



UNIVERSITAT POLITÈCNICA
DE CATALUNYA
BARCELONATECH



ESTUDI COMPARATIU DE DIVERSOS SYSTEM- ON-CHIP PER A LA MESURA D'IMPEDÀNCIA ELÈCTRICA

Treball de Fi de Grau

enviat a

**Escola Tècnica Superior d'Enginyeria de Telecomunicació de
Barcelona**

Universitat Politècnica de Catalunya

per

PAU SENDRA BERTA

En compliment parcial

dels requeriments per obtenir el títol de grau en

**ENGINYERIA DE TECNOLOGIES I SERVEIS DE LA
TELECOMUNICACIÓ**

Supervisor: Ramon Bragós Bardia

Barcelona, Juny 2020



UNIVERSITAT POLITÈCNICA
DE CATALUNYA
BARCELONATECH



ABSTRACT

In this document, a description of the foundations of bioimpedance and its applications is given. A study of several bioimpedance measurement systems-on-chip is carried out to contrast their properties and characteristics and the results they offer. In the process, the AFE4300 device from Texas Instruments, AD5933 from Analog Devices, MAX30002 from Maxim Integrated and AD5940 also from Analog Devices have been analyzed.

Subsequently, a system is designed to make low-cost impedance measurements based on the AD5940 chip from Analog Devices. This element injects a current at a certain frequency over an unknown impedance and measures the voltage generated at the output through demodulation techniques. The chip is part of an evaluation board that contains the peripherals to make the connections and measurements easily, the board is called EVAL-AD5940BIOZ.

The program code for the measurements was developed using *MathWorks* software, *MATLAB*, and is connected via the SPI bus to an Arduino UNO board, which is connected to the EVAL-AD5940BIOZ board, which is designed to work together.

Finally, the results obtained by the final system and its performance when making impedance measurements are shown. These results show a great linearity and precision taking into account the results obtained in comparison with the real measured values. As a next step, the design of an alternative board to the EVAL-AD5940BIOZ using a PCB is proposed and the scheme designed to implement it is shown.

RESUMEN

En este documento se muestra una descripción de los circuitos de la bioimpedancia y sus aplicaciones. Se realiza un estudio de varios dispositivos de medida de bioimpedancia para contrastar sus propiedades y características y los resultados que ofrecen. En el proceso se han analizado los dispositivos AFE4300 de Texas Instruments, AD5933 de Analog Devices, MAX30002 de Maxim Integrated y AD5940 también de Analog Devices.

Posteriormente, se diseña un sistema para realizar medidas de impedancia de bajo coste que se basa en el chip AD5940 de Analog Devices. Este elemento inyecta una corriente a una frecuencia determinada sobre una impedancia desconocida y mide la tensión generada en la salida a través de técnicas de desmodulación. El chip forma parte de una placa de evaluación que contiene los periféricos para realizar las conexiones y las medidas de forma sencilla, la placa se denomina EVAL-AD5940BIOZ.

El código del programa para realizar las medidas se ha desarrollado utilizando el software de *MathWorks*, *MATLAB*, y se conecta a través del bus SPI a una placa Arduino UNO que, por su parte, está conectada a la placa EVAL-AD5940BIOZ que ya está pensada para que trabajen conjuntamente.

Finalmente, se demuestran los resultados obtenidos por el sistema final y sus prestaciones a la hora de realizar medidas de impedancia. Estos resultados muestran una gran linealidad y precisión teniendo en cuenta los resultados obtenidos en comparación con los valores reales medidos. Como *next step* se propone el diseño de una placa alternativa a la EVAL-AD5940BIOZ utilizando una PCB y se muestra el esquema diseñado para implementarla.

RESUM

En aquest document es mostra una descripció dels els fonaments de la bioimpedància i les seves aplicacions. Es realitza un estudi de diversos dispositius de mesura de bioimpedància per a contrastar les seves propietats i característiques i els resultats que ofereixen. En el procés s'han analitzat els dispositius AFE4300 de Texas Instruments, AD5933 d'Analog Devices, MAX30002 de Maxim Integrated i AD5940 també d'Analog Devices.

Posteriorment, es dissenya un sistema per a realitzar mesures d'impedància de baix cost que es basa en el xip AD5940 d'Analog Devices. Aquest element injecta un corrent a una freqüència determinada sobre una impedància desconeguda i mesura la tensió generada a la sortida a través de tècniques de desmodulació. El xip forma part d'una placa d'avaluació que conté els perifèrics per a realitzar les connexions i les mesures de forma senzilla, la placa s'anomena EVAL-AD5940BIOZ.

El codi del programa per a realitzar les mesures s'ha desenvolupat utilitzant el *software* de MathWorks, *MATLAB*, i es connecta a través del bus SPI a una placa Arduino UNO que, per la seva banda, està connectada a la placa EVAL-AD5940BIOZ que ja està pensada perquè treballin conjuntament.

Finalment, es demostren els resultats obtinguts pel sistema final i les seves prestacions a l'hora de realitzar mesures d'impedància. Aquests resultats mostren una gran linealitat i precisió tenint en compte els resultats obtinguts en comparació amb els valors reals mesurats. Com a *next step* es proposa el disseny d'una placa alternativa a l'EVAL-AD5940BIOZ utilitzant una PCB i es mostra l'esquema dissenyat per a implementar-la.

AGRAÏMENTS

En aquestes línies voldria dedicar unes paraules d'agraïment a totes les persones que m'han donat suport durant aquests anys de grau, en especial a la meua família més propera. A la meua mare i al meu pare que m'ho han donat tot perquè no em faltés mai res i sense ells no hauria estat possible haver arribat fins aquí. A la meua parella, Sara, que m'ha acompanyat durant tot aquest temps i m'ha ajudat sempre a seguir endavant tot i les dificultats, moltes gràcies per aguantar-me i fer de mi que sóc avui en dia.

No podia acabar aquest treball sense agrair al meu tutor, Ramon Bragós Bardia, l'oportunitat de participar en aquest projecte. Gràcies per aportar sempre els millors consells i per alleugerir el camí davant les dificultats i la incertesa viscuda durant aquest temps. No només he après molt, sinó que m'emporto un grapat d'experiències i bons consells per sempre.

M'agradaria acabar amb una cita que em va fer reflexionar en un moment crític d'aquest projecte i que en moments com els que hem viscut d'incertesa, noves normes i evolució defineix de manera molt encertada la mentalitat que hem de tenir davant de les dificultats:

*"If I can't make it through one door, I'll go through
another door - or I'll make a door."*

Rabindranath Tagore



HISTORIAL DE REVISIÓ I REGISTRE D'APROVACIÓ

Revisió	Data	Objectiu
0	24/03/2020	Creació del document
1	01/06/2020	Revisió del document
2	15/06/2020	Revisió del document
3	26/06/2020	Revisió del document

LLISTA DE DISTRIBUCIÓ DE DOCUMENTS

Nom	e-mail
Pau Sendra Berta	psendra5@gmail.com
Ramon Bragós Bardia	ramon.bragos@upc.edu

Escrit per:		Revisat i aprovat per:	
Data	24/03/2020	Data	26/06/2020
Nom	Pau Sendra Berta	Nom	Ramon Bragós Bardia
Posició	Autor del projecte	Posició	Supervisor del projecte

SUMARI

LLISTA D'ABREVIATURES I SÍMBOLS	11
INTRODUCCIÓ	13
1. BIOIMPEDÀNCIA ELÈCTRICA.....	16
1.1. FONAMENTS DE LES TÈNIQUES DE MESURA DE BIOIMPEDÀNCIA.....	16
1.2. PRINCIPIS I PROPIETATS BIOELÈCTRIQUES DEL COS HUMÀ.....	18
1.3. MÈTODES DE MESURA DE BIOIMPEDÀNCIA.....	23
1.3.1. ANÀLISI DE BIOIMPEDÀNCIA DE FREQÜÈNCIA ÚNICA (SF-BIA)	23
1.3.2. ANÀLISI DE BIOIMPEDÀNCIA DE FREQÜÈNCIA MÚLTIPLE (MF-BIA)	23
1.3.3. ESPECTROSCÓPIA DE BIOIMPEDÀNCIA (BIS).....	23
1.3.4. MESURA DE BIOIMPEDÀNCIA DE COS SENCER	23
1.3.5. MESURA DE BIOIMPEDÀNCIA DE SEGMENT CORPORAL	24
1.3.6. MÈTODE ALTERNATIU D'ANÀLISI D'IMPEDÀNCIA.....	24
1.4. ASPECTES METODOLÒGICS SOBRE LA BIOIMPEDÀNCIA ELÈCTRICA	24
1.4.1. PROTOCOLS DE MESURA I DE POSTURA	25
1.4.2. FORMA DE L'ELÈCTRODE I ERROR DE MESURA	26
1.5. APLICACIONS DE L'ANÀLISI DE BIOIMPEDÀNCIA	26
1.6. CONCLUSIONS	26
2. ESTUDI COMPARATIU DELS CONVERTIDORS D'IMPEDÀNCIA.....	28
2.1. CONVERTIDORS D'IMPEDÀNCIA	28
2.1.1. AFE4300.....	28
2.1.2. AD5933	29
2.1.3. MAX30002	30
2.1.4. AD5940.....	31
2.2. COMPARATIVA DE COMPONENTS	33
2.2.1. ANÀLISI DELS RESULTATS DE L'ESTUDI COMPARATIU DELS COMPONENTS.....	35
2.3. MESURES EXPERIMENTALS	35
2.3.1. ESTRUCTURA DE LES MESURES EXPERIMENTALS	36
2.3.2. MESURES DE QUALITAT	38
2.3.3. MESURES DE SOROLL	43
2.3.4. ANÀLISI DELS RESULTATS DE LES MESURES EXPERIMENTALS	45
3. EL DISPOSITIU AD5940 D'ANALOG DEVICES	49
3.1. MESURES DE BIOIMPEDÀNCIA AMB L'AD5940.....	50
3.1.1. MESURES DE BIA AMB 2 FILS	52



3.1.2.	MESURES DE BIA AMB 4 FILS	53
3.2.	INTERFÍCIE SERIE I CONFIGURACIÓ DE L'AD5940	56
4.	DISSENY DEL MESURADOR DE BIOIMPEDÀNCIA.....	58
4.1.	EL SISTEMA MATLAB	59
4.2.	CONTROL DE L'AD5940 MITJANÇANT EL BUS SPI	59
4.3.	CONNEXIONS PRELIMINARS.....	62
4.4.	DISSENY I POSADA EN FUNCIONAMENT DEL DISPOSITIU FINAL	63
4.5.	COST DEL SISTEMA FINAL.....	64
5.	FUNCIONAMENT I MESURES EXPERIMENTALS	66
CONCLUSIONS I TREBALL FUTUR		69
CONCLUSIONS		69
TREBALL FUTUR.....		70
BIBLIOGRAFIA.....		71
ANNEXOS.....		73
ANNEX A.....		73
ANNEX B.....		74
ANNEX C.....		75
ANNEX E		81

IL·LUSTRACIONS

Figures

Fig. 1 Representació gràfica d'un nombre complex al pla complex.....	17
Fig. 2 Connexions en paral·lel dels sistemes de resistència i reactància en el cos humà.	18
Fig. 3 Esquema d'un circuit RC simple.....	19
Fig. 4 Diagrama de Bode de la impedància d'un circuit RC simple.	19
Fig. 5 Model elèctric d'una cèl·lula.....	20
Fig. 6 Diagrama de Bode de la impedància del model elèctric d'impedància en un cos humà.	21
Fig. 7 El cos humà com a circuit de resistències i condensadors dividit per segments.	22
Fig. 8 Sistema de mesura d'impedància amb dos elèctrodes.	25
Fig. 9 Diagrama de blocs funcional de l'AFE4300.....	29
Fig. 10 Diagrama de blocs funcional de l'AD5933.	30
Fig. 11 Diagrama de blocs funcional del MAX30002.....	31
Fig. 12 Diagrama de blocs funcional de l'AD5941.	33
Fig. 13 Esquema de mesura d'impedància del cos humà.	36
Fig. 14 Equivalència de la impedància introduïda pels cables i dispositius en elements resistius i capacitius.....	37
Fig. 15 Estructura en aranya per a realitzar les mesures de qualitat.....	37
Fig. 16 Pantalla de visualització dels resultats de l'AFE4300 EVM Device GUI software.	38
Fig. 17 Pantalla de visualització dels resultats del MAX30002 Evaluation System Software.....	39
Fig. 18 Pantalla de visualització dels resultats de l'AD5940 Sensor Pal software.	39
Fig. 19 Representació resistència (Ω) – tensió (mV) per a l'AFE4300 en funció de la freqüència.	40
Fig. 20 Representació conjunta per a totes les freqüències de la relació resistència (Ω) - tensió (mV) per a l'AFE4300.....	41
Fig. 21 Resultats de les mesures de soroll de l'AFE4300.....	44
Fig. 22 Resultats de les mesures de soroll del MAX30002.....	44
Fig. 23 Resultats de les mesures de soroll de l'AD5940.....	44
Fig. 24 Histograma de la distribució de les mesures d'impedància del dispositiu AD5940.	46
Fig. 25 Distribució gaussiana de la impedància mesurada per l'AD5940.....	47
Fig. 26 Diagrama de blocs simplificat de l'AD5940.	49
Fig. 27 Diagrama de blocs funcional de l'AD5941.	50
Fig. 28 Configuració dels pins de l'AD5940 i AD5941 respectivament.....	50
Fig. 29 Placa EVAL-ADICUP3029.....	51
Fig. 30 Placa EVAL-AD5941ELCZ.....	51
Fig. 31 Placa EVAL-AD5941BIOZ.....	51
Fig. 32 Estructura de les mesures de BIA amb 4 fils.....	54
Fig. 33 Estructura de comunicació del sistema final.....	58
Fig. 34 Protocol de lectura de les dades de la FIFO.....	62
Fig. 35 Diagrama de blocs de l'estructura de la placa EVAL-AD5941BIOZ.....	62
Fig. 36 Muntatge final per a realitzar proves i mesures d'impedància amb la placa EVAL-AD5941ELCZ.....	63
Fig. 37 Format i configuració de <i>MATLAB</i> per executar el codi i realitzar les mesures.....	63
Fig. 38 Resultats obtinguts al <i>Command Window</i> de <i>MATLAB</i> quan executem el programa <i>Impedance_Measurements</i>	66

Fig. 39 Magnitud i fase dels resultats obtinguts representats en una gràfica combinada 67

Fig. 40 Magnitud i fase dels resultats obtinguts representats en dues gràfiques per separat.. 67

Fig. 41 Resultats emmagatzemats en un fitxer Excel..... 67

Fig. 42 Esquemàtic del disseny del sistema de mesura de bioimpedància personalitzat..... 81

Taules

Taula 1 Resultats de l'anàlisi comparatiu dels frontals analògics..... 35

Taula 2 Resultats obtinguts de les mesures experimentals amb l'AFE4300EVM-PDK. 39

Taula 3 Resultats de les mesures de qualitat de l'AFE4300 utilitzant la fórmula de regressió per a cada freqüència i error en % de les mesures realitzades respecte el valor de impedància real. 41

Taula 4 Resultats de les mesures de qualitat del MAX30002 per a cada freqüència i error en % de les mesures realitzades respecte el valor de impedància real..... 42

Taula 5 Resultats de les mesures de qualitat de l'AD5940 per a cada freqüència i error en % de les mesures realitzades respecte el valor de impedància real..... 42

Taula 6 Intervals de confiança de les mesures experimentals dels diversos dispositiu. 47

Taula 7 Inicialització del dispositiu AD5940/AD5941 56

Taula 8 Ordres SPI 61

Taula 9 Preu dels components que formen el sistema final..... 64

Taula 10 Preu dels components que formen el sistema final utilitzant una placa a mida 65

Taula 11 Resultats experimentals del sistema final..... 68

LLISTA D'ABREVIATURES I SÍMBOLS

Ω	Ohm	Im	Part Imaginària
$^{\circ}\text{C}$	Graus centígrads	IMC	Índex de massa corporal
€	Euro (moneda)	INA	Amplificador d'instrumentació
ACT	Aigua corporal total	I/Q	Magnitud i fase
ADC	Convertidor analògic-digital	kB	kilo Byte
AEC	Aigua extracel·lular	LDO	Regulador de baixa caiguda
AFE	Frontal analògic	Mm	mil·límetres
AIC	Aigua intracel·lular	MB	Metabolisme basal
BIA	Bio-Impedance Analysis	MG	Massa grassa
C_x	Capacitat	MLG	Massa lliure de grassa
cc	Corrent continu	MUX	Multiplexor
CMRR	Factor de rebuig al mode comú	PGA	Amplificador de guany programable
DAC	Convertidor digital-analògic	R_x	Resistència
DFT	Transformada Discreta de Fourier	Re	Part Real
DSP	Processador de senyal digital	RTIA	Resistència d'amplificació de transimpedància
ECG	Electroencefalograma	SAR	Registre d'aproximació successiva
EEG	Electrocardiograma	SPI	Interfície perifèrica en sèrie
EMI	Interfície electromagnètica	SPS	Mostres per segon
ESD	Descàrregues electroestàtiques	SRAM	Memòria estàtica d'accés aleatori
f	Freqüència	SSOP	Shrink small-outline package
FIFO	<i>First in, first out</i>	TIA	Amplificador de transimpedància
GPIO	Entrades/Sortides de propòsit general	V	Tensió elèctrica
Hz	Hertz	X_x	Reactància
I	Corrent elèctric	Z_x	Impedància
I2C			
IDO	Regulador de sortida		



INTRODUCCIÓ

Els inicis de les mesures de les propietats elèctriques dels teixits daten de finals del segle XVIII. No va ser, però, fins a principis del segle XX, quan es va començar a estudiar l'estructura dels teixits biològics mitjançant les seves propietats elèctriques passives i es va demostrar que aquests teixits són conductors i la seva impedància varia amb la freqüència. Les mesures de Bioimpedància Elèctrica (BIA, Bio-Impedance Analysis) ens permeten obtenir informació sobre els teixits, indicant si aquests presenten alguna variació en les seves propietats dielèctriques, conductivitat o dimensió.

Avui en dia són moltes les utilitats de la tècnica de bioimpedància en les aplicacions biomèdiques. Les característiques principals que han permès aquesta gran evolució han estat el seu baix cost, el seu fàcil maneig i la millora dels dispositius electrònics. Les aplicacions de BIA van des de la mesura de paràmetres nutricionals molt útils per a diagnosticar malalties o dissenyar una dieta apropiada, fins al monitoratge de forma contínua de la freqüència cardíaca i la velocitat de l'ona del pols.

L'interès actual i la gran quantitat d'aplicacions de les tècniques de mesura de bioimpedància elèctrica, juntament amb l'oportunitat de poder realitzar noves aportacions tecnològiques en aquest camp gràcies a les millores en la miniaturització i en la precisió dels components electrònics, han estat la principal motivació per a realitzar aquest treball.

L'**objectiu** fonamental d'aquest projecte ha estat poder realitzar aportacions de valor a un dispositiu de mesura de bioimpedància elèctrica per tal tenir una eina per desenvolupar aplicacions. Per aquest motiu, i donada la diversitat de dispositius de mesura de BIA que es comencen a trobar recentment al mercat s'ha decidit realitzar un estudi comparatiu d'alguns dels dispositius amb millors prestacions i, posteriorment, el disseny i implementació d'una part o del total d'un nou dispositiu de mesura.

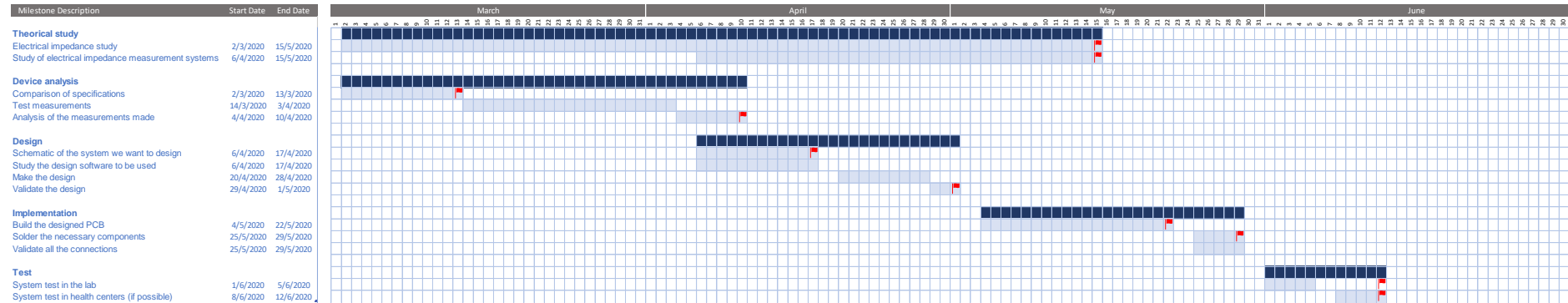
Els **requeriments** i **especificacions** principals del sistema a dissenyar són: poder adquirir mesures de bioimpedància en un marge freqüencial d'1 kHz a, com a mínim, 50 kHz. Obtenir un marge d'impedància mínim de 10 Ω a 1 k Ω , l'exactitud desitjable és de l'1% i la velocitat d'adquisició mínima que es requereix és de 10 mostres per segon.

Els documents consultats durant el procés d'investigació i estudi per a realitzar aquest projecte han estat de manera essencial articles de divulgació científica per a la base teòrica relacionada amb la BIA i fitxes de dades de tots els elements i dispositius analitzats i utilitzats tant en l'estudi teòric com a la part de disseny i implementació.

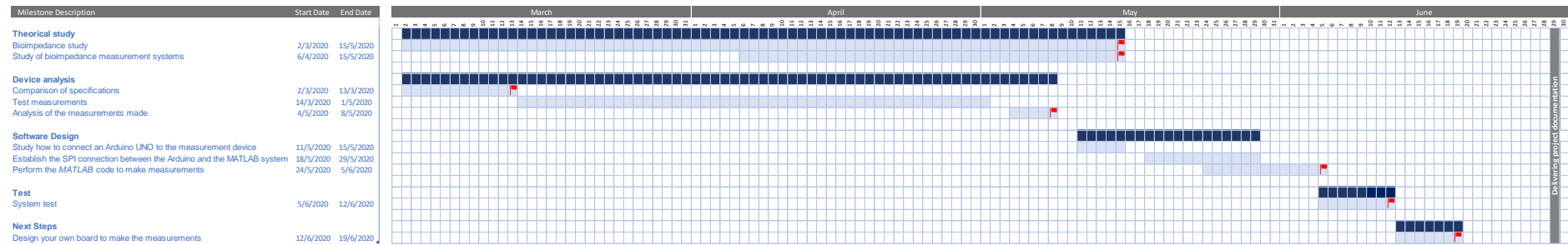
Per a dur a terme aquesta tasca s'ha seguit una metodologia basada originalment en el mètode de projectes. Aquesta metodologia pròpia de la tecnologia, el disseny i l'enginyeria parteix d'una anàlisi de la situació, els objectius i les condicions, i la definició del problema. Segueix amb la cerca d'informació, el disseny, la planificació i la construcció de la solució i finalment amb l'avaluació i divulgació dels resultats obtinguts.

A continuació es mostra el diagrama de Gantt del projecte. Aquesta és una eina gràfica que ens permet exposar el temps de dedicació utilitzat per a desenvolupar les taques o activitats previstes durant la realització del projecte. En aquest cas es mostra l'evolució de les diverses tasques dividides segons els blocs temàtics que formen aquest projecte: des de l'estudi teòric i l'anàlisi dels diferents components, fins al disseny i la implementació del sistema final.

Pla de treball inicial:



Pla de treball definitiu:



El principal inconvenient en la realització del projecte ha estat l'expansió de la pandèmia mundial produïda per la COVID-19. Aquest virus va arribar a l'estat espanyol a principis del mes de març i es va anar expandint ràpidament fins que el dia 16 de març el govern va decidir declarar l'estat d'alarma i el confinament de la població espanyola. Aquest fet va generar una situació de bloqueig i de molta incertesa que ha perdurat fins a mitjans del mes de juny. Aquesta situació va provocar que des del dia 16 de març es va restringir l'accés als laboratoris de l'escola (ETSETB) on s'estava desenvolupant gran part del projecte. Això va comportar l'aturada del desenvolupament del projecte durant aproximadament un mes i mig en el qual únicament es va poder avançar en l'estudi dels components i en l'anàlisi teòric sobre la bioimpedància.

Aquesta situació es va encaminar de nou després de mantenir diverses converses amb el supervisor del treball, en Ramon Bragós, i adaptar el projecte a les tasques que es podien realitzar des de casa. D'aquesta manera es va modificar el bloc de la realització de mesures comparatives entre dispositius perquè no vam tenir disponible la placa d'Analog Devices fins a principis del mes de maig.

Finalment, s'exposa una breu descripció de l'estructura del document. A la primera secció es realitza una síntesi teòrica al voltant de la bioimpedància, la seva base matemàtica i les seves aplicacions principals. A la segona secció es mostra una anàlisi comparativa entre un conjunt de dispositius de mesura de bioimpedància disponibles al mercat i es realitzen mesures experimentals per a comparar els resultats obtinguts. A la tercera secció es descriu detalladament el dispositiu AD5940, la seva estructura i el seu funcionament intern. A continuació, a la quarta secció, s'exposa el disseny realitzat a partir del dispositiu anterior per a implementar un mesurador d'impedància utilitzant, també, una placa Arduino i el programari de *MATLAB*. Finalment, a la secció cinc es mostra el funcionament del sistema dissenyat i els resultats obtinguts.

Aquest document excedeix l'extensió recomanada. En bona part perquè s'ha fet un capítol d'introducció a la bioimpedància i les seves aplicacions una mica llarg. Ja que al final no s'ha pogut fer mesures en humans, la seva lectura és opcional i el contingut tècnic del projecte es pot entendre deixant aquest capítol 1 a banda.

1. BIOIMPEDÀNCIA ELÈCTRICA

L'anàlisi de bioimpedància és un mètode no invasiu, de baix cost i d'ús comú per a les mesures de la composició corporal i l'avaluació de la condició clínica. S'apliquen diversos mètodes per a la interpretació de les dades de bioimpedància mesurades, i aquestes dades tenen una àmplia gamma d'usos en l'estimació de la composició corporal i l'avaluació de l'estat clínic. Existeix un ampli espectre d'utilització de la bioimpedància en els centres d'atenció de la salut, com el pronòstic de malalties i la vigilància de l'estat vital del cos. Per tant, el fet que tingui un camp d'interès tan ampli, justifica una revisió dels aspectes més fonamentals i les aplicacions sanitàries de l'anàlisi de bioimpedància.

Els estudis de bioimpedància elèctrica (BIA) es basen en l'estreta relació existent entre les propietats elèctriques del cos humà, la composició corporal dels diferents teixits i el contingut total d'aigua al cos. La impedància és una propietat elèctrica passiva que correspon a l'oposició que presenta un element al flux de corrent elèctric. S'anomena bioimpedància elèctrica quan es refereix a matèria orgànica.

La BIA ha guanyat popularitat en l'avaluació i monitoratge de pacients, ja que permet mesurar els paràmetres bioelèctrics en sistemes biològics, com, per exemple: l'aigua corporal total (ACT), els seus compartiments (aigua intracel·lular (AIC), extracel·lular (AEC) i del tercer espai¹) i la composició corporal (massa lliure de grassa (MLG), massa grassa (MG), índex de massa corporal (IMC) i metabolisme basal (MB), entre altres). En medicina s'ha utilitzat per a monitoratge dels aparells respiratori (freqüència i arrítmies respiratòries, aigua extravascular pulmonar), cardiovascular (despesa cardíaca) i del sistema nerviós central (circulació cerebral, processos isquèemics²).

El principi físic de la BIA consisteix en l'oposició que ofereix un teixit biològic, generalment les cèl·lules, al pas del corrent elèctric altern. Els paràmetres bioelèctrics que s'estimen són: la resistència elèctrica (R), la reactància inductiva (X_L) i la reactància capacitiva (X_C). Aquestes mètriques depenen del contingut en aigua i la conducció iònica de l'organisme. Es defineix com a resistència (R) l'oposició del teixit al pas del corrent i la reactància (X_C) està causada pel comportament com a condensador de la membrana cel·lular i depèn, al seu torn, de la freqüència. Llavors podem descriure la reactància com el component dielèctric.^{[1] [2]}

1.1. FONAMENTS DE LES TÈCNiques DE MESURA DE BIOIMPEDÀNCIA

La impedància d'un element a una certa freqüència es defineix com la relació entre la tensió d'entrada i el corrent d'entrada per a aquesta freqüència. Així doncs, ha de quedar clar que per un element lineal existiran dues relacions entre la tensió i el corrent: una relació d'amplituds (o mòduls o magnituds) i una relació de fases (retard entre el corrent i la tensió).

