



Universidad de Valladolid

Facultad de Medicina

Escuela de Ingenierías Industriales

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Ingeniería Biomédica

Medidor de impedancia para aplicaciones biomédicas

Autor:

D. Rodrigo Velázquez Delgado

Tutor:

D. José Manuel González de la Fuente

Valladolid, junio de 2025

TÍTULO:	Medidor de impedancia para aplicaciones biomédicas
AUTOR:	D. Rodrigo Velázquez Delgado
TUTOR:	D. José Manuel González de la Fuente
DEPARTAMENTO:	Tecnología Electrónica

Tribunal

PRESIDENTA:	D^a. Isabel del Valle González
SECRETARIA:	D^a. Cristina Pérez Barreiro
VOCAL:	D. José Manuel González de la Fuente
SUPLENTE 1:	D. Javier Pérez Turiel
SUPLENTE 2:	D. Juan Carlos Fraile Marinero

FECHA:	2025
CALIFICACIÓN:	

Agradecimientos

En primer lugar, agradecer a mi tutor José Manuel González de la Fuente, por darme la oportunidad de hacer este trabajo y por su disponibilidad y apoyo constante a lo largo de la realización del proyecto.

Agradecer también a Oliver Vicente Cabeza, técnico especialista de laboratorio en el departamento de tecnología electrónica, por toda la ayuda proporcionada.

A mi familia, pareja y amigos, por su apoyo en todo momento y la confianza que me han brindado a lo largo de estos años.

Muchas gracias a todos.

Resumen

La Bioimpedancia eléctrica (BIA) es un método no invasivo que mide la resistencia eléctrica del cuerpo a una corriente de baja intensidad para a partir de la misma estimar la composición corporal. Actualmente la medición de la composición corporal se lleva a cabo mediante dispositivos con elevado coste o con escasa precisión.

En este trabajo se ha desarrollado un sistema portátil para realizar la medición de la bioimpedancia y estimar la masa grasa (MG), masa libre de grasa (MLG) y agua corporal total (ACT) a partir de las componentes de la impedancia ($|Z|$) que son la resistencia (R) y la reactancia (X_C).

El sistema parte desde cero, empleando el circuito integrado AD5933 como generador de señal y medidor, combinado con el microcontrolador Xiao ESP32-C3. Se ha diseñado tanto el hardware como el software necesarios para realizar una correcta medición de la BIA. En la fase final se ha sustituido el ESP32 por el dispositivo M5Stack-Core2, lo que ha permitido mejorar la integración y la interfaz de usuario, consiguiendo un dispositivo compacto, intuitivo y portátil. La utilización de barras de acero inoxidable como electrodos mano-mano proporciona una solución robusta que permite la obtención de múltiples mediciones consecutivas de forma sencilla y estable, sin requerir preparación adicional ni intervención significativa por parte de personal cualificado.

Se ha conseguido medir circuitos RC para verificar la medición y comparar poblaciones visualmente heterogéneas en cuanto a composición corporal, consiguiendo detectar las diferencias entre sujetos. En definitiva, se ha conseguido una estimación de la composición corporal repetible y consistente, pero serían necesarios más medios para poder compararnos y verificar la precisión exacta del equipo.

Palabras clave

Bioimpedancia, BIA, impedancia, composición corporal, masa grasa, porcentaje de grasa, AD5933, ESP32, M5Stack, Arduino, resistencia, reactancia, mano-mano.

Abstract

Electrical Bioimpedance Analysis (BIA) is a non-invasive method that measures the body's electrical resistance to a low-intensity current in order to estimate body composition. Currently, body composition measurement is carried out using devices that are either expensive or lack accuracy.

In this work, a portable system has been developed to perform bioimpedance measurements and estimate fat mass (FM), fat-free mass (FFM), and total body water (TBW) based on the impedance components ($|Z|$), namely resistance (R) and reactance (X_c).

The system was built from scratch using the AD5933 integrated circuit as a signal generator and impedance analyzer, in combination with the Xiao ESP32-C3 microcontroller. Both hardware and software were designed to ensure accurate BIA measurements. In the final phase, the ESP32 was replaced by the M5Stack-Core2 device, which improved integration and the user interface, resulting in a compact, intuitive, and portable solution. The use of stainless steel bars as hand-to-hand electrodes provides a robust setup that allows for multiple consecutive measurements in a simple and stable manner, without requiring additional preparation or significant intervention by qualified personnel.

RC circuits were measured to verify the system's accuracy, and visually heterogeneous subjects in terms of body composition were compared, successfully detecting inter-subject differences. Overall, a repeatable and consistent estimation of body composition was achieved, however, further resources would be necessary to fully validate the system's precision.

Keywords

Bioimpedance, BIA, impedance, body composition, fat mass, body fat percentage, AD5933, ESP32, M5Stack, Arduino, resistance, reactance, hand-to-hand.

ÍNDICE GENERAL

Capítulo 1. Introducción.....	1
1.1 Introducción.....	1
1.2 Motivación.....	1
1.3 Hipótesis	2
1.4 Objetivos.....	2
1.5 Descripción del documento	3
Capítulo 2. Bioimpedancia	4
2.1 Definición de Bioimpedancia.....	4
2.2 Estado actual del tema	4
2.3 Fundamento biofisico	6
2.4 Variables a considerar en el análisis de la Bioimpedancia	8
2.5 Aplicaciones de la Bioimpedancia	10
2.6 Ecuaciones empíricas empleadas para estimar la composición corporal.....	11
2.7 Indicaciones y advertencias de uso de BIA	14
Capítulo 3. Materiales y métodos	15
3.1 Materiales	15
3.1.1 Procesadores y componentes activos.....	15
3.1.2 Componentes pasivos	18
3.1.3 Herramientas	20
3.2 Métodos	22
3.2.1 Montaje inicial.....	22
3.2.2 Definición de parámetros para inicializar el AD5933	24
3.2.3 Optimización del código	27
3.2.4 Calibración del AD5933 con Arduino	31
3.2.5 Fabricación de la placa final.....	45
3.2.6 Montaje final con el M5Stack-core2	48
3.2.7 Código adicional empleado para controlar el M5Stack-Core2	50
Capítulo 4. Resultados	58
Capítulo 5. Discusión y conclusiones	62
5.1 Discusión de los resultados.....	62
5.2 Limitaciones.....	63
5.3 Líneas futuras.....	64
5.4 Grado de consecución de los objetivos.....	65
5.5 Conclusiones	66
Capítulo 6. Bibliografía.....	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Comportamiento de la corriente en estructuras celulares	6
Figura 2. Componentes de la impedancia eléctrica.....	9
Figura 3. Circuito integrado AD5933	15
Figura 4. Diagrama de bloques del AD5933	16
Figura 5. Microcontrolador XiaoESP32-C3.....	16
Figura 6. Módulo de desarrollo M5Stack-Core2	17
Figura 7. Amplificador operacional MCP6004	17
Figura 8. Protoboard y cables jumper	18
Figura 9. PCB sin grabar	19
Figura 10. Caja de mecanismos.....	19
Figura 11. Electrodo. Barras de acero inoxidable	20
Figura 12. Osciloscopio	20
Figura 13. Multímetro	21
Figura 14. Montaje inicial AD5933-ESP32	22
Figura 15. Esquema del montaje inicial ESP32-AD5933	22
Figura 16. Pin-Out del microcontrolador ESP32 y del circuito integrado AD5933	24
Figura 17. Comprobación inicial de parámetros en osciloscopio	26
Figura 18. Cálculo de factor de ganancia para RFB y Z de calibración de 220 kΩ.....	34
Figura 19. Visualización en Arduino del resultado de la medición de una R de 330 kΩ.....	35
Figura 20. Cálculo de la impedancia real de 330kΩ a partir del factor de ganancia y la magnitud en Excel.....	35
Figura 21. Visualización en Arduino del resultado de la medición de una R de 470 kΩ.....	35
Figura 22. Cálculo de la impedancia real de 470kΩ a partir del factor de ganancia y la magnitud en Excel.....	35
Figura 23. Calibración para 12kΩ y verificación con 27kΩ	36
Figura 24. Calibración para 1kΩ y verificación con 3kΩ	36
Figura 25. Diagrama de la placa de evaluación UG-364.....	38
Figura 26. Circuito adicional para medir pequeñas impedancias	39
Figura 27. Esquema del circuito montado para medir pequeñas impedancias. ESP32-AD5933	40
Figura 28. Diagrama de flujo para medir con el AD5933	44
Figura 29. Diseño del esquema de la placa en Proteus	45
Figura 30. Placa antes y después del atacado	46
Figura 31. Taladro empleado para perforar la PCB.....	47
Figura 32. Caras anterior y posterior de la placa tras soldar los componentes.....	47
Figura 33. M5Stack introducido en la placa a través del bus de direcciones mostrado en la imagen.....	48
Figura 34. Esquema del montaje final. M5Stack-Core2-AD5933	48
Figura 35. M5Stack-Core2 y PCB introducidos en la caja de mecanismos	49
Figura 36. Orificios en la caja de mecanismos para colocar conectores	49
Figura 37. Barras de acero inoxidable con conector de anillo.....	50
Figura 38. Resultado final. Dispositivo completo	58
Figura 39. Introducción de variables antropométricas	59
Figura 40. Mensaje mostrado durante la medición	59
Figura 41. Resultados de la medición	60
Figura 42. Menú de ajustes.....	60
Figura 43. Componentes de la bioimpedancia medida	61
Figura 44. Resultados medición circuito RC.....	61
Figura 45. Resultados en un hombre de 73kg, 180cm y 21 años.....	62
Figura 46. Resultados con equipo de medida sofisticado. Akern BIA 101	62

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Baremación de condición física en función del %MG.....	12
Tabla 2. Output DC Bias Level para cada rango de voltaje de excitación.....	23
Tabla 3. Rangos predefinidos de voltaje de excitación de salida en el AD5933.....	26
Tabla 4. Resistencia de salida del sistema R_{OUT}	38
Tabla 5. Ecuaciones a tener en cuenta para el correcto cálculo de la fase	42

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Componentes de la impedancia	8
Ecuación 2. Ley de Ohm	8
Ecuación 3. Reactancia capacitiva	8
Ecuación 4. Reactancia inductiva	8
Ecuación 5. Impedancia de un capacitor	8
Ecuación 6. Cálculo de la fase a partir de R y X_C	9
Ecuación 7. Cálculo de R a partir de la fase y $ Z $	9
Ecuación 8. Cálculo de X_C a partir de la fase y $ Z $	9
Ecuación 9. Ecuación empleada para la estimación del porcentaje de grasa	12
Ecuación 10. Paso de % de grasa a masa grasa en kg	13
Ecuación 11. Cálculo de la masa libre de grasa	13
Ecuación 12. Cálculo del agua corporal total	14
Ecuación 13. Cálculo de RFB idónea	23
Ecuación 14. Cálculo de la frecuencia de inicio	25
Ecuación 15. Cálculo de freqRatio	29
Ecuación 16. Cálculo de impedancia a partir de componentes de la DFT	32
Ecuación 17. Cálculo del factor de ganancia	33
Ecuación 18. Cálculo de la impedancia desconocida con el FG	33
Ecuación 19. Cálculo de una impedancia desconocida de $330\text{ k}\Omega$ a partir del FG	35
Ecuación 20. Cálculo de V_{RMS}	37
Ecuación 21. Cálculo de la corriente máxima que circulará por el cuerpo	37
Ecuación 22. Cálculo del voltaje que se atenúa en el operacional	40
Ecuación 23. Corrección de fase	41
Ecuación 24. Cálculo de C a partir de X_C	43

Glosario de siglas, acrónimos y símbolos

BIA	<i>Bioimpedancia</i>
Z	<i>Impedancia eléctrica</i>
R	<i>Resistencia</i>
XC	<i>Reactancia Capacitiva</i>
ϕ	<i>Ángulo de fase</i>
TIE	<i>Tomografía de Impedancia Eléctrica</i>
BIVA	<i>Bioimpedancia Vectorial</i>
BIS	<i>Espectroscopia de Bioimpedancia (Bioelectrical Impedance Spectroscopy)</i>
ACT	<i>Agua Corporal Total</i>
MLG	<i>Masa Libre de Grasa</i>
MG	<i>Masa Grasa</i>
AIC	<i>Agua Intracelular</i>
AEC	<i>Agua Extracelular</i>
Ω	<i>Ohmios</i>
DFT	<i>Transformada Discreta de Fourier (Discrete Fourier Transform)</i>
SEE	<i>Error estándar de la estimación (Standard Error of the Estimate)</i>
R²	<i>Coefficiente de Determinación</i>
ADC	<i>Convertidor Analógico-Digital (Analog to Digital Converter)</i>
MSPS	<i>Millones de Muestras Por Segundo (Mega Samples Per Second)</i>
DSP	<i>Procesador de Señales Digitales (Digital Signal Processor)</i>
Hz	<i>Hercios</i>
I²C	<i>Inter-Integrated-Circuit</i>
SCL	<i>Serial Clock Line</i>
SDA	<i>Serial Data Line</i>
SSOP	<i>Encapsulado AD5933 (Shrink Small Outline Package)</i>
PCB	<i>Placa de circuito impreso (Printed Circuit Board)</i>
IoT	<i>Internet de las Cosas (Internet of Things)</i>
AO	<i>Amplificador Operacional</i>
mAh	<i>Miliamperios-hora</i>
RFB	<i>Resistencia de realimentación (Feedback Resistor)</i>
PGA	<i>Amplificador de Ganancia Programable (Programmable Gain Amplifier)</i>
VDD	<i>Voltaje de alimentación positivo</i>
GND	<i>Tierra (Ground)</i>
MCLK	<i>Reloj Maestro (Master Clock)</i>
DDS	<i>Generador de señales (Direct Digital Synthesis)</i>
FG	<i>Factor de Ganancia</i>
Z_{UNKNOWN}	<i>Impedancia desconocida</i>
V_{RMS}	<i>Valor eficaz del voltaje</i>
I_{RMS}	<i>Valor eficaz de corriente alterna</i>
BF	<i>Contacto con el cuerpo, pero no con el corazón (Body Floating)</i>
CF	<i>Contacto directo con el corazón (Cardiac Floating)</i>
AC	<i>Corriente alterna (Alternating Current)</i>
R_{OUT}	<i>Resistencia de salida del AD5933</i>
AFE	<i>Front-End Analógico (Analogic Front-End)</i>
RC	<i>Resistencia y condensador en serie</i>
CyL	<i>Castilla y León</i>

Capítulo 1. Introducción

1.1 Introducción

El avance en ingeniería biomédica, permite el desarrollo de herramientas cada vez más compactas y accesibles para la monitorización del estado de salud. En este contexto, el presente proyecto titulado “Medidor de impedancia para aplicaciones biomédicas” se enfoca en la medición de la bioimpedancia (BIA) para estimar la composición corporal de una persona.

La estimación de la composición corporal es fundamental en ámbitos como la nutrición, el seguimiento deportivo o la monitorización del estado de salud de un paciente. Sin embargo, los métodos actuales se componen de grandes equipos con elevado coste y de difícil acceso.

La bioimpedancia (BIA), por tanto, es una alternativa a tener en cuenta, ya que es un método rápido y económico, pudiendo ver en el mercado actual muchas básculas de uso doméstico que ofrecen mediciones de parámetros como la masa grasa, la masa libre de grasa o el agua corporal total. En este marco, se busca desarrollar un dispositivo portátil, de bajo coste y fácil de utilizar para medir la BIA partiendo desde cero, desde el circuito integrado AD5933.

1.2 Motivación

Existe una creciente demanda de herramientas accesibles que permitan estimar la composición corporal, sobre todo en el ámbito deportivo y nutricional, donde no se cuentan con los medios que puede contar una clínica o un hospital. La principal motivación en este proyecto es desarrollar un dispositivo portátil que ofrezca una mayor versatilidad para realizar la medida de la BIA en cualquier situación o lugar, facilitando mucho la medición.

La innovación del proyecto por tanto se encuentra tanto en el diseño compacto e intuitivo del sistema como en el uso de electrodos mano-mano, lo que simplifica el proceso de medición y elimina la necesidad de intervención por parte de un especialista.

Además, se abordarán desafíos técnicos que permitirán aplicar los conocimientos adquiridos durante la trayectoria académica, como son el desarrollo hardware y software que permiten llevar el dispositivo hacia el prototipo final.

1.3 Hipótesis

Como se ha mencionado, es de gran utilidad la medición de la composición corporal en diferentes ámbitos y situaciones por lo que en el presente Trabajo de Fin de Grado (TFG) se plantea la siguiente hipótesis: **Un dispositivo portátil basado en el circuito integrado AD5933 puede utilizarse para medir la bioimpedancia corporal y, a partir de estos datos, estimar la composición corporal de una persona con un nivel de precisión adecuado para aplicaciones tanto clínicas como personales.**

1.4 Objetivos

Objetivo general:

Desarrollar un dispositivo portátil basado en el circuito integrado AD5933 para la medición de bioimpedancia, con el fin de estimar la composición corporal y ofrecer una interfaz intuitiva. Validar su precisión en comparación con dispositivos comerciales empleados para el mismo fin.

Objetivos específicos:

- I. Diseñar y desarrollar el hardware del dispositivo, seleccionando los componentes electrónicos adecuados para la correcta medición de la bioimpedancia.
- II. Programar el firmware en Arduino para la configuración y comunicación del AD5933, permitiendo la generación de señales y la lectura de impedancia.
- III. Implementar un protocolo de calibración, utilizando resistencias conocidas y modelos de impedancia ($|Z|$) para garantizar la precisión del dispositivo.
- IV. Diseñar un método de adquisición de datos en humanos, estableciendo una configuración de electrodos adecuada para la medición de bioimpedancia.
- V. Analizar los datos obtenidos y emplear un modelo matemático para la estimación de la composición corporal a partir de la impedancia medida.
- VI. Comparar los resultados del dispositivo con equipos comerciales de bioimpedancia, evaluando su precisión y fiabilidad en el contexto biomédico.
- VII. Optimizar el diseño del sistema, considerando aspectos de portabilidad y facilidad de uso en diferentes entornos.

1.5 Descripción del documento

En este apartado se detalla la estructura del TFG, formado por 5 capítulos, con un capítulo adicional para añadir la bibliografía. Se proporciona una breve explicación del contenido de cada capítulo.

- **Capítulo 1. Introducción.** Breve introducción para definir el enfoque del proyecto, incluyendo la hipótesis y los objetivos del trabajo.
Se incluye además un apartado de motivación, donde se justifica la utilidad del equipo a desarrollar y sus aspectos innovadores.
- **Capítulo 2. Bioimpedancia.** Se define el tema principal del proyecto, el estado actual, las aplicaciones de la BIA y las variables de interés. Se incluye además un apartado donde se detallan algunas de las limitaciones de la BIA, así como indicaciones para realizar las mediciones correctamente.
- **Capítulo 3. Materiales y métodos.** Descripción de los materiales empleados para crear el producto final. Además, se incluye una explicación detallada de todo el proceso destacando tanto desarrollo software, con código de Arduino incluido, como hardware, ambos necesarios para la obtención del prototipo final.
- **Capítulo 4. Resultados.** Se presentan los resultados obtenidos. Por un lado, el prototipo final con sus prestaciones y por otro lado alguna comparativa para corroborar la correcta medición del dispositivo diseñado.
- **Capítulo 5. Discusión y conclusiones.** Se explican los resultados obtenidos y posteriormente se detallan las limitaciones encontradas durante el transcurso del proyecto. Se exponen además posibles líneas de desarrollo para un futuro, el grado de consecución de los objetivos y se definen las conclusiones a las que se ha llegado con la realización del TFG.

Capítulo 2. Bioimpedancia

2.1 Definición de Bioimpedancia

La bioimpedancia eléctrica (BIA, por sus siglas en inglés: *Bioelectrical Impedance Analysis*) es una técnica no invasiva que consiste en la medición de la oposición que presentan los tejidos biológicos al paso de una corriente eléctrica alterna de baja intensidad, aplicada a través del cuerpo humano mediante electrodos de superficie. Esta oposición, conocida como impedancia eléctrica, está compuesta por resistencia (R) y reactancia capacitiva (X_c) [1].

