

PROYECTO FIN DE GRADO

TÍTULO: Sistema de adquisición de datos de impedancia bioeléctrica

AUTOR/A: Carlos Castro Cano

TITULACIÓN: Grado en Ingeniería Electrónica de Comunicaciones

TUTOR/A: Manuel César Rodríguez

DEPARTAMENTO: DTE

VºBº TUTOR/A

Miembros del Tribunal Calificador:

PRESIDENTE/A: Martina Eckert

TUTOR/A: Manuel César Rodríguez

SECRETARIO/A: José Antonio Herrera

Fecha de lectura: 19/07/2024

Calificación:

El Secretario/La Secretaria,

Resumen

El proyecto titulado “sistema de adquisición de datos de impedancia bioeléctrica” se centra en la obtención y el análisis de la magnitud de bioimpedancia en los tejidos biológicos del cuerpo humano. Este análisis tiene múltiples aplicaciones, en este documento se abordan específicamente los parámetros de masa grasa, masa libre de grasa y agua corporal total del paciente, derivados a partir de la bioimpedancia.

Para medir la bioimpedancia, se emplean electrodos en contacto con la piel, concretamente en los brazos, inyectando una señal eléctrica de baja intensidad a una frecuencia específica, cumpliendo la norma de dispositivo médico en contacto con el paciente. La señal es tratada por el integrado AD5940 de *Analog Devices* encargado de acondicionar y filtrar la señal, este integrado está controlado por el microcontrolador STM32F4 de *STMicroelectronics*.

Además de la bioimpedancia, existen otras magnitudes como son edad, sexo, peso y altura, que son esenciales para la estimación de la masa grasa, masa libre de grasa y agua corporal total. Para ello, se utilizará un modelo de regresión lineal múltiple incluyendo estos predictores con el fin de obtener las ecuaciones de estimación.

El usuario interactúa con el sistema mediante una aplicación desarrollada para ordenador en comunicación con el microcontrolador por puerto serie. A través de una interfaz gráfica, el usuario obtiene la medida de bioimpedancia e introduce al sistema datos como sexo, edad, peso y altura. Con esta información, se implementan las ecuaciones de estimación calculadas para obtener las variables objetivo de masa corporal, masa libre de grasa y agua corporal total, visualizándose tanto en texto como en forma de gráfica.

Además, en esta aplicación el usuario puede implementar una base de datos a nivel local para el guardado de los parámetros obtenidos.

Los resultados obtenidos indican que mediante el proceso de calibrado del sistema este obtiene de una manera precisa el parámetro de bioimpedancia. Respecto a las ecuaciones de estimación, se demuestra que el modelo de análisis de regresión lineal es el que más se ajusta para la obtención de las ecuaciones de estimación y que, aumentando el número de muestras se obtiene una reducción significativa de los errores.

Abstract

The project entitled “Bioelectrical impedance data acquisition system” focuses on the acquisition and analysis of bioimpedance magnitude in biological tissues of the human body. This analysis has multiple applications, this document specifically addresses the parameter of fat mass, fat free mass and total body water of the patient, derived from bioimpedance.

To measure bioimpedance, electrodes are used in contact with skin, specifically on the arms, injecting a low intensity electrical signal at a specific frequency, complying with the standard of a medical device in contact with the patient. The signal is processed by the integrated circuit AD5940 of Analog Devices, it is responsible for conditioning and filtering the signal, which is controlled by the STM32F4 microcontroller from STMicroelectronics.

In addition to bioimpedance, there are other magnitudes such as age, sex, weight and height, which are essential for the estimation of fat mass, fat free mass and total body water. For this purpose, a multiple linear regression model including these predictors will be used to obtain the estimation equations.

The user interacts with the system using a computer application developed in communication with the microcontroller through a serial port. Via a graphical interface, the user obtains the bioimpedance measurement and enters data such as gender, age, weight and height into the system. Using this information, the estimation equations calculated are implemented to obtain the target variables of body mass, fat free mass and total body water, displayed both in text and graphical form.

In addition, in this application the user can implement a local database for the storage of the parameters obtained.

The results obtained reveal that by the calibration process of the system, the bioimpedance parameter is obtained accurately. With regards to the estimation equations, it is shown that the linear regression analysis model is the most suitable for obtaining the estimation equations and that by increasing the number of samples a significant reduction in the errors is achieved.

Índice de figuras

Figura 1. Arquitectura a alto nivel.....	3
Figura 2. Medida a dos hilos.	5
Figura 3. Medida a cuatro hilos.	6
Figura 4. Disposición pines placa evaluación.....	12
Figura 5. Interconexión placas de desarrollo.....	13
Figura 6. Diagrama de bloques AD5940	14
Figura 7. Bloques del AD5940	14
Figura 8. Topología bioimpedancia	15
Figura 9. Configuración de los módulos AD940	16
Figura 10. Comunicación SPI	19
Figura 11. Pines SPI.....	19
Figura 12. Estructura de inicialización	20
Figura 13. Comunicación UART.....	21
Figura 14. Inicialización UART	21
Figura 15. Diagrama de flujo STM32F4.....	22
Figura 16. Posición electrodos.....	23
Figura 17. Ecuación medidas banco resistencias.	24
Figura 18. QtCreator.....	28
Figura 19. Widget puerto.	29
Figura 20. Trama UART	29
Figura 21. Configuración puerto serie	30
Figura 22. Composición cuerpo humano	32
Figura 23. Composición gráfica.....	42
Figura 24. Constructor clase grafica.....	42
Figura 25. Función generación gráfica.....	43
Figura 26. Gráfica resultante.....	43
Figura 27. Capas SQL	44
Figura 28. Drivers SQL.....	44
Figura 29. Costructor Table	46
Figura 30. Función newProfile	47
Figura 31. Función submit	47
Figura 32. Función deleteProfile.....	48
Figura 33. Diagrama de flujo eliminar columna	49
Figura 34. Esquema Orange.	55
Figura 35. Select Columns Orange.	56
Figura 36. Data Table Orange.	56
Figura 37. Data Sampler Orange.	57
Figura 38. Resultados predicciones Masa Libre de Grasa Orange.....	58
Figura 39. Resultados predicciones Agua Corporal Orange.	58
Figura 46. Salud y bienestar.	68

Figura 47. Reducción de las desigualdades.....	68
Figura 48. Producción y consumo responsables.	68
Figura 40. Diagrama de flujo aplicación.....	83
Figura 41. Interfaz de usuario electrodos.....	84
Figura 42. Base de Datos.....	85
Figura 43. Administrador de dispositivos.....	86
Figura 44.Aviso fuera de rango	87
Figura 45. Error selección de fila.	88

Índice de tablas

Tabla 1. Comparación integrados.....	11
Tabla 2. Registro SWCON	17
Tabla 3. Medidas banco resistencias	24
Tabla 4. Error medido	25
Tabla 5. Error no linealidad	25
Tabla 6. Muestras obtenidas.....	34
Tabla 7. Coeficientes masa libre de grasa.....	35
Tabla 8. Error masa libre de grasa calculada.	35
Tabla 9. Coeficientes agua corporal total.....	36
Tabla 10. Error agua corporal total calculado	36
Tabla 6. Muestras obtenidas.....	37
Tabla 7. Coeficientes masa libre de grasa.....	37
Tabla 8. Error masa libre de grasa calculada.	38
Tabla 9. Coeficientes masa libre de grasa sin la variable edad.	39
Tabla 10. Error masa libre de grasa calculada sin Edad.	39
Tabla 11. Coeficientes agua corporal total	40
Tabla 12. Error agua corporal total calculado	40
Tabla 13. Campos base de datos	45
Tabla 14. Objeto impedance	45
Tabla 15. Estrategia de cambios	46
Tabla 16. Dataset comparativa.....	54
Tabla 17. Horas requeridas.....	64

Lista de acrónimos

AFE Analog Front End

ADC Analog-to-Digital Converter

API Application Programming Interface

BBDD Base de datos

BIA Bioimpedance analysis

CS Chip Select

DAC Digital-To-Analog Converter

DFT Discrete Fourier transform

EDA Electrodermal activity

FIFO First In, First Out

FFM Fat Free Mass

FM Fat Mass

ICA Insuficiencia cardiaca aguda

ICA Insuficiencia cardiaca aguda descompensada

IEC International Electrotechnical Commission

JFC Java Foundation Classes

JPA Java Persistence Api

LCD Liquid Crystal Display

LDO Low-dropout (regulador de baja caída)

LGPL Licencia Pública General Reducida de GNU

MAPE Mean Absolute Percentage Error

MCU Micro Controller Unit

MISO Master Input Slave Output

MOSI Master Output Slave Input

ODS Objetivos de Desarrollo Sostenible

PC Personal Computer (ordenador personal)

PCB Printed Circuit Board

SAR Sucessive Aproximation Register

SCLK Serial Clock

SPI Serial Peripheral Interface

SQL Structured Query Language

TBW Total Body Water

TIA Transimpedance amplifier

UART Universal Asynchronous Receiver Transmitter

USB Universal Serial Bus

Índice de contenidos

Resumen	i
Abstract	iii
Lista de acrónimos	viii
1. Introducción y objetivos del proyecto	1
1.1 Introducción.....	1
1.2 Objetivos.....	1
1.3 Especificaciones y restricciones del diseño	2
1.4 Metodología del trabajo propuesta	2
2. Impedancia bioeléctrica	5
Definición	5
2.1 Instrumentación	5
2.2 Aplicaciones	7
2.2.1 Aplicaciones clínicas	7
2.2.2 Aplicaciones no clínicas	8
2.3 Limitaciones	8
2.4 Otros métodos	9
3. Sistema propuesto	11
3.1 Adquisición de datos.....	11
3.1.1 Posibles soluciones	11
3.1.2 AD5940	13
3.1.3 Microcontrolador STM32F4	18
3.1.4 Calibración del sistema	22
3.2 Visualización y ecuaciones de estimación	25
3.2.1 Posibles soluciones	26
3.2.2 Interfaz de usuario	27
3.2.3 Ecuaciones de estimación	31
3.2.4 Generación de gráficas	41
3.2.5 Base de datos	43
4. Resultados	53
4.1 Sistema de medición.....	53
4.2 Ecuación de estimación mediante regresión lineal	53
5. Presupuesto	63
6. Impacto del proyecto	67
8. Conclusiones y mejoras futuras	71
6.1 Mejora de modelos y ampliación de <i>dataset</i>	71
6.2 Implementación del proyecto para producción	72
9. Referencias	75
Anexo	79

A.1	AD5940 Impedance test board	79
A.2	Tabla muestras	80
A.3	Cálculo regresión lineal masa libre grasa	81
A.4	Cálculo regresión agua corporal total	81
Manual de usuario	83
Recogida de datos y cálculo de la composición corporal		86
Recogida de datos de bioimpedancia		86
Introducción de datos del paciente		87
Cálculo y visualización de la estimación corporal		88
Visualización y manejo de la base datos		88



1. Introducción y objetivos del proyecto

1.1 Introducción

La bioimpedancia es una magnitud medible basada en el principio de que la impedancia eléctrica a través del cuerpo cambia en función de la distribución de masa corporal magra y grasa, o de los diferentes tejidos corporales.

El análisis de la bioimpedancia es uno de los métodos o técnica no invasiva utilizada actualmente en mayor medida en aplicaciones para la industria de la salud y del *fitness*, midiendo la composición corporal y extrayendo parámetros tan importantes como el índice de masa grasa o el porcentaje de agua corporal.

Además, el análisis de la bioimpedancia es de especial interés en el área de la investigación médica ya que hay multitud de artículos médicos vinculando la bioimpedancia con diferentes patologías como pueden ser enfermedades renales o el cáncer de piel. [1][2]

Para poder efectuar la medición de la bioimpedancia, se inyecta una señal eléctrica de baja intensidad, por lo que ésta no afecta al paciente. Luego, se efectúa un barrido en frecuencia para evaluar la impedancia de los tejidos biológicos a diferentes frecuencias y se obtienen parámetros como resistencia, reactancia, fase de la señal y conductancia. Estos parámetros, junto con otros como el peso, la edad, el sexo y la altura, se utilizan para definir ecuaciones de estimación que proporcionan información valiosa sobre la salud del paciente [3].

En conclusión, evaluando el riesgo-beneficio de la operación, el análisis de la bioimpedancia proporciona multitud de datos valiosos siendo un método rápido, eficiente, no molesto para el usuario y segura para su uso en la mayoría de las personas, ya que es una técnica no invasiva. Por esto, se espera que esta tecnología se siga investigando y desarrollando, extendiendo su uso a nuevas patologías y aplicaciones.

1.2 Objetivos

El objetivo principal del proyecto es el desarrollo de un sistema completo de adquisición, guardado en base de datos y procesado de las medidas de bioimpedancia para la obtención de parámetros y gráficas.

Para todo ello se necesita la implementación de:

- Adquisición y acondicionamiento de la señal de bioimpedancia.
- Recogida de la señal y envío a un sistema con una mayor capacidad de cómputo e interfaz gráfica de usuario.
- Caracterización de los datos y procesado.
- Guardado en base de datos y visualización de conjuntos de datos en un PC.
- Utilización de ecuaciones de estimación y conclusiones.

Al final del proceso, el objetivo del sistema es poder dar al usuario los parámetros de la medición de bioimpedancia actual con gráficas y registros de las medidas guardadas en la base de datos del sistema.

1.3 Especificaciones y restricciones del diseño

El sistema de bioimpedancia cumplirá las siguientes especificaciones:

- La medida se realizará mediante 4 electrodos de superficie excitados en el rango de frecuencia de los 50 kHz.
- Cumplirá el estándar IEC 60601, el cual limita la corriente aplicada al cuerpo humano. Por lo que el sistema dispondrá de condensadores de aislamiento y resistencias para limitar la corriente en cumplimiento con el estándar.
- Dispondrá de un interfaz el cual permitirá la interacción del usuario, desde esta interfaz se podrán agregar parámetros importantes.
- Se guardará en una en base de datos (BBDD) los datos y parámetros de cada medida.
- Se podrán visualizar la señal de bioimpedancia tomada en el equipo en tiempo real.
- Cálculo con las ecuaciones de estimación de diferentes parámetros y su visualización gráfica.

1.4 Metodología del trabajo propuesta

Se ha elegido el integrado AD5940 de *Analog Devices* para la recogida de datos. Este integrado es una solución de bajo coste para la recogida de datos de bioimpedancia y cuenta con varias placas de evaluación. Entre ellas se encuentra la EVAL-AD5940BIOZ [4], la cual integra todos los componentes necesarios para la ejecución del proyecto a nivel de adquisición y acondicionamiento de la señal. La placa incorpora aparte del integrado:

- Conector micro USB que permite conectar el integrado a:
 - Tejidos biológicos mediante electrodos.
 - Placa auxiliar consistente en resistencias y condensadores para su simulación.
- Condensadores de aislamiento y resistencias para limitar la corriente antes de los electrodos en contacto con el cuerpo humano para satisfacer el estándar IEC 60601.
- Cristal oscilador para el funcionamiento del integrado.
- Resistencias para configurar la ganancia del amplificador del integrado.
- Conectores para su comunicación siguiendo el esquema de pines de Arduino Uno.
- LDO para la correcta alimentación de la placa.

El integrado AD5940 se controlará mediante un STM32F4 con una comunicación SPI. Para la placa de desarrollo del STM32F4 [5] se ha optado por una con una configuración de pines de *Arduino Uno* para que encaje perfectamente con la placa de evaluación EVAL-AD5940BIOZ. El STM32F4 dispone de librerías para la integración del sistema desde el propio repositorio de *Analog Devices* [6].

Para la parte de visualización, guardado de datos, procesado según las ecuaciones de estimación y otros procesos, se utilizará una aplicación desarrollada en el lenguaje de programación C++ y la herramienta *Open source Qt* [7], que funciona en el sistema operativo *Windows*. Sobre una comunicación serie entre el MCU STM32F4 y el ordenador, la aplicación permitirá al usuario controlar el integrado a tiempo real para la toma de medidas además de consultar el histórico todas las gráficas y datos asociados a las medidas según la base de datos local del sistema. Qt es una herramienta con multitud de documentación y comunidad detrás de esta. Aparte, tiene librerías para usar bases de datos y visualizar gráficas, por lo que encaja perfectamente con los propósitos de este proyecto.

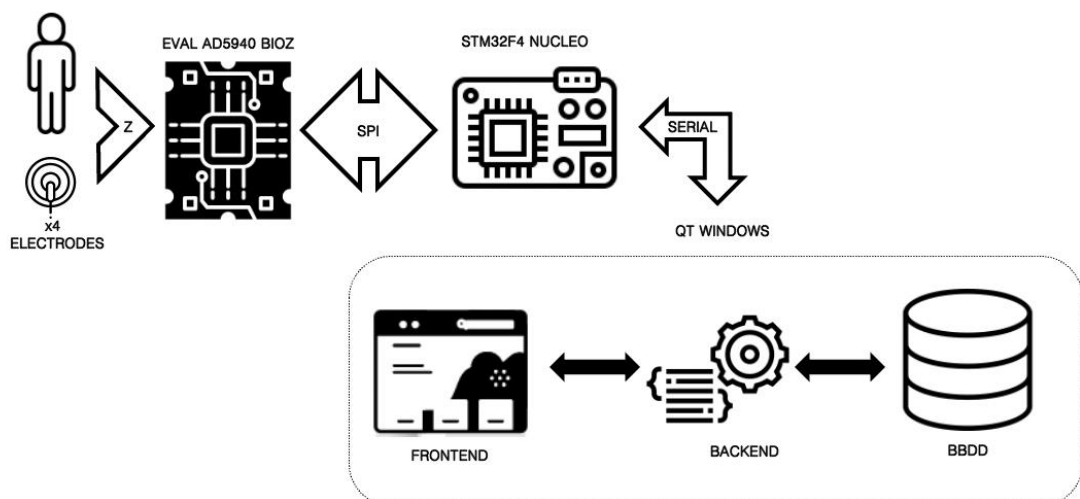


Figura 1. Arquitectura a alto nivel

2. Impedancia bioeléctrica

Definición

El análisis de la bioimpedancia es una técnica utilizada para obtener la magnitud de la impedancia eléctrica de un material o fluido. A la impedancia obtenida se la denomina bioimpedancia.

2.1 Instrumentación

Para la medida de la bioimpedancia es necesario inyectar una corriente eléctrica a una determinada frecuencia dentro del material, normalmente orgánico, del que se desea extraer la impedancia eléctrica.

Para ello, es necesario un material de contacto entre el material a evaluar y la instrumentación electrónica como puente entre ambos. Para ello se usan diversas soluciones, siendo la más común de ellas el uso de electrodos en la medida de bioimpedancia en materiales orgánicos.

Un electrodo se compone de la parte en contacto con el material orgánico y un hilo que transporta la señal hasta la instrumentación. La medida se puede tomar a dos hilos, es decir, dos electrodos o a cuatro hilos compuesto por cuatro electrodos:

- Medida a 2 hilos:

En la medida a dos hilos o dos electrodos, estos se usan para introducir la corriente en el material. La resistencia y capacitancia de los hilos afectarán a la medida pudiendo inducir errores en la medida, especialmente en medidas de baja impedancia. Como ventaja, al utilizar solo dos hilos es más rápido y sencillo de implementar y supone una reducción de cables.

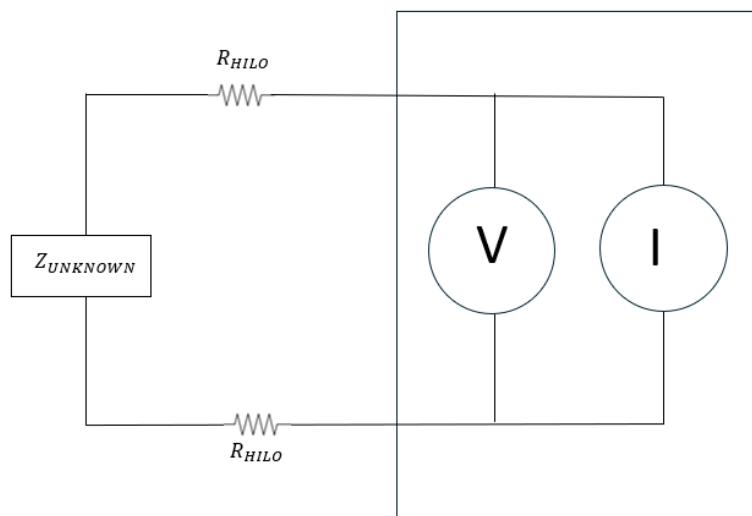


Figura 2. Medida a dos hilos.

- Medida a 4 hilos:

En la medida a cuatro hilos o cuatro electrodos, se introduce la corriente en un par de electrodos y el otro par se utiliza para medir el voltaje. La corriente no pasa por los electrodos de voltaje, por lo que la medida de diferencia de voltaje no tiene en cuenta la resistencia de los hilos. Esto permite una medida más exacta de la impedancia del material, por el contrario, la implementación es más compleja y se requieren más cables.

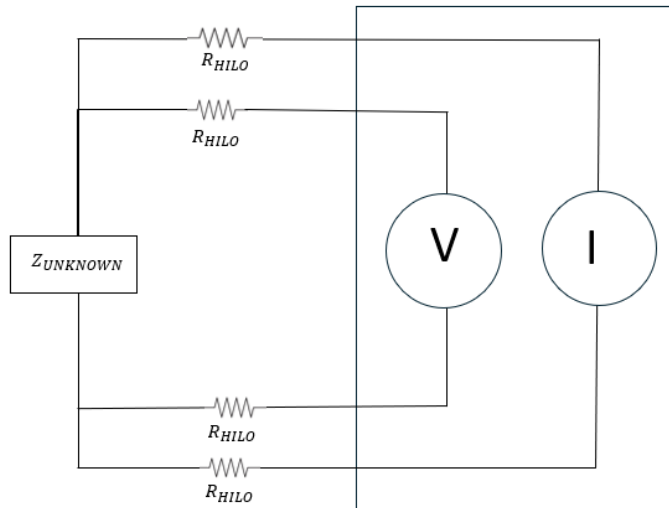


Figura 3. Medida a cuatro hilos.

A parte del número de electrodos o hilos en la toma de la medida, la frecuencia de la señal inyectada también es un factor influyente en una medida correcta de bioimpedancia.

Se ha elegido una frecuencia de 50kHz ya que a esa frecuencia es la que mayores beneficios reporta en la penetración de tejidos, produciendo una menor resistencia en la piel, por lo que permite una precisión mayor intracelular y extracelular.

A frecuencias más altas se puede producir una absorción de la señal en la piel, derivando en pérdidas de señal.

Además, estudios [8] demuestran que a esta frecuencia es menos sensible a la hidratación corporal y a la capacitancia de las membranas celulares.

Por estos motivos, una frecuencia de 50kHz es la ideal para calcular los parámetros deseados en este proyecto.

2.2 Aplicaciones

En este punto se estudiará las aplicaciones del estudio de la bioimpedancia, como esta tiene multitud de aplicaciones en diversos escenarios se ha dividido en dos grandes campos, aplicaciones clínicas y aplicaciones no clínicas

2.2.1 Aplicaciones clínicas

Las aplicaciones clínicas engloban todas aquellas relacionadas con la medicina o el entorno de la salud.