Els senyals de corrent altern es solen representar com nombres complexos. Aquest tipus especial de nombres contenen informació del mòdul i la fase. A continuació es mostren algunes figures i

¹ Espai que es troba entre les cèl·lules, per a distingir-lo de l'intracel·lular, que està dins de les cèl·lules i de l'espai intravascular que correspon a l'interior dels vasos sanguinis i limfàtics.

² Estrès cel·lular causat per qualsevol disminució transitòria o permanent del flux sanguini en el capil·lar.

equacions que intenten explicar aquest concepte. Un número complex es representa mitjançant la forma $c = a + j \cdot b$, la part real del nombre c és $\text{Re}\{c\}=a$ i la part imaginària $\text{Im}\{c\}=b$.

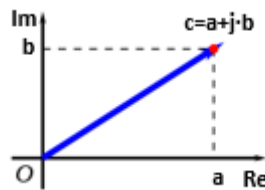


Fig. 1 Representació gràfica d'un nombre complex al pla complex.

En l'electrònica, s'utilitza la lletra j per representar la part imaginària en lloc de la lletra i per evitar confusions amb el símbol del corrent.

Per una freqüència donada, si V i I són nombres complexos que representen la tensió i el corrent d'entrada (magnitud i fase), la impedància, Z , és un nombre complex de magnitud igual a la relació de magnituds i fase igual a la diferència de fases.

$$Z = \frac{V}{I} \quad \left\{ \begin{array}{l} |Z| = \frac{|V|}{|I|} \\ \angle Z = \angle V - \angle I \end{array} \right. \quad (1)$$

La part real de la impedància s'anomena resistència mentre que la part imaginària s'anomena reactància. La part resistiva causa la pèrdua de potència (la impedància d'una resistència és purament resistiva, sense terme de reactància, $Z = \text{Re}\{Z\}$) mentre que la reactància causa el retard entre la tensió i el corrent (la impedància d'un condensador és purament reactiva, $Z = \text{Im}\{Z\}$).

Encara que no sigui estrictament exacte, el concepte d'impedància també s'aplica quan s'injecten o mesuren tensions i corrents en diferents punts. En aquests casos seria més convenient utilitzar el terme transimpedància.

Una resistència obeeix la llei d'Ohm per definició. Per tant, l'única relació entre la tensió i la corrent pot ser una relació de magnituds (equació 2). La mateixa expressió és vàlida per qualsevol combinació de resistències que pugui agrupar-se com una única resistència equivalent.

$$Z = \text{Re}\{Z\} = R = \frac{V}{I} \quad (2)$$

Per una capacítància, el corrent és proporcional al temps derivat de la tensió. Això significa que la llei d'Ohm com l'expressem anteriorment ja no és vàlida. Llavors, la impedància d'una capacítància és

$$Z = -j \cdot \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f \cdot C} \quad (3)$$

Així, la impedància depèn de la freqüència (f) i és purament reactiva (angle de fase = -90°).

A vegades, es diu que una capacitança es comporta com una resistència de valor $1/2\pi fC$: un circuit obert (sense conductància) per a freqüències baixes i un curtcircuit per a freqüències altes. O el que és el mateix: en una capacitança, els corrents d'alta freqüència son lliures de fluir i els corrents de baixa freqüència són bloquejats.^[2]

1.2. PRINCIPIS I PROPIETATS BIOELÈCTRIQUES DEL COS HUMÀ

Les propietats elèctriques dels teixits biològics es classifiquen actualment en funció de la font de l'electricitat, és a dir, de la resposta activa i passiva. La resposta activa (bioelectricitat) es produeix quan el teixit biològic provoca corrents elèctrics o diferències de potencial a partir d'activitats iòniques a l'interior de les cèl·lules, com en els senyals d'electrocardiograma (ECG) del cor i els senyals d'electroencefalograma (EEG) del cervell. La resposta passiva es produeix quan els teixits biològics s'estimulen a través d'una font de corrent elèctric extern.

La resistència en el cos humà no és la mateixa que la dels conductors no biològics, ja que els portadors de càrrega en aquest cas, són ions. La reactància és causada per la resistència oferta per les membranes cel·lulars gràcies a la polarització dels teixits de sosteniment i els teixits no iònics que retarden el pas del corrent. Els fluxos elèctrics de corrent travessen de forma diferent tant els líquids extracel·lulars, com els intracel·lulars, i són dependents de la freqüència del corrent. A freqüències baixes aquest corrent flueix per l'aigua extracel·lular (AEC) amb una reactància molt baixa. A freqüències altes, el corrent penetra als teixits corporals també amb una reactància mínima (Fig. 2).

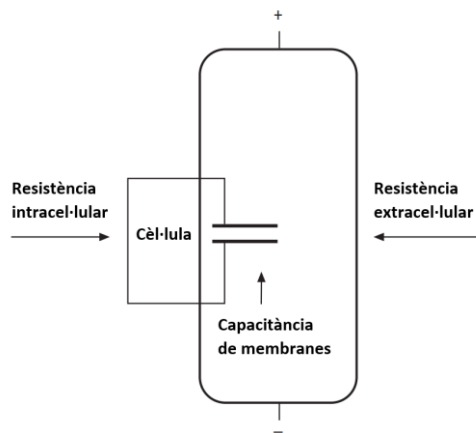


Fig. 2 Connexions en paral·lel dels sistemes de resistència i reactància en el cos humà.

Una característica molt important que ens permet conèixer diferents propietats elèctriques dels teixits que es veuen afectats per diferents factors com malalties, l'estat nutricional o l'estat d'hidratació és la relació entre la resistència i la capacitança. L'angle de fase és una mesura d'aquesta relació i està representat per l'arc tangent del quocient entre X_c i R , representant la diferència de fase entre la tensió i el corrent. Segons diversos estudis, s'ha demostrat que valors elevats de X_c i d'angle de fase, representen membranes cel·lulars en bon estat. Això implica que aquests paràmetres contenen informació relacionada amb el comportament capacitiu i la resistència que ofereixen les solucions intracel·lulars i extracel·lulars dels teixits.

La llei d'Ohm i els equivalents en paral·lel i sèrie poden aplicar-se a qualsevol circuit lineal utilitzant els valors del complex de la impedància. Per exemple, la següent figura mostra un circuit senzill format per una resistència i una capacítància en sèrie i com calcular la impedància d'aquest circuit:

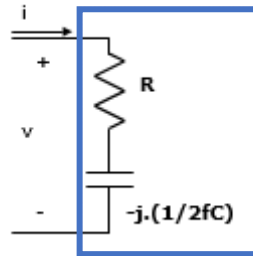


Fig. 3 Esquema d'un circuit RC simple.

$$Z = R + \frac{-j}{2\pi fC} \begin{cases} Re\{Z\} = R \\ Im\{Z\} = \frac{-1}{2\pi fC} \end{cases} \quad (4)$$

$$|Z| = \sqrt{R^2 + \frac{1}{(2\pi fC)^2}} \quad (5)$$

$$\angle Z = \arctan\left(\frac{-1}{2\pi fC R}\right) \quad (6)$$

Pel cas de tenir una $R= 1 \text{ k}\Omega$ i $C = 100 \text{ nF}$ s'obtenen les següents gràfiques:

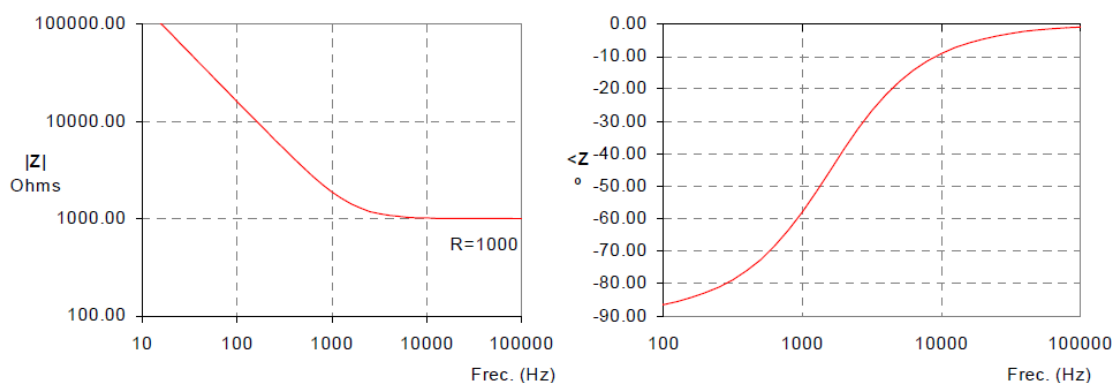


Fig. 4 Diagrama de Bode de la impedància d'un circuit RC simple.

A la gràfica de l'esquerra es mostra la magnitud de la impedància per a cada freqüència. Els dos eixos s'expressen en logaritme base 10. A la gràfica de la dreta es mostra el valor de la fase per a cada freqüència, en aquest cas, només la freqüència s'expressa en forma de logaritme.

Si entrem més en detall en com s'estructura el cos humà, i més concretament, una cèl·lula podem obtenir un model elèctric que ens permeti modelar aquest comportament matemàticament (Fig. 5). Les cèl·lules es troben immerses en una solució electrolítica³ que és conductora elèctrica, igual que el seu interior que també està format per un medi aquós limitat per una membrana. En aquest cas, la membrana es comporta com un element dielèctric i s'oposa a la circulació del corrent a baixa freqüència. Per a simplificar encara més el model, aplicarem que la conductància de la membrana cel·lular és molt baixa i per tant podrem negligir la resistència de la membrana.

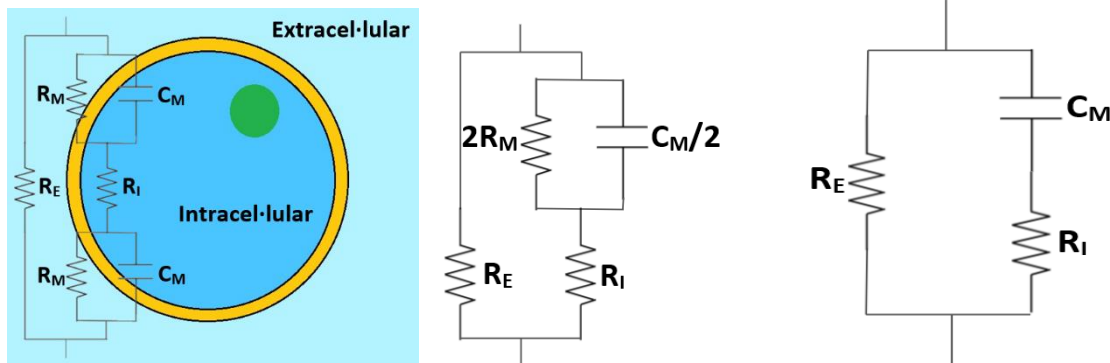


Fig. 5 Model elèctric d'una cèl·lula

A partir del model obtingut, per a realitzar mesures només cal mesurar la diferència de tensió generada quan injectem un corrent a una freqüència coneguda. Una vegada hem mesurat la tensió i coneixent el corrent podem aplicar la Llei d'Ohm i obtenir directament la impedància del sistema:

$$Z(t, f) = \frac{V(t, f)}{I(t, f)} \quad (7)$$

Si analitzem el comportament d'aquest sistema en condicions ideals (sense tenir en compte corrents induïts, sorolls o altres elements dependents de les condicions en què es realitzen les mesures) arribem a la conclusió que a altes freqüències el corrent circula per ambdues branques del circuit de la Fig. 5 fins a arribar al punt en què la capacitat de la membrana és negligible i, per tant, la impedància mesurada esdevé constant i de valor $R_E // R_I$. En el cas contrari, a baixes freqüències, la capacitat de la membrana bloqueja el pas del corrent i la impedància mesurada torna a ser constant i de valor R_E .

Si analitzem gràficament el circuit del model obtingut, assignant com a valors $R_E = 1 \text{ k}\Omega$, $R_I = \text{k}\Omega$ i $C = 100 \text{ nF}$, s'obtenen els gràfics de la Fig. 6.

³ Solucions en què el solut es troba dissolt en el solvent formant ions, és a dir, es dissocien, i per aquesta dissociació tenen la capacitat de conduir electricitat.

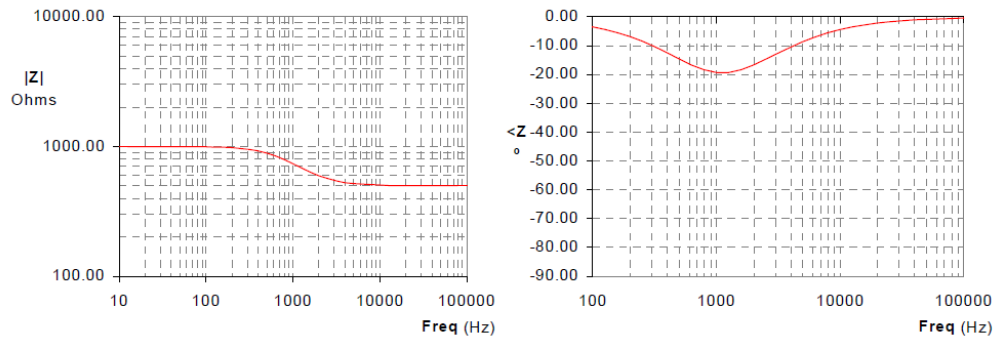


Fig. 6 Diagrama de Bode de la impedància del model elèctric d'impedància en un cos humà.

És possible descriure intuïtivament el comportament freqüencial del model a partir del diagrama de Bode obtingut. A baixes freqüències el corrent és bloquejat per la capacitància i el corrent només és capaç de fluir a través de R_E . Per tant, la impedància és imposada per R_E i això significa que el mòdul és $|R_E| = 1 \text{ k}\Omega$ i la fase és $\angle R_E = 0^\circ$. A altes freqüències la capacitància es comporta com un curtcircuit i la impedància és R_E en paral·lel amb R_I (el valor de la impedància resultant és de 500Ω). En aquest cas es dirà que existeix una sola dispersió, és a dir, es detecta una sola transició d'un valor d'impedància constant ($|Z|$ a baixes freqüències) a un altre valor constant ($|Z|$ a altes freqüències). En general, el nombre de dispersions (o transicions) observables dependrà del nombre de branques del circuit RC, sempre que els seus valors siguin diferents de les altres branques (diferents regions de freqüència).

És important tenir en compte les situacions en les quals es pot aplicar aquest model. Les simplificacions i expressions obtingudes seran vàlides per a cèl·lules que es troben suspeses en un medi aquós, com per exemple els teixits tous⁴, i en els casos en què el corrent injectat és de baixa freqüència. Per altra banda, cal ser conscients que realment l'estructura dels materials biològics és molt més complexa del què s'ha explicat anteriorment i el comportament freqüencial de la seva impedància depèn de moltes altres causes. La diversitat dels materials biològics és molt amplia. Pot haver-hi des de suspensions de cèl·lules simples fins a organismes superiors, passant per les agrupacions de cèl·lules, més o menys homogènies que formen els teixits. Cada element biològic té un espectre d'impedància molt diferent de la resta.

L'estimació de la composició corporal mitjançant mesures de bioimpedància es basa en la determinació del volum corporal (V_C) a través dels mitjans bàsics de mesura de resistència. La resistència d'un objecte està determinada per la forma, que es descriu com a longitud (L) i l'àrea de superfície (A), i el tipus de material, que es descriu per la resistivitat (ρ) (equació 8). Substituint l'àrea de superfície per la seva relació amb el volum i la longitud podem obtenir una expressió pel volum corporal (equació 9).

$$R = \rho \cdot \frac{L}{A} \quad (8)$$

$$V_C = \rho \cdot \frac{L^2}{R} \quad (9)$$

⁴ Teixits que connecten, donen suport, o envolten altres estructures i òrgans del cos, no essent os.

La resistència és proporcional a la longitud del cos (generalment considerem la seva longitud o altura) i inversament proporcional a l'àrea de secció (generalment les mesures que representen els perímetres del tronc i les extremitats). Per això, un cos llarg tindrà una gran resistència en relació amb un cos més curt, i un cos amb una àrea de secció petita tindrà una resistència menor.

Els dispositius d'impedància elèctrica introdueixen al cos un corrent altern d'amperatge molt baix (imperceptible pel cos humà), que discorre pel cos, actuant l'aigua com a element conductor i la resistència que ofereix el flux al pas d'aquest corrent és mesurada per l'impedanciòmetre.

El cos humà com a volum està compost principalment per massa grassa (MG) que es considera com a no conductora de càrrega elèctrica i és igual a la diferència entre el pes corporal i la massa lliure de grassa, i la massa lliure de grassa (MLG) que es considera el volum conductor que ajuda al pas del corrent elèctric gràcies a la conductivitat dels electrolits ⁵dissolts a l'aigua corporal. Els estudis mostren que l'aigua, coneguda com a aigua corporal total, és el principal compost de la MLG i és igual al 73,2% en individus amb una hidratació normal.

En les mesures de bioimpedància el cos humà es divideix en cinc segments no homogenis, dos per les extremitats superiors, dos per les extremitats inferiors i un pel tronc. La majoria dels mètodes de predicció coneguts es basen en la relació entre el volum d'aigua i la relació obtinguda a l'equació 9, però, l'alternança en les característiques anatòmiques i antropomètriques de tot el cos i els segments causen variacions en l'estimació. La mesura de la bioimpedància es pot obtenir realitzant mesures de tot el cos o per segments, utilitzant una freqüència única, freqüències múltiples o anàlisis d'espectroscòpia de bioimpedància. A més a més de diversos mètodes d'avaluació alternatius, com l'anàlisi de vectors de bioimpedància i l'anàlisi de bioimpedància en temps real. Aquests mètodes s'expliquen amb més detall a la següent secció.^{[3] [4] [5] [6]}

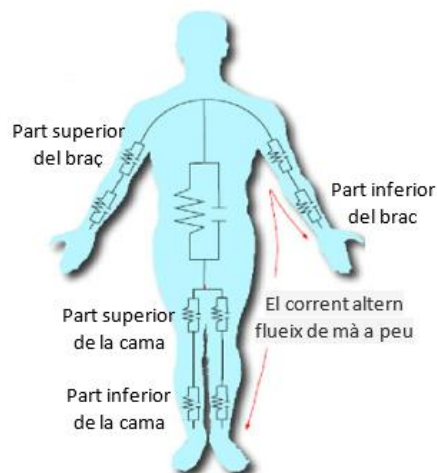


Fig. 7 El cos humà com a circuit de resistències i condensadors dividit per segments.

⁵ Minerals en el cos que tenen una càrrega elèctrica. Estan en la sang, l'orina, els teixits i altres fluids corporals.

1.3. MÈTODES DE MESURA DE BIOIMPEDÀNCIA

1.3.1. ANÀLISI DE BIOIMPEDÀNCIA DE FREQUÈNCIA ÚNICA (SF-BIA)

L'anàlisi de la informació de BIA obtinguda a un corrent elèctric de 50 kHz es coneix com a anàlisi de bioimpedància de freqüència única. SF-BIA és el més utilitzat i un dels primers mètodes proposats per l'estimació de comportaments corporals. Es basa en la proporció inversa entre la impedància avaluada i els nivells d'aigua corporal total que representen la ruta conductiva del corrent elèctric. Aquest mètode prediu el volum d'aigua corporal total que es compon de percentatges que fluctuen de líquid extracel·lular (AEC), que són gairebé del 75% de l'aigua corporal. Aquesta tècnica no és vàlida per a individus amb anomalies en la hidratació.

1.3.2. ANÀLISI DE BIOIMPEDÀNCIA DE FREQUÈNCIA MÚLTIPLE (MF-BIA)

Consisteix en una anàlisi de BIA obtinguda a més de dues freqüències. Aquest mètode es basa en el fet que molts dels paràmetres analitzats per la BIA es poden avaluar exposant-los a corrents elèctrics de baixa o alta freqüència. En general, aquest mètode permet predir el volum d'aigua extracel·lular (AEC) de manera més precisa que el SF-BIA. Diversos estudis realitzats durant els últims anys han portat a debat quin és el rang de freqüències que s'ha d'utilitzar per a realitzar un MF-BIA i no s'ha arribat a cap acord, tot i que s'estima que els valors freqüencials poden variar entre 5 i 1000 kHz.

1.3.3. ESPECTROSCÒPIA DE BIOIMPEDÀNCIA (BIS)

Es coneix com a BIS l'anàlisi de les dades de bioimpedància obtingudes utilitzant una àmplia banda de freqüències. Aquesta tècnica es basa en la determinació de la resistència a freqüència zero (R_0) i a freqüència infinita (R_{infinita}) que a posteriori s'utilitza per predir els nivells d'aigua total corporal i d'aigua extracel·lular, respectivament. Cal tenir en compte que és complicat mesurar directament aquests paràmetres per culpa dels fenòmens de relaxació⁶ del teixit viu⁷.

1.3.4. MESURA DE BIOIMPEDÀNCIA DE COS SENCER

La mesura de bioimpedància de cos sencer és el mètode més utilitzat per estimar el comportament de tot el cos. Molts dels dispositius de mesures de cos sencer apliquen tres enfocaments per a realitzar les mesures: mètode de mà a peu, mètode de peu a peu i mètode de mà a mà. El primer és el mètode més utilitzat, ja que disminueix la impedància de contacte entre la pell i els elèctrodes, es realitza en un individu en posició de decúbit supí durant 15 minuts, col·locant elèctrodes amb un gel per minimitzar la impedància de separació en les superfícies dorsals de les mans i els peus.

⁶ Moment en què la contracció dóna fi, és a dir, resultat de la fi de l'impuls nerviós en la placa neuromuscular.

⁷ Materials biològics naturals constituïts per un conjunt complex i organitzat de cèl·lules distribuïdes regularment amb un comportament fisiològic coordinat i un origen embrionari comú.

1.3.5. MESURA DE BIOIMPEDÀNCIA DE SEGMENT CORPORAL

Les mesures de bioimpedància segmentaria, ofereixen una millor estimació de la massa del múscul esquelètic ⁸ que l'anàlisi de bioimpedància de cos sencer. Aquesta tècnica detecta la fluctuació de l'aigua extracel·lular per diferències en la postura. Els estudis han informat que el mètode d'anàlisi de bioimpedància segmentaria mostra algunes limitacions en l'estimació de l'AEC, amb un poder d'estimació no significativament diferent del mètode de bioimpedància de cos sencer.

1.3.6. MÈTODE ALTERNATIU D'ANÀLISI D'IMPEDÀNCIA

L'anàlisi de bioimpedància, com a mètode independent per avaluar l'estat de salut humana a partir de mesures de bioimpedància absoluta, ha desencadenat una nova ruta d'anàlisi i interpretació de les dades. El mètode d'anàlisi de vectors de bioimpedància (BIVA) és una nova manera d'entendre aquest camp, establert recentment per Piccoli, per estimar l'estat d'hidratació utilitzant dades de resistència i reactància indexades en altura a partir de mesures de bioimpedància.

Un altre mètode alternatiu per l'anàlisi de BIA és el processament en temps reals de les dades de bioimpedància que actualment es presenta com una característica clau per les aplicacions de monitoratge de la salut corporal. Per exemple, una anàlisi logarítmica realitzada entre 0,01 i 10 Hz amb cinc freqüències necessita 276 segons per realitzar-se, incloent-hi el temps de càlcul, i aquest és un valor molt reduït en comparació amb el temps necessari en les altres tècniques.^[4]

1.4. ASPECTES METODOLÒGICS SOBRE LA BIOIMPEDÀNCIA ELÈCTRICA

Des de la dècada de 1990 han proliferat una gran quantitat de sistemes de BIA de diferents fabricants, amb gran difusió, i el 1994 el *National Institute of Health Technology* dels Estats Units va realitzar una reunió clau per valorar la realitat de la BIA al voltant d'aspectes importants, com la seguretat, l'estandardització, la mesura de paràmetres bioelèctrics, la validesa i les seves limitacions. Aquests fan referència a aspectes com els següents:^[6]

- Seguretat. En referència a la seguretat, actualment, no es coneixen afectes adversos, tot i que s'ha de tenir en compte que podrien afectar a l'activitat elèctrica de marcapassos i desfibril·ladors, pel qual en aquestes circumstàncies es desaconsella el seu ús, o bé, s'hauria de realitzar amb un control electrocardiogràfic.
- Estandardització. Si la realització d'una BIA es realitza fora de les normes d'estandardització acceptades, pot haver-hi estimacions errònies. Són molt ben conegudes les condicions que poden afectar a la precisió de les mesures, com per exemple: la posició corporal, la hidratació, el recent consum de menjar o begudes, la temperatura ambiental i de la pell, l'activitat física recent, entre d'altres.
- Propietats bioelèctriques. No es coneix exactament per on circula el corrent elèctric a través de l'aigua extracel·lular o intracel·lular. Això varia segons la composició de cada individu, la seva mida, la composició dels seus electròlits, etc. Aquestes circumstàncies

⁸ És una forma de teixit muscular estriat, que està sota el control voluntari del sistema nerviós somàtic.

componen, en realitat, l'essència de la BIA. Per aquest motiu, la majoria de dispositius comercials de BIA no informen de les equacions de càlcul d'alguns paràmetres (com la MLG i MG) que utilitzen ni de l'error d'estimació d'aquesta predicció.

- Validesa. Aquest és un assumpte que avui en dia encara es troba sota discussió pel que fa a la validesa i les estimacions de la composició corporal. En els últims anys s'han validat equacions de BIA amb un mètode multi component, per un ampli rang d'edats (12-90 anys) i amb aquestes equacions s'han publicat valors de referència de R, X_C , i d'índex d'impedància.
- Limitacions. Les alteracions de la massa aquosa intracel·lular són freqüents en la desnutrició proteic-calòrica, per tant, en funció de l'alimentació d'un individu és possible que els resultats obtinguts no es corresponguin a la realitat.

1.4.1. PROTOCOLS DE MESURA I DE POSTURA

La simplicitat i l'acceptació econòmica del mètode d'anàlisi de bioimpedància per a l'estimació de la composició corporal han augmentat la necessitat d'unificar els protocols i procediments de mesura de bioimpedància per a recuperar dades sòlides.

Per al mètode de mesura dempeus a turmell, les mesures de bioimpedància es realitzen en posició supina amb l'abducció⁹ de les extremitats superiors a 30 graus i les extremitats inferiors a 45 graus durant 5 a 10 min. Es recomana el dejuni durant almenys 8 hores i el buidatge de la bufeta abans de les mesures, ja que el consum d'aliments i begudes pot disminuir la impedància en 4–15 ohms durant un període de 2–4 h després de la ingesta i això causa un error (<3%).

Els elèctrodes han de col·locar-se en les articulacions de les falanges metacarpianes i metatarsianes prèviament netejades amb una distància d'almenys 5 cm sense lesions en la pell en la seva ubicació. En alguns estudis s'ha de tenir en compte la temperatura de la pell. Els subjectes sotmesos a prova no han de d'haver realitzat cap activitat d'exercici físic abans de les probes, que podria conduir a errors en la resistència i la reactància avaluades iguals a 3% i 8% respectivament.^{[7] [8]}

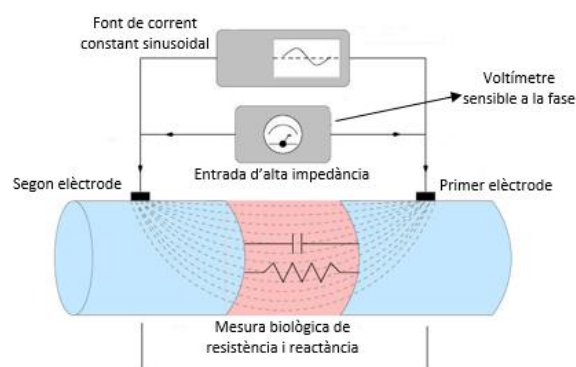


Fig. 8 Sistema de mesura d'impedància amb dos elèctrodes.

⁹ També coneguda com a separació, és el moviment que una part del cos s'allunya respecte al pla de simetria medial.

1.4.2. FORMA DE L'ELÈCTRODE I ERROR DE MESURA

En l'anàlisi de bioimpedància, la geometria dels elèctrodes té un impacte elevat en els resultats obtinguts. Els elèctrodes utilitzats han de ser de materials isoelèctrics ¹⁰ amb una caiguda de tensió negligible entre els connectors. El nombre mínim d'elèctrodes requerits per a realitzar les mesures és de dues unitats, una per a la injecció de corrent amb l'assumpció de diferència de potencial nul·la i l'altra per obtenir els valors de tensió amb un flux de corrent negligible.

