

Lectura y procesamiento digital de señales electrocardiográficas

1^{er} Bruno Glicer

UTN - FRBA

Buenos Aires, Argentina

bglecer@frba.utn.edu.ar

2^{do} Jonathan Yujra

UTN - FRBA

Buenos Aires, Argentina

jonathany@frba.utn.edu.ar

Abstract—La técnica de la lectura de señales eléctricas producidas por el corazón se conoce como electrocardiografía, y es una parte importante de la medicina moderna. En esta publicación demostramos un circuito básico capaz de captar y digitalizar señales cardíacas mediante el uso de un par de electrodos colocados sobre un paciente, conocido como electrocardiografía de única derivación.

Index Terms—ECG, bioengineering, filtering, DSP

I. INTRODUCCIÓN

La técnica de electrocardiografía (ECG) ha experimentado una evolución significativa con el desarrollo de técnicas de procesamiento digital de señales. Históricamente, la única forma de registrar las mediciones era mediante la impresión en tiempo real de la amplitud de la señal sobre papel. Si bien este método sigue siendo muy utilizado para mediciones de corto plazo, algunas aplicaciones como la electrocardiografía ambulatoria (también conocido como monitores Holter) requieren de tomar muestras por periodos largos de tiempo y de forma portátil, para estos casos la electrocardiografía digital es una técnica esencial. Para una descripción en mayor profundidad acerca de la historia y el estado del arte de la electrocardiografía el lector puede referirse a las siguientes fuentes: [1] [2]

El objetivo de este trabajo, es el desarrollo de un electrocardiógrafo digital con la suficiente fidelidad de señal para distinguir los eventos del ciclo cardíaco. Por simplicidad, se decidió utilizar materiales ya presentes en los laboratorios de la universidad. Además, se propone un método de calibración en donde utilizando un instrumento de referencia, se obtienen dos parámetros de corrección asociados al electrocardiógrafo, que sirven para aplicar una calibración lineal a las mediciones tomadas.

II. FUNDAMENTOS BIOLÓGICOS

A. Origen de la actividad eléctrica del corazón

El corazón es un órgano vital presente en la mayoría de los animales que cumple la función de circular sangre a través de las arterias y venas con el fin de transportar oxígeno y nutrientes a la gran mayoría de las partes del cuerpo. El corazón

está principalmente compuesto por tejido muscular que se contrae y relaja en forma coordinada. La secuencia en la que lo realiza se conoce como el ciclo cardíaco. Las contracciones son causadas por señales eléctricas producidas por el nódulo sinoauricular. Debido a que la naturaleza de estas señales es eléctrica, y debido a que los tejidos húmedos incluyendo la piel tienen una conductividad eléctrica considerable, es posible realizar mediciones de estas señales de forma no invasiva mediante la colocación de electrodos en la región cercana al corazón. Observando las señales es posible identificar las distintas etapas del ciclo cardíaco, y con suficiente pericia, reconocer la salud del órgano.

Para mayor comprensión, a continuación describiremos las etapas más importantes del ciclo cardíaco y como se relacionan con una señal electrocardiográfica: [3]

- **Sístole auricular (Onda P):** Durante esta etapa las cavidades superiores llamadas aurículas se contraen para enviar la sangre a las respectivas cavidades inferiores llamadas ventrículos. La aurícula derecha recibe sangre desoxigenada del cuerpo, mientras la aurícula izquierda recibe sangre recientemente oxigenada, directo de los pulmones. Este evento da origen a una señal denominada *onda P*.
- **Sístole ventricular (Complejo QRS):** Durante esta etapa los ventrículos se contraen para expulsar la sangre al exterior del corazón. El ventrículo derecho envía su sangre desoxigenada hacia los pulmones, mientras que el ventrículo izquierdo envía su sangre oxigenada al resto del cuerpo. Esta etapa es compleja, y su representación eléctrica puede variar, pero suele estar compuesta por un pico negativo pequeño denominado *onda Q*, seguido de un pulso positivo de alta amplitud denominado *onda R* y seguido de otro pulso negativo denominado *onda S*. El conjunto de estas tres ondas, se las denomina *complejo QRS*.
Dependiendo del estado del corazón, la onda Q y la onda S pueden estar o no presentes, mientras que la onda R siempre está presente y corresponde al punto de mayor actividad eléctrica del corazón en todo su ciclo.
- **Diástole Ventricular (Onda T):** En esta etapa los ventrículos se relajan, preparando el corazón para el siguiente ciclo. La relajación de los ventrículos se presenta

Agradecemos a la Universidad Tecnológica Nacional por permitirnos el uso de sus instalaciones y recursos para realizar nuestro proyecto, y a los docentes de la materia Medidas Electrónicas I: Pablo De Cesare, Franco Zaccara y Ramiro Germán Rodríguez Colmeiro por su apoyo durante el trabajo

eléctricamente como una onda similar a la onda P. A esta onda se la denomina *onda T*.

En la figura 1 se muestra un diagrama de una señal ECG típica.

