



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Sistemas configurables para la adquisición de señales bioeléctricas

Autora

Julia Aragüés Aldea

Directores

Belén Teresa Calvo López

Nicolás Jesús Medrano Marqués

Facultad de Ciencias

Grado en Física

2024

I-Lista de Acrónimos

AC tensión alterna

AI Amplificador de Instrumentación

BW ancho de banda

CI circuito integrado

CMRR factor de rechazo al modo común

DAQ tarjeta de adquisición de datos

DC tensión continua

DIN Data Input

ECG electrocardiograma

EEG electroencefalograma

EMG electromiograma

GBW producto ganancia-anchura de banda

RMS valor eficaz de la señal

SMU Unidad de Fuente y Medida

SR *slew rate*

ST *settling time*

USB Bus Serie Universal

II-Lista de Figuras

1.0.1. Canal de adquisición de una bioseñal. La etapa de preamplificación es el objeto de este trabajo.	4
2.0.1. Esquema simplificado de la etapa de preamplificado.	6
2.1.1. Setup de medida de resistencia. (a) El pin Data Input (DIN) sirve para seleccionar el potenciómetro A o B. Tanto el multímetro como el Arduino se conectan al PC a través del puerto Bus Serie Universal (USB). El control del multímetro se lleva a cabo con la librería pyvisa de Python. (b) Fotografía del setup de medida. (c). Fotografía del circuito.	8
2.1.2. Valores de resistencia R_{WL} en función de la posición i (0-255) del Wiper: (a) Potenciómetro A y (b) Potenciómetro B.	9
2.1.3. Setup de caracterización del comportamiento como divisor en DC.	10
2.1.4. Comportamiento de la caída de tensión en el Wiper en función de la palabra digital (posición i): (a) Potenciómetro A, (b) Potenciómetro B.	10
2.1.5. Setup de caracterización del comportamiento como divisor en tensión alterna (AC).	11
2.1.6. Comportamiento de la tensión valor eficaz de la señal (RMS) medida en el Wiper en función de la frecuencia de la señal de entrada: (a) Potenciómetro A, (b) Potenciómetro B. Se dispone de 7 curvas correspondientes a las posiciones 0, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128 y 255.	11
2.2.1. Setup de medida de ganancia. V_{in}^+ tiene un condensador de acoplo para separar señal continua de alterna.	13
2.2.2. Ganancia experimental: (a) en función de la resistencia R del potenciómetro y (b) en función de R^{-1} .	13
2.2.3. Medida de la ganancia en función de la frecuencia de la señal de entrada. El eje horizontal se encuentra en escala logarítmica para su correcta visualización: (a) ganancias en el intervalo de 5 a 24 y (b) ganancias en el rango de 50 a 350.	14
2.2.4. producto ganancia-anchura de banda (GBW).	15
2.2.5. Setup de medida de la corriente de consumo denotada como I_{DD} . La tensión de alimentación se denota como V_{DD} .	15
2.2.6. Setup de medida de la tensión de offset.	16
2.2.7. Setup de comprobación del rail-to-rail	16

2.2.8. Comprobación de la saturación a V_{DD} a la salida del Amplificador de Instrumentación (AI). La onda amarilla es la señal medida en V_{in}^+ y la señal rosa en V_{out} . (a) señal V_{out} sin saturar y (b) saturada.	17
2.2.9. Capturas tomadas de la pantalla del osciloscopio. La onda amarilla es la señal en V_{in}^+ y la señal rosa en V_{out} . (a) caracterización del slew rate (SR) y (b) caracterización settling time (ST). . .	17
3.0.1. Esquema de la etapa de pre-acondicionado completo.	20
3.0.2. Capturas tomadas de la pantalla del osciloscopio. La onda amarilla es la señal medida directamente desde el generador, la señal verde es V_{in}^+ y la señal azul es la tensión V_{out} . En (a) la frecuencia de la onda es de 30 Hz y en (b) es de 500 Hz.	20
3.0.3. Setup de medida con la tarjeta de adquisición de datos (DAQ).	21
3.0.4. Fotografía de la etapa de pre-acondicionado completo.	21
3.0.5. Captura de pantalla del osciloscopio con el electroencefalograma (EEG). La señal amarilla representa la salida de la DAQ, previa a la atenuación. La señal azul es la entrada V_{in}^+ . La señal verde es la salida V_{out}	21

III-Lista de Tablas

1.1. <i>Características eléctricas de los biopotenciales más comunes.</i>	3
2.1. <i>Comparación de prestaciones de AI.</i>	5
2.2. <i>Comparación entre los valores proporcionados por el fabricante y los obtenidos experimentalmente.</i>	18

Índice

I-Lista de Acrónimos

II-Lista de Figuras

III-Lista de Tablas

1. Introducción	2
2. Etapa amplificadora configurable	5
2.1. Potenciómetro MAX5414	7
2.2. Amplificador AD627	12
3. Caracterización de la etapa completa	19
4. Conclusiones y planes de futuro	23
Bibliografía	24
Anexos	25
A. Instrumentación empleada	26

Capítulo 1

Introducción

El estudio de las bioseñales ha permitido un gran avance a la hora de entender el funcionamiento de los procesos fisiológicos que tienen lugar en un organismo vivo. Actualmente, existen y se realizan numerosas pruebas médicas que permiten diagnosticar ciertas patologías a través de la detección y análisis –en este momento y cada vez más mediante algoritmos de inteligencia artificial– de estas señales de origen biológico. Ahora bien, ¿qué son exactamente?, ¿qué tipos hay?, ¿qué trascendencia tienen? y lo más importante ¿cómo se miden?

Se define bioseñal como aquella señal originada en un sistema fisiológico del organismo de estudio cuya adquisición proporciona información relevante de la fuente que la genera [1]. En función del órgano que la produzca, la señal tendrá una determinada naturaleza que influirá en sus características y, por ende, en su método de adquisición. Existen diferentes categorías de bioseñales dependiendo de su origen, fundamentalmente biopotenciales, mecánicas, acústicas, impedancias, señales biomagnéticas y señales bioquímicas [2]. En este contexto se encuentran las señales bioeléctricas, o biopotenciales, que son impulsos eléctricos generados como resultado de la actividad electroquímica de algunas células conocidas como células excitables [3]. Dentro de estos biopotenciales se distinguen tres señales fundamentales: las provenientes del encéfalo (electroencefalograma), del corazón (electrocardiograma) o los músculos (electromiograma).

Un EEG es una técnica no invasiva de medición de la respuesta eléctrica de las neuronas del cerebro por medio de unos electrodos colocados en el cuero cabelludo. A través de la observación de la actividad cerebral es posible obtener un diagnóstico de enfermedades como el Alzheimer, la apnea del sueño o la epilepsia. Por otra parte, un electrocardiograma (ECG) consiste en la adquisición de las señales eléctricas originadas en el corazón mediante electrodos colocados superficialmente sobre la piel, generalmente sobre el torso. Con estas señales es posible identificar patologías cardíacas tales como infartos de miocardio y controlar la salud del corazón. Por último, un electromiograma (EMG) permite medir la respuesta de los músculos ante un impulso eléctrico generado por las células nerviosas. La adquisición de este biopotencial se realiza

Tabla 1.1: Características eléctricas de los biopotenciales más comunes.

Biopotencial	Amplitud	Frecuencia [Hz]
EEG	5-300 μV	DC-150
ECG	0,5-4 mV	0,01-250
EMG	0,1-5 mV	DC-10000

con ayuda de unos electrodos superficiales colocados en la piel de alrededor del músculo de interés. Esta técnica permite la detección de enfermedades neuromusculares como el Parkinson [4].

La importancia de estas señales es clara, y resulta crucial realizar una correcta adquisición de la señal para efectuar apropiadamente el posterior diagnóstico a partir de los registros. En la actualidad los sistemas de adquisición de cualquier tipo de señal, no solamente las de origen biológico, cuentan con 4 etapas básicas. La primera consiste en la conversión de la magnitud física o química que se desea medir en una magnitud eléctrica a través de un sensor. En el marco de los biopotenciales, estos sensores se corresponden con electrodos. La segunda etapa es el acondicionado de la señal, típicamente incluyendo etapas de amplificación y filtrado, para adecuar la señal procedente del sensor de forma que la información pueda ser recuperada de forma fiable y se optimice el último paso, la conversión analógica-digital para su subsiguiente almacenaje y procesado en un ordenador.

Los elementos más importantes que caracterizan las bioseñales desde el punto de vista de la electrónica necesaria para su adquisición son sus rangos de amplitud y frecuencia. La Tabla 1.1 muestra estas características para las bioseñales antes mencionadas. Estos rangos pueden variar en función del método de adquisición, y los valores mostrados son aproximados, pero todas ellas comparten dos características: se trata de señales de baja amplitud y baja frecuencia [5].

El hecho de que la amplitud se encuentre en el rango de los microvoltios-milivoltios, implica que el *front-end* de adquisición (Figura 1.0.1) de la señal necesariamente incluye una primera etapa de pre-amplificado con características de bajo ruido que es crítica para poder recuperar la información de la señal mejorando la relación señal-a-ruido. Esta típicamente va seguida de una segunda etapa de amplificación y filtrado, para adecuar de forma óptima la señal al convertidor analógico-digital.

En este contexto se encuentra este trabajo, cuyo objetivo es el diseño de una etapa de pre- amplificado de bajo ruido reconfigurable, que permita medir biopotenciales y pueda ser adaptada para la medida de otras bioseñales. Está basada en un AI que otorgará la ganancia necesaria -controlable mediante un potenciómetro digital- conservando la forma de la señal de entrada siempre y cuando se garantice que opere dentro de su rango de funcionamiento lineal.

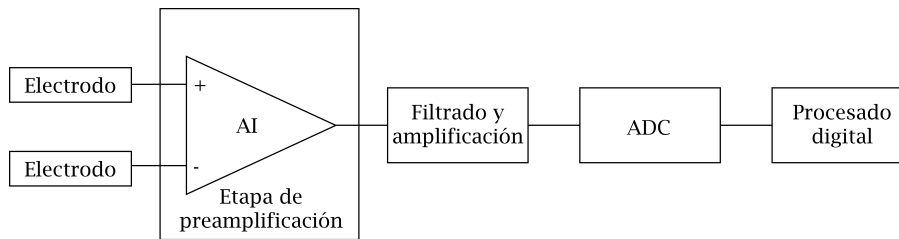


Figura 1.0.1: Canal de adquisición de una bioseñal. La etapa de preamplificación es el objeto de este trabajo.