- Resistencia (R): Representa la oposición pura al flujo de corriente eléctrica y está determinada, principalmente, por el contenido de agua y electrolitos en los tejidos. El agua corporal, al ser conductora, reduce la resistencia total del cuerpo.
- Reactancia capacitiva (X_c): Refleja la oposición causada por la capacitancia de las membranas celulares y estructuras subcelulares.

La bioimpedancia se fundamenta en que los diferentes tejidos del cuerpo (grasa, músculo, hueso, agua) tienen propiedades eléctricas distintas. Por ejemplo, los tejidos magros (músculos y órganos) tienen un alto contenido de agua y electrolitos, lo que los hace buenos conductores de la electricidad, mientras que el tejido adiposo, con bajo contenido de agua, ofrece mayor resistencia.

Una de las principales características del análisis de la composición corporal a partir de la impedancia eléctrica es que es una técnica no invasiva, no requiere penetración en el cuerpo ni procedimientos quirúrgicos. Además, es rápida y accesible y reproducible bajo condiciones controladas [2].

2.2 Estado actual del tema

Antes de analizar el estado actual de la bioimpedancia, es pertinente hacer un breve repaso de su evolución a lo largo del tiempo. La bioimpedancia eléctrica (BIA) ha experimentado una notable evolución desde sus inicios en el siglo XIX hasta convertirse en una herramienta esencial en la evaluación de la composición corporal, tanto en entornos clínicos como domésticos [3], [4].

- **Siglo XIX:** Investigadores como Luigi Galvani y R. Vigouroux exploraron las propiedades eléctricas de los tejidos, sentando las bases para futuras aplicaciones médicas de la electricidad.
- **1960:** A.L. Thomasset y E.C. Hoffer demostraron que la impedancia eléctrica del cuerpo podía utilizarse para estimar el agua corporal total, introduciendo el concepto de índice de impedancia.

- **1980:** Se comercializaron los primeros dispositivos de BIA de frecuencia única, como los de RJL Systems, que consideraban el cuerpo como un único cilindro.
- **1990:** Investigadores como Kushner y Scholler propusieron modelos segmentales de cinco cilindros y el uso de múltiples frecuencias para mejorar la precisión de las mediciones, especialmente en poblaciones con características corporales atípicas [5].

Actualmente, la bioimpedancia eléctrica (BIA) se está expandiendo cada vez más, pudiendo observar una sofisticación tecnológica elevada. Es una herramienta muy útil tanto en el ámbito de la salud, como en nutrición como en monitorización fisiológica y además es una técnica que ya no es exclusivamente clínica y hoy en día se integra en dispositivos de uso doméstico y tecnologías portátiles [6].

La bioimpedancia se aplica no solo para estimar la composición corporal (masa grasa, masa libre de grasa, agua corporal total), sino también para evaluar el metabolismo basal, la integridad celular y como marcador pronóstico en diversas condiciones clínicas como la insuficiencia cardíaca, cirrosis hepática, cáncer o VIH. El parámetro clave en estos casos es el ángulo de fase (ϕ), que ha demostrado tener correlación con la funcionalidad celular y el pronóstico clínico del paciente [1].

El uso de la bioimpedancia también se ha extendido a áreas como la tomografía de impedancia eléctrica (TIE), una técnica emergente que permite visualizar imágenes funcionales de tejidos como el parénquima pulmonar mediante la distribución espacial de la impedancia. Esto resulta útil, por ejemplo, en pacientes con lesión pulmonar aguda, ya que permite diferenciar zonas con distintos grados de ventilación y perfusión de manera no invasiva [1].

Además, se ha logrado una mayor diferenciación en los últimos años gracias al desarrollo de [1]:

1. Medición multifrecuencia, que permite diferenciar entre agua intracelular y extracelular.
2. Modelos segmentales, que mejoran la precisión al considerar las diferencias entre los distintos segmentos corporales, en lugar del modelo inicial donde se consideraba que el cuerpo era un único cilindro.
3. Bioimpedancia vectorial (BIVA), que evita el uso de ecuaciones predictivas, permitiendo el análisis gráfico y comparativo de vectores de impedancia normalizados por la altura.

Uno de los avances más visibles de los últimos años ha sido la integración de esta tecnología en básculas domésticas inteligentes que ofrecen al usuario estimaciones rápidas de su composición corporal a través de aplicaciones móviles. A pesar de que su precisión no es comparable con dispositivos clínicos de alta gama, representan un importante avance en el desarrollo de esta tecnología [6].

Estas básculas utilizan algoritmos propietarios, es decir, algoritmos que no se hacen públicos ni se comparten abiertamente y cuyo funcionamiento exacto se mantiene en secreto. Combinan la BIA con datos como peso, edad, sexo y altura. Aun así, los resultados pueden verse influenciados por factores como la hidratación, temperatura corporal, o actividad física reciente, lo que refuerza la necesidad de protocolos estandarizados incluso en entornos no clínicos [1].

En medicina, la BIA se ha incorporado en protocolos de seguimiento de pacientes con enfermedades crónicas (especialmente en nefrología y oncología), permitiendo evaluar la eficacia de tratamientos y la progresión de patologías. Sin embargo, aún enfrenta retos en cuanto a variabilidad interindividual, precisión en pacientes con alteraciones de fluidos, y validación en poblaciones específicas (ancianos, niños, personas con obesidad mórbida) [1].

Los avances más recientes apuntan al desarrollo de [7]:

1. Biosensores implantables y portátiles que monitorean en tiempo real.
2. Electrodo textiles y flexibles para uso en ropa inteligente.
3. Aplicaciones de inteligencia artificial para interpretar señales de impedancia en tiempo real y mejorar la personalización de diagnósticos.

2.3 Fundamento biofísico

Cuando una corriente alterna pasa a través del cuerpo, su comportamiento varía en función de la frecuencia:

- A bajas frecuencias (< 5 kHz), la corriente circula predominantemente por el espacio extracelular, ya que las membranas celulares actúan como aislantes.
 - A altas frecuencias (> 200 kHz), la corriente puede atravesar las membranas celulares, permitiendo analizar tanto el contenido extracelular como intracelular.
- La señal de alta frecuencia es capaz de atravesar la membrana ya que la resistencia al paso de corriente es menor [8].

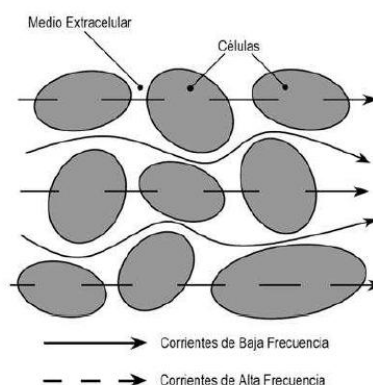


Figura 1. Comportamiento de la corriente en estructuras celulares

La bioimpedancia puede aplicarse de distintas maneras:

- Monofrecuencia: Usando una sola frecuencia, típicamente 50 kHz.
- Multifrecuencia: Aplicando múltiples frecuencias para analizar distintos compartimentos.
- Espectroscopia de bioimpedancia (BIS): Analiza un espectro continuo de frecuencias, proporcionando información más detallada y robusta.
- Segmentaria: Evalúa diferentes regiones del cuerpo por separado (tronco, brazos, piernas), mejorando la localización de los cambios en la composición corporal.

En este proyecto se empleará una única frecuencia de 50 kHz. La frecuencia de 50 kHz es considerada la más adecuada para estudios de bioimpedancia monofrecuencia debido a su capacidad para ofrecer un equilibrio óptimo entre penetración de corriente y sensibilidad a los compartimentos hídricos del cuerpo, en particular al agua corporal total (ACT). A frecuencias bajas (por debajo de 5 kHz), la corriente alterna aplicada no logra atravesar las membranas celulares y se limita a circular por el espacio extracelular. En cambio, a frecuencias muy altas (por encima de 200 kHz), la corriente atraviesa tanto el espacio intracelular como extracelular, lo que puede dificultar la discriminación de los compartimentos.

La frecuencia de 50 kHz representa un punto intermedio donde la corriente logra una penetración suficiente en los tejidos, permitiendo estimar de forma razonablemente precisa el volumen total de agua corporal (sin diferenciar entre intra y extracelular) y el porcentaje de grasa corporal. Es una frecuencia que minimiza el ruido y las pérdidas por dispersión dieléctrica, lo cual mejora la estabilidad y reproducibilidad de la medición. Además, esta frecuencia ha sido históricamente adoptada en numerosos estudios clínicos y dispositivos de referencia, permitiendo comparaciones entre mediciones y el uso de ecuaciones validadas en diversas poblaciones [8], [9].

Este análisis a una única frecuencia permite estimar características corporales como[10]:

- Agua corporal total (ACT)
- Masa libre de grasa o masa magra (MLG)
- Masa grasa (MG)

En el caso de emplear múltiples frecuencias se podrían además estimar parámetros como agua intracelular (AIC) y agua extracelular (AEC) [10].

2.4 Variables a considerar en el análisis de la Bioimpedancia

La impedancia eléctrica está compuesta por una parte puramente resistiva que se corresponde con la parte real de la misma y una parte reactiva, que es la parte imaginaria. Ambas componentes se miden en ohmios (Ω) [11].

$$Z = R + jX$$

Ecuación 1. Componentes de la impedancia

La parte resistiva no se ve afectada por la frecuencia ya que no almacena energía, solamente la disipa. Siguiendo la ley de Ohm, podemos verificar su independencia respecto al tiempo o la frecuencia:

$$V = I \cdot R$$

Ecuación 2. Ley de Ohm

En cambio, la parte reactiva, si depende de la frecuencia. En este caso diferenciamos parte capacitiva (X_C) y parte inductiva (X_L) donde:

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC}$$

Ecuación 3. Reactancia capacitiva

$$X_L = 2\pi fL$$

Ecuación 4. Reactancia inductiva

En este proyecto, dedicado a estimar la composición corporal de una persona, la parte inductiva de la impedancia no se va a tener en cuenta ya que la inductancia se asocia a campos magnéticos generados por corrientes que circulan en espiras o bobinas y el cuerpo humano no tiene estructuras con forma de bobina ni material ferromagnético que genere una inductancia apreciable.

Cualquier inductancia que pudiera existir sería mínima o despreciable en comparación con la resistencia y la capacitancia por lo que la impedancia del cuerpo humano puede considerarse una combinación de estas dos componentes [11].

La impedancia de un capacitor cuando se analiza con números complejos se define como:

$$Z_C = \frac{1}{Cw j} = \frac{-j}{Cw} = -X_C \cdot j$$

Ecuación 5. Impedancia de un capacitor

Esto nos indica que el componente imaginario de la impedancia, que en este caso coincide con la reactancia capacitiva, va a ser negativo. Esto se debe a que, en un condensador, la corriente adelanta al voltaje en 90° , lo que equivale a un ángulo de fase de -90° considerando el modelo ideal [12].

Por tanto, es importante el cálculo de la fase ya que nos indica la relación geométrica entre resistencia y reactancia, variables fundamentales en la medida de la bioimpedancia eléctrica (BIA) [13].

La fase se calcula de la siguiente manera [11]:

$$\varphi = \tan^{-1} \frac{X_C}{R}$$

Ecuación 6. Cálculo de la fase a partir de R y X_C

En este caso, puesto que el dispositivo de medida es el AD5933, el ángulo de fase no se calcula a partir de las componentes resistencia y reactancia ya que este dispositivo, al realizar la medida, nos proporciona el valor del módulo de la impedancia $|Z|$ y el valor del ángulo de fase calculado a partir de las componentes de la Transformada discreta de Fourier (DFT) que hace internamente. A Partir de estos valores, tras la correspondiente calibración, se puede calcular tanto la parte resistiva (R) como la parte reactiva (X_C) [14].

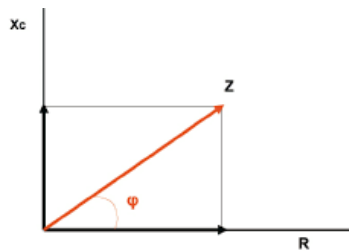


Figura 2. Componentes de la impedancia eléctrica

A partir del módulo y el ángulo de fase se obtienen la resistencia y la reactancia:

$$R = |Z| * \cos \varphi$$

Ecuación 7. Cálculo de R a partir de la fase y $|Z|$

$$X_C = |Z| * \sin \varphi$$

Ecuación 8. Cálculo de X_C a partir de la fase y $|Z|$

2.5 Aplicaciones de la Bioimpedancia

La bioimpedancia eléctrica (BIA) es una herramienta bastante versátil que puede ser empleada en múltiples disciplinas. Se muestran a continuación algunas aplicaciones generales:

1. Evaluación de la composición corporal

Es el campo donde más se emplea, permitiendo estimar la masa grasa, la masa libre de grasa o masa magra (músculo, hueso y agua), el agua corporal total, el agua intracelular y el agua extracelular. Es, por tanto, una técnica muy empleada en:

- Nutrición y dietética, pudiendo realizar un seguimiento de la pérdida de peso en pacientes teniendo como referencia el porcentaje de grasa corporal que es el parámetro más fiable a la hora de verificar la efectividad de determinadas dietas. Gracias a esta rápida estimación de la composición corporal los profesionales pueden personalizar dietas y monitorizar los cambios. [15].
- Deporte y rendimiento físico, siendo de gran utilidad para optimizar entrenamientos de atletas, haciendo un seguimiento sobre todo de la masa muscular y la hidratación. En este caso también se emplea la BIA para estimar la cantidad de grasa [16].
- Comparación de poblaciones, podemos comparar fácilmente distintos tipos de poblaciones. Por ejemplo, podemos observar las grandes diferencias en cantidad de grasa y músculo en personas activas frente a personas sedentarias[17].

2. Aplicación en el ámbito clínico: Monitorización de enfermedades

Más allá de la estimación de la composición corporal en personas sanas, la medida de la bioimpedancia puede ser muy valiosa en el ámbito clínico.

Una de las principales ventajas es la posibilidad de realizar una rápida evaluación de pacientes críticos. La BIA nos permite evaluar rápidamente el estado nutricional de pacientes en unidades de cuidados intensivos. Se monitoriza de esta manera una variable más que repercute directamente en el estado general de salud del paciente [18].

La BIA además es muy sensible a los cambios en el agua corporal por lo que es de gran utilidad en la detección de edema y deshidratación en pacientes con ciertas enfermedades. Permite por tanto evaluar condiciones patológicas como la sarcopenia o la desnutrición en pacientes hospitalizados [19].

También permite realizar seguimiento de enfermedades crónicas que afectan la composición corporal como insuficiencia renal o cardíaca. En la insuficiencia cardíaca, permite monitorizar la sobrecarga de líquidos, ayudando a ajustar el tratamiento diurético y prevenir descompensaciones mientras que, en la enfermedad renal crónica, especialmente en pacientes en diálisis, es clave para valorar la masa muscular, grasa corporal y estado de hidratación [20].

Por último, la BIA puede ser útil en oncología, la composición corporal de pacientes con cáncer se ve muy alterada, padeciendo en ocasiones caquexia, desnutrición o retención de líquidos. Gracias a la BIA es posible evaluar la pérdida de masa magra y el estado nutricional del paciente durante tratamientos agresivos como la quimioterapia o la radioterapia [21].

2.6 Ecuaciones empíricas empleadas para estimar la composición corporal

Para un correcto análisis de las componentes de la bioimpedancia es necesario definir las ecuaciones empíricas con las que se va a trabajar posteriormente, es decir, el modelo matemático que nos van a permitir convertir los valores analíticos obtenidos, resistencia (R) y reactancia capacitiva (X_C), en porcentaje de grasa corporal, cantidad de agua total y masa magra.

Es importante conocer la población en la que se han derivado las ecuaciones de la BIA, además de los errores cometidos en la medida de la composición corporal del estudio de referencia, donde comparan los valores obtenidos con un dispositivo de referencia validado [22].

Para este proyecto, puesto que el principal objetivo es que sea un sistema portátil, fácil de usar y con la posibilidad de repetir la medida tantas veces como sea necesario se decide que la medición de la bioimpedancia se va a realizar entre las dos manos, será un dispositivo mano-mano. Es necesario por tanto emplear ecuaciones derivadas de estudios poblacionales donde la medida se haya realizado de esta forma.

Es el caso del estudio “*Development and validation of new bioelectrical impedance equations to accurately estimate fat mass percentage in a heterogeneous Caucasian population*”. En este estudio, mediante un problema de regresión, se derivan las ecuaciones para estimar el porcentaje de masa grasa en hombres y mujeres. Se ha empleado como dispositivo de referencia el *BIA-TELELAB* de *AKERN srl*, un equipo sofisticado diseñado para medir la bioimpedancia mano-mano [23].

Es el estudio ideal para este proyecto debido a las siguientes razones [23]:

- Se han derivado las ecuaciones empleando una sola frecuencia de 50 kHz.
- La muestra del estudio se compone de 218 personas españolas, por lo que las características antropométricas coinciden con lo requerido.
- La muestra además está compuesta por personas entre 18 y 65 años, ideal para no depender de varias ecuaciones divididas en rangos de edad.
- Se ha dividido la muestra en 70% para desarrollo de las ecuaciones y el 30% para validar la efectividad de las mismas.
- El error obtenido al analizar el conjunto de validación es pequeño, obteniendo un error estándar de la estimación (SEE) de 2,94% y un valor de $R^2 = 0,876$.

La ecuación obtenida del estudio para estimar el porcentaje de grasa (%MG) y, por tanto, la empleada para este medidor de impedancia es [23]:

$$\%MG \text{ (BIA-TELELAB)} = 83,518 - 6,142 \times \text{sexo} - 0,375 \times \text{altura} + 0,056 \times \text{edad} + 0,478 \times \text{peso} + 0,060 \times \text{reactancia} - 76,069 \times \text{altura/resistencia}$$

Ecuación 9. Ecuación empleada para la estimación del porcentaje de grasa

Donde sexo = 1 en el caso de los hombres, sexo = 0 en el caso de las mujeres, la altura se pone en cm, la edad en años, el peso en kg y la reactancia y la resistencia en ohmios.

Como se puede comprobar, las ecuaciones para hombres y mujeres son idénticas, añadiendo solamente un factor adicional en los hombres, donde se resta -6,142. Este valor se ha obtenido de la regresión, pero nos ayuda a deducir que las mujeres, por naturaleza, tienen un porcentaje de grasa mayor que los hombres.

El porcentaje de grasa normal en hombres se sitúa entre el 10% y el 20% y en mujeres va del 20% al 30% considerando obesidad cuando se obtiene un valor mayor al 25% en hombres y al 35% en mujeres. Cuando nos encontramos en una situación intermedia, es decir, entre 20% y 25% en hombres y entre 30% y 35% en mujeres se considera sobrepeso [24], [25].

Tabla 1. Baremación de condición física en función del %MG

Porcentaje de grasa corporal	Varones (%)	Mujeres (%)
Normal	10-20	20-30
Sobrepeso	20-25	30-35
Obesidad	> 25	> 35

La diferencia de grasa corporal de las mujeres respecto de los hombres se debe a varios motivos:

- Grasa esencial, las mujeres necesitan un porcentaje mayor de grasa esencial para funciones biológicas vitales. Esta grasa se encuentra en la médula ósea, los órganos internos y sobre todo en los tejidos específicos femeninos, como las glándulas mamarias y alrededor del útero. Mientras que en los hombres la grasa esencial suele estar en un rango del 2-5%, en las mujeres se sitúa entre el 10-13% [24].
- Función reproductiva, para lo que las mujeres requieren mayores reservas de grasa (embarazo y lactancia). La grasa corporal femenina funciona como una reserva energética, especialmente útil durante los períodos de alta demanda energética como la gestación [26].
- Hormonas sexuales, mientras que en los hombres la testosterona favorece el desarrollo del músculo en mujeres los estrógenos favorecen la formación de grasa subcutánea [26].
- Distribución de la grasa corporal, con tendencia en mujeres a acumular grasa en caderas, glúteos y muslos mientras que en hombres esta acumulación se da más en la región abdominal (patrón androide) [26].

Es importante conocer tanto esta variación natural en la grasa corporal de las mujeres como los porcentajes saludables (normales) para poder sacar conclusiones del análisis de la BIA y del porcentaje de grasa corporal.