Els elèctrodes tetrapolars s'utilitzen àmpliament per mesures de BIA completa a causa de la uniformitat de la distribució de corrent en comparació amb els elèctrodes monopolars, i l'ús de més de dos elèctrodes col·lectors potencials o mètode d'elèctrode octopolar s'utilitza per estudis de BIA segmentaria per avaluar comportaments en diferents segments del cos.

Els errors en les mesures de bioimpedància són causats per molts factors, com el moviment, el posicionament erroni, la longitud del col·lector i els errors de fabricació. A més a més, la diversitat comercial dels analitzadors de BIA disponibles causa una àmplia gamma de fluctuacions en les mesures entre els dispositius. Per tant, la calibració dels diversos elements que formen un analitzador de bioimpedància; com el generador de senyal, l'aparell sensor, la balança de pes i altura i la interferència elèctrica s'han de realitzar correctament per garantir la fiabilitat dels dispositius.^{[8] [9]}

1.5. APLICACIONS DE L'ANÀLISI DE BIOIMPEDÀNCIA

L'anàlisi de bioimpedància en la pràctica sanitària contribueix a l'estimació dels comportaments corporals per avaluar el canvi regular en l'estat nutricional en pacients interns i per controlar el risc nutricional en pacients externs. La majoria dels mètodes d'avaluació de la composició corporal, com les tècniques d'IMC, el mètode de plec de la pell ¹¹ i les mesures de pes sota l'aigua, s'utilitzen per estimar la massa grassa i la massa lliure de grassa, però, la BIA permet estimar aquests paràmetres a més dels fluids corporals totals i particulars, i això és molt útil per pronosticar malalties.

A l'Annex A podem observar algunes aplicacions de l'anàlisi de BIA en el diagnòstic de malalties que s'organitzen d'acord amb el sistema d'òrgans del cos humà, malalties o anomalies diagnosticades en funció dels paràmetres de bioimpedància.^[1]

1.6. CONCLUSIONS

La creixent demanda de sistemes precisos, rentables i no invasius pel monitoratge de l'estat clínic i el diagnòstic de malalties en l'atenció mèdica, ha accelerat els esforços d'investigació per proporcionar nous mètodes i tecnologies per avaluar l'estat de salut del cos humà. Les eines d'avaluació de la composició corporal s'han considerat un enfocament prometedori per la

¹⁰ Materials en els quals la càrrega neta dels seus elèctrodes és nul·la.

¹¹ Un plec cutani mesura indirectament el gruix del teixit adipós subcutani. És a dir, els valors obtinguts a partir de les mesures dels plecs cutanis en diferents punts del cos, es poden utilitzar per a predir la densitat corporal i calcular la massa grassa i la massa lliure de greix.

mesura quantitativa dels teixits característics al llarg del temps, a més a més de la relativitat directa entre les fluctuacions en les equivalències de la composició corporal i la taxa de supervivència, l'estat clínic, les malalties i la qualitat de vida. L'anàlisi de bioimpedància és un mètode de creixement per a l'estimació de compartiments corporals en estudis de nutrició, medicina esportiva i avaluació de la taxa d'hidratació, massa grassa i massa lliure de grassa entre poblacions sanes i malaltes. La massa grassa, la massa lliure de grassa, inclosa la massa del múscul esquelètic, minerals ossis, i l'aigua corporal total, que està composta de líquid intracel·lular i extracel·lular, són elements que poden predir-se i analitzar-se utilitzant tècniques adequades de mesura de BIA, procediments i equacions d'anàlisi de bioimpedància dedicades a malalties, població, edat, grups ètnics o malalties.

2. ESTUDI COMPARATIU DELS CONVERTIDORS D'IMPEDÀNCIA

Els primers dissenys de sistemes de mesura de bioimpedància estaven formats per circuit d'una certa complexitat. Aquests dissenys constaven de fonts de corrent, desmoduladors, amplificadors diferencials, oscil·ladors, entre d'altres. A mesura que l'interès per aquest tipus de mesures ha anat creixent i s'han descobert noves aplicacions de la BIA s'han començat a dissenyar xips específics que han simplificat l'estructura interna d'un mesurador de bioimpedància.

En aquesta secció s'analitzaran diversos dispositius capaços de realitzar mesures de bioimpedància elèctrica. Per a fer un estudi complet i poder extreure conclusions de forma justificada i objectiva s'ha decidit estudiar dispositius de fabricants diferents però que tinguin un mínim de característiques comunes perquè les dades obtingudes siguin comparables. Els dispositius escollits són l'AFE4300 de Texas Instruments, l'AD5933 d'Analog Devices, el MAX30002 de Maxim Integrated i l'AD5940 també d'Analog Devices.

L'estudi dels dispositius està format per dos blocs. El primer bloc consisteix en una anàlisi d'especificacions de les principals característiques de cada element. D'aquesta manera és possible tenir una base teòrica que ens permetrà decidir, sobre el paper, l'aparell que ens anirà millor per a dissenyar el nostre sistema. Posteriorment, el segon bloc consisteix en una sèrie de mesures de test per avaluar, llavors sí, de manera pràctica i amb dades reals quin dispositiu s'adapta millor als requeriments inicials del projecte.

Abans d'entrar en detall amb l'estudi i els resultats obtinguts, es presenta una breu descripció de cada mecanisme per a familiaritzar-nos amb la seva estructura i per a què han estat fabricats.

2.1. CONVERTIDORS D'IMPEDÀNCIA

2.1.1. AFE4300

L'AFE4300 és un circuit de baix cost de Texas Instruments pensat per a ser incorporat en bàscules domèstiques que mesuren la composició corporal. Incorpora dues cadenes de senyal separades: una cadena per a les mesures de pes i l'altre per l'anàlisi de la composició corporal (IMC). Les dues cadenes es multiplexen i comparteixen un convertidor analògic-digital (ADC) de 16 bits, que opera a una velocitat de dades de 860 SPS. La cadena de mesura de pes inclou un amplificador d'instrumentació (INA) amb el guany establert per una resistència externa, seguit per un convertidor digital-analògic (DAC) de 6 bits per a la correcció d'offset. Aquest dispositiu també integra una referència i un regulador de sortida (LDO) que genera un subministrament de 1,7 V que es pot utilitzar com a font d'excitació per a les cèl·lules de càrrega, simplificant així les mesures radiomètriques.

L'AFE4300 també pot mesurar la composició corporal, per a això s'utilitza un convertidor de voltatge a corrent, aquest corrent sinusoidal molt petit és generat per un generador de senyal intern i un DAC de 6 bits i 1 MSPS. Aquest corrent s'aplica al cos, entre dos terminals. La tensió creada a través d'aquests dos terminals com a resultat de la impedància del cos es mesura de nou amb un amplificador diferencial rectificat, i la seva amplitud s'extreu i es mesura pel ADC

de 16 bits. A la sortida de l'ADC, aquest resultat es transforma i es llegeix a través de l'ADC_DATA_RESULT en format decimal o hexadecimal i s'ha de tornar a convertir a tensió, utilitzant el voltatge de referència, que és de 1,7 V.

El mateix DAC també s'utilitza per a generar el senyal de modulació d'ona sinusoidal per a la cadena del senyal de composició corporal. Per tant, només una de les dues cadenes de senyal es pot activar alhora (utilitzant els bits de registre apropiats). Aquest dispositiu també disposa d'un multiplexor que permet seleccionar un dels dos canals disponibles per a realitzar les mesures. Dues característiques de l'AFE4300 són que proporciona una opció per a connectar fins a quatre cèl·lules de càrrega separades, i suporta mesures tetrapolars amb mesures de I/Q. La seva aplicació principal és la de realitzar escales de pes amb mesures de composició corporal.^[10]

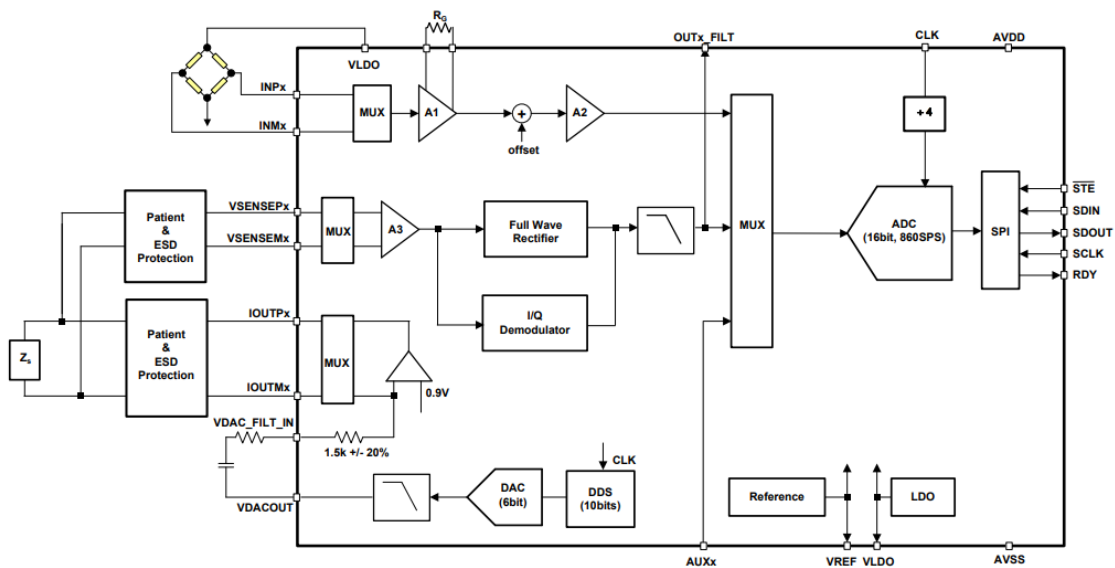


Fig. 9 Diagrama de blocs funcional de l'AFE4300.

2.1.2. AD5933

L'AD5933 és una solució de sistema de convertidor d'impedància d'alta precisió que combina un generador de freqüència amb un convertidor analògic a digital (ADC) de 12 bits i 1 MSPS. El generador de freqüència permet que una impedància complexa externa sigui excitada amb una freqüència coneguda. El senyal de resposta de la impedància és mostrejat per l'ADC i una transformació discreta de Fourier (DFT) és processada per un motor DSP¹². L'algorisme DFT retorna un conjunt de dades reals (Re) i imaginàries (Im) en cada freqüència de sortida.

Una vegada calibrat, la magnitud de la impedància i la fase relativa de la impedància en cada punt de freqüència al llarg de l'escombratge es calcula fàcilment. Això es fa fora del xip usant el contingut del registre real i imaginari, que pot ser llegit des de la interfície en sèrie I2C¹³.

¹² Un processador de senyals digitals és un xip microprocessador especialitzat, l'arquitectura del qual està optimitzada per a les necessitats operatives del processament de senyals digitals.

¹³ És un bus de computadora serial sincrònic, multimestre, multiesclau, de commutació de paquets, d'un solo extrem, inventat en 1982 per Philips Semiconductor.

Un dispositiu similar, també disponible a Analog Devices, Inc. és l'AD5934, un convertidor d'impedància de 2,7 V a 5,5 V, 250 kSPS, de 12 bits, amb un sensor de temperatura intern que està empaquetat en un SSOP¹⁴ de 16 cables. Una característica que difereix de la resta de dispositius és que l'AD5933 realitza mesures de BIA a tres fils. Per altre banda, aquesta eina no disposa de *front end* i aquest fet dificulta el seu ús ja que cal utilitzar un *front end* extern.

Les principals aplicacions d'aquest dispositiu són: anàlisi electroquímica, anàlisi d'impedància bioelèctrica, espectroscòpia d'impedància, mesures de la impedància complexa, equip de vigilància i protecció contra la corrosió, sensors biomèdics i automotrius, la detecció de proximitat, proves no destructives, anàlisis de les propietats dels materials i monitoratge de la condició de la cel·la de combustible/bateria.^[11]

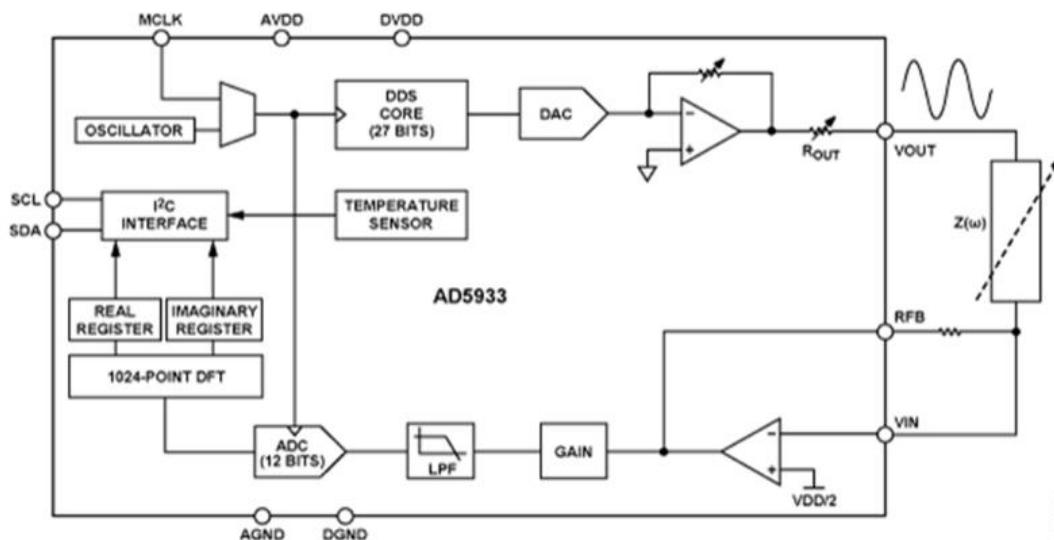


Fig. 10 Diagrama de blocs funcional de l'AD5933.

2.1.3. MAX30002

El MAX30002 és una solució completa de bioimpedància i de frontal analògic (AFE) per a aplicacions vestibles¹⁵. Ofereix un alt rendiment per a aplicacions clíniques i de fitness, amb un consum ultra baix per a una llarga durada de la bateria. El MAX30002 consta d'un únic canal de bioimpedància capaç de mesurar la respiració.

El canal de bioimpedància té protecció ESD, filtrat EMI, polarització de cables interns, detecció de cables de cc i una càrrega resistiva programable per a l'autocomprovació incorporada. La seqüència d'encesa suau assegura que no s'injectin grans transitoris en els elèctrodes. El canal també té una alta impedància d'entrada, baix soroll, alta CMRR, guany programable, diverses opcions de filtre pas baix i pas alt, i un convertidor analògic a digital d'alta resolució. El canal de bioimpedància inclou una unitat de corrent programable integrat, funciona amb elèctrodes

¹⁴ El *Shrink Small Outline Package*, o SSOP, és una versió més petita o "encongida" del paquet SOIC, que té un cos comprimit i un to de plom atapeït.

¹⁵ Fa referència al conjunt d'aparells i dispositius electrònics que s'incorporen en alguna part del nostre cos interactuant de manera contínua amb l'usuari i amb altres dispositius.

comuns i té la flexibilitat de realitzar mesures amb 2 o 4 elèctrodes. També té detecció de derivació de corrent altern.

Les principals aplicacions d'aquest dispositiu són: detecció del ritme cardíac basat en la impedància, monitors de respiració i hidratació i el monitoratge de pacients interns i externs.^[12]

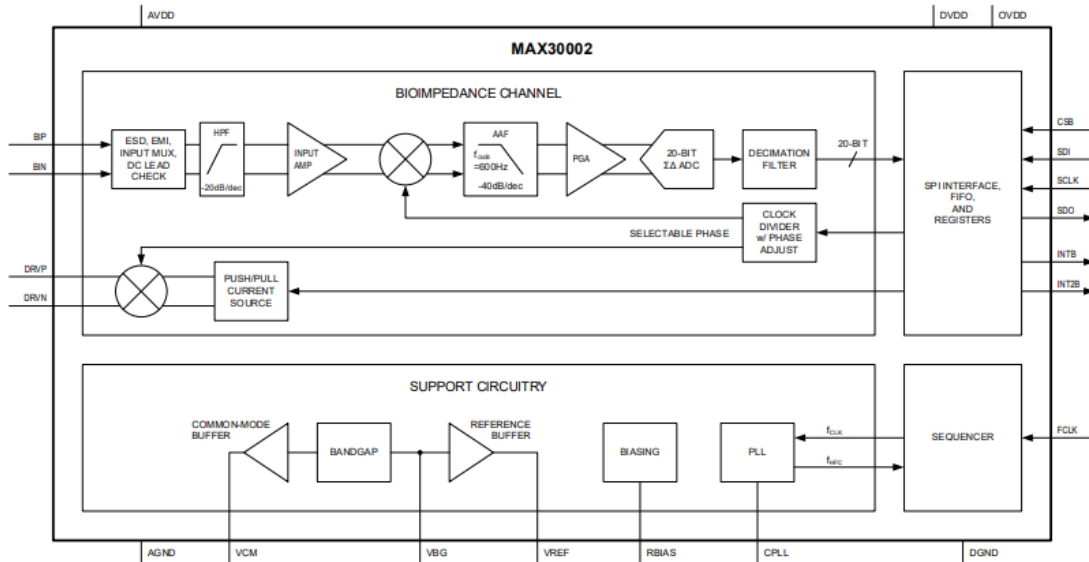


Fig. 11 Diagrama de blocs funcional del MAX30002.

2.1.4. AD5940

Els AD5940 i AD5941 són frontals analògics (AFE) d'alta precisió i baixa potència dissenyats per a aplicacions portàtils que requereixen tècniques de mesures d'alta precisió basades en l'electroquímica, com les mesures amperomètriques, voltamperomètriques o d'impedància. L'AD5940/AD5941 està dissenyat per a realitzar mesures de la impedància de la pell i la impedància del cos, i funciona amb l'AFE AD8233 en un sistema complet de mesura bioelèctrica o biopotencial. L'AD5940/AD5941 també està dissenyat per a la detecció de gasos tòxics electroquímics.

L'AD5940/AD5941 consta de dos llaços d'excitació d'alta precisió i un canal de mesura comú, la qual cosa permet una àmplia capacitat de mesura del sensor sota prova. El primer bucle d'excitació consisteix en un convertidor digital-analògic (DAC) de cadena de doble sortida i ultra baix consum d'energia, i un potenciòstat de baixa potència i baix soroll. Una de les sortides del DAC controla l'entrada no inversora del potenciòstat, i l'altra sortida controla l'entrada no inversora de l'amplificador de transimpedància (TIA). Aquest bucle d'excitació de baixa potència és capaç de generar senyals de cc a 200 Hz.

El segon bucle d'excitació consisteix en un DAC de 12 bits, denominat DAC d'alta velocitat. Aquest DAC és capaç de generar senyals d'excitació d'alta freqüència fins a 200 kHz.

El canal de mesura de l'AD5940/AD5941 compta amb un convertidor analògic-digital (ADC) de registre d'aproximació successiva (SAR) multicanal de 16 bits i 800 kSPS amb *buffers* d'entrada,

un filtre antiàliasing ¹⁶incorporat i un amplificador de guany programable (PGA). Un multiplexor d'entrada (MUX) davant de l'ADC permet a l'usuari seleccionar un canal d'entrada per a les mesures. Aquests canals d'entrada inclouen múltiples entrades de corrent externes, entrades de voltatge externes i canals interns. Els canals interns permeten realitzar mesures de diagnòstic dels voltatges de subministrament intern, la temperatura del monyó i els voltatges de referència.

Les entrades de corrent inclouen dos TIA amb resistències programables de guany i càrrega per a mesurar diferents tipus de sensors. El primer TIA, conegut com el TIA de baixa potència, mesura senyals de baixa amplada de banda. El segon TIA, conegut com el TIA d'alta velocitat, mesura senyals de gran amplada de banda de fins a 200 kHz.

Una matriu de commutació programable connecta el sensor als blocs d'excitació i mesures analògiques internes. Aquesta matriu proporciona una interfície per a connectar les resistències d'amplificació de transimpedància externes (RTIA) i les resistències de calibratge. La matriu també pot utilitzar-se per a multiplexar múltiples dispositius electrònics de mesura als mateixos elèctrodes desgastables

Es disposa d'una font de referència en xip d'1,82 V i 2,5 V de precisió. Els circuits interns ADC i DAC utilitzen aquesta font de referència en el xip per a assegurar un rendiment de baixa deriva per als perifèrics d'1,82 V i 2,5 V.

Els blocs de mesura de l'AD5940/AD5941 poden controlar-se mitjançant escriptura de registre directa a través de la interfície perifèrica en sèrie (SPI¹⁷) o, alternativament, utilitzant un seqüenciador preprogramable, que proporciona un control autònom del xip AFE. 6 kB de memòria estàtica d'accés aleatori (SRAM) estan seccionats per a una profunda cua de dades (FIFO) i ordres FIFO. Les ordres de mesura s'emmagatzemen a la FIFO igual que els resultats de les mesures. Es disposa d'una sèrie d'interrupcions relacionades amb la FIFO per a indicar quan la cua està plena.

Un nombre d'entrades/sortides de propòsit general (GPIO) estan disponibles i es controlen usant el seqüenciador AFE. El seqüenciador AFE permet un control precís del cicle de múltiples dispositius de sensors externs.

Els AD5940/AD5941 funcionen amb una alimentació de 2,8 V a 3,6 V i s'especifiquen en un rang de temperatura de -40 °C a +85 °C. L'AD5940 està empaquetat en un WLCSP (xip amb pins a la part inferior) de 56 pins de 3,6 mm × 4,2 mm, en canvi, l'AD5941 està empaquetat en un LFCSP (xip amb pins a la perifèria) de 48 pins.

Les principals aplicacions d'aquest dispositiu són: mesures electroquímiques, sensors electroquímics de gas, potenciòstat/amperometria/voltamperometria/voltamperometria cíclica, aplicacions de la bioimpedància, la impedància de la pell, la impedància del cos, el monitoratge continu de la glucosa i la impedància de la bateria.^[13]

¹⁶ Tècnica emprada per reduir el mínim els fenòmens de distorsió coneguts com a aliàsing quan es representa un senyal d'alta resolució en una resolució inferior.

¹⁷ Especificació de la interfície de comunicació en sèrie síncrona utilitzada per a la comunicació a curta distància, principalment en sistemes encastats.

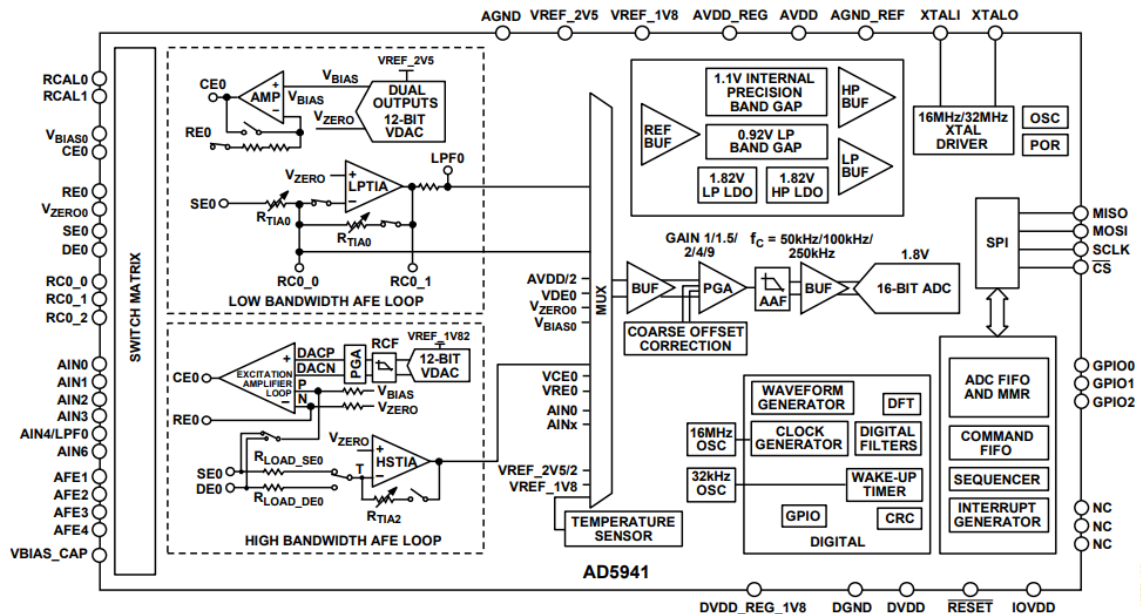


Fig. 12 Diagrama de blocs funcional de l'AD5941.

2.2. COMPARATIVA DE COMPONENTS

Una vegada hem conegut els dispositius que formen part de l'estudi, s'han de definir les característiques que s'anitzaran. Totes les característiques apareixen definides i caracteritzades als *Datasheet* de cada component i es poden trobar fàcilment a la web de cada fabricant cercant el dispositiu corresponent. A partir d'aquest punt ens centrarem principalment en l'objectiu del projecte i, per tant, aquestes són les qualitats que ens interessa analitzar per a poder escollir el millor convertidor d'impedància:

- **Arquitectura.** Definir l'estructura de cada dispositiu, les seves connexions internes i analitzar el seu diagrama de blocs. Aquest punt és primordial per a poder descriure correctament les següents característiques.
- **Front End.** És interessant conèixer si els dispositius disposen d'una estructura de font de corrent i d'un mesurador de tensió diferencial. Aquest bloc s'anomena *front end* o frontal.
- **Multiplexors.** Aquest tret s'identifica fàcilment amb el nombre de canals de cada aparell. En el cas que en tinguin més d'un és molt probable que també disposin d'un multiplexor per a poder seleccionar el canal corresponent en funció de l'aplicació que se li vulgui donar.
- **Mètode de desmodulació¹⁸:** A l'hora de realitzar les mesures, ens podem trobar amb dos tipus diferents de tractament de les dades. El primer s'anomena mètode coherent i obté el mòdul i la fase (part real i part imaginària) de les mesures realitzades. En canvi, el segon mètode s'anomena no coherent i implica l'existència d'un rectificador que rectifica, filtra i obté les mesures desitjades.

¹⁸ Conjunt de tècniques utilitzades per a recuperar la informació transportada per una ona portadora, que en l'extrem transmissor va ser modulada amb aquesta informació.

- Rang de freqüències. Indica quin és el rang de freqüències (f_{min} i f_{max}) a les que el dispositiu és capaç de generar el senyal sinusoidal i, per tant, a la qual es poden realitzar mesures.
- DAC. Fonamentalment ens interessa el nombre de bits del convertidor digital-analògic i la velocitat de processament.
- ADC. Com al cas interior, ens interessa el nombre de bits i la velocitat de processament del convertidor analògic-digital.
- Format del xip. Un tret a tenir en compte a l'hora de dissenyar un dispositiu utilitzant un xip ja existent és el tipus de soldadura del xip per saber quin serà el grau de dificultat per soldar i connectar el dispositiu al nostre disseny.
- Preu. El preu pot ser un fet diferencial en el cas que dos dispositius tinguin característiques similars a l'hora d'escollir quin és el que més interessa per a redissenyar un dispositiu de baix cost.

A continuació es mostra una taula comparativa amb els quatre dispositius analitzats i els trets descrits anteriorment.