Además, los elementos que conformarán este sistema serán componentes comerciales que cumplirán con las especificaciones de baja tensión y bajo consumo (LVLP), para sea compatible con un sistema alimentado por batería, lo que aumenta la versatilidad de la propuesta al ser posible su aplicación como dispositivo autónomo portátil. En una primera instancia, se seleccionarán los componentes, se caracterizará su comportamiento eléctrico y, finalmente, se caracterizará y se validará la etapa completa con una señal real EEG.

Así, la memoria se estructura de la siguiente manera: el capítulo 2 introduce la etapa preamplificadora propuesta y se caracterizan los componentes básicos seleccionados, el potenciómetro digital MAX5414 y el amplificador de instrumentación AD627, haciendo uso de instrumentación avanzada controlada por ordenador y un microcontrolador Arduino. El capítulo 3 incluye la caracterización de la etapa completa preamplificadora, en primer lugar para una señal de prueba conocida de forma sinusoidal y, posteriormente, con una señal EEG real, suministrada mediante una DAQ para comprobar que la etapa opera de la manera correcta y esperada. Finalmente, el capítulo 4 está destinado a conclusiones y líneas futuras, indicando posibles mejoras para obtener tener un sistema completo amplificador de adquisición de biopotenciales. Adicionalmente, el Anexo A recoge la instrumentación empleada y los motivos de su elección como elementos de medida.

Capítulo 2

Etapa amplificadora configurable

La primera etapa de preamplificación en el *front-end* de adquisición de biopotenciales hace uso de los denominados Amplificadores de Instrumentación. Un AI, de forma general, es un amplificador de tensión con entrada diferencial V_{in}^+ , V_{in}^- y salida única V_{out} , que posee las características básicas necesarias requeridas por un sistema amplificador en instrumentación: ganancia G (diferencial) de precisión y ajustable, típicamente mediante una única resistencia externa R_G ; resistencia de entrada muy elevada y resistencia de salida baja, de forma que idealmente no hay efectos de acoplo ni en el puerto de entrada ni de salida; y con una ganancia en modo común muy pequeña frente a la ganancia en modo diferencial, de manera que ofrece un factor de rechazo al modo común (CMRR) elevado en todo el rango de frecuencias de operación. En el caso de bioseñales que, como hemos indicado, se caracterizan por una baja amplitud, se deben seleccionar AIs que proporcionen ganancias elevadas y con característica de bajo ruido, de forma que seamos capaces de distinguir y amplificar la bioseñal, mejorando la relación señal-a-ruido, con un ancho de banda adecuado. Si además el sistema debe ser portátil, de forma que pueda trabajar fuera de los escenarios clínicos tradicionales, tiene que cumplir las características de tensión de alimentación única compatible con baterías y de bajo consumo, existiendo un fuerte compromiso entre prestaciones (fundamentalmente ruido) y consumo.

En base a estas consideraciones, una revisión de los AIs comerciales adecuados para adquisición de bioseñales (Tabla 2.1) concluyó con la selección del AI AD627 [6] como amplificador debido a su menor consumo manteniendo buenas prestaciones para el resto de características, unido al hecho de que solo hace falta una resistencia para el control de la ganancia.

Tabla 2.1: Comparación de prestaciones de AI.

Modelo	I_Q [μA]	Nº de R_G	Offset _{in} [μV]	Ruido 1kHz [$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$]	CMRR [dB]	V_{DD} [V]
AD627	85	1	250	38	96	2,2; 18
AD8227	350	1	200	25	104	2,2; 36
AD8237	115	2	75	68	120	1,8; 5,5

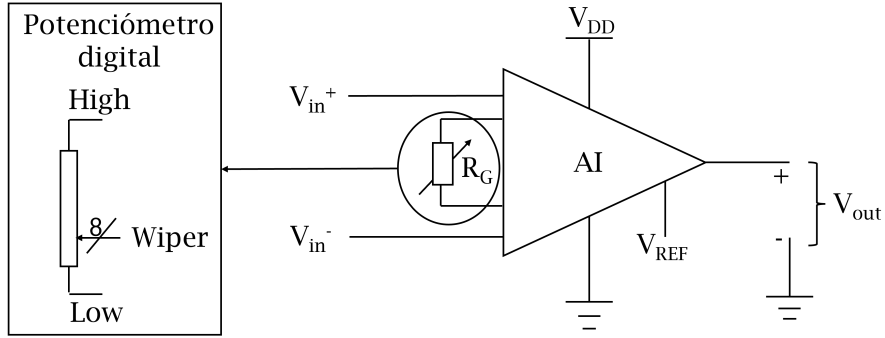


Figura 2.0.1: Esquema simplificado de la etapa de preamplificado.

Un esquema genérico de la etapa se muestra en la Figura 2.0.1. Con tensión de alimentación única V_{DD} , la tensión de salida viene dada por

$$V_{out} = G \cdot (V_{in}^+ - V_{in}^-) + V_{REF} \quad (2.0.1)$$

siendo G la ganancia (diferencial), V_{in}^+ la tensión de entrada del terminal no inversor, V_{in}^- la tensión de entrada del terminal inversor y V_{REF} un nivel de tensión continua (DC) que fija la tensión en modo común en la salida en $V_{DD}/2$, optimizando el rango de señal procesable.

La ecuación de ganancia, de acuerdo con la hoja de especificaciones del AD627, es

$$G = 5 + \frac{200 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (2.0.2)$$

donde R_G es una resistencia externa cuyo valor permite definir la ganancia del AI.

Ahora bien, si se pretende que el sistema sea adaptable en función de las características de los propios biopotenciales (ver Tabla 1.1) o de forma que sea válida para otras bioseñales, es conveniente que la ganancia pueda variar. Esto se puede lograr si el elemento resistivo no es una resistencia de valor fijo, sino un potenciómetro, de modo que sea posible ajustar en cada caso de forma óptima la ganancia y así realizar un correcto tratamiento de la señal de interés. Para ello, se consideraron como potenciómetro digital los modelos MAX5413/5414/5415 [7], debido a su especificación de baja corriente de alimentación ($0,1 \mu\text{A}$). Se caracterizan por valores nominales de 10, 50 y 100 $\text{k}\Omega$, respectivamente, escogiéndose finalmente el MAX5414 por presentar un valor intermedio de resistencia nominal, considerando que es el más versátil para diseñar nuestro preamplificador de ganancia programable.

Los motivos de las respectivas elecciones de estos componentes se discuten en detalle en las secciones 2.1 y 2.2 junto con su caracterización, necesaria para conocer su comportamiento real y comprender el funcionamiento de los componentes tanto individualmente como en conjunto en la etapa completa, con las limitaciones que pueden introducir.

2.1. Potenciómetro MAX5414

Para empezar, se considera el potenciómetro que regulará la ganancia del sistema de preamplificado, ya que su elección condicionará tanto la posterior caracterización del AI como el intervalo de ganancias para la etapa final.

El componente elegido es el potenciómetro digital MAX5414 [7], principalmente debido a tres motivos. En primer lugar, su rango de valores de resistencia disponibles (256 valores discretos entre 0 y 50 k Ω) hace que presente un amplio margen de ganancias para el AI (9 - 1000 idealmente), lo que permite una selección de ganancia idónea según las necesidades de la bioseñal. Por otra parte, su facilidad de control mediante 8 bits enviados en serie y su especificación de baja corriente estática (0,1 μ A) hacen que se haya considerado este potenciómetro como uno de los dos principales componentes de la etapa definitiva. Además, otra característica que presenta este dispositivo es que incorpora 2 potenciómetros iguales en un mismo circuito integrado (CI), que se denotarán como A y B. Esto permite, en caso de que sea necesario, emplear el segundo potenciómetro sin necesidad de añadir otro elemento al sistema que aumente su tamaño.

El potenciómetro, con valor nominal $R = 50 \text{ k}\Omega$, consta de 3 terminales, denominados *Low*, *High* y *Wiper*. Los terminales *High* y *Low* son los terminales extremos, mientras que *Wiper* es el terminal central cuya posición (de 0 a 255, fijada por una palabra digital de 8 bits) determina los valores resistivos R_{HW} (resistencia entre el terminal *High* y *Wiper*) y R_{WL} (resistencia entre *Wiper* y *Low*) que cobrará el potenciómetro, siempre tal que $R_{HW} + R_{WL} = 50 \text{ k}\Omega$. El control se realiza mediante un microcontrolador Arduino Nano RP2040 [8], que proporciona en los terminales V_{DD} (pin 11) y *gnd* (pin 1) la tensión de alimentación necesaria para su correcta operación; selecciona el potenciómetro A o B a utilizar enviando 1 bit (0 para A, 1 para B) por medio del pin DIN; e introduce vía serie en este mismo terminal la palabra digital de 8 bits que establece la posición del *Wiper*.

Conocido el funcionamiento básico de este elemento y cómo se puede controlar, vamos a caracterizar el comportamiento de los 2 potenciómetros supuestamente idénticos que conforman el circuito integrado. A partir de los resultados que se obtengan, se podrá diferenciar si uno de ellos tiene unas mejores prestaciones para el sistema completo o si, por el contrario, es indiferente el uso de uno u otro. Cabe destacar que a lo largo de toda la caracterización se van a mantener las mismas condiciones: la tensión de alimentación proporcionada por Arduino es de 3,3 V y todas las medidas de resistencia y tensión se van a realizar entre los terminales de *Wiper* y *Low*. Asimismo, la instrumentación empleada es un multímetro digital de 6 1/2 dígitos (modelo Agilent 34461A [9]) y un generador de señales (modelo Agilent 33522A [10]), ambos controlados a través del PC por medio de una conexión a través de puerto USB, con un entorno Python-Spyder.