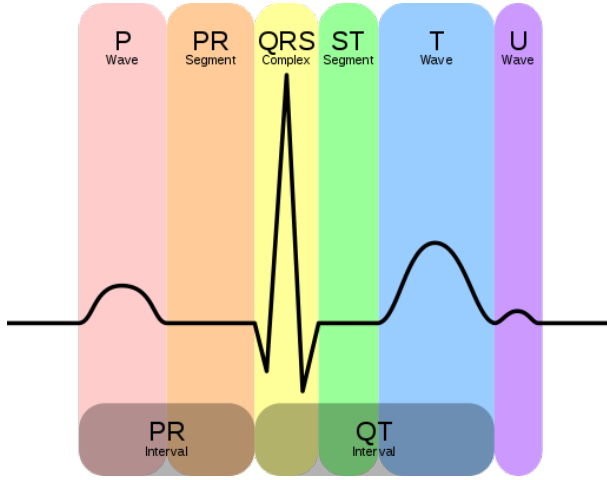


Fig. 1. Ejemplo de una señal de ECG típica. La última onda "U" no suele ser visible debido a su pequeña amplitud, y su naturaleza no está totalmente comprendida.

B. Características de la señal eléctrica

Las señales eléctricas captadas por los electrodos tienen amplitudes en el rango de 1 a 3 mV, dependiendo de la ubicación de los electrodos, su tamaño, características de la piel del paciente, entre otros factores difíciles de controlar. Además, se conoce que el rango de frecuencias de interés de la señal es de entre 0.05 Hz y 200 Hz. Por otro lado, la impedancia de salida de la señal puede rondar los cientos de kilohmios, lo cual exige una impedancia de entrada alta para el correcto funcionamiento de un electrocardiógrafo. [4] [5]

III. METODOLOGÍA GENERAL

A. Objetivo de medición

Nuestra meta para este trabajo fue el diseño y construcción de un electrocardiógrafo capaz de captar una señal cardíaca

con la suficiente calidad para lograr distinguir la onda P, T y el complejo QRS y de mostrar los valores temporales y de amplitud lo más precisamente posible.

Por simplicidad, se eligió que su entrada sea de única derivación (un solo par de electrodos).

B. Acondicionamiento analógico

La señal captada por los electrodos debe ser amplificada y filtrada analógicamente antes de ser digitalizada. La elección de la primera etapa de amplificación es crítica: es especialmente importante que sea de bajo ruido, debido a la pequeña señal de entrada, y tiene que operar con mínimo consumo de corriente de polarización de entrada, debido a la alta impedancia de salida de los electrodos.

El diseño de esta etapa puede ser complicada y requiere implementarse en un PCB con consideraciones de diseño especiales. Para optimizar el proceso, se decidió utilizar un módulo para captar señales biológicas diseñado y armado por el grupo de investigación *GIBIO* en la UTN-FRBA. Este módulo ya tiene diseñada una etapa de entrada completa junto con su circuito de alimentación que se utilizó para este proyecto.

El módulo consiste de una etapa de entrada utilizando el amplificador operacional ADA4530 fabricado por Analog Devices [6] como primera etapa, seguido de una etapa de filtrado de altas frecuencias, seguido de una etapa de ganancia configurable mediante el uso de resistencias variables y finalmente una etapa para desplazar la señal hacia valores positivos y centrarla en 1.65 V, esto es necesario, ya que la referencia negativa del ADC es de 0 V.

El amplificador operacional ADA4530 es un perfecto candidato para la primera etapa de amplificación. Tiene una corriente de polarización de entrada de 20 fA. Además, proporciona un terminal de "guard" que permite reducir las pérdidas parásitas de la señal hacia la masa del circuito.

La figura 2 muestra el esquemático simplificado del módulo analógico.

Un problema de diseño de este módulo, es que no tiene una frecuencia de corte superior lo suficientemente baja como para actuar de filtro anti-alias. Esto puede ser perjudicial para

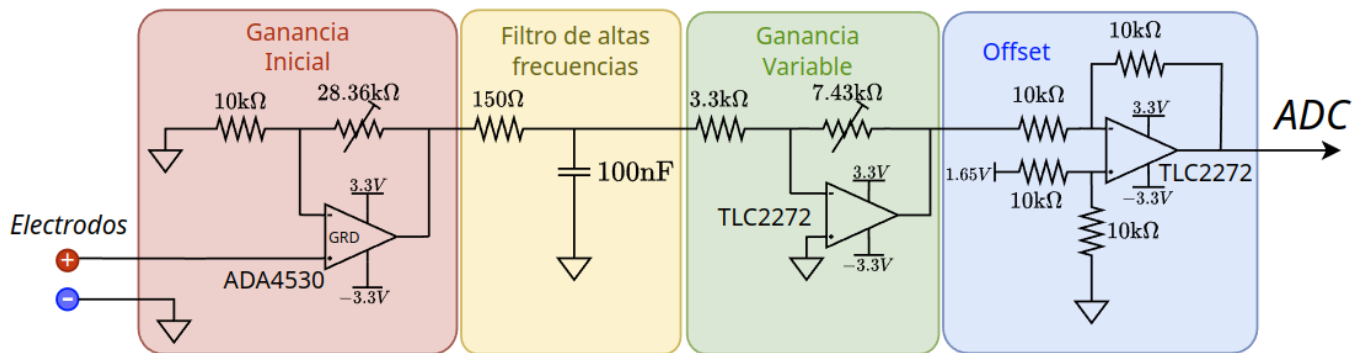


Fig. 2. Esquemático simplificado de la etapa analógica del módulo desarrollado por el GIBIO en la UTN-FRBA.

