



# Electrocardiógrafo Digital

Informe del desarrollo del proyecto final de la  
materia Medidas Electrónicas I

**Profesor:** Pablo De Cesare

**Auxiliar/es Docente/es:** Franco Zaccra, Ramiro German Rodriguez Colmeiro

**Integrantes:**

| Apellido y nombre | Legajo    |
|-------------------|-----------|
| Glecer Bruno      | 168.715-3 |
| Yujra Jonathan    | 163.647-9 |

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1 - Objetivo del Proyecto</b>               | <b>3</b>  |
| <b>2 - Descripción del Proyecto</b>            | <b>3</b>  |
| Hardware                                       | 3         |
| Funcionamiento                                 | 4         |
| <b>3 - Diagrama en Bloques</b>                 | <b>6</b>  |
| Diagrama de alto nivel del proyecto            | 6         |
| Esquemático simplificado de la etapa analógica | 6         |
| Conexiones durante mediciones de calibración   | 6         |
| <b>4 - Circuito esquemático</b>                | <b>7</b>  |
| <b>5 - Listado de componentes</b>              | <b>9</b>  |
| <b>6 - Software</b>                            | <b>10</b> |
| Obtención de mediciones de calibración.        | 10        |
| Análisis de Datos de Calibración               | 13        |
| Graficador en tiempo real                      | 17        |
| <b>7 - Incertidumbre y Calibración</b>         | <b>18</b> |
| Método de Calibración                          | 18        |
| Resultados                                     | 18        |
| <b>8 - Conclusiones</b>                        | <b>20</b> |

# 1 - Objetivo del Proyecto

El objetivo del proyecto fue el diseño y construcción de un electrocardiógrafo (ECG) capaz de captar una señal cardíaca con la calidad suficiente para distinguir las ondas P, T y el complejo QRS, así como mostrar los valores temporales y de amplitud de manera precisa. Un electrocardiógrafo con esta precisión es una herramienta esencial de la medicina moderna, ya que permite obtener información crucial sobre la actividad eléctrica del corazón que sirve para diagnosticar la salud del órgano.

Desde un punto de vista electrónico, un electrocardiógrafo es un aparato que registra la actividad eléctrica del corazón utilizando electrodos conectados al cuerpo para capturar las señales eléctricas generadas durante el ciclo cardíaco. Estas señales son amplificadas, filtradas y convertidas en datos digitales para su visualización en una pantalla o su almacenamiento en formato electrónico.

La meta del proyecto es la simple obtención de una señal electrocardiográfica y obtener parámetros básicos, la determinación de enfermedades cardiovasculares es un campo de la medicina avanzado que requiere de entrenamiento formal.

# 2 - Descripción del Proyecto

## Hardware

Para registrar la señal eléctrica del corazón se diseñó un electrocardiógrafo que está constituido por un sistema de adquisición de señales cardíacas y una interfaz de usuario que graficara dicha señal. El sistema de adquisición está montado en un gabinete donde se interconectaron los diferentes módulos y placas. En el gabinete podemos encontrar:

- placa de desarrollo STM32 NUCLEOF401-RE
- Módulo ADC, ADS1115 16 bits, comunicación I2C. [Datasheet](#)
- Amplificador operacional, ADA4530 [Datasheet](#)
- Amplificador operacional, TLC2272 [Datasheet](#).

Estos dos últimos amplificadores están montados sobre un módulo ya desarrollado perteneciente al grupo de investigación GIBIO en la UTN FRBA. Decidimos reutilizar este módulo para optimizar el proceso de diseño del hardware y aprovechar las prestaciones que ofrece.

De este modo, en el gabinete podemos encontrar tres placas:

### **Modulo Etapa analogica**

El módulo está conformado por un amplificador de bajo ruido ADA4530, Filtro pasa bajos pasivo y dos amplificadores rail to rail con ganancia variable TLC2272. Este módulo es alimentado con 5V de la STM32 Nucleo. Cuenta con reguladores de +3.3V y -3.3V para el uso

de los amplificadores operacionales. En esta etapa la señal es amplificada y condicionada para un mejor muestreo del ADC. Se busca minimizar el ruido o interferencias no deseadas. También se busca amplificar la señal, para aprovechar al máximo el rango dinámico del ADC.

### **Módulo ADC**

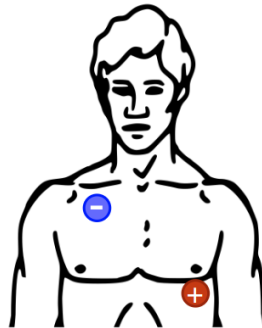
El circuito integrado ADS1115 tiene incluidos los componentes necesarios para su correcto funcionamiento. Se decide utilizar porque cumple con las características básicas que requiere el proyecto, fácil implementación, bajo consumo, comunicación I2C, buena resolución (16bits) y frecuencia de muestreo 860 Mps(dentro de lo requerido según Nyquist). Estará operando a 500 Mps, más del doble de la frecuencia máxima captada, 200hz.

### **Placa de desarrollo Nucleo**

La Nucleo hará de interfaz PC-ADC. La placa está equipada con el microcontrolador STM32F401RE, que cuenta con un núcleo ARM Cortex-M4. Esto proporciona un alto rendimiento y capacidad de procesamiento para manejar señales en tiempo real. Pero para este proyecto la placa está sobredimensionada puesto que solo se requiere recibir la lectura del ADC y enviarla por puerto serie. De este modo, podría ser reemplazado por cualquier otra placa de desarrollo de bajo coste. Sin embargo, la placa estaba dentro del alcance del grupo y se decide utilizarla.

## **Funcionamiento**

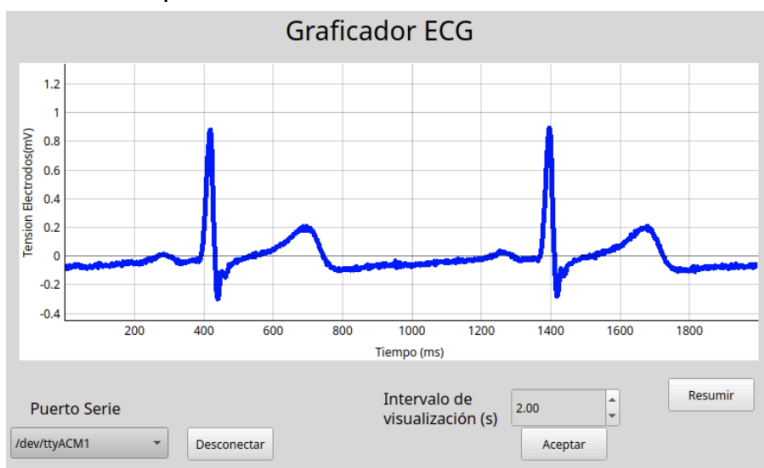
El registro de la señal cardíaca arranca con la adquisición de la señal eléctrica con el uso de dos electrodos ubicados en la región corporal cercana al corazón. La ubicación recomendada de los electrodos es como se observa en la siguiente imagen.