Una vez tenemos el porcentaje de grasa corporal calculado se puede calcular la masa libre de grasa o masa magra (MLG) como la resta de tu peso menos la masa grasa (MG). Primero pasamos el porcentaje de grasa a masa en kg y luego realizamos la resta:

$$Masa\ grasa\ (kg) = Peso \times \frac{\%MG}{100}$$

Ecuación 10. Paso de % de grasa a masa grasa en kg

$$Masa\ libre\ de\ grasa\ (kg) = Peso - Masa\ grasa$$

Ecuación 11. Cálculo de la masa libre de grasa

La masa libre de grasa está compuesta principalmente por agua, masa ósea y masa muscular [27].

La relación entre la masa libre de grasa o masa magra (MLG) y el agua corporal total (ACT) ha sido estudiada en profundidad en investigaciones previas. En concreto en el estudio "*Cellular-Level Body Composition Model: A New Approach to Studying Fat-Free Mass Hydration*" se afirma que la relación entre ACT y MLG es de 0.73 y que esta relación se mantiene constante en adultos sanos. Por tanto, a partir de la siguiente ecuación se puede obtener la cantidad total de agua a partir de la masa magra [28].

$$ACT (L) = 0.73 \times MLG (kg)$$

Ecuación 12. Cálculo del agua corporal total

2.7 Indicaciones y advertencias de uso de BIA

La elección del modelo y las condiciones de medición son dos de los aspectos críticos para garantizar la precisión en dispositivos de este estilo empleados para estimar la composición corporal a través de la medida de la bioimpedancia [1].

Tras la elección del modelo matemático que se va a emplear, por tanto, es preciso definir algunas indicaciones para que la medición se realice correctamente y algunas advertencias de uso, ya que la bioimpedancia tiene algunas limitaciones.

- En modelos con electrodos mano-mano el sujeto al que se le va a realizar la medición corporal debe sujetar un electrodo con cada mano asegurando un buen contacto y mantenerse de pie con las manos ligeramente separadas [23].
- Se recomienda no hacer ejercicio intenso 24 horas antes de la medición.
- Es recomendable realizar la medición en horas similares del día ya que el estado de hidratación o la ingesta reciente de alimentos puede afectar a la medición.
- Para una mayor repetibilidad se recomienda también orinar antes de cada medición, evitando así un componente hídrico adicional que interfiera en la exactitud de las medidas.
- Asegurarse del peso y la talla del usuario en el momento de la medición.
- Las ecuaciones no deben escogerse sin conocer la población de la que se derivan.
- Retirar elementos metálicos que puedan interferir en la medida de la bioimpedancia [22].
- No emplear la BIA en personas con implantes metálicos, sobre todo personas que portan marcapasos ya que la microcorriente empleada puede interferir con dispositivos de este tipo y provocar fallos graves. [22], [29].
- No emplear en mujeres embarazadas ya que podría afectar al feto en desarrollo. Tampoco tendría sentido realizar una estimación de la composición corporal en este caso por el desequilibrio hídrico y de masa corporal que se da durante el embarazo [29], [30].

Capítulo 3. Materiales y métodos

3.1 Materiales

Para llevar a cabo este proyecto han sido necesarios distintos materiales que se detallarán a continuación. Se incluye una breve descripción de cada componente empleado durante el proceso.

3.1.1 Procesadores y componentes activos

Circuito integrado AD5933



Figura 3. Circuito integrado AD5933

Es el principal componente del circuito, el encargado de realizar la medición y donde se van a configurar los parámetros necesarios para la correcta realización de la misma. El montaje de la placa se hace por tanto en base a este circuito integrado.

El AD5933 es un circuito integrado comercializado por la empresa *Analog Devices*. Se trata de un sistema convertidor de impedancia de alta precisión que combina un generador de frecuencia integrado con un convertidor analógico-digital (ADC) de 12 bits y 1 MSPS. El generador de frecuencia que integra el AD5933 excita la impedancia externa con una frecuencia conocida. La señal de respuesta proveniente de la impedancia es muestreada por el ADC integrado, y se procesa una transformada discreta de Fourier (DFT) por el motor DSP (*Digital Signal Processor*) incorporado. El algoritmo DFT devuelve un dato en forma de parte real (R) y parte imaginaria (I) para cada frecuencia de salida [14].

Las especificaciones técnicas de este circuito integrado son [14]:

- Voltaje de excitación pico-pico de salida programable, cuenta con 4 rangos.
- Interfaz de comunicación: I²C, permite la transferencia de datos entre dispositivos electrónicos. I²C (*Inter-Integrated Circuit*) es un protocolo de comunicación digital en serie que permite conectar múltiples dispositivos usando solo dos cables: SCL y SDA.

- Rango de frecuencia: Hasta 100 kHz, posibilidad de realizar un barrido de frecuencia que puede ser programado a través del I²C.
- Resolución de frecuencia: 27 bits (<0.1 Hz)
- Rango de impedancia medible: 1 k Ω a 10 M Ω , ampliable con un circuito adicional, necesario para este proyecto.
- Precisión del sistema: $\pm 0.5\%$
- Sensor de temperatura interno: $\pm 2^{\circ}\text{C}$
- Opción de emplear el reloj interno, en este caso es el que se ha utilizado
- Rango de voltaje de alimentación: 2.7 V a 5.5 V, en este trabajo se ha alimentado con 3.3V
- Rango de temperatura operativa: -40°C a $+125^{\circ}\text{C}$
- Encapsulado: SSOP de 16 pines

En la siguiente imagen podemos ver además el diagrama de bloques del AD5933 donde se detalla su funcionamiento interno. La impedancia desconocida que queremos averiguar se colocaría entre V_{OUT} y V_{IN} .

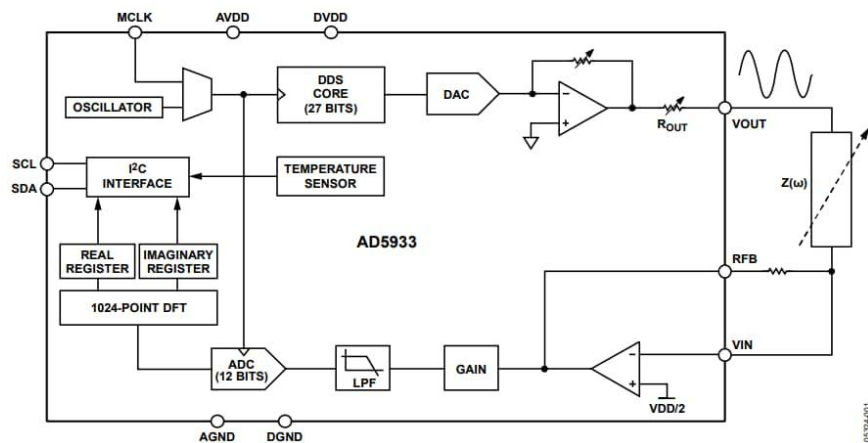


Figura 4. Diagrama de bloques del AD5933

XiaoESP32-C3



Figura 5. Microcontrolador XiaoESP32-C3

Es un microcontrolador desarrollado por *Seeed Studio* y basado en el chip ESP32-C3 de *Espressif*. Durante el proyecto se ha controlado con Arduino y su conexión con el AD5933 se realiza a través del protocolo I²C.

Cuenta con módulo *Wi-Fi* y *Bluetooth* y es ideal para proyectos de internet de las cosas (*IoT*). Este microcontrolador se ha utilizado durante las pruebas iniciales y en fases avanzadas será sustituido por el *M5Stack-core2*.

M5Stack-Core2



Figura 6. Módulo de desarrollo M5Stack-Core2

El M5Stack Core2 es un módulo de desarrollo basado en el microcontrolador ESP32. Se trata de un diseño modular que incluye múltiples funcionalidades, entre ellas cabe destacar la pantalla táctil a color de 2 pulgadas, Wi-Fi y Bluetooth integrados, batería recargable, altavoz y acelerómetro.

Se ha empleado en etapas finales para sustituir al ESP32 y representar los resultados a través de la pantalla, además de conseguir una mayor portabilidad gracias a su diseño con batería de 500 mAh. Al estar basado en el propio ESP32 la transferencia del código de uno a otro ha sido sencilla. Igual que el ESP32 se comunicará con el AD5933 a través del I²C.

Amplificador operacional MCP6004



Figura 7. Amplificador operacional MCP6004

Para el circuito final ha sido necesario un amplificador operacional (AO). El MCP6004 es un amplificador operacional (*op-amp*) cuádruple de bajo consumo (*Low power*)

fabricado por *Microchip Technology*. Contiene cuatro amplificadores operacionales independientes en un solo chip, diseñados para funcionar con una alimentación desde 1.8 V hasta 6 V.

Se trata de un amplificador operacional *rail-to-rail*, esto significa que puede recibir y sacar señales cercanas a los voltajes de alimentación mínimo y máximo aprovechando al máximo el rango de voltaje de suministro disponible.

A pesar de que en el proyecto solo es necesario un amplificador operacional se escoge este cuádruple por disponibilidad en el laboratorio. Además, en algún montaje de prueba se han llegado a utilizar hasta dos amplificadores operacionales.

3.1.2 Componentes pasivos

Protoboard y cables jumper

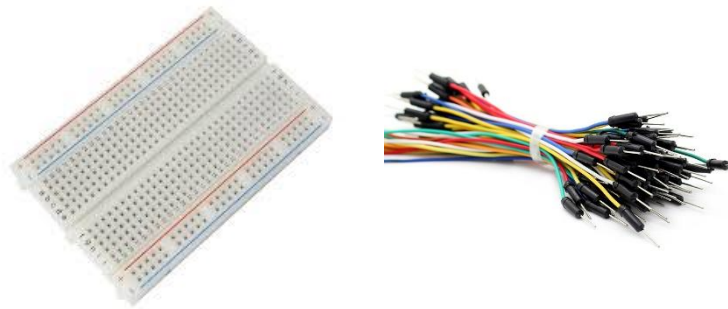


Figura 8. Protoboard y cables jumper

La protoboard es un elemento fundamental empleado durante el periodo de pruebas ya que permite cambiar la disposición de los elementos del circuito y montar circuitos electrónicos de manera temporal, probar diferentes configuraciones antes de seleccionar el modelo final y plasmarlo en una placa de circuito impreso (PCB). Es bastante cómodo ya que puedes unir los componentes empleando únicamente cables jumper sin necesidad de soldar. La mayoría de los cables utilizados son macho a macho, pero en ocasiones, por comodidad, se ha empleado cableado macho a hembra.

La protoboard tiene internamente filas y columnas de conectores metálicos que permiten establecer las conexiones. Cuenta en el centro con una separación donde se interrumpe el circuito, ideal para conectar encapsulados y las líneas laterales son utilizadas para la alimentación.

Placa de circuito impreso sin grabar



Figura 9. PCB sin grabar

La placa virgen se utiliza como base para crear circuitos impresos. Una vez que se tiene el circuito final, se crean las pistas en una placa de cobre como la de la imagen. Este tipo de placas se pueden perforar y se puede soldar componentes para construir un circuito específico.

Caja de mecanismos



Figura 10. Caja de mecanismos

Para una mejor presentación y un diseño portátil y compacto se ha empleado una caja de mecanismos de 80x80mm.

Componentes electrónicos

Para el montaje del circuito y la posterior calibración del AD5933 han sido necesarias resistencias y condensadores de distintos valores.

Electrodos de acero inoxidable



Figura 11. Electrodos. Barras de acero inoxidable

Se han empleado estas barras de acero inoxidable como electrodos para el prototipo final. Esto nos permite realizar múltiples medidas sujetando una barra con cada mano. Se ha elegido este material por su buena conductividad eléctrica, alta resistencia a la corrosión y su facilidad de limpieza y reusabilidad.

Cableado y conectores para el montaje final

Se ha necesitado cable para realizar las conexiones y conectores de dos tipos, por un lado, conectores de anillo para colocarlos en las barras de acero inoxidable y conectores tipo banana hembra para unir los cables a la caja de mecanismos como podremos ver en el apartado 3.2.6.

3.1.3 Herramientas

Arduino

Ha sido la plataforma de desarrollo escogida para la programación del AD5933 a través de inicialmente el ESP32-C3 y finalmente el M5Stack-Core2. Se trata de una plataforma de código abierto que utiliza un lenguaje de programación similar a C/C++.

Osciloscopio



Figura 12. Osciloscopio

Instrumento que nos permite ver cómo varía una señal eléctrica en el tiempo. Muestra las ondas en una pantalla, permitiendo analizar su forma, frecuencia, voltaje medio o punto de referencia y amplitud.

Fundamental en etapas iniciales para hacer verificaciones y evaluar el comportamiento del AD5933 además de verificar la correcta comunicación a través del I²C.

Multímetro



Figura 13. Multímetro

Al igual que el osciloscopio, el multímetro ha sido muy útil tanto para verificar valores de resistencias y voltajes como para comprobar la correcta conexión de los componentes. Para esto último, se debe seleccionar el modo de continuidad en el multímetro y tocar con las sondas en los dos puntos en los que se quiere verificar que la conexión sea correcta. Si la conexión es continua, el multímetro emitirá un sonido, indicando que hay continuidad entre los puntos.

Taladro para los orificios de la PCB

Una vez tenemos las pistas de cobre, necesitamos un taladro pequeño para crear los orificios por los que introduciremos los componentes

Soldador de estaño para fijar los componentes a la PCB

Necesario durante el proceso de fabricación de la PCB final.

3.2 Métodos

En el presente apartado se describirá todo el proceso llevado a cabo hasta la consecución del prototipo final. Tanto a nivel *Hardware* como *Software*.

3.2.1 Montaje inicial

Inicialmente, en la protoboard, se lleva a cabo un montaje sencillo donde se conectan el AD5933 y el XiaoESP32-C3 a través del I²C. Se alimenta también el AD5933 a través del puerto de 3.3V del ESP32. En esta primera parte se trabajará con el circuito integrado y Arduino para enviar y recibir datos en pantalla.

En este caso, solo se monta adicionalmente la resistencia de realimentación (RFB, *External Feedback Resistor*) y la Z_{UNKNOWN} que es la impedancia desconocida, es decir, la parte externa que pudimos ver en la *figura 4* entre los pines V_{IN}, RFB y V_{OUT}.

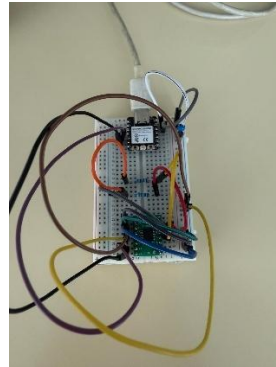


Figura 14. Montaje inicial AD5933-ESP32

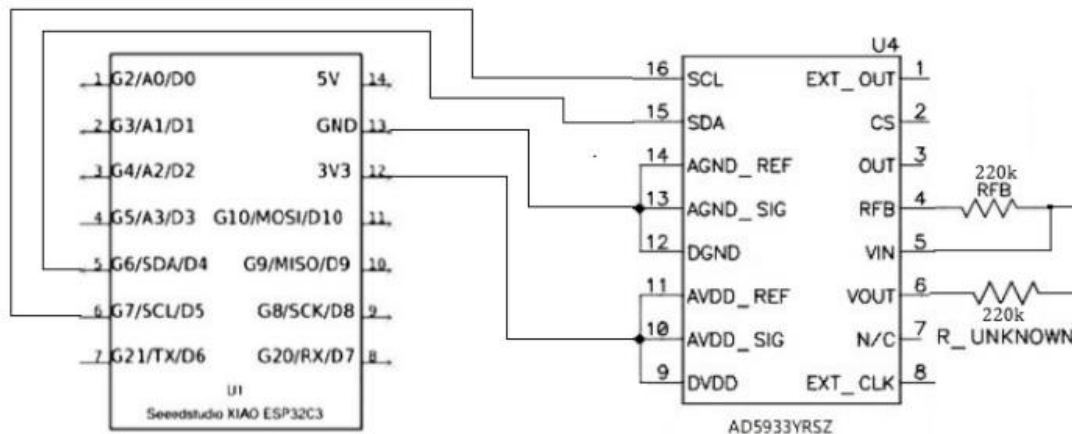


Figura 15. Esquema del montaje inicial ESP32-AD5933

Como podemos ver en el apartado *Receive Stage* del propio *Data Sheet* del AD5933, la ganancia del amplificador de corriente a tensión viene determinada por una resistencia de realimentación seleccionable por el usuario conectada entre la patilla 4 (RFB) y la patilla

5 (V_{IN}) del circuito integrado. Es importante que el usuario elija un valor de resistencia de realimentación que, junto con la ganancia seleccionada en la etapa *programmable gain amplifier (PGA)*, mantenga la señal dentro del rango lineal del ADC (0 V a VDD) para que no sature el convertidor[14].

Para que no sature, por tanto, el valor de RFB se define como[31]:

$$R_{FB} = \frac{\left(\frac{V_{DD}}{2} - 0.2\right) \times Z_{MIN}}{\left(V_{PK} + \frac{V_{DD}}{2} - V_{DCOFFSET}\right)} \times \frac{1}{GAIN}$$

Ecuación 13. Cálculo de RFB idónea

Donde V_{PK} es el valor de voltaje de pico del rango de salida establecido, Z_{MIN} es la impedancia mínima que se espera medir, GAIN es la ganancia seleccionada en PGA, VDD es la alimentación y $V_{DCOFFSET}$ es la tensión DC offset para el rango seleccionado que se detalla en la siguiente tabla:

Tabla 2. Output DC Bias Level para cada rango de voltaje de excitación

Range	Output Excitation Voltage Amplitude	Output DC Bias Level
1	1.98 V p-p	1.48 V
2	0.97 V p-p	0.76 V
3	383 mV p-p	0.31 V
4	198 mV p-p	0.173 V

El *DC Offset* o el *Output DC Bias Level* se refiere al nivel de voltaje de referencia, desplazando este punto del 0 al punto establecido para cada rango. Esto se hace porque el AD5933 no puede generar tensiones negativas y necesita centrar las señales en un valor positivo haciendo así que la señal que genera oscile dentro del rango permitido [14].

En líneas generales en este proyecto se ha empleado una RFB similar a la impedancia desconocida que se va a medir, obteniendo buena precisión y garantizando que no satura el convertidor. Posteriormente, cuando se establezca el circuito final esta deducción no será válida ya que se añaden etapas que aquí no se tienen en cuenta, se detallará por tanto la elección de la RFB cuando se muestre dicho circuito.

Cabe destacar la importancia de los *pin-out* de cada componente. Para realizar las conexiones en esta primera parte se han conectado los pines SDA y SCL del ESP32 a los pines correspondientes en el circuito integrado que como podemos ver en la imagen inferior son los pines 15 y 16. Además se ha empleado la alimentación de 3.3V del microcontrolador y siguiendo las recomendaciones del fabricante, se han alimentado los 3 pines de alimentación del integrado 9,10 y 11 y se han conectado a tierra los 3 pines correspondientes que son 12,13 y 14.

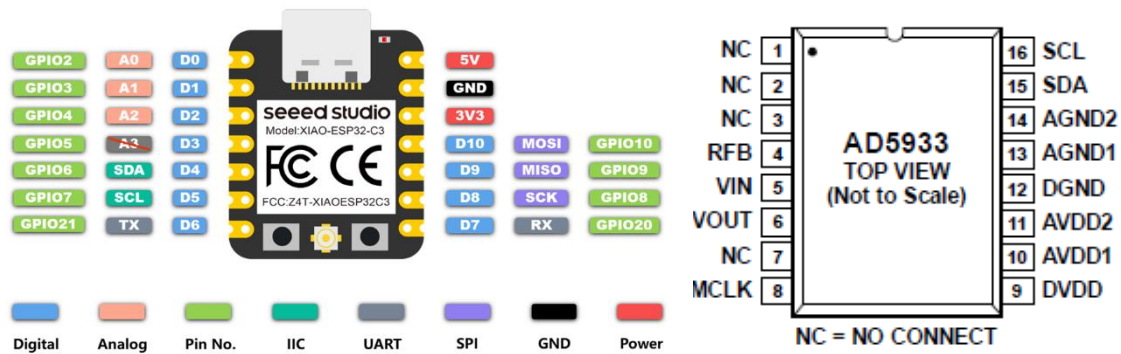


Figura 16. Pin-Out del microcontrolador ESP32 y del circuito integrado AD5933

Para conectar las dos resistencias externas, la RFB se ha conectado entre el pin 4 que es RFB y el pin 5 que es V_{IN} . V_{OUT} que es el pin 6 se ha conectado directamente a un extremo de la Z desconocida. El otro extremo de la Z desconocida se conecta al punto donde se unen RFB y V_{IN} .