nuestro objetivo y una nueva iteración del circuito resolvería este error.

Dos de las etapas tienen ganancia ajustable mediante el uso de resistencias variables. Estas resistencias fueron ajustadas y luego medidas, sus valores se encuentran en la figura 2, estos valores darán lugar a una ganancia teórica de 8.631 veces. Este valor fue el utilizado para realizar la calibración más adelante. Su valor exacto y su tolerancia no es de gran importancia, ya que la calibración contempla la compensación por su incertidumbre, siempre y cuando este valor no varíe con el tiempo u otros factores.

C. Conversión A/D

Para convertir la señal analógica entregada por el módulo de amplificación a una señal digital necesitamos de un ADC que logre la suficiente frecuencia de muestreo para asegurar que no se está perdiendo información en este proceso. Como consecuencia del teorema de Nyquist-Shannon [7], sabemos que la frecuencia mínima a la que se tiene que muestrear es el doble de la frecuencia máxima presente en la señal analógica, en nuestro caso la frecuencia de muestreo mínima es de 400 muestras por segundo.

Como se describió en II-B la señal ECG puede tener amplitudes de 1 mV, que luego de la amplificación, estas serán de alrededor de 8 mV. Si se desea obtener una resolución vertical de 100 puntos, entonces el ADC necesitará tener una resolución de $\frac{8mV}{100} = 80\mu V$

Se decidió utilizar el ADC ADS1115 de Texas Instruments [8] que adquirimos ya montando sobre una placa con los componentes auxiliares que necesita el circuito integrado ya colocados.

Este ADC tiene una frecuencia de muestreo máxima de 860 muestras por segundo, resolución de 16 bit y una interfaz I²C. Este ADC fue elegido por su gran disponibilidad, facilidad de uso y también porque cumple con nuestro requisito de ser capaz de muestrear por arriba de los 400 Hz.

El ADS1115 fue configurado en modo single-shot para utilizar la base de tiempo del microcontrolador. Estará operando a 500 muestras por segundo. En términos de resolución, la tensión de referencia positiva fue configurada para utilizar la referencia interna de 4.096 V, y 0 V como referencia negativa. Esta configuración permite una resolución teórica de $\frac{4.096V}{2^{16}} = 62.5\mu V$ lo cual excede nuestro requisito de una resolución vertical menor a $80\mu V$

D. Interfaz PC-ADC

Para configurar y comunicar los resultados del ADS1115 con una computadora, es necesario el uso de un microcontrolador. Decidimos utilizar una placa de desarrollo de ST Microelectronics: La *Nucleo F401-RE* [9]. Esta placa está basada sobre un microcontrolador STM32F401RE, este es un ARM Cortex-M4 de 32 bit con una frecuencia de reloj máxima de 84 MHz.

De este microcontrolador utilizamos principalmente un puerto I²C para la comunicación con el ADS1115, un timer interno con una interrupción para poder iniciar una conversión

con una frecuencia de 500 Hz y un puerto UART que la placa de desarrollo utiliza para crear un enlace con la PC mediante el puerto USB.

El programa ejecutándose en el microcontrolador realiza la configuración inicial del ADS1115, su lectura periódica y la transmisión de los resultados de las conversiones del ADC mediante un puerto serie.

El código fuente y los binarios utilizados se encuentra en el repositorio del proyecto. [10]

La figura 3 muestra el electrocardiógrafo ensamblado.

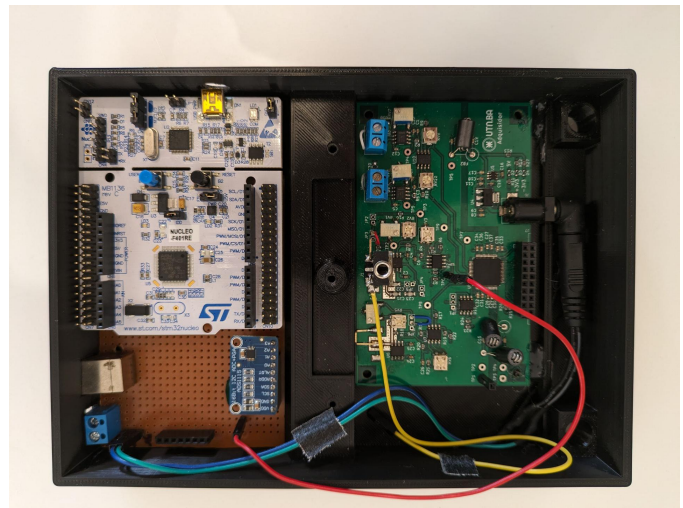


Fig. 3. Fotografía del proyecto en su gabinete. En la parte superior a la izquierda se encuentra la STM32 Nucleo, debajo de ella se encuentra el módulo ADS1115 y a la derecha se encuentra la placa de adquisición de señales biológicas.