La señal eléctrica presente en los terminales de los electrodos tienen amplitudes en el orden de los mV. Además, incluye bastante ruido e interferencias. Por tal motivo, es acondicionada en la etapa analógica donde se incluyen los amplificadores ya mencionados. Cabe mencionar que para digitalizar correctamente la señal eléctrica, el valor mínimo y máximo de ésta se deben ajustar para que se encuentren entre 0V y 3,3V, y esto se logra agregando un offset de 1,65V a la señal y ajustando las ganancias de los amplificadores utilizados. La etapa consigue amplificar la señal 8.631 veces.

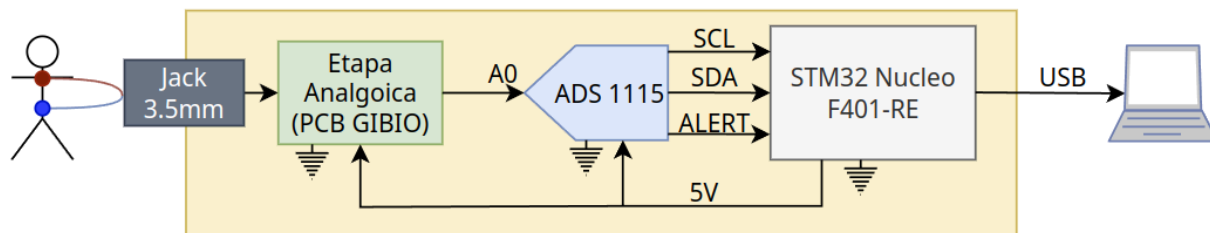
Una vez acondicionada la señal, ésta es digitalizada mediante el ADC ADS1115 a una frecuencia de muestreo de 500Hz. El proceso de muestreo es controlado por el microcontrolador, donde éste se comunica mediante el puerto I2C.

El microcontrolador convierte los datos recibidos en caracteres para ser transmitidos por puerto serie a la PC. Para recibir los datos se debe ejecutar la aplicación *graficador\_ecg.py*. Aparecerá una ventana que hace de interfaz de usuario. Allí se podrán observar las señales cardiacas del paciente en tiempo real. El modo de uso está detallado en el Manual de usuario.