3.2.2 Definición de parámetros para inicializar el AD5933

Una vez que tenemos el montaje inicial preparado, es preciso comenzar con la definición de parámetros para inicializar el circuito integrado. En este apartado se detallará como se ha establecido la dirección I²C del AD5933, como se ha configurado la frecuencia a la que se va a medir, el voltaje de excitación de salida, la ganancia del PGA y cómo se han configurado los respectivos registros de control para realizar la medición. Se ha creado un código sencillo de Arduino para ello, aunque posteriormente se empleará un código más complejo con operadores bit a bit (*bitwise*)

En primer lugar, es necesario incluir la librería Wire.h que facilita la comunicación I²C en Arduino y definir la dirección I²C del AD5933 para la correcta comunicación. El AD5933 se conecta a este bus como dispositivo esclavo bajo el control de un dispositivo maestro, en este caso el ESP32. Tiene una dirección esclava de 7 bits en el bus serie. Cuando el dispositivo se enciende, tiene una dirección de bus serie predeterminada, 0001101 (0x0D) [14].

Se ejecuta por tanto la siguiente línea de código: `#define DEVICE 0x0D // Dirección I2C del AD5933`

Tras esto, es preciso definir las funciones para leer y escribir registros en el AD5933. Las indicaciones las podemos leer en el *Data Sheet* del AD5933, en concreto en el apartado *Writing/Reading to the AD5933* [14].

Las funciones empleadas para escribir y leer los registros son las siguientes. Se incluye algún comentario para una mejor interpretación del código:

```
// Función para escribir en un registro del AD5933
void setRegister(uint8_t reg, uint8_t value) {
    Wire.beginTransmission(DEVICE); // Inicia comunicación con el dispositivo I²C (esclavo)
    Wire.write(reg); // Indica qué registro vas a escribir
    Wire.write(value); // Escribe el valor que quieres guardar en ese registro
    Wire.endTransmission(); // Finaliza la transmisión
}

// Función para leer registros
uint8_t readRegister(uint8_t reg) {
    Wire.beginTransmission(DEVICE); // Inicia comunicación con el dispositivo
    Wire.write(reg); // Indica qué registro quieres leer
    Wire.endTransmission(false); // Termina la escritura, pero mantiene el bus activo
    Wire.requestFrom(DEVICE, 1); // Solicita 1 byte desde el dispositivo
    return Wire.read(); // Devuelve el byte leído
}
```

Una vez definidas estas funciones se establece la frecuencia a la que vamos a trabajar y el voltaje de excitación, señal que generará el AD5933.

En este caso, donde trabajaremos con una única frecuencia de 50 kHz, la frecuencia de comienzo (*Start Frequency*) será la frecuencia de trabajo. Nos vamos por tanto al apartado *Start Frequency* del AD5933 [14].

Para establecer la frecuencia de inicio se debe aplicar la siguiente ecuación[14]:

$$\text{Start Frequency Code} = \left(\frac{\text{Required Output Start Frequency}}{\left(\frac{\text{MCLK}}{4} \right)} \right) \times 2^{27}$$

Ecuación 14. Cálculo de la frecuencia de inicio

En este caso, *Required Output Start Frequency* es 50000 Hz y MCLK, al usar el reloj interno del AD5933 es 16 MHz por lo que *Start Frequency Code* = 1677721 que en hexadecimal es 199999. Este valor debe escribirse en los registros 0x82,0x83,0x84 que son los reservados para *Start Frequency*, por lo que en el código se escribe lo siguiente:

```
// Configurar frecuencia de excitación a 50 kHz
long Startfrequency = 0x199999;
setRegister(0x82, (Startfrequency >> 16) & 0xFF); //Byte más significativo (MSB) 0x19
setRegister(0x83, (Startfrequency >> 8) & 0xFF); // Byte medio 0x99
setRegister(0x84, Startfrequency & 0xFF); // Byte menos significativo (LSB) 0x99
```

Para establecer el voltaje de excitación, debemos ajustar los valores de los bits D10 y D9 del registro de control 0x80. Contando con varios rangos establecidos que se detallan en la siguiente tabla:

Tabla 3. Rangos predefinidos de voltaje de excitación de salida en el AD5933

D10	D9	Range No.	Output Voltage Range
0	0	1	2.0 V p-p typical
0	1	4	200 mV p-p typical
1	0	3	400 mV p-p typical
1	1	2	1.0 V p-p typical

A partir de estos rangos, modificando los valores en esos bits, se obtendrá la amplitud pico-pico deseada. Además, para modificar los valores de la ganancia del amplificador de instrumentación programable (PGA) se debe modificar el bit D8, poniéndolo en 1 para ganancia de x1 y en 0 para ganancia x5[14].

Este es el código sencillo empleado para establecer el nivel de voltaje en 400 mV y ganancia en el PGA de x1:

```
setRegister(0x80, 0xB5);
setRegister(0x81, 0x00); //Para utilizar el reloj interno D3=0
```

Para establecer el voltaje de salida de 400 mVpp se han establecido los bits D10 = 1 y D9 = 0, además para poner la ganancia en x1 el bit D8 = 1. Para ello se ha escrito en el registro 0x80, que abarca desde el D15 hasta el D8, el valor B5 en hexadecimal que en binario es 10110101.

Como se puede comprobar, se ponen los bits D15,D14,D13,D12 en 1011 por lo que el dispositivo está en modo *standby*.

Para verificar la correcta comunicación entre el AD5933 y el ESP32 se han realizado distintas pruebas con el osciloscopio, comprobando que la señal de excitación es la correcta probando en diferentes rangos de voltaje y con diferentes frecuencias. Se espera una señal senoidal con la amplitud determinada, en este caso es de 400 mV y con la frecuencia seleccionada de 50 kHz. No nos encontraremos la señal centrada en 0 V, sino centrada en el *Output DC Bias Level*. Siguiendo la *tabla 2* podemos ver que este valor para el rango de 400 mV_{pp} es de 0.31 V [14].

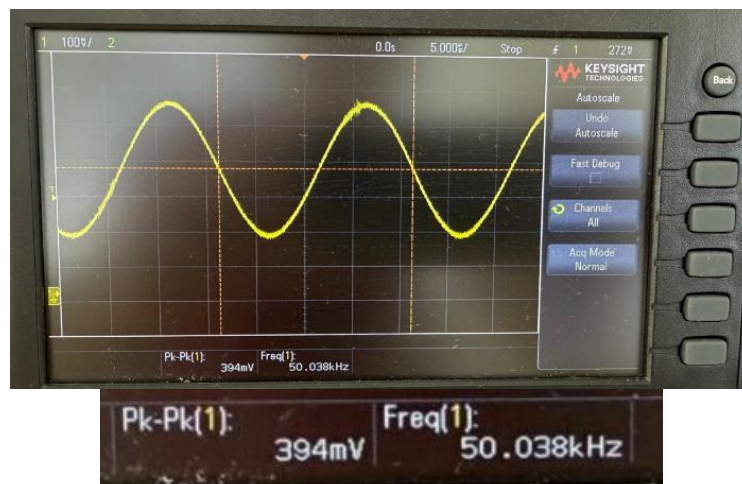


Figura 17. Comprobación inicial de parámetros en osciloscopio

Se puede comprobar en la imagen por tanto que, hasta ahora, el funcionamiento es bueno, teniendo los 400 mV_{pp}, los 50 kHz y la señal centrada en 0.31V aproximadamente. Otra comprobación posible es la lectura de registros con la función mencionada anteriormente. Se imprimen los registros por el Serial Monitor y se comprueba que se ha escrito correctamente.

3.2.3 Optimización del código

Tras la implementación del código inicial, bastante sencillo, se sustituye por uno más complejo, donde se crean funciones para modificar cada registro empleando operadores *bitwise*, bit a bit. Se trata de operadores *AND* y *OR* bit a bit, para facilitar el cambio de bits en cada registro.

Para este nuevo código se muestra cómo se definen los registros a continuación. Se han definido en base a la tabla 8 del *Data Sheet* donde se muestra el mapa de registros[14]:

```
// REGISTROS AD5933
#define rControlMSB byte(0x80)
#define rControlLSB byte(0x81)

#define rStartFreqMSB byte(0x82)
#define rStartFreqMSB byte(0x83)
#define rStartFreqLSB byte(0x84)

#define rFreqIncrementMSB byte(0x85)
#define rFreqIncrementMSB byte(0x86)
#define rFreqIncrementLSB byte(0x87)

#define rNumberIncrementsMSB byte(0x88)
#define rNumberIncrementsLSB byte(0x89)

#define rNumberSettlingCyclesMSB byte(0x8A)
#define rNumberSettlingCyclesLSB byte(0x8B)

#define rStatus byte(0x8F)

#define rTemperatureMSB byte(0x92)
#define rTemperatureLSB byte(0x93)

#define rRealDataMSB byte(0x94)
#define rRealDataLSB byte(0x95)

#define rImDataMSB byte(0x96)
#define rImDataLSB byte(0x97)
```

Una vez definidos los registros podemos crear las funciones básicas para cambiar los modos de operación del AD5933, modificar el valor de la frecuencia o modificar el valor del voltaje de excitación.

```
byte ADReadRegister(byte rAddress){
  //Leer registros del AD5933
  Wire.beginTransmission(DEVICE);
  Wire.write(0xB0);
  Wire.write(rAddress);
  Wire.endTransmission();
```

```

Wire.requestFrom(DEVICE, 1);
byte value=0x00;
if(1 <= Wire.available()){
    value = Wire.read();
}
return value;
}

void ADWriteRegister(byte rAddress, byte value){

//Escribir en registros del AD5933
Wire.beginTransaction(DEVICE);
Wire.write(rAddress);
Wire.write(value);
Wire.endTransmission();
}

```

Estas dos primeras funciones se emplean para leer y escribir registros, similar al código explicado anteriormente.

A continuación, se definen las funciones que establecen el modo de funcionamiento del AD5933 ya que cuenta con diferentes modos de control (registro 0x80).

La función **ADReset** se encarga de resetear el integrado poniendo el bit D4 en el registro de control en 1 y seguidamente se vuelve a poner en 0. **ADStandby** pone el integrado en modo *standby* para que no se genere la señal de excitación. Pone V_{IN} y V_{OUT} en 0V. **ADPowerDown** pone el integrado en *power-down mode*, en este modo, los pines V_{OUT} y V_{IN} están conectados internamente a GND.

```

void ADRreset(){
    byte auxReg=ADReadRegister(rControlLSB);
    auxReg &= 0x0F; // 0000 ****
    auxReg |= 0x10; // 0001 ****
    ADWriteRegister(rControlLSB,byte(auxReg)); //Establecer reset en 1
    auxReg &= 0x0F; // 0000 ****
    ADWriteRegister(rControlLSB,byte(auxReg)); //Establecer reset de nuevo en 0
}

void ADStandby(){
    byte auxReg=ADReadRegister(rControlMSB);
    auxReg &= 0x0F; // 0000 ****
    auxReg |= 0xB0; // 1011 ****
    ADWriteRegister(rControlMSB,auxReg);
}

void ADPowerDown(){
    byte auxReg=ADReadRegister(rControlMSB);
    auxReg &= 0x0F; // 0000 ****
    auxReg |= 0xA0; // 1010 ****
    ADWriteRegister(rControlMSB,auxReg);
}

```

Continuamos con la función **ADProgramFrequencySweep**, donde, dependiendo de los valores introducidos por el usuario, se escribe en los registros correspondientes la frecuencia de inicio, el tamaño del incremento y el número de incrementos.

Se define además el parámetro *freqRatio* para adaptarnos a la forma que tiene el AD5933 de recibir la frecuencia de inicio explicada en la *ecuación 14*. A partir de esta ecuación obtenemos *freqRatio* realizando la siguiente operación:

$$\frac{2^{27}}{\left(\frac{16.776 \text{ MHz}}{4}\right)} \approx 32$$

Ecuación 15. Cálculo de freqRatio

Simplificando la *ecuación 14* tenemos que: $\text{startF} = \text{freqRatio} * \text{Required Output Start Frequency}$. Se programan además los parámetros para realizar el barrido de frecuencia, pero este no se ejecuta ya que trabajaremos con una única frecuencia de 50 kHz.

```
#define freqRatio 32
void ADProgramFrequencySweep(unsigned long int startF, unsigned long int incrementF, int
nIncrements){
    startF=freqRatio*startF;
    ADWriteRegister(rStartFreqMSB, byte(0x000000ff & (startF>>16)));
    ADWriteRegister(rStartFreqMSB, byte(0x000000ff & (startF>>8)));
    ADWriteRegister(rStartFreqLSB, byte(0x000000ff & startF));

    incrementF=freqRatio*incrementF;
    ADWriteRegister(rFreqIncrementMSB, byte(0x000000ff & (incrementF>>16)));
    ADWriteRegister(rFreqIncrementMSB, byte(0x000000ff & (incrementF>>8)));
    ADWriteRegister(rFreqIncrementLSB, byte(0x000000ff & incrementF));

    if(nIncrements>=511) nIncrements=511;
    ADWriteRegister(rNumberIncrementsMSB, byte(0x000000ff & (nIncrements>>8)));
    ADWriteRegister(rNumberIncrementsLSB, byte(0x000000ff & nIncrements));
}
```

Seguimos con la función *ADSetGain* donde se establece la ganancia del PGA. Programamos el bit D8 del registro de control. Si queremos que sea x5 D8=0, si queremos que sea x1 D8=1.

```
void ADSetGain(byte gain){
    byte auxReg=ADReadRegister(rControlMSB);
    if(gain==0x01) auxReg |=0x01; // **** ***1
    else auxReg &=0xFE; // **** ***0
    ADWriteRegister(rControlMSB, auxReg);
}
```

La función *ADSetAmplitude* permite que modifiquemos fácilmente el rango de voltaje de excitación con el que queremos trabajar, tenemos 4 rangos establecidos como hemos podido comprobar en la *tabla 3* y dependiendo del número que el usuario introduzca en la función estaremos en un rango u otro, asignando el 1 al rango de 2V_{pp}, el 2 al rango de 1V_{pp}, el 3 al rango de 400 mV_{pp} y el 4 al rango de 200 mV_{pp}.

```
void ADSetAmplitude(byte amp){
    // amp=1 -> 2Vpp
```

```
// amp=2 -> 1Vpp
// amp=3 -> 400mVpp
// amp=4 -> 200mVpp
byte auxReg=ADReadRegister(rControlMSB);
auxReg &= 0xF9; // **** *00*
if(amp==0x02) auxReg |= 0x06; // **** *11*
if(amp==0x03) auxReg |= 0x04; // **** *10*
if(amp==0x04) auxReg |= 0x02; // **** *01*
ADWriteRegister(rControlMSB,auxReg);
}
```

La función **ADSettlingTime** sirve para programar el tiempo de establecimiento. Es un retraso intencional que se introduce después de que se inicia, repite o cambia la frecuencia de excitación, antes de comenzar la medición con el ADC. Este tiempo permite que el sistema se estabilice asegurándonos que el sistema esté en estado estacionario antes de muestrear[14].

```
void ADSettlingTime(int nCycles, byte multiplier){
    if(nCycles>=511) nCycles=511;
    byte auxReg = byte(0x00000001 & (nCycles>>8));
    if(multiplier==2) auxReg |= 0x02;
    if(multiplier==4) auxReg |= 0x06;
    ADWriteRegister(rNumberSettlingCyclesMSB,auxReg);
    ADWriteRegister(rNumberSettlingCyclesLSB,byte(0x000000ff & nCycles));
}
```

Con **ADInit** se programan los parámetros asignando el valor que el usuario desee con las funciones explicadas anteriormente. En este caso se hace un *reset* y se pone el dispositivo en *standby* para posteriormente establecer una amplitud de $2V_{pp}$, una ganancia de 1 y una frecuencia de 50 kHz.

```
void ADInit(){
    ADReset();
    ADStandby();
    ADSetAmplitude(1);
    ADSetGain(1);
    ADProgramFrequencySweep(50000,10,100);
    ADSettlingTime(511,0);
}
```

Con **ADInitializeFrequency** iniciamos con la frecuencia de inicio, esto habilita al DDS (Direct Digital Synthesis, encargado de generar las señales senoidales) para que emita la frecuencia de inicio programada durante un tiempo indefinido [14]. Se utiliza para excitar inicialmente la impedancia desconocida. Cuando la salida a través de la impedancia desconocida se haya estabilizado, el usuario debe iniciar un comando de barrido de frecuencia para comenzar la medición, este comando se ejecuta a través de la función **ADSweep**.

```
void ADInitializeFrequency(){
    byte auxReg = ADReadRegister(rControlMSB);
    auxReg &= 0x0F; // 0000 ****
    auxReg |= 0x10; // 0001 ****
    ADWriteRegister(rControlMSB,auxReg);
}
```

```

}

void ADSweep(){
    byte auxReg = ADReadRegister(rControlMSB);
    auxReg &= 0x0F; // 0000 ****
    auxReg |= 0x20; // 0010 ****
    ADWriteRegister(rControlMSB,auxReg);
}

```

Las dos funciones siguientes, `ADRepeatFrequency` y `ADIncrementFrequency` se emplean a la hora de realizar la medición. En este caso emplearemos la función `ADRepeatFrequency` para utilizar siempre esa frecuencia de 50 kHz y poder realizar varias mediciones sucesivas [14]. En el caso de que se quisiera hacer un barrido de frecuencia, sería posible empleando la función `ADIncrementFrequency` por la que se pasa al siguiente paso en el barrido.

```

void ADRepeatFrequency(){
    byte auxReg = ADReadRegister(rControlMSB);
    auxReg &= 0x0F; // 0000 ****
    auxReg |= 0x40; // 0100 ****
    ADWriteRegister(rControlMSB,auxReg);
}

void ADIncrementFrequency(){
    byte auxReg = ADReadRegister(rControlMSB);
    auxReg &= 0x0F; // 0000 ****
    auxReg |= 0x30; // 0011 ****
    ADWriteRegister(rControlMSB,auxReg);
}

```

3.2.4 Calibración del AD5933 con Arduino

Una vez definidas todas las funciones con las que vamos a trabajar, se procede a definir la función que nos va a permitir medir. En el momento en que se consigue observar los valores por pantalla es necesario establecer el factor de ganancia (FG) y la corrección de fase para la correcta calibración del AD5933.

En este caso el código empleado es el siguiente, ya dentro del *loop*, para ejecutarse sucesivamente:

```

void loop() {
    ADInit();
    ADStandby();
    ADInitializeFrequency();
    delay(500);
    ADSweep();
}

```

En el *loop*, se ejecuta la función `ADInit`, para definir los parámetros que vimos anteriormente que son la frecuencia, el voltaje de excitación, el tiempo de establecimiento y la ganancia del PGA. Se pone el AD5933 en modo *standby* y seguidamente se ejecuta la función `ADInitializeFrequency` para iniciar el integrado con la frecuencia de inicio definida. Una vez se ha inicializado el integrado se ejecuta `ADSweep` para realizar la medición. Posteriormente se verifica que la medición ha finalizado y que los valores real e imaginario están listos para ser leídos comprobando los valores del registro `rStatus` (0x8F). El bit D2 de este registro se activa cuando el barrido de frecuencias que inicia la medición ha finalizado. El bit D1 se activa cuando el procesamiento de datos para el punto de frecuencia en el que nos encontramos ha finalizado, indicando que los datos real e imaginario están listos para ser leídos [14].

```
while(!(ADReadRegister(rStatus) & 0x04)){
    while(!(ADReadRegister(rStatus)&0x02));
    auxByte=ADReadRegister(rRealDataMSB);
    real = (int16_t)(auxByte << 8);
    auxByte=ADReadRegister(rRealDataLSB);
    real |= auxByte;

    auxByte=ADReadRegister(rImDataMSB);
    img = (int16_t)(auxByte << 8);
    auxByte=ADReadRegister(rImDataLSB);
    img |= auxByte;
```

Para la lectura de la parte real es preciso leer los registros 0x94 y 0x95. Para la parte imaginaria se deben leer los registros 0x96 y 0x97. El código empleado reconstruye la parte real e imaginaria de la impedancia medida uniendo los dos registros de cada parte (*MSB* y *LSB*) asegurando que el resultado sea un entero con signo de 16 bits.

