

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI BERGAMO

Scuola di Ingegneria

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Informatica

Classe LM -32 – Ingegneria dell’informazione (D.M. 270/04)

**Progetto e sviluppo di elettronica indossabile
per la misura di bioimpedenza**

Relatore:

Chiar.mo Prof. Valerio Re

Correlatore:

Dott. Andrea Pedrana

Tesi di Laurea Magistrale

Stefano Villa

Matricola n. 1040633

ANNO ACCADEMICO 2019 / 2020

Indice

Introduzione

1 La bioimpedenzometria	1
1.1 L'impedenza elettrica	1
1.2 Bioimpedenza	4
1.2.1 Aspetti fisiologici	4
1.3 Principi della misura di bioimpedenza	9
1.3.1 Parametri valutabili	11
1.4 Front-end per la misura	15
1.5 Stato dell'arte	18
1.6 Attività elettrodermica	23
2 Sistema per misura e analisi di EDA	25
2.1 Introduzione	25
2.2 Hardware	26
2.3 Firmware	28
2.4 Protocollo di comunicazione	30
2.4.1 Lista dei comandi	30
2.5 Software	33
2.5.1 Interfaccia grafica	33
2.5.2 Architettura	34
2.6 Risultati	36
3 Elettronica indossabile per la misura di bioimpedenza	41
3.1 Introduzione	41
3.2 Bio-Electric Evaluation Board	43
3.3 Winter-v2	45
3.4 Sviluppo della PCB	48
3.4.1 Hardware	49
3.5 Firmware	54

3.6 Risultati	58
Conclusioni	63
Ringraziamenti	65

Elenco delle figure

1.1	Simbolo elettrico impedenza.	2
1.2	Modelli elettrici tessuti.	5
1.3	Relazione impedenza - frequenza.	7
1.4	Modelli elettrici tessuti.	8
1.5	Corrente nella cellula in funzione della frequenza	8
1.6	Posizionamento elettrodi nella BIA tetrapolare.	10
1.7	Esempio di front-end per la misura.	16
1.8	Front-end per la misura con amplificatore per strumentazione.	17
1.9	BIA450.	18
1.10	Impedenza biologica in diverse condizioni di stress.	19
1.11	Impedenza biologica in diverse condizioni di tasso alcolemico in corpo.	20
1.12	Andamento nel tempo impedenza biologica e sua derivata.	21
1.13	Applicazione elettrodi per misura pressione sanguigna attraverso bio-impedenza.	21
1.14	Componenti della risposta galvanica della pelle.	24
2.1	Schematico del front-end analogico.	27
2.2	Scheda PCB per misure di EDA.	27
2.3	Macchina a stati finiti del sistema.	28
2.6	Comando Restart	31
2.7	Comando State	31
2.9	Comando Stream	32
2.10	Comando Stop	32
2.11	Interfaccia grafica del sistema sviluppato.	34
2.12	Diagramma UML della classe SerialReadWrite	35
2.13	Risposta galvanica della pelle in questo test.	36
2.14	Risposta galvanica della pelle dalla letteratura.	37
2.15	Risposta tonica e fasica.	37
2.16	Features più rilevanti.	39
2.18	Estratto attività elettrodermica.	40

3.1	Fotografia della Bio-Electric Evaluation Board.	43
3.2	Z Board.	43
3.3	Misura su Z Board.	44
3.4	Scheda madre Winter-v2.	45
3.5	Sistema complessivo.	46
3.6	Schema a blocchi del sistema.	47
3.7	Rendering 3D della board sviluppata.	48
3.8	Pinout AD5941.	49
3.9	Diagramma dei blocchi funzionali di AD5941.	50
3.10	Configurazione ADP160.	52
3.11	Configurazione per acquisire ECG con AD5940.	52
3.12	Configurazione filtro per AD8233.	53
3.13	Configurazione pinout AD8232.	53
3.14	Configurazione microcontrollore.	54
3.15	Macchina a stati finiti del sistema.	55
3.16	BIVA.	61
3.17	Composizione corporea.	62

Introduzione

Il presente progetto di tesi, svolto presso il Laboratorio di Microelettronica dell'università degli studi di Bergamo, tratta la progettazione e lo sviluppo di un sistema elettronico indossabile per misure di bioimpedenza. Nello specifico, questo lavoro si è suddiviso in due fasi: una legata all'analisi dell'attività elettrodermica e una relativa alla misura della bioimpedenza elettrica.

Nel *primo capitolo* sono trattati i principi, le modalità e gli ambiti di applicazione di questa misura. In primo luogo sono presentate le proprietà dell'impedenza e la modelizzazione elettrica dei tessuti biologici, in modo da descrivere come la misura di questa grandezza possa essere applicata sul corpo umano e i possibili parametri da valutare. Successivamente sono presentate le modalità con le quali la bioimpedenza è misurata attualmente su un soggetto e il front-end necessario per compierla. Nel *secondo capitolo* si presenta un sistema capace di misurare e analizzare variazioni nel tempo della risposta resistiva della pelle a seguito di reazioni del sistema nervoso causate dallo svolgimento di un particolare test psicologico. Viene presentato l'hardware e i blocchi principali che lo compongono, l'architettura del sistema e il protocollo di comunicazione definito per garantire la comunicazione tra i sistemi coinvolti in questa attività. Infine, è stato implementato un algoritmo di classificazione con l'obiettivo di riconoscere le emozioni suscite nel paziente durante lo svolgimento di questo test e sono indicati i risultati ottenuti in questa fase.

Il *terzo capitolo* si focalizza sulla descrizione di un sistema indossabile che permette di misurare l'impedenza dei tessuti biologici. Viene descritta la fase di prototipazione iniziale con la quale è stato possibile valutare la fattibilità di questo progetto. Successivamente, è presentata la realizzazione del sistema attraverso la progettazione di una PCB e lo sviluppo di un firmware, sfruttando anche le caratteristiche espandibili di un sistema disponibile presso il laboratorio. Infine, sono mostrati i risultati ottenuti sotto forma di indici fisiologici.

Capitolo 1

La bioimpedenzometria

1.1 L'impedenza elettrica

L'impedenza è una grandezza elettrica descritta dal rapporto tra l'ampiezza di un potenziale alternato e il valore della corrente elettrica che ne consegue in un conduttore. Sulla base di questa definizione, quindi, essa può essere presentata in maniera più generale come la misura della facilità con cui la corrente alternata fluisce in un circuito. Da un punto di vista elettrico, seppur in regime sinusoidale alternato, valgono sempre le relazioni descritte dalla legge di Ohm.

Pertanto, è possibile descrivere le seguenti equazioni sulla base di quanto appena detto.

$$Z = \frac{V}{I} \tag{1.1}$$

La 1.1, ottenuta dalla definizione, permette di ricondursi alla legge di Ohm in cui al posto di Z , normalmente, si indica la resistenza R del conduttore. Quest'ultima, infatti, equivale dal punto di vista elettrico e fisico alla impedenza. Si può quindi ricavare che

$$V = Z \cdot I \tag{1.2}$$

Il valore di Z , inoltre, varia in funzione degli elementi che lo compongono, delle loro caratteristiche e della loro disposizione relativa.