	AFE4300	AD5933	MAX30002	AD5940
FABRICANT	Texas Instruments	Analog Devices	Maxim Integrated	Analog Devices
ARQUITECTURA	Un sintetitzador digital directe genera un patró de corrent sinusoidal, el corrent es condueix a través del DAC i es filtra amb un filtre de segon ordre i s'ajusta l'amplitud per a introduir el senyal al cos. El senyal recollit a la sortida del cos s'amplifica i s'encamina a un parell de commutadors que desmodulen el senyal, es rectifica l'ona i es filtra passa baix. Finalment el senyal es dirigeix a l'ADC i es transformen les dades per enviar-les a través del bus SPI.	Disposa d'un oscil·lador que genera el senyal sinusoidal que passa pel DAC i s'emet per l'elèctrode. El senyal rebut per l'altre elèctrode s'amplifica i es filtra amb un filtre passa baix, i es converteix en un senyal digital gràcies a l'ADC. Finalment es calcula la DFT i s'obté la part real i la part imaginària del senyal.	L'estructura del canal de BIA del MAX30002 disposa d'una entrada MUX, un filtre analògic programable passa alt, un amplificador d'instrumentació, un <i>mixer</i> , un filtre antialiàsing, un amplificador de guany programable i el convertidor analògic-digital. El generador de corrent proporciona una modulació d'ones quadrades de corrent diferencial que s'injecta al cos. La comunicació amb la interfície externa es realitza a través del bus SPI.	Els blocs principals de l'AD5940 són una cadena de DAC per ajustar la tensió d'excitació, un potenciòstat de baixa potència que aplica la tensió de polarització al sensor, un amplificador instrumental, una TIA d'alta velocitat, un circuit ADC d'alt rendiment, una matriu d'interruptors programables, un seqüenciador programable, una interfície SPI i un generador de formes d'ona dissenyat per generar diverses formes d'ona a alta velocitat.
FRONT END	SI	NO	SI	SI
MULTIPLEXORS	8 canals	No - 1 canal	No - 1 canal	24 canals (8 canals per mesures d'impedància)
MÈTODE DE DESMODULACIÓ	Desmodulació analògica NO Coherent (FWR) o Desmodulació digital Coherent (I/Q)	Desmodulació digital Coherent (I/Q)	Desmodulació analògica No coherent	Desmodulació digital Coherent (I/Q)

RANG DE FREQUÈNCIES	1 kHz a 256 kHz	1 kHz a 100 kHz	0,125 kHz a 130 kHz	0,015 Hz a 250 kHz
DAC	6 bits - 1 MSPS	-	-	12 bits
ADC	16 bits - 860 SPS	12 bits - 1 MSPS	20 bits	16 bits - 800 kSPS
FORMAT DEL XIP (TIPUS DE PINS)	Perifèrics	Perifèrics	Perifèrics (TQFN) Inferiors (WLP)	Perifèrics (AD5940) Inferiors (AD5941)
ALTRES OBSERVACIONS	Està pensat per a bàscules	Mesura a 2 elèctrodes	Mesura a 2 o a 4 elèctrodes	Mesura a 4 elèctrodes
PREU	3,28€ - 1 unitat	33,14€ - 1 unitat	4,88€ - 1 unitat	8,68€ - 1 unitat

Taula 1 Resultats de l'anàlisi comparatiu dels frontals analògics.

2.2.1. ANÀLISI DELS RESULTATS DE L'ESTUDI COMPARATIU DELS COMPONENTS

Una vegada s'ha obtingut la taula comparativa amb els resultats de tots els paràmetres que es volen analitzar podem extreure les conclusions corresponents en referència als objectius d'aquest projecte.

El primer que ens crida l'atenció, i és un fet crític pels nostres objectius, és que tots els dispositius tenen una estructura semblant excepte l'AD5933 que no disposa de l'etapa de *front end*. Aquest fet condemna directament aquest dispositiu, ja que complica i encareix la fase de disseny i fabricació del nostre propi dispositiu utilitzant aquest xip.

Pel que fa a la resta de dispositius, observem que l'AD5940 disposa de molts més canals que la resta i això és conseqüència de la gran quantitat de mesures diferents que podem realitzar a través d'aquest instrument. Però això tampoc és un fet determinant per a nosaltres, ja que només volem utilitzar el sistema capaç de mesurar bioimpedància. Quant al mètode de desmodulació, tenim dispositius amb les dues opcions i haurem de veure com afecta això als resultats de les mesures una vegada s'hagin realitzat les mesures experimentals. Observant el rang de freqüències al que poden operar, clarament surt vencedor l'AD5940, igual que amb la resolució de l'ADC, que per molt que siguin valors similars en tots els casos, el mecanisme de l'AD5940 pot operar a molta més velocitat que la resta.

Finalment es podria tenir en compte que tant el MAX30002 com l'AD5940 disposen de xips amb pins a la perifèria i això pot facilitar la feina de disseny i muntatge del nostre propi dispositiu utilitzant aquests xips, a més, aquest últim aparell és el més car entre els tres dispositius seleccionats però les diferències no són molt grans i això, en principi, no seria un problema.

2.3. MESURES EXPERIMENTALS

En aquesta secció es realitzen un conjunt de mesures per a cada dispositiu. Els elements comentats anteriorment tenen forma de xip, es tracta de circuits electrònics encapsulats que desenvolupen cada una de les funcions descrites per a cada dispositiu. Aquests sistemes estan integrats en un dispositiu de majors dimensions en forma de placa electrònica, la qual disposa

d'altres elements com resistors, capacitors, pins, interruptors i connectors, entrades i sortides analògiques o digitals, etc.

Per altra banda, cada fabricant ha desenvolupat una segona placa que han comercialitzat amb la intenció de facilitar la connexió de les primeres amb una interfície per a realitzar mesures de manera senzilla i sense haver de treballar amb codi de programació. Aquestes plaques d'avaluació contenen un microcontrolador que disposa de la informació (codi) necessària per a realitzar mesures simplement utilitzant una interfície d'un ordinador, o en alguns casos amb un *smartphone*, que disposa de les visualitzacions i la selecció dels paràmetres per a realitzar totes les mesures possibles per a cada dispositiu.

D'aquesta manera, les plaques que contenen els xips es connecten a les plaques d'avaluació i aquestes, alhora, es connecten a un ordinador a través del qual podem accedir al *software* distribuït per cada fabricant que ens permet realitzar mesures i visualitzar i emmagatzemar els resultats en un fitxer .txt o .xlsx.

Amb el propòsit d'avaluar el rendiment a l'hora de realitzar mesures d'impedància de cada un dels dispositius, s'han realitzat dos tipus de mesures experimentals. Les primeres, definides com a mesures de qualitat, consisteixen en la realització d'un conjunt de mesures per a obtenir el rang de linealitat dels dispositius. Per aquesta finalitat s'han realitzat un conjunt de mesures iguals per a tots els dispositius utilitzant resistències de diversos valors (10 Ω , 100 Ω , 1 k Ω i 10 k Ω) i freqüències (1 kHz, 50 kHz, 100 i 150 kHz). El segon tipus de mesures tenen l'objectiu d'obtenir una relació del soroll de cada dispositiu. En aquest cas simplement hem de realitzar una gran quantitat de mesures, per exemple 1000, d'una resistència de valor igual a 100 Ω a la freqüència de 50 kHz. Una vegada s'hagin realitzat les mesures obtindrem la seva distribució i podrem obtenir el soroll.

2.3.1. ESTRUCTURA DE LES MESURES EXPERIMENTALS

Per a modelar el sistema de mesures d'impedància utilitzarem un generador de corrent. En aquest cas, el corrent generat és conegut i es transmet al cos a través dels elèctrodes de cada dispositiu. El corrent s'injecta al cos utilitzant dos elèctrodes que tenen una impedància associada, *High Current Impedance* ($Z_{e\text{ HC}}$) i *Low Current Impedance* ($Z_{e\text{ LC}}$) respectivament. El corrent injectat circula a través del cos, que disposa d'una impedància de valor desconegut (R_x). Per a calcular-la hem d'obtenir el potencial que cau a través d'aquesta impedància a través dels altres elèctrodes connectats al cos. Aquests elèctrodes receptors també tenen la seva pròpia impedància, *High Potential Impedance* ($Z_{e\text{ HP}}$) i *Low Potential Impedance* ($Z_{e\text{ LP}}$).

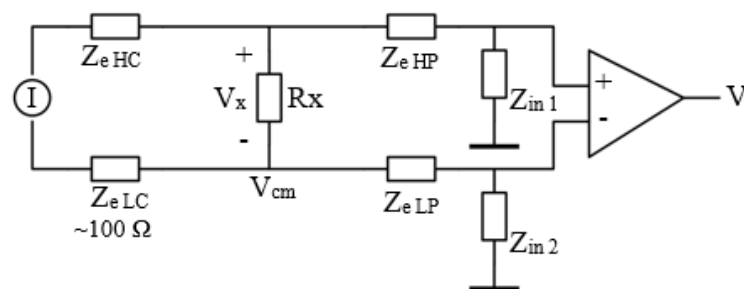


Fig. 13 Esquema de mesura d'impedància del cos humà.

El valor de les impedàncies dels elèctrodes, Z_e varien en funció de molts factors: el contacte amb la pell, la superfície de l'elèctrode, el temps de vida, la temperatura, etc. En aquest cas hem utilitzat una resistència de valor constant, per a simular la impedància dels elèctrodes, de 100Ω . L'objectiu d'aquestes mesures és obtenir la tensió en mode comú per a obtenir, posteriorment, la impedància. Però la tensió mesurada a la sortida del model obtingut és una tensió diferencial. Finalment, en aquest model hem tingut en compte que tant els cables com els dispositius necessaris per a realitzar les mesures tenen components resistius i capacitius que hem modelat com a dues noves impedàncies, Z_{in1} i Z_{in2} (Fig. 13). Aquestes impedàncies tindran més influència en les mesures a altes freqüències, ja que en aquest cas la impedància disminueix. En canvi, a baixes freqüències, el valor d'aquests components és molt alt i no afectarà, pràcticament, a les mesures realitzades. Un altre factor que pot afectar els resultats, i fer que la impedància calculada disminueixi, és l'aparició de capacitats introduïdes pels multiplexors. Per aquest motiu, perquè els càlculs siguin el més exacte possible, cal que el sistema sigui robust i això s'aconsegueix si la impedància Z_{in} és la més alta possible.

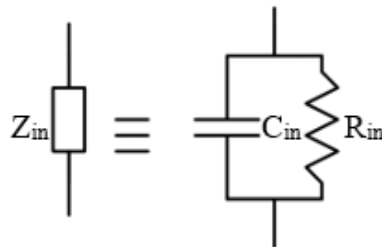


Fig. 14 Equivalència de la impedància introduïda pels cables i dispositius en elements resistius i capacitius.

Per a realitzar les mesures de qualitat cal simular el model obtingut, i per a fer-ho, s'ha decidit construir una estructura en aranya (Fig. 14). Per a modelar les variacions que poden aparèixer entre les impedàncies dels elèctrodes i obtenir mesures més significatives, es poden connectar dues resistències en paral·lel, de 200Ω cada una, substituint una resistència de 100Ω a una de les potes que simulen un elèctrode (HC, HP, LC o LP), en aquest cas s'ha situat el paral·lel a la pota HP. Utilitzarem un *jumper*¹⁹ com a interruptor per seleccionar i connectar les dues resistències en paral·lel, resultant una resistència de 100Ω com a la resta de potes (equació 10), o utilitzar només una de les dues resistències de 200Ω i simular l'efecte de la impedància introduïda pels cables o dispositius.

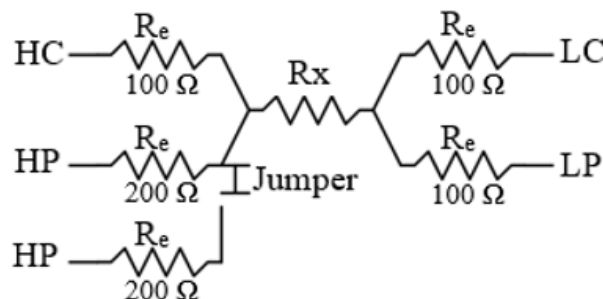


Fig. 15 Estructura en aranya per a realitzar les mesures de qualitat.

¹⁹ Conductor de longitud curta utilitzat per a tancar, obrir o pontejar part d'un circuit electrònic.

Si connectem el jumper i apliquem les dues resistències en paral·lel obtenim la següent resistència equivalent:

$$\frac{1}{R_{e\ HP}} = \frac{1}{200\ \Omega} + \frac{1}{200\ \Omega}$$

$$R_{e\ HP} = \frac{1}{\frac{1}{200\ \Omega} + \frac{1}{200\ \Omega}} = 100\ \Omega \quad (10)$$

Finalment, cal tenir en compte que el valor nominal de les resistències utilitzades té una tolerància superior a la que té el nostre sistema. Per aquest motiu, s’aconsella utilitzar un multímetre de precisió per a obtenir el valor real de les resistències utilitzades.

2.3.2. MESURES DE QUALITAT

Per a la realització de les mesures de qualitat hem utilitzat l’estructura en aranya dissenyada anteriorment per modelar el comportament de la impedància del cos humà, els xips d’estudi juntament amb les seves plaques d’avaluació i el programari que cada fabricant posa a la nostra disposició per a realitzar les mesures (Fig. 16-18). Tal com hem comentat anteriorment, hem descartat el xip AD5933 d’Analog Devices perquè el fet de no disposar d’estructura *front end* complicava la feina de la realització de mesures, ja que seria necessari utilitzar un generador de corrent i un mesurador de tensió diferencial extern i, com ja hem comentat, això no ens interessa.

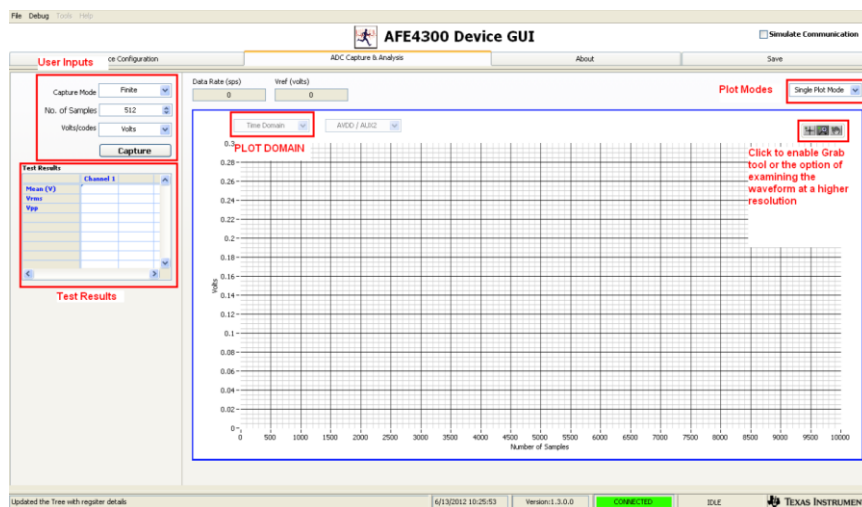


Fig. 16 Pantalla de visualització dels resultats de l'AFE4300 EVM Device GUI software.

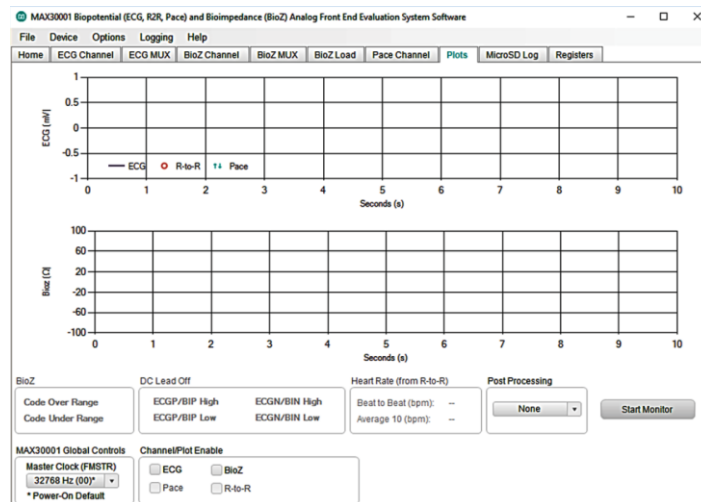


Fig. 17 Pantalla de visualització dels resultats del MAX30002 Evaluation System Software.

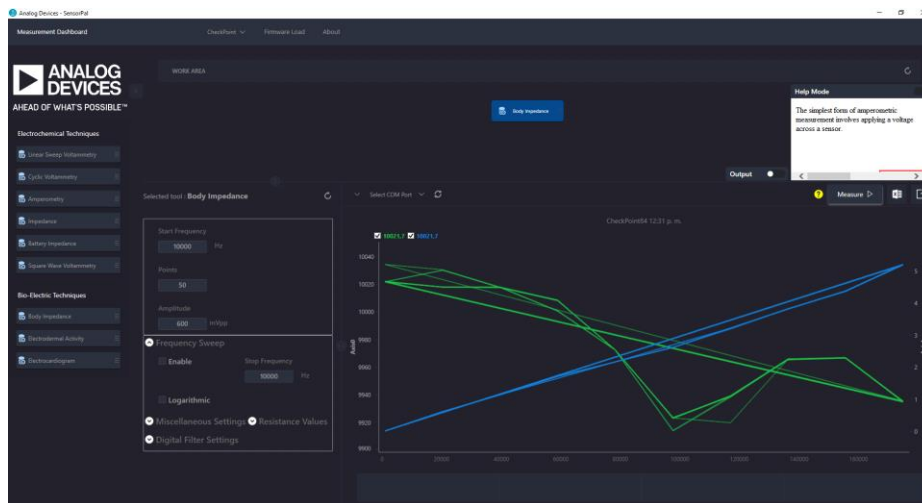


Fig. 18 Pantalla de visualització dels resultats de l'AD5940 Sensor Pal software.

A continuació, es mostren els resultats obtinguts per a cada un dels dispositius analitzats.

AFE4300					
		FREQUÈNCIES DE PROVA (kHz)			
		1	50	100	150
VALOR COMERCIAL (Ω)	LECTURA AMB EL MULTÍMETRE (Ω)	(mV)	(mV)	(mV)	(mV)
10	9,98	9,55	10,10	7,43	2,54
100	99,64	34,62	72,04	63,56	48,00
1k	997,00	308,06	690,16	620,70	481,70
10k	9983,52	3035,94	6894,97	6228,75	4864,71

Taula 2 Resultats obtinguts de les mesures experimentals amb l'AFE4300EVM-PDK.

En el cas de l'AFE4300, tal com podem veure a la Taula 2, els resultats obtinguts es representen en forma de tensió mesurada en mV. Perquè els resultats siguin comparables amb la resta d'artificis, hem de transformar aquests resultats a mesures d'impedància en Ohms. Per aquest motiu, podem representar gràficament els valors de tensió obtinguts en funció de les resistències que estàvem mesurant per a cada una de les freqüències utilitzades.

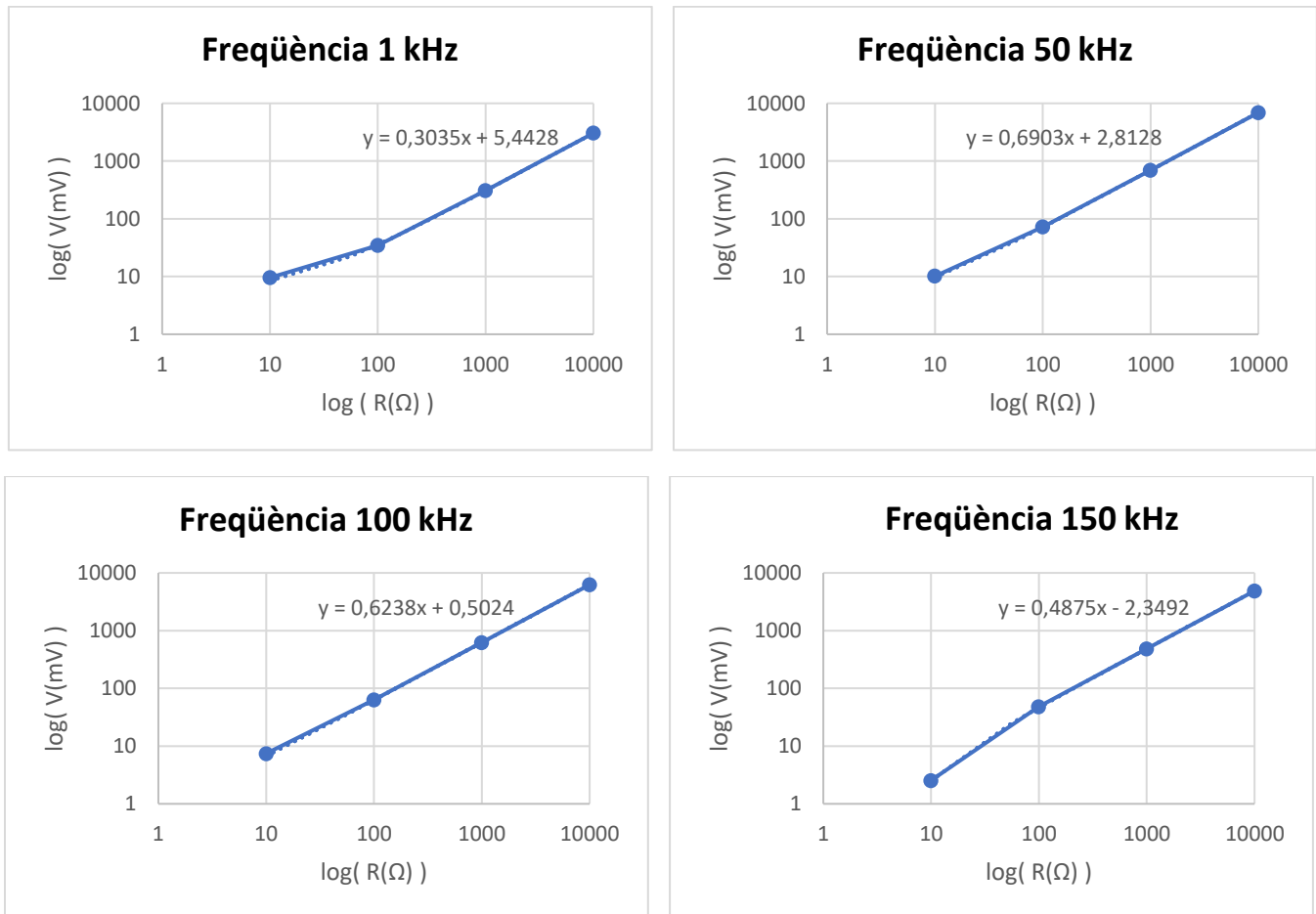


Fig. 19 Representació resistència (Ω) – tensió (mV) per a l'AFE4300 en funció de la freqüència.

A continuació, mostrem totes les gràfiques en un sol pla per veure quina és la seva tendència. Podem observar que el comportament és molt lineal però és necessari utilitzar una equació per a la recta diferent per a cada freqüència (Fig. 20).

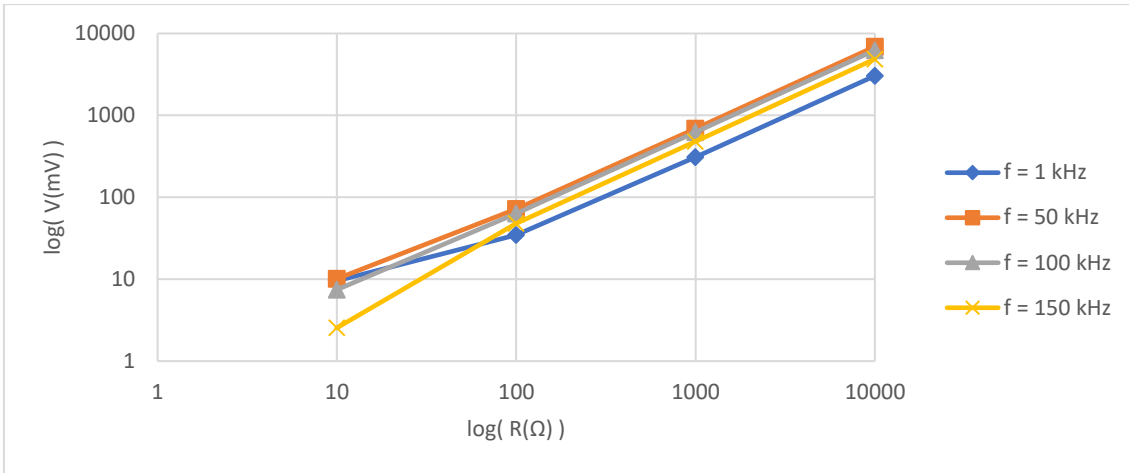


Fig. 20 Representació conjunta per a totes les freqüències de la relació resistència (Ω) - tensió (mV) per a l'AFE4300.

Finalment, a partir de les equacions de les rectes obtingudes a les gràfiques de la Fig. 16 podem construir una nova taula calculant el valor de la resistència mesurada per a cada freqüència. Aplicant la fórmula de l'equació 11, on x és el valor de la resistència que volem calcular i y el valor de la tensió mesurada:

$$y = A \cdot x + B \tag{11}$$

Per tant, aïllant el valor de la resistència (x) de l'equació anterior i substituint el valor de la tensió obtinguda per a cada cas, podem calcular el valor de la resistència corresponent i crear la Taula 3.

$$R = \frac{V - B}{A} \tag{12}$$

AFE4300					
		FREQUÈNCIES DE PROVA (kHz)			
		1	50	100	150
VALOR COMERCIAL (Ω)	LECTURA AMB EL MULTÍMETRE (Ω)	(Ω)	(Ω)	(Ω)	(Ω)
10	9,98	8,67	9,54	10,21	10,42
100	99,64	91,12	99,38	100,46	104,17
1k	997	990,27	995,98	996,18	998,58
10k	9983	9960,61	9996,29	10012,34	10037,56

		ERROR EN % DE LES MESURES			
10	9,98	13,13%	4,41%	2,30%	4,41%
100	99,64	8,55%	0,26%	0,82%	4,55%
1k	997	0,68%	0,10%	0,08%	0,16%
10k	9983	0,22%	0,13%	0,29%	0,55%

Taula 3 Resultats de les mesures de qualitat de l'AFE4300 utilitzant la fórmula de regressió per a cada freqüència i error en % de les mesures realitzades respecte el valor de impedància real.

En el cas dels dispositius MAX30002 i AD5940, a diferència de l'AFE4300, els resultats proporcionats per la interfície de mesura són directament el valor de la impedància mesurada. D'aquesta manera no necessitem realitzar cap transformació dels resultats obtinguts.

MAX30002					
		FREQUÈNCIES DE PROVA (kHz)			
		1	50	100	150
VALOR COMERCIAL (Ω)	LECTURA AMB EL MULTÍMETRE (Ω)	(Ω)	(Ω)	(Ω)	(Ω)
10	9,98	9,08	9,72	9,87	10,26
100	99,64	95,39	99,01	99,95	100,43
1k	997	992,17	995,64	999,87	1004,29
10k	9983	9928,45	9940,26	10034,07	10076,61

ERROR EN % DE LES MESURES					
10	9,98	9,02%	2,61%	1,10%	2,81%
100	99,64	4,27%	0,63%	0,31%	0,79%
1k	997	0,48%	0,14%	0,29%	0,73%
10k	9983	0,55%	0,43%	0,51%	0,94%

Taula 4 Resultats de les mesures de qualitat del MAX30002 per a cada freqüència i error en % de les mesures realitzades respecte el valor de impedància real.

AD5940					
		FREQUÈNCIES DE PROVA (kHz)			
		1	50	100	150
VALOR COMERCIAL (Ω)	LECTURA AMB EL MULTÍMETRE (Ω)	(Ω)	(Ω)	(Ω)	(Ω)
10	9,98	10,082	10,078	10,074	10,042
100	99,64	100,081	99,604	99,787	99,828
1k	997	998,827	997,959	995,210	989,584
10k	9983	10022,065	10012,347	9925,077	9965,971

ERROR EN % DE LES MESURES					
10	9,98	1,02%	0,98%	0,94%	0,62%
100	99,64	0,44%	0,04%	0,15%	0,19%
1k	997	0,18%	0,10%	0,18%	0,74%
10k	9983	0,40%	0,29%	0,58%	0,17%

Taula 5 Resultats de les mesures de qualitat de l'AD5940 per a cada freqüència i error en % de les mesures realitzades respecte el valor de impedància real.

A les taules anteriors es poden observar els resultats dels dispositius analitzats al realitzar mesures d'impedància utilitzant resistències de valors coneguts. D'aquesta manera podem comparar els valors obtinguts a través dels *softwares* de cada fabricant amb els valors mesurats amb el multímetre. La millor manera de visualitzar i medir les diferències entre aquests dos valors és a través de l'error en % de les mesures. Aquesta mètrica permet obtenir la qualitat de les mesures ja que, com més petit és l'error en %, més s'aproximen les mesures a la realitat.

Analitzant els resultats obtinguts, observem com els tres dispositius presenten els millors resultats a les freqüències intermitges. Per altre banda podem extreure que l'error és més elevat per a valors d'impedància molt petits. Si s'entra en el detall de cada xip, clarament el que manté uns valors més regulars i estables és l'AD5940. A més, aquest dispositiu és el que presenta els errors més petits i, per tant, el que realitza millors mesures. S'ha de tenir en compte que, tant l'AFE4300 com el MAX30002, presenten uns molt bon resultats, ja que en tots tres casos s'està tractant amb errors inferiors a l'1%, que és el que ens havíem fixat com a objectiu.