Estas se basan en que los distintos tejidos corporales presentan una diferente resistividad al paso de la corriente, por lo que si la corriente inyectada atraviesa un tejido adiposo, muscular u óseo tendrá una mayor o menor conductividad a su paso. Bajo esta premisa, las principales aplicaciones de la bioimpedancia en el ámbito clínico son:

- Medida de la composición corporal

Es la aplicación más común de la bioimpedancia y objeto de este proyecto. Mediante el análisis de la composición corporal obtenida por la resistividad de los tejidos orgánicos se pueden determinar: la masa libre de grasa, como músculos o huesos; grasa corporal, la cual incluye todos los tejidos adiposos; agua corporal, para evaluar la hidratación y los fluidos corporales.

- Enfermedades cardiovasculares

Estudios [9] apuntan al uso de la bioimpedancia para la predicción de enfermedades cardiovasculares congénitas, en la evaluación de fluidos corporales [10] la cual es muy útil en enfermedades como insuficiencia cardíaca aguda descompensada (ICA descompensada) o en general para el cuidado del paciente, como en su monitorización en cuidados críticos.

- Investigaciones clínicas

Son multitud las líneas de investigación que relacionan la bioimpedancia con la detección de enfermedades como el cáncer cervicouterino, el cual es el segundo cáncer más común en las mujeres [11]. Este ejemplo da a entender que la aplicación de esta herramienta puede ser beneficiosa para la revisión o implementación en investigaciones las cuales están utilizando otros métodos para la detección de las enfermedades o síntomas asociados.

Además, al ser de fácil implantación y no intrusivo, se realizan análisis de bioimpedancia para el estudio de diferentes enfermedades en los pacientes para evaluar su incidencia. Un ejemplo es su estudio en las enfermedades renales [12].

2.2.2 Aplicaciones no clínicas

Aparte de las aplicaciones clínicas esta técnica se utiliza para otras muchas aplicaciones, las principales son:

- Medición de la calidad del agua

Mediante esta técnica se puede detectar presencia de agentes contaminantes en el agua como metales pesados o bacterias. La conductividad eléctrica de estos es diferente por lo que existen estudios [13] para aplicar esta técnica en agua potable o en ecosistemas acuáticos.

- Control de calidad y prevención de enfermedades en agricultura y ganadería

La posibilidad de poder evaluar la conductividad de los diferentes tejidos orgánicos hace de la bioimpedancia una poderosa herramienta para el control de calidad de los diferentes productos derivados de la agricultura y ganadería, como puede ser el estudio y control de enfermedades [14][15].

Por ejemplo, en el caso de evaluar el estado sanitario de una plantación en el entorno de la agricultura [16], centrándose más en la fase que en el módulo de la bioimpedancia.

2.3 Limitaciones

Aunque la toma de la bioimpedancia en el paciente es un método fácil, rápido, barato y no invasivo, esta también presenta algunas limitaciones para tener en cuenta.

Ya que este método es válido para todo el espectro de la población surgen multitud de variables que dependen de cada individuo, las variables más comunes que varían el resultado son peso, edad, sexo y raza. Ya que la composición corporal difiere según las características individuales de cada persona. Por ejemplo, una persona culturista con una composición corporal única podría alterar los resultados.

Además, la bioimpedancia es muy sensible al estado de hidratación del paciente. Diversos estudios [17] han demostrado que se debe tener un riguroso control de la hidratación corporal antes de la toma de bioimpedancia, debido a que los valores de impedancia son más bajos con unos niveles de hidratación bajos o deshidratación.

En el campo de instrumentación, se ha de tener en cuenta los efectos parasitarios de resistencia y capacitancia de los propios hilos de los electrodos y la instrumentación utilizada, así como el contacto del propio electrodo con la piel. Es por eso por lo que la medición se debe realizar por personal especializado y entrenado para ello, ya que una mala colocación de los electrodos o de su posición el cuerpo puede alterar el resultado. Derivado de ello, el operario que realiza la medición debe tener una correcta interpretación de los datos obtenidos teniendo en cuenta todas estas limitaciones descritas. Respecto a los efectos resistivos y capacitivos de los cuales se hacía hincapié anteriormente, la instrumentación debe de estar correctamente calibrada y teniendo en cuenta que la utilización de otros electrodos o material en contacto con la piel variarán los resultados de forma significativa.

2.4 Otros métodos

Otros métodos o técnicas utilizadas para obtener la magnitud de la bioimpedancia son:

- Tomografía computarizada

Método por el cual se toman imágenes por rayos X, las cuales se apilan para formar una imagen tridimensional del paciente, para así poder identificar claramente los tejidos corporales y sus distintos elementos. Este método implica una exposición a rayos X, los cuales producen radiación ionizante, además el coste económico es elevado.

- Resonancia magnética

Método por el que se crean imágenes mediante el uso de campos magnéticos y ondas de radio. Para crear los campos magnéticos se utilizan imanes de grandes dimensiones, por lo que la toma de medidas se debe realizar en un entorno completamente controlado y la duración se puede alargar hasta una hora. El coste económico de este método es también muy elevado.

Estos métodos son más costosos e invasivos para el paciente que inyectando una señal eléctrica mediante electrodos.

3. Sistema propuesto

El sistema propuesto se ha dividido en dos grandes elementos. Por una parte, la adquisición del parámetro de bioimpedancia y por otra parte el análisis del parámetro de bioimpedancia mediante las ecuaciones de estimación y la interfaz hombre-máquina.

3.1 Adquisición de datos

En este apartado se describe la solución propuesta para el recogido del dato de bioimpedancia.

3.1.1 Posibles soluciones

En la búsqueda de soluciones capaces de medir la impedancia bioeléctrica, la mayoría de documentación acerca de este proceso y las posibles soluciones aportadas son del fabricante *Analog Devices*, por lo que se establece como referencia en este campo. También hay otros fabricantes que ofrecen soluciones, como *Texas Instruments* con su producto ADS1299, el cual incorpora un conversor analógico digital (ADC) de 24 bits con arquitectura *sigma-delta* que, sin embargo, no está enfocado a la toma de bioimpedancia, aun teniendo un ADC con mayor resolución que los productos de *Analog Devices*.

Analog Devices históricamente ha comercializado el integrado AD5933 para las soluciones de bioimpedancia, sin embargo, en 2017 entró en juego otro integrado más avanzado con referencia AD5940. Este cuenta con nuevas características como la toma de bioimpedancia en 4 puntos o la toma de electrocardiograma. Sus principales diferencias son:

AD5940	AD5933
Dispone de convertidor digital-analógico (DAC) y amplificador de transimpedancia (TIA) de baja potencia. Estos componentes permiten establecer el voltaje de modo común y realizar el acondicionamiento necesario para la medición precisa de la impedancia minimizando el ruido en la medida.	No cuenta con características específicas de acondicionamiento de señal.
Capacidad de medir tanto voltaje diferencial como impedancia en múltiples canales	Diseñado para medir una única señal de impedancia en un solo canal
Rango de frecuencia de operación configurable desde corriente continua hasta 200kHz.	Rango de frecuencia de operación configurable desde 1 Hz hasta 100kHz.

Tabla 1. Comparación integrados.

En la tabla se observan características añadidas al AD5940, que le permiten abarcar nuevas y complejas aplicaciones, que el AD5933 no sería capaz de realizar o dependería de otros componentes externos para realizarlas.

Aunque ambos integrados son capaces, de forma independiente o en conjunto con otros elementos, de hacer mediciones de bioimpedancia, el AD5940 es claramente superior, por lo que se opta por este integrado para ejecutar el proyecto. Además, se encuentran numerosos recursos y documentación actualizada del integrado en la página web del fabricante.

El AD5940 cuenta dos placas de desarrollo:

- EVAL-AD5940BIOZ: Placa de evaluación diseñada específicamente para desarrollos de análisis de bioimpedancia (BIA) y actividad electro dérmica (EDA).
- EVAL-AD5940ELCZ: Placa de evaluación diseñada específicamente para desarrollo electroquímico.

Por tanto, en el proyecto se utilizará la placa de evaluación EVAL-AD5940BIOZ, centrada en la obtención de bioimpedancia. Para controlar esta placa, se debe disponer de un microcontrolador integrado en una placa de desarrollo con conectores de pines con una disposición tal y como se detalla en los esquemáticos de la placa de evaluación.

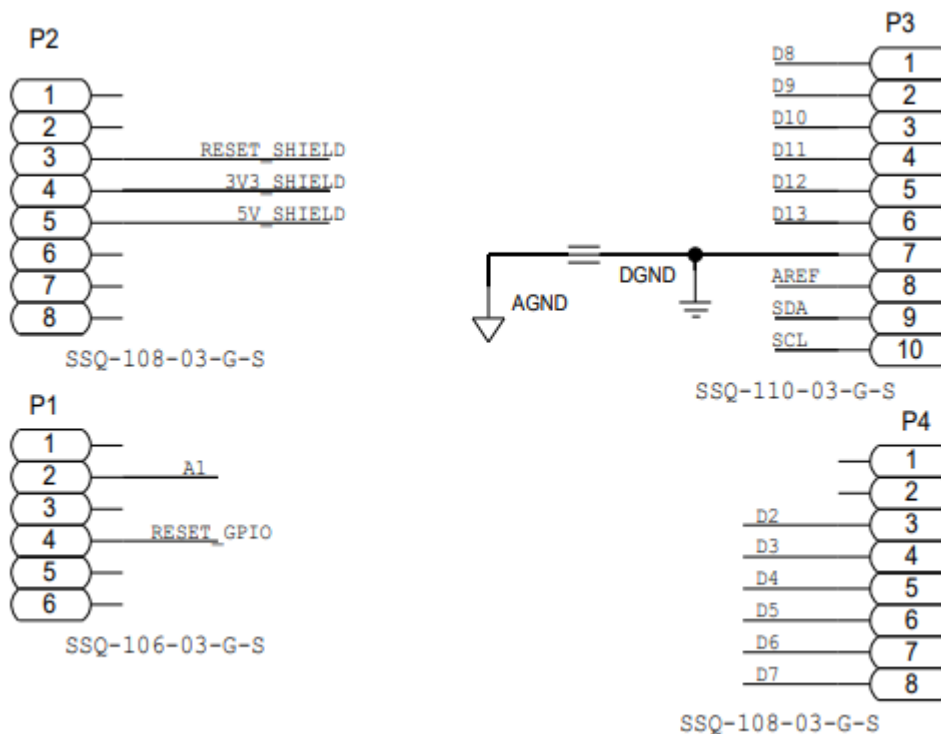


Figura 4. Disposición pines placa evaluación.

Esta disposición se ha convertido a lo largo del tiempo en un estándar debido a su amplia adopción y compatibilidad, ya que es el factor de forma de la placa de referencia *Arduino UNO*.

Para ello se han evaluado dos placas de microcontroladores con esta disposición de pines:

- EVAL-ADICUP3029: Placa de desarrollo basada en el MCU ADuCM3029 que se integra perfectamente con la EVAL-AD5940BIOZ ya que ambas son del mismo fabricante, por lo que *Analog Devices* recomienda su uso en conjunto. También los códigos de ejemplo están desarrollados bajo este microcontrolador.

- NUCLEO-F411RE: Placa de desarrollo basada en el MCU STMF411. Cuenta con conectores en forma de *Arduino Uno*. *Analog devices* proporciona librerías para poder hacer compatibles sus códigos de ejemplo con este microcontrolador, aun este siendo del fabricante *STMicroelectronics*.

Dado que ambos son perfectamente aptos, para el diseño se ha elegido el NUCLEO-F411RE debido a que anteriormente se ha trabajado en proyectos con él y su integración con el entorno de desarrollo *Keil*.

Como se observa en la figura 5, ambos elementos quedan perfectamente interconectados.



Figura 5. Interconexión placas de desarrollo.

3.1.2 AD5940

El integrado AD5940 fabricado por *Analog Devices* pertenece a la familia de los “*Analog Front End*”, por lo que será el encargado de acondicionar y filtrar la señal de entrada. En la figura 6 se puede observar el diagrama de bloques del *datasheet* que proporciona el fabricante [18].

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

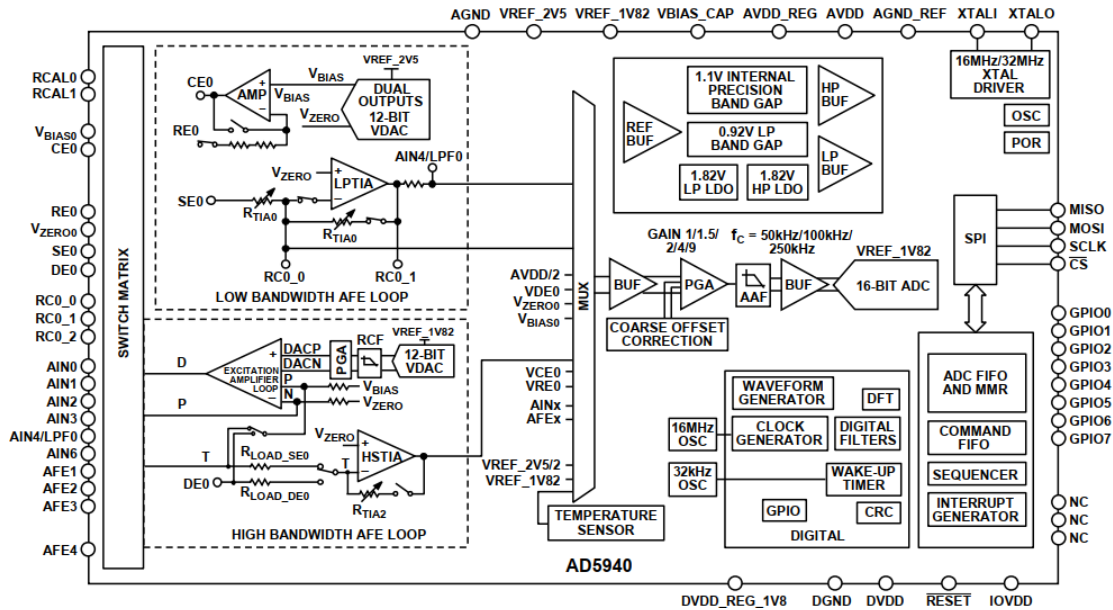


Figura 6. Diagrama de bloques AD5940

THEORY OF OPERATION

The main blocks of the AD5940/AD5941 are as follows:

- Low power, dual-output, string DAC used to set the sensor bias voltage and low frequency excitation. Supports chronoamperometric and voltammetry electrochemical techniques.
- Low power potentiostat that applies the bias voltage to the sensor.
- Low power TIA that performs low bandwidth current measurements.
- High speed DAC and amplifier designed to generate excitation signals for impedance measurements up to 200 kHz.
- High speed TIA that supports wider signal bandwidth measurements.
- High performance ADC circuit (see the High Performance ADC Circuit section).
- Programmable switch matrix. The input switching of the AD5940/AD5941 allows full configurability in the connections of the external sensors (see the Programmable Switch Matrix section).
- Programmable sequencer (see the Sequencer section).
- SPI interface.
- Waveform generator designed to create sinusoid and trapezoid waveforms up to 200 kHz (see the Waveform Generator section).
- Interrupt sources that output to a GPIOx pin to alert the host controller that an interrupt event occurred (see the Interrupts).
- Digital inputs/outputs (see the Digital Inputs/Outputs section).

Figura 7. Bloques del AD5940

El integrado consta de dos AFEs con ganancia programable, el primero de ellos incorpora un amplificador de transimpedancia de baja potencia (LPTIA) y es usado para señales de bajo ancho de banda. El segundo, incorpora un amplificador de transimpedancia de alta velocidad, el cual es capaz de medir señales de hasta 200kHz.

Estos AFEs derivan en un multiplexor que multiplexa un sensor de temperatura, ambos concurren en un conversor analógico digital tipo SAR (*Sucessive Aproximation Register*) de 16 bits y 500kSPS, con filtro *antialiasing* y un amplificador de ganancia programable.

El integrado cuenta con una matriz de interruptores programables a través de registros internos para configurar distintas conexiones entre los bloques internos de este.

Un módulo importante es un generador de ondas digital capaz de generar formas de ondas sinusoidales, trapezoidales y cuadradas en combinación con uno de los dos DACs, tanto el de alta velocidad como el de bajo consumo.

Como se puede ver en la figura 6 el integrado cuenta con comunicación SPI por lo que se usará esta interfaz para su control mediante un microcontrolador.

En nuestro caso deberemos configurar el integrado para la toma de medidas de bioimpedancia a cuatro hilos, para ello seguiremos la topología que se encuentra la figura 8 de la nota de aplicación AN-1557 [19]:

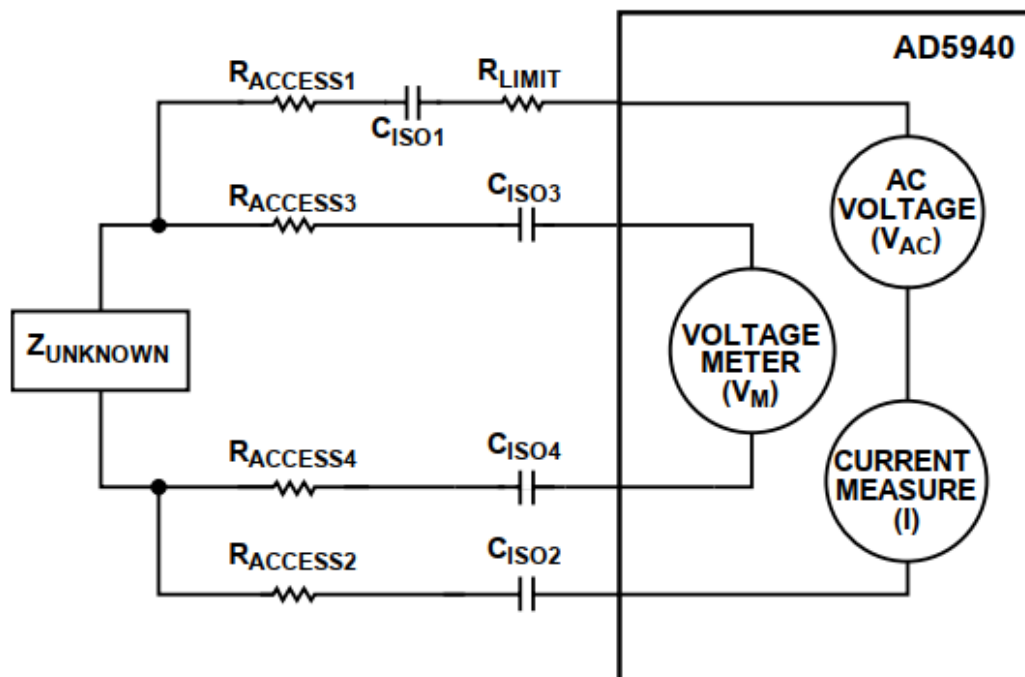


Figura 8. Topología bioimpedancia

Al ser un dispositivo médico en contacto con el paciente, aún sin ser invasivo, se debe cumplir la norma IEC 60601[20].

Para cumplir con la norma, se limita la intensidad inyectada al paciente mediante R_{LIMIT} y se establecen cuatro condensadores (CISO) a modo de filtro paso alto para no inyectar corriente continua al paciente.

Para el cálculo del valor de los condensadores, la norma establece un máximo de 10uA de corriente continua inyectada al paciente. Con los condensadores se consigue una corriente continua de 0A. La placa de evaluación incorpora condensadores de 0.47uF, ya que el fabricante considera que este valor es lo suficientemente grande y se encuentra en encapsulados pequeños para las aplicaciones que lo requieran. Debido a que la placa de

evaluación también está diseñada para la obtención de EDA (*Electrodermal Activity*), se ha modificado el condensador conectado al CE0 a 15nF para que la placa pueda obtener ambas medidas.

Para el cálculo del valor de la resistencia, la norma establece una corriente máxima de 500uA para 50kHz y 600uA para 60kHz. Se establece una corriente de 400uA máxima dejando un margen de seguridad de un 20%.

El máximo valor de salida del AD5940 es de 0.4243Vrms, por lo que con una ecuación sencilla se obtiene el valor de la resistencia:

$$R_{limit} = \frac{0.4243 V_{rms}}{400 \mu A_{rms}} = 1060.66 \Omega$$

El valor comercial más aproximado para la resistencia es 1kOhm.

Las resistencias "RACCESS" de la figura 6 son las resistencias que ejercen los propios electrodos.

A continuación se evaluarán los módulos implicados para la toma de bioimpedancia a cuatro hilos. En la nota de aplicación AN-1557[19] el fabricante nos proporciona un esquema con la interconexión de estos módulos.

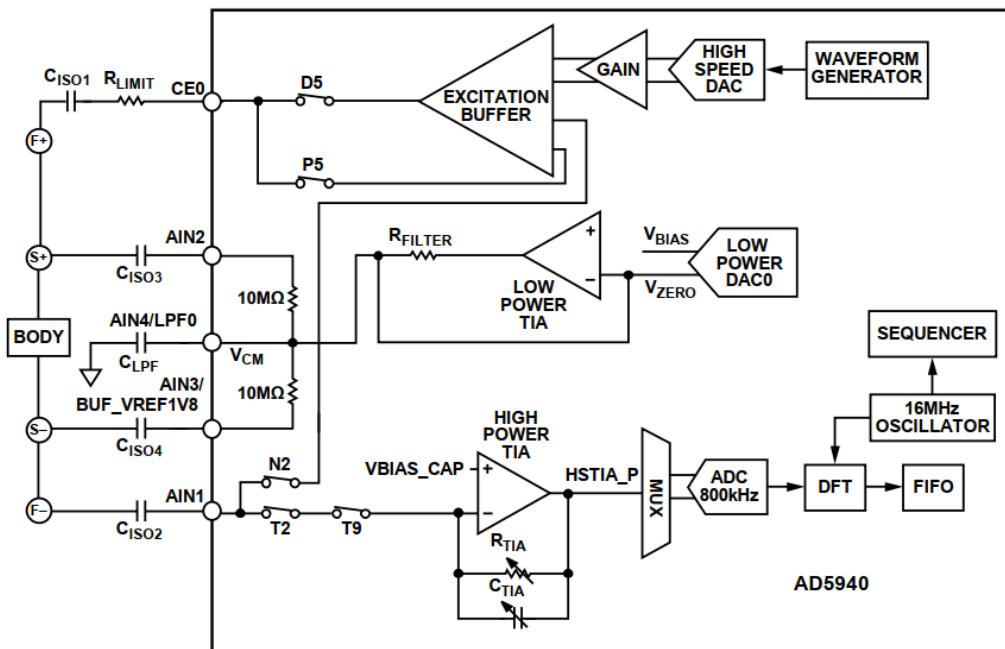


Figura 9. Configuración de los módulos AD940

- **Generador de señal (AC VOLTAGE)**

Para generar una señal sinusoidal de salida por el pin CEO e inyectarla al cuerpo humano a través de los electrodos, se utilizará el generador de ondas digital del integrado en combinación con su convertor DAC de 12 bits de alta velocidad y ganancia programable para obtener el nivel de voltaje requerido. También se retroalimenta CEO y AIN1 a través del *buffer* de excitación. Para ello, se configurará la matriz de interruptores programable del integrado AD5940 para cerrar el interruptor interno D5 y P5. Con esto se consigue compensar las posibles variaciones y errores en la generación de voltaje, asegurando una mayor precisión en la señal de salida.

La matriz de interruptores programables permite modificar las interconexiones de los diferentes módulos del AD5940, esta matriz se configura mediante el registro SWCON.

Switch Matrix Configuration Register—SWCON

Address 0x0000200C, Reset: 0x0000FFFF, Name: SWCON

This register allows configuration of the switch matrix.