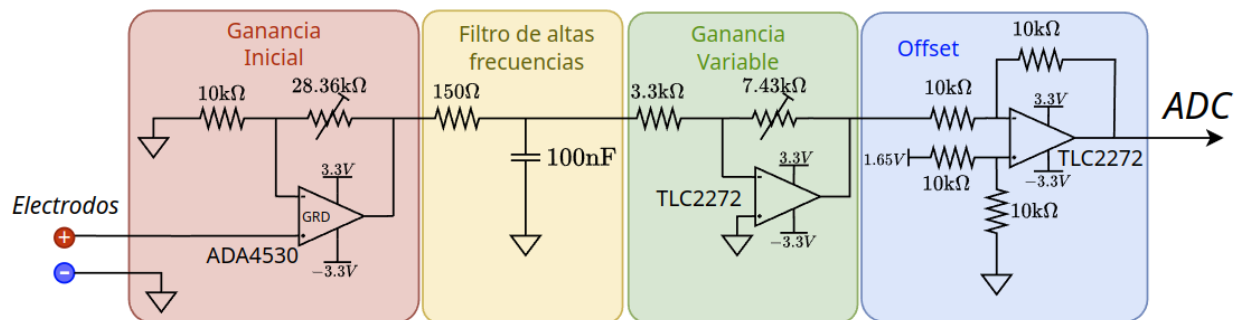


### 3 - Diagrama en Bloques

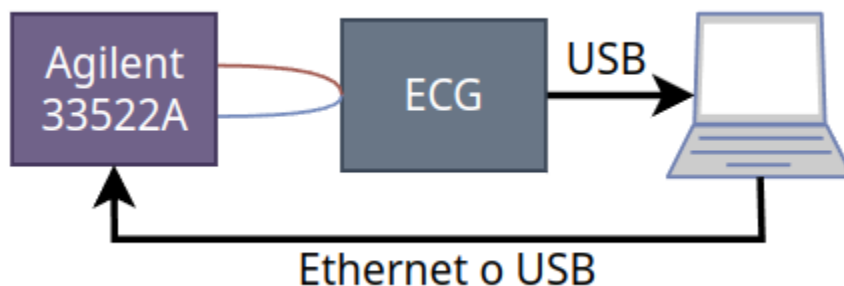
Diagrama de alto nivel del proyecto



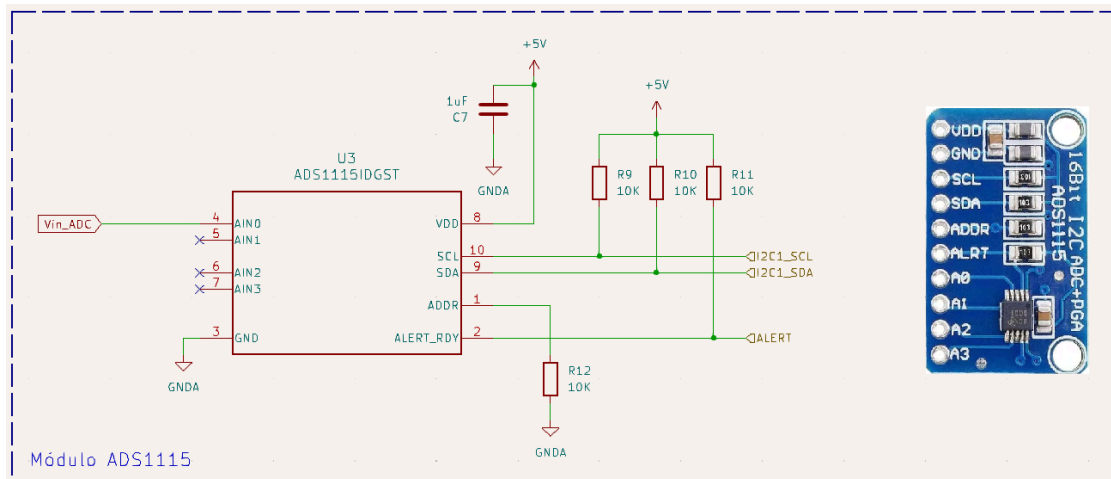
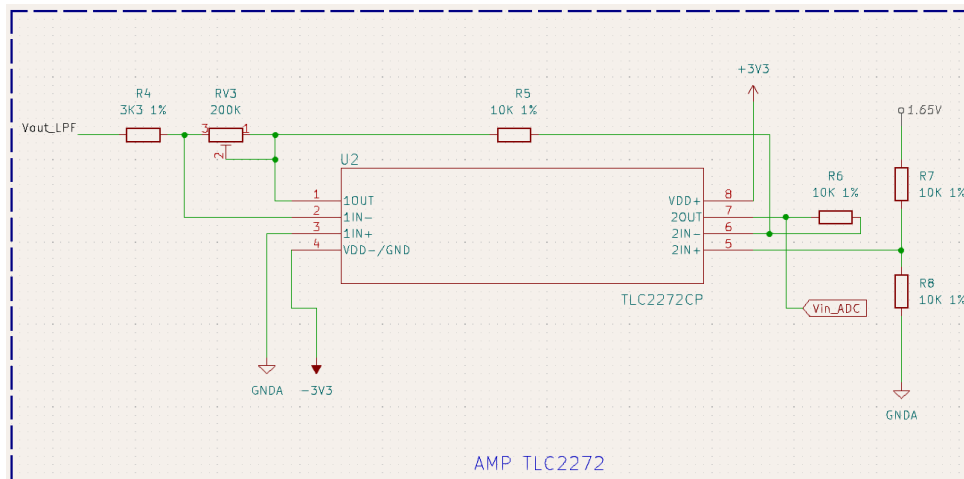
Esquemático simplificado de la etapa analógica

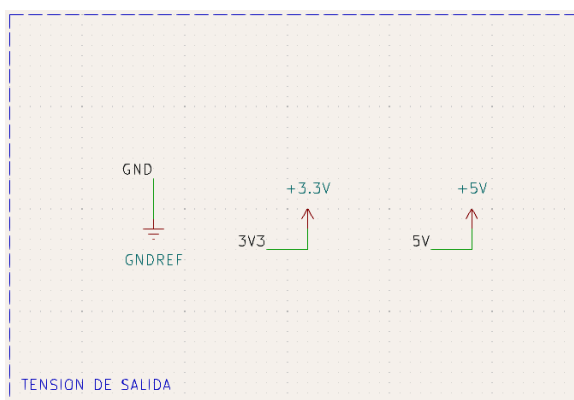
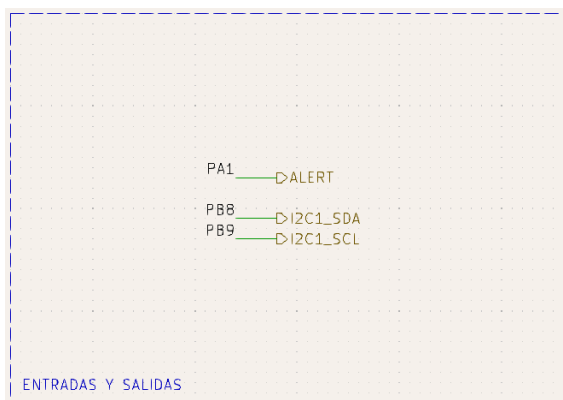
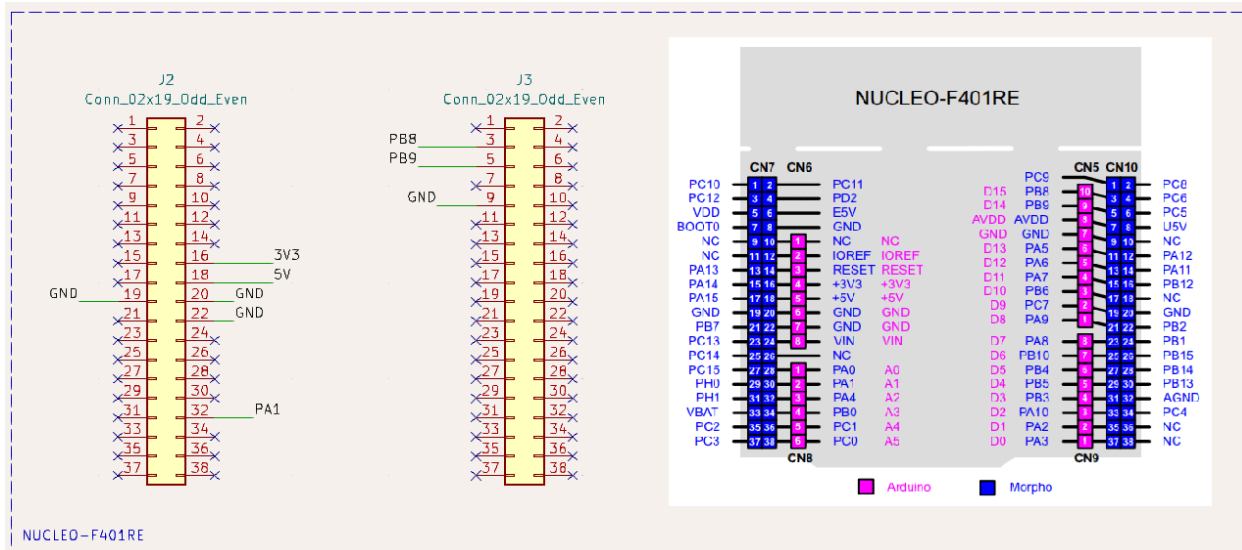


Conexiones durante mediciones de calibración



The diagram shows two circuit sections. The first section, labeled 'AMP ADA4530', features an ADA4530-1ARZ op-amp (U1) configured as a voltage follower. The non-inverting input (+IN, pin 1) is connected to 'signal\_IN' and has a 10pF capacitor (C1) to ground. The inverting input (V-, pin 4) is connected to 'GRD1' and has a 100pF capacitor (C3) to ground. The output (V+, pin 5) is connected to 'signal\_OUT' and has a 100nF capacitor (C5) to ground. The op-amp is powered by a -3V3 supply (pin 2) and a +3V3 supply (pin 8). The second section, labeled 'Filtro Pasa Bajos', is a first-order low-pass filter. It takes 'signal\_OUT' as input, passes it through a 10K resistor (R2), and then through a series combination of two 10K resistors (RV1 and RV2) and two 100K resistors (JP3 and JP4). The output of the filter is 'Vout\_LPF', which is connected to a 150R resistor (R3) and a 100nF capacitor (C6) to ground.