2.3.3. MESURES DE SOROLL

Per realitzar les mesures de soroll, tal com hem explicat anteriorment, és necessari realitzar un conjunt gran de mesures a la mateixa freqüència i utilitzant una resistència determinada. En aquest cas s'ha optat per realitzar mesures a una freqüència de 50 kHz amb una resistència de 100 Ω . Com passava en el cas de les mesures de qualitat, el dispositiu AFE4300 proporciona mesures de tensió, mentre que el MAX30002 i l'AD5900 proporcionen directament la mesura d'impedància que estem cercant. Per aquest motiu, és recomanable emmagatzemar totes les dades de les mesures, exportant-les en un document de format full de càlcul, com podria ser Excel, i transformar les dades per obtenir valors de resistència perquè siguin comparables en tots els casos.

A partir de les mesures de soroll podem obtenir l'error de mesura. Aquesta mètrica es defineix com la diferència entre el valor mesurat i el valor real. Els errors de mesura afecten qualsevol instrument de mesura i poden ser causats per diverses fonts. Les que es poden preveure, calcular, eliminar mitjançant calibracions i compensacions, s'anomenen deterministes o sistemàtiques, i es relacionen amb l'exactitud de les mesures. Les que no es poden preveure, ja que depenen de causes desconegudes o estocàstiques²⁰, s'anomenen aleatòries i estan relacionades amb la precisió de l'instrument.

²⁰ Un procés estocàstic és aquell el comportament del qual no és determinista, en la mesura en què el subsegüent estat del sistema es determina tant per les accions predictibles del procés com per elements aleatoris.

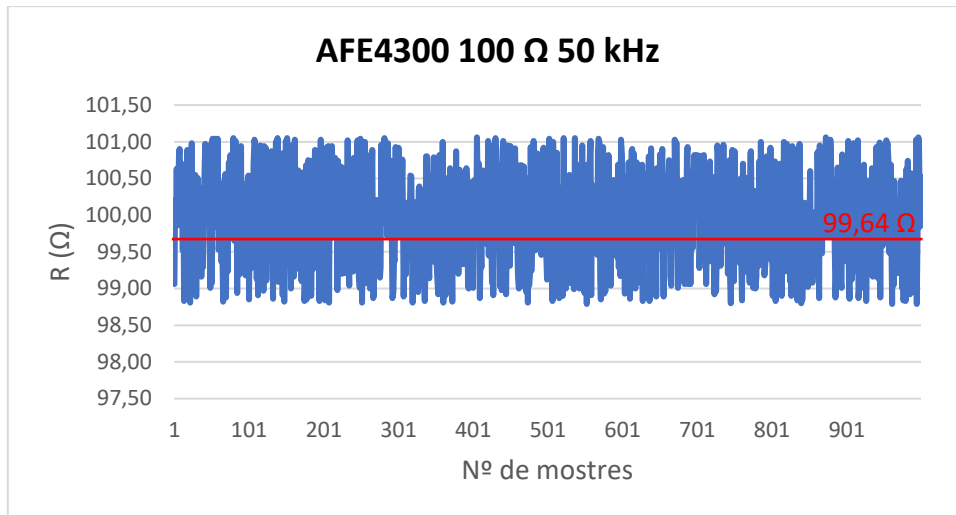


Fig. 21 Resultats de les mesures de soroll de l'AFE4300.

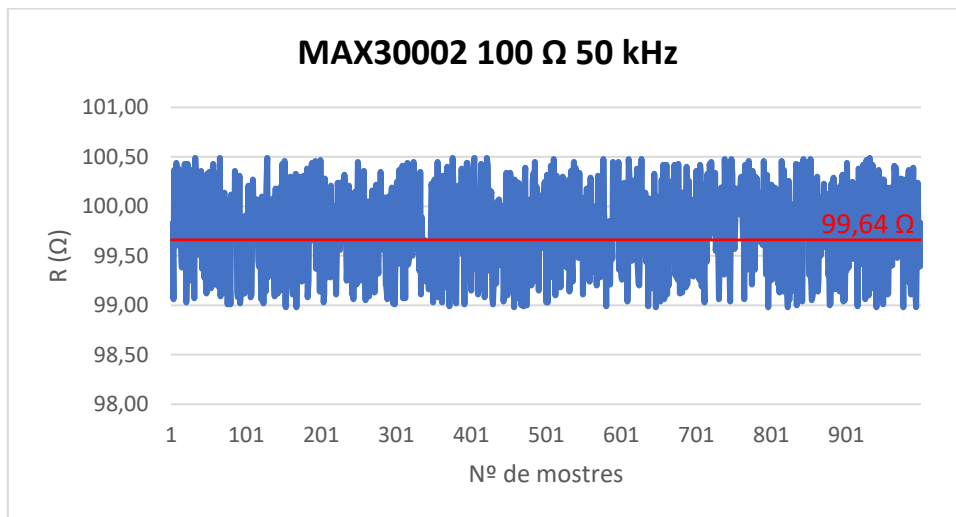


Fig. 22 Resultats de les mesures de soroll del MAX30002.

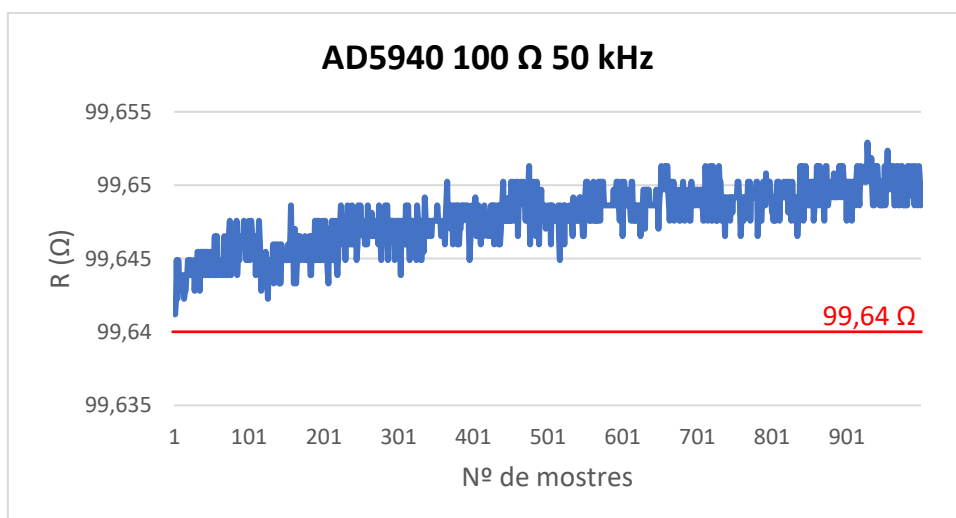


Fig. 23 Resultats de les mesures de soroll de l'AD5940.

2.3.4. ANÀLISI DELS RESULTATS DE LES MESURES EXPERIMENTALS

Una vegada realitzades totes les mesures experimentals per a tots els dispositius, podem analitzar els resultats obtinguts per, juntament amb els resultats de l'estudi comparatiu dels components, agrupar suficient informació per escollir el millor dispositiu pel nostre projecte.

Analitzant els resultats de les mesures experimentals de qualitat podem observar que els resultats obtinguts s'apropen molt al valor real de les resistències. En tots els casos els resultats més precisos s'han obtingut a les freqüències i valors de resistències intermèdies. Aquest fet té la seva explicació i és que els dispositius disposen d'un enfiestrat del senyal per assegurar-se que aquest està situat en un rang de freqüències en el qual el dispositiu pugui treballar. Per aquest motiu, si fem treballar els dispositius a les seves freqüències situades tant al límit inferior com superior, és possible que les mesures es vegin afectades per aquest enfiestrament i els resultats obtinguts siguin menys exactes respecte als valors intermedis. Tot i ser un efecte perceptible, no té pràcticament conseqüències negatives en la nostra aplicació.

Si entrem més en detall en cada un dels dispositius, podem observar com l'instrument més precís i, per tant, que proporciona millors resultats és l'AD5940. Aquest fet no ens hauria de sorprendre perquè, sobre el paper, també era el dispositiu amb millors característiques. L'AD5940 presenta el rang de freqüències més ampli entre els tres elements i, també és el més ràpid i amb millors convertidors i sistemes de mesura i aquests trets marquen una petita diferència visible a l'hora de fer les mesures.

Continuant amb les mesures de soroll, podem observar una gran diferència entre els tres instruments. És important destacar que els tres dispositius tenen una precisió al voltant de l'1% i, en cap cas inferior a aquesta. Aquest fet situa els tres instruments com a molt bones opcions per a realitzar mesures d'impedància. Però, a simple vista, s'observa com l'AD5940 proporciona millors resultats que els seus competidors. A la Fig. 23 podem veure com la dispersió de les mesures de l'AD5940 és molt a la resta de dispositius. Per tant, l'error de mesura és més petit i el soroll és menor en el cas de l'AD5940.

Si s'aplica la funció *detrend* de *MATLAB* als resultats de les mesures de soroll de l'AD5940, s'elimina automàticament la deriva, tendència o desviació general del conjunt de dades obtingudes en relació amb el temps. D'aquesta manera s'elimina la tendència creixent dels resultats obtinguts. Si a continuació es representen les mesures transformades en format d'histograma, podem veure com la major part de les mesures se situen al voltant del valor mig de la impedància mesurada, 99,647 Ω , i a mesura que ens allunyem d'aquesta xifra el volum de mesures disminueix (Fig. 24). També podem observar que les mesures segueixen una distribució gaussiana o normal.

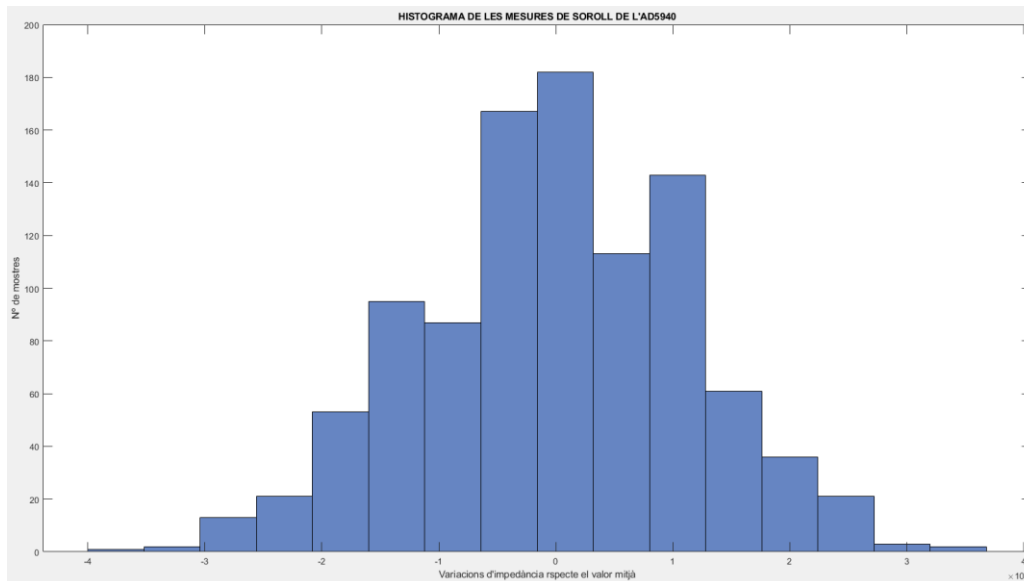


Fig. 24 Histograma de la distribució de les mesures d'impedància del dispositiu AD5940.

Per obtenir gràficament aquesta funció i observar els seus paràmetres (Fig. 22), hem utilitzat les funcions que ens proporciona Excel, ja que és on hem emmagatzemat totes les dades fins al moment. Per representar una distribució gaussiana és necessari obtenir els paràmetres descrits a l'equació 11. Per calcular la mitjana de totes les mostres utilitzarem la funció PROMEDIO i li passarem com a paràmetre el rang de dades del qual volem obtenir la mitjana.

```
= PROMEDIO (A2 : A1001)
```

Un altre valor d'importància és la desviació estàndard la qual mesura la proximitat de cadascun dels valors respecte a la mitjana. Entre més allunyats de la mitjana es trobin els valors, major serà la desviació estàndard. Per a calcular la desviació estàndard en Excel utilitzem la funció DESVESTA tal com es mostra a continuació:

```
= DESVESTA (A2 : A1001)
```

El resultat d'aplicar aquestes dues funcions a les nostres dades és el següent:

PROMEDIO	99,648
DESVESTA	0,002

Aquests són totes les dades necessàries per a calcular la distribució normal i per a això utilitzarem la funció DISTR.NORM.N de la següent manera:

```
= DISTR.NORM.N (A2; $G$1; $G$2; FALSO)
```

Aquesta funció ens retorna la distribució normal per a un valor donades la mitjana i la desviació estàndard com a segon i tercer argument respectivament. En la fórmula s'han col·locat tots dos arguments com a referències absolutes perquè es mantinguin fixes al copiar la fórmula cap avall a la resta de files. L'últim argument de la funció indica si desitgem utilitzar la funció de distribució acumulativa i, per al nostre exemple, col·locarem el valor fals.

Finalment seleccionem les mostres d'impedància i els resultats de la funció anterior per a cada mostra i creem un gràfic de dispersió. El resultat final és el que es mostra a la Fig. 25 i observar com el valor mitjà calculat amb la funció PROMEDIO coincideix amb el punt més alt de la corba.

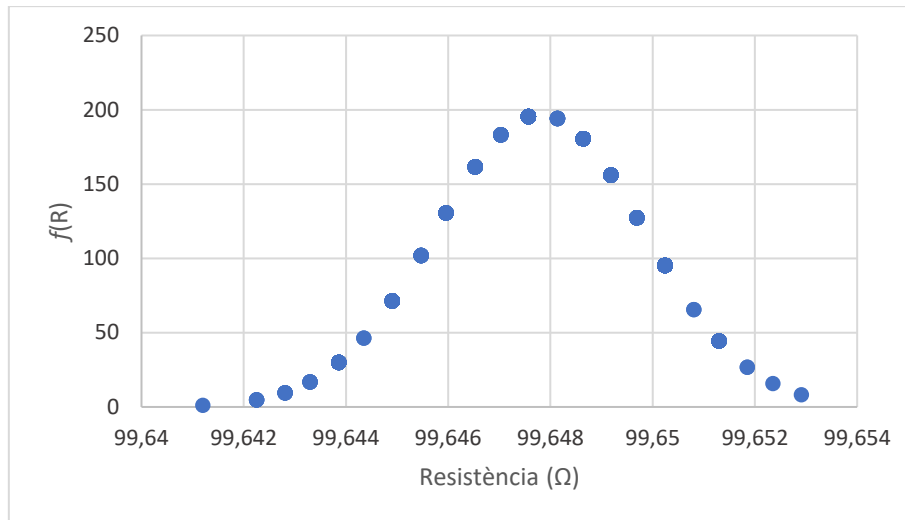


Fig. 25 Distribució gaussiana de la impedància mesurada per l'AD5940.

Si s'obtenen els paràmetres de les distribucions de cada un dels components, es pot obtenir una mètrica que ens permet observar la desviació de les dades respecte el seu valor central, és a dir el valor mig. Aquesta mètrica és l'interval de confiança, que proporciona un rang de valors plausibles per a les mesures realitzades. L'interval de confiança va associat a un nivell de confiança, que representa la freqüència dels possibles intervals de confiança que contenen el veritable valor del paràmetre de població que s'està estimant. En altres paraules, si escollim un nivell de confiança del 99%, llavors en una hipotètica recopilació de dades, en el 99% de les mostres de l'estimació de l'interval contindrà el paràmetre de població.

A continuació s'ha calculat l'interval de confiança dels resultats obtinguts de les mesures experimentals per a cada un dels dispositius utilitzant un nivell de confiança del 95% i del 99%. Per a calcular els intervals de confiança s'ha utilitzat el valor mig dels resultats obtinguts per a cada un dels dispositius. En el cas de l'AFE4300 el valor mig de les mesures experimentals és de 99,936 Ω, en el cas del MAX30002 el valor mig de les mesures és de 99,734 Ω i en el cas de l'AD5940 aquest valor és de 99,648 Ω.

INTERVALS DE CONFIANÇA			
Nivell de confiança	AFE4300	MAX30002	AD5940
95%	5.175E-02 Ω	3.580E-02 Ω	1.65E-04 Ω
99%	3.938E-02 Ω	2.724E-02 Ω	1.26E-04 Ω

Taula 6 Intervals de confiança de les mesures experimentals dels diversos dispositiu.

Analitzant els resultats de la taula 6 podem observar com els intervals de confiança de l'AFE4300 i del MAX30002 són molt similars, tot i que els del MAX30002 són una mica millors. En canvi, els resultats de l'AD5940 el situen en millor posició que els altres dos dispositius ja que el seu interval de confiança és significativament menor a la resta. D'aquesta manera, s'obté una nova justificació per a col·locar l'AD5940 com a el millor dels tres dispositius analitzats.

Una nova propietat de les distribucions normals és que no existeix una única distribució normal, sinó una família de distribucions amb una forma comuna, diferenciades pel valor de la seva mitja i variància. D'entre totes aquestes, la més utilitzada és la distribució normal estàndard, que correspon a una distribució de mitja 0 i variància 1. Aquest tipus de funcions es defineixen amb l'estructura $N(\mu, \sigma)$.

És important saber que, a partir de qualsevol variable X que segueixi una distribució $N(\mu, \sigma)$, es pot obtenir una altra característica Z amb una distribució normal estàndard, només efectuant la transformació:

$$Z = \frac{X - \mu}{\sigma} \quad (14)$$

Aquesta propietat resulta especialment interessant en la pràctica, ja que per a una distribució existeixen taules publicades (Annex B) a partir de les quals es pot obtenir de manera senzilla la probabilitat d'observar una dada menor o igual a un cert valor z , i que permetran resoldre preguntes de probabilitat sobre el comportament de variables de les quals se sap o s'assumeix que segueixen una distribució aproximadament normal.

En el nostre cas, podríem definir la distribució de les mesures de resistència de l'AD5940, indicant que es tracta d'una distribució gaussiana, com $N(99,6478; 0,002)$. Si aquesta distribució fos la d'una normal estàndard, podríem utilitzar la taula de l'Annex B per calcular la probabilitat que ens interessa. Com aquest no és el cas, resultarà útil transformar aquesta característica segons l'equació 12, i obtenir la variable:

$$Z = \frac{X - 99,648}{0,002} \quad (15)$$

En aquest cas, es calcularà la probabilitat que l'error de la mesura estigui per sobre del 0,01% del valor real de la resistència, és a dir, que la impedància mesurada sigui superior a 99,650 Ω . Així, la probabilitat que volem calcular serà:

$$P(X > 99,650) = P\left(Z > \frac{99,650 - 99,648}{0,002}\right) = P(Z > 1,069) \quad (16)$$

Una altra propietat de les distribucions normals és que l'àrea total sota la corba és igual a 1, per tant, podem deduir que:

$$P(Z > 1,069) = 1 - P(Z \leq 1,069) \quad (17)$$

Aquesta última probabilitat es pot obtenir fàcilment a partir de la taula de l'Annex B, resultant ser $P(Z \leq 1,069) = 0,8577$. Per tant, la probabilitat buscada que una mesura sigui superior al 0,01% del valor real de la impedància és d' $1 - 0,8577 = 0,1423$; és a dir, aproximadament d'un 14,23%. Utilitzant aquests mateixos càlculs podríem observar com la probabilitat que les mesures siguin superiors a un 0,05% del valor real són inferiors a un 0,001%.

Aquests resultats ens permeten observar l'alta precisió que té l'AD5940 a l'hora de realitzar les mesures en aquestes condicions. Aquest fet també el podríem haver deduït simplement observant el valor tan petit de desviació que hem obtingut anteriorment. Vistos els resultats obtinguts i aquesta última anàlisi, s'ha pres la decisió d'utilitzar l'AD5940 per a la següent fase, que consisteix en el disseny d'un analitzador d'impedància autònom a partir d'aquest dispositiu.^[14]

3. EL DISPOSITIU AD5940 D'ANALOG DEVICES

En la secció anterior ja s'ha fet una breu introducció del dispositiu AD5940 d'Analog Devices. En aquest bloc s'especificarà amb més detall el funcionament i la configuració de l'AD5940, ja que ha estat el xip escollit per a dissenyar el nostre sistema de mesures de bioimpedància. Per començar, analitzarem cada una de les parts que formen aquest dispositiu i dividirem aquesta explicació en dos blocs: l'estructura interna i l'estructura externa de l'AD5940.

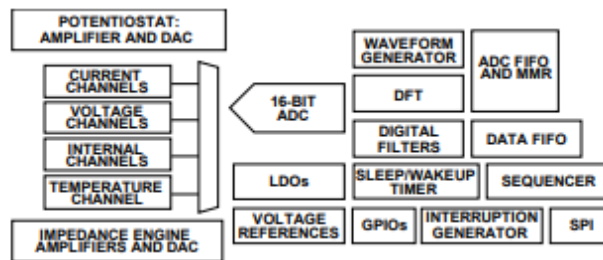


Fig. 26 Diagrama de blocs simplificat de l'AD5940.

A la Fig. 26 podem veure un diagrama de blocs amb tots els elements que podem trobar a l'interior de l'AD5940. Aquests blocs formen l'estructura interna del dispositiu i són els encarregats principals de realitzar totes les funcions i operacions necessàries per a cada tipus de mesura.

Els principals blocs que defineixen la teoria d'operació de l'AD5940/AD5941 són els següents:

- Un DAC de baixa potència i doble sortida s'utilitza per ajustar el sensor de tensió de polarització i excitació de baixa freqüència. Suporta tècniques de cronoamperometria i voltamperometria electroquímiques.
- Un potenciador de baixa potència que aplica el voltatge de polarització al sensor.
- Un amplificador de transimpedància²¹ (TIA) de baixa potència que realitza mesures de corrent de baixa amplada de banda.
- Un DAC d'alta velocitat i amplificador dissenyat per a generar senyals d'excitació per a mesures d'impedància fins a 200 kHz.
- Un amplificador de transimpedància (TIA) d'alta velocitat que suporta mesures amb una amplada de banda de senyal més àmplia.
- Circuit ADC d'alt rendiment.
- Matriu d'interruptors programables. La commutació d'entrada de l'AD5940/AD5941 permet una configuració completa en les connexions dels sensors externs.
- Un seqüenciador programable.
- Una interfície SPI.
- Un generador de formes d'ona dissenyat per a crear formes sinusoidals i formes d'ona trapezoidals de fins a 200 kHz.
- Fonts d'interruptió que emeten un senyal de sortida a un pin GPIOx per a alertar al controlador amfitrió que s'ha produït un esdeveniment d'interruptió.
- Entrades/sortides digitals.

²¹ Convertidor de corrent a voltatge, gairebé implementat en exclusiva amb un o més amplificadors operacionals.

A continuació, a la Fig. 27, es pot observar com interaccionen cada un dels elements entre ells i com es connecten per a formar el sistema de mesura complet.

Aquests components són comuns per a les dues versions del xip, AD5940 i AD5941. Les dues versions tenen la mateixa estructura interna i el mateix procés de funcionament. L'única diferència, com ja s'ha comentat anteriorment, és el format dels pins. En el cas de l'AD5940 el format del xip consta de pins a la perifèria, en canvi, l'AD5941 consta de pins inferiors (Fig. 28). A partir d'aquest moment ens referirem a ambdós dispositius sota el nom de l'AD5940. En cas de voler diferenciar-los, es farà especificant cada dispositiu per separat.^[13]

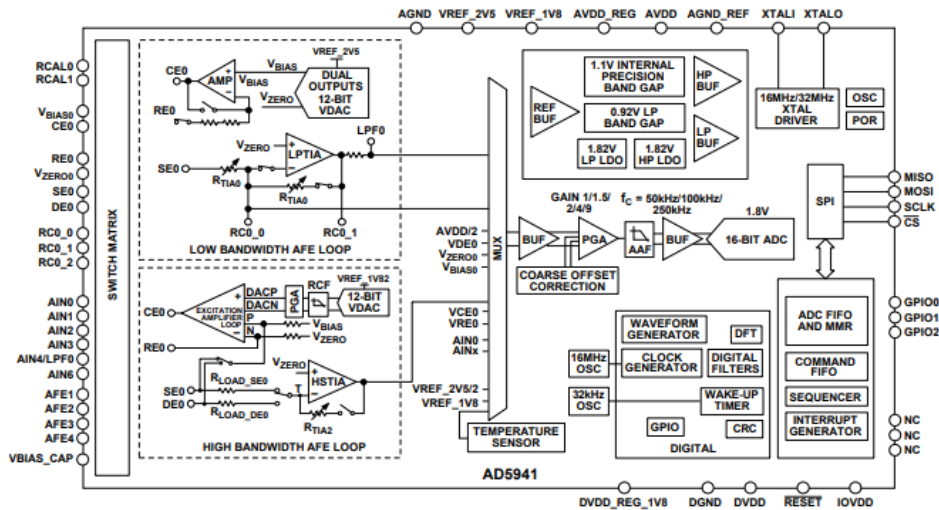


Fig. 27 Diagrama de blocs funcional de l'AD5941.

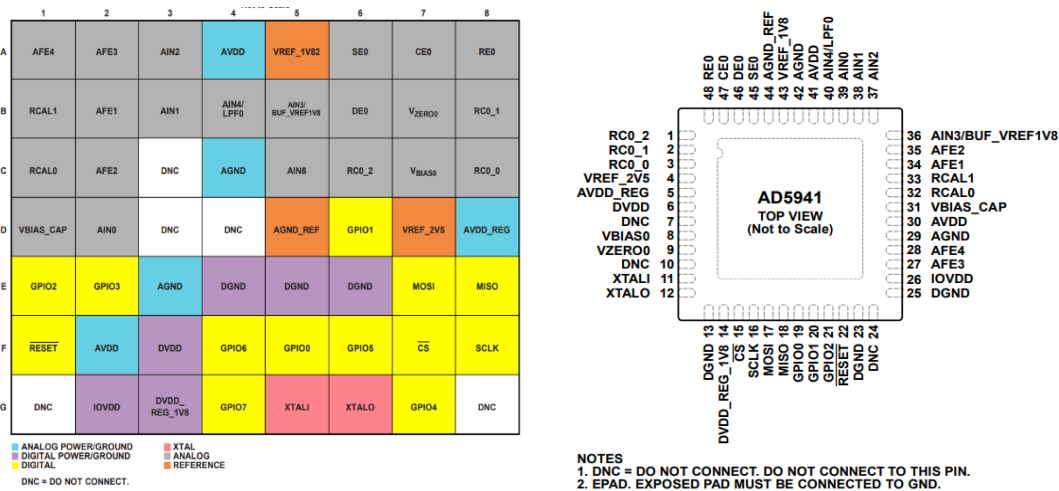


Fig. 28 Configuració dels pins de l'AD5940 i AD5941 respectivament.

3.1. MESURES DE BIOIMPEDÀNCIA AMB L'AD5940

En aquesta secció es detalla com funciona el sistema de l'AD5940 capaç de realitzar mesures de bioimpedància, activitat electrodermica i electrocardiograma a través del mateix conjunt d'elèctrodes. El hardware utilitzat per a realitzar les mesures conté el kit d'avaluació de

l'AD5940; que inclou la placa EVAL-ADICUP3029 (Fig. 29) i la placa EVAL-AD5941ELCZ (Fig. 30). Cal tenir en compte que, per realitzar mesures de bioimpedància és recomanable utilitzar la placa EVAL-AD5941BIOZ (Fig. 31) en lloc de la EVAL-AD5941ELCZ, ja que la primera està pensada per a aplicacions biomèdiques i la segona està pensada per aplicacions electroquímiques. Tot i que amb la placa EVAL-AD5941ELCZ no es poden realitzar mesures de bioimpedància, si que es poden realitzar mesures d'impedància, i per a fer mesures experimentals pot ser igualment útil.