Table 83. Bit Descriptions for SWCON Register

Bits	Bit Name	Settings	Description	Reset	Access
[31:19]	Reserved		Reserved.	0x0	R
18	T10CON	1 0	Control of the T10 switch. T10 closed. T10 open.	0x0	R/W
17	T9CON	1 0	Control of the T9 switch. T9 closed. T9 open.	0x0	R/W
16	SWSOURCESEL	1 0	Switch control select. This bit selects the registers to control the programmable switches. Switch control source. Switches controlled by DSWFULLCON, TSWFULLCON, PSWFULLCON, and NSWFULLCON registers. Dx/DR0, Tx/TR1, Px/Pxx, and Nx/Nxx switches controlled as groups. Switches controlled as groups via the SWCON register.	0x0	R/W
[15:12]	TMUXCON	0000 0001 0010 0011 0100 0101 0110 0111 1000 1001 1010 to 1111	Control of the Tx/TR1 switch mux. Does not include control of the T9 or T10 switch. All switches open. T1 closed, remaining switches open. T2 closed, remaining switches open. T3 closed, remaining switches open. T4 closed, remaining switches open. T5 closed, remaining switches open. T6 closed, remaining switches open. T7 closed, remaining switches open. TR1 closed, remaining switches open. All switches closed. All switches open.	0xF	R/W

Tabla 2. Registro SWCON

- **Medidor de corriente (CURRENT MEASURE)**

Para la medición de la corriente, se utilizará el amplificador de transimpedancia de alta precisión y velocidad. Este medirá la corriente y la convertirá a tensión, la cual se conectará a través del multiplexor al ADC. A esta señal se le aplica una transformada discreta de Fourier (DFT) de hasta 16384 puntos. El integrado calcula la parte real e imaginaria y se almacena en la memoria FIFO utilizando los resultados de la DFT.

- **Medidor de tensión diferencial** (VOLTAGE METER)

Es importante controlar y estabilizar el voltaje de modo común para garantizar mediciones precisas y reducir el ruido no deseado.

Para estabilizarlo, se utiliza el DAC de baja potencia emitiendo 1.1V y el TIA de baja potencia del AD5940.

El software para el manejo del integrado por SPI mediante el microcontrolador se detalla en el siguiente punto.

3.1.3 Microcontrolador STM32F4

El *software* del microcontrolador se ha basado en el ejemplo que proporciona el fabricante *Analog Devices* en su repositorio de *git* alojado en *github* [6].

Se deberá establecer una comunicación SPI con el integrado utilizando la disposición de pines de *Arduino Uno* como se encuentra en la figura 4. La comunicación SPI *Full duplex* estándar tiene en cuenta cuatro líneas las cuales tendremos que configurar en nuestro microcontrolador el cual será el maestro y el AD5940 el esclavo:

- *MOSI: Master Output Slave Input*, esta será la línea por la que nuestro microcontrolador transmita datos al integrado.
- *MISO: Master Input Slave Output*, esta será la línea por la que se reciban los datos del integrado:
- *SCLK: Serial Clock*, línea de reloj la cual establece el maestro, es decir, nuestro microcontrolador.
- *CS: Chip Select*, línea de selección de esclavo. Útil cuando existen varios esclavos en la misma comunicación ya que esta línea es independiente. Activa a nivel bajo.

Además, se cuentan con dos pines adicionales:

- *RST: Línea de reset*. GPIO en el microcontrolador para controlar la línea de *reset* del integrado.
- *INT: Interrupción* en generada por el AD5940 en su GPIO0 pin AIN0 que corresponde con el GPIO A10 del STM32F4 el cual indica que el dato está listo.

A continuación, se muestra un esquema de la conexión para la comunicación de las dos placas de desarrollo con sus respectivos pines:

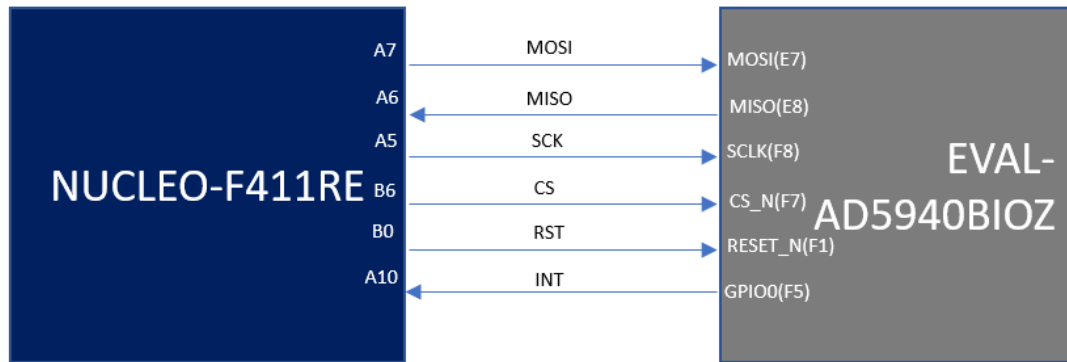


Figura 10. Comunicación SPI

Los pines están definidos en el fichero NUCLEOF41Port.c

```

/* Definition for AD5940 Pins */
#define AD5940_SCK_PIN           GPIO_PIN_5
#define AD5940_SCK_GPIO_PORT    GPIOA
#define AD5940_SCK_AF           GPIO_AF5_SPI1
#define AD5940_MISO_PIN         GPIO_PIN_6
#define AD5940_MISO_GPIO_PORT   GPIOA
#define AD5940_MISO_AF          GPIO_AF5_SPI1
#define AD5940_MOSI_PIN         GPIO_PIN_7
#define AD5940_MOSI_GPIO_PORT   GPIOA
#define AD5940_MOSI_AF          GPIO_AF5_SPI1

#define AD5940_CS_PIN           GPIO_PIN_6
#define AD5940_CS_GPIO_PORT     GPIOB

#define AD5940_RST_PIN          GPIO_PIN_0    //A3
#define AD5940_RST_GPIO_PORT    GPIOB

#define AD5940_GPOINT_PIN       GPIO_PIN_10   //A3
#define AD5940_GPOINT_GPIO_PORT GPIOA
#define AD5940_GPOINT_IRQn      EXTI15_10_IRQn
    
```

Figura 11. Pines SPI

La inicialización de estos pines, así como del SPI, se hace con la función “AD5940_MCUResourceInit ()” contenida en el mismo fichero y llamada desde el fichero fuente *main.c* al arranque del sistema.

El integrado AD5940 se debe inicializar con unos comandos iniciales, tal como se indica en la tabla 14 de su *datasheet* [18]. Para ello, en el código, en el archivo *ad5940.c* se crea una estructura con todos los registros a modificar en su inicialización en la función “AD5940_Initialize()”.

```
const struct
{
    uint16_t reg_addr;
    uint32_t reg_data;
}RegTable[]=
{
    {0x0908, 0x02c9},
    {0x0c08, 0x206C},
    {0x21F0, 0x0010},
#ifdef CHIPSEL_M355
    /* This is AD5940 */
    {0x0410, 0x02c9},
    {0x0A28, 0x0009},
#else
    /* This is ADuCM355 */
    {0x0410, 0x001a},
    {0x0A28, 0x0008},
#endif
    {0x238c, 0x0104},
    {0x0a04, 0x4859},
    {0x0a04, 0xF27B},
    {0x0a00, 0x8009},
    {0x22F0, 0x0000},
```

Figura 12. Estructura de inicialización

Esta estructura contiene la dirección del registro y dato de este. En la función de inicialización “AD5940PlatformCfg()” se recoge esta tabla de registros para su envío por SPI al AD5940.

Una vez inicializado, el integrado AD5940 generará una interrupción por el pin GPIO0 cada vez que disponga de datos, el microcontrolador atenderá la interrupción y guardará los datos existentes en el *buffer AppBuff*, esto datos se leerán directamente de la memoria FIFO del integrado a través de la función “AD5940_FIFORd()”

La comunicación de los datos con la aplicación de escritorio se hará a través de UART, para ello la aplicación de escritorio deberá indicar al microcontrolador que quiere recibir datos con un *byte* de comienzo. Este *byte* se ha definido como la letra ‘S’ en código ASCII o 0x53 en hexadecimal. Cuando el microcontrolador recibe este dato por la UART correspondiente responderá con una media de los datos obtenidos.

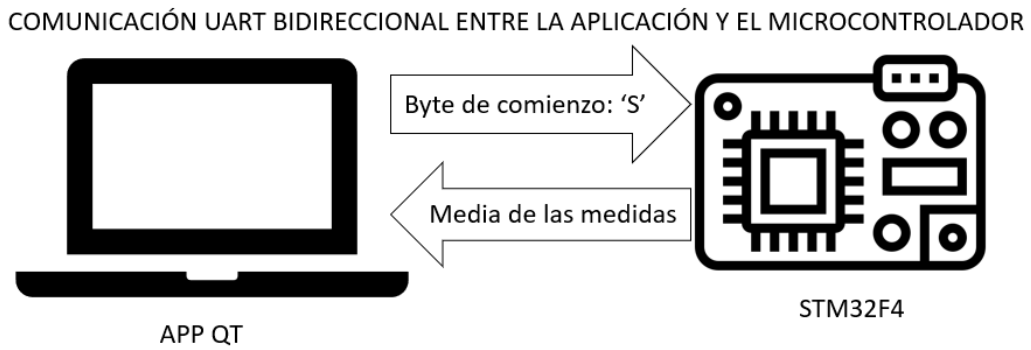


Figura 13. Comunicación UART

Para ello se debe inicializar la comunicación tipo UART en el STM32 con la función de inicialización con los parámetros correspondientes.

```
uint32_t MCUPlatformInit(void *pCfg)
{
    HAL_Init();
    SystemClock_Config();
    /* Init UART */
    UartHandle.Instance = DEBUG_UART;

    UartHandle.Init.BaudRate = 230400;
    UartHandle.Init.WordLength = UART_WORDLENGTH_8B;
    UartHandle.Init.StopBits = UART_STOPBITS_1;
    UartHandle.Init.Parity = UART_PARITY_NONE;
    UartHandle.Init.HwFlowCtl = UART_HWCONTROL_NONE;
    UartHandle.Init.Mode = UART_MODE_TX_RX;
    UartHandle.Init.OverSampling = UART_OVERSAMPLING_16
    if (HAL_UART_Init(&UartHandle) != HAL_OK)
    {
        /* Initialization Error */
        return 0;
    }
    HAL_UART_ENABLE_IT(&UartHandle, UART_IT_RXNE);
    HAL_NVIC_EnableIRQ(DEBUG_UART_IRQ);
    return 1;
}
```

Figura 14. Inicialización UART

En la figura 14 se encuentran las características de la comunicación tipo UART las cuales son:

- *BaudRate*: 230400 baudios.
- *Wordlength*: tamaño de trama, 8 bits.
- *StopBits*: 1 bit.
- Paridad: Sin paridad.
- *HwFlowCtrl*: Sin control de flujo.
- *Mode*: Bidireccional.

- *Oversampling*: Sobre muestreo de 16 muestras en cada bit

Se habilita la interrupción en la recepción de datos para se genere una interrupción en el microcontrolador cuando se reciban datos.

El microcontrolador, al recibir la interrupción del integrado y verificar que el byte obtenido es el correcto, este envía mediante la línea de comunicación UART a la aplicación de escritorio la media de las medidas obtenidas en formato ASCII como el texto: "RzMag: %f, RzPhase: %f\n\r", donde el operador "%f" contiene los datos respectivamente del módulo y la fase en su posición correspondiente.

Resumiendo, en la figura 15 se puede encontrar el diagrama de flujo del proceso en el STM32F4 desde su inicialización hasta la transmisión de datos a la aplicación de escritorio. En la figura también se encuentran las funciones significativas que realizan dicho proceso.

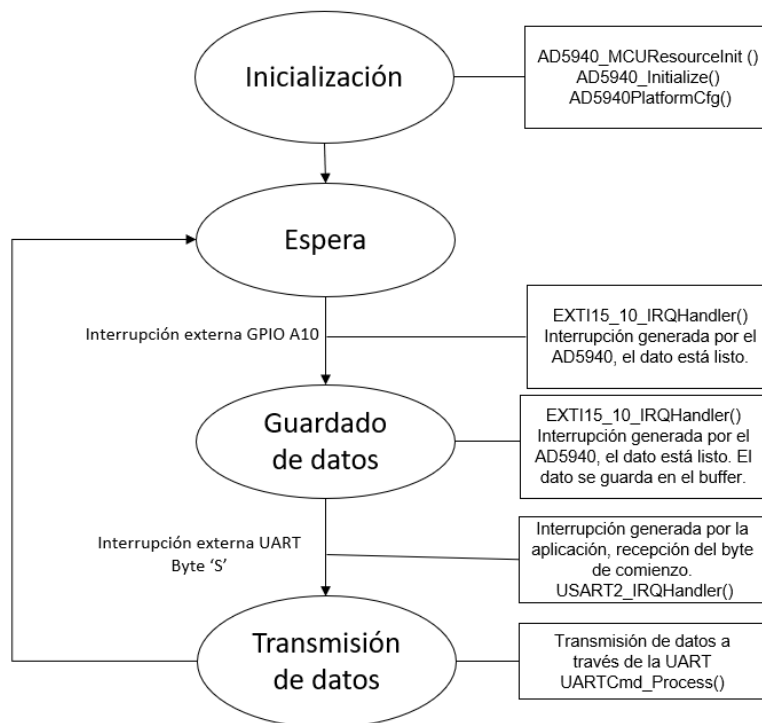


Figura 15. Diagrama de flujo STM32F4

3.1.4 Calibración del sistema

Para la calibración del sistema, se ha utilizado la placa de prueba contenida en el kit de desarrollo EVALAD5940-BIOZ. La placa consiste en un array de resistencias y condensadores controlados por *microswitches*, los esquemas de esta placa se encuentran en el anexo 1: *Impedance Test Board*.

Para simular el cuerpo humano, se hará uso del primer banco de resistencias y condensadores de la placa, ya que este banco está conectado entre los terminales ZB+, el cual es común a los dos electrodos positivos F+ y S+, y ZB-, el cual es común a los dos electrodos negativos F- y S-, tal como se describe en el esquema.

Este banco de resistencias simulará la colocación de los electrodos en el cuerpo humano de la siguiente forma:

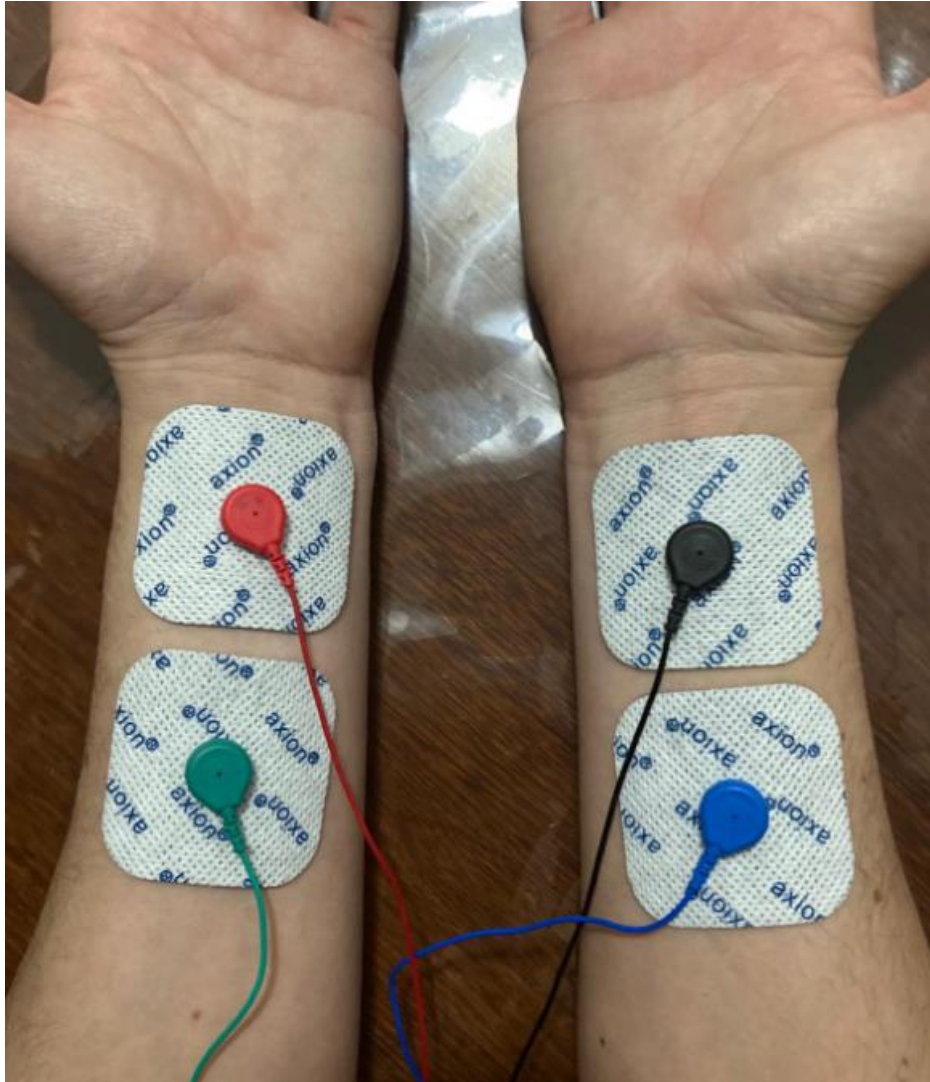


Figura 16. Posición electrodos

Con el banco de resistencias conectado, se han tomado doce medidas comprendidas en un rango de 100 Ω a 4990 Ω . Los resultados obtenidos se encuentran en la siguiente tabla.

Rep	S1 BANK_Ideal	Medidas Obtenidas (Z)(Real)
1	100Ω	100,988
2	200Ω	201,751
3	300Ω	302,648
4	440Ω	444,037
5	540Ω	544,882
6	640Ω	645,749
7	850Ω	858,985
8	1.000Ω	1008,863
9	1.500Ω	1513,176
10	2.000Ω	2016,439
11	3.010Ω	3035,234
12	4.990Ω	5034,525

Tabla 3. Medidas banco resistencias

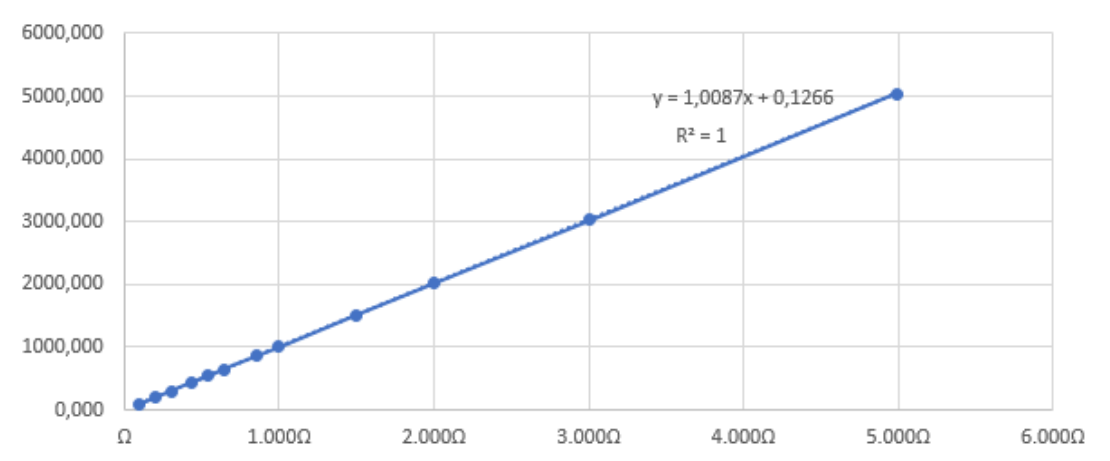


Figura 17. Ecuación medidas banco resistencias.

Por lo que el error obtenido es:

Rep	S1 BANK	Medidas Obtenida	Error(Ohm)	Error(%)
1	100Ω	100,988	0,988	0,9880
2	200Ω	201,751	1,751	0,8755
3	300Ω	302,648	2,648	0,8827
4	440Ω	444,037	4,037	0,9175
5	540Ω	544,882	4,881	0,9040
6	640Ω	645,749	5,749	0,8983
7	850Ω	858,985	8,985	1,0571
8	1.000Ω	1008,863	8,863	0,8863
9	1.500Ω	1513,176	13,176	0,8784
10	2.000Ω	2016,439	16,439	0,8220
11	3.010Ω	3035,234	25,234	0,8383
12	4.990Ω	5034,525	44,525	0,8923

Tabla 4. Error medido

Con la tabla se deduce que el error máximo obtenido es de un 1.057%. Se procede a corregir el error de *offset* y ganancia para calcular el error de no linealidad. Esta corrección se ha basado en la ecuación de la línea de tendencia obtenido ($y=1.0087x+0.1266$):

Rep	S1 BANK_ideal	Medidas Obtenidas (Z)(Real)	Corrección de Offset	Corrección de ganancia	Error de no linealidad(Ohm)	Error de no linealidad(%)
1	100Ω	100,988	100,861	99,963	-0,037	0,036596477
2	200Ω	201,751	201,624	199,829	-0,171	0,085358436
3	300Ω	302,648	302,521	299,828	-0,172	0,057343435
4	440Ω	444,037	443,910	439,958	-0,042	0,009512506
5	540Ω	544,882	544,755	539,905	-0,095	0,017629822
6	640Ω	645,749	645,622	639,874	-0,126	0,019648723
7	850Ω	858,985	858,858	851,212	1,212	0,142558832
8	1.000Ω	1008,863	1008,736	999,755	-0,245	0,024465453
9	1.500Ω	1513,176	1513,049	1499,578	-0,422	0,028112689
10	2.000Ω	2016,439	2016,312	1998,361	-1,639	0,081968885
11	3.010Ω	3035,234	3035,107	3008,085	-1,915	0,06362082
12	4.990Ω	5034,525	5034,398	4989,576	-0,424	0,008501367

Tabla 5. Error no linealidad

Dando un resultado de error de no linealidad de 0.1425% y al ser un error sin corrección de un 1.057%, se considera lo suficientemente bajo como para no introducir la corrección de ganancia y *offset* en el sistema, en el caso de introducirlo, se hubiera optado por hacer la corrección en el microcontrolador corrigiendo la medida antes de mandarla vía UART al PC.

3.2 Visualización y ecuaciones de estimación

Una vez que ya se ha obtenido la magnitud bioimpedancia tal como se ha tratado en la sección anterior, en esta sección se dotará al usuario de una interfaz gráfica para

que pueda visualizar e interactuar con el sistema. Además, para estimar la composición corporal, se deben incorporar nuevos datos significativos del paciente, los cuales se deben introducir mediante esta interfaz gráfica.

Por último, en este punto se explica la realización de la base de datos para dotar al sistema de un guardado de estas variables y futura explotación de ellas por otras herramientas.

3.2.1 Posibles soluciones

En la actualidad, existen gran cantidad y variedad de soluciones para realizar una interpretación de los datos recibidos por puerto serie mediante un ordenador personal, además de poder desplegar una interfaz de usuario. Dentro de este ámbito, se buscará una solución que cumpla las necesidades de fácil implementación, código abierto, amigable con el usuario y que sea capaz de cubrir todas las funciones necesarias, tanto en el plano de la interfaz gráfica para la interacción con el usuario como en el procesado de los datos recibidos.

Además, deberá incluir una base de datos para almacenar las medidas realizadas, por lo que deberá disponer de algún tipo de interfaz para la generación y comunicación con una base de datos.

Dentro de las posibles soluciones se encuentran.