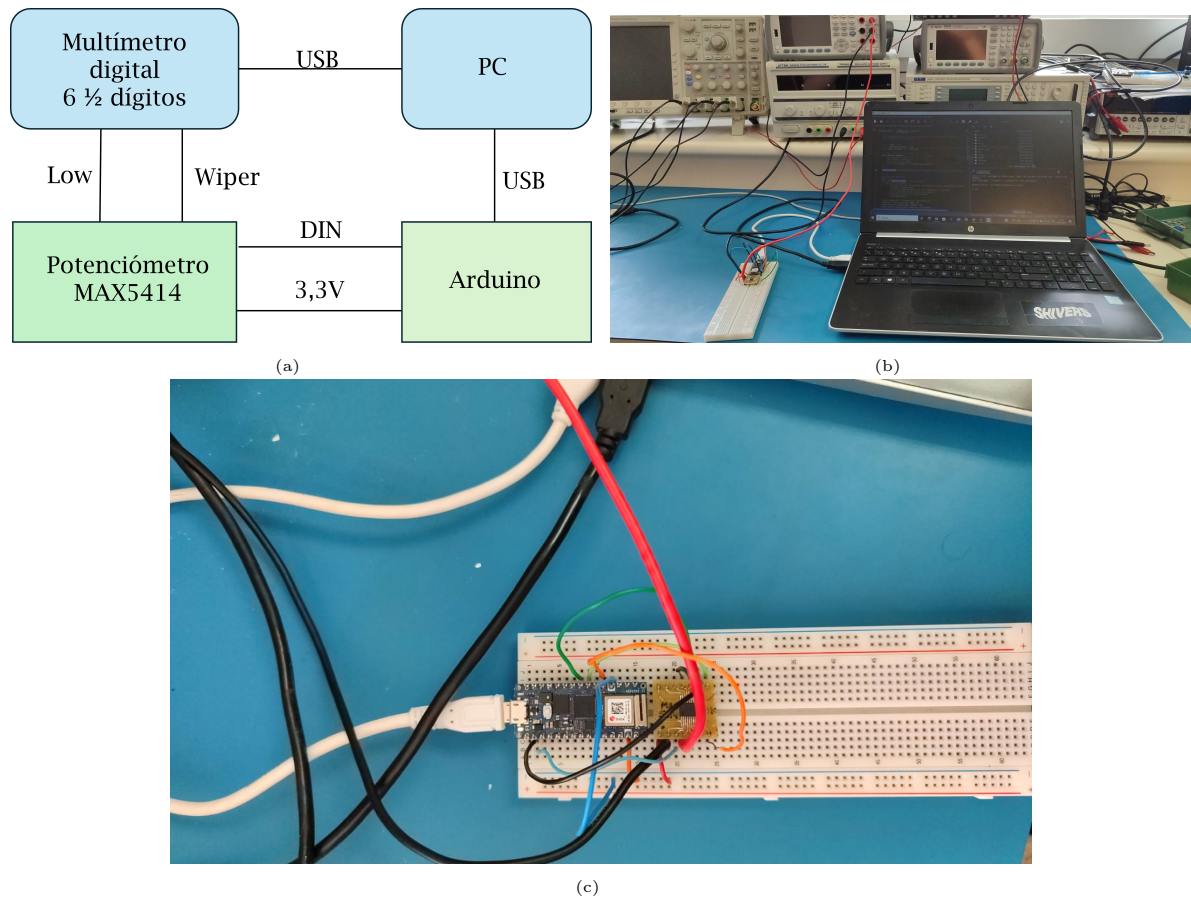


Figura 2.1.1: *Setup de medida de resistencia. (a) El pin DIN sirve para seleccionar el potenciómetro A o B. Tanto el multímetro como el Arduino se conectan al PC a través del puerto USB. El control del multímetro se lleva a cabo con la librería pyvisa de Python. (b) Fotografía del setup de medida. (c). Fotografía del circuito.*

En primer lugar, se valida el comportamiento resistivo del potenciómetro, ya que resulta crucial tener unos valores precisos de las resistencias disponibles, y por tanto de las potenciales ganancias de la etapa final. La Figura 2.1.1 muestra un esquema y una fotografía del *setup* de medida, con detalle del CI MAX5414.

Intuitivamente, la relación entre el valor de la resistencia R_{WL} y la posición i (0-255) debe ser una recta tal que a la posición 0 le corresponde resistencia 0 y a la posición 255 el valor nominal de 50 k Ω . Además, los 253 valores restantes deberían estar equiespaciados entre sí. Para verificar este comportamiento, el procedimiento de medida (Figura 2.1.1) es el siguiente: a través de un programa en Arduino se selecciona la posición denotada como i del *Wiper*. Para cada i en el rango de 0 a 255, se mide 10 veces la resistencia con el multímetro funcionando en modo óhmetro y se obtiene el valor promedio de la resistencia en la posición i . Los resultados así obtenidos para cada potenciómetro A y B se muestran en la Figura 2.1.2.

La dependencia entre la resistencia y la posición observada es la esperada, se trata de una recta creciente, en ambos casos con pendiente $m = 0,14\text{ k}\Omega$. No obstante, el valor mínimo medido no es 0 en ninguno de los 2 potenciómetros, sino que es 548 Ω para A y 528 Ω para B. Respecto a la resistencia máxima, para ambos se ha adquirido un valor de 37 k Ω , un 26 % menor

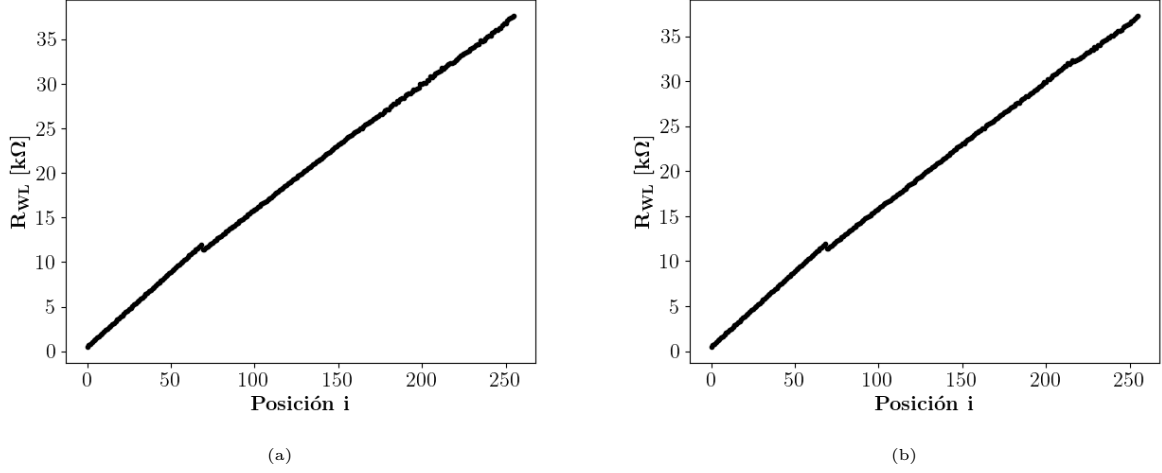


Figura 2.1.2: Valores de resistencia R_{WL} en función de la posición i (0-255) del Wiper: (a) Potenciómetro A y (b) Potenciómetro B.

que los 50 $k\Omega$ nominales. A la vista de las diferencias obtenidas entre los valores proporcionados por el fabricante y los resultados experimentales, queda ilustrada la necesidad de realizar una correcta caracterización del dispositivo.

Una vez determinado experimentalmente el rango de valores resistivos disponibles, se va a caracterizar el comportamiento como divisor resistivo en DC de ambos potenciómetros. El esquema de *setup* de medida se muestra en la Figura 2.1.3. El terminal *High* se alimenta a una tensión de 3,3 V proporcionada por Arduino, mientras que el terminal *Low* va a estar conectado a tierra (0 V). La caída de tensión V_{WL} se mide con el multímetro actuando como voltímetro, midiendo también un promedio de 10 veces para cada posición i .

La expresión analítica de la tensión medida en el *Wiper*, V_{WLi} en función de la tensión del terminal *High*, $V_H = 3,3 V$, la resistencia máxima del potenciómetro R_{max} y la resistencia seleccionada R_{WLi} viene dada por:

$$V_{WLi} = \frac{R_{WLi}}{R_{max}} V_H \quad (2.1.1)$$

Según la Ecuación (2.1.1), la dependencia entre V_{WLi} y la resistencia en la posición i R_{WLi} es una recta de pendiente V_H/R_{max} . Además, la relación entre resistencia y posición es lineal, luego la dependencia entre V_{WLi} y la posición i también debe serlo.

$$V_{WLi} = \frac{R_i}{R_{max}} V_H = \frac{m_i + n}{R_{max}} V_H = \frac{m V_H}{R_{max}} i + \frac{n V_H}{R_{max}} = m' i + n' \quad (2.1.2)$$

Conocidos los valores de $m = 0,14 k\Omega$, $n_a = 548\Omega$, (ordenada en el origen del potenciómetro A), $n_b = 528\Omega$ (ordenada en el origen del potenciómetro B), $V_H = 3,3 V$ y $R_{max} = 37 k\Omega$, se obtiene que teóricamente, $m' = 0,012 V$ y $n'_a = 0,049 V$ y $n'_b = 0,047 V$.

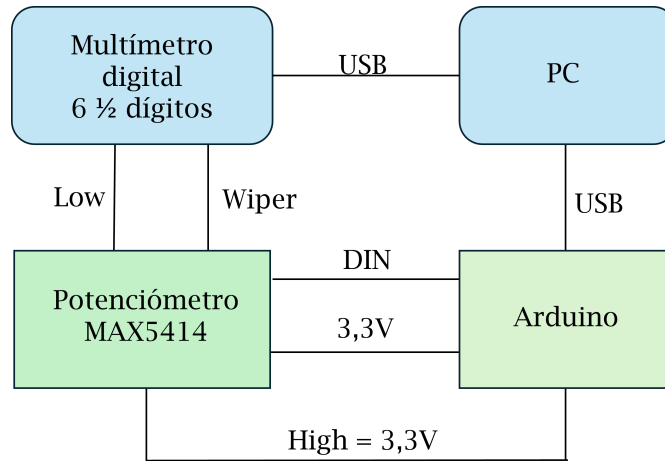


Figura 2.1.3: *Setup de caracterización del comportamiento como divisor en DC.*

Las medidas para A y B se presentan en la Figura 2.1.4, validando el comportamiento lineal esperado. Por medio de un ajuste a una recta ($R^2 = 1$), se obtiene que en ambos casos la pendiente m'_{exp} y la ordenada en el origen n'_{exp} es de 0,013 V y 0,016 V respectivamente.

Por último, se caracteriza el potenciómetro como divisor en AC. Con este cambio se pretende observar si la frecuencia de operación de la señal de entrada induce una variación en la tensión de salida en el *Wiper*, y por ende, en la resistencia R_{WL} . En principio, según la teoría de circuitos elemental, una resistencia no presenta dependencia con la frecuencia, propiedad que comprobaremos experimentalmente, verificando que no existen efectos no considerados que limiten la frecuencia de operación del potenciómetro. El esquema del *setup* de medida se muestra en la Figura 2.1.5. En el terminal *High* se introduce una señal V_{H} sinusoidal de amplitud 500 mV, con nivel de DC nulo, proporcionada por el generador Agilent 33522A. Con el multímetro medimos el valor eficaz (RMS) de la señal; al tratarse de un seno, la tensión medida es la amplitud de la señal en el terminal de la salida (Ecuación (2.1.1)) atenuada en un factor $\sqrt{2}$.