Fig. 29 Placa EVAL-ADICUP3029

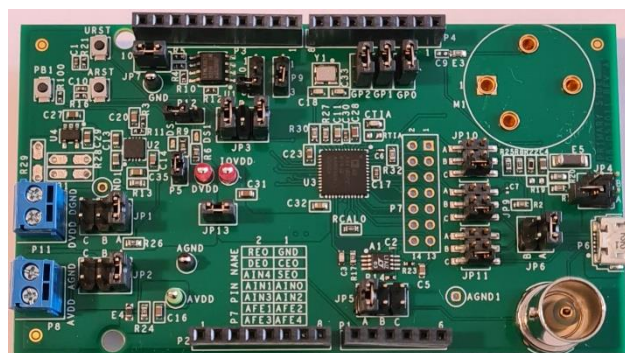


Fig. 30 Placa EVAL-AD5941ELCZ



Fig. 31 Placa EVAL-AD5941BIOZ

En el cas de la placa EVAL-AD5941BIOZ es poden realitzar mesures de bioimpedància utilitzant dos o quatre fils. Recordem que l'objectiu d'aquest projecte és dissenyar un dispositiu de mesures de bioimpedància a partir del xip AD5940. Per a ser estrictes, caldria utilitzar, a partir d'aquest moment, la placa EVAL-AD5941BIOZ, però, en el nostre cas no s'ha pogut aconseguir aquest dispositiu per falta d'*stock* i s'ha hagut d'adaptar el projecte a la placa EVAL-AD5941ELCZ.^[15]

3.1.1. MESURES DE BIA AMB 2 FILS

L'AD5940 pot realitzar mesures de bioimpedància de dos fils per mesures d'impedància de propòsit general al cos o pot mesurar els teixits interns del cos. La BIA de 2 fils és una mesura de voltamperometria. Per mesurar una impedància desconeguda (Z_{UNKNOW}) s'aplica un senyal de corrent altern a través de la impedància desconeguda. Es mesura la tensió del senyal d'excitació, i llavors, es mesura el corrent que viatja a través de la impedància. El corrent es converteix en una tensió per ser mesurada amb l'ADC a través del TIA. A continuació es realitza una DFT a l'ADC pels valors de corrent i de tensió. Utilitzant la part real i la part imaginària, es calcula la magnitud per obtenir la tensió de la impedància desconeguda ($V_{ZUNKNOW}$) i el corrent ($I_{ZUNKNOW}$). Aplicant l'equació 18 podem obtenir la magnitud de la impedància que volem calcular:

$$Z_{UNKNOW} = \frac{V_{ZUNKNOW}}{I_{ZUNKNOW}} \cdot R_{TIA} \quad (18)$$

On $V_{ZUNKNOW}$ és la magnitud de la tensió de la impedància desconeguda, $I_{ZUNKNOW}$ és la magnitud del corrent de la impedància desconeguda i R_{TIA} és el valor de la resistència de guany del TIA d'alta velocitat.

A continuació es descriuen els blocs de l'AD5940 utilitzats per a realitzar mesures de bioimpedància de dos fils.

Senyal d'excitació

L'AD5940 utilitza el seu generador de formes d'ona, DAC d'alta velocitat, i amplificador d'excitació per a generar un senyal d'excitació d'alta freqüència. La freqüència és programable des de DC fins a 200 kHz i l'amplitud del senyal és programable fins a ± 607 mV.

Mesures del voltatge

El voltatge del senyal d'excitació es mesura com el voltatge aplicat al sensor. L'entrada positiva de l'ADC és el node P, que es connecta a través de la matriu de commutació²². L'entrada negativa és el node N, que es connecta a l'entrada negativa del TIA d'alta velocitat. Utilitzant el hardware accelerador de la DFT, es realitza una transformació a l'ADC de dades on es calculen les parts reals i imaginàries i s'emmagatzemen a la FIFO.

Mesures del corrent de Z_{UNKNOW}

Per a mesurar el corrent de Z_{UNKNOW} , el mateix senyal d'excitació és aplicat al sensor. El TIA d'alta velocitat converteix el corrent a un voltatge que serà llegit pel CAD a través de la resistència de guany, RTIA. De manera similar, es realitza una DFT en els resultats del CAD, i les parts reals i imaginàries s'emmagatzemen en les dades de la FIFO per a ser llegides pel microcontrolador amfitrió.

Calcular Z_{UNKNOW}

L'AD5940 utilitza el seqüenciador per a emmagatzemar les ordres. Un microcontrolador amfitrió (en aquest cas, la placa EVAL-ADICUP3029) escriu les comandes requerides pel seqüenciador.

²² Dispositiu que proporciona un camí a un senyal per un període determinat, és a dir, s'encarrega de seleccionar la destinació d'un senyal.

Aquestes comandes inicialitzen el DAC, ADC i TIA per a les mesures. El seqüenciador executa les comandes automàticament, independentment del microcontrolador. Les mesures del voltatge es realitzen primer. Es genera una interrupció quan les dades de la FIFO estan plenes. El microcontrolador llavors llegeix la FIFO i emmagatzema els resultats de la part real i imaginària de la DFT. Llavors es configura el MUX de l'ADC per a connectar la sortida d'alta velocitat del TIA a l'ADC per a mesurar el corrent. La seqüència es repeteix i l'AD5940 genera una interrupció quan la FIFO s'omple, la qual cosa alerta al controlador amfitrió per a llegir les dades.

S'utilitza les següents equacions per a determinar la impedància:

$$|V_{MAG}| = \sqrt{r^2 + i^2} \quad (19)$$

$$|I_{Z_{UNKNOWN}MAG}| = \sqrt{r^2 + i^2} \quad (20)$$

$$|Z_{UNKNOWN}| = \frac{|V_{MAG}|}{|I_{Z_{UNKNOWN}MAG}|} \cdot R_{TIA} \quad (21)$$

On V_{MAG} és la magnitud de la tensió a través del sensor. I els valors de r i de i fan referència a les components reals i imaginàries de la tensió i el corrent de les mesures de la DFT.

Calcular R_{LIMIT}

Per garantir els estàndards IEC 60601²³, cal limitar el corrent altern que entra al cos humà. El corrent màxim permès és de 500 μA a 50 kHz, 600 μA a 60 kHz i així respectivament. Per calcular el valor de la R_{LIMIT} , cal tenir en compte que la tensió màxima de sortida de l'AD5940 és d'1,2 V_{pp} (0,4243 V_{rms}). Establim el màxim corrent permès com el 80% del corrent que s'estableix a l'IEC 60601, 400 μA , per tant, aplicant l'equació 22 podem obtenir el valor de la resistència que estem buscant:

$$R_{LIMIT} = \frac{0,4243 V_{rms}}{400 \mu\text{A}_{rms}} = 1060,66 \Omega \quad (22)$$

3.1.2. MESURES DE BIA AMB 4 FILS

El sistema de mesura de BIA amb 4 fils utilitza una font de tensió alterna d'alta precisió per a excitar un sensor amb una tensió alterna coneguda (V_{AC}). Simultàniament, s'aplica un voltatge de mode-comú²⁴ a través del sensor. Per a calcular la impedància, es mesura el corrent que flueix per la impedància desconeguda i la tensió a través d'aquesta.

$$|Z| = \frac{V_{Z_{UNKNOWN}}}{I} \quad (23)$$

²³ Sèrie de normes tècniques per a la seguretat i el funcionament essencial de l'equip elèctric mèdic, publicades per la Comissió Electrotècnica Internacional.

²⁴ El senyal de manera comuna és el component d'un senyal analògic que és present amb un signe en tots els conductors considerats. En les telecomunicacions, el senyal en manera comuna en una línia de transmissió es coneix com a voltatge longitudinal.

En les aplicacions del món real, els dispositius mèdics han d'ajustar-se a la Norma IEC 60601 com hem vist a l'apartat anterior. Aquesta norma limita la quantitat de corrent altern que pot ser aplicat al cos humà. A la Figura 32, hi ha condensadors d'aïllament discrets (C_{ISO1} , C_{ISO2} , C_{ISO3} , i C_{ISO4}) que asseguren que no es produeixi una tensió de cc a tot el cos. R_{LIMIT} limita el corrent proporcionat al sensor per a ajustar-se a la Norma IEC 60601. $R_{ACCESSX}$ representa les resistències dels elèctrodes que es connecten a la impedància desconeguda.

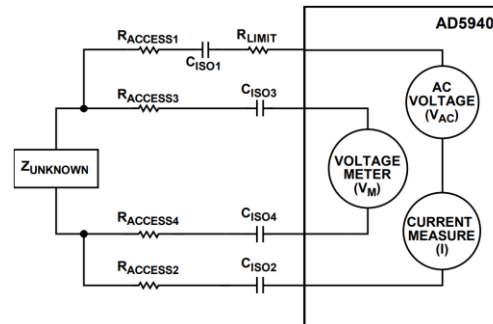


Fig. 32 Estructura de les mesures de BIA amb 4 fils.

Una solució de bioimpedància a 4 fils requereix una font de tensió alterna de precisió, un mesurador de corrent d'alta precisió i un mesurador de tensió diferencial de precisió. I tots aquest elements estan integrats a la placa EVAL-AD5941BIOZ.

Font de tensió AC de precisió

L'AD5940 utilitza un DAC d'alta velocitat i un generador de formes d'ona per a generar la tensió AC de precisió. La configuració del sensor diferencial intern garanteix la precisió de la font de voltatge connectant el CEO i l'AIN1 de nou al *buffer* d'excitació. L'interruptor D5 a la matriu d'interruptors programables connecta la sortida del bucle d'excitació al pin CEO connectat al sensor. Un generador d'ones sinusoidals genera un senyal sinusoidal i el transmet a la sortida a través del DAC de 12 bits d'alta velocitat i l'amplificador d'excitació.

Mesurador de corrent d'alta precisió

L'AD5940 utilitza un TIA d'alta velocitat i precisió per a convertir el corrent del sensor en una tensió mesurada per l'ADC. El canal TIA mesura el corrent de resposta i està precisament esbiaixada²⁵ per la font interna de 1,11 V. L'ADC converteix les mesures del corrent amb una velocitat de 800 kSPS. Es realitza un DFT sobre les dades que s'implementa a l'AD5940. El nombre de punts de la DFT és configurable fins a 16.384. L'AD5940 calcula les parts reals i imaginàries, i el microcontrolador amfitrió calcula la impedància desconeguda del sensor.

Mesurador de tensió diferencial de precisió

L'AD5940 utilitza un DAC de baixa potència i un TIA de baixa potència per a establir el voltatge de mode-comú entre el pin AIN2 i AIN3/ BUF_VREF1V8 a través del pin AIN4/LPF0. Connecta la tensió de sortida, V_{BIAS} , del DAC de baixa potència a l'entrada positiva del TIA de baixa potència.

²⁵ Quan es recull una mostra de tal manera que alguns dels seus membres és menys probable que s'inclouin que d'altres; aleshores, resulta una mostra no aleatòria de la població estadística en què tots els elements no tenien la mateixa probabilitat de ser seleccionats.

El DAC de baixa potència està configurat per a emetre una sortida precisa d'1,1 V. Connecta la resistència interna R_{FILTER} a la sortida del TIA de baixa potència i connecta el voltatge de mode-comú (V_{CM}) al pin AIN4/ LPF0, que té un condensador a GND que crea un filtre passa-baix.

Calcular Z_{UNKNOWN}

L'AD5940 utilitza el seqüenciador per a emmagatzemar les ordres. Un microcontrolador amfitrió escriu les ordres requerides a la memòria, i l'AD5940 les executa automàticament. El seqüenciador executa les ordres i omple la FIFO de dades amb els resultats de les parts reals i imaginàries de la DFT per a les mesures de tensió i corrent (quatre punts de dades en total). El microcontrolador amfitrió llegeix les dades de la FIFO i utilitza les components reals i imaginàries de la DFT per a calcular la impedància desconeguda.

$$\text{Magnitud de les mesures de tensió} = \sqrt{r^2 + i^2} \quad (24)$$

$$\text{Fase de les mesures de tensió} = \tan \frac{-i}{r} \quad (25)$$

Per a calcular la impedància, s'utilitza la llei d'Ohm dividint la magnitud del voltatge per la magnitud del corrent i converteix el valor de les mesures de corrent en un voltatge utilitzant la R_{TIA} . S'ha de tenir en compte el guany, per tant, l'equació per determinar la impedància desconeguda és la següent:

$$|Z_{\text{UNKNOWN}}| = \frac{\text{Magnitud de la tensió}}{\text{Magnitud del corrent}} \cdot R_{\text{TIA}} \quad (26)$$

Amb els resultats d'impedància obtinguts obtindrem dos paràmetres significatius sobre l'estat de salut de l'usuari: la massa grassa (MG) i l'índex de massa corporal (IMC). Per a obtenir aquests resultats s'aplicaran els càlculs que es mostren a continuació:

$$MG (kg) = \frac{(0,527) \cdot \text{Altura}^2}{R} + (0,306) \cdot \text{Pes} - 1,862 \quad (27)$$

$$IMC (\%) = \frac{MG}{\text{Pes}} \cdot 100 \quad (28)$$

On R representa la magnitud de la impedància mesurada en Ω , l'Altura es representa en cm i el Pes en kg. Per qüestions de patents i d'autoria, no existeix una única fórmula per a calcular la composició corporal, sinó que es poden trobar diversos models que proporcionen resultats molt similars. En aquests cas s'ha utilitzat l'equació 27 publicada per la *National Library of Medicine* després de realitzar diversos estudis estadístics amb pacients de diferents característiques i simptomatologies.^{[13] [16]}

3.2. INTERFÍCIE SERIE I CONFIGURACIÓ DE L'AD5940

Per a assegurar el correcte funcionament del dispositiu AD5940, s'ha d'implementar una seqüència d'inicialització després de cada reinici del programa. A la Taula 6 es mostren els registres necessaris en els quals s'ha d'escriure, així com les dades que s'han d'escriure en el registre. Si no se segueix correctament aquesta seqüència d'inicialització, el dispositiu pot ser que no funcioni correctament.

Adreça del registre	Dades
0x0908	0x02C9
0x0C08	0x206C
0x21F0	0x0010
0x0410	0x02C9
0x0A28	0x0009
0x238C	0x0104
0x0A04	0x4859
0x0A04	0xF27B
0x0A00	0x8009
0x22F0	0x0000

Taula 7 Inicialització del dispositiu AD5940/AD5941

Després d'inicialitzar el dispositiu, s'ha de configurar el seqüenciador, la memòria de comandes i la FIFO. El procés de configuració i inicialització es pot trobar a la secció 4.3. Per a realitzar aquesta configuració cal seguir els següents passos:

Configurar la memòria d'ordres

La memòria d'ordres emmagatzema les dades de la seqüència i proporciona un enllaç entre el microcontrolador extern i el seqüenciador. Aquesta memòria pot ser configurada per utilitzar diferents mides de memòria SRAM²⁶ (2 kB, 4 kB o 6 kB), que s'han de seleccionar utilitzant els Bits[2:0] del registre CMDDATACON.

Carregar les seqüències a la SRAM

Les ordres de seqüència s'escriuen a la SRAM utilitzant dos registres. La direcció per la comanda s'escriu a la SRAM utilitzant el registre CMDFIFOWADDR i el contingut de la comanda s'escriu al registre CMDFIFOWRITE. Una vegada s'han escrit totes les comandes a la SRAM, s'han d'establir les seqüències d'informació escrivint als registres SEQxINFO. La direcció d'inici s'escriu als Bits[10:0] i el nombre de comandes als Bits[26:16].

Configurar la FIFO de dades

La FIFO de dades proporciona un *buffer* per a la sortida dels blocs analògics i la DSP abans que siguin llegits pel controlador extern. La memòria disponible per la FIFO comparteix el mateix bloc de 6 kB de la SRAM. Aquest *buffer* es pot configurar en mode FIFO o en mode de flux a

²⁶ La memòria estàtica d'accés aleatori és un tipus de memòria d'accés aleatori que utilitza circuits d'enclavament per a emmagatzemar cada bit. La SRAM és una memòria volàtil; les dades es perden quan es lleva l'energia.

través dels Bits[11:9] del registre CMDDATACON. Utilitzant el mode de flux, quan la FIFO està plena, les dades antigues es descarten per deixar lloc a les noves. En canvi, en mode FIFO, quan el *buffer* està ple no accepta més dades i, per tant, es perden totes les dades noves que arriben. La FIFO sempre és unidireccional. Cal seleccionar una font del bloc AFE perquè escrigui les dades i el microcontrolador extern les llegirà a través del registre DATAFIFORD. A partir dels Bits[15:13] del registre FIFOCON, o DATAFIFOSRCSEL, es pot seleccionar la font de dades per la FIFO: dades de l'ADC, resultat de la DFT, resultat del filtre sinc²⁷, resultat de la mitja del bloc estadístic i resultat de la variància del bloc estadístic.

Configurar el temporitzador d'activació del son

El sistema de temporització i d'interrupcions està configurat de forma predeterminada i no s'aconsella modificar els seus valors. En cas de voler personalitzar aquestes funcions cal tenir en compte que qualsevol modificació que no es realitzi correctament pot influir en el sistema de detecció d'errors, de seguretat i de mesura del dispositiu.^[13]

²⁷ Filtre idealitzat que elimina tots els components de freqüència per sobre d'una determinada freqüència de tall, sense afectar les freqüències inferiors, i que té una resposta de fase lineal.

4. DISSENY DEL MESURADOR DE BIOIMPEDÀNCIA

En aquesta secció es defineix el sistema final implementat i el seu funcionament. El primer que s'ha de fer per a dissenyar el sistema final és tenir clar quines funcionalitats es vol que tingui el sistema per a poder seleccionar tant el software com el hardware que millor s'adapti als nostres requeriments.

En aquest cas, volem implementar un sistema de mesures de bioimpedància a partir del dispositiu AD5940. Necessitem un microcontrolador que governi i transmeti les ordres necessàries al mecanisme, els elements passius i perifèrics necessaris per realitzar les mesures de forma segura, precisa i establir les comunicacions necessàries i un software capaç de configurar els dispositius i capturar les dades corresponents a les mesures i, a ser possible, mostrar-les gràficament.

El primer pas en el disseny del sistema serà utilitzar la placa EVAL-AD5941BIOZ que ja disposa del xip AD5941 i de tots els perifèrics i connexions necessàries. En el cas del microcontrolador s'utilitzarà una placa Arduino UNO. Per prendre aquesta decisió s'ha tingut en compte que la placa EVAL-AD5941BIOZ disposa de l'estructura de connexió de l'Arduino UNO, d'aquesta manera evitem haver de realitzar modificacions a la placa. Finalment, pel que fa al software disposem de diverses opcions. En primer lloc es pot optar per utilitzar el mateix programari d'Arduino per a configurar el microcontrolador i realitzar les mesures i una segona interfície com *LabView* o *MATLAB* per a emmagatzemar les dades i mostrar-les a l'usuari. En el nostre cas, s'ha decidit utilitzar únicament *MATLAB* pel fet que aquesta interfície ens permet realitzar la configuració, la realització de les mesures, l'emmagatzematge i la representació dels resultats en un sol programa. Aquesta solució implica que el microcontrolador Arduino UNO s'utilitza com a plataforma de connexió entre *MATLAB* i l'encapsulat AD5941, és a dir, la funció de l'Arduino UNO és la de rebre les ordres de *MATLAB* i enviar-les a l'AD5941, i viceversa amb les dades.



Fig. 33 Estructura de comunicació del sistema final.

El següent pas, una vegada s'hagi comprovat el correcte funcionament d'aquest sistema, seria dissenyar una placa pròpia de mesures que contingués el xip AD5941. D'aquesta manera tindriem una placa amb aquest element, juntament amb totes les connexions i perifèrics necessaris per a realitzar mesures de BIA. Aquest pas reduiria significativament la mida i, sobretot, el cost del sistema. El disseny de la placa podria consistir en una PCB²⁸ amb les pistes necessàries per a soldar tots els components i, aquesta placa connectar-la a l'Arduino UNO mantenint la resta del sistema dissenyat anteriorment.

²⁸ Una placa de circuit imprès secunda mecànicament i connecta elèctricament els components elèctrics o electrònics utilitzant pistes conductores, coixinets i altres trets gravats a l'aigua forta d'una o més capes de fulles de coure laminades sobre i/o entre les capes de fulles d'un substrat no conductor.

4.1. EL SISTEMA MATLAB

MATLAB és un entorn de programació interactiu per a la computació científica. S'utilitza molt en camps tècnics per a l'anàlisi de dades, la resolució de problemes i per a l'experimentació i el desenvolupament d'algorismes. El programari específic de la disciplina escrit en *MATLAB*, organitzat en biblioteques de funcions anomenades caixes d'eines, també s'utilitza àmpliament. *MATLAB* ha trobat un ampli ús com a base per al treball de laboratori computacional en l'educació tècnica; més de 1000 llibres de text utilitzen *MATLAB* com a vehicle d'ensenyament.

Les principals raons de l'èxit de *MATLAB* són la seva sintaxi intuïtiva i concisa, l'ús de matrius complexes com a objecte de dades numèriques per defecte, la potència dels operadors incorporats, els gràfics de fàcil ús i el seu entorn de programació senzill i amigable, que permet una fàcil extensió del llenguatge. A això cal afegir la fiabilitat dels mètodes numèrics en els quals es basen els operadors.

Quan es té una seqüència de comandes que s'ha d'executar de forma repetida o que es desitja guardar per a referència futura, aquestes ordres s'han d'emmagatzemar en un arxiu de programa. El tipus més simple de programa de *MATLAB* és un *script*²⁹, que conté un conjunt d'ordres que estan escrites exactament com haurien d'introduir-se en la línia de comandes. Per a una major flexibilitat de programació, es poden crear funcions que acceptin entrades i retornin sortides i, en el cas que es tinguin estructures de dades especialitzades o es necessitin moltes funcions per a interactuar amb tipus de dades especials, es poden crear classes mitjançant tècniques de programació orientada a objectes³⁰.

Aquestes característiques permeten realitzar totes les funcionalitats que estem buscant en un *software* per a desenvolupar el disseny del mesurador d'impedància. En un nou fitxer d'*script* s'escriurà el codi que contindrà la inicialització, la configuració i les funcions per a realitzar les mesures en el sistema final. Aquest fitxer, a continuació, pot ser compartit i executat a qualsevol dispositiu que posseeixi el *software* de *MATLAB*.^[17]

4.2. CONTROL DE L'AD5940 MITJANÇANT EL BUS SPI

La Interfície Perifèrica en Sèrie (SPI) és una especificació d'interfície de comunicació en sèrie síncrona que s'utilitza per a la comunicació a curta distància, principalment en sistemes encapsulats. Els dispositius SPI es comuniquen de manera *full duplex* usant una arquitectura mestra-esclau amb un sol mestre. El dispositiu mestre origina el marc per a la lectura i l'escriptura. Es poden suportar múltiples dispositius esclaus a través de la selecció amb línies de selecció d'esclau individual (SS), a vegades anomenada selecció de xip (CS).

L'AD5940 proporciona una interfície SPI per a facilitar configuració i control per un microcontrolador amfitrió. L'amfitrió controlador usa l'SPI per a llegir i escriure en els registres de memòria i de la FIFO. En aquest cas, l'AD5940 funciona com un dispositiu SPI esclau.

²⁹ Llenguatge informàtic amb una sèrie d'ordres dins d'un arxiu que és capaç de ser executat sense ser compilat.

³⁰ És un paradigma de programació que ve a innovar la manera d'obtenir resultats. Els objectes manipulen les dades d'entrada per a l'obtenció de dades de sortida específics, on cada objecte ofereix una funcionalitat especial.

En primer lloc, és necessari emparellar³¹ el programari de *MATLAB* amb el dispositiu d'Arduino que estiguem utilitzant. Per això, cal instal·lar el paquet "Arduino Support from MATLAB" per a poder connectar i controlar les entrades i sortides d'Arduino a través de *MATLAB*. Per a establir la connexió a un dispositiu SPI a través de la placa Arduino utilitzem la següent línia de codi:

```
clear all;           %reset
a = arduino();      %creem la connexió amb l'Arduino
spidev = device(a, 'SPIChipSelectPin', 'D10'); %iniciar l'SPI
```

L'SPI utilitza un bus serial de quatre cables per a la comunicació: MISO, MOSI, SCK i SS. Les línies MISO, MOSI i SCK són comunes a tots els dispositius però la línia SS és específica per a cada esclau.

- MISO (Màster In Slave Out) - Aquesta línia és la línia esclava per a enviar dades al mestre SPI.
- MOSI (Màster Out Slave In) - Aquesta línia és la línia mestra per a enviar dades als perifèrics SPI.
- SCK (Serial Clock) - El mestre genera els polsos de rellotge que sincronitzen la transmissió de dades.
- SS (Selecció d'esclau) - Això és específic per al dispositiu. És la clavilla de cada dispositiu que el mestre SPI pot usar per a habilitar i deshabilitar el dispositiu. Aquest senyal és un senyal "baix actiu", la qual cosa significa que un dispositiu es converteix en esclau quan el seu pin SS està configurat a nivell baix.

Transmissió de dades

El mestre de SPI fixa el rellotge amb una freqüència suportada per l'esclau de l'SPI amb el qual el mestre vol comunicar-se. El mestre selecciona l'esclau posant el pin SS de l'esclau a nivell baix (0). El mestre pot seleccionar només un esclau alhora. Com cada transferència SPI és una transmissió full duplex, el mestre envia un bit a la línia MOSI i l'esclau el llegeix. L'esclau també envia un bit a la línia MISO i el mestre el llegeix.

Quan el mestre fa una transferència de dades, l'esclau no pot optar per no enviar dades. No obstant això, el dispositiu esclau envia bytes ficticis (normalment tots els 1s o tots els 0s) quan la comunicació és unidireccional. De manera similar, quan el mestre llegeix les dades d'un esclau, l'esclau sap que ha d'ignorar les dades que el mestre envia.

Quan la transferència es completa, el mestre deixa de commutar el SCK. Durant la transmissió de dades, els altres esclaus en el bus SPI que no han estat seleccionats pel mestre ignoren els senyals SCK i MOSI, i no condueixen el MISO.

Connexions amb l'AD5940

L'amfitrió ha de connectar el senyal d'habilitació de l'esclau SPI a l'entrada CS de l'AD5940. Per a iniciar una transacció SPI, l'amfitrió impulsa el senyal CS a baix abans del primer flanc ascendent del SCLK i ho impulsa alt de nou després de l'últim flanc descendent. L'AD5940 ignora els senyals SCLK i MOSI de l'SPI quan l'entrada de CS és alta. El rellotge de sèrie (SCLK) que l'amfitrió porta a l'AD5940 ha de tenir una velocitat màxima de 16 MHz.

El senyal MOSI i el senyal MISO són llançats al flanc descendent del senyal SCLK i es mostregen al flanc ascendent del senyal SCLK per l'amfitrió i l'AD5940, respectivament. El senyal MOSI porta les dades del *host* a l'AD5940 i el senyal MISO porta els camps de dades llegides de tornada de l'AD5940 a l'amfitrió durant una transacció de lectura.

³¹ Procés de registre mutu d'informació en dispositius perquè aquests puguin connectar-se de manera sense fil.

El primer byte enviat des del *host* a l'AD5940 en un SPI és el byte d'ordre. El byte d'ordre especifica el protocol SPI utilitzat per a la transacció. La informació disponible de les ordres es detalla a la Taula 7.

Ordre	Valor	Descripció
SPICMD_SETADDR	0x20	Estableix l'adreça del registre per la transacció SPI
SPICMD_READREG	0x6D	Especifica que la transacció SPI és de lectura
SPICMD_WRITEREG	0x2D	Especifica que la transacció SPI és d'escriptura
SPICMD_READFIFO	0x5F	Ordre per llegir la FIFO

Taula 8 Ordres SPI

Els dos principals protocols de transacció de l'SPI que estan disponibles a l'AD5940 són escriure i llegir dels registres, i llegir les dades de la FIFO. La primera transacció requereix dos blocs d'ordres: la primera transacció estableix la direcció del registre i la segona és la lectura o escriptura del registre. Tot seguit es mostren les instruccions que cal implementar per a dur a terme les transaccions anteriorment comentades:

1. Escriure el byte de les ordres i configurar l'adreça del registre.

- a. Conduir CS a nivell baix.
- b. Enviar el byte d'ordre de 8 bits: SPICMD_SETADDR.
- c. Enviar l'adreça del registre de 16 bits per a llegir o escriure.
- d. Conduir CS a nivell alt.

2.1. Escriure les dades al registre.

- a. Conduir CS a nivell baix.
- b. Enviar el byte d'ordre de 8 bits: SPICMD_WRITEREG.
- c. Escriure les dades de 16 o 32 bits al registre.
- d. Conduir CS a nivell alt.

2.2. Llegir les dades del registre.

- a. Conduir CS a nivell baix.
- b. Enviar el byte d'ordre de 8 bits: SPICMD_READREG.
- c. Transmetre un byte fals en el bus SPI per a iniciar una lectura.
- d. Llegeixi les dades de retorn de 16 o 32 bits.
- e. Conduir CS a nivell alt.

Per a la transacció de lectura de dades de la FIFO també existeixen dos mètodes: el primer consisteix a llegir el registre DATAFIFORD utilitzant les instruccions d'escriptura o lectura que s'han descrit prèviament, o implementar un protocol de lectura de la FIFO ràpid. Si hi ha menys de tres resultats a la FIFO, les dades es poden llegir del registre DATAFIFORD. No obstant això, si hi ha més de tres resultats a la FIFO, s'aplica un protocol de transacció per l'SPI més eficient. La següent secció descriu aquest protocol:

3. Llegir les dades de la FIFO.

- a. Conduir CS a nivell baix.
- b. Enviar el byte d'ordre de 8 bits: SPICMD_READFIFO.
- c. Transmetre sis bytes ficticis en el bus SPI abans de poder llegir les dades vàlides.
- d. Llegir contínuament el registre DATAFIFORD fins que només quedin dos resultats.
- e. Tornar a llegir els dos últims punts de dades usant un desplaçament diferent de zero.
- f. Tira CS alt.