Da un punto di vista matematico, l'impedenza Z è descritta facendo ricorso ai numeri complessi. La parte reale rappresenta la parte resistiva, mentre la parte immaginaria è data dalla componenti reattive del circuito, ossia dalla presenza di induttanze L e di capacità C . In particolare, riguardo a questi ultimi due componenti, è importante osservare il fatto che nel calcolo dell' impedenza si considera

rispettivamente la reattanza induttiva X_L e capacitiva X_C , dove

$$X_L = \omega L \quad (1.3)$$

$$X_C = \frac{1}{\omega C} \quad (1.4)$$

e ω è definita dalla relazione

$$\omega = 2\pi f \quad (1.5)$$

in cui f rappresenta la frequenza del potenziale alternato applicato al circuito in questione.

Sulla base quindi delle equazioni 1.3 e 1.4 si può avere

$$Z = R + jX_L \quad (1.6)$$

o in alternativa

$$Z = R - jX_C \quad (1.7)$$

Essendo quindi descritta da un numero complesso, riguardo all'impedenza è possibile, inoltre, valutare il suo modulo ed il suo argomento, rispettivamente ottenuti nel seguente modo

$$|Z| = \sqrt{Re(Z)^2 + Im(Z)^2} \quad (1.8)$$

$$\arg(Z) = \arctan\left(\frac{Re(Z)}{Im(Z)}\right) \quad (1.9)$$

in cui $Re(Z)$ fa riferimento alla parte reale del numero complesso Z , mentre $Im(Z)$ si riferisce alla sua parte immaginaria. Valutare l'argomento del numero complesso in questione consente di conoscere eventuali ritardi tra tensione alternata applicata e corrente elettrica che ne consegue dovuti proprio al tipo di impedenza presente. Il modulo dell'impedenza Z è misurato in Ω , mentre l'argomento solitamente viene indicato con la lettera ϕ e viene misurato in radianti.

Infine, viene da sé che nel caso in cui siano presenti sia componenti capacitivi che induttori, l'impedenza è data dalla somma tra la 1.6 e 1.7. Inoltre, possono esistere casi in cui l'impedenza sia puramente resistiva, puramente capacitiva o puramente induttiva.

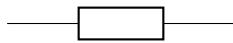


Figura 1.1 – Simbolo elettrico impedenza.

In figura 1.1 è mostrato il simbolo con il quale comunemente si identifica un impen-
denza all'interno di un circuito elettrico.

Tutto questo discorso risulta essere valido anche nel caso in cui si considera come
circuito elettrico o conduttore il nostro corpo, dal momento che è in gran parte com-
posto di una soluzione salina conduttrice. Si può dire, infatti, che sia costituito da
un insieme di atomi o gruppi di atomi che, quando perdono o acquistano elettroni,
sono chiamati ioni (cationi cioè ioni con carica positiva, se hanno perso elettroni,
oppure anioni cioè ioni con carica negativa, se hanno acquistato elettroni). Ogni
cellula che compone i tessuti dell'organismo umano possiede un potenziale tra la
parte interna e la parte esterna e si introduce così il concetto di biopotenziale.

1.2 Bioimpedenza

1.2.1 Aspetti fisiologici

Dopo aver presentato le caratteristiche e le proprietà della grandezza elettrica dell'impedenza Z , sia dal punto di vista fisico che matematico, è possibile valutare il legame tra quest'ultima e il corpo umano, focalizzando l'attenzione solo su alcune sue parti, attraverso lo studio della bioimpedenza.

La bioimpedenza è la misura attraverso la quale si calcola l'impedenza del corpo umano, o di una sua parte, come un tessuto o una cellula, ottenuta dal rapporto tra una tensione alternata applicata alla parte biologica in esame e la corrente che fluisce al suo interno. Vedremo successivamente che esistono principalmente due modalità attraverso le quali è possibile realizzare la misura; in questa parte il tema centrale riguarda, invece, le relazioni che vi sono tra gli elementi biologici del corpo umano e le grandezze elettriche come tensione e corrente.

Come descritto nella sezione precedente, il segnale elettrico sfruttato in questo studio è un segnale alternato. In particolare si tratta di un segnale sinusoidale il cui parametro fondamentale, oltre all'ampiezza, è la sua frequenza. Come riportato in [1], l'impedenza elettrica di una cellula, di un tessuto, di un organo o di un intero organismo varia con la frequenza della corrente somministrata. In particolare si osserva che, all'aumentare del valore di quest'ultima, l'impedenza bioelettrica diminuisce e, in funzione del suo valore, si possono valutare alcuni parametri piuttosto che altri, per via della profondità che il segnale applicato può raggiungere.

In questo ambito, la misura della bioimpedenza avviene considerando come circuito elettrico o come semplice conduttore un tessuto del corpo umano. In biologia, un tessuto definisce un insieme di cellule, strutturalmente simili associate per funzione. In base alla loro costituzione cellulare può definire il tessuto epiteliale, il tessuto connettivo, il tessuto muscolare o il tessuto nervoso[2]. Pertanto il risultato ottenuto con questo tipo di misurazione descrive l'impedenza di questa parte del corpo, poichè al momento risulta impossibile o comunque molto complesso la valutazione di questa grandezza sull'intero organismo. Per cominciare, quindi, è opportuno descrivere come si modellizza dal punto di vista elettrico il nostro organismo.

Sulla base dell'osservazione fatta poco sopra, relativa alla diminuzione del valore di impedenza in funzione di un aumento della frequenza del segnale sinusoidale applicato, si può constatare il fatto che un circuito elettrico che ha questo tipo di comportamento è un semplice bipolo costituito da una resistenza e da una capacità, come mostrato in figura 1.2a. Questo primo modello, assume un'importante

valenza dal punto di vista matematico, ma risulta essere distante dalla realtà rappresentata dall'organismo umano sotto questo punto di vista. E' possibile compiere un'approssimazione migliore considerando il modello di Frickle.. Secondo quest'ultimo un tessuto può essere modellizzato con un circuito RRC serie - parallelo, come mostrato in figura 1.2c, dal momento che descrive l'associazione cellula - membrana in un tessuto organico. La membrana cellulare, infatti, separando cariche elettriche si comporta come un condensatore. La membrana non è perfettamente isolante ed è attraversata da un certo numero di ioni perciò, oltre ad un valore di capacità, presenterà anche una resistenza elettrica, come descritto in [3]. Infine, è possibile osservare che il modello di Frickle sopra descritto può essere ulteriormente semplificato con un circuito RRC serie/parallelo, rappresentato in figura 1.2b, il quale si avvicina di più, dal punto di vista della tra impedenza e frequenza al comportamento tessuto-membrana appena descritto. Quest'ultimo risulterà essere il modello elettrico di riferimento sviluppato da Cole, in merito al quale sono stati svolti numerosi studi per riuscire a stimare i valori dei componenti che lo costituiscono.