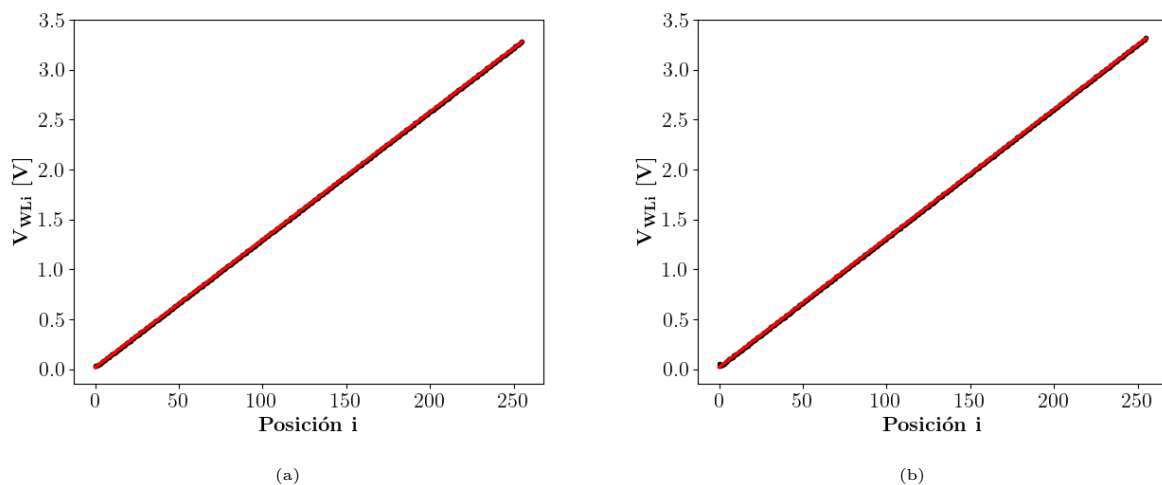


Figura 2.1.4: *Comportamiento de la caída de tensión en el Wiper en función de la palabra digital (posición i): (a) Potenciómetro A, (b) Potenciómetro B.*

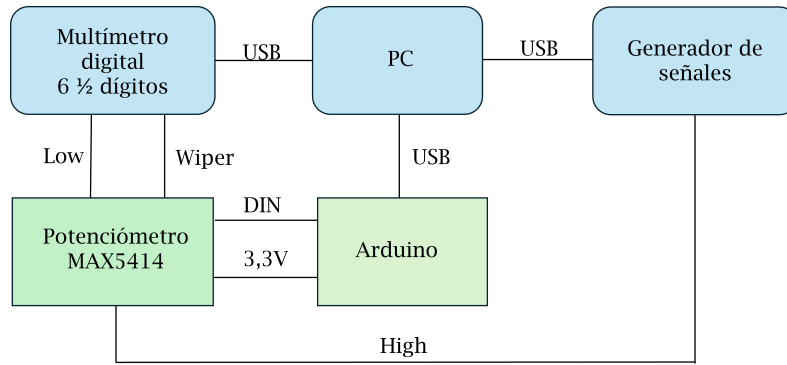


Figura 2.1.5: *Setup de caracterización del comportamiento como divisor en AC.*

Los resultados obtenidos, en un rango de frecuencia entre 50 Hz y 100 kHz, para los valores R_{WLi} , $i = 0, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128, 255$, se muestran en la Figura 2.1.6. Mientras que para 255 la tensión eficaz se mantiene constante en todo el rango frecuencial, para valores menores a frecuencias altas se observa un comportamiento inesperado: el voltaje disminuye. Además, esta dependencia es más acusada en las palabras digital 128 y 64, siendo esta variación de 0,2 V (50 Hz) a 0,16 V (100 kHz) en $i = 128$; y de 0,12 V (50 Hz) a 0,10 V (100 kHz) en $i = 64$. Esto puede deberse a la propia construcción del potenciómetro. No obstante, como para nuestras señales de interés precisaremos ganancias elevadas (que se corresponden con posiciones i bajas) y las máximas frecuencias alcanzadas serán entonces del orden de kHz. A una frecuencia de 10 kHz, no hay variación, por lo que consideramos que el cambio en resistencia del potenciómetro es despreciable en función de la frecuencia, manteniéndose constante en nuestro rango de operación.

A la vista de los resultados que se han ido obteniendo para los potenciómetros A y B, se puede concluir que entre sí presentan un comportamiento prácticamente idéntico, por lo que se pueden utilizar indistintamente para controlar la ganancia del AI.

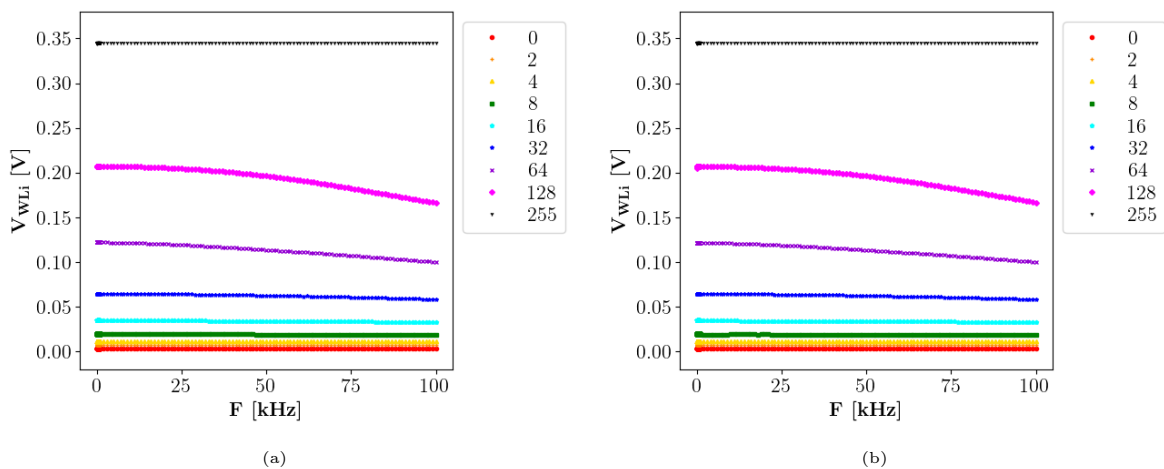


Figura 2.1.6: *Comportamiento de la tensión RMS medida en el Wiper en función de la frecuencia de la señal de entrada: (a) Potenciómetro A, (b) Potenciómetro B. Se dispone de 7 curvas correspondientes a las posiciones 0, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128 y 255.*

2.2. Amplificador AD627

El amplificador AD627 cuenta con 8 terminales: 2 de alimentación (pin 4 para $V_{DD}^- = \text{gnd}$ y pin 7 para $V_{DD}^+ = V_{DD}$, V_{in}^- (pin 2), V_{in}^+ (pin 3), V_{REF} (pin 5), V_{out} (pin 6) mientras que entre los terminales 1 y 8 se conecta la resistencia R_G que otorga ganancia a la etapa. La expresión que relaciona la tensión de salida V_{out} con la tensión diferencial de entrada ($V_{in}^+ - V_{in}^-$) y la tensión V_{REF} es la Ecuación (2.0.1), que se reescribe a continuación por comodidad:

$$V_{out} = G \cdot (V_{in}^+ - V_{in}^-) + V_{REF} \quad (2.2.1)$$

estando la ganancia G dada por la Ecuación (2.0.2), que se reproduce seguidamente:

$$G = 5 + \frac{200 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (2.2.2)$$

La resistencia R_G encargada de proporcionar ganancia a la etapa va a ser la resistencia R_{WL} del potenciómetro B, de forma que el rango de ganancia disponible para la etapa preamplificadora abarcará desde 10 si $R_{WL} = 37 \text{ k}\Omega$, hasta $G = 390$ si $R_{WL} = 528 \Omega$.

A continuación, se verifica experimentalmente la obtención de este rango posible de ganancias, caracterizando además el comportamiento de la etapa en términos de producto ganancia-anchura de banda (GBW), tensión de *offset*, comportamiento *rail-to-rail* en salida, corriente de consumo estática y características dinámicas como son el SR y el ST.

A lo largo de toda la caracterización, la alimentación del AI va a estar suministrada por una fuente de DC (ATTEX TPR3003-3C [11]) que proporciona una tensión de 5 V; el modo común por tanto en las entradas y la salida es $V_{inDC}^+ = V_{inDC}^- = V_{REF} = 2,5 \text{ V}$. Como instrumentación para llevar a cabo las medidas necesarias se utilizará un osciloscopio digital (Tektronix DPO 4104) [12]; un multímetro digital (Agilent 34461A); un generador de señales (Agilent 33522A); y una Unidad de Fuente y Medida (SMU) (Keithley 2636B) [13].

Ganancia y GBW. Se desea reproducir experimentalmente la Ecuación (2.2.2) a partir de los valores de resistencia R_{WL} determinados en la sección 2.1, para determinar el rango de ganancia disponible con el potenciómetro MAX5414. Así pues, si el potenciómetro presenta 256 posibles resistencias, existen 257 ganancias (los 256 dados por el potenciómetro y el valor de ganancia 5 sin resistencia externa). El procedimiento de medida (*setup* en la Figura 2.2.1) es el siguiente: con el generador de señales 33522A se origina una señal sinusoidal de amplitud 50 mV y frecuencia 50 Hz, que se va a atenuar en un factor 10 por medio de un divisor resistivo para evitar que a ganancias altas se produzca saturación a la tensión de alimentación (de 0 a 5 V). Las resistencias que conforman el divisor de tensión tienen valores nominales de 9 k Ω y 1 k Ω .

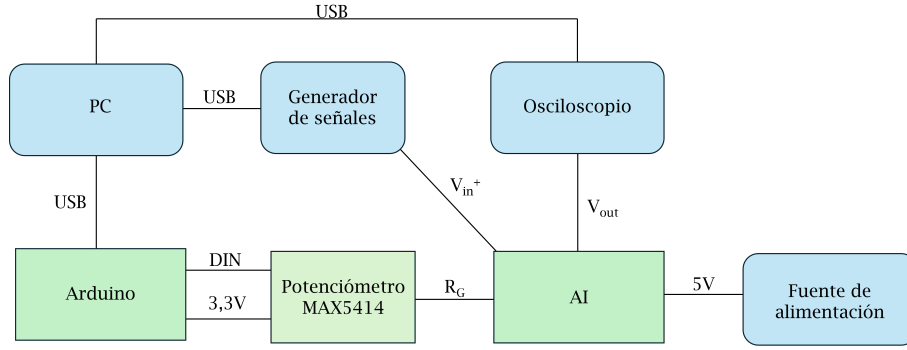


Figura 2.2.1: *Setup de medida de ganancia.* V_{in}^+ tiene un condensador de acoplo para separar señal continua de alterna.