## 5 - Listado de componentes

| Ref        | Qty | Value               | Cmp name             | Description           |
|------------|-----|---------------------|----------------------|-----------------------|
| C1         | 1   | 10pf 50V            | C                    | Unpolarized capacitor |
| C2         | 1   | 10pF 50V            | C                    | Unpolarized capacitor |
| C3         | 1   | 100pF 50V           | C                    | Unpolarized capacitor |
| C4         | 1   | 100pF 10V           | C                    | Unpolarized capacitor |
| C5,C6      | 2   | 100nF 10V           | C                    | Unpolarized capacitor |
| J2,J3      | 2   | Conn_02x19_Odd_Even | Conn_02x19_Odd_Even  |                       |
| R1,R2,R6-8 | 6   | 10K 1%              | R                    | Resistor              |
| R3         | 1   | 150R 1%             | R                    | Resistor              |
| R4         | 1   | 3K3 1%              | R                    | Resistor              |
| RV1        | 1   | 10K                 | R_Potentiometer_Trim | Trim-potentiometer    |
| RV2        | 1   | 100K                | R_Potentiometer_Trim | Trim-potentiometer    |
| RV3        | 1   | 200K                | R_Potentiometer_Trim | Trim-potentiometer    |
| U1         | 1   | ADA4530-1ARZ        | ADA4530-1ARZ         |                       |
| U2         | 1   | TLC2272CP           | TLC2272CP            |                       |
| U3         | 1   | ADS1115IDGST        | ADS1115IDGST         |                       |

### IC ADA4530

Es un amplificador instrumental con características destacables, tales como, baja corriente de polarización, máximo 20fA. Lo que garantiza una buena precisión en medición de corrientes extremadamente pequeñas. Además, proporciona un terminal de "guard" que permite reducir las pérdidas parásitas de la señal hacia la masa del circuito.

### IC TLC2272

Es un amplificador operacional dual fabricado por Analog Devices. Diseñado para aplicaciones que requieren amplificar señales analógicas. Entre las características principales destaca su salida rail to rail, lo que permite aprovechar la fuente de alimentación logrando altísimas ganancias. Además, bajo ruido y baja corriente de polarización.

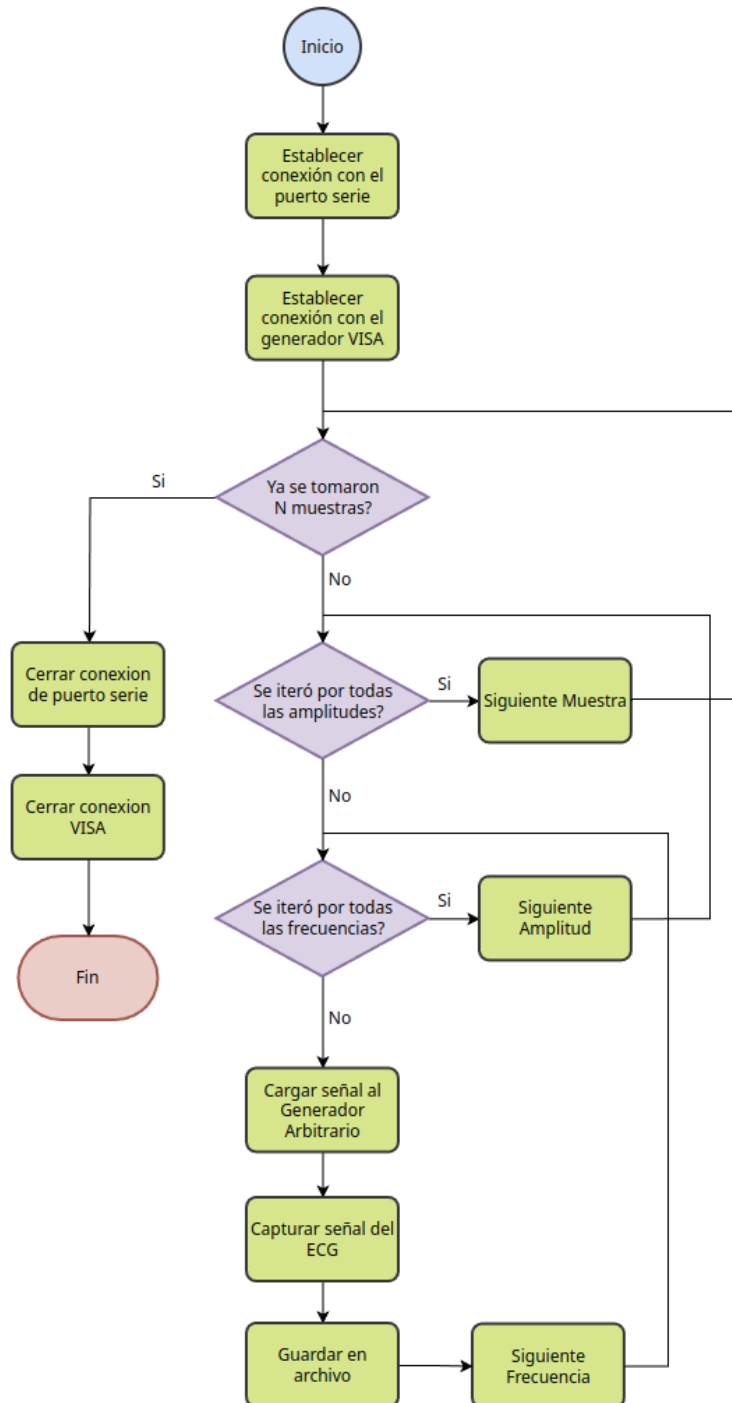
Los componentes pasivos RV3 y R4 conectados al primer amplificador le otorgan una ganancia variable. Los componentes pasivos conectados R6,R7 y R8 logran que el segundo amplificador tenga ganancia unitaria y aporte offset a la señal de salida para ser captada por el ADC.

### Filtro pasivo

Los componentes R3 de 150Ω y C6 de 100nF configuran un filtro pasivo pasa bajos. De este modo se discriminan las altas frecuencias que puedan interferir en el proceso de muestreo, produciendo aliasing en la señal digital.

## 6 - Software

Obtención de mediciones de calibración.



De acuerdo al esquema de conexión de calibración(en el apartado de diagramas de bloques) se ejecuta el software encargado de tomar las muestras. Se trata del script de python **acquire\_calibration\_data.py**. A continuación, se detalla el script.