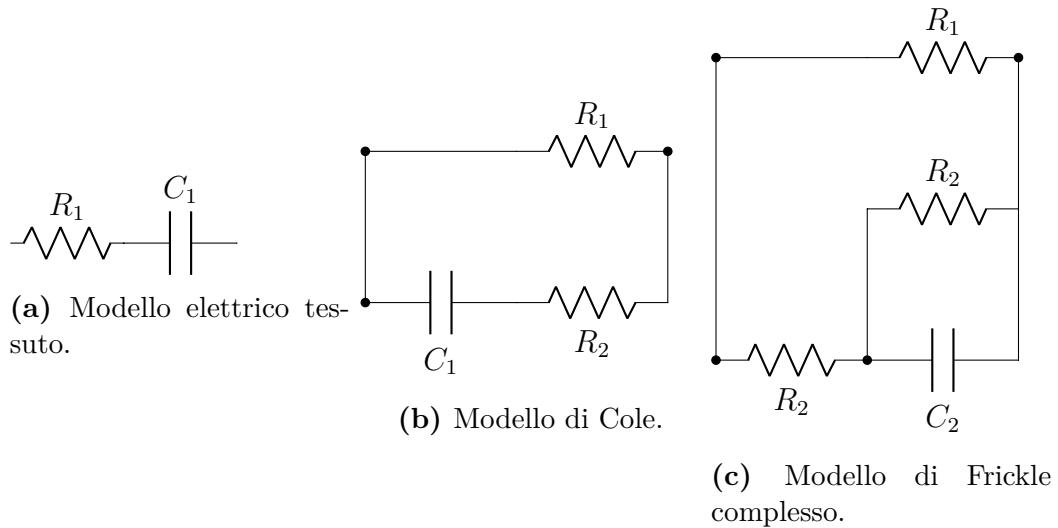


Figura 1.2 – Modelli elettrici tessuti.

A questo punto risulta utile approfondire il modello di Cole, in maniera tale da determinare i valori delle resistenze e della capacità per poter valutare anche una possibile risposta dei tessuti al passaggio della corrente.

Come detto, questa misura è fortemente influenzata dalla struttura del tessuto organico che si prende in esame, il quale è caratterizzato da proprietà elettriche, come la permittività dielettrica, ossia la tendenza del materiale a contrastare l'intensità del campo elettrico al suo interno. Dallo studio di questa caratteristica, come riportato in [4], si osserva che la conducibilità elettrica del mezzo, ossia l'inverso della sua resistenza, è costituita da due contributi:

- uno in continua;
- uno in alternata.

Il contributo in continua deriva sostanzialmente dalla mobilità delle specie ioniche in esso presenti, mentre la parte in alternata descrive perdite per via del rilassamento dielettrico. I tessuti biologici possono presentare al proprio interno considerevoli disomogeneità, causate da diversi fattori, come, ad esempio, la natura, la struttura e l'organizzazione delle componenti cellulari stesse e il quantitativo d'acqua contenuta. In particolare, la parte reale della permittività dielettrica relativa può assumere valori dell'ordine di $10^6 - 10^7 \Omega$ per frequenze inferiori a 100 Hz. Tali valori risultano giustificati dal fatto che i tessuti biologici rappresentano materiali particolarmente soggetti alla presenza di interfacce di discontinuità al loro interno. Al crescere della frequenza, la permittività di un tessuto tipicamente decresce secondo almeno tre step principali, noti come rilassamento α , rilassamento β e rilassamento γ . Ogni rilassamento è caratterizzato da una propria costante di tempo di rilassamento τ . Il rilassamento α è localizzato in un intorno di 100 Hz; il rilassamento β è compreso all'incirca tra 100 kHz e 10 MHz; il rilassamento γ è centrato ad una frequenza di circa 20 GHz. Si precisa che tali rilassamenti in realtà per alcuni tessuti potrebbero non essere nettamente distinguibili.

Sulla base di questo, quindi, un tessuto può essere considerato come un elettrolita contenente cellule densamente impacchettate; in aggiunta a questi tre rilassamenti principali, possono esistere altri rilassamenti minori dovuti ad esempio al rilassamento di acqua legata (rilassamento indicato con δ), processi di carica delle membrane di organelli intracellulari e altri effetti. Tutti questi rilassamenti si sovrappongono in frequenza, determinando nel tessuto un'ampia dispersione dielettrica, spesso priva di caratteristiche specifiche risultanti.

Per concludere, da un punto di vista generale, si sottolinea che per tutti i tessuti la permittività diminuisce all'aumentare della frequenza, mentre la conducibilità elet-

trica aumenta, di conseguenza la sua resistenza, o impedenza, a seconda del modello considerato diminuisce. In particolare, all'aumentare della frequenza fino al rilassamento β l'incremento della conducibilità è relativamente limitato e la permittività si mantiene alta; fino a queste frequenze la conduzione elettrica avviene interamente negli spazi extra-cellulari. Oltre il rilassamento β , il percorso della corrente include gli spazi intra-cellulari; infatti l'impedenza della membrana cellulare diviene trascurabile, dando così luogo a percorsi conduttori tra l'interno e l'esterno della cellula. Infine, oltre una frequenza dell'ordine di 10 GHz, σ , ovvero la conducibilità, aumenta ulteriormente poiché entrano in conduzione anche le strutture rimanenti.

Sono state quindi descritte le relazioni vigenti tra tessuti, impedenza e frequenza e da questa sezione si può iniziare a comprendere che la frequenza del segnale alternato applicato per ottentere questa misura assume un ruolo fondamentale. In figura 1.4a e 1.4b sono mostrate proprio come la corrente attraversa la parte cellulare in funzione della pulsazione del segnale sinuosidale applicato, mentre la relazione impedenza - frequenza è descritta dalla figura 1.3.

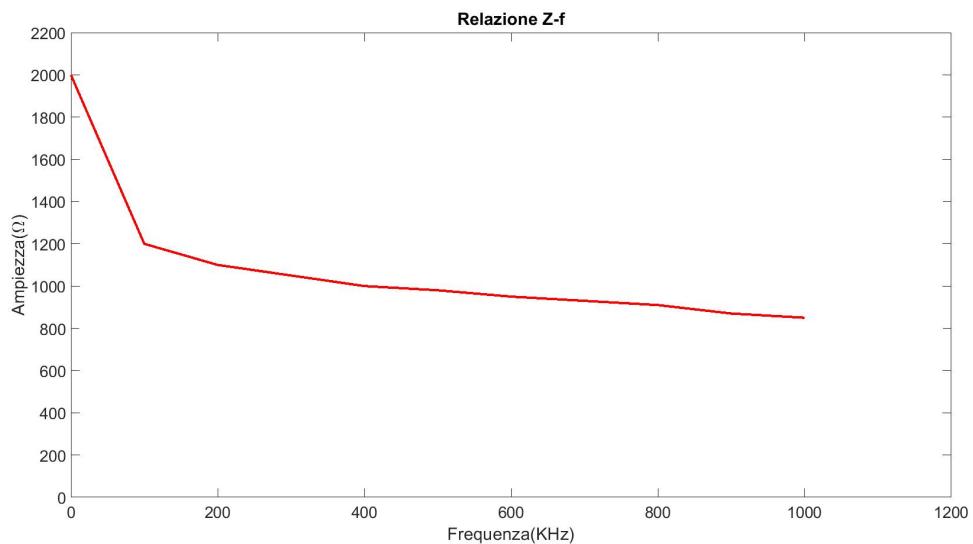
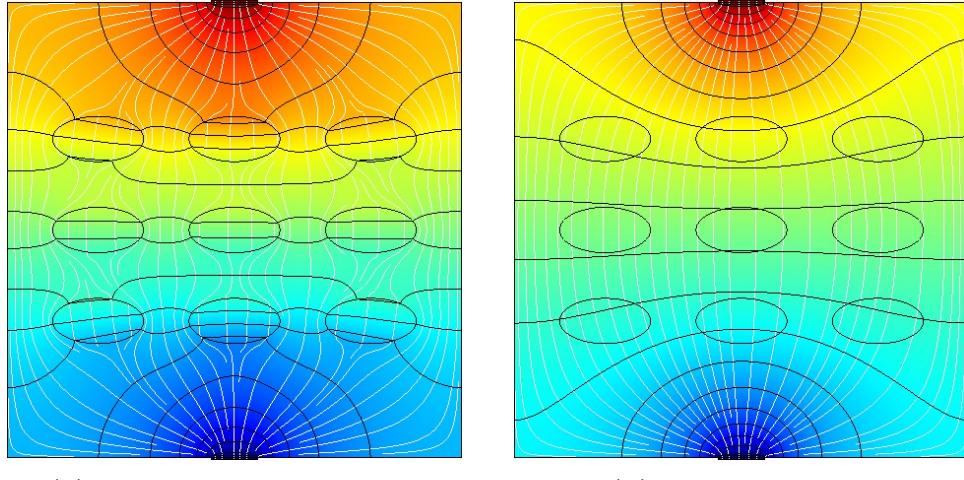


Figura 1.3 – Relazione impedenza - frequenza.