Es muy importante tener en cuenta que el AD5933 no nos devuelve la parte real e imaginaria de la impedancia medida. Los valores real e imaginario son los correspondientes a la transformada discreta de Fourier (DFT) y no a los valores de resistencia y reactancia de la impedancia [14].

La magnitud de la impedancia $|Z|$ se puede calcular con la siguiente operación, donde R e I son las componentes de la DFT:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + I^2}$$

Ecuación 16. Cálculo de impedancia a partir de componentes de la DFT

Se calcula también el valor de la fase con la función `atan(y/x)` incluida en la librería *math.h*, que realiza la operación $\tan^{-1}(img/real)$. La fase medida por esta ecuación tiene en cuenta, además del desfase de la impedancia desconocida, el desfase introducido en la señal de salida del DDS al pasar por los amplificadores internos tanto de transmisión como de recepción del AD5933 [14].

```
mag = sqrt((double)real * real + (double)img * img);
phase=atan(img/real)
```

Por último, en el *loop* se ejecuta la función **ADRepeatFrequency** para poder trabajar continuamente con esa frecuencia de 50 kHz que queremos.

La calibración por tanto debe realizarse en este punto ya que los valores, tanto de la magnitud como de la fase, han sido calculados a partir de los valores real e imaginario obtenidos de la DFT. La calibración es un paso muy importante ya que si no se realiza los resultados serán totalmente distintos a lo que realmente tenemos. Esta calibración de magnitud y fase debe ajustarse al rango de medida y además repetirse en cada cambio de configuración del circuito para asegurarnos una mayor precisión por lo que se repetirá la calibración en varias ocasiones a lo largo del proyecto.

CALIBRACIÓN DE LA MAGNITUD

En primer lugar, nos centraremos en la calibración de la magnitud. A partir de la magnitud obtenida de las componentes de la DFT debemos aplicar un factor de ganancia calculado midiendo con una resistencia conocida entre los pines V_{OUT} y V_{IN} . Una vez se ha calculado este factor de ganancia podemos emplearlo para calcular impedancias desconocidas. Para el cálculo de este factor de ganancia debemos tener en cuenta la siguiente ecuación [14]:

$$Factor\ de\ ganancia = \frac{1}{\frac{impedancia}{magnitud}}$$

Ecuación 17. Cálculo del factor de ganancia

Donde impedancia es la resistencia conocida que se coloca entre los pines V_{OUT} y V_{IN} y magnitud es la magnitud obtenida a partir de las componentes real e imaginaria de la DFT.

Ahora, por tanto, para calcular el valor de cualquier impedancia desconocida que se coloque entre los pines V_{OUT} y V_{IN} empleando el factor de ganancia debe aplicarse la siguiente ecuación:

$$Z_{UNKNOWN} = \frac{1}{Factor\ de\ ganancia \times Magnitud}$$

Ecuación 18. Cálculo de la impedancia desconocida con el FG

En este caso Z_{UNKNOWN} es la impedancia desconocida y magnitud, al igual que antes, es la magnitud obtenida de la medición.

En el código de Arduino se define el factor de ganancia que será aplicado en la ecuación posterior que se corresponde con la *ecuación 18*:

```
#define ADGain 7.59043e-07
mag = 1 / (ADGain * mag);
```

Para automatizar el proceso y calcular los diferentes factores de ganancia necesarios a lo largo del proyecto se ha creado un cuaderno de Excel donde se han introducido las ecuaciones anteriores.

Se detallarán a continuación las diferentes mediciones realizadas para llegar a un buen resultado y conseguir una correcta medición en el rango de medida deseado. El rango de impedancia de medida en estudios similares para la estimación de la composición corporal oscila entre los 500-2000 Ω aproximadamente, dependiendo de diversos factores [29].

Se procede entonces a realizar las primeras mediciones con el AD5933. Comenzamos midiendo bastante lejos del rango de interés para verificar el correcto funcionamiento del circuito integrado. Se emplearán los valores del ejemplo del Data Sheet, concretamente el ejemplo del apartado *Gain factor calculation*. Siguiendo dicho ejemplo se calcula el factor de ganancia a partir de una resistencia de realimentación (RFB) de 220 k Ω , una impedancia de calibración de 220 k Ω , un voltaje de excitación de 2 V y una frecuencia de inicio de 30 kHz.

Para ver los resultados imprimimos por pantalla en el monitor serie de Arduino el valor de la magnitud y de las componentes real e imaginaria obteniendo valores lógicos en comparación con el ejemplo. Empleando el Excel mencionado anteriormente se calcula el factor de ganancia.

Calibración inicial (220K)		Factor de Ganancia		
RFB	220000		GF	4,705E-10
Z	220000			
Z medida	9661			

Figura 18. Cálculo de factor de ganancia para RFB y Z de calibración de 220 k Ω

Tras el cálculo del factor de ganancia, se colocan varias resistencias diferentes, comprobando la correcta medición en este rango. Para una resistencia de 330 k Ω los valores obtenidos son los siguientes:

Real: -2214 Imaginary: 5963
|Z|: 6360

Figura 19. Visualización en Arduino del resultado de la medición de una R de 330 kΩ

Ajustando este valor de magnitud ($|Z|$) con el factor de ganancia queda el valor adecuado:

$$Z_{UNKNOWN} = \frac{1}{4,705 \times 10^{-10} \times 6360} = 334185 \, \Omega \approx 330 \, k\Omega$$

Ecuación 19. Cálculo de una impedancia desconocida de 330 kΩ a partir del FG

Cálculo de impedancia para un valor de FG calculado anteriormente			
MAGNITUD		IMPEDANCIA	
6360		334185,535	

Figura 20. Cálculo de la impedancia real de 330kΩ a partir del factor de ganancia y la magnitud en Excel

Lo mismo para el caso de 470 kΩ, un valor bastante alejado del rango de calibración, pero donde se obtiene una medición bastante buena.

Real: -1278 Imaginary: 4334
|Z|: 4518

Figura 21. Visualización en Arduino del resultado de la medición de una R de 470 kΩ

Cálculo de impedancia para un valor de FG calculado anteriormente			
MAGNITUD		IMPEDANCIA	
4518		470433,82	

Figura 22. Cálculo de la impedancia real de 470kΩ a partir del factor de ganancia y la magnitud en Excel

A continuación, realizamos una nueva calibración, en este caso para un valor de RFB y de impedancia de calibración de 12 kΩ, manteniendo los 2V de señal de excitación de salida y ahora cambiando a los 50 kHz que es la frecuencia a la que queremos trabajar. Tras realizar la calibración para este rango se comprueba el correcto funcionamiento colocando una resistencia de 27 kΩ, donde los resultados también son buenos:

Calibración inicial		Factor de Ganancia	
RFB	12000	GF	8,6436E-09
Z	12000		
Z medida	9641		
Cálculo de impedancia para un valor de GF calculado anteriormente			
MAGNITUD		IMPEDANCIA	
4311		26836,4649	

Figura 23. Calibración para 12k Ω y verificación con 27k Ω

Haciendo diferentes ensayos se comprueba que, por encima de los 12 k Ω de la calibración, la medición es correcta, pero por debajo el rango es más limitado. Probando con una resistencia de 3 k Ω no obtenemos los valores deseados, pero sí con una de 9,1 k Ω . Valores por encima del valor de la resistencia de calibración son medidos adecuadamente, incluso los que se encuentran muy por encima.

Para continuar aproximándonos al rango de interés ponemos ahora un valor de RFB y de impedancia de calibración de 1 k Ω . Mantenemos los 2V y los 50 kHz. Como hemos podido comprobar en casos anteriores la capacidad del circuito integrado para medir valores por debajo del valor de calibración es limitada, y más aún en este caso donde sobrepasamos la resolución del AD5933 si ponemos una resistencia menor de 1 k Ω ya que el rango de medición de impedancia del circuito integrado es de 1 k Ω a 10 M Ω . Por encima se obtienen buenos resultados como se puede ver en la siguiente figura donde se coloca una $Z_{UNKNOWN}$ de 3 k Ω .

Calibración inicial		Factor de Ganancia	
RFB	1000	GF	9,387E-08
Z	1000		
Z medida	10653		
Cálculo de impedancia para un valor de GF calculado anteriormente			
MAGNITUD		IMPEDANCIA	
3479		3062,08681	

Figura 24. Calibración para 1k Ω y verificación con 3k Ω

Es importante destacar que, para aplicaciones en humanos, no podríamos emplear un voltaje de excitación de 2V_{PP} porque esto sería peligroso en términos de seguridad eléctrica. A la impedancia desconocida debería llegarle un voltaje de unos 400mV_{PP}. Basándonos en la norma IEC 60601-1, que es una norma internacional creada exclusivamente para equipos electromédicos, obtenemos los límites para corrientes aplicadas al cuerpo humano.

En este conjunto de equipos electromédicos se podría incluir el dispositivo que se va a

desarrollar en este proyecto ya que se trata de un medidor de bioimpedancia para aplicaciones biomédicas.

Esta norma define límites para corrientes aplicadas al cuerpo humano[32]:

- Para dispositivos de tipo BF o CF (contacto directo con el paciente):
 - Corriente alterna (AC) permitida:
 - $\leq 10 \mu\text{A RMS}$ para tipo CF (Contacto directo con el corazón)
 - $\leq 100 \mu\text{A RMS}$ para tipo BF
- Estas restricciones se relajan en frecuencia ya que están creadas para equipos que trabajan alimentados a 50 Hz en el caso de Europa. Esto quiere decir que a medida que aumenta la frecuencia los límites de corriente permitida son mayores. El riesgo de estimulación nerviosa o muscular disminuye conforme aumenta la frecuencia de la corriente aplicada al cuerpo humano.
 - A frecuencias por encima de 1 kHz, especialmente $>10 \text{ kHz}$ el umbral de percepción nerviosa/muscular es mucho más alto. En este caso se emplea una frecuencia de 50kHz por lo que tendremos más margen.

Por tanto, teniendo una tensión V_{PP} de unos 400 mV tendríamos una V_{RMS} de:

$$V_{RMS} = \frac{V_{PP}}{2\sqrt{2}} = \frac{0,4V}{2\sqrt{2}} = 0,141 V_{RMS}$$

Ecuación 20. Cálculo de V_{RMS}

Ahora, por la ley de Ohm, y teniendo en cuenta nuestro rango de interés, con un mínimo de unos 500Ω la corriente máxima que nos vamos a encontrar será:

$$I_{RMS} = \frac{V_{RMS}}{R} = \frac{0,141V}{500\Omega} = 282 \mu\text{A}$$

Ecuación 21. Cálculo de la corriente máxima que circulará por el cuerpo

Esta corriente difiere ligeramente de los valores permitidos en equipos electromédicos del tipo BF que podría ser la clasificación de este dispositivo, pero al trabajar con frecuencias elevadas (50 kHz) y al ser un dispositivo no invasivo corrientes por debajo de 1 mA a esta frecuencia se consideran seguras [32].

Por tanto, de acuerdo con IEC 60601-1 y su consideración de la reducción de sensibilidad del cuerpo humano a altas frecuencias ($>10 \text{ kHz}$), se justifica el uso seguro de una corriente máxima de aproximadamente $280 \mu\text{A RMS}$ a 50 kHz en este dispositivo de tipo BF.

Se procede por tanto a realizar la medida con RFB e impedancia de calibración de $1 \text{ k}\Omega$ seleccionando un voltaje de excitación de salida en el rango de 400 mV. Es en este punto

donde surge un problema, ya que no se obtienen los resultados esperados.

Si seleccionamos el rango de voltaje de 400 mV (rango 3 según la *tabla 3*) se introduce un error adicional debido a la resistencia de salida del sistema (R_{OUT}) del circuito integrado. Con 2V y empleando resistencias elevadas el efecto de R_{OUT} es inapreciable, pero si además de trabajar en un rango de resistencias bajas, bajamos el voltaje de excitación a 400 mV los resultados no son buenos porque se ve muy afectada la medida por esta R_{OUT} [31].

Tabla 4. Resistencia de salida del sistema R_{OUT}

Range No.	Typical Output Impedance, Z_{OUT}
1 to 4 (Adding external op amp)	>100 Ω
1	200 Ω
2	2.4 k Ω
3	1 k Ω
4	600 Ω

Como podemos comprobar, en el rango 1 que se corresponde con los 2V_{pp} la resistencia de salida del sistema es de solamente 200 Ω , pero si empleamos un rango de excitación de 400 mV_{pp} (rango 3) la resistencia de salida del sistema es muy elevada llegando a 1 k Ω que supera incluso el valor de impedancia medio que se va a querer medir.

Para solucionar este problema debemos añadir un circuito externo con un amplificador operacional como bien se menciona en la tabla anterior, consiguiendo reducir el efecto de R_{OUT} a 100 Ω en cualquiera de los rangos de voltaje de excitación.

La opción más lógica en una primera aproximación es reproducir el Front-End Analógico (AFE) de la placa de evaluación del AD5933 (*UG-364 Evaluation Board*) [33].

Un Front-End Analógico es un circuito que acondiciona una señal antes de que sea procesada por un sistema digital [34]. En este caso eliminamos el error de R_{OUT} y adaptamos la señal de salida para conseguir una mayor precisión.

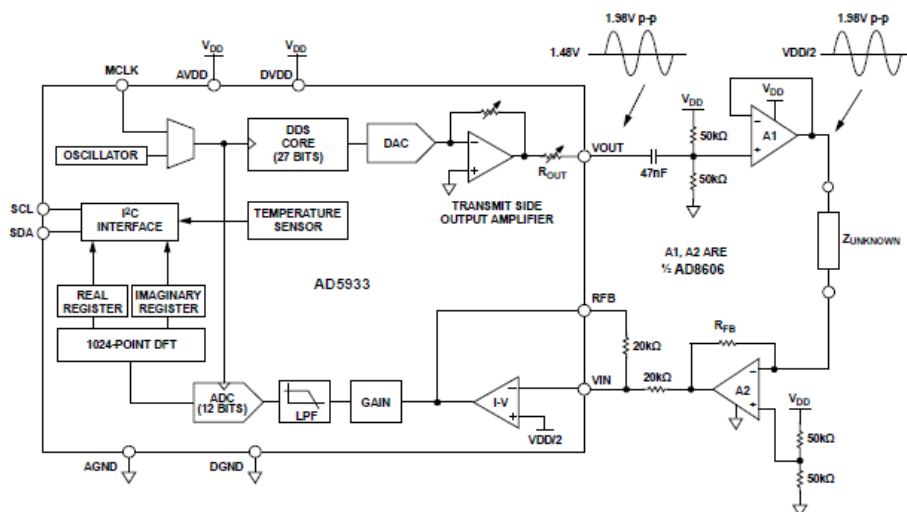


Figura 25. Diagrama de la placa de evaluación UG-364

Para implementar este AFE se ha empleado un capacitor de 47nF, encargado de eliminar cualquier componente de corriente continua y asegurándose que la señal de excitación que llega a $Z_{UNKNOWN}$ sea puramente de corriente alterna.

Para los dos divisores de tensión se han empleado resistencias de 56 k Ω . Su función principal es crear la referencia en $V_{DD}/2$.

El amplificador operacional A1 se encarga de actuar como *Buffer* o seguidor de voltaje y su objetivo principal es aislar la salida del AD5933 de $Z_{UNKNOWN}$.

Para los dos amplificadores operacionales se ha empleado el MCP-6004.

Una vez realizada la calibración con este montaje y tras la realización de diversas pruebas con RFB de 1 k Ω y 400 mV_{PP} tampoco se obtienen los resultados esperados, no consiguiendo medir resistencias por debajo de 1 k Ω de manera precisa.

La solución a este problema se encuentra entonces en el propio *Data Sheet* del AD5933 donde nos hablan de aplicaciones típicas del circuito integrado. Se trata del apartado *Measuring Small Impedances*. En este apartado se menciona la posibilidad de medir impedancias pequeñas por debajo de 1 k Ω implementando un *Front End* adicional y además corregir ese efecto de R_{OUT} [14].

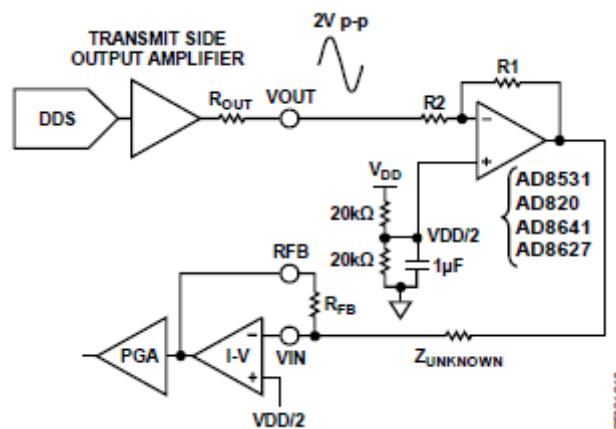


Figura 26. Circuito adicional para medir pequeñas impedancias

En este caso se ha empleado una RFB de 510 Ω ya que en este apartado no se puede emplear la regla mencionada en un inicio en la ecuación 13. En el *Data Sheet* se recomienda emplear una resistencia de realimentación similar a la impedancia que se va a medir [14].

Se selecciona este valor de RFB ya que, conociendo el rango de impedancia aproximado del cuerpo humano y el comportamiento del circuito integrado, midiendo mejor por encima del valor de calibración, se considera que es el más adecuado.

En cuanto al amplificador operacional se ha empleado el mismo que en el caso anterior, el MCP-6004, utilizando solamente uno de los AO de los 4 que tiene disponibles.

La función del operacional en este caso es actuar como no inversor y atenuador. Reduce la señal de excitación del AD5933 antes de aplicarla a la impedancia desconocida ($Z_{UNKNOWN}$). Se aplica por tanto en este circuito un voltaje de excitación de $2V_{PP}$ que se verá reducido hasta llegar a los 400 mV aproximadamente. Esta atenuación que hace el operacional depende de las resistencias que empleemos. Para este circuito se ha empleado una $R1$ de $4.3\text{ k}\Omega$ y una $R2$ de $20\text{ k}\Omega$ atenuando la señal de excitación pasando a $1/5$ de la misma aproximadamente.

$$V_{ATENUADO} = V_{EXCITACIÓN} \frac{R2}{R1 + R2} = 2V \frac{20k\Omega}{4.3k\Omega + 20k\Omega} = 1,65\text{ V}$$

Ecuación 22. Cálculo del voltaje que se atenúa en el operacional

El operacional actúa por tanto como *Buffer* o seguidor de tensión igual que en el caso anterior solo que el divisor resistivo se encarga de reducir esa señal de excitación para que a la impedancia desconocida no le llegue un voltaje más elevado del considerado como seguro. Se ha comprobado con el osciloscopio que la tensión que llega a la impedancia desconocida no supere los 500 mV para evitar cualquier situación peligrosa. El condensador y el divisor de tensión tienen la misma función que en el apartado anterior.

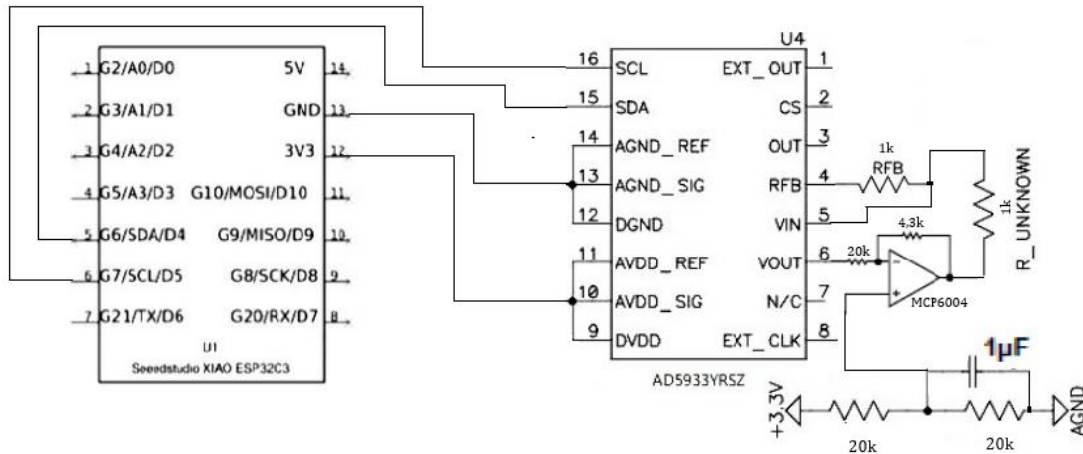


Figura 27. Esquema del circuito montado para medir pequeñas impedancias. ESP32-AD5933

En este caso se obtienen buenos resultados, calibrando con R_{FB} y $Z_{UNKNOWN}$ de 510Ω . Mide bien todos los valores que se encuentran dentro del rango que se va a querer medir por lo que se procede a la calibración de la fase.