- Se definen las frecuencias cardíacas (**test\_heart\_rates**) y amplitudes (**test\_amplitudes**) que se van a combinar. Los cuales son [50, 75, 100, 200, 250] BPM y [0.002, 0.005, 0.01, 0.02, 0.1] Vpp respectivamente.
- Se definen la cantidad de muestras por combinación: **samples\_per\_test = 10** y la duración de cada muestra **sample\_duration = 10**
- Se inicia la comunicación serie con el dispositivo conectado utilizando el módulo serial de Python. Se establece la velocidad de transmisión (baudrate) en 115200.
- Se establece conexión con el generador arbitrario( Agilent 33522A) utilizando el protocolo VISA (Virtual Instrument Software Architecture).
- Se establece un contador (**i\_run**) para llevar un seguimiento del progreso total de las mediciones.
- Se itera a través de todas las muestras (**samples\_per\_test**) que se van a adquirir.
- Para cada muestra, se itera a través de todas las combinaciones de amplitudes y frecuencias cardíacas. Para cada combinación se tomarán 10 muestras.
- Se imprime un mensaje indicando el estado actual de la medición.
- Se configura el generador de señales, con **setup\_arb\_ecg**, para producir una señal ECG con la frecuencia cardíaca y amplitud especificadas.
- Se espera un segundo para asegurar que la señal del generador sea estable.
- Se lee la señal ECG, durante 10 segundos, con **read\_from\_serial**. La misma función crea una conexión por puerto serie con el electrocardiógrafo.
- Los datos adquiridos se guardan en un archivo de texto con un nombre que incluye la muestra, la frecuencia cardíaca y la amplitud. De este modo, puede ser analizado posteriormente.
- Finalizada la adquisición de muestras se cierran las conexiones establecidas inicialmente, puerto serie y VISA.

```
def setup_arb_ecg(arb_instrument, heart_rate, amplitude, sample_rate = 2000):
```

Crea una conexión con el generador de ondas arbitrario Agilent 33522A y lo configura para generar una señal ECG de una determinada frecuencia y amplitud.

Parámetros:

|                          |  |
|--------------------------|--|
| <b>arb_instrument:</b>   | Objeto de comunicación con el generador arbitrario |
| <b>heart_rate:</b>       | frecuencia cardíaca en BPM                         |
| <b>amplitude:</b>        | amplitud pico en volts                             |
| <b>sample_rate=2000:</b> | frecuencia de muestreo de salida                   |

Retorna: None

```
def custom_generate_ecg(heart_rate, sampling_rate, noise=0, heart_rate_std=0):
```

Genera un vector de una señal ECG de una determinada frecuencia cardíaca, frecuencia de muestreo, ruido y desviación de frecuencia cardíaca. El vector contiene solamente un pulso cardíaco.

Parámetros:

heart\_rate:            frecuencia cardíaca en BMP  
sampling\_rate:        frecuencia de muestreo  
noise=0:              ruido de la señal  
heart\_rate\_std=0:    desviación de frecuencia cardíaca

Retorna: Vector de largo  $(60 * \text{sampling\_rate}) / \text{heart\_rate}$  conteniendo la señal

```
def read_from_serial(serial_device, duration):
```

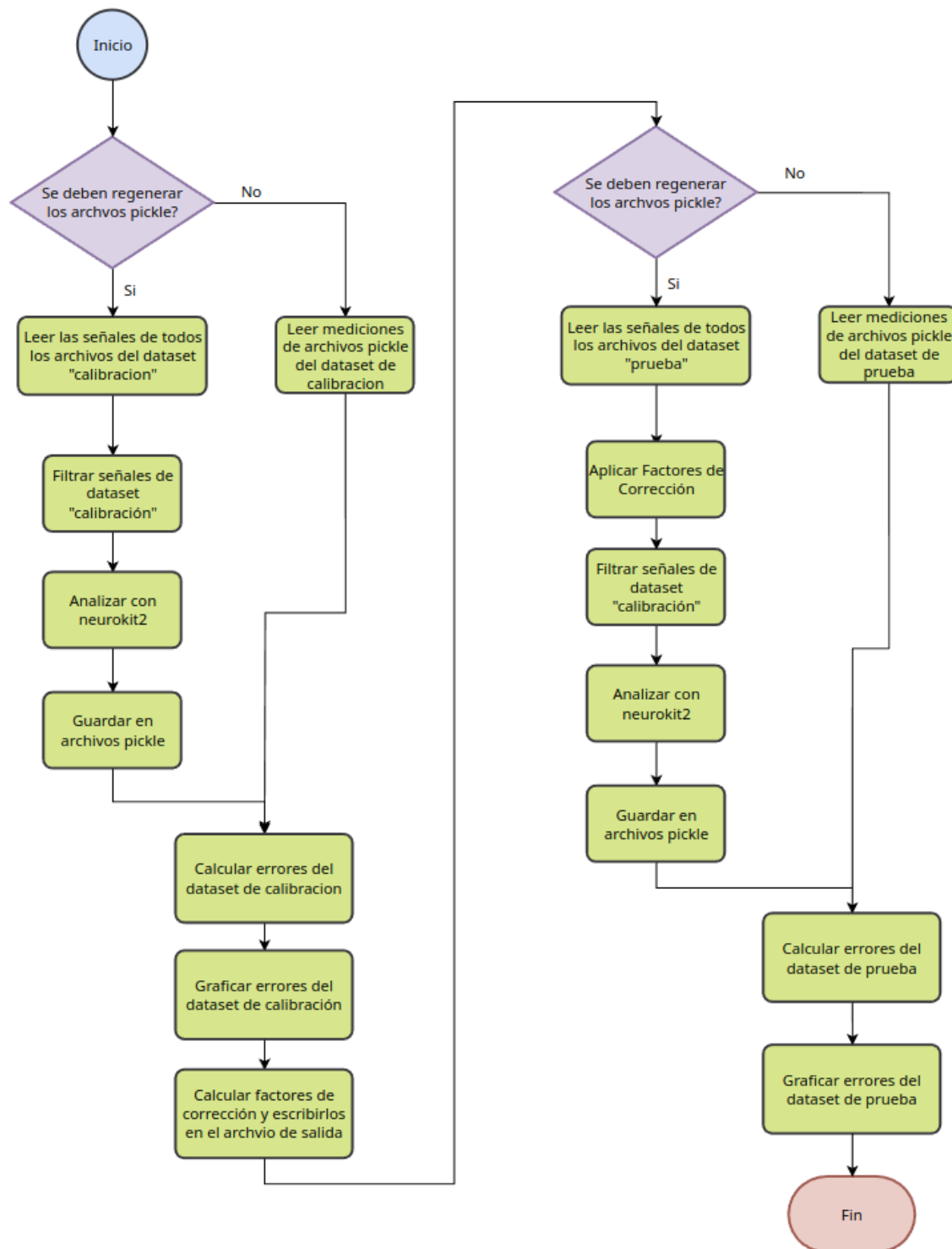
Crea una conexión a un puerto serie al electrocardiógrafo y lee por una cierta cantidad de tiempo.