Dalla figura 1.4a e 1.4b si può constatare come, all'aumentare della frequenza, la corrente tende a fluire maggiormente nella zona cellulare, piuttosto che rimanere nella zona caratterizzata da liquido extracellulare, come avviene, invece, nel caso di segnale a bassa frequenza. Ciò è rappresentato anche nella figura 1.5.



(a) Modello elettrico tessuto.

(b) Modello di Cole.

Figura 1.4 – Modelli elettrici tessuti.

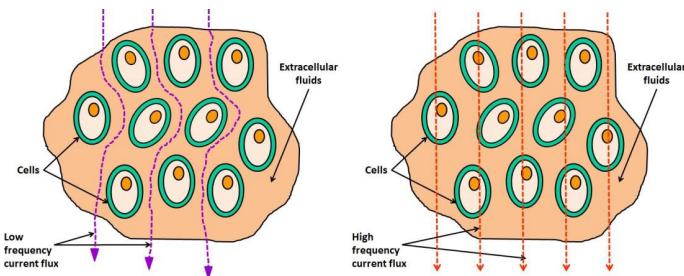


Figura 1.5 – Corrente nella cellula in funzione della frequenza

1.3 Principi della misura di bioimpedenza

Come descritto nella sezione precedente, la misura della bioimpedenza avviene valutando il rapporto tra una tensione alternata e la corrente che ne deriva, considerando una parte dell'organismo umano come conduttore elettrico con specifiche proprietà dettate dalla sua composizione. In particolare, è importante osservare il fatto che una grandezza fra tensione e corrente è fissata; pertanto, il calcolo sperimentale avviene misurando quella non fissata e facendo poi il rapporto tra le due, in modo da ottenere il valore relativo all'impedenza biologica.

A tal proposito, si può osservare che la misura della tensione o della corrente su una parte del nostro organismo avviene applicando dei dispositivi molto utilizzati in ambito medico come gli elettrodi *Ag/AgCl*. Per la precisione, in questo passaggio osserveremo che la valutazione della bioimpedenza avviene misurando la tensione ai capi degli elettrodi, dal momento la corrente che viene fatta scorrere nel tessuto organico in esame è nota, sia dal punto di vista della sua ampiezza che dal punto di vista della sua frequenza. In altre situazioni, invece, si verifica il contrario, ovvero si fissa una tensione alternata e si misura la corrente.

Per prima cosa si possono distinguere due modalità di misurazione:

- a due elettrodi;
- a quattro elettrodi.

Nel primo caso si sfrutta la medesima coppia sia per applicare tensione o corrente nota all'organismo in esame che per la rilevazione, mentre nel caso in cui si sfruttano quattro elettrodi si ha che una coppia viene impiegata per fornire il segnale elettrico e una coppia per la misura. Un esempio di misura di bioimpedenza sfruttando due elettrodi, uno posto sulla faccia dorsale di una mano e l'altro sulla faccia dorsale del piede controlaterale, è la BIA (*BioImpedance Analysis*) bipolare. L'analisi attraverso questo metodo è finalizzata allo studio della composizione corporea applicando una corrente con una intensità pari a $100 \mu\text{A}$ con una frequenza compresa tra 1 kHz e 100 kHz . La particolarità di questo tipo di misura è descritta dal fatto che ad 1 kHz , l'impedenza misurata è correlata con il rapporto tra il quadrato dell'altezza e lo spazio di diluizione del radiobromo, indice dell'acqua extra-cellulare, abbreviata ECW, mentre a 100 kHz il suo valore è correlato al rapporto tra il quadrato dell'altezza e lo spazio di diluizione dell'acqua triziata, ovvero di traccianti radioattivi quali gli isotopi dell'idrogeno o dell'ossigeno o di traccianti chimici quali l'etanolo e l'urea, sulla base del quale si determina l'indice dell'acqua corporea totale, abbreviata TBW.

Un esempio di misura di impedenza biologica attraverso quattro elettrodi è descritta dalla BIA tetrapolare, in cui i due elettrodi di fonte sono sistemati sulla superficie dorsale della mano e del piede destro, mentre i due elettrodi per la rivelazione sono tra le prominenze distali del radio e dell'ulna della mano destra e tra il malleolo mediale e laterale della caviglia destra, come mostrato in figura 1.6. Questo tipo di analisi, sempre sulla base di una corrente di $100 \mu\text{A}$ con una frequenza di 100 kHz , ha dimostrato garantire una maggiore accuratezza nella stima della TBW.

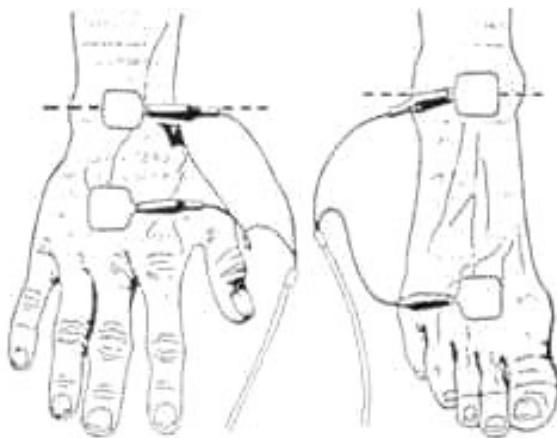


Figura 1.6 – Posizionamento elettrodi nella BIA tetrapolare.

Tuttavia, è importante sin da subito evidenziare il fatto che questa misura è fortemente influenzata da diversi fattori fisici, oltre che da fattori strumentali. Tra le principali cause fisiche si evidenzia la temperatura cutanea e la dinamica respiratoria. In presenza di febbre, ad esempio, si registreranno valori impedenza inferiori, mentre in relazione alla respirazione, allargando e restringendo quindi la gabbia toracica, si varia la sezione del conduttore in esame.

Oltre alla differenziazione in funzione del numero di elettrodi impiegati, questa misura si può distinguere in relazione alla gamma di frequenze della grandezza alternata che viene applicata al derma del corpo umano. In merito a ciò si osservano due soluzioni:

- monofrequenza;
- multifrequenza.

Nel caso monofrequenza, tensione o corrente alternata applicata sono caratterizzate da una frequenza di 50 kHz . Utilizzando una corrente di frequenza costante, l'impedenza misurata dipende solo dalle proprietà elettriche dei tessuti, in aggiunta all'errore della misurazione, stabile. È stata selezionata la frequenza standard al

valore di 50 kHz perché questa è dotata di caratteristiche ottimali. Generalmente nelle misurazioni effettuate con la metodologia standard si utilizza una corrente con un'intensità di $800 \mu\text{A}$, che è al di sotto del limite di percezione umano. I campi elettrici che essa induce nel corpo sono inferiori ai limiti di suscettibilità elettrica di dispositivi come pacemakers o defibrillatori e non c'è motivo di temere per una possibile interferenza.