- **Java Swing:**

Java Swing es una librería de JFC (*Java Foundation Classes*) y se ha convertido a lo largo del tiempo en una solución para el desarrollo de GUI en un entorno multiplataforma aprovechando todo el potencial ofrecido por una herramienta como *Java* [21].

- **Qt:**

Qt es una herramienta multiplataforma utilizada por una gran cantidad de empresas y organizaciones debido a su gran versatilidad ya que soporta la mayoría de las plataformas (*Windows, macOS, Linux, Android, ...*) con diversos compiladores. Está disponible tanto en licencias comerciales con la compañía "*The Qt Company*" [22] como con licencia *Open-Source* debido a que la herramienta ha sido históricamente desarrollada por distintas compañías.

La herramienta de Qt se convierte en una opción viable para el desarrollo de este proyecto dado que permite la programación en lenguaje C++ y es una solución ampliamente utilizada en el mercado. Además, dispone de un entorno de desarrollo potente (*Qt Creator*) con la posibilidad de crear la interfaz de usuario de una forma gráfica y por tanto intuitiva.

En el campo de las bases de datos, ambas herramientas disponen de soluciones para la implementación de estas. En el caso de *Java Swing* se dispone de la *Java Persistence Api* (JPA) la cual permite manejar bases de datos relacionales. Por su parte, Qt dispone de la clase *QSqlDatabase* [23], la cual es una interfaz de conexión de una base de datos SQL y por tanto, a bases de datos relacionales.

En los siguientes apartados, se desarrollará más en profundidad la realización de la interfaz de usuario, así como la implementación de una base de datos en la herramienta Qt mediante el entorno de desarrollo *QtCreator*.

3.2.2 Interfaz de usuario

A la hora de desarrollar la interfaz de usuario, primero se ha tenido en cuenta las funcionalidades que desean desarrollar.

Se dividirán en dos grandes funcionalidades:

- Recogida, procesado de datos del puerto serie y generación de gráficas.
- Visor y manejo de la base de datos.

Para dividir las funcionalidades principales, se ha utilizado un sistema de pestañas en la interfaz de usuario por lo que la aplicación dispondrá de dos pestañas separadas.

Como se ha descrito en el punto anterior se utilizará la herramienta de Qt para el desarrollo de la aplicación de escritorio. Esta dispone de manejo de pestañas mediante la clase *QTabWidget*.

La implementación de la mayoría de estas clases propias de la herramienta se hará mediante la herramienta de diseño que proporciona el entorno de desarrollo de *QtCreator*. En ella, se modifica gráficamente un archivo con extensión “.ui” para añadir, eliminar, modificar, recolocar y un sinfín de opciones en el que se va creando la interfaz de usuario.

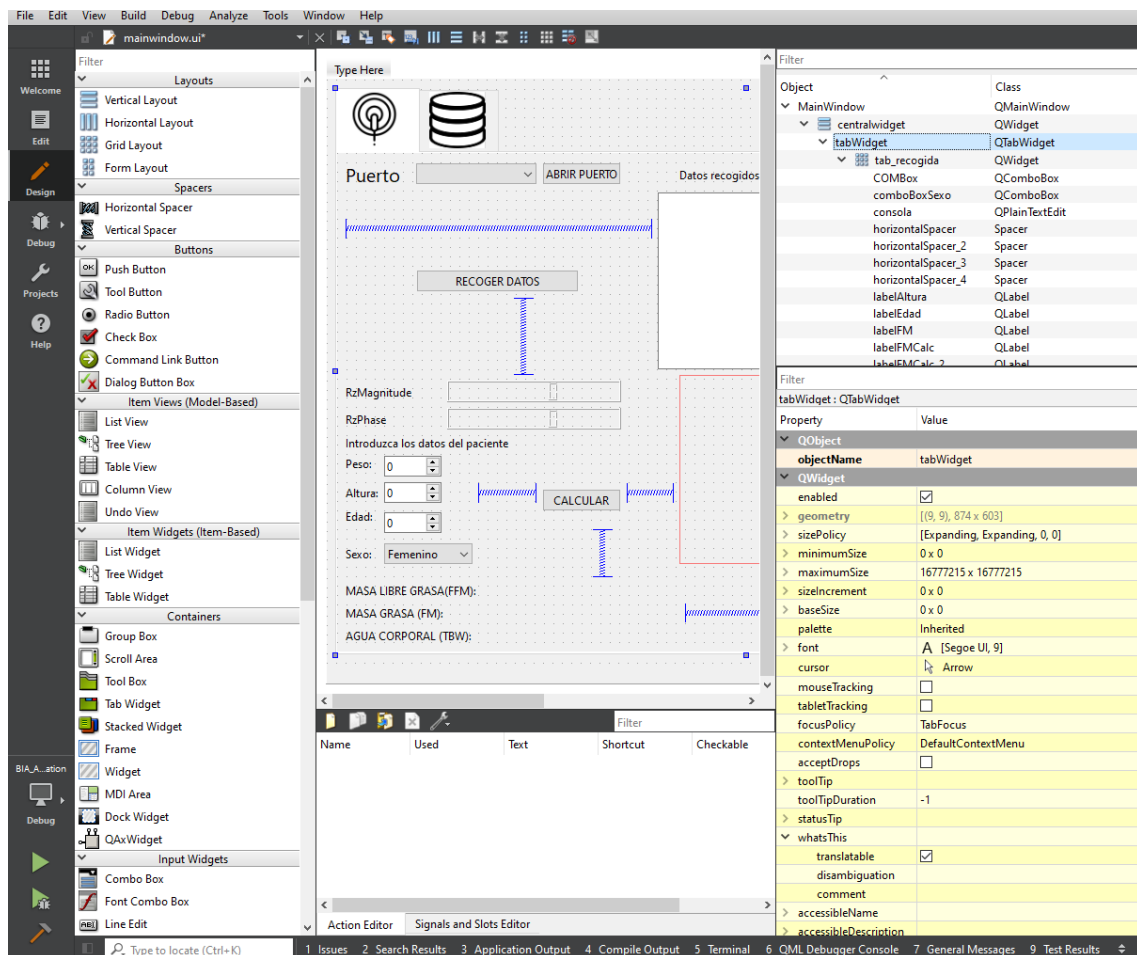


Figura 18. QtCreator

Como se puede ver en la figura 18, se ha seleccionado el objeto llamado *tabWidget* de la clase *QTabWidget* en la pestaña de diseño del entorno de desarrollo. En esta se disponen todas las propiedades de la clase en un entorno gráfico sin necesidad de programación.

Se crearán dos pestañas para contener cada una de las funcionalidades principales. Cada pestaña actúa de contenedor para poder contener el resto de interfaz según el usuario seleccione una u otra.

En la primera pestaña, encontramos la primera funcionalidad de la aplicación, la cual es la recogida de datos por el puerto serie. Para ello se utilizará la clase *QSerialPort*, esta clase provee de funciones para el acceso a puertos serie del ordenador.

Para obtener los puertos serie disponibles se listan mediante código con la sentencia:

```
foreach(const QSerialPortInfo &info, QSerialPortInfo::availablePorts())
```

Esta instrucción recorrerá todos los puertos disponibles dando información de cada uno de ellos con la clase *QSerialPortInfo*.

Para la visualización de esta información se ha optado por la clase de *QComboBox*, esta clase es un desplegable el cual permite visualizar el elemento seleccionado, y si este

se pulsa, se despliega un listado con todos los elementos incluidos en este, permitiendo seleccionar cualquiera de ellos:

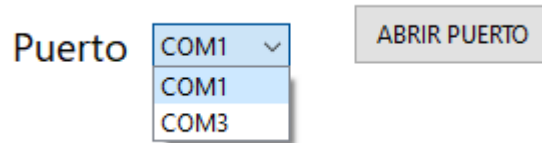


Figura 19. Widget puerto.

Una vez seleccionado el puerto correspondiente en el *QComboBox* se deberán configurar todos los parámetros de la comunicación.

UART viene de las siglas *Universal Asynchronous Receiver Transmitter* y como su propio nombre indica es una comunicación asíncrona, es decir, no utiliza reloj. Por ello hay que configurar la velocidad de transmisión tanto en receptor como en emisor.

La trama de una comunicación UART estándar es:

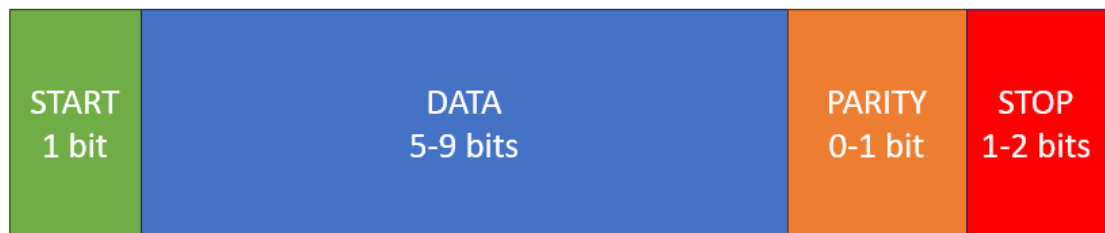


Figura 20. Trama UART

Con todo esto, los parámetros principales que se han configurado en la aplicación son:

- **Baudrate o tasa de baudios:** Velocidad de transmisión de la comunicación. En este caso se ha establecido a 230400 baudios. En este caso la trama solo contiene 1 *bit* por baudio, por lo que la velocidad será de 230400 *bits* por segundo.
- **Databits:** Número de *bits* que contienen datos dentro de la trama. La longitud de bits de datos en la trama será de 8 bits.
- **Parity:** Permite incluir un *bit* de paridad en la trama. Indica si el número de unos en el campo de datos es un número par (0) o impar (1). No se usará para esta aplicación.
- **Stopbits:** Permite usar uno o dos bits para indicar el fin de trama. En este caso se usará un bit de stop.
- **Flowcontrol o control de flujo:** Método para controlar la pérdida de datos en la transmisión. No se usará para esta aplicación.

En la siguiente figura se observa cómo se configuran los parámetros del puerto seleccionado por el usuario mediante la clase *QSerialPort*, los cuales coinciden con los parámetros establecidos en la comunicación UART del microcontrolador.

```
..
serial.setPortName(ui->COMBox->currentText());
| // Establecer la velocidad en baudios
serial.setBaudRate(230400);
// Establecer el número de bits de datos
serial.setDataBits(QSerialPort::Data8);
// Establecer paridad
serial.setParity(QSerialPort::NoParity);
// Establecer bit de parada
serial.setStopBits(QSerialPort::OneStop);
// Configurar el control de flujo
serial.setFlowControl(QSerialPort::NoFlowControl);

// Abre el puerto serie
if(serial.open(QIODevice::ReadWrite)){
|   qDebug() << "serial opened";
|   ui->pushButtonStart->show();
}
else{
|   qDebug() << "serial failed to open";
}
```

Figura 21. Configuración puerto serie

También, como forma de depuración para poder ver los datos obtenidos por el puerto serie seleccionado, se ha decidido implementar un visor de todos los datos obtenidos por dicho puerto. Para ello, se ha utilizado la clase *QPlainTextEdit*, la cual es un visor y editor de texto. Para poder escribir el texto recogido del puerto serie, se ha utilizado el siguiente “slot” (En Qt un *slot* es una función normal de C++, con la particularidad de que esta puede ser llamada por señales):

```
void QPlainTextEdit::appendPlainText(const QString &text)
```

Este “slot” añade el texto pasado por el parámetro “text” al widget de *QPlainTextEdit*.

Los datos se filtran para obtener la magnitud y la fase de la impedancia eléctrica. Este filtrado se explicará en el siguiente apartado. Los datos se visualizan en la interfaz mediante la clase *QLCDNumber* el cual es un “widget” simple que representa un número con una estética emulando un *display* líquido o LCD (*Liquid Crystal Display*).

Para la introducción del resto de los parámetros por el usuario, se utilizará la clase *QSpinBox*, esta clase permite la introducción de números enteros tanto mediante *clicks* en las flechas superior e inferior para incrementar o decrementar el número respectivamente, como la introducción directamente por el teclado seleccionándolo e introduciendo el dato deseado. Este widget es perfecto para los parámetros de peso, ya que es un número entero en kilogramos, de altura, ya que es un número entero en centímetros, o de edad ya que es un número entero en años. Respectivamente, se ha

utilizado la clase *QComboBox*, al igual que para la selección de puertos, para la introducción de sexo femenino o masculino, ya que al ser un parámetro categórico, es mejor su selección mediante un desplegable.

Para la generación de gráficas, no se ha utilizado la herramienta de diseño de *QTCreator* para la edición del fichero .ui por lo que simplemente en este se ha creado una clase *Layout* a modo contenedor para contener las gráficas en ella.

Las gráficas, se pretende que contengan los resultados de la composición corporal después de la introducción de las variables y la recogida de datos por el puerto serie, por lo que estas solo se deben generar después de este proceso. La generación de dichas gráficas se describirá posteriormente en el documento.

3.2.3 Ecuaciones de estimación

Una vez obtenido los parámetros de altura, bioimpedancia, peso, sexo y edad con el sistema anteriormente descrito, se ha de estimar con ellos la composición del cuerpo humano.

3.2.3.1 Composición corporal

El cuerpo humano está compuesto por diferentes tejidos como huesos, tejido muscular, tejidos adiposos y muchos otros tipos de tejidos. El objetivo será agrupar esta composición de multitud de tejidos en dos grandes grupos:

- Masa grasa: Compuesto principalmente por tejidos adiposos o grasos, esta se localiza principalmente en el tejido subcutáneo, justo debajo de la piel y alrededor de los órganos internos como hígado o riñones.
- Masa libre de grasa: Incorpora todo el resto de masa corporal que no es grasa. Esto incluye músculos, los cuales constituyen la mayor parte de la masa magra, huesos, órganos (como el corazón o los pulmones) y agua corporal.

Además de agrupar la composición corporal en masa grasa y masa libre de grasa, el agua se encuentra en ambas y es mayoritario en el cuerpo humano. Este está presente en mayor media en la masa libre de grasa, concretamente en los tejidos magros como los músculos u órganos internos, ya que tiene funciones vitales en estos tejidos. En el caso de la presencia de agua en el tejido adiposo, su composición está formada por lípidos, por lo que el contenido de agua en la masa grasa es proporcionalmente menor que en la masa libre de grasa. Un resumen de esta transversalidad entre los diferentes elementos que componen los tejidos humanos se puede encontrar en la siguiente figura.

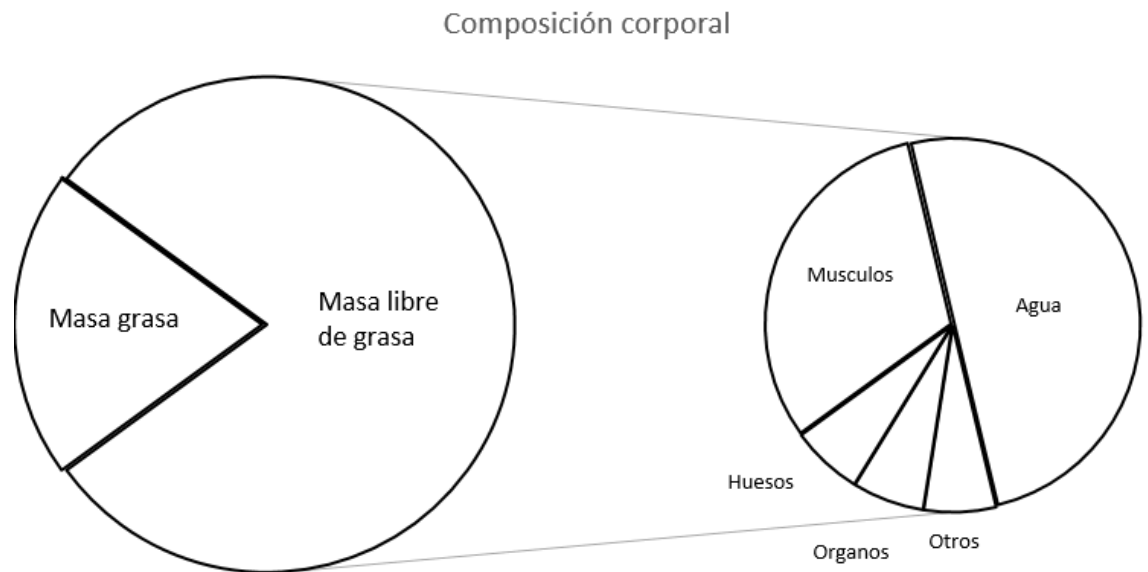


Figura 22. Composición cuerpo humano

3.2.3.2 Ecuaciones de estimación

Al estimar los parámetros de masa libre de grasa, masa grasa y agua corporal en el cuerpo humano hay gran cantidad de diversos estudios sobre la materia.

H C Lukaski sentó las bases con la publicación de un estudio llamado “*Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body*” [24] basándose en la premisa de que la conductividad eléctrica de los tejidos libres de grasa es superior a la de los tejidos grasos. En el estudio se evaluaron 37 hombres sanos, con relaciones entre los valores de bioimpedancia y la masa libre de grasa. *Lukaski* utiliza el predictor H^2/R (siendo “*H*” la altura en centímetros y “*R*” la resistencia que presenta el tejido corporal ante una señal de 800 μ A 50kHz) en el análisis de regresión para verificar la relación entre masa libre de grasa y bioimpedancia. Se tendrá en cuenta esta relación con el predictor utilizado por *Lukaski* en la ecuación de estimación a utilizar en nuestro sistema.

El continuo y activo desarrollo de la investigación en este ámbito ha desencadenado que las ecuaciones utilizadas para estimar los parámetros físicos se hayan desarrollado aumentando su complejidad, mejorando la precisión y la validez de las estimaciones.

En estas ecuaciones más complejas, se tienen en cuenta más factores aparte de la altura y la resistencia como pueden ser la edad, el sexo y el peso.

Aparte de añadir nuevos factores, también se han investigado a lo largo de estos años con diferentes frecuencias en la señal a inyectar [8]. Como resultado de estas

investigaciones, la banda de aplicación de la bioimpedancia para el análisis de la composición corporal es de 50kHz a 200kHz, ya que penetra de una manera más eficiente en los tejidos del cuerpo humano con una menor influencia de la capacitancia parásita al ser esta frecuencia lo suficientemente alta además de poder distinguir entre diferentes tipos de tejidos con una mayor precisión.

En concreto, a una frecuencia de 50kHz, se encuentran diversos estudios [24] [8] evaluar la composición corporal en poblaciones y contextos clínicos, por lo que será la frecuencia que se usará en nuestro sistema en la señal inyectada en el paciente para determinar la bioimpedancia.

Con todo lo descrito anteriormente, se establece la ecuación de predicción para el cálculo de masa libre de grasa, teniendo en cuenta el predictor H^2/R y los factores de edad, sexo y peso corporal como una suma de todos estos:

$$\text{Masa libre de grasa(Kg)} = K_1 + K_2 * A^2 / Z_{50} + K_3 * P + K_4 * S + K_5 * \text{Edad}$$

Siendo:

- A: Altura en centímetros.
- Z_{50} : Magnitud de la bioimpedancia a 50 kHz
- P: Peso en kilogramos.
- S: Sexo. Siendo el valor de este factor 0 para sexo femenino y 1 para sexo masculino.
- Edad: Edad en años.

Para la estimación del agua corporal, la ecuación se ha basado en el estudio que realizó *Deurenberg* [25], el cual correlaciona el predictor H^2/R al igual que *Lukaski* con el agua corporal y el agua extracelular.

Estudios posteriores han ampliado este predictor con otras variables como el peso y la edad. Por ejemplo, el artículo realizado en 2014 por *Masaharu Kagawa, Connie Wishart y Andrew P. Hills* [26] en el cual evalúan la implicación de la postura y los modos de frecuencia en la estimación del agua corporal en adolescentes y adultos varones, nos propone esta ecuación para una señal con una frecuencia de 50 kHz:

$$TBW = 6.53 + 0.3674 \times Ht^2 / Z_{50} + 0.17531 \times \text{body weight} - 0.11 \times \text{age} + 2.83$$

Este artículo se basa solo en varones, pero la ecuación de estimación de este proyecto tendrá en cuenta ambos sexos por lo que se añade esa variable a la ecuación. Por lo cual, la ecuación para la estimación del agua corporal total sería:

$$\text{Agua corporal total(L)} = K_1 + K_2 * A^2 / Z_{50} + K_3 * P + K_4 * S + K_5 * \text{Edad}$$

Siendo:

- A: Altura en centímetros.
- Z_{50} : Magnitud de la bioimpedancia a 50 kHz
- P: Peso en kilogramos.
- S: Sexo. Siendo el valor de este factor 0 para sexo femenino y 1 para sexo masculino.
- Edad: Edad en años.

De las dos ecuaciones de masa libre de grasa y agua corporal total, se puede extraer que ambas tienen las mismas variables, solo difieren en la constante y coeficientes para obtener ambos parámetros.

Una vez obtenidas las ecuaciones, se han de calcular las constantes y coeficientes ajustadas para nuestro sistema, con un cálculo de regresión lineal múltiple. Una forma clásica de hacerlo es obtener una muestra lo suficientemente grande para poder efectuar el cálculo de regresión lineal múltiple en una herramienta como *Excel* y obtener las constantes adecuadas.

3.2.3.3 Primer análisis

En un primer paso, se obtienen catorce muestras de bioimpedancia de pacientes con diferente edad, sexo, altura y peso corporal.

Los resultados obtenidos han sido:

ID	FFM(Kg)	TBW(L)	Zmag	H2/Z	Edad	Peso	Sexo	Altura	FFM(%)
28	55,69	38,35	414,6	71,36	31	68	1	172	81,90
29	77,13	59,65	331,38	96,69	49	124,8	1	179	61,80
31	53,94	38,28	365	75,50	32	69,6	1	166	77,50
30	56,7	39,2	335,6	90,21	46	70	1	174	81
32	54,79	38,6	414	69,81	63	69,8	1	170	78,5
33	68,52	49,5	318	103,02	46	95,7	1	181	71,6
34	60,27	43,4	316	92,53	36	82	1	171	73,5
35	42,69	29,6	330	84,51	42	57	0	167	74,9
36	59,86	44,8	325	99,69	64	86	1	180	69,6
37	37,18	34,0	490	50,95	68	62	0	158	59,96
38	47,03	35,3	518	54,49	60	75	0	168	62,7
39	45,74	35,6	395	64,81	40	79	0	160	57,9
40	65,78	47,7	258	120,06	34	92	1	176	71,5
41	54,61	36,6	386	80,25	34	62,7	1	176	87,1

Tabla 6. Muestras obtenidas

Como se observa en la tabla, para obtener las muestras a los pacientes, se les ha obtenido la masa libre de grasa (Kg), el agua corporal (L), la bioimpedancia (Ω), la edad (años), el peso (kg), el sexo (0 femenino, 1 masculino) y la altura (centímetros).

Al ejecutar el análisis de regresión múltiple sobre las muestras con la herramienta de Excel, siendo la variable dependiente la masa libre de grasa y el agua corporal, los resultados han sido:

- Análisis sobre la masa libre de grasa:

	<i>Coefficientes</i>	<i>Error típico</i>
Intercepción	18,77508841	3,885899569
H2/Z	0,038459573	0,057473898
Edad	-0,064888391	0,050748696
Peso	0,375228047	0,048130955
Sexo	10,52754757	2,014114632

Tabla 7. Coeficientes masa libre de grasa.