El protocol de transacció es mostra en la Fig 34. Es requereixen sis lectures fictícies abans que es retornin les dades vàlides sobre el bus perifèric (APB). El diagrama també il·lustra per què els últims dos resultats de la FIFO es llegeixen amb un desplaçament diferent de zero. A la Figura 31, l'APB llegeix la dada C quan el bus SPI està transferint la dada B. Assumint que la lectura B de l'APB és l'última dada a la FIFO, l'offset de lectura (ROFFSETC) s'ajusta a un valor diferent de zero. Llavors, l'APB llegeix un registre diferent del de DATAFIFORD. Si l'APB continua llegint el registre DATAFIFORD, la FIFO es desborda, i això causa un error de desbordament.^{[13] [18] [19] [20]}

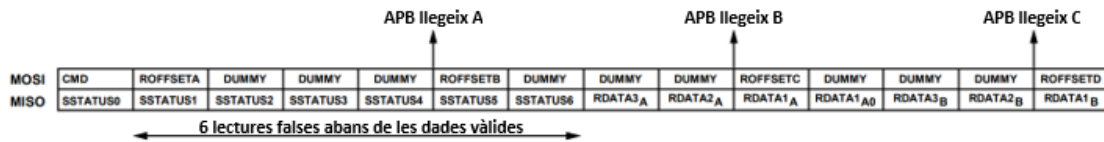


Fig. 34 Protocol de lectura de les dades de la FIFO

4.3. CONNEXIONS PRELIMINARS

Amb l'objectiu de definir les connexions que cal validar abans de posar en funcionament el sistema, a la Fig. 35 es defineix l'estructura de la placa EVAL-AD5941BIOZ.

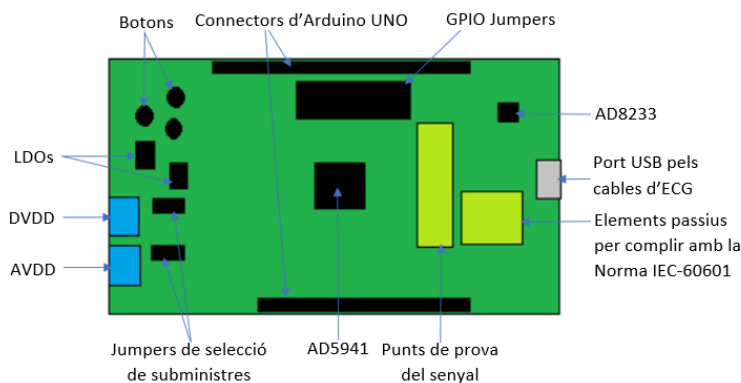


Fig. 35 Diagrama de blocs de l'estructura de la placa EVAL-AD5941BIOZ

Els connectors d'Arduino coincideixen perfectament amb els sòcols de connexions que conté la placa Arduino UNO. Això passa perquè el fabricant també utilitza una placa tipus Arduino pròpia però no es pot aprofitar perquè porta un codi que enllaça amb una aplicació de Windows que permet realitzar proves però que no es pot modificar. La placa Arduino disposa d'un port USB a través del qual es pot connectar la placa directament a l'ordinador. Igualment, la placa EVAL-AD5941BIOZ disposa d'un port USB on connectarem el cable USB que conté els elèctrodes o els fils amb els terminals de cocodrill. En darrer terme, és important assegurar-se que els *jumpers*, o ponts, de la placa que conté l'AD5940 estan connectats correctament seguint les característiques definides a l'Annex C en funció dels resultats que es vulguin obtenir. En aquest cas es mantenen les connexions que venen per defecte.

Anteriorment, ja s'ha explicat com connectar-se a l'Arduino a través de *MATLAB*. Una vegada s'ha establert la connexió correctament hem d'inicialitzar i configurar els dispositius. Com ja s'ha comentat, la placa Arduino només fa de pont entre el sistema *MATLAB* i l'AD5940. Això significa que no cal configurar aquest dispositiu i, com que la placa EVAL-AD5941BIOZ disposa dels

connectors per aquest element, no cal implementar més connexions externes. El que sí que s'ha de configurar, seguint les dades de la Taula 7 i les instruccions del final de la secció anterior, és la placa de mesures.

A l'Annex D es troba l'estructura que forma el codi principal. Com es pot veure en aquesta secció el codi es divideix en funcions ja que l'ús de funcions i procediments³² milloren la claredat, l'estructura i la llegibilitat del programa, permeten executar-les diverses vegades dins el mateix programa, redueixen el codi i faciliten la depuració.

4.4. DISSENY I POSADA EN FUNCIONAMENT DEL DISPOSITIU FINAL

El muntatge per a realitzar les mesures i veure el correcte funcionament del sistema es mostra a la Figura 36.

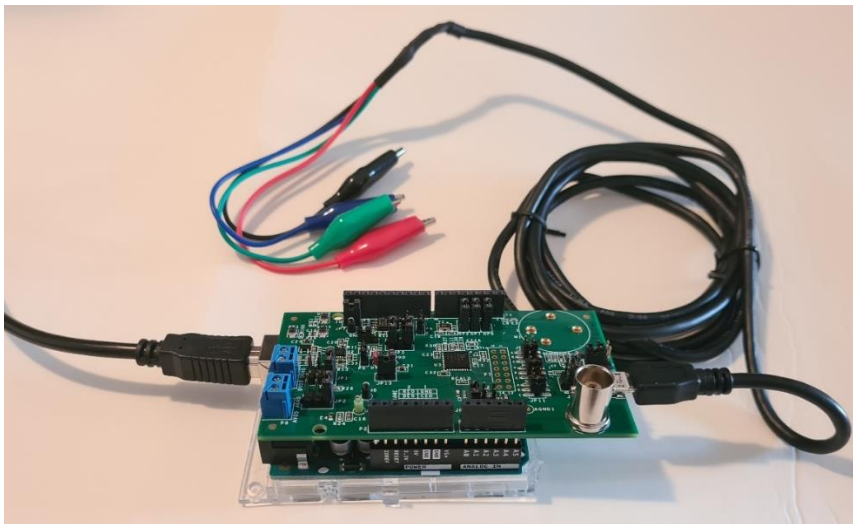


Fig. 36 Muntatge final per a realitzar proves i mesures d'impedància amb la placa EVAL-AD5941ELCZ

Per a realitzar les mesures, obrim el programa *MATLAB* i introduïm la ruta de la ubicació de l'ordinador on es guarda el fitxer (.m) que conté el codi. Quan el directori sigui el correcte, en cas contrari no podrem executar el codi, escrivim a la finestra d'ordres el nom del fitxer, per exemple, *BIA_measurements* (Figura 37).

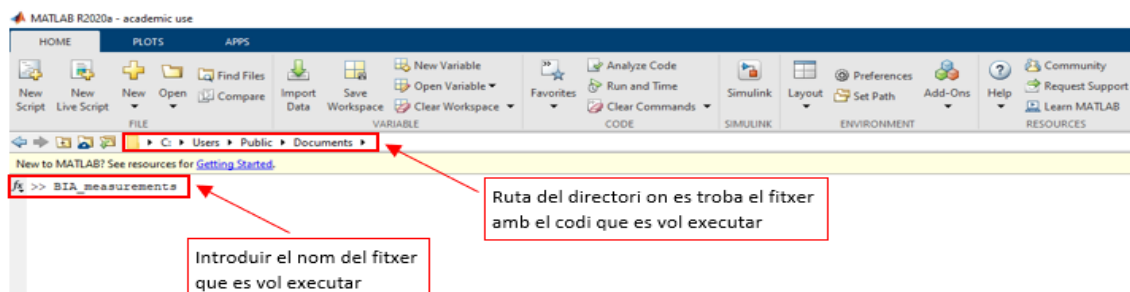


Fig. 37 Format i configuració de *MATLAB* per executar el codi i realitzar les mesures

³² Conjunt d'instruccions codificades que li diuen a una computadora com executar un programa o un càlcul.

Després d'executar el codi, es mostrarà un missatge que indica que s'està iniciant la connexió amb l'Arduino UNO. La connexió amb l'Arduino en alguns casos pot arribar a durar uns minuts, però si aquest procés s'allarga més de dos minuts, és aconsellable aturar l'execució i assegurar-se que el dispositiu està correctament connectat a un port COM³³ de l'ordinador.

Quan la connexió s'hagi establert correctament es mostrarà un missatge indicant-ho. Tot seguit, el sistema sol·licitarà a l'usuari que introdueixi per teclat alguns paràmetres necessaris per a realitzar les mesures. Una vegada s'hagin introduït tots els paràmetres correctament, el sistema iniciarà el procés de configuració del dispositiu, mostrarà un resum de la configuració realitzada i començarà a realitzar les mesures. Abans, però, es mostrarà un avís amb una imatge que indica com s'han de col·locar els elèctrodes correctament en cas que no s'hagi fet prèviament i sol·licita a l'usuari que reprengui el programa quan estigui llest.

Finalment, es realitzen les mesures i es mostra per pantalla els resultats obtinguts. Addicionalment es mostra una figura que conté una gràfica amb els valors de la magnitud i la fase dels resultats obtinguts, i una segona figura que disposa d'aquests mateixos resultats però en dues gràfiques per separat. A la secció 5 es poden observar els resultats obtinguts i les captures de les gràfiques resultants. Un altre fet que afegeix valor al sistema és que els resultats s'emmagatzemen automàticament en un arxiu de dades al directori on es troba el fitxer amb el codi. D'aquesta manera es poden exportar els resultats i realitzar les transformacions que es creguin convenientes.

4.5. COST DEL SISTEMA FINAL

En aquesta secció s'ha tingut en compte el cost de desenvolupament del sistema final sense tenir en compte el disseny de la placa de mesures personalitzada. El següent pas del procés de disseny del sistema es tractarà en futurs apartats.

Component	Distribuïdor	Preu Unitari (€)	Unitats	TOTAL
ARDUINO UNO	Arduino	20,00 €	1	20,00 €
Cable USB 2.0 tipus A/B	Arduino	2,49€	1	2,49 €
Resistència 100 Ω	Farnell	0,1050 €	4	0,42 €
Resistència 1 kΩ	Farnell	0,0370 €	4	0,148 €
Condensador ceràmic 100 nF	Farnell	0,0018 €	2	0,036 €
Conjunt d'elèctrodes (2 unitats)	Farnell	1,48 €	20	29,60 €
EVAL-AD5941BIOZ	Analog Devices	273,50 € *	1	273,50 €
Llicència de <i>MATLAB</i>	MathWorks	119,00 € *	1	119,00 €
PREU TOTAL				445,20 €

Taula 9 Preu dels components que formen el sistema final

* En el cas particular del desenvolupament d'aquest projecte, tant la llicència de *MATLAB* com la placa EVAL-AD5941BIOZ han estat proporcionades per la Universitat Politècnica de Catalunya, que han assumit el cost d'aquests dos elements. Quant a la llicència del *software*, en cas de ser

³³ Interfície de comunicacions de dades digitals, sovint utilitzat per computadores i perifèrics, on la informació és transmesa bit a bit, enviant un sol bit alhora.

formar part d'una empresa o d'una empresa es poden obtenir llicències i descomptes especials sol·licitant-los a MathWorks.

Si s'amplia el projecte i es decideix implementar un sistema basat en una Arduino UNO i en una placa feta a mida que només tingués el xip AD5941 i els perifèrics necessaris per a realitzar les mesures de bioimpedància, el cost del projecte es veuria reduït tal i com es mostra a la taula 10. L'esquemàtic de la placa a mida del sistema proposat es mostra a l'Annex E i el cost del sistema final es detalla a continuació:

Component	Distribuïdor	Preu Unitari (€)	Unitats	TOTAL
ARDUINO UNO	Arduino	20,00 €	1	20,00 €
Cable USB 2.0 tipus A/B	Arduino	2,49€	1	2,49 €
Resistències	Farnell	0,1050 €	45	4,725 €
Condensadors ceràmics	Farnell	0,018 €	30	0,54 €
Jumper (barra de connexió)	Farnell	0,029 €	10	0,29 €
Polsador	Farnell	0,537 €	3	1,611 €
Conjunt d'elèctrodes (2 unitats)	Farnell	1,48 €	2	2,96 €
AD5941	Analog Devices	4,98 €	1	4,98 €
Fabricació de la PCB a mida	Meyer	62,50 €	1	62,50 €
Llicència de <i>MATLAB</i>	MathWorks	119,00 €	1	119,00 €
PREU TOTAL				219,10 €

Taula 10 Preu dels components que formen el sistema final utilitzant una placa a mida

Un fet important a tenir en compte és que el preu de fabricació de la placa PCB a mida és de 62,50 € perquè es tracta d'un prototipus. En el moment en què es decideix fabricar aquest dispositiu a major escala el preu es veuria disminuït en funció de la quantitat d'exemplars que es desitges realitzar. Finalment, comentar que si ja es disposa de la llicència de *MATLAB*, el preu total de fabricació del prototipus del sistema final és de, aproximadament, 100 €.

5. FUNCIONAMENT I MESURES EXPERIMENTALS

Per a verificar el correcte funcionament del sistema final s'han realitzat un conjunt de proves utilitzant diversos paràmetres i comparant els valors obtinguts amb els resultats dels estudis realitzats a la secció 2.3. Mesures Experimentals.

D'entrada, s'analitzaran els resultats que s'obtenen quan s'executa el programa de *MATLAB* i que segueixen l'estructura comentada en anteriors apartats.

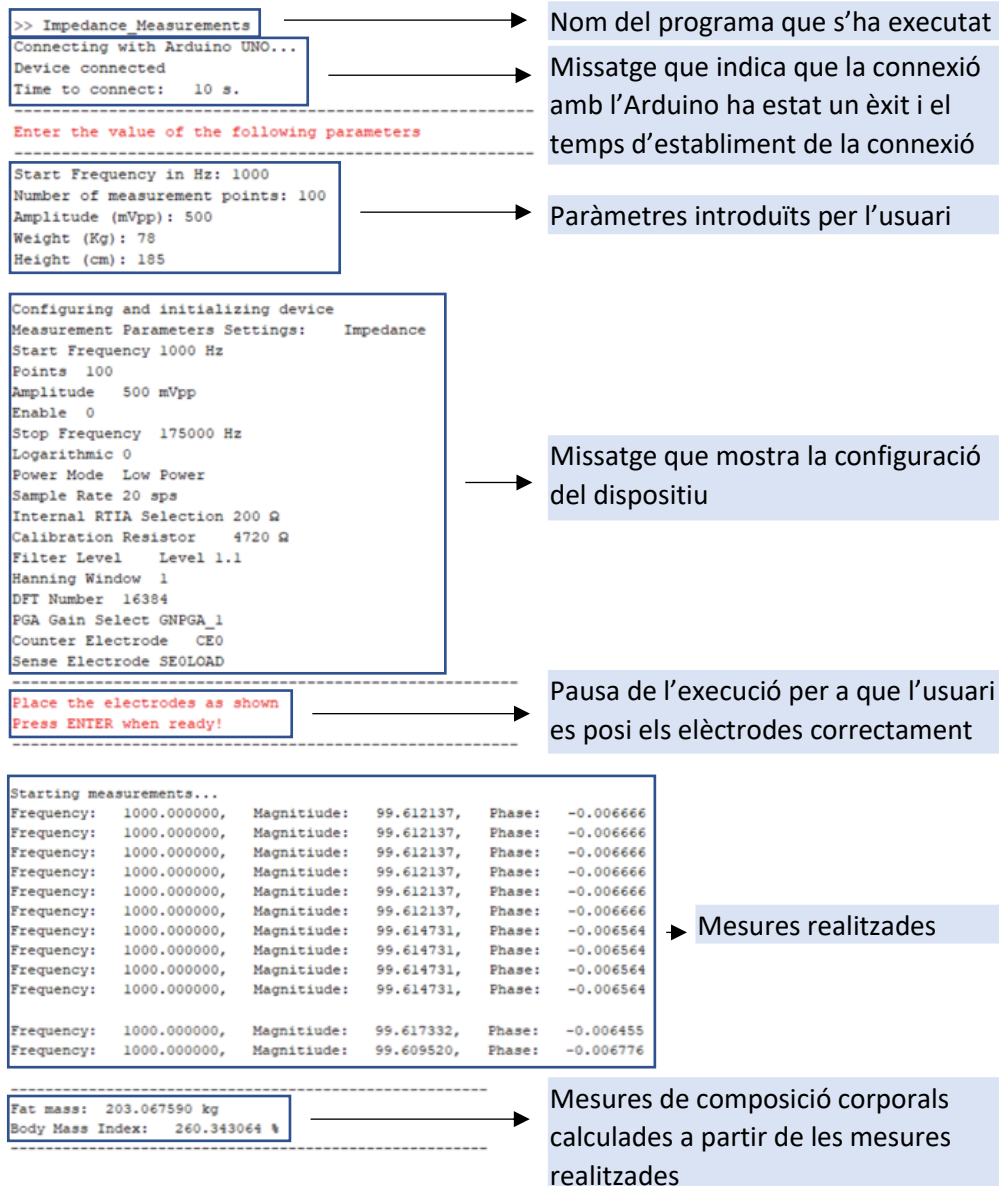


Fig. 38 Resultats obtinguts al *Command Window* de *MATLAB* quan executem el programa *Impedance_Measurements*

Al finalitzar l'execució del programa, apareixen dues finestres emergents que mostren els resultats obtinguts en forma de gràfica. A les dues pantalles es mostren els mateixos resultats però en gràfiques separades per a poder tractar-los en funció dels desitjos de l'usuari.

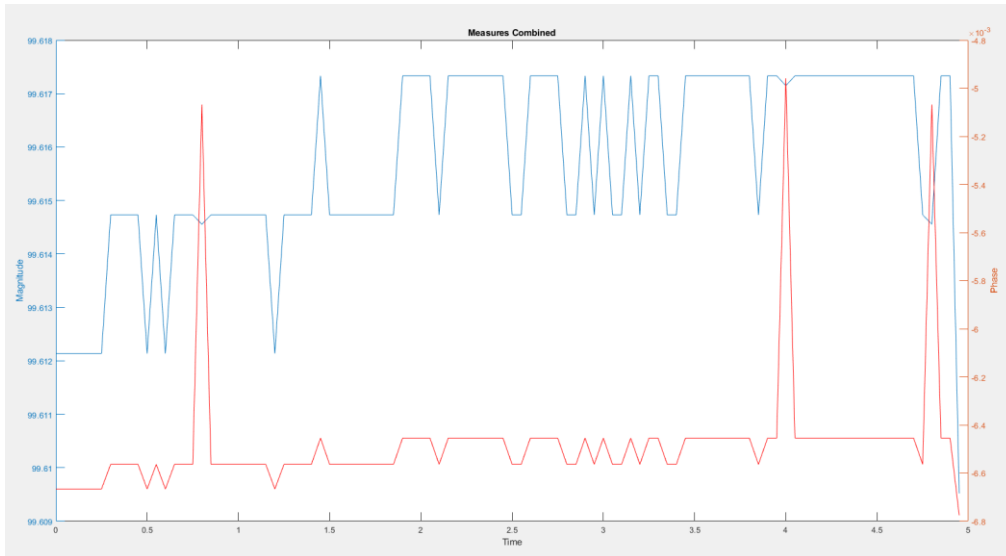


Fig. 39 Magnitud i fase dels resultats obtinguts representats en una gràfica combinada

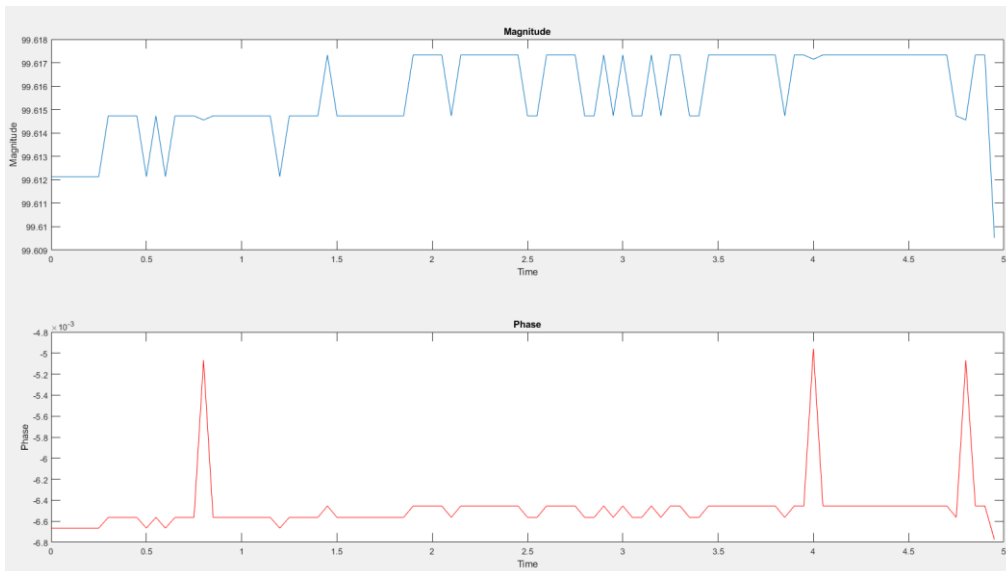


Fig. 40 Magnitud i fase dels resultats obtinguts representats en dues gràfiques per separat

	A	B	C	D
1	0	1000	99.6121368	-0.00666627
2	0.05	1000	99.6121368	-0.00666627
3	0.1	1000	99.6121368	-0.00666627
4	0.15	1000	99.6121368	-0.00666627
5	0.2	1000	99.6121368	-0.00666627
6	0.25	1000	99.6121368	-0.00666627
7	0.3	1000	99.6147308	-0.00656381
8	0.35	1000	99.6147308	-0.00656381
9	0.4	1000	99.6147308	-0.00656381
10	0.45000003	1000	99.6147308	-0.00656381
11	0.5	1000	99.6121368	-0.00666627

Fig. 41 Resultats emmagatzemats en un fitxer Excel

Per a comprovar el funcionament del sistema s'han realitzat mesures de test prenent un conjunt de cinc mil mesures per a cada combinació de resistència i freqüència. Els resultats obtinguts es mostren a les taules següents:

RESULTATS DEL SISTEMA FINAL				
		FREQUÈNCIES DE PROVA (kHz)		
		1	50	100
VALOR COMERCIAL (Ω)	LECTURA AMB EL MULTÍMETRE (Ω)	(Ω)	(Ω)	(Ω)
10	9,98	10,073	10,068	10,063
100	99,64	99,614	99,57	99,55
1k	997	998,972	997,834	995,022

		ERROR EN % DE LES MESURES		
10	9,98	0,93%	0,88%	0,83%
100	99,64	0,03%	0,07%	0,09%
1k	997	0,20%	0,08%	0,20%

Taula 11 Resultats experimentals del sistema final

Els resultats anteriors s'han obtingut connectant una resistència als extrems dels fils amb connexions de cocodrill connectats a la placa EVAL-AD5941ELCZ. Com ja hem comentat en seccions anteriors, aquesta placa no permet realitzar mesures utilitzant connexions amb éssers humans. Aquest fet té la seva explicació ja que la placa en qüestió no ha estat dissenyada per a realitzar mesures de bioimpedància com a principal funció i no compleix amb la normativa de seguretat per a connectar aquest dispositiu en un ésser humà. Per aquest motiu, el resultat d'aquest projecte es limita a realitzar mesures d'impedància utilitzant resistències conegudes. En cas de disposar de la placa EVAL-AD5941BIOZ es podria comprovar el funcionament del sistema realitzant mesures de bioimpedància en éssers humans. Per a aconseguir realitzar aquest tipus de mesures només caldria realitzar algunes modificacions en el codi del programa que realitza les mesures. La major part del codi es pot reutilitzar perquè el xip de les dues plaques és el mateix. Les úniques parts que caldria modificar són els registres de lectura de les dades que es llegeixen de la FIFO i que contenen els valors de les mesures i canviar alguna configuració que és fàcilment identificable al *datasheet* de cada placa.

Finalment, analitzant els resultats obtinguts es pot observar com les mesures d'impedància del sistema s'aproximen molt als valors reals de les resistències utilitzades i els errors en % es mantenen, igualment, per sota de l'1% tal com es requeria. Comparant els resultats del sistema final amb els resultats experimentals obtinguts en l'estudi comparatiu dels components podem veure com les modificacions realitzades al sistema no han afectat les mesures i s'ha mantingut la linealitat dels resultats durant tot el procés.

CONCLUSIONS I TREBALL FUTUR

CONCLUSIONS

Si es recorda l'objectiu d'aquest projecte, era dissenyar un sistema de mesura de bioimpedància de baix cost. Durant el desenvolupament del treball ha estat necessari modificar aquesta meta, ja que el dispositiu que ens ha proporcionat Analog Devices no estava adequat, tal com en un principi s'havia dit, a realitzar mesures de bioimpedància. Així i tot, s'ha pogut mantenir l'estructura del projecte i s'ha modificat l'objectiu principal per a acabar dissenyant un sistema de mesura d'impedància però sense deixar de presentar les pautes per a crear el mesurador de bioimpedància, ja que els dos camins van, pràcticament, agafats de la mà.

S'ha demostrat que és possible implementar un analitzador de bioimpedància utilitzant components de baix cost, mantenint les característiques d'un sistema especialitzat en aquest àmbit i obtenint resultats similars als que podria proporcionar un dispositiu de mercat amb un cost molt més elevat que el sistema dissenyat.

Gràcies als resultats obtinguts queda demostrar que és possible implementar un sistema capaç de realitzar mesures de bioimpedància a baix cost. Aquest fet suposa un fet molt interessant per a les aplicacions de la BIA referents a la medicina i a l'anàlisi de la composició corporal perquè permet seguir investigant per a millorar aquests dispositius i obre noves portes a nous dispositius i mètodes de mesura de bioimpedància.

Per a implementar el sistema final s'ha utilitzat l'encapsulat AD5940 comercialitzat per Analog Devices perquè ha estat el dispositiu que ha presentat millors resultats en l'anàlisi de diversos dispositius especialitzats en les mesures de BIA. Aquest, és un dispositiu de baix cost i de codi obert, que es pot controlar fàcilment amb una Arduino UNO. L'obtenció d'informació de l'AD5940 i de la resta de dispositius (AFE4300, MAX30002 i AD5933) ha estat senzilla perquè el fabricant de cada dispositiu proporciona a les seves pàgines web tota la informació detallada de l'estructura, el funcionament i les característiques principals de cada un dels dispositius.

Un fet primordial en el disseny del sistema final ha estat la configuració de l'AD5940 i de l'Arduino UNO. Per a calcular la impedància, primerament l'AD5940 entrega un corrent constant a través dels elèctrodes o dels cables de cocodrill. Per a assegurar-se que aquest corrent és l'indicat i que no presenta cap perill per l'usuari ni per altres dispositius és necessari linealitzar-lo utilitzant els diversos components de què disposa la placa EVAL-AD5941ELCZ, placa en la qual s'integra el xip AD5940 i que conté els perifèrics i les connexions necessàries per al seu funcionament. Aquests components cal configurar-los a través del codi del programa que realitza les mesures en funció del tipus de mesures que es desitja realitzar.

El disseny realitzat permet treballar de forma autònoma. Tot el sistema s'alimenta a través del cable USB que es connecta a l'ordinador i que, al seu torn, permet la comunicació entre el *software*, que conté el programa que configura i realitza les mesures, i la placa Arduino que transmet les ordres necessàries a la placa EVAL-AD5941ELCZ i retorna les dades obtingudes al programa de *MATLAB* per a tractar, emmagatzemar i representar els resultats obtinguts.

TREBALL FUTUR

Les properes tasques a realitzar estan enfocades principalment en la millora i l'optimització del sistema dissenyat. L'objectiu d'aquesta secció és presentar els següents passos a realitzar per seguir ampliant el sistema de mesura de bioimpedància i millorant les seves prestacions.