Nel caso a multifrequenza, invece, viene impiegata una corrente a frequenze variabili, sulla base del principio che la corrente a bassa frequenza attraversa solo lo spazio extracellulare, mentre la corrente a frequenza elevata transita liberamente attraverso le cellule, ignorando gli effetti dielettrici dei vari tipi di tessuti. La resistenza R viene interpretata come R extracellulare dopo la somministrazione di impulsi di corrente alternata a bassa frequenza compresa tra 1 kHz e 5 kHz e come R totale (intra ed extracellulare) dopo iniezione di corrente ad alta frequenza in un intervallo tra 100 kHz e 1 MHz. L'interpretazione dei dati ottenuti mediante una bioimpedenziometria in multifrequenza è complessa perché l'impedenza totale e quella cutanea variano, oltre che con le proprietà elettriche dei tessuti, con la frequenza della corrente iniettata. In aggiunta, può succedere che quando si somministra una corrente ad alta frequenza, la misura dell'impedenza non sia precisa con l'utilizzo di alcuni tipi di dispositivi.

Come si può evincere da questa descrizione, quindi, la misura della bioimpedenza risulta utile per la valutazione della composizione corporea, in termini di massa magra, massa grassa e acqua corporea totale, oltre ad altri fattori. Successivamente saranno descritte le relazioni tra questa misura e i parametri appena citati.

1.3.1 Parametri valutabili

A questo punto è possibile focalizzare l'attenzione sui parametri corporei che questo tipo di misura consente di analizzare. Come visto, la maggior parte di questi fa riferimento alla composizione corporea, ma dall'analisi della letteratura è emerso che questo studio può essere integrato insieme ad altre valutazioni, come quella relativa ai rischi cardiovascolari.

Per quanto riguarda lo studio della composizione corporea si può iniziare con osservare il fatto che lo strumento più accurato con il quale valutare, ad esempio, l'acqua totale nel nostro corpo, che in questo passaggio indichiamo con TBW **Total Body Water**, è descritta dalla tecnica DEXA, Dual-Energy X-ray AbsorptioMetry. Come riportato in [5], questa è una tecnica che sfrutta metodologie legate all'ambito della radiologia per ottenere questo tipo di misura. In questo modo, come descritto in [6] il corpo umano viene completamente scannerizzato e vengono di conseguenza rica-

vati i parametri di interesse. Rispetto alla bioimpedenza è quindi sicuramente più accurata, dal momento che non è influenzata dai fattori che sono stati elencati in precedenza, ma allo stesso tempo è anche più costosa. L'utilizzo del calcolo dell'impedenza biologica risulta essere la soluzione più economica anche se richiede l'analisi della antropometria dell'individuo in esame, ovvero il calcolo della sua altezza e del suo peso.

La DEXA costituisce lo standard di riferimento per la valutazione della composizione corporea per l'elevata sensibilità e riproducibilità nel quantificare massa magra e massa grassa, sia globalmente in tutto il corpo che analiticamente nei vari distretti. In tal senso la DEXA permette non solo la valutazione della massa grassa e della massa magra totali, ma anche la distribuzione del grasso corporeo tra grasso addominale (tipica sede di accumulo del sesso maschile) e gluteo-femorale (tipica sede di accumulo del sesso femminile), distribuzione importante ai fini del rischio di insorgenza di molte patologie. La DEXA permette anche di valutare l'eventuale differenza nella massa muscolare tra arto destro e sinistro (sia superiore che inferiore), così come tra porzione superiore ed inferiore del corpo. Infine, con la DEXA è possibile misurare il contenuto minerale osseo totale dei vari distretti, evidenziando così eventuali differenze anomale.

Molti dei primi studi di ricerca sulla bioimpedenziometria hanno dimostrato che i risultati possono essere piuttosto variabili e pertanto non è da considerare un sistema accurato della composizione corporea. Tuttavia, negli ultimi anni i miglioramenti tecnologici hanno reso la BIA un metodo più affidabile e quindi accettabile per valutare la composizione corporea.

Per comprendere quindi come avviene la misura di questo parametro relativo alla composizione corporea si può studiare la ricerca presentata nell'articolo [7], in cui viene descritto come nel corso degli anni questo argomento abbia suscitato sempre più interesse, coinvolgendo un ampio campione di pazienti di diversa età, dai neonati fino ai più anziani, con diverse problematiche, come disturbi respiratori, infezioni batteriche in corso e disfunzioni renali. A questo punto si può osservare che la valutazione del parametro corporeo in questione è frutto di un problema di regressione lineare, in cui è necessario stabilire quali regressori sfruttare per la sua predizione. Considerando la valutazione della acqua totale nel corpo (*TBW*) si evince che è ricavata secondo due modelli, a seconda che l'individuo in questione sia una donna oppure un uomo.

Nel caso di una donna si ha:

$$TBW = 1.836 + 0.689 \frac{H^2}{Z} [L] \quad (1.10)$$

mentre nel caso di un uomo si ottiene:

$$TBW = 9.454 + 0.492 \frac{H^2}{Z} [\text{L}] \quad (1.11)$$

Riguardo a questo fattore, è importante osservare il fatto che il valore di impedenza Z indicata nell'equazione è ottenuta ad un'alta frequenza, per via del fatto che è necessario raggiungere una maggiore profondità a livello cellule. H , invece, fa riferimento all'altezza espressa in cm.

Una volta ricavato questo parametro, secondo opportune relazioni, si possono ottenere altri fattori relativi alla composizione corporea come l'indice di massa grassa FFM .

Paragonando questi risultati con quelli ottenuti attraverso DEXA è stata constata una forte correlazione e pertanto i modelli sviluppati e descritti forniscono risultati validi. Nelle ricerche documentate in [8] sono presentate altri modelli lineari per la stima di ulteriori parametri relativi alla composizione corporea, come la stessa FFM oppure l'acqua extracellulare. Da questo passaggio emerge anche un possibile modo di procedere per lo studio della impedenza biologica e dei parametri che da essa possono essere ottenuti. Si mostra, infatti, come il modello elettrico di riferimento sia il circuito descritto in figura 1.2b, dal quale, sperimentalmente, in funzione sempre della frequenza applicata e al valore di impedenza ottenuto si è cercato di ottenere i valori di resistenza e capacità. Questi sono poi tornati utili per la valutazione dei parametri relativi alla composizione corporea.

Di seguito sono riportate alcuni modelli lineari impiegati per la stima di questi parametri.

$$FFM = -4.104 + 0.518 \frac{H^2}{R} + 0.231W + 0.130X_c + 4.229Sex [\text{kg}] \quad (1.12)$$

$$ECW = 2.53 + 0.18903 \frac{H^2}{Z} + 0.06753W - 0.02Age [\text{L}] \quad (1.13)$$

Nella 1.12 R e X_c fanno riferimento rispettivamente alla parte reale e immaginaria da cui è caratterizzata l'impedenza. Per quanto riguarda la 1.13 è importante osservare che la Z presentata è quella ottenuta a frequenze intorno a 50 kHz perché si vuole considerare solo la parte extracellulare e quindi più in superficie. Inoltre, come riportato in [9], queste relazioni sono state ottenute sfruttando i valori dei medesimi indici ottenuti con DEXA come riferimento, ovvero come variabile dipendente endogena, mentre i regressori sono i parametri sopra descritti, i quali vengono man mano aggiunti nel modello, fino a che non si ottiene una correlazione adeguata tra

quanto ottenuto con la tecnica radiologica e il modello appena definito.