Según los coeficientes aportados por el análisis la ecuación de estimación sería:

Masa libre de grasa(Kg)

$$= 18.7751 + 0.0385 * A^2 / Z_{50} + 0.3752 * P + 10.5275 * S - 0.0649 * Edad$$

Según la ecuación de estimación se calcula la masa libre de grasa con las muestras obtenidas dando como resultado:

FFM Calculado(Kg)	FFM Calculado(%)	Error(Kg)	Error(%)
55,551	81,693	0,139	0,204
76,670	61,434	0,460	0,369
56,246	80,814	2,306	3,314
56,054	80,078	0,646	0,922
54,090	77,493	0,703	1,007
66,190	69,164	2,331	2,436
61,295	74,750	1,025	1,250
39,614	69,498	3,079	5,402
61,254	71,226	1,398	1,626
39,586	63,848	2,411	3,888
45,119	60,158	1,906	2,542
48,315	61,158	2,574	3,258
66,237	71,997	0,457	0,497
53,711	85,663	0,901	1,437

Tabla 8. Error masa libre de grasa calculada.

Por lo que el error máximo de la muestra ha sido de 2.411Kg o un 3.888%.

- Análisis sobre el agua corporal total:

	<i>Coefficientes</i>	<i>Error típico</i>
Intercepción	6,727149008	2,073915965
H2/Z	0,018555631	0,030673987
Edad	0,033417348	0,027084728
Peso	0,353150523	0,025687632
Sexo	4,774996528	1,074938869

Tabla 9.Coefficientes agua corporal total

Con los coeficientes aportados por el análisis la ecuación de estimación sería:

$$\begin{aligned}
 & \text{Agua corporal total(L)} \\
 & = 6.7271 + 0.0186 * A^2 / Z_{50} + 0.03531 * P + 4.775 * S \\
 & + 0.0334 * \text{Edad}
 \end{aligned}$$

Según la ecuación de estimación, se calcula el agua corporal total con las muestras obtenidas dando como resultado:

TBW Calculado(L)	TBW Calculado(%)	Error(L)	Error(%)
37,876	55,699	0,474	0,698
59,004	47,279	0,646	0,518
38,551	55,389	0,271	0,389
39,433	56,334	0,233	0,334
39,551	56,663	0,952	1,363
48,746	50,937	0,731	0,763
43,380	52,902	0,002	0,002
29,829	52,331	0,189	0,331
45,861	53,326	1,031	1,196
31,838	51,352	2,192	3,448
36,227	48,303	0,902	1,203
37,163	47,042	1,613	2,042
47,356	51,474	0,300	0,326
36,270	57,846	0,347	0,554

Tabla 10.Error agua corporal total calculado

Por lo que el error máximo de la muestra ha sido de 2.192L o un 3.448%.

En ambos casos hay errores típicos mayores que el propio coeficiente, además de arrojar un error máximo alto. Esto se debe a que la muestra es bastante pequeña siendo sólo de catorce pacientes.

3.2.3.4 Segundo análisis

Como los errores típicos son muy altos, se incrementan a la toma de muestras a 20 pacientes con el fin de tener una muestra lo suficientemente variada para ser validada.

Los resultados obtenidos han sido:

ID	FFM(Kg)	TBW(L)	Zmag	Edad	H2/Z	Peso	Sexo	Altura	FFM(%)	TBW(%)
28	55,69	40,94	414,6	31	71,36	68	1	172	81,90	60,210
29	77,13	59,14	331,38	49	96,69	124,8	1	179	61,80	47,390
31	53,94	40,75	365	32	75,50	69,6	1	166	77,50	58,542
30	56,7	40,46	335,6	46	90,21	70	1	174	81	57,795
32	54,79	38,40	414	63	69,81	69,8	1	170	78,5	55,019
33	68,52	49,85	318	46	103,02	95,7	1	181	71,6	52,089
34	60,27	45,08	316	36	92,53	82	1	171	73,5	54,981
35	42,69	35,70	330	42	84,51	57	0	167	74,9	62,633
37	37,18	34,03	490	68	50,95	62	0	158	59,96	54,894
39	45,74	42,53	395	40	64,81	79	0	160	57,9	53,833
41	54,61	39,32	386	34	80,25	62,7	1	176	87,1	62,705
42	68,29	47,44	269	31	111,26	87	1	173	78,496	54,527
43	59,28	43,23	311	33	92,93	76	1	170	78,004	56,888
44	63,27	45,32	318	33	101,89	79	1	180	80,088	57,364
45	72,44	55,63	280	33	114,43	110	1	179	65,856	50,575
46	45,32	40,03	402	46	71,89	70	0	170	64,737	57,182
49	35,51	33,97	519	27	49,33	50	0	160	71,021	67,938
51	62,77	46,34	328	34	99,88	82	1	181	76,548	56,514
52	35,17	32,58	484	29	49,64	48	0	155	73,265	67,867
53	57,35	40,78	352	30	91,03	65	1	179	88,230	62,735

Tabla 11. Muestras obtenidas

Ahora, al ejecutar el análisis de regresión múltiple sobre las muestras los resultados han sido:

- Análisis sobre la masa libre de grasa:

	Coefficientes	Error típico
Intercepción	12,6755767	1,85502413
H2/Z	0,15480977	0,02671823
Edad	-0,02598924	0,02809806
Peso	0,31323847	0,02328363
Sexo	10,2846079	0,86383975

Tabla 12. Coeficientes masa libre de grasa.

Según los coeficientes aportados por el análisis la ecuación de estimación sería:

Masa libre de grasa(Kg)

$$= 12.6756 + 0.1548 * A^2 / Z_{50} + 0.3132 * P + 10.2846 * S - 0.026 * Edad$$

Según la ecuación de estimación, se calcula la masa libre de grasa con las muestras obtenidas dando como resultado:

FFM Calculado(Kg)	FFM Calculado(%)	Error FFM(Kg)	Error FFM(%)
54,496	80,141	1,194	1,756
75,742	60,690	1,388	1,113
55,612	79,902	1,672	2,402
57,652	82,359	0,952	1,359
53,988	77,346	0,805	1,154
67,684	70,726	0,837	0,874
62,030	75,646	1,760	2,146
42,521	74,598	0,172	0,302
38,215	61,637	1,040	1,677
46,414	58,752	0,673	0,852
54,134	86,339	0,477	0,761
66,625	76,580	1,667	1,916
60,289	79,327	1,005	1,323
62,616	79,260	0,654	0,828
74,268	67,516	1,826	1,660
44,535	63,622	0,781	1,116
35,271	70,542	0,239	0,478
63,219	77,096	0,449	0,548
34,641	72,169	0,526	1,096
56,627	87,118	0,722	1,111

Tabla 13. Error masa libre de grasa calculada.

Por lo que el error máximo de la muestra ha sido de un 2.402%.

Además, estudiando la tabla 7, el coeficiente estimado de la variable edad es edad es -0,025989235 mientras que el error típico es 0,028098061, por lo que la magnitud del error típico es ligeramente mayor que el propio coeficiente. Esto implica que en el análisis realizado esta variable no es estadísticamente significativa, por lo que con los datos con los que se ha efectuado el análisis no se puede afirmar que la variable edad tenga alguna relación para el cálculo de la masa libre de grasa.

3.2.3.5 Tercer análisis

Para evaluar este efecto, se procede a efectuar de nuevo un análisis de regresión lineal múltiple, pero sin incluir la variable edad. Los resultados han sido:

	<i>Coefficientes</i>	<i>Error típico</i>
Intercepción	11,5774901	1,41892711
H2/Z	0,16312905	0,02504497
Peso	0,30490991	0,02137489
Sexo	10,3090683	0,85952784

Tabla 14. Coeficientes masa libre de grasa sin la variable edad.

Según los coeficientes aportados por el análisis la ecuación de estimación sería:

Masa libre de grasa(Kg)

$$= 11.5775 + 0.1631 * A^2 / Z_{50} + 0.3049 * P + 10.309 * S$$

Según la ecuación de estimación sin la variable edad, se calcula nueva la masa libre de grasa con las muestras obtenidas, dando como resultado:

FFM Calculado Sin Peso(Kg)	FFM Calculado Sin Peso(%)	Error FFM Sin Peso(Kg)	Error FFM Sin Peso(%)
54,265	79,802	1,425	2,095
75,721	60,674	1,409	1,129
55,428	79,638	1,488	2,138
57,951	82,787	1,251	1,787
54,561	78,168	0,232	0,332
67,878	70,928	0,643	0,672
61,989	75,597	1,719	2,097
42,746	74,993	0,053	0,093
38,796	62,575	1,621	2,615
46,243	58,535	0,502	0,635
54,099	86,282	0,513	0,818
66,569	76,516	1,723	1,980
60,223	79,241	0,940	1,237
62,600	79,240	0,670	0,848
74,101	67,364	1,659	1,508
44,652	63,789	0,664	0,948
34,872	69,744	0,638	1,276
63,188	77,058	0,418	0,510
34,313	71,485	0,854	1,780
56,558	87,013	0,791	1,217

Tabla 15. Error masa libre de grasa calculada sin Edad.

Por lo que en este caso el error máximo ha sido de un 2.615%.

Comparando las dos ecuaciones de predicción, se puede afirmar que este análisis es más preciso, ya que al eliminar la variable edad disminuyen los errores típicos de las demás variables. Además, todas las variables son significativas, por lo que se decide utilizar la ecuación de este análisis en el proyecto.

- Análisis sobre el agua corporal total:

	Coeficientes	Error típico
Intercepción	17,897222	0,65940084
H2/Z	0,02737235	0,00949746
Edad	-0,08558701	0,00998795
Peso	0,33568892	0,00827657
Sexo	0,64388651	0,30706698

Tabla 16. Coeficientes agua corporal total

Con los coeficientes aportados por el análisis la ecuación de estimación sería:

$$\begin{aligned}
 & \text{Agua corporal total(L)} \\
 & = 17.8972 + 0.0274 * A^2 / Z_{50} + 0.3357 * P + 0.6439 * S \\
 & - 0.0856 * Edad
 \end{aligned}$$

Según la ecuación de estimación, se calcula el agua corporal total con las muestras obtenidas dando como resultado:

TBW Calculado(L)	TBW Calculado(%)	Error(L)	Error(%)
40,668	59,806	0,275	1,756
58,888	47,186	0,255	1,113
41,233	59,243	0,488	2,402
40,572	57,959	0,115	1,359
38,491	55,144	0,087	1,154
49,550	51,776	0,299	0,874
45,519	55,512	0,435	2,146
35,750	62,719	0,049	0,302
34,284	55,297	0,249	1,677
42,767	54,136	0,239	0,852
38,875	62,002	0,441	0,761
48,138	55,332	0,700	1,916
43,773	57,596	0,538	1,323
45,025	56,994	0,292	0,828
55,775	50,705	0,143	1,660
39,426	56,323	0,601	1,116
33,721	67,442	0,248	0,478
45,892	55,966	0,450	0,548
32,887	68,514	0,310	1,096
40,285	61,977	0,493	1,111

Tabla 17. Error agua corporal total calculado

Por lo que el error máximo de la muestra ha sido de 0.7L o un 2.402%.

Como se observa en la tabla 16, los errores típicos son bajos, por lo que la estimación de los coeficientes es más precisa, además todos los coeficientes son significativos por lo que se usará la ecuación de estimación aportada por estos coeficientes en este proyecto.

Una consideración importante es la tener en cuenta que, según el estudio realizado por Masaharu Kagawa, Connie Wishart y Andrew P. Hills [26], en el cual se comparan las medidas del agua corporal total en diferentes condiciones, se extrae que la postura y los modos de frecuencia influyen en la precisión de la medida de bioimpedancia, y por tanto de la medida de agua corporal total. Por tanto, hay que considerar que la medida se obtiene siempre en las mismas condiciones de postura y colocación de los electrodos en el mismo sitio del cuerpo del paciente. De otra forma, la medida podría no ser válida falseando los resultados, es por eso por lo que la colocación de los electrodos se ha de realizar por una persona que entienda estas implicaciones, entrenada en la colocación de dichos electrodos y su posición.

3.2.4 Generación de gráficas

Para aportar una mayor interpretación de los datos obtenidos en el punto previo, se busca implementar en el sistema una gráfica adecuada para su visualización.

Como se quiere representar la composición corporal, se realizará un gráfico circular en el cual el círculo completo representará el 100% de la composición corporal y este se dividirá en porciones representado los distintos elementos de su composición en su porcentaje correspondiente.

Como se desea generar una gráfica circular, la serie la formarán las distintas porciones del círculo las cuales se han de definir con la clase *QPieSlice*. Estas porciones se han de encapsular en una serie con la clase *QPieSeries* la cual se maneja con la clase *QChart*. El *widget* correspondiente para contener gráficas en la interfaz de usuario es *QChartView*. En la figura se puede apreciar la composición de la gráfica desde la porción *QPieSlice* hasta el visor de gráficas *QChartView*.

Para el manejo de gráficas se ha implementado una nueva clase llamada Grafica contenida en el archivo "*Grafica.cpp*".

Esta clase contiene un constructor y una función para la generación de la gráfica. En el constructor se implementas las clases *QPieSlice*, *QPieSeries* y *QChart* mientras que en la función de generación de la gráfica se implementa la clase *QChartView*.

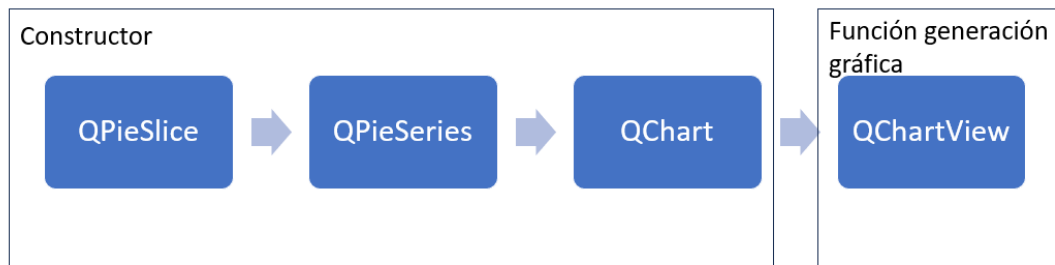


Figura 23. Composición gráfica.

```

/*Constructor de la clase Grafica*/
Grafica::Grafica() {

    pieChart = new QChart();

    series = new QPieSeries();

    /*Partes de la gráfica*/
    tbw = new QPieSlice();//Total body water
    ffm = new QPieSlice();//Fat free mass
    fm = new QPieSlice();//Fat mass

    /*Configuración de la serie*/

    series->append(tbw);
    series->append(ffm);
    series->append(fm);

    /*Se añaden etiquetas a las partes de la gráfica*/
    tbw->setLabel("Agua corporal");
    ffm->setLabel("Masa libre de grasa");
    fm->setLabel("Masa grasa");

    /*Se añade la serie a la gráfica circular*/
    pieChart->addSeries(series);
    pieChart->setTitle("Composición Corporal (%)");
    pieChart->setTheme(QChart::ChartThemeLight);
    pieChart->setAnimationOptions(QChart::AllAnimations);
    pieChart->legend()->setVisible(true);
    pieChart->legend()->setAlignment(Qt::AlignRight);

}
  
```

Figura 24. Constructor clase grafica

```
/*Función para generar una gráfica circular con los parámetros de entrada*/  
void Grafica::generarGrafica(Ui::MainWindow *ui, float porcentajeTBW, float porcentajeFFM, float porcentajeFM)  
{  
    tbw->setValue(porcentajeTBW);  
    ffm->setValue(porcentajeFFM);  
    fm->setValue(porcentajeFM);  
  
    ui->polarChartLayout->removeWidget(chartView);  
    chartView = new QChartView(pieChart);  
    chartView->setRenderHint(QPainter::Antialiasing);  
    ui->polarChartLayout->addWidget(chartView);  
}
```

Figura 25. Función generación gráfica.

La clase se manejará desde el archivo principal “*mainwindow.cpp*”, al lanzar la aplicación se llamará al constructor de la gráfica para su implementación, con esto la gráfica queda configurada a la espera de recibir los parámetros y la implementación de *QChartView*. El usuario, al pulsar el botón calcular de la interfaz gráfica invocará a la función “*generarGrafica*” pasando los parámetros necesarios para la composición de la gráfica, los cuales son el porcentaje de agua corporal, el porcentaje de masa libre de grasa y el porcentaje de masa grasa. El resultado obtenido es una gráfica circular compuesta por los trozos de estos tres parámetros como se muestra en la figura.

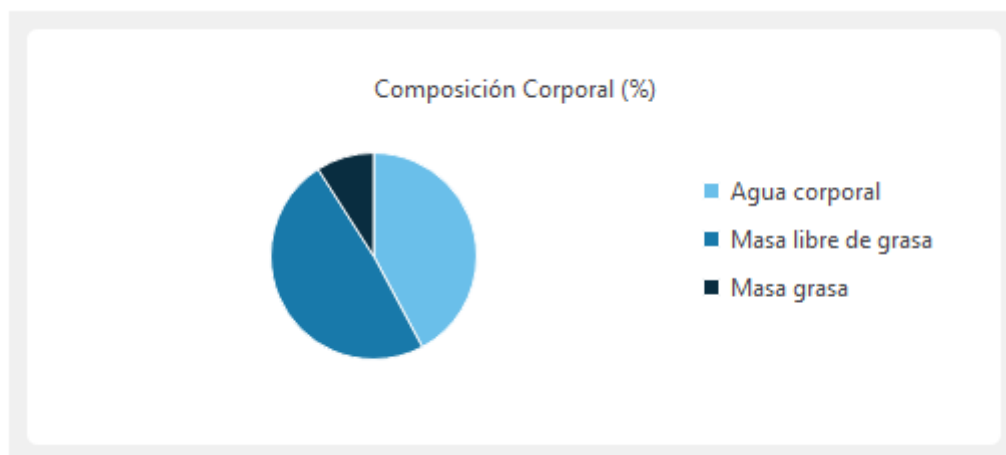


Figura 26. Gráfica resultante

3.2.5 Base de datos

Una vez obtenidos los resultados, se desea que el usuario pueda guardar estos en una base de datos.

Existen multitud de tipos de bases de datos, para el proyecto hará falta una base de datos ampliamente utilizada, sencilla y eficaz. El lenguaje estándar de consultas *SQL* cumple estos requisitos además de tener una amplia documentación dentro de la herramienta de *Qt*.

Qt permite realizar operaciones con una base de datos *SQL* mediante su herramienta dividido en varias capas: *Driver*, *SQL API* e interfaz de usuario.

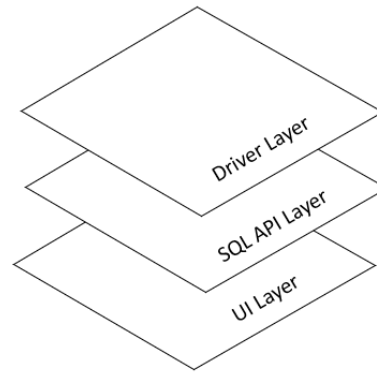


Figura 27. Capas SQL

Gracias a esto, se interpone un nivel de abstracción suficiente para que el programador no requiera de grandes conocimientos de sentencias SQL.

Para realizar la conexión con la base de datos, la cual se almacena en el disco duro del sistema, se ha creado una cabecera independiente dentro del proyecto llamada "connection.h"

En dicha cabecera se encuentra la función "createConnection" que utiliza la clase "QSqlDatabase" la cual es una interfaz para realizar dicha conexión, esta interfaz garantiza el acceso a la base de datos mediante el controlador soportado por "QSqlDriver". En el caso de este proyecto, al tratarse de una base de datos sencilla, se realizará con el controlador de *QSQLite* con la siguiente instrucción:

```
QSqlDatabase db = QSqlDatabase::addDatabase("QSQLITE");
```

En esta tabla se listan los drivers soportados:

Driver	Class name	Constructor arguments	File to include
QPSQL	QPSQLDriver	PGconn *connection	qsqldb_psql.cpp
QMYSQL	QMYSQLDriver	MYSQL *connection	qsqldb_mysql.cpp
QOCI	QOCIDriver	OCIEnv *environment, OCISvcCtx *serviceContext	qsqldb_oci.cpp
QODBC	QODBCDriver	SQLHANDLE environment, SQLHANDLE connection	qsqldb_odbc.cpp
QDB2	QDB2	SQLHANDLE environment, SQLHANDLE connection	qsqldb_db2.cpp
QSQLITE	QSQLiteDriver	sqlite *connection	qsqldb_sqlite.cpp
QIBASE	QIBaseDriver	isc_db_handle connection	qsqldb_ibase.cpp

Figura 28. Drivers SQL

Después de establecer la conexión a la base de datos, se configura el nombre de esta mediante la función "setDatabaseName", en este caso el nombre será simplemente "dataBase". Si se quisiera disponer de una base de datos temporal en memoria en el tiempo que la aplicación se está ejecutando se puede indicar como nombre de la base de datos ":memory:", en cuyo caso al cerrar la aplicación se perderán los datos de esta al finalizar el proceso en memoria.

Una vez realizada la conexión y configurando el nombre de esta con la función “open”, esta estará preparada para trabajar sobre la misma con sentencias SQL. Dichas sentencias se ejecutarán mediante la clase “QSqlQuery” la cual permite ejecutar una sentencia SQL mediante su método “exec”. Por lo que con la siguiente sentencia:

```
query.exec("create table impedance (id INTEGER PRIMARY KEY AUTOINCREMENT,
""modulo INTEGER, fase REAL, peso INTEGER, altura INTEGER, edad INTEGER, sexo
VARCHAR(1))");
```

Se crea una tabla llamada “impedance” la cual a cada elemento añadido se genera un número entero llamado “id” a modo de “key” que incrementa automáticamente con los campos de módulo (entero), fase(real), peso(entero), altura(entero), edad(entero), sexo(carácter). En la siguiente tabla se visualizan los campos de la base de datos:

Campo	Key	Módulo	Fase	Peso	Altura	Edad	Sexo
Conjunto	Entero	Entero	Real	Entero	Entero	Entero	Carácter

Tabla 18. Campos base de datos

Con un visor de datos de BBDD se puede observar el objeto *impedance*:

Column Name	#	Data Type	Length	Not Null
123 id	1	INTEGER		[]
123 modulo	2	INTEGER		[]
123 fase	3	REAL		[]
123 peso	4	INTEGER		[]
123 altura	5	INTEGER		[]
123 edad	6	INTEGER		[]
ABC sexo	7	VARCHAR		[]

Tabla 19. Objeto impedance

La operativa de dicha base de datos también se hará con sentencias SQL mediante la clase “QSqlQuery”.

Para la tabla, se ha decidido implementar la clase “QSqlTableModel”.

```

/*Constructor de la clase Table*/
Table::Table(const QString &tableName, Ui::MainWindow *ui)
{
    model = new QSqlTableModel(this);
    model->setTable(tableName);
    model->setEditStrategy(QSqlTableModel::OnManualSubmit); //Los cambios no se ejecutan automat
    model->select();
    //Texto de encabezado de la tabla
    model->setHeaderData(0, Qt::Horizontal, tr("ID"));
    model->setHeaderData(1, Qt::Horizontal, tr("Modulo"));
    model->setHeaderData(2, Qt::Horizontal, tr("Fase"));
    model->setHeaderData(3, Qt::Horizontal, tr("Peso"));
    model->setHeaderData(4, Qt::Horizontal, tr("Altura"));
    model->setHeaderData(5, Qt::Horizontal, tr("Edad"));
    model->setHeaderData(6, Qt::Horizontal, tr("Sexo"));

    ui->tableView->setModel(model); //Establece el modelo a mostrar en la interfaz de usuario
}

```

Figura 29. Constructor Table

La clase se instancia en el constructor de la clase de *Table*. Con la función *setEditStrategy* se establece que los cambios se guardan en cache hasta que se confirman:

Constant	Value	Description
QSqlTableModel::OnFieldChange	0	All changes to the model will be applied immediately to the database.
QSqlTableModel::OnRowChange	1	Changes to a row will be applied when the user selects a different row.
QSqlTableModel::OnManualSubmit	2	All changes will be cached in the model until either <code>submitAll()</code> or <code>revertAll()</code> is called.