CALIBRACIÓN DE LA FASE

El siguiente paso para obtener una buena medición de impedancia es calibrar correctamente la fase.

En primer lugar, debemos hacer una medición igual que se ha hecho en ocasiones anteriores. Se coloca por tanto la resistencia entre V_{OUT} y V_{IN} y se calcula la inversa de la tangente ($\tan^{-1}$) de la parte imaginaria entre la parte real. Componentes obtenidas de la DFT por lo que este no es el valor real de la fase. Se emplea la siguiente línea de código.

```
phase=atan(img/real)
```

Imprimimos este valor por el serial monitor y procedemos a realizar la corrección de fase correspondiente a la calibración de la misma. Teniendo en cuenta que la fase para una resistencia debería ser nula, restamos el valor obtenido para tomar ese punto como referencia.

$$Z\Phi = \Phi_{UNKNOWN} - \nabla_{SISTEMA}$$

Ecuación 23. Corrección de fase

Siendo $Z\Phi$ el valor de la fase corregido, $\Phi_{UNKNOWN}$ el valor de fase medido para la impedancia desconocida y $\nabla_{SISTEMA}$ el término de corrección de fase

Al igual que en la calibración de la magnitud, se define en Arduino la corrección de fase necesaria y se aplica la corrección en la parte de la medición.

```
#define ADSystemPhase 5.3607677216014755
phase = atan(img/real) - ADSystemPhase;
```

Es muy importante tener en cuenta que la inversa de la tangente devuelve el valor numérico correcto de la fase solamente si el ángulo pertenece al primer cuadrante, es decir, si las componentes real e imaginaria son positivas las dos [14]. Teniendo en cuenta que en nuestro caso solamente tenemos impedancia capacitiva y que esta es negativa, el ángulo de fase que tendremos con parte resistiva positiva y parte reactiva negativa se encontrará en el cuarto cuadrante. El ángulo estándar es el tomado en sentido antihorario desde el eje x positivo por lo que es necesario considerar las situaciones de la tabla siguiente:

Tabla 5. Ecuaciones a tener en cuenta para el correcto cálculo de la fase

Real	Imaginary	Quadrant	Phase Angle
Positive	Positive	First	$\tan^{-1}(I/R) \times \frac{180^\circ}{\pi}$
Negative	Positive	Second	$180^\circ + \left(\tan^{-1}(I/R) \times \frac{180^\circ}{\pi} \right)$
Negative	Negative	Third	$180^\circ + \left(\tan^{-1}(I/R) \times \frac{180^\circ}{\pi} \right)$
Positive	Negative	Fourth	$360^\circ + \left(\tan^{-1}(I/R) \times \frac{180^\circ}{\pi} \right)$

En este caso, como he mencionado, teniendo parte real positiva e imaginaria negativa solamente sería necesario añadir al término $Z\Phi$ 360° , pero se ha implementado un bucle en Arduino reproduciendo las distintas situaciones de la tabla por si fuera necesario medir en otras circunstancias. Debido a que la función `atan` de Arduino trabaja en radianes la corrección de este término también se ha realizado en radianes:

```
if (real > 0 && img > 0) {

} else if (real < 0 && img > 0) {
    // Segundo cuadrante
    phase += PI;
} else if (real < 0 && img < 0) {
    // Tercer cuadrante
    phase += PI;
} else if (real > 0 && img < 0) {
    // Cuarto cuadrante
    phase += 2 * PI;
}
```

Una vez tenemos los valores de magnitud y fase medidos tras una correcta calibración podemos calcular las componentes resistencia y reactancia de cualquier impedancia desconocida a partir de las *ecuaciones 7 y 8*.

```
resistencia = mag * cos(phase);
reactancia = mag * sin(phase);
```

Podemos además calcular la capacitancia a partir de la reactancia capacitiva:

$$C = \frac{1}{2\pi f X_C}$$

Ecuación 24. Cálculo de C a partir de X_C

En Arduino se introduce la siguiente línea de código:

```
capacitancia = 1.0 / (2 * PI * 50000 * fabs(reactancia));
```

Para finalizar este apartado, se mostrará un diagrama de flujo del proceso completo de medición para comprender mejor el funcionamiento del circuito integrado y del código de Arduino asociado. En el caso de que se quisieran realizar mediciones consecutivas sería tan sencillo como emplear la función `ADRepeatFrequency` en el *loop* para trabajar siempre con esos 50 kHz.

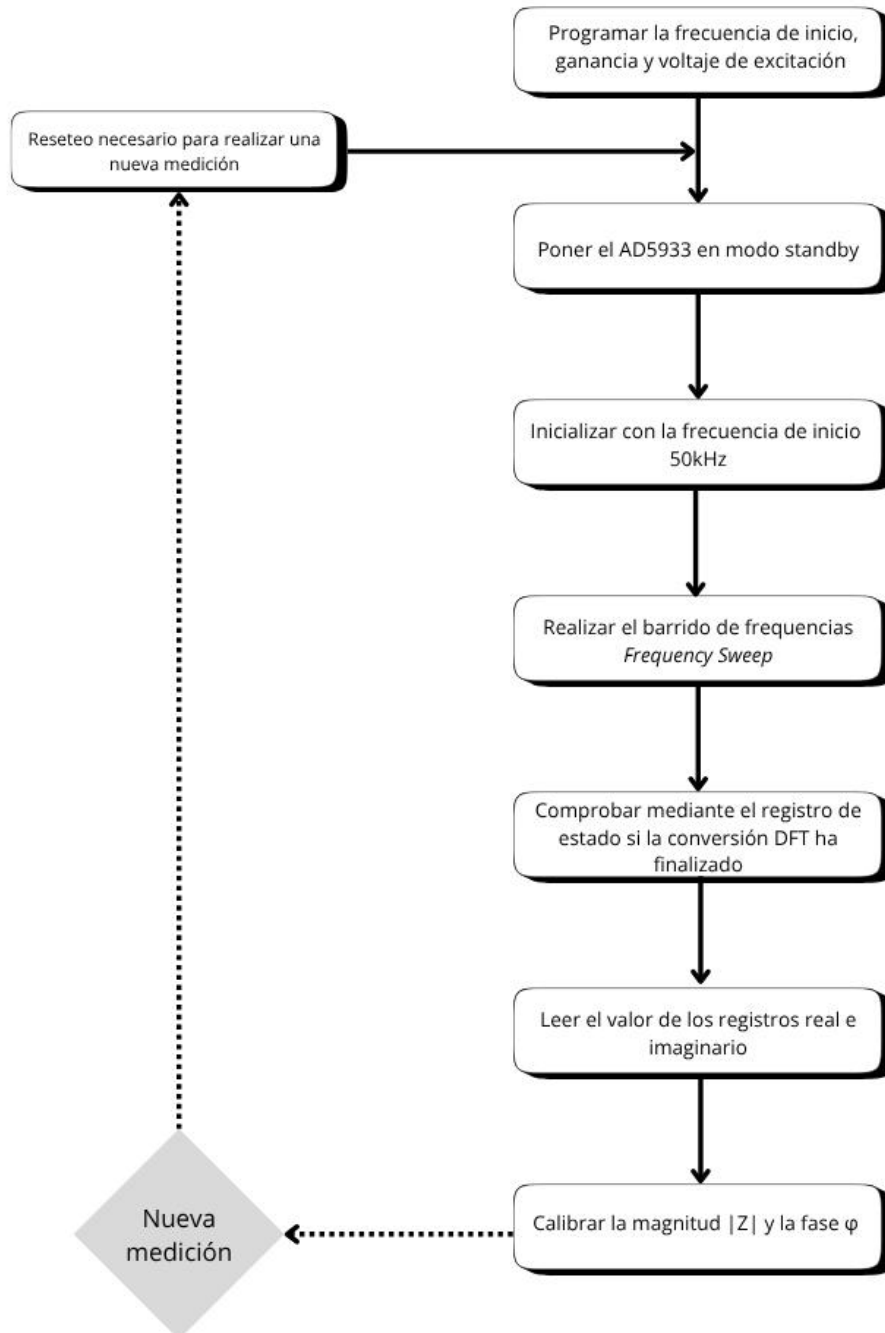


Figura 28. Diagrama de flujo para medir con el AD5933

3.2.5 Fabricación de la placa final

Una vez se ha calibrado correctamente el circuito integrado y se han realizado las pruebas pertinentes para comprobar el correcto funcionamiento del circuito montado, es necesario deshacernos de la protoboard y fabricar la placa de circuito impreso (PCB) definitiva.

El primer paso es reproducir el circuito que tenemos montado en la protoboard en un programa informático denominado *PROTEUS 8 PROFESSIONAL - PCB LAYOUT*.

Es necesario incluir la posición de cada componente y cada conexión.

Se incluye al lado derecho de la siguiente imagen el bus de direcciones del M5Stack-Core2, que será el microcontrolador empleado para el montaje final, al que se conectará la alimentación y el canal I²C. El resto de componentes y conexiones son los necesarios para crear el Front-End adicional al AD5933 que se ha mencionado anteriormente.

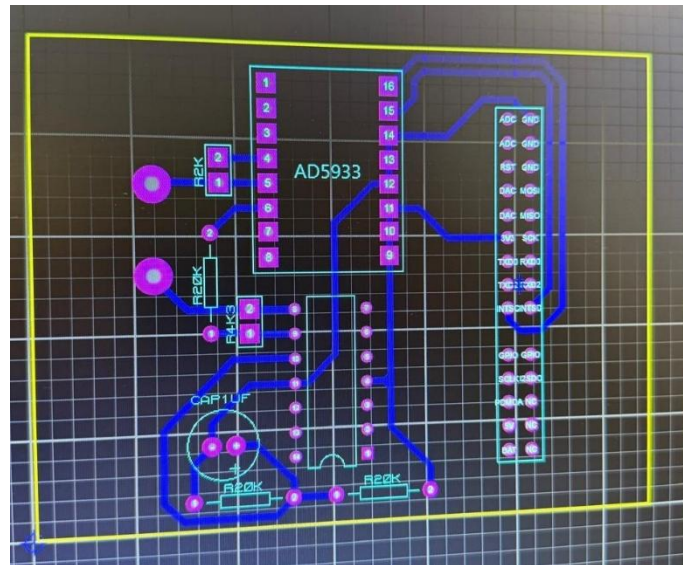


Figura 29. Diseño del esquema de la placa en Proteus

Una vez creado el esquema en el ordenador, imprimimos nuestro fotolito, que es simplemente el circuito del programa informático impreso en un papel especial, necesario para la siguiente etapa, el insolado.

Antes del insolado debemos colocar el fotolito perfectamente alineado sobre la placa positiva que contiene una capa fotosensible (PCB virgen), a ser posible fijo para que no se produzca ningún movimiento durante el insolado.

La placa con el fotolito se mete unos dos minutos en la insoladora que emite luz ultravioleta (UV) para marcar las pistas en la placa positiva que será revelada en la siguiente etapa donde se mete la placa en una cubeta con 75 ml de revelador positivo (sosa cáustica diluida en agua). Con esto se consigue que la capa fotosensible de la parte de la placa que ha recibido la luz UV se disuelva. La parte que contiene el trazado de nuestro circuito se conserva ya que el fotolito la ha protegido de la luz UV. Se lava posteriormente con agua y se pasa al ataque químico para grabar la placa.

Para el atacado de la placa se prepara una mezcla con:

- 25 ml de ácido clorhídrico (HCl)
- 25 ml de agua
- 25 ml de agua oxigenada (H₂O₂)

Se coloca la placa en la solución y se agita suavemente hasta que se disuelva todo el cobre que no está protegido por la capa fotosensible. Esto se hace porque después del revelado, como se ha mencionado, la placa tiene solo las pistas cubiertas con barniz fotosensible (el área negra del fotolito no ha dejado pasar la luz UV). Tras el atacado se lava la placa con abundante agua.

Se muestra en la siguiente imagen una comparativa de cómo estaba la placa antes y después del atacado químico, pudiendo observar claramente como desaparece la capa de cobre que ha sido insolada:

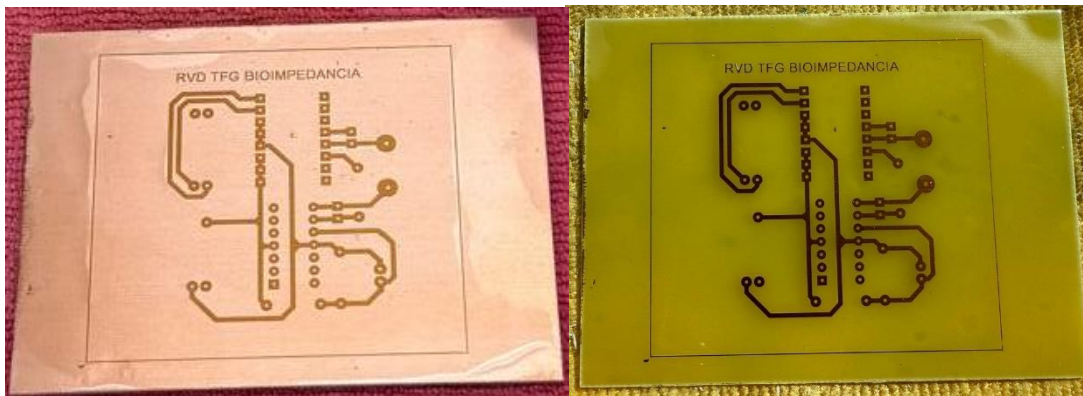


Figura 30. Placa antes y después del atacado

Por último, con alcohol isopropílico y un paño se frota bien la placa para eliminar el barniz fotosensible restante en las pistas de interés. Quedando grabada la placa.

Tras esto, se realizan los orificios en la placa con un pequeño taladro, empleando una broca de 0,8 mm de diámetro. Los extremos de V_{OUT} y V_{IN} (orificios más gruesos) se perforan con una broca de mayor diámetro.



Figura 31. Taladro empleado para perforar la PCB

Para finalizar el montaje de la PCB, se sueldan los componentes en la posición correspondiente. En este caso se decide soldar los componentes por la parte inferior de la placa para que no estorben en el montaje final, quedando de la siguiente manera:

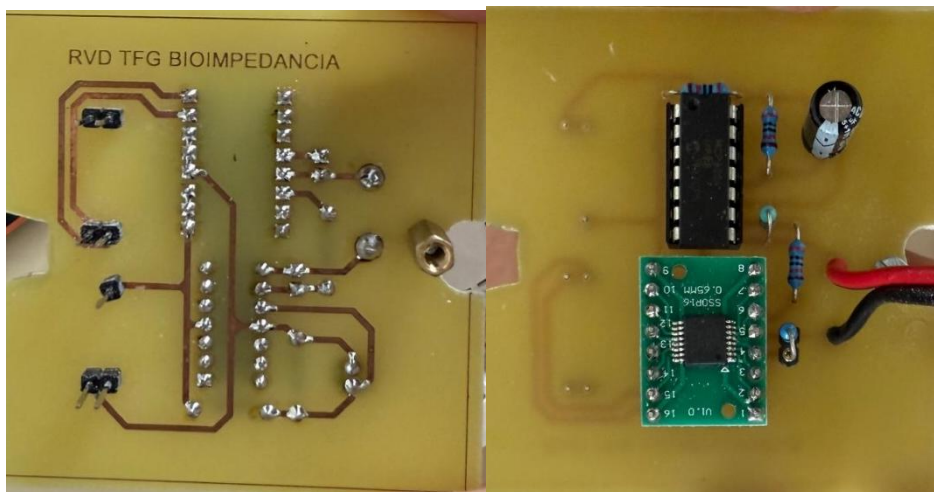


Figura 32. Caras anterior y posterior de la placa tras soldar los componentes

Los cables salientes son los cables correspondientes a los extremos de la impedancia desconocida V_{OUT} y V_{IN} donde se colocarán los electrodos.

Se conecta la placa al microcontrolador XiaoESP32-C3 con la que se ha realizado la calibración y se comprueba que el montaje sea correcto y se obtengan buenas mediciones. Comprobando esto y viendo que no se ha cometido ningún error en el proceso de fabricación de la PCB pasamos a lo siguiente, preparar el montaje final con el M5Stack-Core2.

3.2.6 Montaje final con el M5Stack-core2

Para tener una mayor portabilidad y un diseño más compacto cambiamos de microcontrolador, pasando del XiaoESP32-C3 al M5Stack-Core2, que incluye principalmente una pantalla donde podremos ver los resultados y una batería con la autonomía suficiente para esta aplicación.

Gracias al diseño de la placa de circuito impreso, donde ya se ha incluido el bus de direcciones del M5Stack, podremos conectar directamente el microcontrolador insertándolo en los pines correspondientes. La placa se ha diseñado para que los pines coincidan con GND, 3.3 V, SDA y SCL que son los que necesitaremos para alimentar el circuito integrado y asegurar una correcta comunicación con el mismo a través del I²C. En la siguiente imagen se puede ver cómo queda el M5Stack cuando se inserta en la placa en los pines correspondientes y el *pinout* del M5Stack-Core2.



Figura 33. M5Stack introducido en la placa a través del bus de direcciones mostrado en la imagen

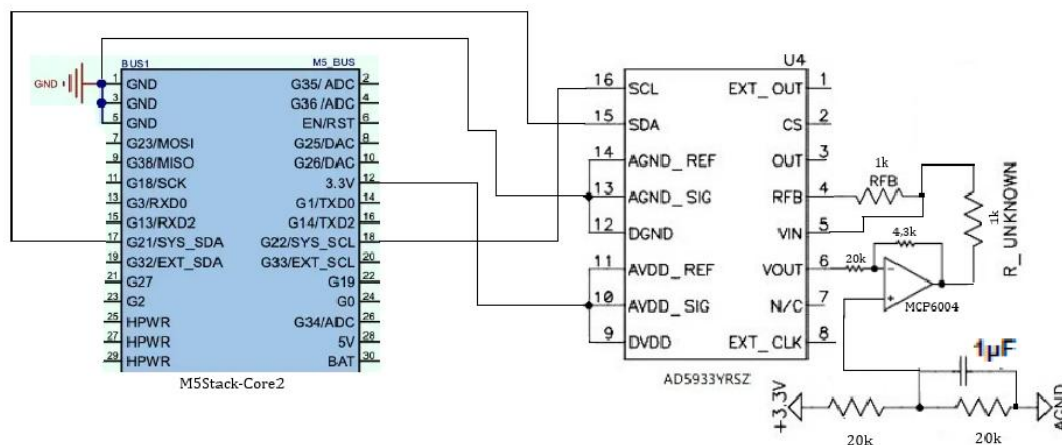


Figura 34. Esquema del montaje final. M5Stack-Core2-AD5933

Para una mejor presentación se busca introducir el montaje que vemos en la imagen superior en una caja de mecanismos. Debemos dejar por fuera el puerto tipo C del M5Stack por donde se conectará al ordenador para cargar la batería y compilar el programa correspondiente de Arduino.

Se adapta la caja de mecanismos para que coincida con el tamaño del M5Stack y se introduce la placa junto con el microcontrolador quedando de la siguiente manera:



Figura 35. M5Stack-Core2 y PCB introducidos en la caja de mecanismos

Para sacar los cables correspondientes a V_{OUT} y V_{IN} , los extremos de la impedancia desconocida, se hacen dos orificios con un taladro donde se introducen dos conectores de tipo banana hembra para panel como podemos ver a continuación:



Figura 36. Orificios en la caja de mecanismos para colocar conectores

Una vez introducidos los conectores se sueldan los cables correspondientes a cada conector sin importar la posición, ya que no tienen polaridad y se introduce la placa y el M5Stack de la misma manera que en la figura anterior.