Sulla base di questo è quindi possibile osservare il fatto che uno dei settori in cui la bioimpedenzometria trova maggiore impiego riguarda la programmazione degli allenamenti, la quale sfrutta fortemente l'analisi e la valutazione di questi parametri. A tal proposito, la misura dell'impedenza biologica consente di:

- dimostrare che l'allenamento e l'alimentazione stanno realmente facendo perdere tessuto adiposo, e non altri tessuti più importanti;
- valutare quanto grasso c'è nel corpo prima di iniziare un programma di dimagrimento;
- verificare se l'acqua totale in valore assoluto e nei compartimenti intra ed extracellulari rimane stabile, indicando un sostanziale equilibrio idrico.

La bioimpedenziometria consente di dimostrare che non è vero che allenandosi più del dovuto si possono ottenere più risultati, che l'andamento del peso non è costante e giornalmente l'acqua può variare di molto (un allenamento di resistenza per esempio porta cambiamenti rilevanti dei parametri fisiologici a causa della notevole sudorazione), che un calo ponderale non è sinonimo di diminuzione di grasso (soprattutto quando avviene in poco tempo), e che a seguito di una dieta incontrollata per prima cosa varia l'acqua e la massa proteica, cioè la massa cellulare.

Per concludere, è opportuno sottolineare il fatto che i modelli lineari in parte descritti in questa sezione sono stati ottenuti considerando un ampio campione di una popolazione sottoposto sia ad un'analisi della composizione corporea attraverso DEXA che alla valutazione della impedenza biologica attraverso spettrometri in grado di valutare sia la parte reale che immaginaria di questa grandezza.

1.4 Front-end per la misura

Dopo aver analizzato i parametri relativi alla composizione corporea che possono essere stimati sfruttando la misura della bioimpedenza, è utile osservare i vari componenti e sistemi elettronici necessari allo sviluppo di un sistema in grado di perseguire questo scopo.

Come già detto, alla base di tutto vi è l'applicazione di una corrente o tensione alternata ad una determinata frequenza attraverso due o quattro elettrodi *Ag/AgCl* collocati sul corpo del soggetto da misurare. Per realizzare la misura vengono utilizzati front-end caratterizzati da diversi circuiti ed elementi elettronici .

A tal proposito, si può osservare un esempio pratico, descritto in [10], nel quale si introducono diversi circuiti di supporto oltre ad AD5933, i quali sono inseriti tra i vari elettrodi e tra i quali si individua:

- Re-Bias stage;
- Resistenza di current sensing;
- Amplificatore a transconduttanza;
- Amplificatore per strumentazione;
- AD5933.

In questo caso, molto simile a quella che sarà poi l'applicazione che si andrà a sviluppare, la grandezza elettrica alternata applicata attraverso gli elettrodi è una corrente. L'obiettivo iniziale riguarda quindi la misura della tensione ai capi del tessuto organico. Perciò il primo sistema da analizzare riguarda *Re-Bias stage*, il quale è caratterizzato da un bipolo CR e si comporta come un filtro passa alto con una frequenza di taglio, fissata attraverso i valori di C_{bias} e R_{bias} nello schematico in figura 1.7, almeno una decade inferiore alla frequenza del segnale alternato applicato con lo scopo di porre la tensione di uscita a metà della tensione di alimentazione $\frac{V_{dd}}{2}$.

La resistenza di current sensing è attraversata dalla medesima corrente che fluisce nel tessuto organico. Il suo valore è determinato in funzione della frequenza e della norma IEC6060-1 safety standards, la quale stabilisce che al di sotto di 1 kHz il valore efficace(*RMS*) di corrente massima applicabile è pari a $10 \mu\text{A}$. Poiché in questo caso si lavora a frequenze molto più alte è opportuno osservare la relazione Max AC current $< (\text{minimum frequency in kHz}) \cdot 10 \mu\text{A}$, ricordando, inoltre che valore massimo e valore efficace sono legati da $i_{max} = \sqrt{2} \cdot i_{rms}$. Una volta determinato

quindi il valore massimo di corrente che si vuole far fluire nel tessuto, il valore di resistenza è ottenuto dalla legge di Ohm, usando come tensione la tensione di alimentazione del circuito integrato.

Successivamente, è necessario introdurre un amplificatore a transconduttanza, ossia un tradizionale amplificatore operazionale, retroazionato negativamente attraverso una resistenza che assume valori dell'ordine dei $M\Omega$, ovvero molto più grandi della resistenza dettata dal corpo umano, la quale si aggira attorno ad un valore di $100\text{ k}\Omega$.

Al termine, si osserva la presenza di un amplificatore differenziale per strumentazione per misurare la tensione ai capi del tessuto organico in esame. Ai suoi ingressi, infatti, sono posti i due elettrodi, dei quattro totali, applicati sul corpo. Inoltre, poiché questa tensione è molto piccola, oscilla attorno a 0 V, è necessario applicare un offset di tensione, pari a $\frac{V_{dd}}{2}$, in modo da essere misurabile.

Il dispositivo AD5933 o AD5940 è un esempio di circuito integrato che può essere utilizzato insieme agli stadi precedenti per completare il front-end necessario per la misura di bioimpedenza. In figura 1.7 sono mostrati i vari elementi appena descritti, ipotizzando di utilizzare AD5933.

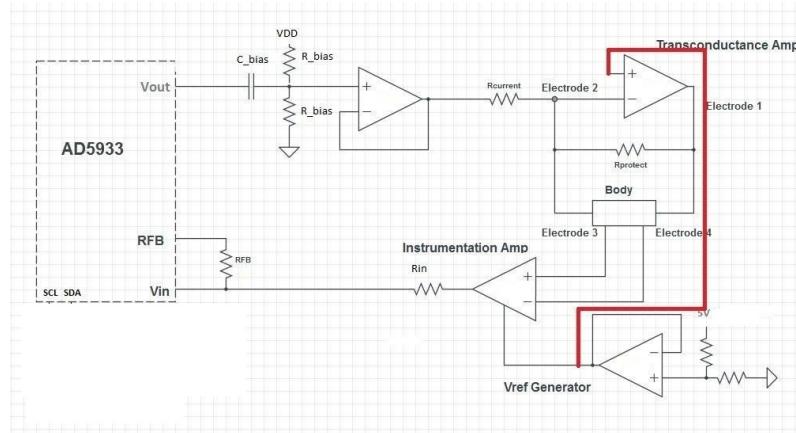


Figura 1.7 – Esempio di front-end per la misura.

Per quanto riguarda, invece, una riflessione più generale in merito al front-end per questo tipo di applicazione è possibile studiare quanto riportato in [11], il cui risultato è descritto in figura 1.8.

Dalla figura 1.8 è possibile distinguere alcuni elementi tipici del front-end per questo tipo di sistemi.