Parámetros:

serial\_device:        puerto serie (str).  
duration:              duración en segundos.

Retorna: Vector de lecturas.

## Análisis de Datos de Calibración



Este diagrama corresponde al script utilizado para el análisis de las mediciones tomadas por el programa anterior. Se trata del script **analyze\_calibration\_data.py**

Este programa toma como entrada los archivos de medición en formato .txt, donde cada archivo contiene la onda de la señal capturada y produce como salida cuatro gráficos y los parámetros de corrección.

Cada archivo tiene que estar nombrado con el siguiente formato:  
*{numero de muestra}-{frecuencia cardiaca}-{amplitud}.txt*

La ubicación de los archivos de medición se puede configurar con la variable "data\_folder".

Para cada muestra se utiliza la función `ecg_process` de la librería `neurokit2` para determinar la posición de los distintos picos de la señal y su frecuencia cardíaca. A partir de esta información se calculan dos valores para cada medición. La función `ecg_process` requiere de una frecuencia de muestreo, esta es configurada en las primeras líneas del script con la variable `sample_rate`.

- **Frecuencia Cardíaca ( $\hat{f}$ ):** Este valor se obtiene promediando los valores de frecuencia cardíaca medidos por `ecg_process`.
- **Amplitud ( $\hat{a}$ ):** Este valor se obtiene primero detectando los picos R y S de la señal y luego restando el valor S promedio del valor R promedio. Este valor es dividido por la ganancia teórica de la etapa analógica que se especificó en la variable `amp_gain`.

Estas mediciones son separadas en dos conjuntos, cada una conteniendo la misma cantidad de mediciones por combinación de valores. La primera mitad se utiliza para la calibración y la segunda mitad para la verificación de la misma.

Debido a que este paso puede demorar mucho tiempo (alrededor de 2 minutos) por causa de la función `ecg_process`, las mediciones son guardadas en dos archivos .pickle para luego ser reutilizadas si se desea modificar los cálculos sin tener que analizar nuevamente las mismas muestras. El comportamiento de si el script debe analizar las muestras o reutilizar las que se encuentren en los archivos .pickle se puede configurar mediante la variable booleana `update_measurement_pickles`.

Luego de obtener estas mediciones se producen los primeros dos gráficos, **los mapas de error del sistema no calibrado:**

Consisten de un mapa de calor de los errores relativos promedios para las distintas combinaciones de valores para el conjunto de mediciones de calibración. Expresado algebraicamente, representan las siguientes funciones:

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

Donde  $\delta_f$  indica el mapa de error de la frecuencia cardíaca,  $\delta_a$  indica el mapa de error de amplitud, en función de la amplitud  $a$  y frecuencia cardíaca  $f$ , y finalmente  $\hat{a}$  y  $\hat{f}$  indican los valores de amplitud y frecuencia cardíaca medida.

Ambos gráficos son exportados en formato PNG en el archivo "calib\_error\_map.png".

Luego, el script pasa a calcular los factores de corrección y sus incertidumbres definidas de las siguientes maneras:

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

Estos valores luego son escritos en el archivo "calib\_factors.txt".

Finalmente, el script genera los mapas de error para el segundo conjunto de mediciones pero corrigiendo utilizando los factores de corrección.

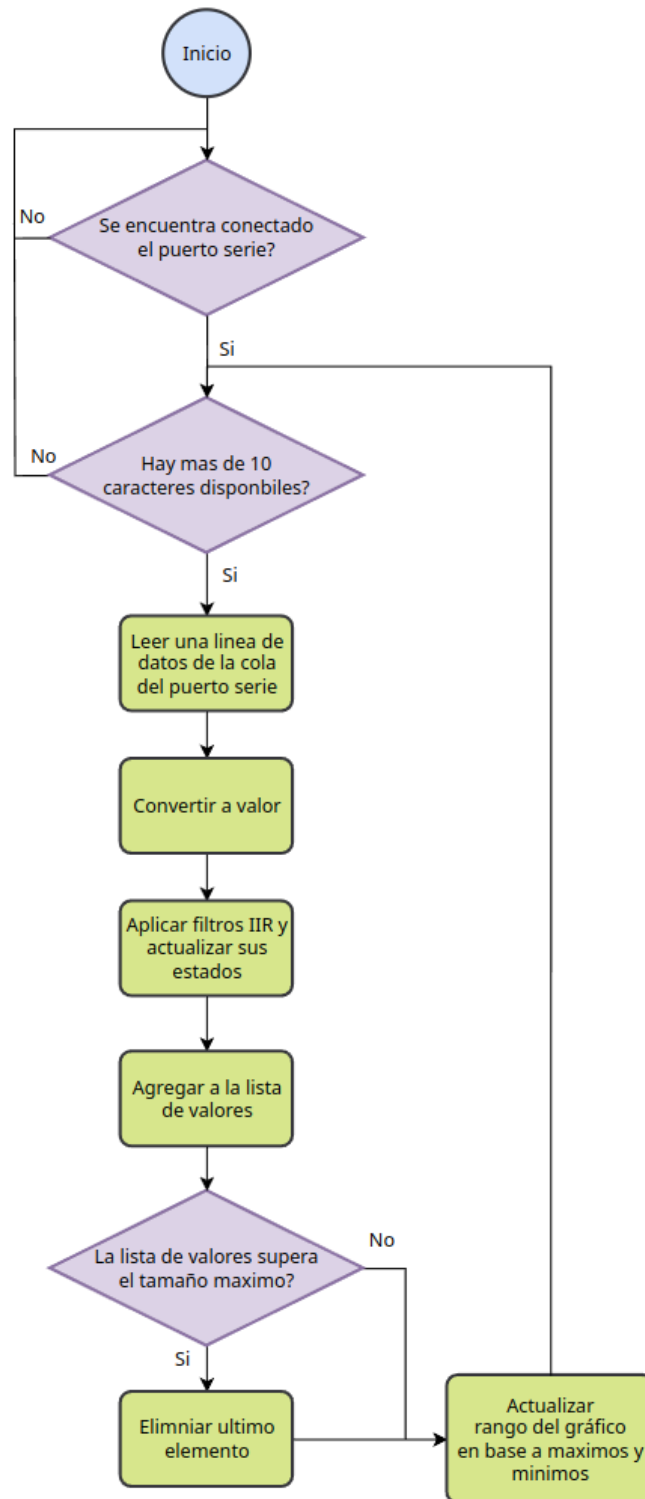
$$\delta_f(f, a) = 100\% \cdot \frac{1}{10} \sum_{n=1}^{10} \left( \frac{\alpha_T \hat{f}(f, a, n)}{f} - 1 \right)$$

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

Para más información sobre la matemática detrás de la calibración el lector puede referirse a la publicación IEEE asociado a este proyecto.