Esta señal atenuada se introduce en V_{in}^+ a través de un condensador de acoplo. Cada medida de la amplitud de salida se va efectuar 10 veces, siendo el valor de la amplitud de salida el promedio de estas medidas. Se determina la ganancia como el cociente entre amplitud de salida y entrada. Todo este proceso se realiza de forma automatizada.

De acuerdo con la Ecuación (2.2.2), la ganancia G y $R_G \equiv R_{WL} \equiv R$ son inversamente proporcionales, tal como muestra la Figura 2.2.2a. Si se representa la ganancia frente a R^{-1} podemos ajustar por mínimos cuadrados los valores experimentales a una recta y obtener su pendiente y ordenada en el origen. De esta manera, la ecuación experimental que relaciona ganancia con resistencia viene dada por:

$$G = 4,45 + \frac{212 \text{ k}\Omega}{R} \quad (2.2.3)$$

siendo la ganancia mínima obtenible 10 y la máxima 414 frente a los valores esperados de 10 para la ganancia mínima y 390 de ganancia máxima.

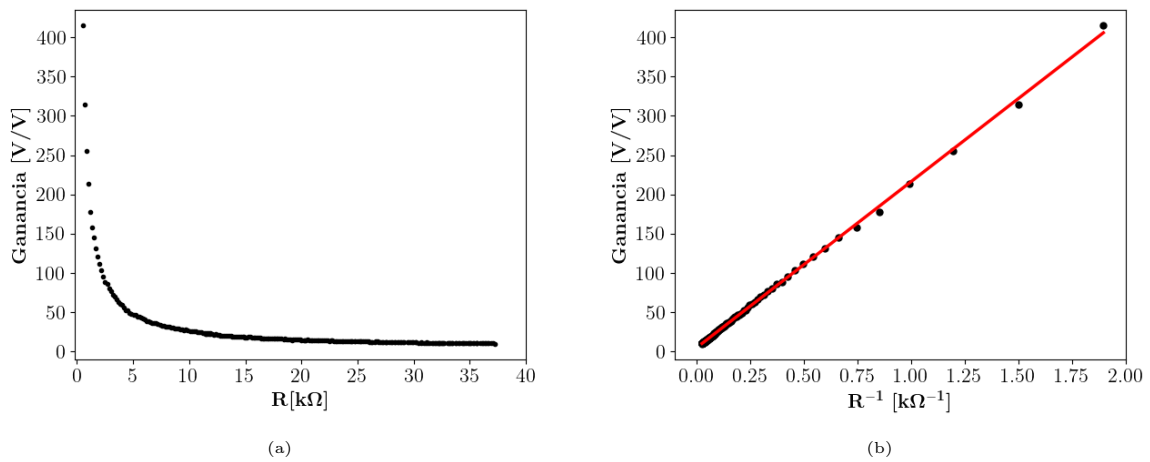


Figura 2.2.2: *Ganancia experimental:* (a) en función de la resistencia R del potenciómetro y (b) en función de R^{-1} .

Con el *setup* de la Figura 2.2.1 determinamos el ancho de banda (BW) que presenta el amplificador para diferentes ganancias, de manera que podemos determinar el producto ganancia-ancho de banda, una constante propia del AI y que fija un compromiso entre ganancia y frecuencia de operación: si establecemos la ganancia de acuerdo a la especificación requerida, tenemos una máxima frecuencia de trabajo, y viceversa. En este caso, el procedimiento de medida consiste en excitar el circuito con una señal sinusoidal de amplitud 50 mV y frecuencia variable proporcionada por el generador, hacer un barrido en frecuencia y medir la amplitud de la señal a la salida, también promediando 10 veces. El ancho de banda (determinado por aquella frecuencia para la que la amplitud de salida, con respecto a la proporcionada en zonal lineal, ha caído en un factor $\sqrt{2}$), se mide, también de forma automatizada, para las ganancias 5, 12, 14, 17, 22, 24, 50, 100, 150, 200, 250, 300 y 350. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 2.2.3.

El producto GBW es constante e inherente al AI, de modo que:

$$GBW = G \cdot BW = \text{cte} \longrightarrow G = \frac{\text{cte}}{BW} \quad (2.2.4)$$

De esta forma, conocido el ancho de banda para cada ganancia, se puede representar G frente a BW^{-1} y por medio de un ajuste a una recta por mínimos cuadrados, que obtiene que la pendiente de la recta es GBW.

Siguiendo este proceso (Figura 2.2.4) la pendiente de la recta de ajuste es de 373 kHz, mientras que en la hoja de especificaciones del fabricante se estipula que el producto GBW es de 400 kHz. Esta diferencia puede deberse a capacidades parásitas introducidas por la placa de montaje del circuito, que modifica el ancho de banda y, por ende, el valor de GBW.

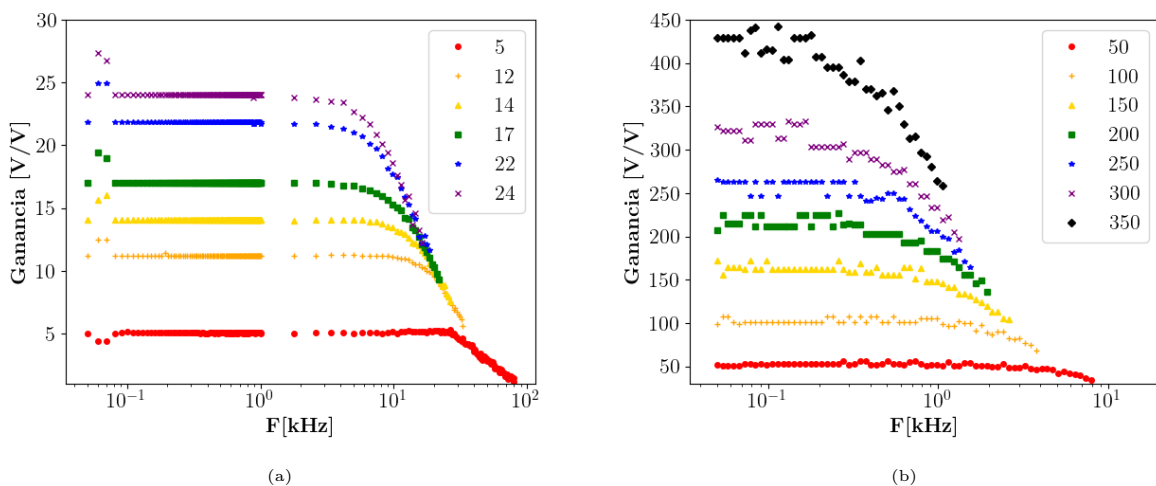


Figura 2.2.3: Medida de la ganancia en función de la frecuencia de la señal de entrada. El eje horizontal se encuentra en escala logarítmica para su correcta visualización: (a) ganancias en el intervalo de 5 a 24 y (b) ganancias en el rango de 50 a 350.

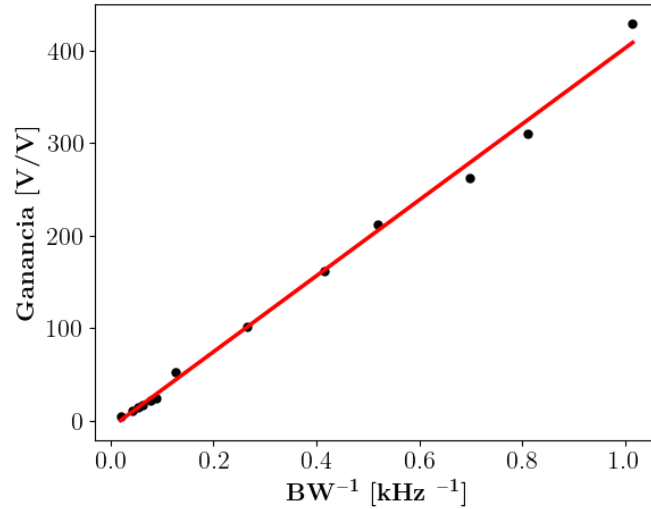


Figura 2.2.4: GBW .

En las caracterizaciones siguientes (consumo, *offset*, comportamiento *rail-to-rail*, *slew rate* y *settling time*), la ganancia se mantiene fija a $G = 5$.

Consumo. La medida de la corriente estática se lleva a cabo a través de la SMU, Keithley modelo 2636B. Este instrumento permite generar un voltaje y medir simultáneamente la corriente suministrada, de modo que utilizando como fuente de alimentación la SMU, se fija la tensión de alimentación y se mide la correspondiente corriente de alimentación del dispositivo. El rango de tensión de alimentación que se va a cubrir parte de 2,2 V (mínima posible) hasta 5 V, que es la utilizada. El esquema del *setup* de medida se muestra en la Figura 2.2.5. Para cada tensión V_{DD} (2,2 V-5 V en pasos de 0,1 V) se mide 10 veces de forma automatizada la corriente I_{DD} y se promedia. Tanto las entradas V_{in}^{\pm} del AI como V_{REF} y V_{out} se conectan a tierra a lo largo de las medidas de I_{DD} . Se obtiene que la corriente de alimentación es aproximadamente constante $I_{DD} \approx 99 \mu A$ para cualquier V_{DD} , valor próximo a los $85 \mu A$ que especifica el fabricante.

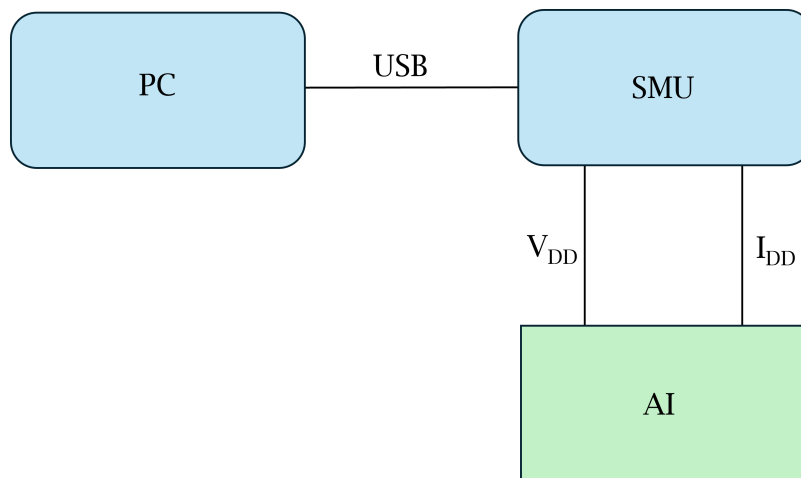


Figura 2.2.5: *Setup* de medida de la corriente de consumo denotada como I_{DD} . La tensión de alimentación se denota como V_{DD} .