- Il blocco identificato con *QuadTech 1920 Precision LCR-meter* fa riferimento ad uno strumento simile a BIA450 che sarà presentato di seguito. Si tratta quindi di un dispositivo con quattro terminali, come gli elettrodi sfruttati per

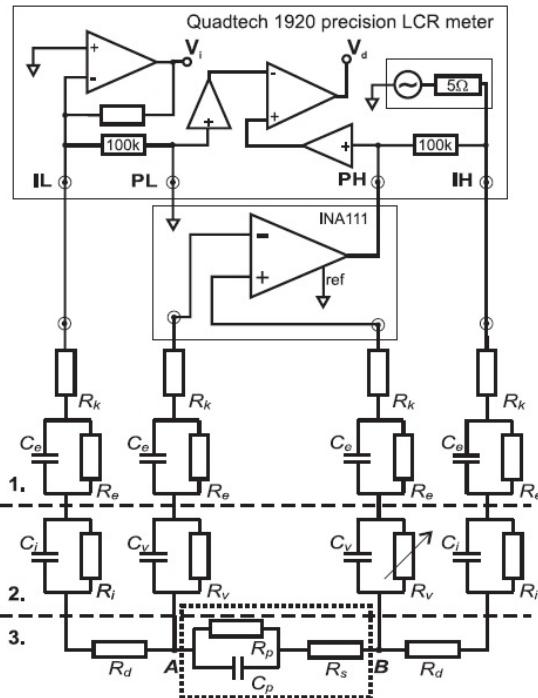


Figura 1.8 – Front-end per la misura con amplificatore per strumentazione.

la misura, in grado di valutare l’impedenza biologica in termini di resistenza e di reattanza capacitiva.

- Il secondo blocco è descritto dall’amplificatore operazionale *INA111*, il quale è un amplificatore differenziale per strumentazione. Ai suoi ingressi sono collegati gli elettrodi sfruttati in questo caso, i quali sono modellizzati attraverso le resistenze R_e R_k e C_s .
- Nel parte centrale, identificata con il numero **2.** viene modellizzato il tessuto organico, come descritto nei passaggi precedenti, attraverso un parallelo RC.
- La parte inferiore invece modellizza uno strato profondo del tessuto organico.

Il fatto di sfruttare una struttura di questo tipo garantisce una buona accuratezza della misura, sia nel calcolo del modulo che della fase dell’impedenza.

Possiamo quindi concludere che il front-end per questo tipo di applicazione richiede sicuramente un amplificatore differenziale per strumentazione attraverso il quale si compie la misura di tensione ai capi del tessuto organico in esame con possibilità di amplificarlo.

1.5 State dell'arte

Come già detto, la misura della bioimpedenza è stata introdotta in ambito medico per la valutazione di alcuni parametri relativi alla composizione corporea, in quanto risulta essere un metodo molto economico rispetto a quelli utilizzati in precedenza anche se affetto da particolari disturbi dovuti alla normale fisiologia dell'individuo umano. Nonostante questo, però, si è cercato di estendere l'impiego di questa tecnica anche per evidenziare eventuali relazioni con disfunzioni cardiovascolari e altre patologie.

Nel caso, ad esempio, dello studio di pericoli legati all'apparato cardiocircolatorio, è importante osservare che uno dei tanti fattori legati a questi pericoli è il sovrappeso, il quale può essere monitorato proprio con la misura dell'impedenza biologica, come presentato nello studio riportato in [12]. In questo estratto, in cui si considera un gruppo di adolescenti, alcuni in sovrappeso, si cerca di evidenziare un legame tra la percentuale di massa grassa calcolata attraverso bioimpedenza e i parametri del metabolismo, come insulina o tireoglobulina, che sono i primi considerati per l'analisi di questo pericolo. In particolare, è emerso che, soprattutto per gli adolescenti in sovrappeso, questo tipo di legame è fortemente giustificato dai modelli di regressione lineare in cui si ottiene una forte correlazione inserendo i dati biompedenziometrici, come la percentuale di massa grassa come variabile dipendente, e i parametri sanguigni come regressori.

La misura impedenza biologica ottenuta in questo passaggio, ma anche in altri studi, è ricavata attraverso lo strumento **BIA450**. Questo è un dispositivo portatile, mostrato in figura 1.9, alimentato a batteria e in grado di valutare l'impedenza corporea misurando sia la parte reale che la parte immaginaria di questa grandezza elettrica. La misura avviene applicando sul paziente quattro elettrodi, di tipologia identica a quelli utilizzati per le misure elettrocardiografiche. Infine, attraverso metodi di regressione lineare, come quelli descritti in precedenza, si possono valutare parametri quali l'acqua totale nel corpo (*TBW*) e l'indice di massa grassa (*FFM*).



Figura 1.9 – BIA450.

La misura attraverso BIA450 sfrutta quattro elettrodi, richiede di rendere nota l'età,

il sesso, il peso e l'altezza del paziente e infine richiede un tempo di analisi di circa tre minuti. Possiede, inoltre, tutte le certificazioni relative alla sicurezza elettrica in ambito medico. Tuttavia, questo è uno strumento molto limitato dal momento che si limita all'analisi dei parametri descritti. Per questo motivo, di seguito, vengono presentate applicazioni in cui, oltre alla misura della bioimpedenza, vengono considerate altre problematiche corporee.

Un altro studio interessante, rintracciabile nell'articolo descritto in [13], mette a confronto la misura dell'impedenza biologica effettuata in condizioni di salute normali con la stessa misura svolta su pazienti affetti da una condizione di stress e sotto l'effetto di alcolici. In questo caso è stato sviluppato un sistema elettronico a bassa potenza con il quale si valutava questa grandezza elettrica applicando una tensione sinusoidale ad un frequenza compresa tra 1 e 4 kHz. Oltre a osservare l'effetto comune che lega frequenza e impedenza, ovvero che all'aumentare della prima la seconda diminuisce, si presentano i seguenti risultati, mostrati nelle figure 1.10 e 1.11, le quali evidenziano come in determinate condizioni psico-fisiche l'impedenza elettrica del tessuto varia il proprio valore, nonostante la frequenza sia costante.

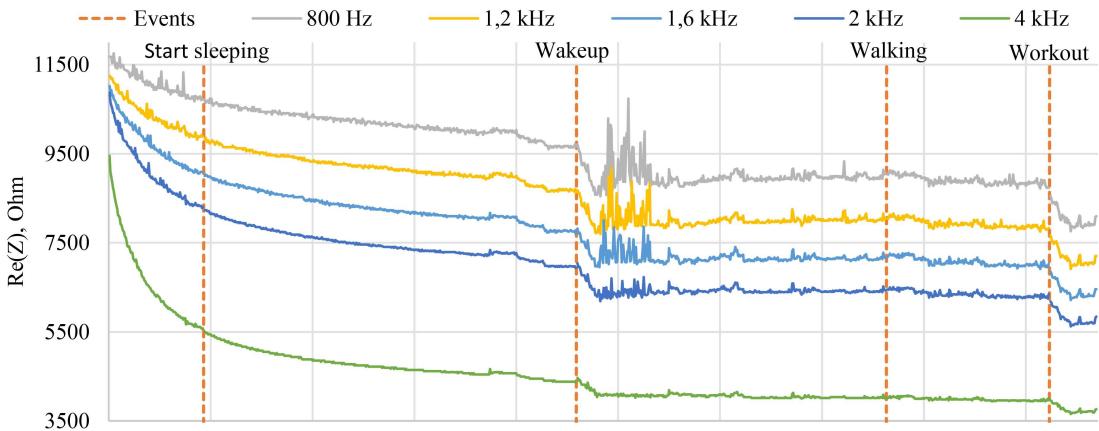


Figura 1.10 – Impedenza biologica in diverse condizioni di stress.