Per a reduir el cost del mesurador de bioimpedància i optimitzar els components que formen el sistema de mesura final, s'ha dissenyat un esquemàtic per a implementar un circuit imprès amb els elements imprescindibles i les connexions necessàries per a mantenir el funcionament del sistema actual. Aquest esquemàtic es pot visualitzar a l'Annex E i ha estat realitzat en *KiCad*. Gràcies a aquest *software*, a partir de l'esquema dissenyat, es pot fabricar una placa de circuit imprès amb les empremtes de cada element que forma el sistema i, posteriorment, soldar els elements necessaris. D'aquesta manera es reduiria la mida, tot i que actualment la placa EVAL-AD5941ELCZ ja té una mida bastant ajustada, i s'obtindria una placa especialitzada únicament a realitzar mesures de bioimpedància.

Aquest projecte serveix de base per a futurs desenvolupament o aplicacions similars, ja que a partir de la informació proporcionada, del codi implementat i de les configuracions esmentades es pot dissenyar un dispositiu a mida sense haver de preocupar-se pel funcionament intern de cada dispositiu i d'aquesta manera només cal centrar-se en el disseny físic del dispositiu que es desitja obtenir.^[21]

BIBLIOGRAFIA

- [1] Bertemes-Filho, P., & Simini, F. (2018). Bioimpedance in Biomedical Applications and Research. *Bioimpedance in Biomedical Applications and Research*, April, 1–279.
- [2] Eskola, Hannu & Väisänen, Outi & Viik, Jari & Hyttinen, Jari. (2018). EMBEC & NBC 2017: Joint Conference of the European Medical and Biological Engineering Conference (EMBEC) and the Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics (NBC), Tampere, Finland, June 2017.
- [3] Sánchez-Iglesias, A., Fernández-Lucas, M., & Teruel, J. L. (2012). Fundamentos eléctricos de la bioimpedancia. *Nefrología*, 32(2), 133–135.
- [4] De Lorenzo, Antonino & Andreoli, Angela & Matthie, James & Withers, P. (1997). Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: A technological review. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md. : 1985). 82. 1542-58. 10.1152/jappl.1997.82.5.1542.
- [5] Llames, L., Baldomero, V., Iglesias, M. L., & Rodota, L. P.. (2013). Valores del ángulo de fase por bioimpedancia eléctrica: estado nutricional y valor pronóstico. *Nutrición Hospitalaria*, 28(2), 286-295.
- [6] Professor Bruce Cornish. *Lymphatic Research and Biology*. Mar 2006.47-50.
- [7] Brantlov, S., Jødal, L., Lange, A., Rittig, S., & Ward, L. C. (2017). Standardisation of bioelectrical impedance analysis for the estimation of body composition in healthy paediatric populations: a systematic review. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 41(6), 460-479.
- [8] Dutt, A. G., Verling, M., Karlen, W., & Member, S. (2020). Wearable bioimpedance for continuous and context-aware clinical monitoring. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 150640, accepted.
- [9] Pietrobelli, A., Rubiano, F., St-Onge, M. *et al.* New bioimpedance analysis system: improved phenotyping with whole-body analysis. *Eur J Clin Nutr* 58, 1479–1484 (2004)
- [10] Texas Instruments. (2017). *AFE4300 Low-Cost, Integrated Analog Front-End for Weight-Scale and Body Composition Measurement*.
- [11] Analog Devices. (2010). 1 MSPS, 12 Bit Impedance Converter Network Analyzer, Datasheet AD5933. *Datasheet*, 1-40.
- [12] Maxim Integrated. (2018). *MAX30002 Bioimpedance (BioZ) AFE MAX30002 Ultra-Low-Power , Single-Channel Integrated Bioimpedance (BioZ) AFE Functional Diagram*.
- [13] Analog Devices. (2019). *High Precision, Impedance, and Electrochemical Front End. AD5940 Datasheet*, 1–133.

- [14] Illowsky, B., Dean, S. L., OpenStax College,, & Open Textbook Library,. (2013). Introductory statistics.
- [15] Lakshmi Narayanan, R. (2019). Anodic Stripping Voltammetry using EVAL-ADICUP 3029.
- [16] Hofsteenge, G. H., Chinapaw, M. J., & Weijs, P. J. (2015). Fat-free mass prediction equations for bioelectric impedance analysis compared to dual energy X-ray absorptiometry in obese adolescents: a validation study. *BMC pediatrics*, 15, 158.
- [17] Moore, H., Olgún, V. C., & Nuño, R. M. (2007). Matlab para ingenieros (No. 620.0013 M66 2007.). Pearson Educación.
- [18] Monk, S. (2018). Programming Arduino next steps: going further with sketches. McGraw-Hill Education.
- [19] Kurniawan, A. (2015). Arduino Programming Using MATLAB. PE Press.
- [20] Margolis, M., Jepson, B., & Weldin, N. R. (2020). Arduino cookbook: recipes to begin, expand, and enhance your projects. O'Reilly Media.
- [21] Waffenschmidt, E., Ackermann, B., & Ferreira, J. A. (2005). Design method and material technologies for passives in printed circuit board embedded circuits. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 20(3), 576-584.
- [22] Khalil, S. F., Mohktar, M. S., & Ibrahim, F. (2014). The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(6), 10895–10928.

ANNEXOS

ANNEX A

Aplicacions de l'anàlisi de bioimpedància en el monitoratge de l'estat clínic i el diagnòstic de malalties.^[22]

Sistema d'òrgans	Malaltia	Paràmetres BIA	Observacions
Sistema pulmonar	Càncer de pulmó	R i X _c (BIVA)	Els components de reactància disminueixen en els pacients (angle de fase <4,5)
	Monitoratge de l'edema pulmonar	R (SF-BIA)	Resistència mitjana pel pulmó esquerre (1205±163) i dret (1200±165) i reproductibilitat del sistema (2%)
Sistema cardiovascular	Acumulació de líquids després de cirurgia cardíaca	Z (MF-BIA)	Augment significatiu de la bioimpedància del tronc segmentari després de la cirurgia per culpa de l'acumulació de líquid
Sistema circulatori	Estat volèmic i hiponatrèmia	ACT (SF-BIA)	En pacients d'edat avançada amb hiponatrèmia, l'avaluació d'ACT utilitzant el mètode BIA es correlaciona amb la dilució d'òxid de deuteri (R=0,68)
	Estat d'hidratació i hiponatrèmia en ancians	ACT (SF-BIA)	L'avaluació de l'estat d'hidratació en pacients d'edat avançada amb hiponatrèmia utilitzant el mètode BIA és més precisa que els procediments clínics
Sistema renal	Hemodiàlisi crònica	AEC (BIS)	Relació AEC a pes de l'augment del pacient hipertens respecte al dels pacients normals (24,29 ± 3,56% vs. 21,50 ± 2,38)
	Pes sec en insuficiència renal	AEC (BIS)	AEC/ACT és 0,239 i 0,241 L/Kg per pacients sans
	Avaluació de pes sec en pacients amb EH	R i X _c (BIVA)	El mètode BIVA mostra diferències significatives en vectors en pacients que se'ls ha realitzat diàlisi
Sistema neural	Malaltia d'Alzheimer	R i X _c (BIVA)	La massa cel·lular corporal disminueix en els pacients
	Anorèxia nerviosa	MG, MLG, ACT i AEC (BIS) R i X _c (BIVA)	S'ha descobert que la massa cel·lular corporal canvia significativament en els pacients malalts Augmenta gradualment en massa corporal cel·lular i disminueix en AEC durant els tractaments
Sistema muscular	La posició corporal canvia el monitoratge durant l'entrenament físic	MG i MLG (MF-BIA)	El mètode BIA subestima la MG i sobreestima la MLG; i un petit canvi no detectat en la composició corporal a causa de l'entrenament físic
Sistema d'immunologia	Comparació entre SF-BIA i MF-BIA en pacients amb VIH	AEC i ACT (BIS)	Diferències insignificants en l'estimació d'ACT i AEC utilitzant els mètodes SF-BIA, MF-BIA i BIS
	Pacients amb càncer	ACT (SF-BIA)	El canvi en l'ACT utilitzant el mètode BIA es correlaciona amb la dilució de deuteri en pacients amb càncer de baix pes i pes normal
Altres malalties	Subjectes en estat crític	MG, ACT i AEC (BIS)	La composició corporal utilitzant el mètode BIS mostra diferències significatives en l'estimació de la MG, ACT i l'AEC entre subjectes sans i malalts
	Malaltia gastrointestinal	R, X _c , F _c , ACT, MLG, AEC i AIC (BIS)	En subjectes greument malalts, la F _c i l'AEC augmenten, X _c disminueix, i ACT i AIC mostren els mateixos valors

ANNEX B

Taula de probabilitats de la distribució normal estàndard.

Probabilitats de la distribució Gaussiana estàndard										
<i>z</i>	.00	.01	.02	.03	.04	.05	.06	.07	.08	.09
0.0	.5000	.5040	.5080	.5120	.5160	.5199	.5239	.5279	.5319	.5359
0.1	.5398	.5438	.5478	.5517	.5557	.5596	.5636	.5675	.5714	.5753
0.2	.5793	.5832	.5871	.5910	.5948	.5987	.6026	.6064	.6103	.6141
0.3	.6179	.6217	.6255	.6293	.6331	.6368	.6406	.6443	.6480	.6517
0.4	.6554	.6591	.6628	.6664	.6700	.6736	.6772	.6808	.6844	.6879
0.5	.6915	.6950	.6985	.7019	.7054	.7088	.7123	.7157	.7190	.7224
0.6	.7257	.7291	.7324	.7357	.7389	.7422	.7454	.7486	.7517	.7549
0.7	.7580	.7611	.7642	.7673	.7704	.7734	.7764	.7794	.7823	.7852
0.8	.7881	.7910	.7939	.7967	.7995	.8023	.8051	.8078	.8106	.8133
0.9	.8159	.8186	.8212	.8238	.8264	.8289	.8315	.8340	.8365	.8389
1.0	.8413	.8438	.8461	.8485	.8508	.8531	.8554	.8577	.8599	.8621
1.1	.8643	.8665	.8686	.8708	.8729	.8749	.8770	.8790	.8810	.8830
1.2	.8849	.8869	.8888	.8907	.8925	.8944	.8962	.8980	.8997	.9015
1.3	.9032	.9049	.9066	.9082	.9099	.9115	.9131	.9147	.9162	.9177
1.4	.9192	.9207	.9222	.9236	.9251	.9265	.9279	.9292	.9306	.9319
1.5	.9332	.9345	.9357	.9370	.9382	.9394	.9406	.9418	.9429	.9441
1.6	.9452	.9463	.9474	.9484	.9495	.9505	.9515	.9525	.9535	.9545
1.7	.9554	.9564	.9573	.9582	.9591	.9599	.9608	.9616	.9625	.9633
1.8	.9641	.9649	.9656	.9664	.9671	.9678	.9686	.9693	.9699	.9706
1.9	.9713	.9719	.9726	.9732	.9738	.9744	.9750	.9756	.9761	.9767
2.0	.9772	.9778	.9783	.9788	.9793	.9798	.9803	.9808	.9812	.9817
2.1	.9821	.9826	.9830	.9834	.9838	.9842	.9846	.9850	.9854	.9857
2.2	.9861	.9864	.9868	.9871	.9875	.9878	.9881	.9884	.9887	.9890
2.3	.9893	.9896	.9898	.9901	.9904	.9906	.9909	.9911	.9913	.9916
2.4	.9918	.9920	.9922	.9925	.9927	.9929	.9931	.9932	.9934	.9936
2.5	.9938	.9940	.9941	.9943	.9945	.9946	.9948	.9949	.9951	.9952
2.6	.9953	.9955	.9956	.9957	.9959	.9960	.9961	.9962	.9963	.9964
2.7	.9965	.9966	.9967	.9968	.9969	.9970	.9971	.9972	.9973	.9974
2.8	.9974	.9975	.9976	.9977	.9977	.9978	.9979	.9979	.9980	.9981
2.9	.9981	.9982	.9982	.9983	.9984	.9984	.9985	.9985	.9986	.9986
3.0	.9987	.9987	.9987	.9988	.9988	.9989	.9989	.9989	.9990	.9990
3.1	.9990	.9991	.9991	.9991	.9992	.9992	.9992	.9992	.9993	.9993
3.2	.9993	.9993	.9994	.9994	.9994	.9994	.9994	.9995	.9995	.9995
3.3	.9995	.9995	.9995	.9996	.9996	.9996	.9996	.9996	.9996	.9997
3.4	.9997	.9997	.9997	.9997	.9997	.9997	.9997	.9997	.9997	.9998

ANNEX C

Tots els connectors i les seves configuracions per defecte s'escriuen en la següent taula.

Posició del connector	Jumper	Descripció
JP1 (DVDD)	A *	DVDD alimentat per l'Arduino a 3,3 V (Per defecte)
	B	DVDD alimentat per l'LDO
	C	DVDD alimentat per una font externa connectada a P11
JP2 (AVDD)	A *	AVDD alimentat per l'Arduino a 3,3 V (Per defecte)
	B	AVDD alimentat per LDO
	C	AVDD alimentat per una font externa connectada a P8
JP3 (Reset)	A *	Pin de reset connectat al botó ARST (per defecte)
	B	Pin de reset connectat al pin de reset de l'Arduino
	C *	Pin de reset connectat a l'Arduino P1.3 (per defecte)
P9 (LDO Habilitat)	1-2	LDO Habilitat
	2-3 *	LDO Desactivat (Per defecte)
P15 (LDO Auxiliar Habilitat)	1-2	LDO Habilitat
	2-3 *	LDO Desactivat (Per defecte)
JP5 (DNI per defecte)	A	Resistència pull-up (R25) connectada al biaix de l'elèctrode
	B	Resistència pull-down (R25) connectada al biaix de l'elèctrode
JP6 (DNI per defecte)	A	Resistència pull-up (R24) connectada al biaix de l'elèctrode
	B	Resistència pull-down (R24) connectada al biaix de l'elèctrode
	C	DE0 connectat al port USB
JP7 (Selecció de biaix)	3-1	Biaix d'elèctrode connectat a REFUGIS
	3-4	Biaix d'elèctrode connectat RLD
	3-5	Biaix d'elèctrode connectat a VDD
JP8	A	Connectat. Projecte d'escriptura EEPROM
P16	1-2 *	Resistència pull-up (R46) per a ECG_P al biaix de l'elèctrode
	2-3	Resistència pull-down (R46) per a ECG_P a GND
P17	1-2 *	Resistència pull-up (R23) per a ECG_P al biaix de l'elèctrode
	2-3	Resistència pull-down (R23) per a ECG_P a GND

* Connexions seleccionades en aquest projecte per a realitzar les mesures de BIA.

ANNEX D

El codi final del programa es mostra a continuació dividit per seccions. Cada secció disposa de comentaris dins el codi per a facilitar la seva comprensió i d'una descripció per a entendre el seu funcionament.

```
%% Iniciem la connexió amb l'Arduino i el dispositiu SPI
fprintf('Connecting with Arduino UNO...\n');
pause(1.5);
close all;
clear all;
a = arduino();
spidev = device(a, 'SPIChipSelectPin', 'D10');
fprintf('Device connected\n');
pause(0.5);
```

```
%% Configuració de l'Arduino
%Definim els pins que utilitzarem per a la nostre connexió SPI,
DATAOUT, DATAIN, SPICLOCK i SLAVESELECT.
DATAOUT = 'D11'; %MOSI
DATAIN = 'D12'; %MISO
SPICLOCK = 'D13'; %sck
SLAVESELECT = 'D10'; %ss

%Establim els mode de cada pin d'entrada i sortida i configurem la
línia
%SLAVESELECT a HIGH per començar.
configurePin(a, DATAOUT, 'DigitalOutput');
configurePin(a, DATAIN, 'DigitalInput');
configurePin(a, SPICLOCK, 'DigitalOutput');
configurePin(a, SLAVESELECT, 'DigitalOutput');
writeDigitalPin(a, SLAVESELECT, 1); %High
```

```
%% Definim les variables globals
%Definim els codis d'operació (ordres de control) de l'AD5940.
READ = 109; %Read comand = 0x6d
WRITE = 45; %Write comand = 0x2d
READFIFO = 95; %Read FIFO comand = 0x5f

%Establim el registre de control SPI (SPCR) en el valor binari
01010000.
    %El vuitè bit deshabilita la interrupció SPI
    %El setè bit habilita l'SPI
    %El sisè bit tria la transmissió amb el bit més significatiu en
primer lloc
    %El cinquè bit posa l'Arduino en manera mestra
    %El quart bit posa el rellotge de dades inactiu quan està a
nivell baix
    %El tercer bit configura l'SPI per a mostrejar dades en el flanc
ascendent del rellotge de dades
    %El segon i primer bit configuren la velocitat de l'SPI a la
velocitat del sistema
SPCR = 80;
```

```
%Funció que inicialitza i configura el dispositiu AD5940
function AD5940Init()
    writeData(hex2dec('0x0908'), hex2dec('0x02C9'));
    writeData(hex2dec('0x0C08'), hex2dec('0x206C'));
    writeData(hex2dec('0x21F0'), hex2dec('0x0010'));
    writeData(hex2dec('0x0410'), hex2dec('0x02C9'));
    writeData(hex2dec('0x0A28'), hex2dec('0x0009'));
    writeData(hex2dec('0x238C'), hex2dec('0x0104'));
    writeData(hex2dec('0x0A04'), hex2dec('0x4859'));
    writeData(hex2dec('0x0A04'), hex2dec('0xF27B'));
    writeData(hex2dec('0x0A00'), hex2dec('0x8009'));
    writeData(hex2dec('0x22F0'), hex2dec('0x0000'));
end
```

```
%Funció que sol·licita a l'usuari que introdueixi els paràmetres
variables
function [Freq,Points,Amplitude,Weight,Height] = userConfig()
    fprintf('-----
\n');
    fprintf(2,'Enter the value of the following parameters\n');
    fprintf('-----
\n');
    Freq = input('Start Frequency in Hz: '); %5000
    Points = input('Number of measurement points: '); %100
    Amplitude = input('Amplitude (mVpp): '); %500
    Weight = input('Weight (Kg): ');
    Height = input('Height (cm): ');
end
```

```
%Funció que mostra per pantalla la configuració final del dispositiu
function displayConfig(Freq, Points, Amplitude)
    fprintf('\nConfiguring and initializing device\n');
    fprintf('Measurement Parameters Settings: %c\n',
readData(hex2dec('0x000020C0')));
    writeData(hex2dec('0x000021A8'), Freq);
    fprintf('Start Frequency %d Hz\n',
readData(hex2dec('0x000021A8')));
    writeData(hex2dec('0x000020D0'), Points);
    fprintf('Points %d\n', readData(hex2dec('0x000020D0')));
    writeData(hex2dec('0x0000200C'), Amplitude);
    fprintf('Amplitude %d mVpp\n', readData());
    fprintf('Enable %d\n', readData(hex2dec('0x0000200C')));
    fprintf('Stop Frequency %d Hz\n',
readData(hex2dec('0x000020DA')));
    fprintf('Logarithmic %d\n', readData(hex2dec('0x000021A0')));
    fprintf('Power Mode: %c\n', readData(hex2dec('0x0000E0A2')));
    fprintf('Sample Rate %d sps\n',
readData(hex2dec('0x000020CB')));
    fprintf('Internal RTIA Selection %d ?\n',
readData(hex2dec('0x00001FFA')));
    fprintf('Calibration Resistor %d ?\n',
readData(hex2dec('0x000020CA')));
    fprintf('Filter Level %c\n', readData(hex2dec('0x00000B0')));
    fprintf('Hanning Window %d\n', readData(hex2dec('0x0000E010')));
    fprintf('DFT Number %d\n', readData(hex2dec('0x000000CC')));
    fprintf('PGA Gain Select %c\n',
readData(hex2dec('0x000020D4')));
```

```

    fprintf('Counter Electrode  %c\n',
readData(hex2dec('0x000FFC64')));
    fprintf('Sense Electrode    %c\n',
readData(hex2dec('0x000FFC65')));
    pause(1);
    fprintf('-----
\n');
    fprintf(2,'Place the electrodes as shown\nMeasurements will
start in 30 seconds \n');
    fprintf('-----
\n');
    imshow('electrodes.jpg');
    pause(30);
end

```

```

%Funció que realitza les mesures
function Buff = startMeasurements(Freq)
    APPBUFF_SIZE = 512;
    BuffCount = APPBUFF_SIZE;
    AppBuff = 1:APPBUFF_SIZE;

    FifoCountAux = readFIFO(hex2dec('0x00002200')); %Longitud de la
FIFO
    FifoCount= (FifoCountAux/4)*4;
    writeData(hex2dec('0x00003004'), hex2dec('0x02000000'));
    for x=0:BuffCount
        AppBuff(x,1)= readFIFO(hex2dec('0x00002078')); %Part real de
les dades de la FIFO
        AppBuff(x,2)= readFIFO(hex2dec('0x0000207C')); %Part
imaginaria de les dades de la FIFO
    end

    %Processar les dades
    DataCount = FifoCount;
    ImpResCount = DataCount/4;
    DataCount = (DataCount/4)*4; %We expect RCAL data together with
Rz data. One DFT result has two data in FIFO, real part and
imaginary part.

    %Convertir els resultats de la DFT
    for z=0:ImpResCount
        tStart = tic;
        pData = z;
        RzMag = sqrt(AppBuff(pData, 1)*AppBuff(pData,
1)+AppBuff(pData, 2)*AppBuff(pData, 2));
        RzPhase = atan2(-AppBuff(pData, 2),AppBuff(pData, 1));
        displayResults(Freq, RzMag, RzPhase);
        ResultBuff(z,1)=toc(tStart);
        ResultBuff(z,2)=Freq;
        ResultBuff(z,3)=RzMag;
        ResultBuff(z,4)=RzPhase;

    end
    Buff = ResultBuff;
end

```

```

%Funció que mostra els resultats de manera gràfica
function displayResults(Freq,RzMag, RzPhase)
    fprintf('Frequency:  %f,  Magnitiude:  %f,  Phase:
%f\n',Freq, RzMag, RzPhase);
end

function showResults( Buff)
    figure('Name','Measured Data Combined','NumberTitle','off');
    % Combined plot
    yyaxis left
    plot(Buff(:,1), Buff(:,3));
    ylabel('Magnitude')
    yyaxis right
    plot(Buff(:,1), Buff(:,4), 'r');
    ylabel('Phase')
    title('Measures Combined')
    xlabel('Time')

    figure('Name','Measured Data Separated','NumberTitle','off');
    ax1 = subplot(2,1,1); % top subplot
    plot(ax1, Buff(:,1), Buff(:,3));
    title(ax1, 'Magnitude')
    ylabel(ax1, 'Magnitude')
    xlabel('Time')

    ax2 = subplot(2,1,2); % bottom subplot
    plot(ax2, Buff(:,1), Buff(:,4), 'r');
    title(ax2, 'Phase')
    ylabel(ax2, 'Phase')
    xlabel('Time')

    % Store in excel
    format longG
    t = now;
    d = replace(datestr(datetime(t, 'ConvertFrom', 'datenum')), ':',
    "-");
    name = ' Measurements.xlsx';
    filename = append(d,name);
    xlswrite(filename,Buff,'Hoja1', 'A1');

    %Calcular els paràmetres de Matèria grassa (MG) i l'índex de
massa corporal
    %(IMC)
    MeanValue = mean(Buff(:,2));
    MG = (((0.527)*(Height*Height))/MeanValue)+(0.306*Weight)-
1.862);
    IMC = (MG/Weight)*100;

    fprintf('\n-----
--\n');
    fprintf('Fat mass:  %d\nBody Mass Index:  %d', MG, IMC);
    fprintf('-----
\n\n');
end

```

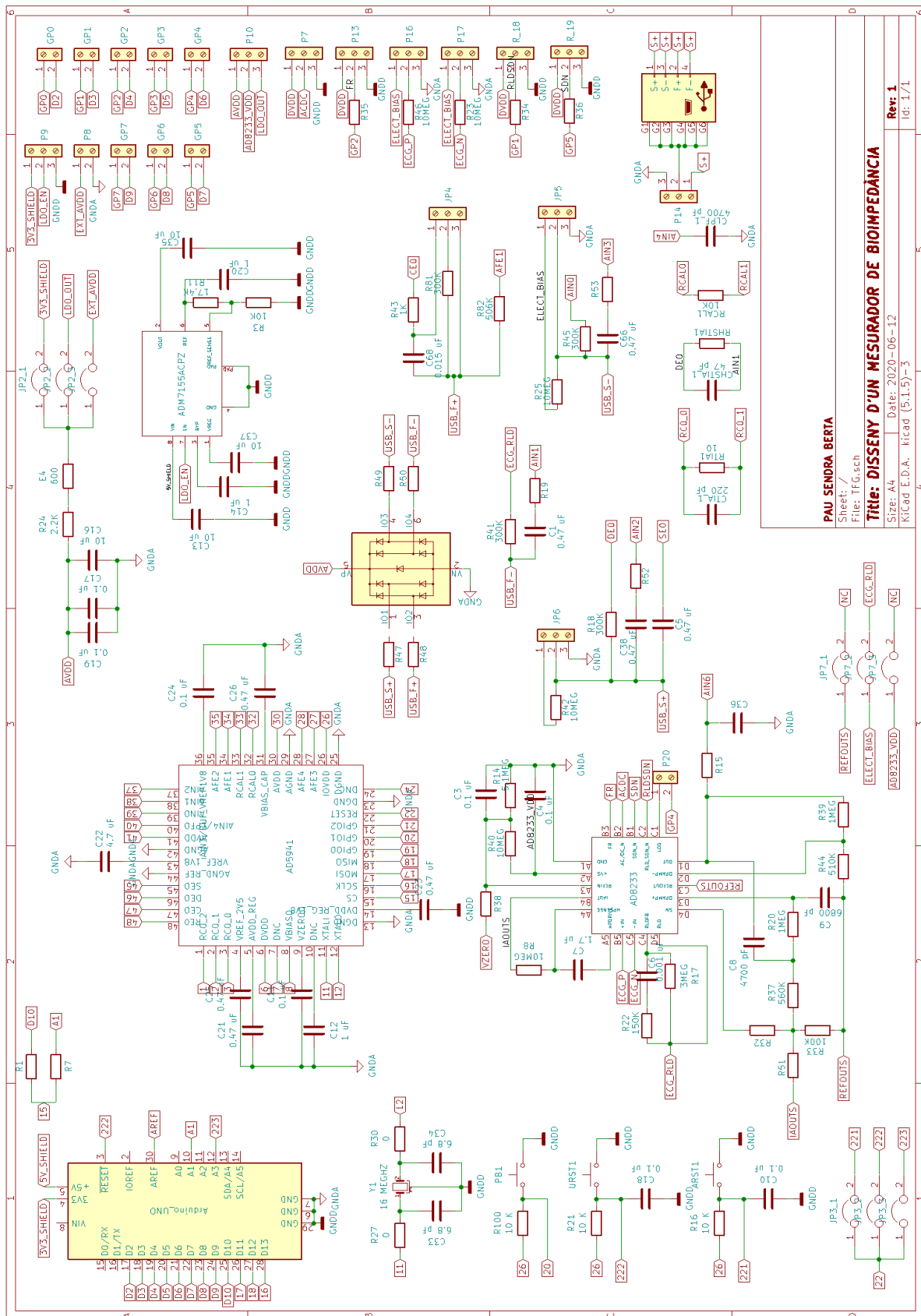


```
%Funció que ens permet escriure dades (data) al registre indicat  
(address)  
function writeData(address, data)  
    writeDigitalPin(a,SLAVESELECT,0); %Low  
    dataIn = [WRITE address data];  
    writeRead(spidev1,dataIn);  
    writeDigitalPin(a,SLAVESELECT,1); %High  
end
```

```
%Funció que ens permet llegir dades del registre indicat (address)  
function out = readData(address)  
    writeDigitalPin(a,SLAVESELECT,0); %Low  
    dataIn = [READ address zeros(1,2)];  
    out = writeRead(spidev1,dataIn);  
    writeDigitalPin(a,SLAVESELECT,1); %High  
end
```

```
%Funció que ens permet llegir dades de la FIFO  
function out = readFIFO(address)  
    writeDigitalPin(a,SLAVESELECT,0); %Low  
    dataIn = [READFIFO address zeros(1,2)];  
    out = writeRead(spidev1,dataIn);  
    writeDigitalPin(a,SLAVESELECT,1); %High  
end
```

ANNEX E



PAU SENDRA BERTA
 Sheet: /
 File: TFG.sch
Title: DISSENY D'UN MESURADOR DE BIOIMPEDÀNCIA
 Size: A4 Date: 2020-06-12
 KiCad E.D.A. Kicad (5.1.5)-3
Rev: 1
 Id: 1/1

Fig. 42 Esquemàtic del disseny del sistema de mesura de bioimpedància personalitzat