E. Software PC

Para la visualización de la señal, se desarrolló una interfaz gráfica programada en Python utilizando la librería PyQt5 [11]. El programa recibe los datos de las conversiones del ADC mediante la interfaz del puerto serie establecido a través de USB con el microcontrolador.

La señal recibida por la PC en este punto del proceso tiene una mala relación señal a ruido, dificultando mucho su visualización. Para mejorar esto se emplea el uso de filtros digitales para reducir el ruido, en particular, los ruidos que típicamente están presentes en la señal son: Interferencias de 50 o 60 Hz causado por la frecuencia de línea de la red eléctrica, ruido de baja frecuencia causado por cambios en la conductividad eléctrica de la piel del paciente y ruido en todo el espectro causado por varias fuentes de interferencia. [12]

Para mitigar cada una de estas fuentes de ruido, utilizamos dos tipos de filtros digitales en cascada. Primero, se aplica un filtro notch con frecuencia central de 50 Hz y selectividad de 2. Y segundo, un filtro Butterworth pasabanda de segundo orden con frecuencias de corte en 0.5 Hz y 100 Hz. Excepto por la frecuencia central del primer filtro notch, los otros valores fueron elegidos experimentalmente para mejorar la claridad de

la señal. Los valores del filtro pasa banda recortan parte del espectro de interés de la señal, aun así, la reducción de ruido que acompaña esta limitación beneficia la claridad de la señal.

IV. CALIBRACIÓN

A. Necesidad

El electrocardiógrafo desarrollado tiene varias fuentes de incertidumbre, las más relevantes son la transferencia entre la entrada y la señal digitalizada, y la base de tiempo utilizada para muestrear la señal. Para que las interpretaciones del electrocardiograma puedan ser precisas es necesario tener buena linealidad en la transferencia y temporizaciones precisas. El objetivo de esta calibración es obtener parámetros que sirvan para aplicar una corrección lineal a los valores medidos para minimizar estas discrepancias.

Una vez que se obtienen estos parámetros, cualquier análisis que se realice sobre una señal obtenida por el electrocardiógrafo, se puede corregir aplicando una transformación simple de los valores medidos utilizando estos parámetros.

Otra necesidad de conocer con exactitud la base de tiempo es para el uso de los filtros. Estos depende de conocer con precisión la frecuencia de muestreo del ADC. El rendimiento del filtro notch de 50 Hz es particularmente sensible a una desviación en la frecuencia de muestreo.

B. Método

Para evaluar el desempeño del electrocardiógrafo, se utilizó un generador de funciones Agilent 33522A con su calibración de fábrica como referencia para generar una señal electrocardiográfica de duración y amplitud conocida.

El instrumento se controló mediante un script en Python que itera por varias opciones de amplitud y frecuencia cardíaca, cargando la señal al instrumento el cual su salida fue conectada directamente a la entrada del electrocardiógrafo. Para cada una de estas configuraciones de frecuencia cardíaca y amplitud se tomaron 10 muestras de 10 segundos cada una utilizando el electrocardiógrafo y fueron guardadas en archivos para luego procesar.

Una vez obtenidas las señales se les aplicó los mismos filtros que el programa de la visualización utiliza para limpiar la señal, detallado en la sección III-E.

Las señales proporcionadas al generador de ondas arbitrario fueron sintetizadas utilizando la librería de Python `neurokit2`. [13] Esta misma librería se utilizó luego para analizar las señales captadas por el electrocardiógrafo.

De las señales captadas se midieron dos parámetros para estudiar el rendimiento:

Primero, la frecuencia cardíaca (que denotaremos f), este valor es un parámetro biológico clave estudiado en la electrocardiografía, y además proporciona un valor que tiene una correlación perfectamente lineal con la base de tiempo del electrocardiógrafo, una posible fuente de error. Fue medido utilizando la función `ecg_process` de `neurokit2` con el método de detección de picos "engzeemod2012" y promediando el valor de ritmo cardíaco a lo largo del vector de salida.

Y como segundo parámetro, se midió la diferencia entre la amplitud promedio de los pulsos R y la amplitud promedio de los pulsos S, la cual denominamos a . Expresado algebraicamente: $a = V_R - V_S$. Las posiciones temporales de estos pulsos también fueron detectadas utilizando la función `ecg_process` con el mismo método de detección de picos que se usó para obtener la frecuencia cardíaca. Este parámetro es útil, debido a que representa una buena medición de la amplitud pico a pico de la señal, ya que los pulsos S son los puntos más bajos de la señal y los pulsos R los más altos.