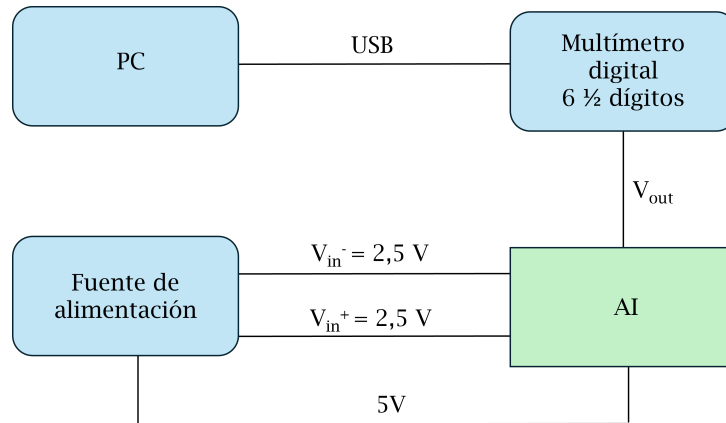


Figura 2.2.6: *Setup de medida de la tensión de offset.*

Offset. Para determinar la tensión de *offset* a la entrada del AI se establece de nuevo V_{DD} a una tensión de 5 V con la fuente de alimentación. El *setup* de medida se muestra en la Figura 2.2.6. Los terminales de entrada V_{in}^{\pm} se fijan a una tensión de 2,5 V y la tensión en V_{REF} a tierra (0 V). La tensión de *offset* medida en la salida viene dada por el promedio de 100 medidas de V_{out} adquiridas de forma automática mediante el multímetro digital Agilent 34461A. El valor experimental es de 2,14 mV, que referido a la entrada resulta 428 μV , tomando valores similares a los dados por el fabricante (250 μV).

Operación *rail-to-rail* en salida. Para verificar que, si el AI está alimentado de 0 a 5 V, este es el rango de tensiones de salida, se considera el *setup* de medida mostrado en la Figura 2.2.7. La metodología que se va a seguir consiste en, manteniendo los terminales V_{in}^- y V_{REF} conectados a tierra, introducir en V_{in}^+ una señal sinusoidal de frecuencia 500 Hz y nivel de DC en 500 mV, con una amplitud variable entre 0,9 y 1,1 V de pico a pico. Con el osciloscopio se mide la amplitud de la onda de salida. En teoría, con una ganancia de 5 y alimentación a 5 V, el límite lo marca una amplitud de entrada de 1 V. Se muestra un ejemplo de una onda sin recortar (Figura 2.2.8a) y a causa de la saturación en la Figura 2.2.8b produciéndose la saturación tal como se esperaba para una amplitud de entrada de 1 V siendo los límites 6 mV de para la tensión más baja y 27 mV para la tensión superior, verificándose el carácter *rail-to-rail* en salida.

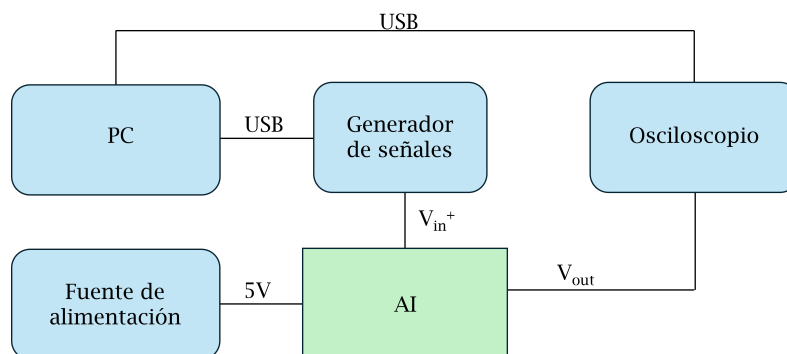


Figura 2.2.7: *Setup de comprobación del rail-to-rail*

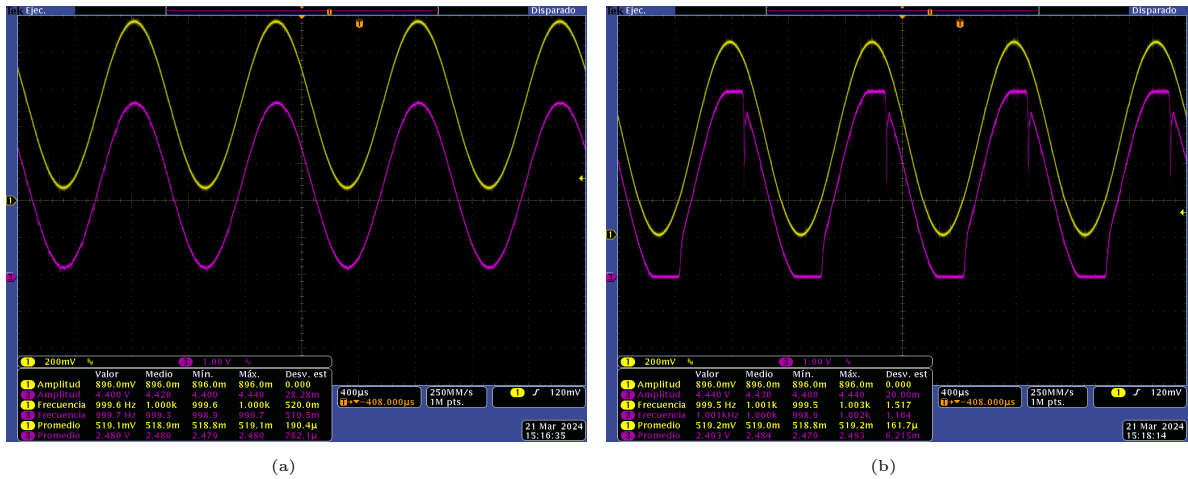


Figura 2.2.8: Comprobación de la saturación a V_{DD} a la salida del AI. La onda amarilla es la señal medida en V_{in}^+ y la señal rosa en V_{out} . (a) señal V_{out} sin saturar y (b) saturada.

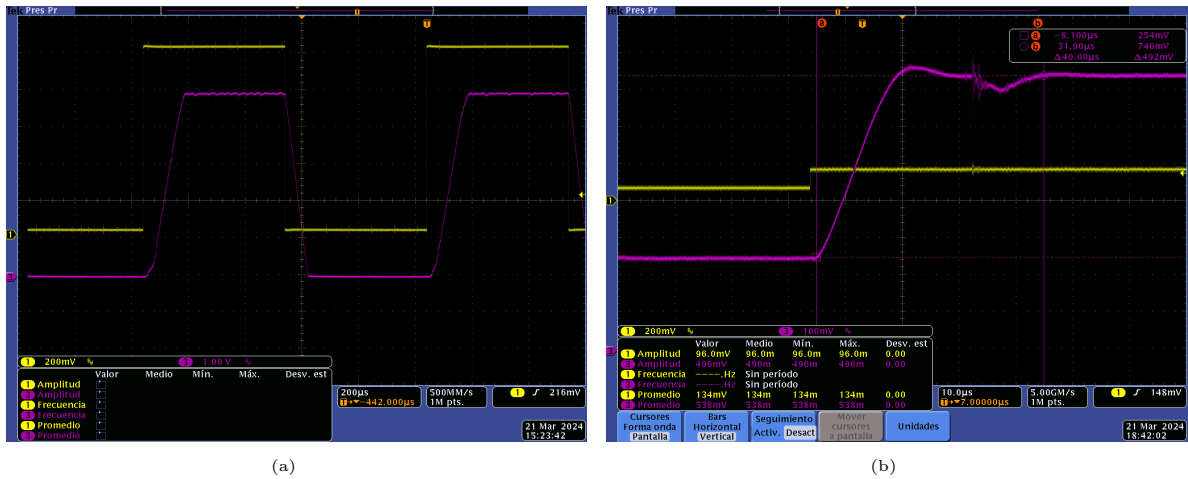


Figura 2.2.9: Capturas tomadas de la pantalla del osciloscopio. La onda amarilla es la señal en V_{in}^+ y la señal rosa en V_{out} . (a) caracterización del SR y (b) caracterización ST.

Características dinámicas: slew rate SR y settling time ST. Por completitud, se realiza la caracterización de estos dos parámetros, para lo cual se va a emplear el mismo *setup* de medida dado en la Figura 2.2.7 pero sin trabajar de forma automática. El SR se define como la máxima variación de la tensión a la salida. Por otra parte el ST se define como el tiempo transcurrido desde la aplicación de un escalón de tensión ideal a la entrada hasta que la salida del amplificador se estabiliza en un valor dentro de un margen de error específico.

Por tanto, reproduciendo la caracterización incluida por el fabricante en la hoja de especificaciones, la excitación de entrada en V_{in}^+ es una señal cuadrada de frecuencia 1 kHz para tener la máxima variación de tensión a la salida y así apreciar de mejor manera la distorsión producida por *slew rate* y medir la característica de *settling time*. Tanto V_{in}^- como V_{REF} están conectados a tierra. Para la medida del SR, la amplitud de la onda cuadrada es de 50 mV y nivel de continua 50 mV. Los resultados obtenidos son $+0,06 \text{ V}/\mu\text{s}$ para el SR de subida y $-0,09 \text{ V}/\mu\text{s}$ para el SR de bajada siendo $+0,05 \text{ V}/\mu\text{s}$ y $-0,07 \text{ V}/\mu\text{s}$ los teóricos. Para medir el *settling time*,

Tabla 2.2: Comparación entre los valores proporcionados por el fabricante y los obtenidos experimentalmente.

Característica	Valor nominal	Valor experimental
Rango de ganancia	9-1000	10-414
GBW [kHz]	400	373
Consumo [μ A]	85	99
Offset [μ V]	250	428
Rail-to-rail [mV]	+7/-25	+6/-27
SR [V/ μ s]	+0,05/-0,07	+0,06/-0,09
ST [μ s]	85	80

se introduce una onda cuadrada de amplitud 250 mV y nivel de continua 250 mV. El tiempo en el que la señal de salida del AI alcanza, a partir de la tensión más baja (0 V) el valor más alto de tensión (2,48 V) con un error de 0,1 % es de $ST = 80 \mu$ s, valor muy próximo a los 85 μ s proporcionados por el fabricante para esta excitación. En la Figura 2.2.9 se muestran 2 capturas tomadas de la pantalla del osciloscopio para ilustrar la caracterización de estos dos parámetros.

Finalmente, la Tabla 2.2 resume las principales prestaciones del AI AD627, comparando los valores obtenidos experimentalmente para su caracterización con el potenciómetro MAX5414, frente a los valores nominales especificados por el fabricante.