Para realizar las conexiones es necesario ahora disponer de cables con conectores tipo banana macho. Son necesarios dos tipos de cables, unos con conectores banana macho con pinzas de cocodrilo en el extremo para calibrar una vez que se ha realizado el montaje

completo y otros con el mismo tipo de conector, pero con las barras que se emplearán como electrodos colocadas en su extremo para realizar las sucesivas mediciones una vez finalizado el montaje.

Para montar los electrodos finales son necesarias las barras de acero inoxidable de la *figura 13*. Para conectarlas a los cables que se introducirán en los conectores tipo hembra de la caja de mecanismos se deben soldar los cables a un conector de anillo e introducirlo por el tornillo de las barras. Se consigue fijar el conector a la parte superior de la barra y a la cabeza del tornillo, asegurando un buen contacto.



Figura 37. Barras de acero inoxidable con conector de anillo

Destacar que, para este proyecto, donde se busca mayormente portabilidad y facilidad de uso, se emplean solamente dos electrodos, las dos barras de la imagen. A pesar de que en dispositivos más sofisticados se empleen 4 electrodos, dos electrodos inyectando corriente y dos electrodos midiendo el voltaje, se ha demostrado que, con dos electrodos, uno en cada mano, se pueden obtener resultados bastante precisos [23].

3.2.7 Código adicional empleado para controlar el M5Stack-Core2

Una vez se ha realizado el montaje completo, es necesario trasladar el código de Arduino para poner en funcionamiento la pantalla del M5Stack.

El microcontrolador del M5Stack-Core2 es el ESP32 por lo que el código desarrollado anteriormente es compatible con el que se va a emplear en este apartado. Simplemente se han realizado varias modificaciones de cara al producto final y se han creado nuevas funciones para controlar el M5Stack.

En primer lugar, puesto que no queremos que la medición se repita continuamente y solamente queremos una medición cada vez que se lo indiquemos, se ha creado la función `medirImpedancia` para sacar la medición del *loop* quedando de la siguiente manera:

```
void medirImpedancia() {
    ADInit();
    ADStandby();
    ADInitializeFrequency();
    delay(500);
    if (!(ADReadRegister(rStatus) & 0x04)) {
        ADSweep();
    }

    delay(1000);
    real = (int16_t)(ADReadRegister(rRealDataMSB) << 8 | ADReadRegister(rRealDataLSB));
    img = (int16_t)(ADReadRegister(rImDataMSB) << 8 | ADReadRegister(rImDataLSB));

    phase = atan(img/real) - ADSystemPhase;
    mag = sqrt((double)real * real + (double)img * img);
    mag = 1 / (ADGain * mag);

    if (real > 0 && img > 0) {
    } else if (real < 0 && img > 0) {
        phase += PI;
    } else if (real < 0 && img < 0) {
        phase += PI;
    } else if (real > 0 && img < 0) {
        phase += 2 * PI;
    }

    resistencia = mag * cos(phase);
    reactancia = mag * sin(phase);
    capacitancia = 1.0 / (2 * PI * 50000 * fabs(reactancia));
}
```

Todos los elementos que componen esta función se han visto anteriormente en otros apartados, ahora simplemente se adapta de cara al dispositivo final.

En base a la *ecuación 9* se ha creado la función `calcularFM`. Esta ecuación calcula el porcentaje de grasa corporal. Es necesario introducir la altura en cm, el peso en kg y resistencia y reactancia en ohmios.

```
float calcularFM() {
    if (sexo == 'M') return 83.518 - 6.142 - 0.375*altura + 0.056*edad + 0.478*peso +
    0.060*reactancia - 76.069 * (altura/resistencia);
    else return 83.518 - 0.375*altura + 0.056*edad + 0.478*peso + 0.060*reactancia - 76.069 *
    (altura/resistencia);
}
```

Una vez definidas las ecuaciones en Arduino que nos darán el porcentaje de grasa en hombres y en mujeres, definimos las funciones que nos van a permitir interactuar con la pantalla del M5Stack, se trata de las funciones `ajustarValorTactil`, `pedirDatosUsuario` y `calcularYMostrarResultados`.

La función `ajustarValorTactil` se emplea dentro de la siguiente función que es `pedirDatosUsuario` y nos permite mostrar el título de la variable que se quiere introducir, el valor de la variable en grande en la parte central de la pantalla, un signo más (+) y un signo (-) para ajustar el valor al deseado, el tamaño de paso cada vez que presionas el + o el - y un botón táctil de *OK* para confirmar el valor introducido. Una vez definida esta función, se define la siguiente que como se ha mencionado es `pedirDatosUsuario`, esta función, además de solicitar el peso, la altura y la edad con la función anterior, muestra por pantalla una H y una M grandes para seleccionar el sexo. También se muestra el mensaje “Calculando composición corporal” cuando se presiona el *OK* de la última variable que se solicita que es la edad, esto se hace para dar unos segundos al usuario para que agarre los electrodos y se coloque en la posición correcta antes de comenzar la medición.

Por último, de este bloque de funciones se define `calcularYMostrarResultados` que permite calcular el resto de variables y mostrar los resultados. Se muestra la cantidad de agua total en L, la cantidad de masa magra en kg, la cantidad de grasa, tanto en kg como en porcentaje (%) y el valor del módulo de la bioimpedancia ($|Z|$) en ohmios.

Se muestran a continuación las tres funciones mencionadas con algún comentario para una mejor interpretación de las mismas.

```
float ajustarValorTactil(String titulo, float valor, float paso) {
    while (true) {
        M5.Lcd.fillScreen(BLACK);
        M5.Lcd.setTextColor(WHITE);
        M5.Lcd.setTextSize(3);
        M5.Lcd.setCursor(20, 20);
        M5.Lcd.println(titulo);

        M5.Lcd.setTextSize(5);
        M5.Lcd.setCursor(100, 90);
        M5.Lcd.printf("%.1f", valor);

        // Dibujar "+" en la parte superior derecha
        M5.Lcd.setTextSize(4);
        M5.Lcd.setCursor(250, 40);
        M5.Lcd.setTextColor(GREEN);
        M5.Lcd.print("+");

        // Dibujar "-" en la parte inferior derecha
        M5.Lcd.setCursor(250, 180);
        M5.Lcd.setTextColor(RED);
        M5.Lcd.print("-");

        // Botón OK
        int okX = 100, okY = 200, okW = 120, okH = 40;
        M5.Lcd.fillRoundRect(okX, okY, okW, okH, 10, GREEN);
        M5.Lcd.setTextColor(BLACK);
        M5.Lcd.setTextSize(2);
        M5.Lcd.setCursor(okX + 35, okY + 10);
        M5.Lcd.print("OK");

        while (true) {
            M5.update();
            TouchPoint_t p = M5.Touch.getPressPoint();

            if (p.y != -1) {
                // Verificar si el usuario toca OK
            }
        }
    }
}
```

```

    if (p.x >= okX && p.x <= okX + okW && p.y >= okY && p.y <= okY + okH) {
        return valor;
    }

    // Verificar si el usuario toca el área "+" (parte superior derecha)
    if (p.x > 200 && p.y < 100) {
        valor += paso;
        break;
    }

    // Verificar si el usuario toca el área "-" (parte inferior derecha)
    if (p.x > 200 && p.y > 140) {
        valor -= paso;
        break;
    }
}
}
}

delay(200);
}
}

void pedirDatosUsuario() {
    estadoPantalla = 0;
    M5.Lcd.fillScreen(BLACK);
    M5.Lcd.setTextColor(WHITE);

    // Mostrar selección de sexo con letras grandes
    M5.Lcd.setTextSize(5);
    M5.Lcd.setCursor(50, 100);
    M5.Lcd.print("H"); // Hombre

    M5.Lcd.setCursor(220, 100);
    M5.Lcd.print("M"); // Mujer

    // Esperar a que el usuario toque para selección de sexo
    while (true) {
        M5.update();
        TouchPoint_t p = M5.Touch.getPressPoint();
        if (p.x != -1) {
            if (p.x < 160) {
                sexo = 'M'; // Hombre
            } else {
                sexo = 'F'; // Mujer
            }
            break;
        }
        delay(50);
    }

    peso = ajustarValorTactil("Peso (kg)", 70.0, 0.5);
    altura = ajustarValorTactil("Altura (cm)", 170.0, 1.0);
    edad = ajustarValorTactil("Edad", 30, 1.0);

    // Mostrar mensaje de cálculo
    M5.Lcd.fillScreen(BLACK);
    M5.Lcd.setTextColor(WHITE);
    M5.Lcd.setTextSize(3);
    M5.Lcd.setCursor(75, 60);
    M5.Lcd.println("CALCULANDO");
    M5.Lcd.setCursor(60, 110);
    M5.Lcd.println("COMPOSICION");
    M5.Lcd.setCursor(80, 160);
    M5.Lcd.println("CORPORAL");
}

```

```

    delay(3000);
}

void calcularYMostrarResultados() {
    float percentfm = calcularFM();
    float fm = peso * percentfm / 100.0;
    float ffm = peso - fm;
    float tbw = ffm * 0.73;

    // Limpiar pantalla
    M5.Lcd.fillScreen(BLACK);

    // Título
    M5.Lcd.setTextColor(YELLOW);
    M5.Lcd.setTextSize(2);
    M5.Lcd.setCursor(40, 10);
    M5.Lcd.println("COMPOSICION CORPORAL");

    // Creación de un recuadro para una mejor presentación
    int boxX = 20, boxY = 40, boxW = 280, boxH = 170;
    M5.Lcd.drawRoundRect(boxX, boxY, boxW, boxH, 10, WHITE);

    // Coordenadas base
    int textX = boxX + 10;
    int lineY = boxY + 10;

    // Agua total
    M5.Lcd.setTextColor(CYAN);
    M5.Lcd.setTextSize(2);
    M5.Lcd.setCursor(textX, lineY);
    M5.Lcd.printf("Agua: %.2f L", tbw);

    // Masa magra
    lineY += 30;
    M5.Lcd.setTextColor(GREEN);
    M5.Lcd.setCursor(textX, lineY);
    M5.Lcd.printf("Masa magra: %.2f kg", ffm);

    // Masa grasa
    lineY += 30;
    M5.Lcd.setTextColor(RED);
    M5.Lcd.setCursor(textX, lineY);
    M5.Lcd.printf("Masa grasa: %.2f kg", fm);

    // Porcentaje de grasa justo debajo
    lineY += 22;
    M5.Lcd.setTextSize(2);
    M5.Lcd.setCursor(textX + 20, lineY);
    M5.Lcd.printf("%.1f%% de grasa", percentfm);

    // Magnitud
    lineY += 30;
    M5.Lcd.setTextSize(2);
    M5.Lcd.setTextColor(WHITE);
    M5.Lcd.setCursor(textX, lineY);
    M5.Lcd.printf("|Z|: %.1f ohm", mag);

    // Instrucción final
    M5.Lcd.setTextColor(YELLOW);
    M5.Lcd.setTextSize(1);
    M5.Lcd.setCursor(50, 225);
    M5.Lcd.println("Pulse el tercer boton para mas ajustes");
}

```

Con esta última instrucción, se indica al usuario la posibilidad de pulsar el tercer botón (el de la derecha) para más ajustes. Se crea por tanto una nueva función `manejarBotonesPostResultados` por la que si pulsamos el primer botón se repite la medición con los datos introducidos, si pulsamos el segundo botón nos lleva a la pantalla inicial para introducir los datos de un nuevo usuario y si pulsamos el tercer botón nos lleva al menú de ajustes a través de la función `mostrarMenuAjustes`. Con esta función por tanto accedemos al menú de ajustes, donde se muestran tres opciones. La primera para volver al inicio e introducir los datos de un nuevo usuario, la segunda para acceder a una nueva pantalla donde se muestran las componentes de la bioimpedancia medida y la tercera para apagar el M5Stack.

Las dos funciones mencionadas se muestran a continuación:

```
void manejarBotonesPostResultados() {
  while (true) {
    M5.update();
    if (M5.BtnA.wasPressed()) {
      medirImpedancia();
      calcularYMostrarResultados();
    }
    if (M5.BtnB.wasPressed()) {
      while (M5.Touch.ispressed()) {
        M5.update();
        delay(10);
      }

      pedirDatosUsuario();
      medirImpedancia();
      calcularYMostrarResultados();
    }
    if (M5.BtnC.wasPressed()) {
      mostrarMenuAjustes();
    }
  }
}

void mostrarMenuAjustes() {
  M5.Lcd.fillScreen(DARKGREY);

  // Título Menú de ajustes
  M5.Lcd.setTextColor(YELLOW);
  M5.Lcd.setTextSize(3);
  M5.Lcd.setCursor(40, 20);
  M5.Lcd.println("MENU DE AJUSTES");

  // Opción A - Modificar datos para un nuevo usuario
  M5.Lcd.fillRoundRect(40, 70, 240, 40, 8, BLUE);
  M5.Lcd.setTextColor(WHITE);
  M5.Lcd.setTextSize(2);
  M5.Lcd.setCursor(50, 80);
  M5.Lcd.println("A: Modificar datos");

  // Opción B - Mostrar parámetros de Z
  M5.Lcd.fillRoundRect(40, 130, 240, 40, 8, ORANGE);
  M5.Lcd.setTextColor(BLACK);
```

```

M5.Lcd.setCursor(50, 142);
M5.Lcd.println("B: Componentes BIA");

// Opción C - Apagar
M5.Lcd.fillRect(40, 190, 240, 40, 8, RED);
M5.Lcd.setTextColor(WHITE);
M5.Lcd.setCursor(50, 200);
M5.Lcd.println("C: Apagar M5");

while (true) {
  M5.update();
  if (M5.BtnA.wasPressed()) {
    pedirDatosUsuario();
    medirImpedancia();
    calcularYMostrarResultados();
    return;
  }
  if (M5.BtnB.wasPressed()) {
    mostrarParametrosZ();
    return;
  }
  if (M5.BtnC.wasPressed()) {
    M5.Axp.PowerOff(); // Apagar M5Stack
  }
}
}

```

Como podemos ver en esta última parte se menciona una nueva función que es `mostrarParametrosZ`, esta función es la encargada de mostrarnos las componentes de la bioimpedancia si presionamos el segundo botón estando en el menú de ajustes. En una nueva pantalla se muestra el valor de la magnitud de la impedancia medida ($|Z|$) en ohmios, el ángulo de fase en radianes, la parte resistiva en ohmios, la parte reactiva en ohmios y la capacitancia en nano faradios. Se indica además al usuario “Presione el primer botón para volver” mostrando la pantalla de resultados en caso de presionar el primer botón (el de la izquierda).

```

void mostrarParametrosZ() {
  M5.Lcd.fillScreen(BLACK);
  M5.Lcd.setTextColor(WHITE);
  M5.Lcd.setTextSize(2);

  M5.Lcd.setCursor(20, 20);
  M5.Lcd.printf("|Z|: %.2f ohm", mag);

  M5.Lcd.setCursor(20, 50);
  M5.Lcd.printf("Fase: %.2f rad", phase);

  M5.Lcd.setCursor(20, 80);
  M5.Lcd.printf("Resistencia: %.2f ohm", resistencia);

  M5.Lcd.setCursor(20, 110);
  M5.Lcd.printf("Reactancia: %.2f ohm", reactancia);

  M5.Lcd.setCursor(20, 140);
  M5.Lcd.printf("Capacitancia: %.2f nF", capacitancia*1e9);

  M5.Lcd.setCursor(20, 200);
  M5.Lcd.setTextColor(YELLOW);
  M5.Lcd.println("Pulse el primer boton para volver");
}

```

```
while (true) {  
  M5.update();  
  if (M5.BtnA.wasPressed()) {  
    calcularYMostrarResultados();  
    return;  
  }  
}
```

Para finalizar con la programación del M5Stack, en el *setup* se introducen las funciones que se ejecutarán al iniciar el M5Stack, se deben establecer los pines necesarios para que la comunicación a través del I²C sea correcta. También se configura el *loop* donde solamente se incluye la función `manejarBotonesPostResultados`.

```
void setup() {  
  Serial.begin(115200);  
  M5.begin();  
  Wire.begin(21, 22);  
  pedirDatosUsuario();  
  medirImpedancia(); // solo quiero realizar la medición una vez  
  calcularYMostrarResultados();  
}  
  
void loop() {  
  manejarBotonesPostResultados();  
}
```

Una vez que este código es cargado en el M5Stack tras realizar el montaje anterior, el dispositivo está listo para su uso, permitiendo realizar mediciones de la composición corporal.

Capítulo 4. Resultados

En este apartado, tras aplicar la metodología descrita en el capítulo anterior, se muestran los resultados de este Trabajo de Fin de Grado. En primer lugar, se presenta el resultado del dispositivo final, con su interfaz y posteriormente se presentan los resultados obtenidos realizando mediciones, tanto con circuitos RC como con personas.

En la discusión de los resultados se explicarán los resultados obtenidos y las comparaciones posibles.

Se ha obtenido un equipo compacto capaz de medir la bioimpedancia de forma precisa con una gran versatilidad y portabilidad. Las barras de acero inoxidable empleadas como electrodos permiten realizar tantas medidas como sea necesario sin necesidad de personal cualificado y, además, gracias a la interfaz desarrollada el usuario puede usar el dispositivo de forma intuitiva, sin necesidad de indicaciones adicionales ni intervención de expertos. En la siguiente imagen se puede observar cómo ha quedado finalmente el dispositivo.



Figura 38. Resultado final. Dispositivo completo

Para el correcto cálculo de la composición corporal son necesarias distintas variables, sexo, peso, altura y edad que serán introducidas en la pantalla. Se ha programado la pantalla del M5Stack para que el usuario pueda interactuar con ella, siendo táctil. Se muestra a continuación el resultado de la etapa inicial de interacción con el dispositivo, donde se deben introducir los datos antropométricos mencionados.



Figura 39. Introducción de variables antropométricas

Una vez introducidos los datos se muestra por pantalla el mensaje “Calculando composición corporal”. Pasados unos segundos, dando tiempo para que el usuario se coloque en la posición correcta, se realiza la medición.



Figura 40. Mensaje mostrado durante la medición

Tras este mensaje se realiza la medición de la bioimpedancia y se calcula la composición corporal, mostrando por pantalla la cantidad de agua (L), la masa magra (kg) y la masa grasa, tanto en kg, como en %. Se muestra además el módulo de la bioimpedancia.



Figura 41. Resultados de la medición

En la parte inferior se muestra el mensaje “Pulse el tercer botón para más ajustes”, llevando al usuario al menú de ajustes que se muestra a continuación.



Figura 42. Menú de ajustes

En este menú, pulsando el primer botón repetimos la medición en un nuevo usuario, pulsando el segundo el botón nos muestra las componentes de la bioimpedancia y pulsando el tercer botón apagamos el equipo.

Al pulsar el segundo botón nos lleva a otra pantalla donde se muestra el módulo de la bioimpedancia, la fase, la parte resistiva, la parte reactiva y la capacitancia. Se muestra en la parte inferior el mensaje “Pulse el primer botón para volver”, pulsamos el primer botón y regresamos a los resultados, mostrándose de nuevo la composición corporal.



Figura 43. Componentes de la bioimpedancia medida

Para verificar la correcta medición se ha utilizado un circuito RC en serie con una resistencia de $680\ \Omega$ y un condensador de $68\ \text{nF}$. Los resultados obtenidos han sido los siguientes:



Figura 44. Resultados medición circuito RC

La medición de la impedancia es precisa, midiendo la parte resistiva a la perfección y obteniendo solamente un pequeño error en la capacitancia, difiriendo en unos nano faradios del valor real. En la estimación de la composición corporal domina la componente resistiva por lo que este pequeño error será insignificante para los resultados finales.

Capítulo 5. Discusión y conclusiones

En el presente capítulo se detallarán los resultados obtenidos y se indicarán los medios con los que se han podido comparar las mediciones realizadas. Además, se incluyen en este apartado las limitaciones, las posibles líneas futuras y el grado de consecución de los objetivos propuestos en un inicio. Finalmente se muestran las conclusiones extraídas al finalizar el proyecto.