La calibración se realizó para todas las combinaciones entre las frecuencias cardíacas de: 50, 75, 100, 200 y 250 latidos por minuto, y amplitudes de 0.002, 0.005, 0.01, 0.02 y 0.1 V. Para cada una de estas combinaciones se realizaron 10 muestras de 10 segundos cada una, resultando en un total de 250 muestras. La mitad de estas muestras fueron destinadas para la calibración, mientras que la otra mitad se utilizó para la verificación de la calibración. Es importante no reutilizar las mismas muestras para calibrar y para verificar debido a que esto producirá una verificación de la calibración sesgada. La calibración se realiza en varias frecuencias y amplitudes para estudiar si existe un error relativo que sea dependiente de la medición, la calibración es lineal y no puede corregir desviaciones que dependan de los valores que se miden.

La figura 4 muestra una fotografía tomada durante el proceso de calibración, en la que se puede ver la computadora, el generador de ondas arbitrarias y el electrocardiógrafo.

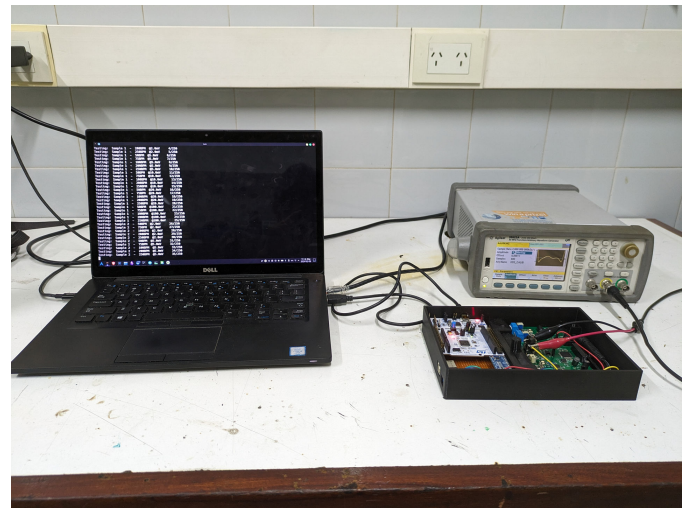


Fig. 4. Calibración del proyecto en progreso. La medición de las 250 muestras demora aproximadamente una hora.

C. Parámetros de Calibración

Definiremos dos parámetros, α_T para la calibración temporal y α_A para la calibración de amplitud. Los cuales representarán el error relativo medio de todas las mediciones de calibración tomadas anteriormente. Estos parámetros luego se podrán utilizar para ajustar linealmente las mediciones que se tomen durante el uso del equipo.

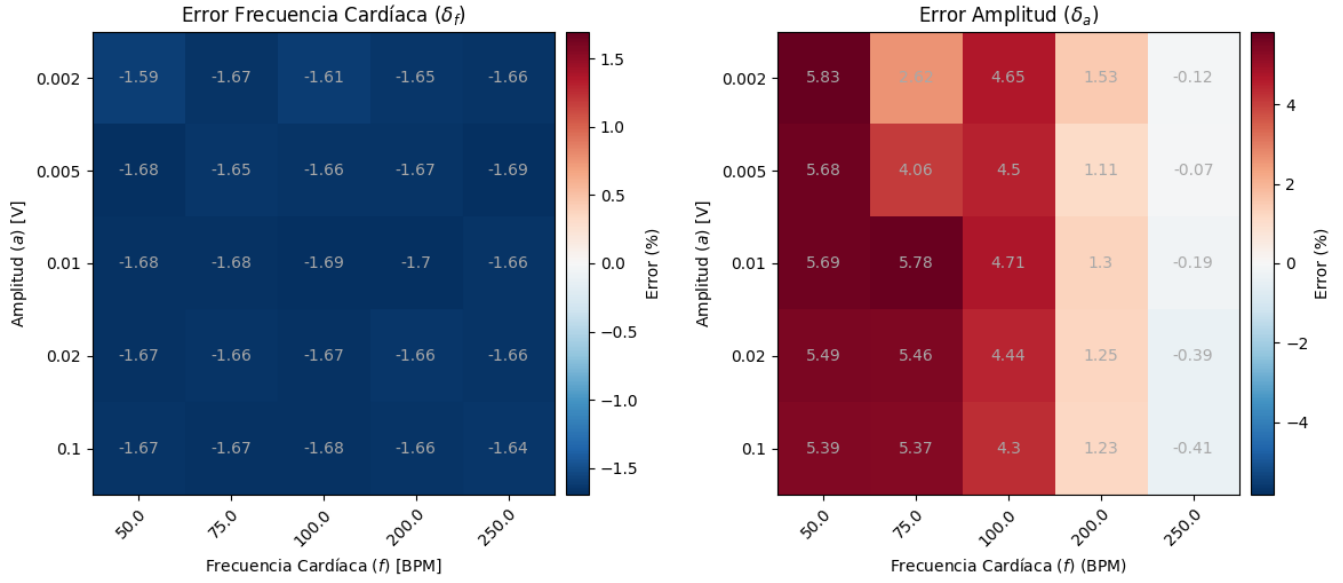


Fig. 5. Mapa de error de medición sin la calibración aplicada.