Capítulo 3

Caracterización de la etapa completa

Finalizada la caracterización de los dos componentes principales, este capítulo aborda validar el correcto funcionamiento de la etapa implementada en la recuperación de bioseñales. Para ello se considera el esquema mostrado en la Figura 3.0.1. Al igual que en el capítulo anterior, el AI AD627 está alimentado con tensión única $V_{DD} = 5\text{ V}$, generada por una fuente de DC, mientras que el potenciómetro se alimenta a una tensión de $3,3\text{ V}$, proporcionada por Arduino. La tensión en modo común en los terminales de entrada y salida, para optimizar el rango de señal bajo tensión de alimentación única V_{DD} se fija en los terminales V_{in}^{\pm} (entrada) y V_{REF} (salida) a $V_{DD}/2=2,5\text{ V}$ mediante divisores de tensión con resistencias iguales y alimentados a $V_{DD} = 5\text{ V}$; los valores nominales de resistencia de los divisores se muestran en la Figura 3.0.1.

Además, la etapa de validación cuenta con un divisor para atenuar en un factor 52 la señal de excitación V_S , que se introduce en el terminal V_{in}^+ mediante un condensador de acoplo de capacidad nominal $10\ \mu\text{F}$, de forma que las señales en las entradas vienen dadas por $V_{in}^+ = 2,5\text{ V} + V_S/52 = 2,5\text{ V} + V_s$ y $V_{in}^- = 2,5\text{ V}$. Este divisor se ha incluido para atenuar la señal de entrada del AI hasta alcanzar los valores típicos (del orden de mVs) de bioseñales y así poder comprobar su correcta recuperación con la etapa propuesta.

La ganancia se fija en 200, lo que supone que el ancho de banda, en base al producto ganancia-anchura de banda experimental $GBW = 373\text{ kHz}$ determinado en la sección 2.2 es $BW = 1,87\text{ kHz}$.

Así, la Ecuación (2.0.1) que describe la característica entrada-salida de la etapa viene dada por:

$$V_{out} = G \cdot (V_{in}^+ - V_{in}^-) + V_{REF} = 200 \left(\frac{V_S}{52} + 2,5\text{ V} - 2,5\text{ V} \right) + 2,5\text{ V} = 200V_s + 2,5\text{ V} \quad (3.0.1)$$

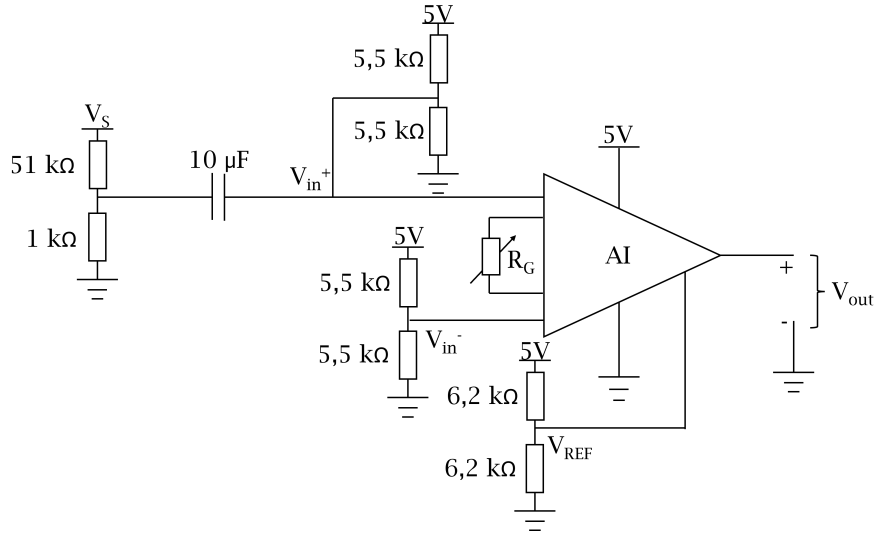


Figura 3.0.1: Esquema de la etapa de pre-acondicionado completo.

En primer lugar, se va a validar con una excitación V_S sinusoidal de amplitud 200 mV, considerando dos frecuencias dentro del ancho de banda, 30 Hz y 500 Hz, que será proporcionada por el generador de señales. La etapa de pre-acondicionado debe recuperar la forma de la señal de entrada, sin distorsiones, de modo que en la salida V_{out} se espera obtener una señal, también sinusoidal, de la misma frecuencia y mayor amplitud, idealmente en un factor 3,85, que a la entrada. Los resultados obtenidos para ambas frecuencias se muestran en la Figura 3.0.2, donde se verifica que para ambas frecuencias, la señal de salida (azul) es una sinusoide de igual frecuencia y amplitud superior a la señal de entrada (verde, atenuada).

Tras comprobar que, con una señal conocida, la etapa opera de manera deseada, se considera una señal EEG, procedente de la base de datos *EEG Motor Movement/Imagery Dataset* [14]. Esta base de datos consta de 64 señales o canales EEG diferentes, de las cuales se selecciona la número 45 como señal de validación.

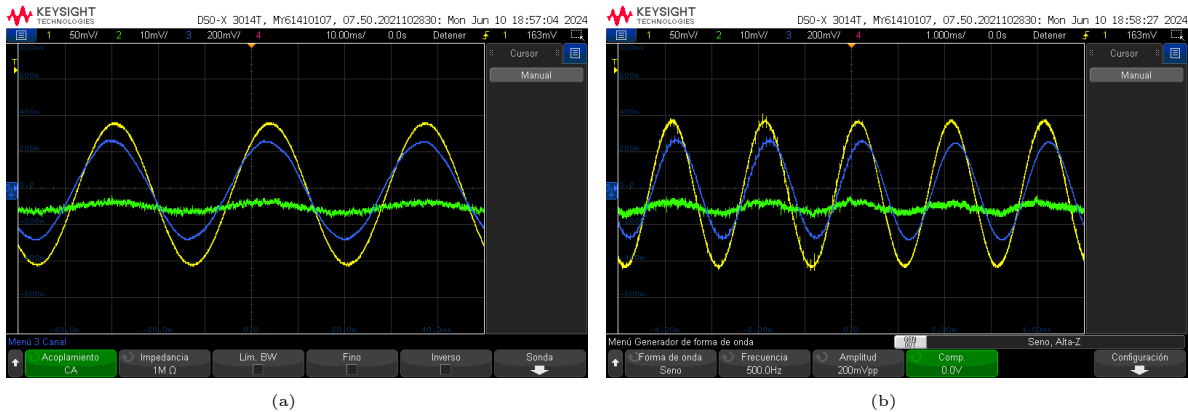


Figura 3.0.2: Capturas tomadas de la pantalla del osciloscopio. La onda amarilla es la señal medida directamente desde el generador, la señal verde es V_{in}^+ y la señal azul es la tensión V_{out} . En (a) la frecuencia de la onda es de 30 Hz y en (b) es de 500 Hz.

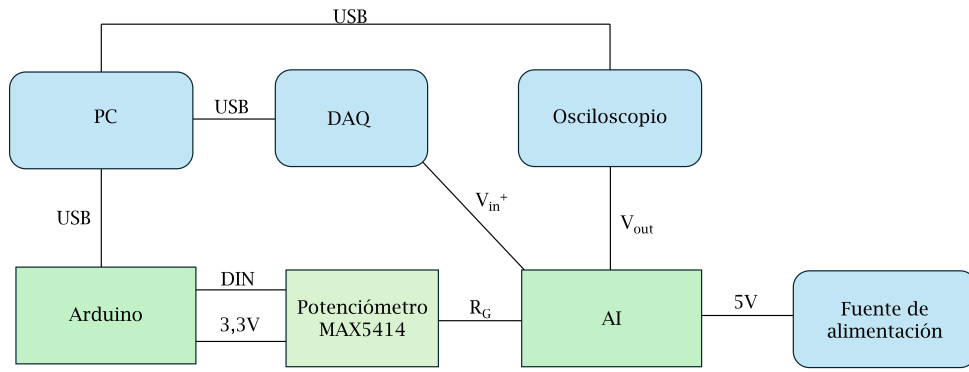


Figura 3.0.3: *Setup de medida con la DAQ.*

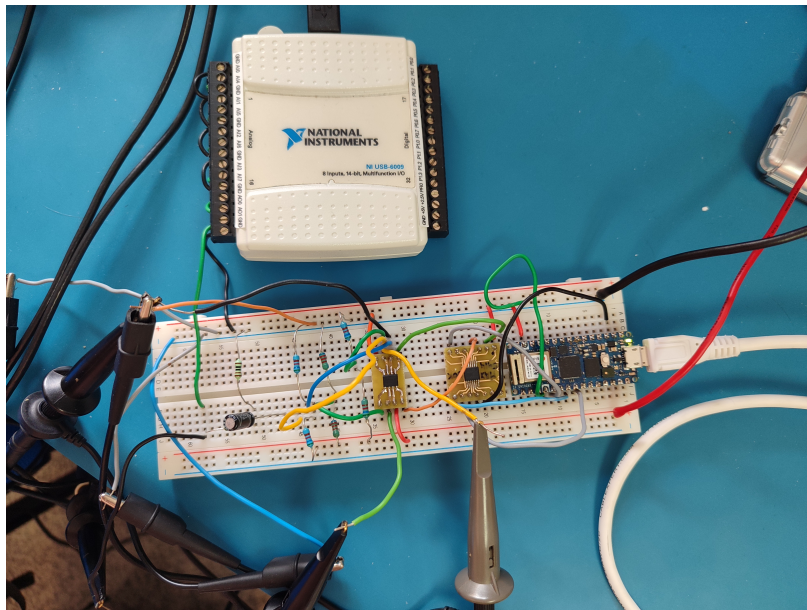


Figura 3.0.4: *Fotografía de la etapa de pre-acondicionado completo.*

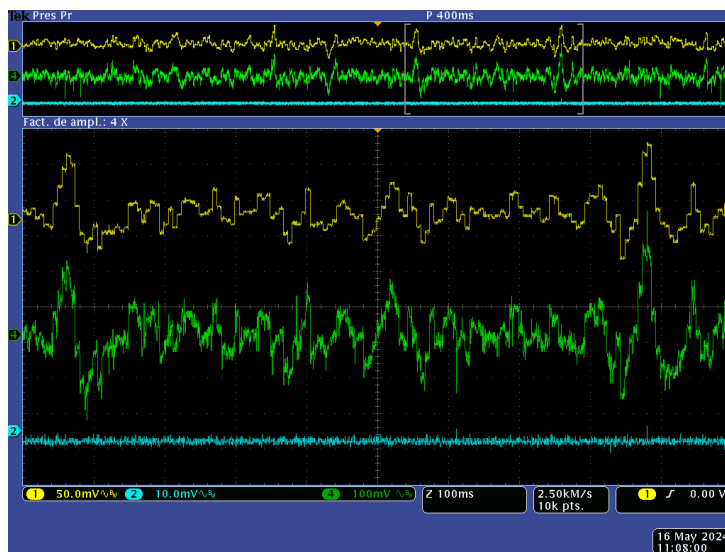


Figura 3.0.5: *Captura de pantalla del osciloscopio con el EEG. La señal amarilla representa la salida de la DAQ, previa a la atenuación. La señal azul es la entrada V_{in}^+ . La señal verde es la salida V_{out} .*

Esta señal se introduce como señal de entrada en V_S a través de una tarjeta de adquisición de datos (DAQ), modelo NI USB-6009 [15], conectada al PC por el puerto USB, tal como se muestra el *setup* de medida de la Figura 3.0.3 y en la fotografía del circuito de la Figura 3.0.4. El control de la DAQ se realiza mediante la librería de Python *nidaqmx*. Proporciona un valor de tensión de la señal EEG cada $6,25 \mu s$ (igual al valor de adquisición) a través de la salida analógica 1. Esta señal se atenúa en un factor 52, y se introduce en el amplificador a través de la entrada V_{in}^+ .