## Graficador en tiempo real



Finalmente, introducimos una interfaz gráfica en python programada utilizando la librería PyQt5. Este script permite al usuario conectarse con el electrocardiógrafo para visualizar la señal ECG en tiempo real. Una vez iniciada la conexión eligiendo el puerto serie adecuado y presionando el botón de conectar, el programa comienza a leer periódicamente (cada 20ms) el vector de entrada del puerto serie. Si este tiene una cantidad significativa de líneas para procesar (10 o más líneas), el programa entrará en la rutina de procesarla. A continuación se muestra como el programa procesa cada uno de las líneas:

- **Limpieza del string:** Remueve caracteres auxiliares que se utilizan en la comunicación (`\n`, `\r`)

```
clean_adc_str = self.serial_device.readline().decode("utf-8")
                .replace('\x00', '')
                .replace('\n', '')
                .replace('\r', '')
```

- **Conversión a float y Ajuste de ganancia:** Convierte el valor de cuentas del ADC en la tensión de entrada, para luego ajustarla por la ganancia y el factor de calibración para obtener la tensión de entrada de los electrodos. La tensión en este punto queda expresada en milivoltios.

```
adc_reading = self.amp_calibration*4096*float(clean_adc_str)/0x7FFF/self.amp_gain
```

- **Filtrado de la señal:** Se utiliza la función de scipy `signal.sosfilt()` para filtrar el dato obtenido. Se utilizan dos filtros, el primero es un filtro pasa banda butterworth de segundo orden con banda de paso entre 0.5 Hz a 200 Hz y el segundo un filtro notch con  $Q=2$  centrado en 50Hz.

```
filtered_adc_reading1, self.filt_z = signal.sosfilt(self.filt_coef,
                                                    [adc_reading],
                                                    zi=self.filt_z)

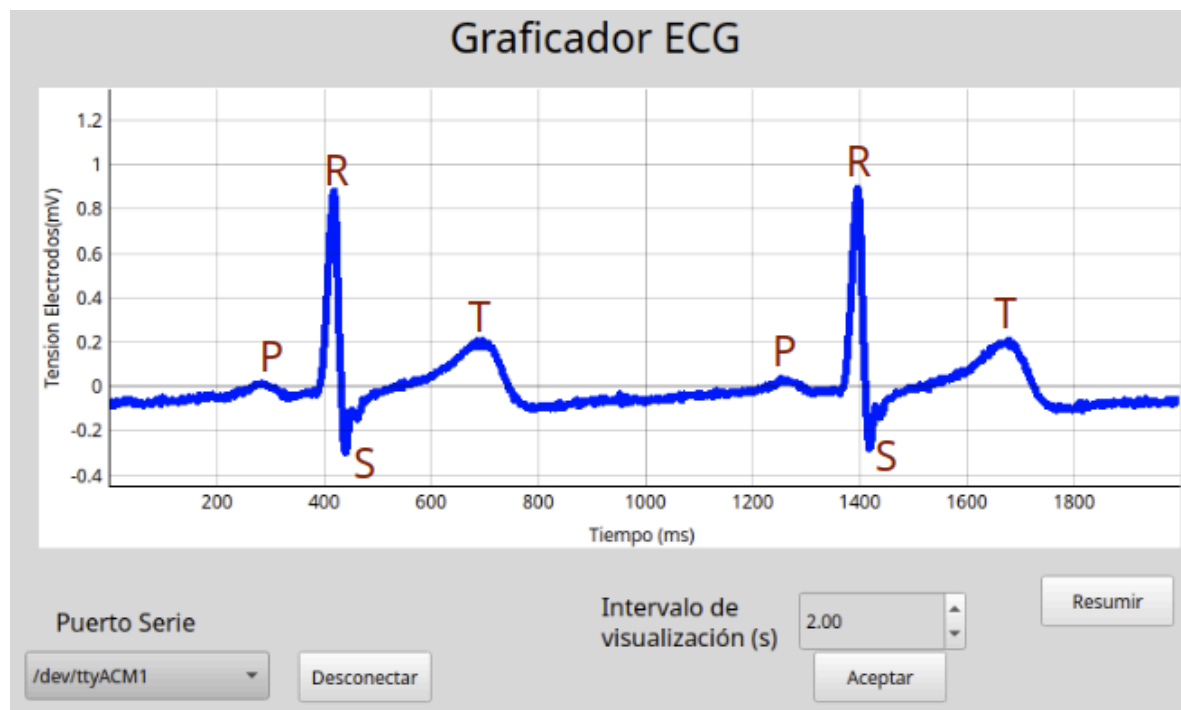
filtered_adc_reading2, self.notch_filt_z = signal.sosfilt(self.notch_filt_coef,
                                                         filtered_adc_reading1,
                                                         zi=self.notch_filt_z)
```

Las variables `self.filt_z` y `self.notch_filt_z` contienen el estado de ambos

filtros que se actualizan con cada muestra y son retroalimentadas entre cada llamado de los filtros.

Una vez obtenidas las N mediciones filtradas, estas son agregadas al final del vector `self.ydata` y se eliminan las primeras N mediciones, efectivamente, desplazando el gráfico para la izquierda. En este punto también se ajusta el eje vertical del gráfico para asegurar que no se recorte la señal, y se actualiza el widget que contiene al gráfico.