Matemáticamente, los factores de corrección se definieron de la siguiente manera:

$$\alpha_T = \frac{1}{N} \sum_{(a,f,n) \in A \times F \times \{1 \dots 10\}} \frac{f}{\hat{f}_{(a,f,n)}} \quad (1)$$

$$\alpha_A = \frac{1}{N} \sum_{(a,f,n) \in A \times F \times \{1 \dots 10\}} \frac{a}{\hat{a}_{(a,f,n)}} \quad (2)$$

Donde A y F son respectivamente los conjuntos de amplitudes y frecuencias cardíacas utilizadas para calibrar. $\hat{f}_{(a,f,n)}$ y $\hat{a}_{(a,f,n)}$ son el valor medido durante la calibración de la n -ésima muestra para una amplitud de a y frecuencia cardíaca de f . $N = 125$ es la cantidad total de muestras medidas (5 frecuencias cardíacas, 5 amplitudes y 5 muestras por combinación).

Una vez que se obtienen estos factores de calibración, se pueden utilizar para ajustar cualquier medición realizada con el electrocardiógrafo utilizando las siguientes conversiones:

$$f' = \alpha_T f \quad (3)$$

$$t' = \frac{t}{\alpha_T} \quad (4)$$

$$a' = \alpha_A a \quad (5)$$

Donde f indica algún parámetro frecuencial medido, como ser pulsaciones por minuto, t indica un parámetro temporal medido como ser separación entre pulsos, y a indica un parámetro de amplitud. f' , t' y a' indican los valores corregidos de f , t y a respectivamente. Este procedimiento permite compensar por errores de método que puedan estar presentes en el sistema.

Para nuestro caso, luego de la calibración, estaremos midiendo el rendimiento de ella aplicando las ecuaciones 3 y 5 a los valores medidos por la librería `neurokit2` como se describió anteriormente.

Otra forma de aplicar una corrección es modificando la señal previo al análisis de la siguiente forma:

$$v'(t) = \alpha_A v(\alpha_T t)$$

Donde $v(t)$ representa la señal original y $v'(t)$ la señal corregida.

Además, para cada uno de estos factores, es relevante conocer su incertidumbre, para esto calculamos el desvío estándar de la media de cada uno. Las fórmulas utilizadas son las siguientes:

$$u^2(\alpha_T) = \frac{1}{N-1} \sum_{(a,f,n) \in A \times F \times \{1 \dots 10\}} \left(\frac{f}{\hat{f}_{(a,f,n)}} - \overline{\alpha_T} \right)^2 \quad (6)$$

$$u^2(\alpha_A) = \frac{1}{N-1} \sum_{(a,f,n) \in A \times F \times \{1 \dots 10\}} \left(\frac{a}{\hat{a}_{(a,f,n)}} - \overline{\alpha_A} \right)^2 \quad (7)$$

En todos los casos, la incertidumbre se dará en forma expandida con un factor de cobertura $k = 2$, es decir, con una confianza del 95%:

$$U(\alpha) = ku(\alpha)$$

V. RESULTADOS

A. Parámetros de calibración

La figura 5 muestra para cada frecuencia y amplitud, el error relativo medio entre la medición de cada parámetro, y