La Figura 3.0.5 muestra una captura de la pantalla del osciloscopio, donde se comprueba que, efectivamente, la señal de salida V_{out} (verde) conserva la forma de la señal de la DAQ (amarillo), recuperando correctamente la señal de entrada del AI (azul), caracterizada por amplitudes del orden de milivoltio. Se valida así la etapa propuesta, capaz de recuperar bioseñales de baja amplitud trabajando con tensiones de alimentación compatibles con batería y características de bajo consumo.

Capítulo 4

Conclusiones y planes de futuro

En este trabajo se ha realizado el estudio, análisis del funcionamiento y especificaciones, implementación con componentes comerciales y validación experimental de un sistema amplificador configurable, adecuado para la recuperación de bioseñales cumpliendo los objetivos de baja tensión de alimentación y consumo, compatible con el empleo de baterías.

La arquitectura propuesta está basada en un amplificador de instrumentación, el AI AD627, con ganancia ajustable mediante un potenciómetro digital MAX5414 controlado mediante Arduino Nano RP2040. Estos componentes básicos han sido, en una primera fase, completamente caracterizados haciendo uso de instrumentación avanzada controlada por ordenador, para una vez obtenido su comportamiento real y limitaciones de operación, validar la etapa preamplificadora resultante con una señal EEG real, verificando su correcta recuperación.

Es posible introducir ciertas mejoras para aumentar su versatilidad. Por ejemplo, usar una única tensión de alimentación de 3,3 V tanto para el AI como para el potenciómetro. Otro cambio sería considerar el potenciómetro equivalente de la misma familia MAX5413 (10 k Ω), que incrementaría las ganancias disponibles para la etapa. Otra modificación sería cambiar los valores de los divisores resistivos que proporcionan la tensión en DC de 2,5 V en V_{in}^{\pm} y V_{REF} minimizando el consumo de potencia de los divisores y por ende, de la etapa completa, o considerar en V_{REF} el segundo potenciómetro digital disponible en el CI para ajustar el error de *offset* en la salida.

La siguiente etapa para tener un sistema completo de adquisición de biopotenciales consistiría en un sistema de amplificación y filtrado, que permitiera aumentar la ganancia de forma programable en caso de que resultara necesario, y que además permitiera ajustar el ancho de banda para adecuarlo a la bioseñal que se procese, obteniendo así un sistema versátil óptimo para cada señal. Una vez implementada esta etapa, cabría diseñar el sistema completo con estas 2 etapas (pre-amplificado y filtrado-amplificación) en un circuito impreso. Con esto se eliminarían los parásitos y el ruido inherente de los cables, consiguiendo entonces una señal más limpia, además de una reducción de tamaño, haciendo que el sistema fuera verdaderamente portátil.

Bibliografía

- [1] Miguel Gómez-Díaz et al. “Análisis de bioseñales: Enfoque técnico de la adquisición, procesamiento y sus aplicaciones”. En: *Innovación y Desarrollo Tecnológico Revista Digital* (2018).
- [2] *Tipos de bioseñales*. Mayo de 2024. URL: <https://www.monografias.com/trabajos107/procesamiento-senales-biomedicas-diseno-electrocardiograma/procesamiento-senales-biomedicas-diseno-electrocardiograma>.
- [3] John W. Clark Jr et al. *Medical Instrumentation Application and Design*. John Wiley & Sons, INC, 2010.
- [4] Sridhar Krishnan Yashodhan Athavale. “Biosignal monitoring using wearables: Observations and opportunities”. En: *Biomedical Signal Processing and Control* (2017).
- [5] Nithya Venkatesan Sandesh.R.S. “Design and Implementation of Multipurpose Single Channel Bio Signal Amplifier”. En: *International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI)* (2015).
- [6] *Hoja de especificaciones del AI AD627*. Mayo de 2024. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD627.pdf>.
- [7] *Hoja de especificaciones del MAX5414*. Jun. de 2024. URL: <https://www.analog.com/media/cn/technical-documentation/data-sheets/2479.pdf>.
- [8] *Hoja de especificaciones del Arduino*. Jun. de 2024. URL: <https://content.arduino.cc/assets/ABX00053-datasheet.pdf>.
- [9] *Hoja de especificaciones del multímetro digital*. Jun. de 2024. URL: <https://www.farnell.com/datasheets/3920008.pdf>.
- [10] *Hoja de especificaciones del generador de señales*. Jun. de 2024. URL: <https://www.keysight.com/fr/en/assets/7018-02567/data-sheets/5990-5914.pdf>.
- [11] *Hoja de especificaciones de la fuente de DC*. Jun. de 2024. URL: <https://smtmax.com/pdf/TPR3000.pdf>.
- [12] *Hoja de especificaciones del osciloscopio*. Jun. de 2024. URL: <https://www.testequipmenthq.com/datasheets/TEKTRONIX-DPO4104-Datasheet.pdf>.
- [13] *Hoja de especificaciones de la SMU*. Jun. de 2024. URL: <https://www.farnell.com/datasheets/3295303.pdf>.
- [14] *Base de datos*. Jun. de 2024. URL: <https://physionet.org/content/eegmmidb/1.0.0/>.
- [15] *Hoja de especificaciones de la DAQ*. Jun. de 2024. URL: <https://www.farnell.com/datasheets/3750760.pdf>.

Anexos

Anexos A

Instrumentación empleada

Este Anexo tiene como propósito recopilar la instrumentación empleada a lo largo de todo el trabajo, además de los motivos de su elección. Como ya se ha mencionado durante la memoria, toda la instrumentación se ha conectado al PC a través del puerto USB y se ha controlado mediante la librería *pyvisa* de Python o *nidaqmx* en el caso de la tarjeta de adquisición de datos, permitiendo la automatización de medidas y una toma de datos más exhaustiva.

Debido a las necesidades que presentan los biopotenciales y la etapa final completa, se requiere de instrumentación que permita realizar las medidas con la precisión adecuada sin comprometer la velocidad en la adquisición de cada dato, pues a mayor resolución, menor velocidad de muestreo. Finalmente, los instrumentos empleados fueron un multímetro digital, un generador de señales, una fuente de tensión continua, un osciloscopio digital, una SMU y una tarjeta de adquisición de datos.

Multímetro digital Agilent 34461A [9]. El primer instrumento empleado es el multímetro digital de 6 1/2 dígitos 34461A. Debido a su gran resolución bipolar, permite medir de forma precisa y exacta la magnitud deseada, encontrando un compromiso entre velocidad de medida y resolución. Se empleó para la caracterización del potenciómetro como medidor de resistencia (óhmetro) y como voltímetro en DC y en AC para comprobar el comportamiento como divisor resistivo. También se manejó en la caracterización del amplificador como voltímetro en la medida de la tensión de *offset* de salida.

Generador de señales Agilent 33522A [10]. El generador de señales que se empleó para producir las excitaciones tanto en la caracterización de los componentes como en la primera validación de la etapa final fue el modelo 33522A. Dispone de dos canales con un ancho de banda de 30 MHz para señales sinusoidales, cuadradas o pulsos, rango más que suficiente para las aplicaciones que se le ha otorgado, puesto que los biopotenciales se caracterizan por ser señales de baja frecuencia, de como máximo, del orden de kHz (ver Tabla 1.1).

Se utilizó en la caracterización del potenciómetro como divisor en AC para alimentar el divisor resistivo y en la caracterización del AI en las medidas de ganancia, GBW, en la operación *rail-to-rail* y en el SR y ST. Por último, generó la señal sinusoidal de prueba en la validación del sistema completo.

Fuente de DC ATTEN TPR3003-3C [11]. Este instrumento generó la tensión de alimentación $V_{DD} = 5\text{ V}$ necesaria para el AI AD627 además de la tensión de alimentación de los divisores resistivos que proporcionan el modo común $V_{DD}/2$ en los terminales V_{in}^{\pm} y V_{REF} . Ofrece 2 fuentes de DC en un mismo módulo, que se pueden emplear como fuentes en serie, en paralelo o independientes entre sí y con una salida adicional de 5 V fijos. Cabe destacar que se trata del único instrumento que no se controla por ordenador.

Osciloscopio digital Tektronix DPO 4104 [12]. Este osciloscopio cuenta con 4 canales que permite visualizar en la pantalla hasta 4 señales diferentes de manera simultánea. Su ancho de banda (hasta 1 GHz), junto con su resolución de 8 bits y su elevada velocidad de muestreo de hasta 5 Gs/s, hicieron que resultara óptimo para ser empleado a lo largo de todo el trabajo, tanto en la caracterización del AI como en la validación del sistema completo.

Se utilizó en la medida de la ganancia, GBW, operación *rail-to-rail*, SR y ST del amplificador y en la visualización de señales en la validación de la etapa final.

Unidad de Fuente y Medida Keithley SMU 2636B [13]. La principal característica de este instrumento es el hecho de que es capaz de generar una diferencia de tensión entre dos de sus terminales y permite medir la corriente que circula entre ellos en el mismo dispositivo, ambos con una gran resolución. Es por este motivo que resulta idóneo para la medida del consumo del AI, puesto que posibilita hacer un barrido en tensiones de alimentación y medir simultáneamente la corriente de consumo con una gran precisión (6 1/2 dígitos) y rapidez.

Tarjeta de adquisición de datos DAQ NI USB-6009 [15]. El último dispositivo que se ha utilizado es la tarjeta de adquisición de datos NI USB-6009 de National Instruments. Dispone de 2 canales de salida analógica y 8 de entrada también analógicos. Ofrece una frecuencia de muestreo de 48 kS/s y una resolución de 14 bits. Destaca además por su facilidad de uso, por lo que resulta una gran opción para almacenar los datos del EEG elegido e introducirlo en la etapa de pre-amplificado.