Tabla 20. Estrategia de cambios

Las funciones que se desarrollarán para operar con ella serán la de añadir y borrar un elemento. Estos se encuentran en el fichero *"Table.cpp"* el cual contiene las funciones para el manejo de la tabla.

- Añadir un elemento:

La función para añadir un elemento es:

```

int TableEditor::newProfile(int modulo, float fase, int peso, int altura, int edad, char sexo)
{
    QSqlQuery query;
    //Emplazamiento de los marcadores en la consulta
    query.prepare("INSERT INTO impedance (modulo, fase, peso, altura, edad, sexo) "
        "VALUES (:modulo, :fase, :peso, :altura, :edad, :sexo)");
    //Asignación a los marcadores
    query.bindValue(":modulo", modulo);
    query.bindValue(":fase", fase);
    query.bindValue(":peso", peso);
    query.bindValue(":altura", altura);
    query.bindValue(":edad", edad);
    query.bindValue(":sexo", QString(sexo));
    //Ejecución de la transacción
    if (!query.exec()) {
        return -1;
    }

    submit();
    return 0;
}

```

Figura 30. Función newProfile

Como se observa en la figura se utiliza la clase “QSqlQuery”, la sentencia SQL a ejecutar es: “INSERT INTO impedance (modulo, fase, peso, altura, edad, sexo) “VALUES (:modulo, :fase, :peso, :altura, :edad, :sexo)”

Esta sentencia es una instrucción de inserción de datos, la primera parte de la sentencia (“INSERT INTO impedance (modulo, fase, peso, altura, edad, sexo)”) indica que se desea insertar en la tabla llamada “impedance” y en las columnas modulo, fase, altura, edad y sexo. La segunda parte (“VALUES (:modulo, :fase, :peso, :altura, :edad, :sexo)”) indica los valores a insertar en las columnas correspondientes.

La estrategia que seguir para la ejecución de la instrucción es preparar la consulta primero, para indicar el emplazamiento de los marcadores con la función “prepare”, y luego asignar valores a marcadores de posición en la consulta con la función “bindValue”, antes de ejecutarla con la función “exec”. Los marcadores de posición son identificadores a los que se les asignará valores posteriormente.

Cuando la transacción se ha ejecutado se confirman los cambios realizados mediante la función submit().

```

void TableEditor::submit()
{
    model->database().transaction();
    if (model->submitAll()) {
        model->database().commit();
    } else {
    } else {
        model->database().rollback();
        QMessageBox::warning(this, tr("Table"),
            tr("The database reported an error: %1")
                .arg(model->lastError().text()));
    }
}

```

Figura 31. Función submit

En esta función, se ejecuta una transacción en la base de datos asociada al modelo. La transacción tiene que ser una operación atómica, es decir, se ejecuta de manera indivisible sin ser interrumpida, esta se inicia con la función *transaction()*. Con la función *submitAll()*, se intentan aplicar los cambios pendientes en la base de datos. Si se hace correctamente, se confirma la transacción con la función *commit()*. Si no, se deshace la transacción para dejar la base de datos como estaba y se lanza un mensaje de error.

- Eliminar un elemento:

Para eliminar un elemento se dispone de la función:

```
void TableEditor::deleteProfile() {  
    QModelIndex indice = view->currentIndex();  
    if (indice.isValid()) {  
        model->removeRow(indice.row());  
        if (model->submitAll()) {  
            model->database().commit();  
        } else {  
            model->database().rollback();  
            QMessageBox::warning(this, tr("Table"),  
                                tr("The database reported an error: %1")  
                                .arg(model->lastError().text()));  
        }  
    } else {  
        //No se ha seleccionado ninguna fila  
        QMessageBox::warning(this, tr("Table"),tr("No se ha seleccionado ninguna fila"));  
    }  
}
```

Figura 32. Función deleteProfile

Primero, se debe recoger que elemento se debe eliminar, para ello se recoge el índice del objeto que esta seleccionado actualmente por el usuario. Después de la comprobación de que el índice es válido, se procede a ejecutar la operación en la base de datos. La función *removeRow* de nuestro objeto *model* de la clase *QSqlTableModel* elimina la fila del índice que le pasamos por parámetro, después hacemos un proceso similar al añadir un elemento para confirmar y aplicar los cambios en la BBDD.

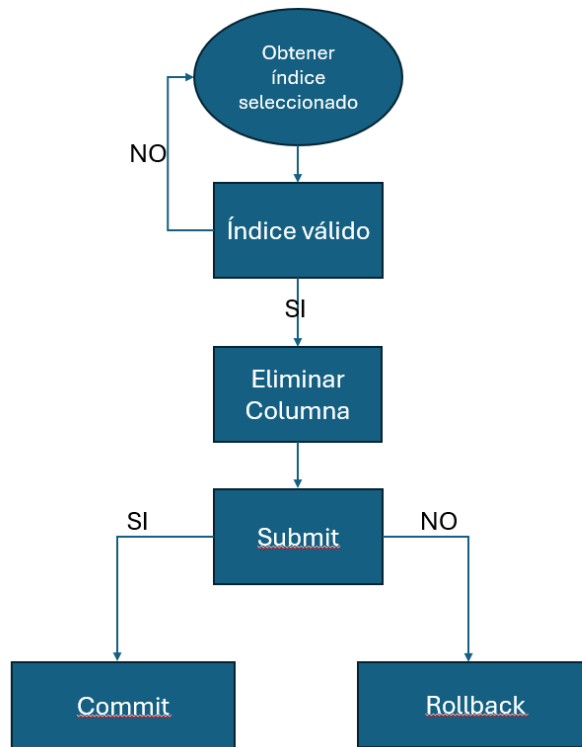


Figura 33. Diagrama de flujo eliminar columna

4. Resultados

En este punto, se evaluarán e interpretarán los resultados obtenidos en la realización del proyecto. Se ha dividido en dos partes, el sistema de medición que evalúa la parte de la obtención de medidas y la ecuación de estimación mediante regresión lineal para hacer un estudio probabilístico de las medidas obtenidas.

4.1 Sistema de medición

Como se ha demostrado en el punto de calibración del sistema, el error máximo obtenido sin corrección de ganancia ni offset ha sido de un 1.057%. Este resultado se considera lo suficientemente bajo como para no aplicar la corrección de ganancia y offset en el sistema. Sin embargo, si se desea realizar la corrección se ha visto que el resultado de la no linealidad es del 0.1425%.

Se han considerado otros factores con más peso en la introducción de error en la medida que la calibración del sistema, como es la posición de los electrodos y del propio paciente en la toma de la media. En este caso, la medida puede ser falseada ya que la corriente puede no seguir el mismo camino si los electrodos se posicionan en partes del cuerpo diferentes en cada paciente o si el paciente adopta posturas que pueden cerrar el circuito con una resistividad menor.

Por ejemplo, en este proyecto los electrodos se posicionan en los brazos del paciente, por lo que la señal circulará de un brazo pasando por el pecho al otro brazo del paciente. Si el paciente cierra ambas manos, la señal circulará pasando de una mano a la otra mano del paciente, por lo que la señal seguirá un camino totalmente diferente obteniendo otras medidas en el sistema, considerándose esta una medida errónea.

4.2 Ecuación de estimación mediante regresión lineal

En el proyecto se ha llegado a una ecuación de estimación mediante un modelo de regresión lineal múltiple mediante la herramienta *Excel* de *Microsoft Office*. Los resultados obtenidos tal como se detalla en el punto de ecuaciones de estimación han sido un ha sido de un error máximo de 2.615% sobre la muestra el caso de porcentaje de masa libre de grasa o un 2.402% en el caso de porcentaje de agua corporal total.

La magnitud del error típico de la variable edad en el segundo análisis es ligeramente mayor que el propio coeficiente, por lo que de esto se deduce que sería necesario un mayor número de muestras para seguir evaluando el modelo y ajustar las ecuaciones de estimación. Por otra parte, se comprueba con los tres análisis como aumentando el número de muestras el ajuste es mayor y los errores se reducen.

Para evaluar si el modelo de regresión lineal es válido, se utilizará la herramienta de *Orange Data Mining* [29]. Esta plataforma está orientada a la programación visual sin necesidad de código y permite ejecutar modelos de *machine learning*, minado y visualización de datos.

Resultados

La finalidad será la comparación de tres modelos para validar la regresión lineal como válido para nuestro proyecto. Se compararán los modelos de árboles de decisión, regresión lineal y redes neuronales.

Para ello, se adecuará nuestra muestra para el inyectado en el *software* eliminando todas las filas y columnas innecesarias dejando sólo las variables que nos interesan.

ID	FFM(Kg)	TBW(L)	Zmag	H2/Z	Edad	Peso	Sexo	Altura
28	55,69	38,35	414,6	71,36	31	68	1	172
29	77,13	59,65	331,38	96,69	49	124,8	1	179
31	53,94	38,28	365	75,50	32	69,6	1	166
30	56,7	39,2	335,6	90,21	46	70	1	174
32	54,79	38,6	414	69,81	63	69,8	1	170
33	68,52	49,5	318	103,02	46	95,7	1	181
34	60,27	43,4	316	92,53	36	82	1	171
35	42,69	29,6	330	84,51	42	57	0	167
36	59,86	44,8	325	99,69	64	86	1	180
37	37,18	34,0	490	50,95	68	62	0	158
38	47,03	35,3	518	54,49	60	75	0	168
39	45,74	35,6	395	64,81	40	79	0	160
40	65,78	47,7	258	120,06	34	92	1	176
41	54,61	36,6	386	80,25	34	62,7	1	176

Tabla 21. Dataset comparativa.

El esquema propuesto en el *software* de *Orange* para la comparativa ha sido:

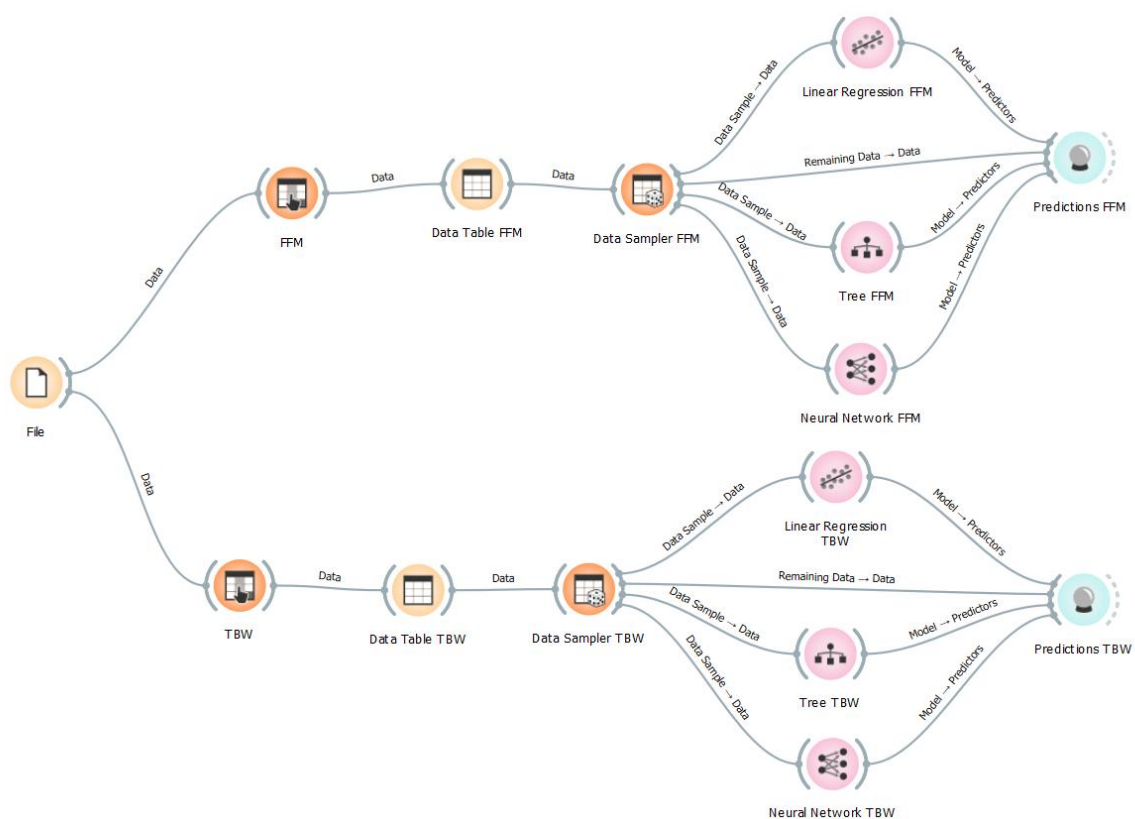




Figura 34. Esquema Orange.

A continuación, se detallan los elementos de *Orange* utilizados de izquierda a derecha:

-  *File* : En él se inyecta el dataset conteniendo las muestras de la tabla 16.
-  *Select Columns* : En este elemento se filtran las columnas para seleccionar el parámetro a predecir, masa libre de grasa (FFM) o agua corporal total (TBW). En la figura, se muestra el filtro para seleccionar la columna de FFM como *Target* e ignorar el parámetro de TBW, además de incluir el parámetro ID como *Meta*, esto hará que no se tendrá en cuenta este parámetro en los cálculos.

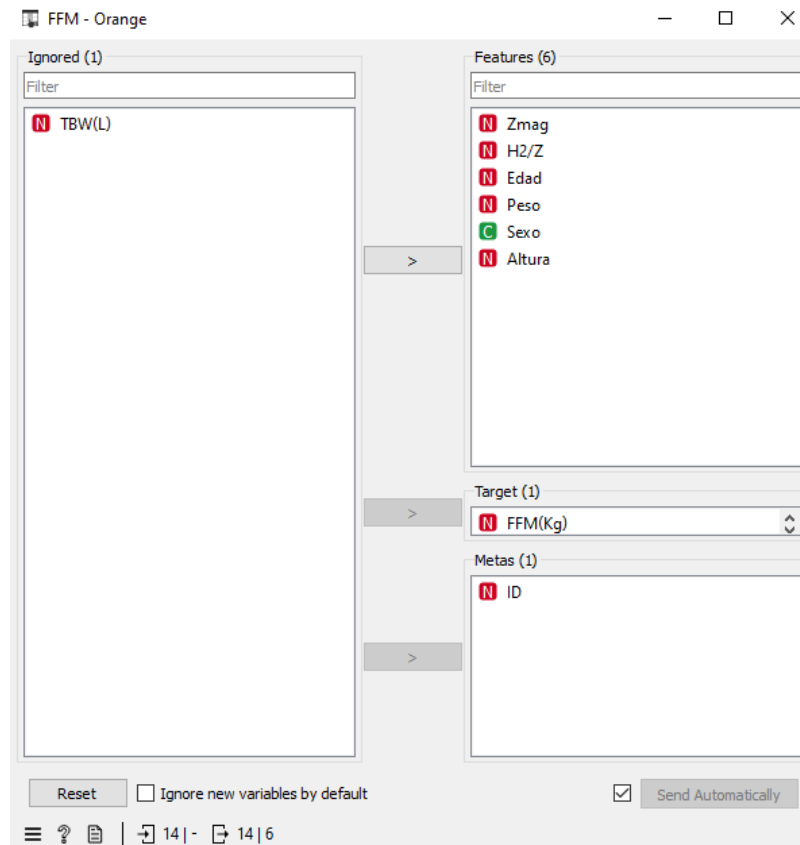



Figura 35. Select Columns Orange.


- **Data Table**  : Visor de datos en una tabla. En la figura se muestran los datos del FFM después del paso por el elemento de *Select Columns*.

	FFM(Kg)	ID	Zmag	H2/Z	Edad	Peso	Sexo	Altura
1	55.69	28	414.60	71.3555	31	68.0	1	172
2	77.13	29	331.38	96.6896	49	124.8	1	179
4	56.7	30	335.60	90.2145	46	70.0	1	174
3	53.94	31	365.00	75.4959	32	69.6	1	166
5	54.793	32	414.00	69.8068	63	69.8	1	170
6	68.5212	33	318.00	103.022	46	95.7	1	181
7	60.27	34	316.00	92.5348	36	82.0	1	171
8	42.693	35	330.00	84.5121	42	57.0	0	167
9	59.856	36	325.00	99.6923	64	86.0	1	180
10	37.1752	37	490.00	50.9469	68	62.0	0	158
11	47.025	38	518.00	54.4865	60	75.0	0	168
12	45.741	39	395.00	64.8101	40	79.0	0	160
13	65.78	40	258.00	120.062	34	92.0	1	176
14	54.6117	41	386.00	80.2487	34	62.7	1	176

Figura 36. Data Table Orange.

Las celdas correspondientes al campo objetivo FFM están oscurecidas, mientras que las celdas a excluir del cálculo como es el caso del ID presentan un tono grisáceo. Con esto se comprueba que el filtrado

anterior con el elemento de *Select Columns* se ha realizado correctamente.

- 
Data Sampler: Elemento por el cual se particiona la muestra en dos, unos datos para ejecución del modelo, y otros para el test del modelo y así poder comparar resultados. En nuestro caso se ha elegido un ratio de 80-20 dejando 80% de datos para el entrenamiento del modelo y un 20% para test. Como tenemos solamente 14 muestras, estas se repartirán en 12 muestras para entrenamiento y 2 muestras para test como se muestra en la figura.

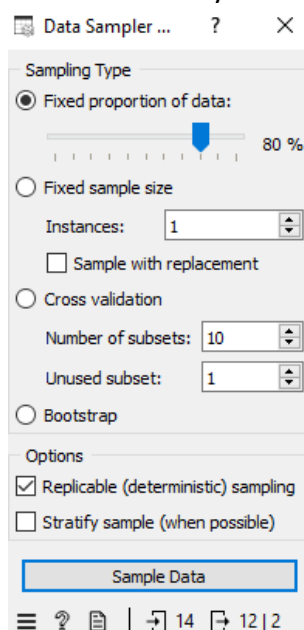
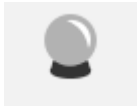


Figura 37. Data Sampler Orange.

En el pie de la figura se observa el número “14” con una flecha de entrada, representando las muestras de entrada y los números “12 | 2” con una flecha de salida, representando la partición de la muestra.

- Modelos de regresión lineal, árbol de decisión y red neuronal: Estos están conectados a los 12 datos salientes del elemento *Data Sampler* para la ejecución de los modelos.

- 
Predicciones: En él se conectan los resultados de los modelos y los datos de test para valorar los resultados de cada modelo y su comparativa. En esta ventana se interpretarán los resultados.

Resultados

Los resultados para del elemento de “predicciones” para la masa libre de grasa han sido:

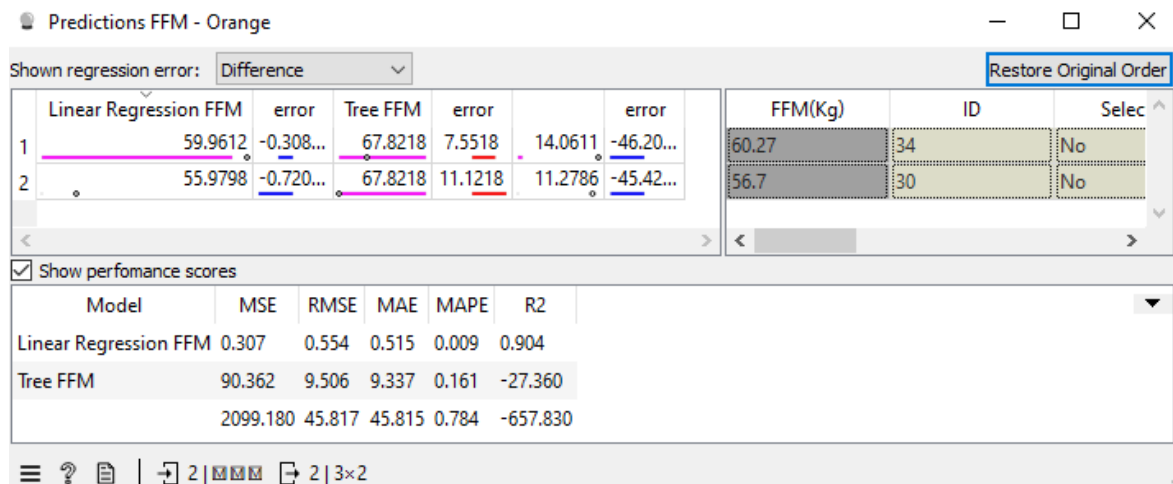


Figura 38. Resultados predicciones Masa Libre de Grasa Orange.

Analizando la figura la primera tabla, en el modelo de regresión lineal el error máximo de las dos muestras ha sido de 0.72Kg, mientras que en el modelo de árbol de decisión y red neuronal el error es inasumible siendo 11.12Kg en el primer caso, y 46.2Kg en el segundo.

La segunda tabla contiene una comparativa de distintos indicadores. El indicador MAPE (*Mean Absolute Percentage Error*) indica la media del error absoluto en porcentaje entre los valores predichos y los valores reales. En este indicador un valor más bajo del mismo significa un modelo mejor ajustado. Siendo el índice MAPE de la regresión lineal 0.006, el del árbol de decisión 0.161 y el de la red neuronal 0.784, se determina que el mejor modelo es el de la regresión lineal.

En el caso del parámetro objetivo de agua corporal total los resultados han sido:

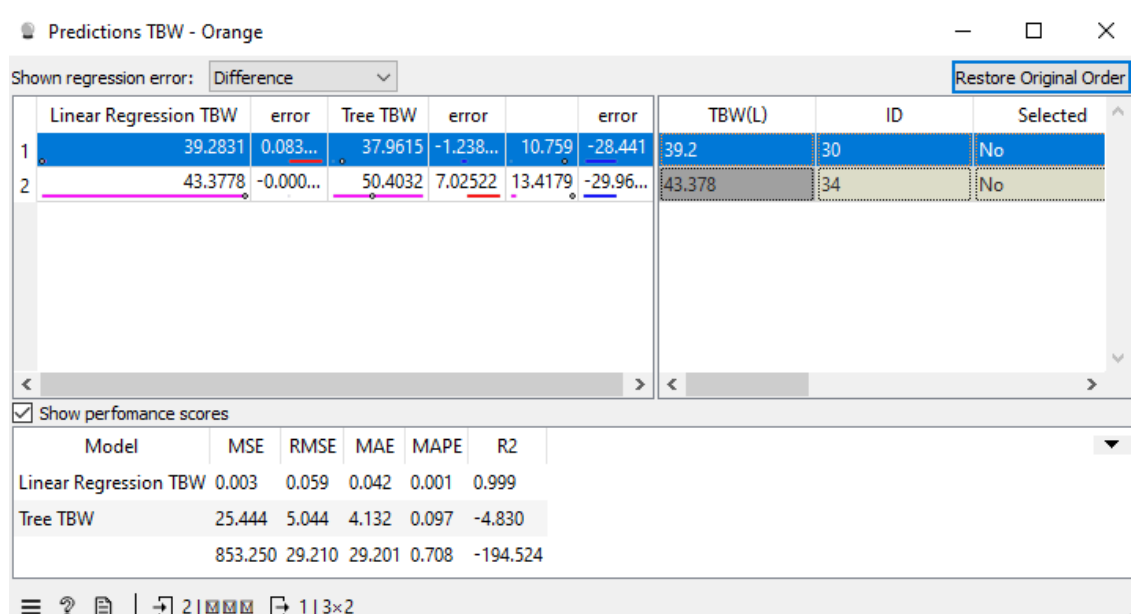


Figura 39. Resultados predicciones Agua Corporal Orange.