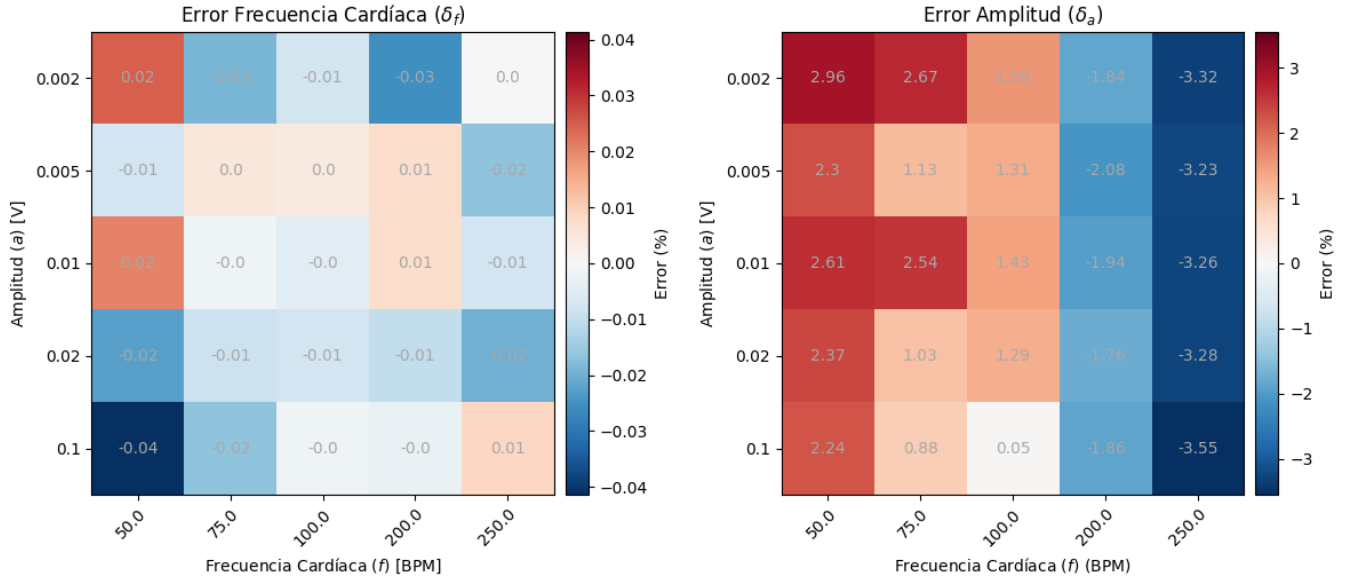


Fig. 6. Mapa de error de medición con la calibración aplicada.

el esperado, sin aplicar ninguna calibración. Expresado algebraicamente, estos mapas muestran las siguientes funciones:

$$\delta_f(f, a) = 100\% \cdot \frac{1}{10} \sum_{n=1}^{10} \left(\frac{\hat{f}(f, a, n)}{f} - 1 \right)$$

$$\delta_a(f, a) = 100\% \cdot \frac{1}{10} \sum_{n=1}^{10} \left(\frac{\hat{a}(f, a, n)}{a} - 1 \right)$$

Analizando cualitativamente el gráfico de error de frecuencia cardíaca, vemos que este es muy consistente a lo largo de las frecuencias y amplitudes probadas, todos los valores de error están dentro de un rango del 1.6% al 1.7%.

De lo contrario, vemos que el error de amplitud no es consistente y varía dependiendo de la frecuencia cardíaca.

Utilizando las ecuaciones 1, 2, 6 y 7 se obtienen los valores de los factores de corrección y sus incertidumbres:

$$\alpha_T = 1.01692 \pm 0.00088$$

$$\alpha_A = 0.969 \pm 0.048$$

B. Rendimiento de la calibración

Una vez obtenido los factores de corrección, estos valores se pueden utilizar para refinar el desempeño del electrocardiógrafo. Procedemos a realizar el mismo análisis que se realizó para la calibración con el paso adicional de aplicar los factores de corrección previo al análisis de las señales.

Al igual que para la calibración, graficamos el error relativo en función de la frecuencia cardíaca y amplitud, pero para estas mediciones corregimos por utilizando los factores de calibración obtenidos. Expresado algebraicamente:

$$\delta_f(f, a) = 100\% \cdot \frac{1}{10} \sum_{n=1}^{10} \left(\frac{\alpha_T \hat{f}(f, a, n)}{f} - 1 \right)$$

$$\delta_a(f, a) = 100\% \cdot \frac{1}{10} \sum_{n=1}^{10} \left(\frac{\alpha_A \hat{a}(f, a, n)}{a} - 1 \right)$$

Debe recordarse que en este caso los valores $\hat{f}(f, a, n)$ y $\hat{a}(f, a, n)$ corresponden a otro conjunto de mediciones a los que se utilizaron para la calibración.

Esto resulta en el mapa de error visualizado en la figura 6.

Los errores de la frecuencia cardíaca se encuentran dentro de un rango del -0.04% al 0.02%, mientras que los errores de amplitud tienen más dispersión y, como es de esperar debido a que la calibración es lineal, siguen manteniendo la correlación entre error y frecuencia cardíaca que se observó previo a la calibración. Los errores de este parámetro existen en el rango de -3.6% al 2.9%.

VI. MEDICIÓN DE UNA SEÑAL ECG REAL

Una vez obtenidos los factores de corrección, estos fueron cargados al programa que se describió en la sección III-E.

Para esta prueba, los electrodos fueron colocados como se muestra en la figura 8

Una vez colocados los electrodos, y conectados al electrocardiógrafo se puede utilizar el programa de visualización desarrollado para graficar la señal leída en tiempo real.

En la figura 7 se muestra una captura de pantalla del graficador mostrando la señal ECG captada de uno de los integrantes del proyecto.