A continuación se muestra una captura de pantalla del graficador



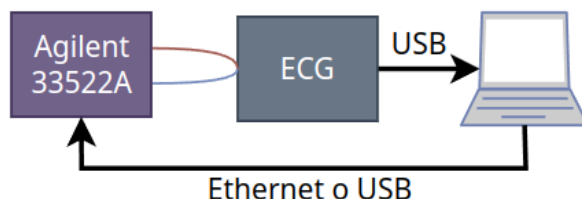
## 7 - Incertidumbre y Calibración

### Método de Calibración

#### Instrumental

Generador de funciones Agilent 33532A

#### Esquema de conexión



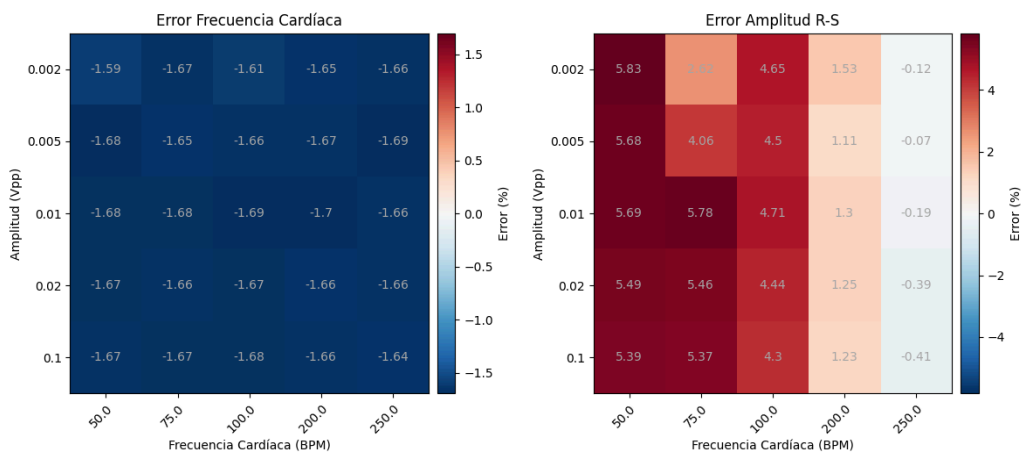
#### Procedimiento

Una vez realizada las conexiones correspondientes se procede a comandar toda la calibración desde la PC, mediante scripts de python.

- Se establece comunicación con el Generador.
- Se ejecuta el script de python `acquire_calibration_data.py`. Este se encarga de iterar por varias opciones de amplitud y frecuencia cardíaca, cargando la señal al instrumento. Al finalizar, se obtienen 250 muestras para su posterior análisis.
- Se ejecuta el script de python `analyze_calibration_data.py` para el análisis de los datos adquiridos. Al finalizar, se obtienen dos mapas de error y un archivo de texto que contiene los factores de corrección.

### Resultados

El siguiente gráfico muestra para cada frecuencia y amplitud, el error relativo medio entre la medición de cada parámetro, y el esperado(sin la calibración aplicada).



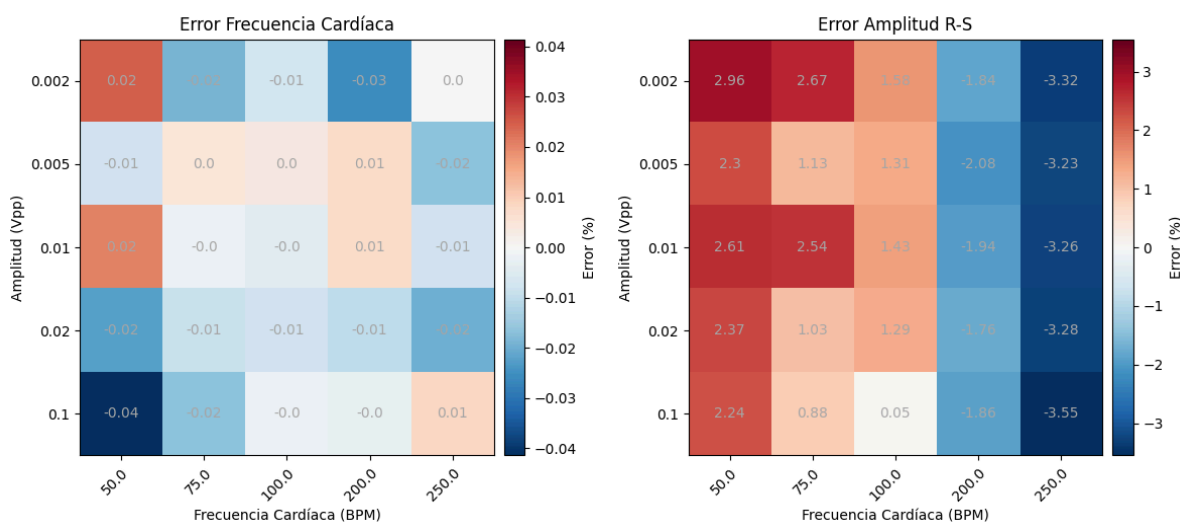
Se puede observar, del gráfico anterior, que el error de frecuencia cardíaca es bastante uniforme para las distintas combinaciones de frecuencia y amplitud. En cambio, el error de amplitud no es consistente y varía dependiendo de la frecuencia cardíaca.

Del análisis, también se obtienen los factores de corrección y su incertidumbre:

$$\alpha_T = 1.01692 \pm 0.00088$$

$$\alpha_A = 0.969 \pm 0.048$$

Se repite, una vez más, la calibración del electrocardiógrafo, pero esta vez se le aplicó los factores de corrección. Esto resulta en un nuevo mapa de error, visualizado en la siguiente figura.



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, siguen manteniendo la correlación entre error y frecuencia cardíaca que se observó previo a la calibración. Los valores de este parámetro existen en el rango de -3.6% al 2.9%.

## 8 - Conclusiones

El error de frecuencia cardíaca previo a la corrección no varía dependiendo de la frecuencia cardíaca ni de la amplitud. Esto puede deberse a un error sistemático cometido en alguna de las etapas de adquisición. Por lo que, luego de aplicar los factores de corrección el error disminuye y se mantiene por debajo del 0.04%.

Una observación no menor, es la incertidumbre de los factores de corrección. La incertidumbre relativa de  $\alpha T$  es extremadamente baja, alrededor de 0.08%, indicando que las mediciones de tiempo son muy precisas. En cambio, la incertidumbre relativa de  $\alpha A$  es aproximadamente 11%.

Durante la implementación del electrocardiógrafo se analizaron distintas configuraciones de los amplificadores de la etapa analógica, que permitieron obtener la mejor respuesta (ganancia) a la salida. Además, se implementaron distintos filtros digitales que permitieron reducir el ruido asociado a la señal.

De este modo, el resultado final es sorprendentemente exitosa, la señal graficada tiene una calidad suficiente para identificar con claridad los pulsos P, R, S y T. El pulso Q no aparenta estar presente, esto puede deberse a diferentes causas. La primera sospecha es la ubicación de los electrodos y/o 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.