5.1 Discusión de los resultados

Una vez mostrados los resultados, es preciso detallar la calidad de los mismos y mostrar otros equipos o pruebas con los que se ha podido comparar.

En este caso, se ha realizado la medición en un hombre de 73 kg, 183cm de altura y 21 años y los resultados obtenidos han sido los siguientes:



Figura 45. Resultados en un hombre de 73kg, 180cm y 21 años

De este hombre se dispone de un estudio clínico, con un equipo sofisticado que realiza la medición de la bioimpedancia, el Akern BIA 101. Este estudio se realizó en el Centro Regional de Medicina Deportiva en Valladolid (CyL) y los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Centro Regional de Medicina Deportiva de Castilla y León CEREMEDE		
Apellidos:		Nombre:
NHC: 35301	Fecha Nac: 21/10/2003	DNI:
Deporte / Entidad: FEDERACION BADMINTON DE CASTILLA Y LEON		
Bioimpedanciometría...: Análisis de composición corporal dentro de la normalidad		
% Masa Libre de Grasa (masa muscular, ósea...):		83,9%

Figura 46. Resultados con equipo de medida sofisticado. Akern BIA 101

Comparando los resultados de ambas pruebas se puede verificar que las mediciones obtenidas son bastante precisas, obteniendo en el caso del equipo desarrollado un 15,9% de grasa y en el informe médico con el *Akern BIA 101* un 16,1% de grasa. Valores muy próximos que, con los medios disponibles, ayudan a tener una referencia de cómo de precisa es la medición con el equipo creado.

Por otro lado, se ha utilizado la báscula *Balance kh5518* para verificar las medidas, pero debido a su dependencia de parámetros como la actividad física diaria no se ha tomado como referencia válida. Dependiendo de la actividad física diaria realizada, con el mismo usuario, se obtenían valores muy variables en la estimación de la composición corporal.

Además, se han podido realizar mediciones es un número elevado de sujetos con diferentes características físicas, detectando de forma coherente las variaciones en la composición corporal de todos ellos. En este caso debido a la falta de otros medios con los que compararnos, la comparación ha sido sobre todo visual, buscando diferencias lógicas que pudieran dar información acerca del correcto funcionamiento del equipo.

5.2 Limitaciones

A lo largo del proyecto se han identificado una serie de limitaciones que han influido en la precisión y validez del producto final.

Una de las principales limitaciones es que, a pesar de los buenos resultados con circuitos RC en serie, no contamos con un laboratorio sofisticado con algún método de medición validado con el que poder comparar las mediciones. No se puede saber cómo de precisa es la medición del equipo final, para ello deberíamos contar con un medidor de bioimpedancia multifrecuencia avanzado o bien con un medidor de composición corporal sofisticado como puede ser algún equipo DEXA (Densitometría por absorciometría dual de rayos X) que también podría servir como referencia.

Otra limitación importante que se ha identificado es la dependencia de ecuaciones empíricas o modelos matemáticos derivados de estudios poblacionales. La bioimpedancia, como hemos visto, no mide directamente la composición corporal, son las ecuaciones empíricas empleadas las que, a partir de parámetros antropométricos, resistencia y reactancia determinan la composición corporal. El empleo de ecuaciones de este tipo, por tanto, puede devolvernos medidas sesgadas ya que dependiendo de la etnia, condiciones fisiológicas o condiciones del grupo de estudio las medidas pueden variar bastante [22]. Afortunadamente, las ecuaciones empleadas en este proyecto se han obtenido de un grupo de personas españolas, por lo que es probable que la diferencia sea mínima.

Destacar además que estas ecuaciones, tratándose de un problema de regresión, nos devuelven una recta lineal ajustada a los parámetros obtenidos en el estudio por lo que cualquier valor que se aleje bastante de las condiciones del estudio puede actuar como valor fuera de rango o *outlier*. Es decir, la recta se ajusta a lo “normal” pudiendo cometer

errores en atletas, que se desvían bastante de lo convencional, personas mayores con un estado de forma inusual o personas con una obesidad excesiva.

Por último, destacar que las medidas se han realizado con electrodos mano-mano cuando lo más habitual es encontrar los electrodos en mano derecha y pie derecho. Esto, en este proyecto no se considera una limitación como tal ya que ciertos estudios verifican que con electrodos mano-mano se pueden obtener resultados similares en la estimación de la composición corporal [23]. El problema se encuentra en que el cuerpo humano no es un elemento uniforme y existen algunos equipos más sofisticados que emplean lo que se denomina BIA segmental, midiendo la bioimpedancia en distintos segmentos del cuerpo y obteniendo un análisis más detallado, con mayor precisión de la distribución de la masa corporal [22].

La medida además se puede ver ligeramente afectada por el empleo de las barras de acero inoxidable. Se trata de electrodos de superficie, secos (no utilizan ningún gel conductor) y reutilizables, lo que puede provocar variaciones en la medida según el estado de hidratación de la piel o el contacto que se haga con los mismos. Son menos sensibles que otro tipo de electrodos como los de gel, pero para este proyecto son los más adecuados ya que se busca portabilidad y repetibilidad.

5.3 Líneas futuras

Al finalizar el proyecto, se han detectado algunos aspectos que podrían ser de interés en un futuro, continuando con el desarrollo del dispositivo.

Uno de los aspectos más relevantes, relacionado con las limitaciones anteriores, sería el desarrollo de ecuaciones propias. Con un tamaño de población adecuado y un problema de regresión sería posible obtenerlas, asegurándonos así de la correcta elección de las ecuaciones y aumentando la precisión. Para ello sería necesario algún método de validación sofisticado con el que poder compararnos. Se eliminaría de esta forma las pequeñas variaciones derivadas de las diferencias en la población de estudio.

Por otro lado, se podrían mejorar las medidas empleando electrodos desechables con gel conductor. Diversos estudios respaldan que la mejor elección es el empleo de electrodos tetrapolares que reducen la impedancia de contacto, aumentan la precisión en la estimación de la composición corporal y proporcionan una mayor consistencia en las mediciones. Este tipo de electrodos divide el voltaje y la corriente, dedicando dos electrodos para la corriente y dos para el voltaje [35]. El único inconveniente de aplicar electrodos tetrapolares desechables es que podría atenuar la portabilidad y facilidad de uso.

Por último, podría desarrollarse un dispositivo multifrecuencia avanzado en el caso de que el objetivo sea profundizar más en el análisis de la composición corporal, ya que un equipo multifrecuencia permite diferenciar agua intracelular y extracelular, mejorando la estimación de la masa magra y de la hidratación del sujeto. Podría ser de utilidad en contextos deportivos avanzados o en contextos clínicos [22].

5.4 Grado de consecución de los objetivos

A lo largo del proyecto, se han presentado ciertas limitaciones, como bien se ha mencionado, que han interferido en el grado de consecución de los objetivos. En el presente apartado, teniendo como referencia los objetivos descritos en el *capítulo 1*, se valora brevemente el grado de consecución de cada objetivo.

I. Diseñar y desarrollar el hardware del dispositivo, seleccionando los componentes electrónicos adecuados para la correcta medición de la bioimpedancia.

Tras diferentes pruebas y configuraciones diferentes donde se han empleado diversos componentes electrónicos se ha llegado al montaje definitivo, consiguiendo una medición adecuada sin riesgo para el usuario.

II. Programar el firmware en Arduino para la configuración y comunicación del AD5933, permitiendo la generación de señales y la lectura de impedancia.

Se ha desarrollado el software adecuado para la correcta comunicación con el AD5933, consiguiendo enviar instrucciones y leer la información que nos proporciona correctamente.

III. Implementar un protocolo de calibración, utilizando resistencias conocidas y modelos de impedancia ($|Z|$) para garantizar la precisión del dispositivo.

Tras la prueba de las diferentes configuraciones hardware se ha conseguido la correcta calibración del circuito integrado, tanto de magnitud ($|Z|$) como de fase(φ).

IV. Diseñar un método de adquisición de datos en humanos, estableciendo una configuración de electrodos adecuada para la medición de bioimpedancia.

Se han seleccionado los electrodos mano-mano partiendo de estudios donde se verifica la eficacia de los mismos, siendo además de fácil uso y reutilizables. Se han definido las indicaciones necesarias para la correcta medición en humanos en el *capítulo 2*.

- V. Analizar los datos obtenidos y emplear un modelo matemático para la estimación de la composición corporal a partir de la impedancia medida.**
Mediante la selección del modelo matemático adecuado, derivado de la correcta población, se han obtenido las ecuaciones que permiten estimar la composición corporal de manera precisa a partir de los datos de la bioimpedancia.
- VI. Comparar los resultados del dispositivo con equipos comerciales de bioimpedancia, evaluando su precisión y fiabilidad en el contexto biomédico.**
Se ha podido comparar con una báscula de bioimpedancia y con una medición realizada en un centro médico. Con los medios disponibles no se ha podido comparar con dispositivos más sofisticados.
- VII. Optimizar el diseño del sistema, considerando aspectos de portabilidad y facilidad de uso en diferentes entornos.**
Con los electrodos mano-mano de acero inoxidable se mejora mucho en cuanto a portabilidad. El diseño software con la pantalla táctil hace que además sea un dispositivo fácil de usar. Si combinamos estas dos prestaciones conseguimos un dispositivo que puede emplearse en cualquier lugar y de forma sencilla siguiendo las indicaciones del *capítulo 2*.

5.5 Conclusiones

La principal conclusión extraída de este proyecto es que los dispositivos de este estilo, tanto el desarrollado en el presente TFG como las básculas que se emplean actualmente, son un buen recurso para realizar un seguimiento personal y tener una referencia en la que basarte, siendo difícil calcular el valor absoluto exacto del porcentaje de grasa de una persona con estos equipos. Es importante por tanto tener en cuenta que, si el porcentaje de grasa sube o baja en el sujeto en cuestión, la variación es correctamente detectada por lo que se pueden fijar objetivos personales.

Este tipo de dispositivos además son capaces de diferenciar adecuadamente las variaciones entre diferentes sujetos, logrando medidas coherentes. Para que pudieran emplearse en entornos clínicos sería necesaria una validación clínica con equipos sofisticados.

Por otro lado, las mediciones con el AD5933 son más precisas cuando se trabaja en un rango más alto, aunque con el *Front-End* añadido se ha conseguido una buena precisión. Es importante la elección correcta del circuito adicional. Destacar también la importancia de la corrección de fase, siendo la parte reactiva más complicada de ajustar.

El AD5933 ha demostrado ser una herramienta versátil y accesible para la medición de la bioimpedancia.

Capítulo 6. Bibliografía

- [1] L. Quesada Leyva, D. Cira Cecilia León Ramentol, J. Betancourt Bethencourt, y E. Nicolau Pestana, «Elementos teóricos y prácticos sobre la bioimpedancia eléctrica en salud», *Archivo Médico de Camagüey*, 2016.
- [2] M. Arias, «La bioimpedancia como valoración del peso seco y del estado de hidratación», *Diálisis y Trasplante*, vol. 31, n.o 4, pp. 137-139, oct. 2010, doi: 10.1016/J.DIALIS.2010.06.006.
- [3] L. Santacroce, D. D'Agostino, I. A. Charitos, L. Bottalico, y A. Ballini, «A short review about electrophysiology and bioimpedance: History and perspectives», *Indian J Public Health Res Dev*, vol. 9, n.o 11, p. 587, 2018, doi: 10.5958/0976-5506.2018.01521.8.
- [4] A. S. Jaeger *et al.*, «Uso de la bioimpedancia eléctrica para la estimación de la composición corporal en niños y adolescentes», *Anales Venezolanos de Nutrición*, 2009.
- [5] R. F. Kushner y D. A. Schoeller, «Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis», *Am J Clin Nutr*, vol. 44, n.o 3, pp. 417-424, sep. 1986, doi: 10.1093/AJCN/44.3.417.
- [6] A. Mehra, B. E. Starkoff, y B. S. Nickerson, «The evolution of bioimpedance analysis: From traditional methods to wearable technology», *Nutrition*, vol. 129, p. 112601, ene. 2025, doi: 10.1016/J.NUT.2024.112601.
- [7] Z. Zheng, R. Zhu, I. Peng, Z. Xu, y Y. Jiang, «Wearable and implantable biosensors: mechanisms and applications in closed-loop therapeutic systems», 30 de julio de 2024, *Royal Society of Chemistry*. doi: 10.1039/d4tb00782d.
- [8] M. Cazanave y E. Redin, «Medidor de bioimpedancia para tareas de investigación de la Facultad de Psicología de la UNMdP», *Universidad Nacional de Mar del Plata*, nov. 2022.
- [9] U. G. Kyle *et al.*, «Bioelectrical impedance analysis - Part I: Review of principles and methods», *Clinical Nutrition*, vol. 23, n.o 5, pp. 1226-1243, 2004, doi: 10.1016/j.clnu.2004.06.004.
- [10] DYARLEN DE PAULA IBER, «SISTEMA DE BIOIMPEDÂNCIA PARA A AVALIAÇÃO DA COMPOSIÇÃO CORPORAL», *Centro Universitário SOCIESC-UNISOCIESC*, feb. 2017.
- [11] C. Carriero, «Bioelectrical Impedance Analysis in Monitoring of the Clinical Status and Diagnosis of Diseases», *Analog Devices*, 2019, Accedido: 23 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.analog.com/en/resources/technical-articles/bioelectrical-impedance-analysis-in-monitoring-of-the-clinical-status-and-diagnosis-of-diseases.html>
- [12] S. Rudnev, «Bioelectric impedance analysis», *Institute of Numerical Mathematics, Russian Academy of Sciences*, 2010, [En línea]. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/236341910>
- [13] P. C. Martins, C. A. S. Alves Junior, A. M. Silva, y D. A. S. Silva, «Phase angle and body composition: A scoping review», *Clin Nutr ESPEN*, vol. 56, pp. 237-250, ago. 2023, doi: 10.1016/J.CLNESP.2023.05.015.

- [14] A. Devices, «MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer AD5933», *Analog Devices*, 2017, [En línea]. Disponible en: www.analog.com
- [15] L. O. Smith, J. F. Olieman, K. A. Berk, G. C. Ligthart-Melis, y C. P. Earthman, «Clinical applications of body composition and functional status tools for nutrition assessment of hospitalized adults: A systematic review», 1 de enero de 2023, *John Wiley and Sons Inc.* doi: 10.1002/jpen.2444.
- [16] B. Knechtle, A. Wirth, P. Knechtle, T. Rosemann, C. A. Rüst, y R. Bescós, «Comparación de la masa grasa y muscular estimada en atletas varones de ultra-resistencia utilizando la bioimpedancia eléctrica y diferentes métodos antropométricos», *Nutr Hosp*, vol. 26, n.o 6, pp. 1420-1427, 2011, doi: 10.3305/nh.2011.26.6.5312.
- [17] N. Arias Herguedas, «Aplicaciones de la Bioimpedancia en el estudio de la composición corporal en grupo de estudiantes universitarios: comparación entre deportistas y sedentarios», *Universidad de Valladolid*, 2015.
- [18] S. Robert, B. J. Zarowitz, R. Hyzy, M. Eichenhorn, E. L. Peterson, y J. Popovich, «Bioelectrical impedance assessment of nutritional status in critically ill patients», *Am J Clin Nutr*, vol. 57, n.o 6, pp. 840-844, jun. 1993, doi: 10.1093/AJCN/57.6.840.
- [19] O. Di Vincenzo, M. Marra, A. Di Gregorio, F. Pasanisi, y L. Scalfi, «Bioelectrical impedance analysis (BIA) -derived phase angle in sarcopenia: A systematic review», *Clinical Nutrition*, vol. 40, n.o 5, pp. 3052-3061, may 2021, doi: 10.1016/J.CLNU.2020.10.048.
- [20] S. Eyre *et al.*, «Bioimpedance analysis in patients with chronic kidney disease», 1 de septiembre de 2023, *John Wiley and Sons Inc.* doi: 10.1111/jorc.12474.
- [21] M. G. Branco *et al.*, «Bioelectrical Impedance Analysis (BIA) for the Assessment of Body Composition in Oncology: A Scoping Review», 1 de noviembre de 2023, *Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI)*. doi: 10.3390/nu15224792.
- [22] R. Andaluza de, J. Alvero Cruz, J. Alvero-Cruz, L. Correas Gómez, M. Ronconi, y R. J. Fernández Vázquez Porta Manzañido, «La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal: normas prácticas de utilización», *Rev Andal Med Deporte*, vol. 4, n.o 4, pp. 167-174, 2010, [En línea]. Disponible en: www.elsevier.es/ramd
- [23] D. Rojano-Ortega, H. Moya-Amaya, A. J. Berral-Aguilar, P. Baratto, A. Molina-López, y F. J. Berral-de la Rosa, «Development and validation of new bioelectrical impedance equations to accurately estimate fat mass percentage in a heterogeneous Caucasian population», *Nutrition Research*, vol. 123, pp. 80-87, mar. 2024, doi: 10.1016/j.nutres.2024.01.002.
- [24] C. Augusto y C. Hidalgo, «Porcentaje de grasa e índice cintura-cadera como riesgo de salud en universitarios», *MULTICIENCIAS*, vol. 11, pp. 303-309, 2011.
- [25] V. Dávila Batista, J. Gómez Ambrosi, T. Fernández Villa, A. J. Molina, G. Frühbeck, y V. Martín, «Escala colorimétrica del porcentaje de grasa corporal según el estimador de adiposidad CUN-BAE», 1 de junio de 2016, *Elsevier Doyma*. doi: 10.1016/j.aprim.2015.09.007.

- [26] J. C. K. Wells, «Sexual dimorphism of body composition», *Best Pract Res Clin Endocrinol Metab*, vol. 21, n.o 3, pp. 415-430, sep. 2007, doi: 10.1016/J.BEEM.2007.04.007.
- [27] E. Ramírez Lopez y M. E. Valencia Juillerat, «TAMAÑO Y COMPOSICIÓN CORPORAL EN NIÑOS MEXICANOS I: IMPLICACIONES EN EL USO DEL BOD POD, DXA Y DILUCIÓN CON DEUTERIO EN LA EVALUACIÓN DE LA MASA GRASA Y MASA LIBRE DE GRASA.», *medigraphic*, n.o Centro de Investigación en Nutrición y Salud Pública, Facultad de Salud Pública y Nutrición, Universidad Autónoma de Nuevo León (Monterrey, N.L., México), 2008.
- [28] Z. Wang, P. Deurenberg, y S. B. Heymsfield, «Cellular-Level Body Composition Model A New Approach to Studying Fat-free Mass Hydration», *Department of Human Nutrition and Epidemiology, Wageningen Agricultural University*, 2000.
- [29] H. K. Lu *et al.*, «Hand-to-hand model for bioelectrical impedance analysis to estimate fat free mass in a healthy population», *Nutrients*, vol. 8, n.o 10, oct. 2016, doi: 10.3390/nu8100654.
- [30] W. C. Chumlea *et al.*, «Body composition estimates from NHANES III bioelectrical impedance data», *Int J Obes*, vol. 26, n.o 12, pp. 1596-1609, dic. 2002, doi: 10.1038/sj.ijo.0802167.
- [31] M. Usach, «How to Configure the AD5933/AD5934», *Analog Devices, One Technology Way*, 2013, [En línea]. Disponible en: www.analog.com
- [32] International Electrotechnical Commission (IEC), «IEC 60601-1: Medical electrical equipment — Part 1: General requirements for basic safety and essential performance», *ISO-International Organization for Standardization*, 2005, Accedido: 23 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.iso.org/standard/59536.html>
- [33] A. Devices, «UG-364 Evaluation Board User Guide (placa de referencia)», *Analog Devices, One Technology Way*, 2012.
- [34] J. Belleman, «Analog electronics for beam instrumentation», *CERN–Accelerator–School course on Beam Instrumentation*, may 2020, [En línea]. Disponible en: <http://arxiv.org/abs/2005.07422>
- [35] H. C. Lukaski, W. W. Bolonchuk, C. B. Hall, W. A. Siders, y W. A. S. Widation, «Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition», *United States Department of Agriculture, Grand Forks Human Nutrition Research Center*, abr. 1986.