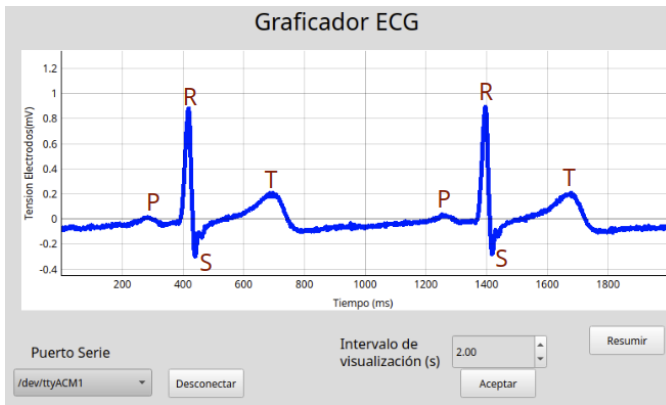


Fig. 7. Captura de pantalla tomada por la medición del electrocardiógrafo sobre uno de los integrantes del grupo. Se etiquetaron los pulsos claves.

VII. CONCLUSIONES

Analizando el error de frecuencia cardíaca previo a la calibración se puede observar en el mapa de error de la figura 6 que no varía dependiendo de frecuencia cardíaca ni de la amplitud. Esto es un indicador fuerte de que la fuente de esta diferencia es la frecuencia a la que el ADC se encuentra muestreando. Un estudio del microcontrolador podría dar más información al respecto. Luego de la calibración, el error de frecuencia cardíaca permanece debajo del 0.04%, una cifra muy buena indicando consistencia entre diferentes condiciones de medición.

En términos de la amplitud, se puede observar una correlación negativa del valor medido con la frecuencia cardíaca, esto puede ser un indicio de que la señal alcanza su valor pico entre dos muestras del ADC. El comportamiento esperado de esta situación es que disminuya con un incremento de frecuencia, que es precisamente lo que se observa que sucede.

Otro valor de interés para observar es la incertidumbre de los factores de corrección. Como es de esperar, la incertidumbre relativa de α_T es extremadamente bajo, alrededor de 0.08%, indicando que las mediciones de tiempo son muy precisas. En cambio, la incertidumbre relativa de α_A es aproximadamente 11%. Esto se refleja también en el rango de errores observados en la figura 6 donde el error de la frecuencia cardíaca varía entre -0.04% y 0.02%, mientras que el error de la amplitud varía entre -3.55% y 2.96%.

La prueba de medición de una señal ECG real resultó sorprendentemente exitosa, la visualización de la señal permite identificar con claridad los pulsos P, R, S y T. El pulso Q no aparenta estar presente, esto se puede deber a una combinación de factores, incluyendo la colocación de los electrodos y el estado del paciente, no necesariamente indica una limitación del electrocardiógrafo. Aun así, no descartamos la posibilidad de que simplemente se mezcle con el ruido, esto podría verificarse utilizando un equipo electrocardiográfico profesional o utilizando el equipo en otros pacientes.

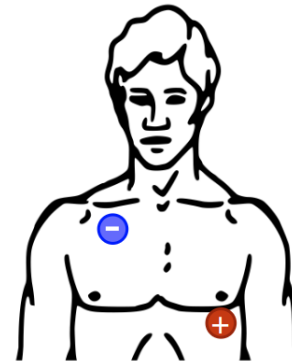


Fig. 8. Diagrama de la colocación recomendada de los electrodos.

REFERENCES

- [1] L. J. AlGhatrif M, "A brief review: history to understand fundamentals of electrocardiography," *J Community Hosp Intern Med Perspect.*, 2012. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3714093/>
- [2] e. a. Samol, "Recording of bipolar multichannel ecgs by a smartwatch: Modern ecg diagnostic 100 years after einthoven," *Sensors (Basel).*, 2019. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6651039/>
- [3] N. J. Ashley EA, *Cardiology Explained*. Remedica, 2004. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK2214/>
- [4] Q. U. D. of Emergency Medicine, "Analysis and interpretation of the electrocardiogram." [Online]. Available: https://elentra.healthsci.queensu.ca/assets/modules/ts-ecg/normal_ecg.html
- [5] Z. B. Murugappan M, Murugappan S, "Frequency band analysis of electrocardiogram (ecg) signals for human emotional state classification using discrete wavelet transform," *J Phys Ther Sci.*, 2013. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3820413/>
- [6] A. Devices, "Data sheet ada4530-1." [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADA4530-1.pdf>
- [7] C. Shannon, "Communication in the presence of noise," *Proceedings of the IRE*, vol. 37, no. 1, pp. 10–21, 1949.
- [8] T. Instruments, "Data sheet ads111x." [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1114.pdf>
- [9] "Stm32 nucleo-64 development board." [Online]. Available: <https://www.st.com/en/evaluation-tools/nucleo-f401re.html>
- [10] "Trabajo práctico - medidas electrónicas 1." [Online]. Available: <https://github.com/brunogle/me1-proyecto>
- [11] "Pyqt5." [Online]. Available: <https://pypi.org/project/PyQt5/>
- [12] A. Velayudhan and S. Peter, "Noise analysis and different denoising techniques of ecg signal - a survey," 2016. [Online]. Available: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:36175816>
- [13] "Neurokit2: The python toolbox for neurophysiological signal processing." [Online]. Available: <https://github.com/neuropsychology/NeuroKit>