En la figura se observa cómo se tienen unos resultados similares a la predicción de masa libre de grasa.

Con la comparativa de los tres modelos, se puede concluir que el único modelo válido para la estimación o predicción de la masa libre de grasa o el agua corporal total, a partir de las pocas muestras realizadas es el de regresión lineal. Para modelos de árboles de decisión o de redes neuronales, harían falta una mayor cantidad de datos para el entrenamiento de estos y conseguir un modelo válido.

5. Presupuesto

En este punto se realizará un estudio de los recursos materiales y humanos utilizados para la realización de este proyecto.

Primero, se evaluarán los recursos materiales, esto engloba todo el equipamiento o herramientas utilizadas. Se dividirá en dos partes, *software* y *hardware*:

- **Hardware:**
 - Instrumentación:
 - 20 x Electroodos reutilizables y autoadhesivos con conector de botón: 18€
 - 1x STM NUCLEO-F411RE: 15.94 €
 - 1x EVAL-AD5940BIOZ: 91€
 - Equipo de sobremesa:
 - 1x Ordenador de sobremesa Intel i5: 500€

Por lo que la parte de hardware ha tenido un costo de 624.94€.

- **Software:**
 - Keil MDK: Para el desarrollo del firmware del microcontrolador se ha utilizado la herramienta *de Keil's Microcontroller Development Kit (MDK)*. Keil ofrece una versión gratuita llamada MDK Lite con las funcionalidades esenciales, pero con limitaciones en tamaño y funcionalidades. Nuestro firmware no excede en tamaño la limitación, por lo que se puede programar y compilar con esta versión gratuita.
 - Qt: Para el desarrollo de la aplicación de escritorio Windows en Qt se ha utilizado la licencia *Open-Source* para el proyecto, por lo que la utilización de esta herramienta no tiene coste económico. Se ha desarrollado bajo la licencia LGPL (Licencia Pública General Reducida de GNU) [27] por lo que se tiene libertad de uso, modificación y distribución del software generado siempre que no se modifique el código fuente de los módulos Qt, en cuyo caso se ha de poner a disposición de la comunidad.
 - *Windows 10 y Microsoft Office 365*: Licencia suministrada por la universidad.

En segundo lugar, se evaluarán los recursos humanos estimados del proyecto, esto incluye el tiempo requerido para la investigación, documentación, ejecución y testeado o pruebas del proyecto. Para ello, se ha desglosado en una tabla las horas requeridas estimadas para cada parte del proyecto.

Campo	Horas
Investigación	40
Documentación	100
Ejecución	100
Pruebas	60
Total	300

Tabla 22. Horas requeridas.

Con un precio estimado de 20€/h de un ingeniero junior, los recursos humanos del proyecto tendrían un impacto económico de 6000€.

Por lo que contando tanto los recursos materiales más los humanos resulta en 6624.94€ el presupuesto total del proyecto.

6. Impacto del proyecto

En este punto se recogen las implicaciones del proyecto en varios ámbitos, así como la aportación o la incidencia en los Objetivos de Desarrollo Sostenible [28] propuestos por las Naciones Unidas.

Para ello, se han evaluado las implicaciones sociales, de salud, seguridad, ambientales, económicas, tecnológicas e industriales. Se estudiará el impacto en los siguientes puntos ya que tienen un mayor peso en el proyecto: Implicaciones sociales, implicaciones tecnológicas, implicaciones de salud, implicaciones económicas y su contribución a los Objetivos de Desarrollo Sostenible.

- Implicaciones sociales:

El acceso a la tecnología para la evaluación de la composición corporal varía según la ubicación geográfica, la situación económica y los recursos disponibles. El análisis de bioimpedancia proporciona una técnica no invasiva y barata para la evaluación de composición corporal. Esto garantiza la equidad en el acceso a estas tecnologías para combatir las desigualdades en el campo de salud.

Considerando las percepciones culturales sobre la salud y el cuerpo, estas pueden influir en la aceptación y el uso de la bioimpedancia.

- Implicaciones tecnológicas:

El proyecto impulsa el desarrollo para medir la composición corporal con mayor precisión y fiabilidad. Esto mejora la práctica clínica y la investigación en áreas como la salud metabólica y la obesidad.

Además, el proyecto facilita la integración de la tecnología de bioimpedancia con sistemas de salud existentes o el desarrollo de nuevos sistemas de salud al dejar abierta la posibilidad de extraer datos del sistema.

- Implicaciones económicas:

Al fomentar la industria de la salud y el bienestar, el proyecto genera oportunidades de empleo y crecimiento económico al poder comercializar dispositivos electrónicos relativamente económicos y sencillos de fabricar y distribuir por las vías o canales tradicionales.

El proyecto ayuda a reducir los costos asociados con el tratamiento, el seguimiento o prevención de enfermedades relacionadas con la composición corporal.

Además, se proporciona a los usuarios una herramienta para evaluar su composición corporal y poder monitorearla en todo momento. Esto reduce la carga económica enormemente tanto para los pacientes como para los sistemas de salud.

- Contribución a los Objetivos de desarrollo sostenible:



Figura 40. Salud y bienestar.

El análisis de la bioimpedancia contribuye significativamente al ODS 3: Salud y bienestar al medir la composición corporal del paciente y permitir la prevención, seguimiento y tratamiento de enfermedades relacionadas con el sobrepeso. Además, promueve unos hábitos de vida saludable al poder monitorear de forma no invasiva el estado de la salud mediante su composición corporal haciendo de ello un hábito permitiendo un seguimiento a largo plazo.



Figura 41. Reducción de las desigualdades.

El análisis de bioimpedancia al ser un método de bajo costo contribuye al ODS 10: Reducción de las desigualdades ya que proporciona una herramienta accesible para monitorear la salud y composición corporal, prevenir las enfermedades relacionadas con el sobrepeso, además de concienciar sobre el cuidado de la salud. Por ello, se mejora el acceso a la atención médica y la información sobre el estado de salud.



Figura 42. Producción y consumo responsables.

El análisis de bioimpedancia contribuye al ODS 12: Producción y consumo responsables, aunque en menor medida y de forma indirecta que otros ODS. Al tener acceso a la información de composición corporal, el usuario podrá tomar mejores decisiones acerca de adoptar estilos de vida más saludables reduciendo el consumo de alimentos procesados y poco saludables. Esto contribuye a un consumo más responsable y sostenible. Además, al poder obtener de una forma adecuada sus necesidades nutricionales según su composición corporal, se reduce el desperdicio alimentario al poder ajustar su consumo según sus necesidades evitando el exceso de comida.

8. Conclusiones y mejoras futuras

8.1 Mejora de modelos y ampliación de *dataset*

Como futura implementación, el proyecto tiene una gran apertura hacia el campo conocido como “*machine learning*” tal como se ha visto en la comparativa realizada entre modelos. Con ello se puede mejorar la precisión de la estimación de la composición corporal utilizando las ecuaciones propuestas o encontrando relaciones nuevas entre distintos parámetros:

$$\text{Masa libre de grasa}(Kg) = K_1 + K_2 * A^2 / Z_{50} + K_3 * P + K_4 * S + K_5 * Edad$$

$$\text{Total Body Water}(L) = K_1 + K_2 * A^2 / Z_{50} + K_3 * P + K_4 * S + K_5 * Edad$$

Se ha de recopilar datos de una muestra grande y con multitud de factores distintos de población. Estos factores implican un gran espectro de edades, géneros, etnias, peso, altura y niveles de composición corporal. Como el sistema incorpora una base de datos, en cualquier momento se puede extraer esta información para utilizarla como *dataset* y así poder recopilar una muestra de datos grande y diversa.

Además de los modelos supervisados clásicos, como las regresiones lineales, que ha funcionado bien para una muestra pequeña, en el caso de este proyecto se pueden explorar modelos más avanzados y complejos que pueden ofrecer mejoras sustanciales.

Los modelos de árboles de decisión y sus variantes como los bosques aleatorios son capaces de manejar grandes conjuntos de datos y capturar relaciones complejas entre las variables. Los bosques aleatorios, por ejemplo, combinan múltiples árboles de decisión para reducir la varianza del modelo y mejorar su capacidad de generalización.

Las redes neuronales, inspirados en el funcionamiento del cerebro humano aplicando multitud de capas, son particularmente efectivos para reconocer patrones complejos en los datos y manejar grandes cantidades de información por lo que se ha de tener en cuenta que se debe disponer de una muestra grande. Para muestras pequeñas, las redes neuronales pueden ser menos eficientes que otros modelos antes mencionados como regresiones lineales o árboles de decisión. En el punto de resultados de este proyecto al hacer la comparativa, se puede observar que para una muestra tan pequeña este modelo no es válido. Sin embargo, con una adecuada arquitectura y entrenamiento, las redes neuronales pueden proporcionar una estimación de la composición corporal muy precisa.

Además, los métodos de *machine learning* no supervisados como el *clustering* pueden ser utilizados para segmentar la población en grupos homogéneos según sus características de composición corporal. Esto puede permitir que se pueden encontrar nuevas variables para determinar la masa corporal aparte de la edad, sexo, peso, altura y bioimpedancia debido a la segmentación de la población que proporciona.

Estos modelos no solo permiten una mayor precisión en las estimaciones, también ofrecen una mayor flexibilidad e interpretación de los datos, lo que puede llevar a un entendimiento más profundo y a la mejora continua del modelo.

8.2 Implementación del proyecto para producción

Ya que el proyecto se ha realizado con la placa de evaluación EVAL-AD5940BIOZ [4] del integrado AD5940 en conjunción con la placa de evaluación NUCLEO-F411RE [5] del microcontrolador de STM32, a la hora de establecer una producción del producto se ha de desarrollar una placa de circuito impreso o PCB (*Printed Circuit Board*) con todos los elementos integrados. La PCB deberá de disponer a grandes rasgos de:

- Conector para la realización de la conexión de los 4 electrodos con el paciente.
- Filtro paso alto incluyendo condensadores y resistencias según figura 6 para el cumplimiento de la norma IEC 60601[20].
- Integrado AD5940.
- Microcontrolador STM32F411RE con conexión por SPI al integrado AD5940.
- Interfaz necesaria para la conexión USB.
- Conector USB.

Respecto al *software* en Qt con la interfaz de usuario, ecuaciones de estimación y base de datos es sencillo desplegarla y realizar un instalador para *Windows* con todos los módulos necesarios para su ejecución.

9. Referencias

- [1] J.M. López-Gómez. "Evolución y aplicaciones de la bioimpedancia en el manejo de la enfermedad renal crónica", 2011. Servicio de Nefrología. Hospital Gregorio Marañón. Madrid. [En línea]. Disponible en: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0211-69952011000600002&lng=es [Último acceso: febrero 2024]
- [2] S. Di Somma, F. Vetronem, A.S. Maisel. "Bioimpedance Vector Analysis (BIVA) for Diagnosis and Management of Acute Heart Failure", 2014. [En línea]. Disponible en: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s40138-014-0043-9.pdf?pdf=button> [Último acceso: junio 2024]
- [3] T. H. Joffe, S. Welle, R. Roubenoff, S. L. Gorbach, C. Duggan, L. Furuta, J. Nic-chitta, T. M. Lipinczyk, y T. L. Miller, "A bioelectrical impedance analysis equation for predicting total body water in children with human immunodeficiency virus 1 infection", *International Journal of Body Composition Research*, 2005.
- [4] Analog Devices. "EVAL-AD5940BIOZ." [En línea]. Disponible en: <https://www.analog.com/en/design-center/evaluation-hardware-and-software/evaluation-boards-kits/EVAL-AD5940BIOZ.html> [Último acceso: junio 2024]
- [5] STMicroelectronics. "NUCLEO-F411RE." [En línea]. Disponible en: <https://www.st.com/en/evaluation-tools/nucleo-f411re.html> [Último acceso: junio 2024]
- [6] Analog Devices. "AD5940-examples." [En línea]. Disponible en: <https://github.com/analogdevicesinc/ad5940-examples> [Último acceso: junio 2024]
- [7] QT. "QT for Open Source Development." [En línea]. Disponible en: <https://www.qt.io/> [Último acceso: junio 2024]
- [8] S. P. Tondare y S. T. Patil, "Multi-frequency Bioimpedance Monitoring Technique using Network Analyzer for Body Composition Analysis," *Int. J. Eng. Res. Technol.*, vol. 1, no. 6, Aug. 2012, ISSN: 2278-0181.
- [9] M. Sato, K. Inai, M. Shimizu, H. Sugiyama, y T. Nakanishi, "Bioelectrical impedance analysis in the management of heart failure in adult patients with congenital heart disease," *Congenit. Heart Dis.*, vol. 14, no. 2, pp. 167-175, Mar. 2019, doi: 10.1111/chd.12683. Epub Oct. 23, 2018. PMID: 30351489. [En línea]. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30351489/> [Último acceso: junio 2024]
- [10] Zink, M. D., König, F., Weyer, S., et al. "Segmental Bioelectrical Impedance Spectroscopy to Monitor Fluid Status in Heart Failure". *Scientific Reports*, vol. 10, 3577, 2020. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-60358-y> [Último acceso: junio 2024]
- [11] N. D. Ramírez Martínez, V. Gallegos García, D. Gaytán Hernández, P. Zermeño Ugalde, y J. A. Guel Pañola, "Evaluación del ángulo de fase por bioimpedancia vectorial eléctrica en

mujeres con cáncer cervicouterino," *Rev. Mex. Invest. Méd.*, vol. 38, no. 6, pp. 1192-1199, Nov.-Dic. 2021. Prepublicado: Sep. 13, 2021. Publicado: Nov. 29, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.nutricionhospitalaria.org/articles/03492/show> [Último acceso: junio 2024]

[12] G. Barril Cuadrado y Á. Nogueira Pérez, "La bioimpedancia como herramienta útil para el estudio de hidratación y composición corporal en pacientes con enfermedad renal crónica," *Rev. Mex. Invest. Méd.*, vol. 39, no. 5, pp. 959-961, Sep.-Oct. 2022. Prepublicado: Sep. 29, 2022. Publicado: Oct. 13, 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.nutricionhospitalaria.org/articles/04469/show> [Último acceso: junio 2024]

[13] Zurich Instruments, "Analyzing Tap Water with Electrical Impedance Spectroscopy," *AZoM*, Jul. 07, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=20483>. [Último acceso: junio 2024]

[14] Moro, A. B., Montanholi, Y. R., Galvani, D. B., Bertemes-Filho, P., Venturini, R. S., Menegon, A. M., Rosa, J. S., da Silva, L. P., y Pires, C. C. "Using segmental bioimpedance analysis to estimate soft tissue and chemical composition of retail cuts and carcasses of lambs". *Meat Science*, vol. 183, 2022, p. 108644. ISSN 0309-1740. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.meatsci.2021.108644>. [Último acceso: junio 2024]

[15] A. Saiz, N. Nicodemus Martín, D. Abelleira, A. Fernández, y A. I. García Ruiz, "Estima de la composición corporal en conejos de 25 a 77 días de edad mediante la técnica de impedancia bioeléctrica (BIA)," en *XXXVI Simposium de Cunicultura (ASESCU)*, 12-13 de mayo de 2011, Peñíscola, España. [En línea]. Disponible en: <https://oa.upm.es/12462/> [Último acceso: junio 2024]

[16] S. Carvalho et al., "Plant Health Evaluation Based on Bioimpedance Phase Measurement," 2022 *6th International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT)*, Porto Alegre, Brazil, 2022, pp. 1-5, doi: 10.1109/INSCIT55544.2022.9913764 [En línea]. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9913764> [Último acceso: junio 2024]

[17] D. L. Thompson et al., "Effects of hydration and dehydration on body composition analysis: a comparative study of bioelectric impedance analysis and hydrodensitometry," *J. Sports Med. Phys. Fitness*, vol. 31, no. 4, pp. 565-570, Dec. 1991, PMID: 1806735. [En línea]. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1806735/> [Último acceso: junio 2024]

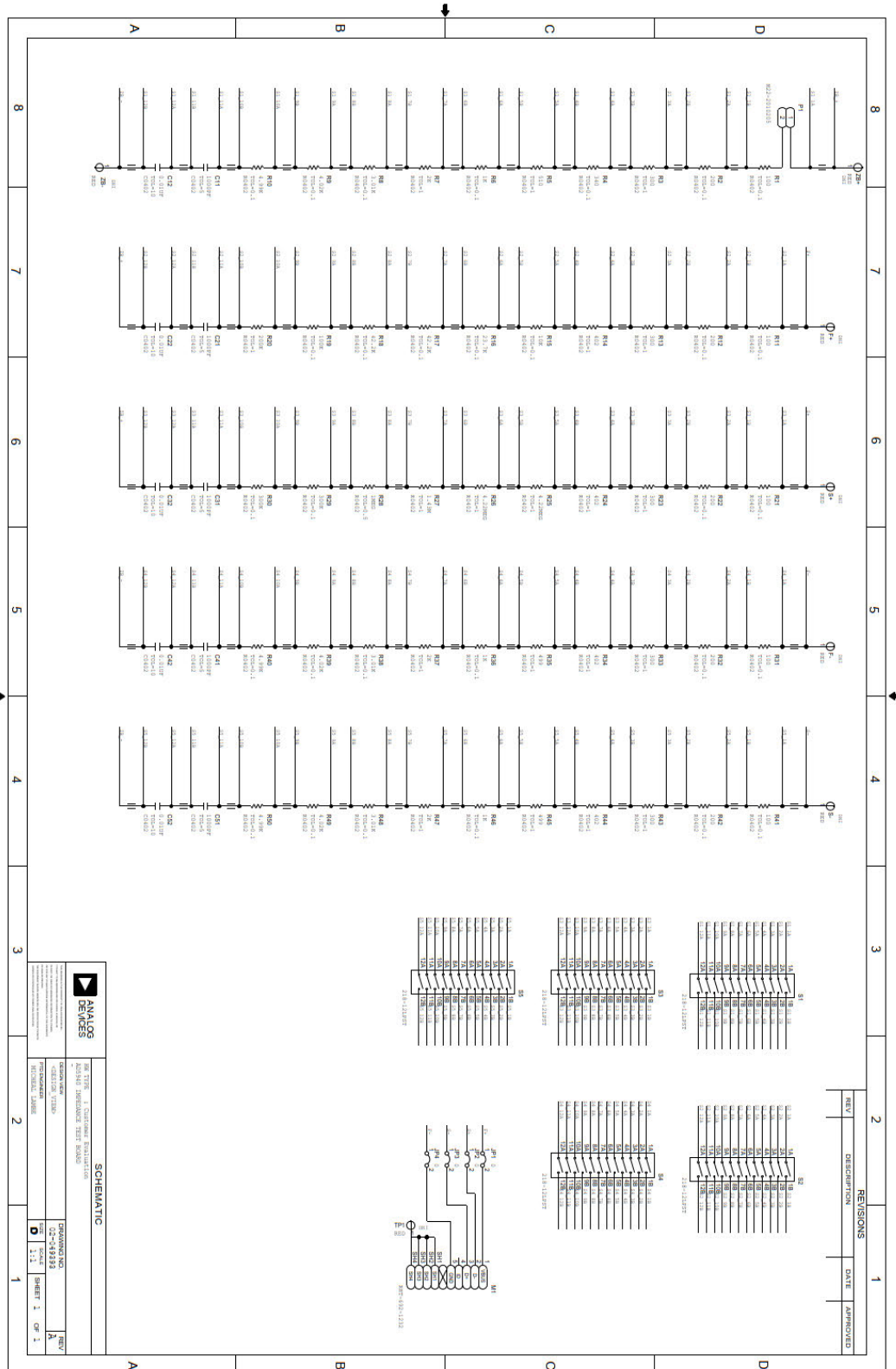
[18] Analog Devices. "AD5940 Data Sheet" [En línea]. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad5940-5941.pdf> [Último acceso: junio 2024]

[19] M. Lambe, "AN-1557: Implementing the AD5940 and AD8233 in a Full Bioelectric System [En línea]. Disponible en: <https://www.analog.com/en/resources/app-notes/an-1557.html> [Último acceso: junio 2024]

- [20] ISO/IEC, "ISO/IEC 60601: Medical electrical equipment -- Part 1: General requirements for basic safety and essential performance". [En línea]. Disponible en: <https://www.iso.org/standard/65529.html> [Último acceso: junio 2024]
- [21] Oracle, "Java Swing Tutorial". [En línea]. Disponible en: <https://docs.oracle.com/javase/tutorial/uiswing/index.html> [Último acceso: junio 2024]
- [22] Qt, "Qt Pricing". [En línea]. Disponible en: <https://www.qt.io/pricing> [Último acceso: junio 2024]
- [23] Qt, "QSqlDatabase Class | Qt SQL 6.2.0". [En línea]. Disponible en: <https://doc.qt.io/qt-6/qsqldatabase.html> [Último acceso: junio 2024]
- [24] H. C. Lukaski, P. E. Johnson, W. W. Bolonchuk, y G. I. Lykken, "Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body," *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 41, no. 4, pp. 810-817, Apr. 1985, DOI: 10.1093/ajcn/41.4.810. PMID: 3984933. [En línea]. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3984933/> [Último acceso: junio 2024]
- [25] P. Deurenberg, A. Tagliabue, y F. J. M. Schouten, "Multi-frequency impedance for the prediction of extracellular water and total body water," *Br. J. Nutr.*, vol. 73, pp. 349-358, 1995.
- [26] M. Kagawa, C. Wishart, y A. P. Hills, "Influence of posture and frequency modes in total body water estimation using bioelectrical impedance spectroscopy in boys and adult males," *Nutrients*, vol. 6, no. 5, pp. 1886-1898, May. 2014, doi: 10.3390/nu6051886. PMID: 24803099; PMCID: PMC4042563. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24803099/> [Último acceso: junio 2024]
- [27] GNU, "GNU Lesser General Public License". [En línea]. Disponible en: <https://www.gnu.org/licenses/lgpl-3.0.html> [Último acceso: junio 2024]
- [28] Naciones Unidas, "Objetivos de Desarrollo Sostenible". [En línea]. Disponible en: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/objetivos-de-desarrollo-sostenible/> [Último acceso: junio 2024]
- [29] Orange, "Orange Data Mining". [En línea]. Disponible en: <https://orangedatamining.com/> [Último acceso: junio 2024]

