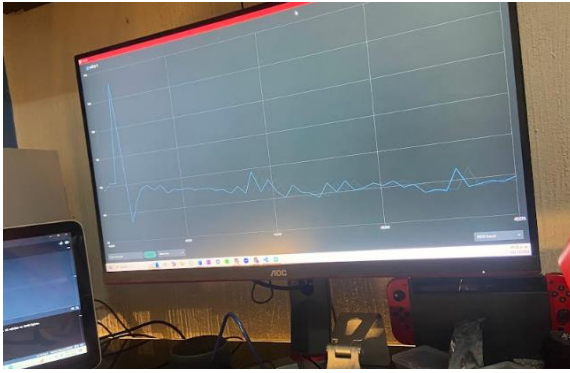


Figura 40. La señal mas limpia que obtuvimos del ECG

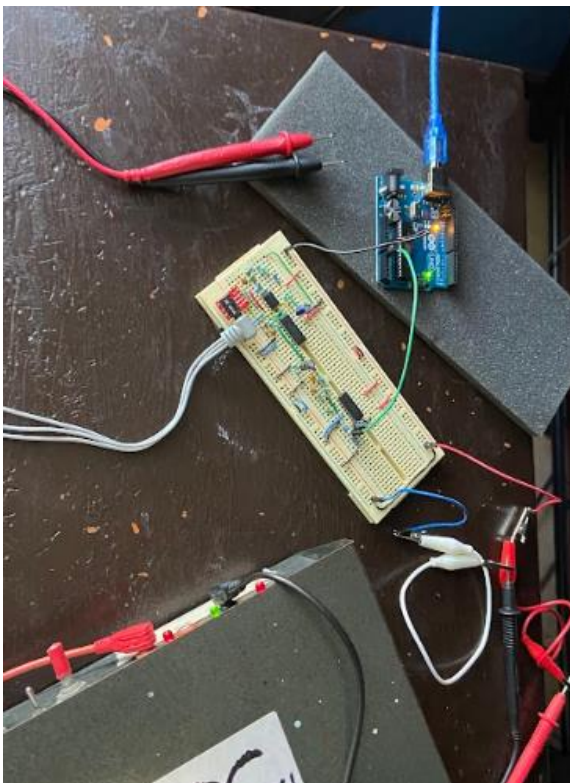


Figura 41. Circuito finalizado,

Como pueden ver nuestros resultados son muy variados, como a veces tenemos una muy buena señal, a veces establecemos, señales pésimas, inundadas de ruido. Esperemos que con el tiempo podamos mejorar nuestras habilidades de circuitos, podamos construir un electrocardiograma más limpio.

Conclusión.

El proyecto logró cumplir con los objetivos planteados al diseñar e implementar un sistema capaz de adquirir y visualizar en tiempo real señales de Electrocardiograma (ECG) y Saturación de Oxígeno (SpO2). Se desarrolló con éxito un circuito electrónico que acondiciona las señales biomédicas de manera adecuada, utilizando componentes específicos y un diseño robusto basado en amplificadores de instrumentación y operacionales. Además, el uso de un microcontrolador Arduino permitió una adquisición eficiente de las señales, garantizando su correcta transmisión hacia la computadora mediante comunicación serial.

Por otro lado, la interfaz gráfica desarrollada en Python con la librería Tkinter demostró ser una herramienta intuitiva y funcional para el monitoreo de las señales y parámetros biomédicos. La visualización en tiempo real, junto con el cálculo de la frecuencia cardíaca y los valores de saturación de oxígeno, proporcionó una experiencia práctica y útil para aplicaciones potenciales en el ámbito biomédico.

Finalmente, las pruebas realizadas confirmaron la efectividad y precisión del sistema, validando la comunicación entre el

hardware y el software. Este proyecto representa una solución accesible y escalable para el monitoreo biomédico, con la posibilidad de futuras mejoras y adaptaciones para ampliar sus capacidades y aplicaciones en diferentes entornos clínicos o educativos.

Material Extra:

<https://github.com/ChriRRojas/Graphical-User-Interface-Design-for-ECG-and-Oxygen-Saturation-Signals>

Referencias

[1] "Diseño e implementación de un dispositivo ECG (ElectroCardiograma) con un filtro digital en Matlab utilizando Arduino," *ecgarduinomatlab*, 6 de agosto de 2013. <https://ecgarduinomatlab.blogspot.com/2013/08/disenio-e-implementacion-de-un.html?m=1>.

[2] Magno Efren, "Interfaz Gráfica en Python enviar y recibir datos analógicos de Arduino," *YouTube*, 10 de noviembre de 2021. <https://www.youtube.com/watch?v=DJY9TFxrYbM>.

[3] Ricardo García, "Sensor de pulso cardiaco," *Biomedical Teachings*, 3 de abril de 2022. <https://www.youtube.com/watch?v=ggodpMLgKQs>.

[4] Cristian Acevedo, "Adquisición de señales electrocardiográficas (ECG)-UIS," *Universidad Industrial de Santander*, 22 de noviembre de 2016. <https://www.youtube.com/watch?v=H4BP0Yj1CDU>.