Anexo

A.1 AD5940 Impedance test board



A.2 Tabla muestras

ID	FM(Kg)	TBW(L)	Znag	Edad	H2/2	Peso	Sexo	Altura	FM(%)	TBW(%)	FM Calculo	FM Calculado Error	FM Error	FM Sin	TBW Calculado(L)	TBW Calculado(%)	Error(L)	Error(%)				
28	55.69	40.94	414.6	31	71.36	68	1	172	81.90	60.210	54.496	80.141	1.194	1.756	54.265	79.802	1.425	2.095	40.688	59.806	0.275	1.756
29	77.13	59.14	331.38	49	96.69	124.8	1	179	61.80	47.390	75.742	60.690	1.388	1.113	75.221	60.674	1.409	1.129	58.888	47.186	0.555	1.113
31	59.94	40.75	365	32	75.50	69.6	1	166	77.50	58.542	55.612	79.902	1.672	2.402	57.528	79.638	1.488	2.138	41.233	59.243	0.488	2.402
30	56.7	40.46	335.6	46	90.21	70	1	174	81	57.795	57.652	82.359	0.952	1.359	57.551	82.787	1.251	1.787	40.572	57.959	0.115	1.359
32	54.79	38.40	414	63	69.81	69.8	1	170	78.5	55.019	53.988	77.346	0.805	1.154	54.561	78.168	0.232	0.332	48.911	55.144	0.087	1.154
33	68.52	49.85	418	46	103.02	95.7	1	181	71.6	52.089	67.684	70.726	0.837	0.874	67.878	70.928	0.643	0.672	49.530	51.774	0.299	0.874
34	60.27	45.08	316	36	92.53	82	1	171	73.5	54.981	62.030	75.646	1.760	2.146	61.989	75.597	1.719	2.097	45.519	55.512	0.435	2.146
35	42.69	35.70	330	42	84.51	57	0	167	74.9	62.633	42.521	74.598	0.172	0.302	42.246	74.993	0.653	0.093	35.750	62.719	0.049	0.302
37	37.18	34.03	490	68	50.95	62	0	158	59.96	54.894	38.215	61.637	1.040	1.677	38.796	62.575	1.621	2.615	34.284	55.297	0.249	1.677
39	45.74	42.53	395	40	64.81	79	0	160	57.9	53.833	46.414	58.752	0.673	0.852	46.243	58.535	0.502	0.635	42.767	54.136	0.239	0.852
41	54.61	39.32	386	34	80.25	62.7	1	176	87.1	62.705	54.134	86.339	0.477	0.761	54.099	86.282	0.513	0.818	38.875	62.002	0.441	0.761
42	68.29	47.44	289	31	111.26	87	1	173	78.496	54.527	66.625	76.580	1.667	1.916	66.569	76.516	1.723	1.980	48.138	55.332	0.700	1.916
43	59.28	43.23	311	33	92.93	76	1	170	78.004	56.888	60.289	79.327	1.005	1.323	60.223	79.241	1.237	1.237	43.773	57.596	0.538	1.323
44	63.27	45.23	318	33	101.89	79	1	180	80.088	57.264	62.616	79.260	0.654	0.828	62.600	79.240	0.670	0.948	45.025	56.994	0.292	0.828
45	72.44	55.63	280	33	114.43	110	1	179	65.856	50.575	74.268	67.516	1.826	1.680	74.101	67.364	1.659	1.508	55.775	50.705	0.143	1.680
46	45.32	40.03	402	46	71.89	70	0	170	64.737	57.182	44.535	63.622	0.781	1.116	44.652	63.789	0.664	0.948	39.426	56.323	0.601	1.116
49	35.51	33.97	519	27	49.33	50	0	160	71.021	67.938	33.271	70.542	0.239	0.478	34.872	69.744	0.638	1.276	33.721	67.442	0.248	0.478
51	62.77	46.34	328	34	99.88	82	1	181	76.548	56.514	63.219	77.096	0.449	0.548	63.188	77.058	0.418	0.510	45.892	55.966	0.450	0.548
52	35.17	32.58	484	29	49.64	48	0	155	73.265	67.867	34.641	72.169	0.526	1.096	34.313	71.485	0.954	1.780	32.887	68.514	0.310	1.096
53	57.35	40.78	352	30	91.03	65	1	179	88.230	62.735	56.627	87.118	0.722	1.111	56.588	87.013	0.791	1.217	40.285	61.977	0.499	1.111

A.3 Regresión lineal masa libre grasa

Con edad

	Coeficientes	Error típico	Estadístico t	Probabilidad	Inferior 95%	Superior 95%	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Intercepción	12,6755767	1,85502413	6,8331061	5,6659E-06	8,72168638	16,6294671	8,72168638	16,6294671
H2/Z	0,15480977	0,02671823	5,79416232	3,5385E-05	0,09786121	0,21175834	0,09786121	0,21175834
Edad	-0,02598924	0,02809806	-0,92494764	0,36963504	-0,08587883	0,03390036	-0,08587883	0,03390036
Peso	0,31323847	0,02328363	13,453163	8,9295E-10	0,26361058	0,36286635	0,26361058	0,36286635
Sexo	10,2846079	0,86383975	11,9056895	4,8146E-09	8,44337701	12,1258387	8,44337701	12,1258387

Sin edad

	Coeficientes	Error típico	Estadístico t	Probabilidad	Inferior 95%	Superior 95%	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Intercepción	11,5774901	1,41892711	8,15932683	4,2896E-07	8,56949895	14,5854812	8,56949895	14,5854812
H2/Z	0,16312905	0,02504497	6,51344523	7,1458E-06	0,11003608	0,21622202	0,11003608	0,21622202
Peso	0,30490991	0,02137489	14,264863	1,6194E-10	0,25959717	0,35022266	0,25959717	0,35022266
Sexo	10,3090683	0,85952784	11,9938737	2,0727E-09	8,48695067	12,1311859	8,48695067	12,1311859

A.4 Regresión lineal agua corporal total

	Coeficientes	Error típico	Estadístico t	Probabilidad	Inferior 95%	Superior 95%	Inferior 95,0%	Superior 95,0%
Intercepción	17,897222	0,65940084	27,1416427	3,6392E-14	16,4917424	19,3027016	16,4917424	19,3027016
H2/Z	0,02737235	0,00949746	2,88206924	0,01140165	0,00712898	0,04761571	0,00712898	0,04761571
Edad	-0,08558701	0,00998795	-8,56902804	3,6575E-07	-0,10687582	-0,0642982	-0,10687582	-0,0642982
Peso	0,33568892	0,00827657	40,5589206	9,5109E-17	0,31804782	0,35333002	0,31804782	0,35333002
Sexo	0,64388651	0,30706698	2,09689272	0,05336627	-0,01061126	1,29838429	-0,01061126	1,29838429

Manual de usuario

El funcionamiento de la aplicación se puede resumir en el siguiente gráfico:

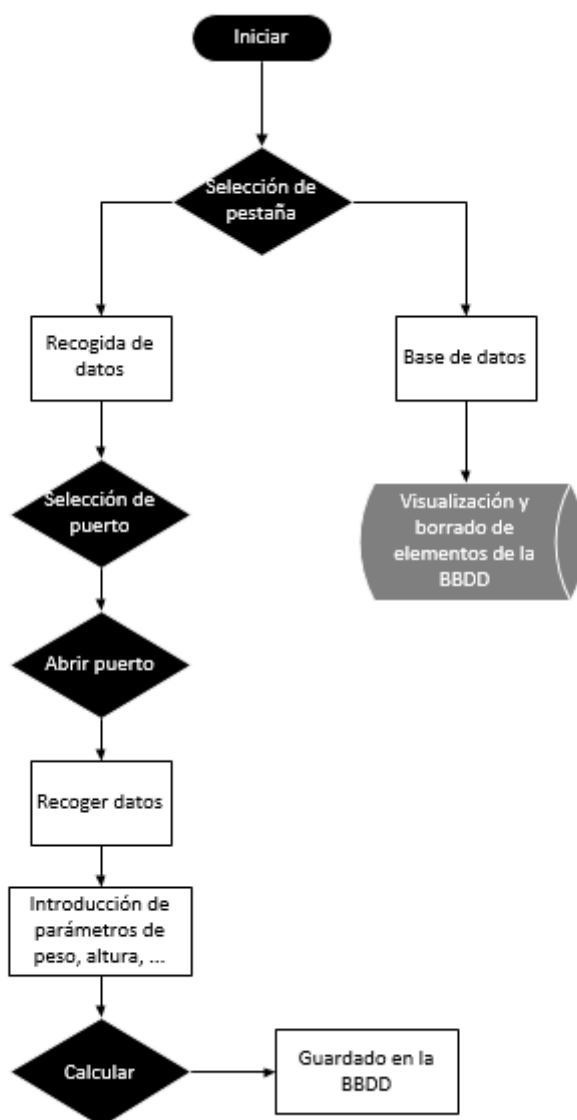


Figura 43. Diagrama de flujo aplicación

Requisitos de la aplicación:

- Sistema Operativo *Windows 10* o superior
- 1 puerto USB 2.0 o superior
- Placa de medición de la bioimpedancia con cuatro electrodos

La interfaz de usuario dispone de los siguientes elementos:

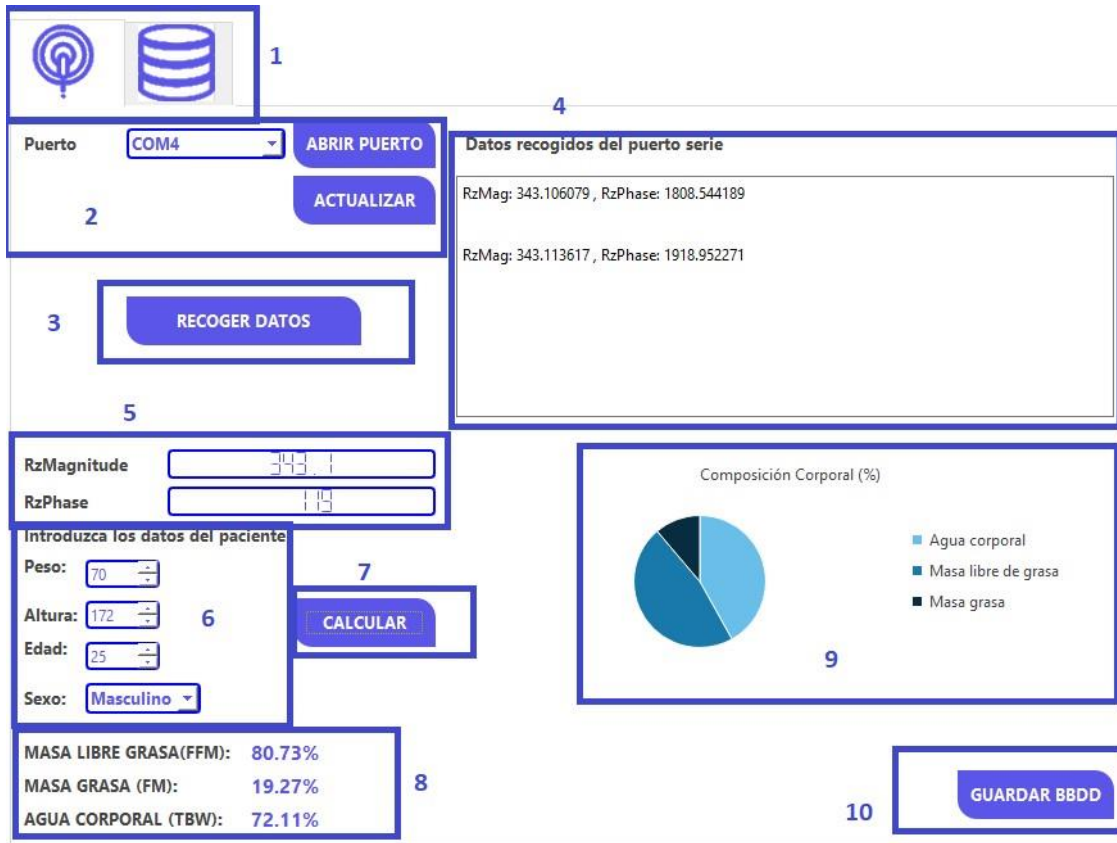
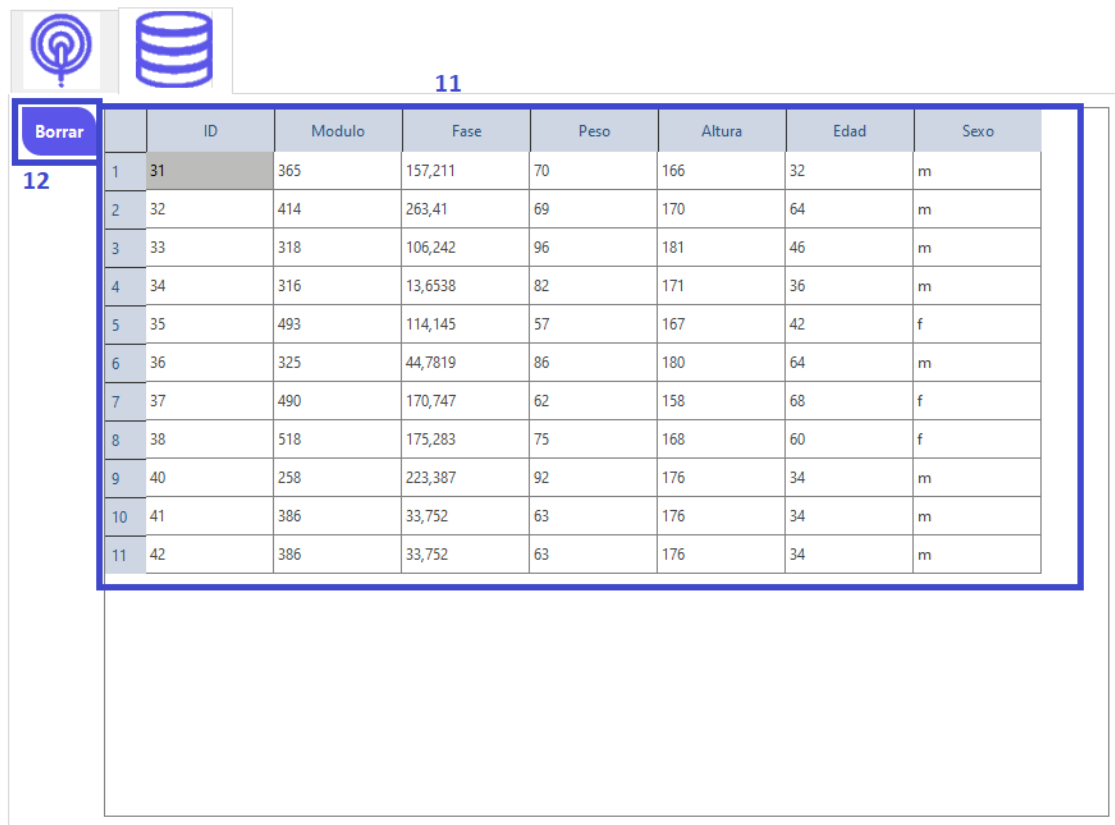


Figura 44. Interfaz de usuario electrodos



11

	ID	Modulo	Fase	Peso	Altura	Edad	Sexo
1	31	365	157,211	70	166	32	m
2	32	414	263,41	69	170	64	m
3	33	318	106,242	96	181	46	m
4	34	316	13,6538	82	171	36	m
5	35	493	114,145	57	167	42	f
6	36	325	44,7819	86	180	64	m
7	37	490	170,747	62	158	68	f
8	38	518	175,283	75	168	60	f
9	40	258	223,387	92	176	34	m
10	41	386	33,752	63	176	34	m
11	42	386	33,752	63	176	34	m

12

Figura 45. Base de Datos

1. Selección de pestaña.
2. Selección de puerto.
3. Botón de recogida de datos por el puerto serie.
4. Visor de recogida de datos por el puerto serie.
5. Visor estilo "LCD" de los datos recogidos.
6. Pantalla de introducción de parámetros de entrada.
7. Botón de calcular.
8. Etiquetas de visualización de parámetros de salida.
9. Gráficas de visualización de parámetros de salida.
10. Botón de guardado en la base de datos.
11. Visualización base de datos.
12. Botón de borrado de fila.

Recogida de datos y cálculo de la composición corporal.

Conectar la placa de medición de la bioimpedancia con el conector USB al ordenador. Para verificar que se ha conectado bien la placa, se puede abrir la herramienta de “Administrador de dispositivos” de *Windows*. En la figura se observa cómo al realizar la conexión se ha creado un puerto virtual COM4 en el ordenador.

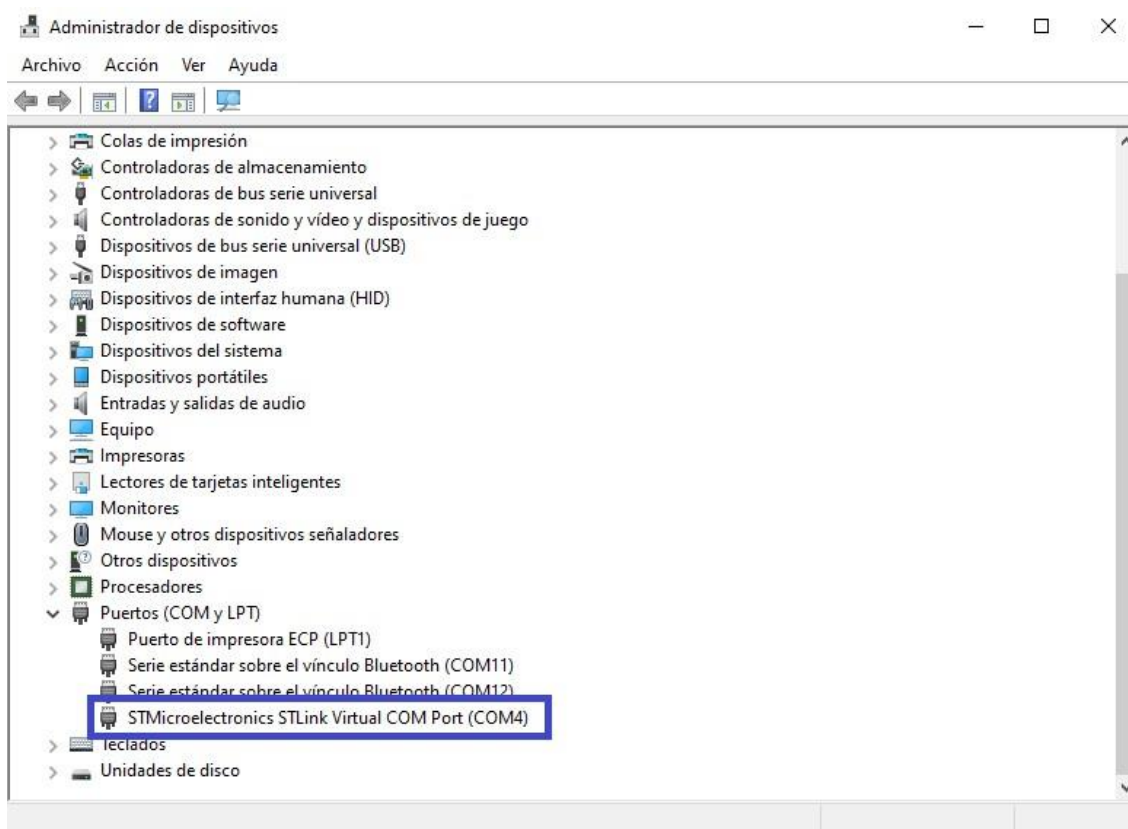


Figura 46. Administrador de dispositivos.

Una vez verificado que se ha realizado la conexión entre la placa y el ordenador se puede iniciar la aplicación llamada “*APPBioimpedance*”.

Al iniciar la aplicación esta se abrirá en la pestaña de electrodos. En esta pestaña se realizará la recogida de datos de bioimpedancia desde la placa al ordenador por el puerto serie, la introducción de los datos del paciente, así como el cálculo y visualización de la estimación de la composición corporal.

Recogida de datos de bioimpedancia

En la selección de puerto (2), abrir el desplegable donde se mostrarán todos los puertos serie disponibles, elegir el puerto correspondiente a la placa. Si no se encuentra el puerto en el listado del desplegable se debe verificar que la placa está correctamente conectada al ordenador, verificar con la herramienta de “Administrador de dispositivos” de Windows el puerto de la placa y darle al botón “actualizar” de la aplicación (2).

Una vez seleccionado el puerto correcto, presionar el botón “abrir puerto”. Esta acción abrirá el puerto seleccionado y aparecerá el botón de “recoger datos” (3), indicando que la aplicación estará preparada para la recepción de datos de bioimpedancia.

Al pulsar el botón “recoger datos” (3), el microcontrolador transmitirá los datos de bioimpedancia a la aplicación. La información llegada a la aplicación se podrá visualizar por el visor de recogida de datos del puerto serie (4).

Los datos recogidos se visualizarán también en el visor estilo “LCD” (5), al aparecer en este visor los valores de bioimpedancia “*RzMag*” y “*RzPhase*” indicará que la transmisión se está realizando correctamente.

Introducción de datos del paciente

Una vez obtenidos los datos de bioimpedancia del paciente en el punto anterior mediante el puerto serie, se ha de proceder a la introducción de datos del paciente.

Para ello, se dispone de la ventana (6) en la cual se deben introducir el peso en kilogramos, la edad en años, la altura en centímetros y el sexo del paciente. Una vez introducidos pulsar el botón de “calcular” (7).

Si los datos introducidos no son válidos, la aplicación generará una nueva ventana avisando de que los parámetros están fuera de rango por lo que no es posible realizar el cálculo.

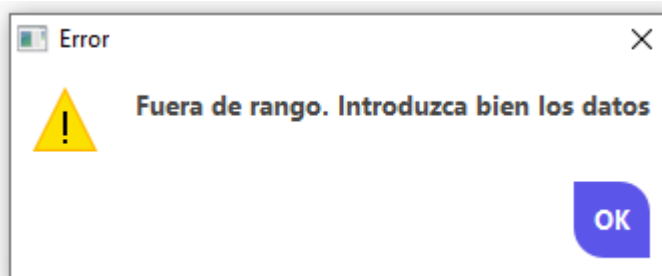


Figura 47. Aviso fuera de rango

Se deberán revisar los datos introducidos, asegurando que todos ellos son coherentes y no se ha dejado ningún campo sin completar.

Cálculo y visualización de la estimación corporal

Si los datos introducidos son válidos, el sistema calculará la composición corporal del paciente mediante las ecuaciones de estimación.

Mediante la ventana (8) se visualizarán la Masa libre de grasa (FFM), masa grasa (FM) y agua corporal total (TBW) además de generarse una gráfica circular (9), las porciones o trozos de la gráfica serán las correspondientes al porcentaje de las diferentes medidas de la composición corporal del paciente.

Una vez generadas las medidas deseadas, si se desean guardar en la base de datos se ha de pulsar el botón de guardado en la base de datos (10). Esto producirá una petición a la base de datos para el guardado de los parámetros recogidos y calculados.

Visualización y manejo de la base datos

En la figura 42 se visualiza la pestaña de la base de datos (11). En ella, se encuentra la tabla con todos los parámetros que se han guardado. Esto engloba un identificador (ID) generado automáticamente con cada nueva transacción en la base de datos, el módulo correspondiente al módulo del parámetro de la bioimpedancia, la fase correspondiente a la fase del parámetro de bioimpedancia, el peso en kilogramos, la altura en centímetros, la edad en años y el sexo.

Para borrar una fila simplemente se ha de seleccionar la fila a borrar y pulsar el botón “Borrar” (12). Si se ha seleccionado una fila esta se borrará y desaparecerá de la tabla para su visualización si no se ha seleccionado ninguna fila el sistema lanzará un mensaje de error en una ventana emergente:

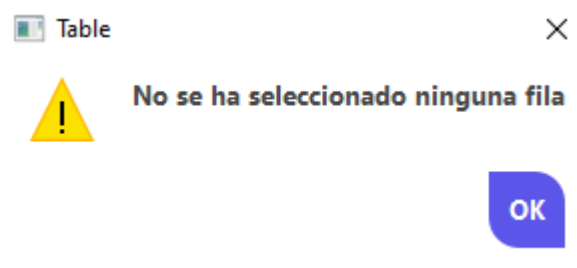


Figura 48. Error selección de fila.