Un altro esempio di sistema elettronico già sviluppato relativo a queste metodologie è descritto nell'articolo [14], in cui si applicano tecniche di bioimpedenza elettrica cercando di evidenziare un legame con il monitoraggio della respirazione ed eventuali problemi legati a questa. In questo caso, si sfrutta sempre il BIA450, i cui elettrodi sono posti sul torace, per la valutazione dell'impedenza e al suo fianco si impiega un pneumatografo, uno strumento in grado di valutare la respirazione studiando le sue componenti dinamiche come la velocità del flusso aereo. Sfruttando sempre un modello lineare, introducendo una costante che deriva dai parametri antropometrici del paziente in esame, si dimostra che la misura fornita dai due strumenti si discosta per pochi litri di differenza.

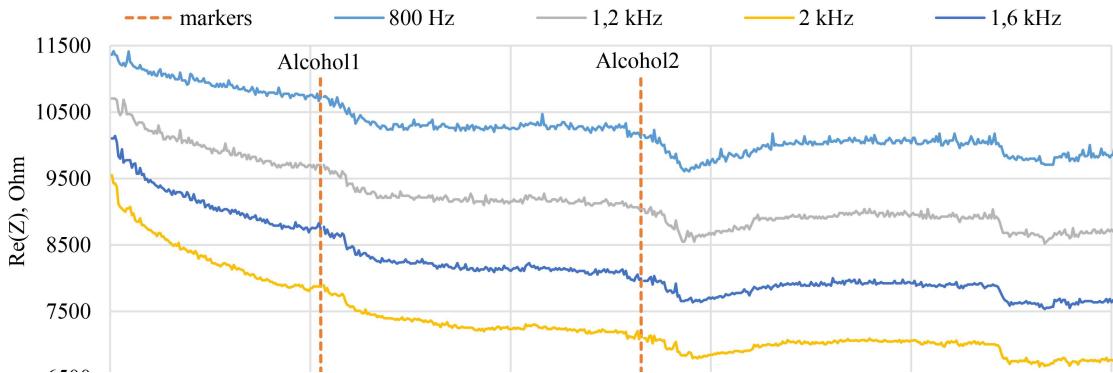


Figura 1.11 – Impedenza biologica in diverse condizioni di tasso alcolemico in corpo.

Un altro approfondimento relativo alle applicazioni già esistenti riguardo alla bioimpedenziometria è descritto nell'articolo [15], in cui questa misura viene sfruttata per analisi cardiache, applicando sul torace umano, attraverso degli elettrodi, una corrente alternata compresa tra 5 mA e 10 mA alla frequenza costante di 100 kHz. Attraverso uno spettrometro per la misura dell'impedenza biologica si ottiene il valore di impedenza biologica richiesto. Graficando tale grandezza nel tempo si ottiene l'andamento descritto in figura 1.12, nella parte sopra, mentre la sua derivata nel tempo è descritta sempre in figura 1.12 nella parte sotto. Da quest'ultimo, osserviamo tre punti indicati con le lettere C, B e X. Il punto identificato con la lettera C descrive il massimo che viene poi impiegato nella equazione 1.14 per il calcolo del volume sistolico del cuore del paziente in esame, in cui SV descrive proprio quest'ultima grandezza, H è il peso del paziente in chilogrammi, mentre le costanti presenti sono dovute alla calibrazione della misura per via degli elettrodi. $|\frac{dZ}{dt}|$ fa riferimento al punto C descritto sopra, mentre t_{LVET} è l'intervallo di tempo tra il punto B e il punto X e descrive il tempo di emissione del ventricolo sinistro. Infine Z_0 descrive l'impedenza di base.

$$SV = \delta \cdot \frac{(0.17 \cdot H)^3}{4.2} \left| \frac{dZ}{dt} \right| \cdot \frac{t_{LVET}}{Z_0} \quad (1.14)$$

Comparando il risultato ottenuto in questo esperimento con il risultato di un elettrocardiogramma è possibile osservare una buona correlazione tra le due metodologie per il calcolo di questo parametro fisico. Si può quindi parlare anche di impedenza cardiaca.

Dopo di questo possiamo prendere spunto dalla ricerca presente in [16], in cui si presenta come questa misura venga anche impiegata per il monitoraggio della pressione sanguigna.

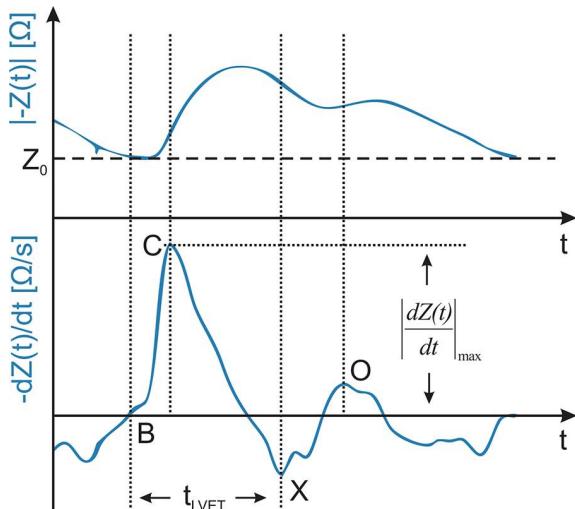


Figura 1.12 – Andamento nel tempo impedenza biologica e sua derivata.

Quest'ultima applicazione oggi è molto diffusa, soprattutto nei moderni orologi, i quali, attraverso la tecnica di fotopletismografia (*PPG*), presentano led e fototransistor per poter valutare variazioni di volume a livello sanguigno. Nel caso della bioimpedenza, la medesima misura può essere effettuata applicando una piccola corrente nel tessuto umano, come evidenziato in figura 1.13 e valutando la variazione di tensione misurata con gli elettrodi è possibile determinare l'impedenza. Sulla base di questo ultimo parametro si può determinare la variazione dell'area arteriosa, in funzione dell' impedenza misurata e della resistività del sangue.

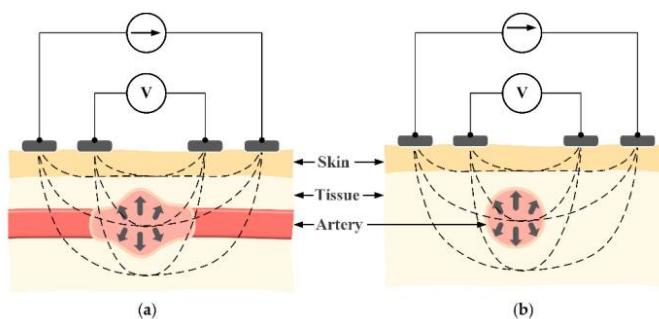


Figura 1.13 – Applicazione elettrodi per misura pressione sanguigna attraverso bioimpedenza.

I risultati mostrano che tale applicazione garantisce risultati attendibili e conformi a quanto ci si aspetterebbe con altre tecniche. Tuttavia, come già detto, si tratta di una misura facilmente soggetta ad errori e in questo caso, oltre ai fattori già descritti, un'importante componente d'errore può essere data dalla distanza a cui sono posti gli elettrodi per la misura. Si può quindi concludere che la misura dell'impe-

denza biologica trova applicazioni in parecchi ambiti, non solo per quanto riguarda l'analisi dei parametri della composizione corporea.

1.6 Attività elettrodermica

Come anticipato nell'introduzione, in questo progetto di tesi, oltre alla bioimpedenza, è stato affrontato anche l'aspetto relativo all'attività elettrodermica (EDA - Electrodermal Activity). Quest'ultima, conosciuta anche come risposta galvanica della pelle (GSR - Galvanic Skin Response), consente di misurare la variazione delle caratteristiche elettriche della pelle nel tempo. In particolare, il parametro principale di cui si valuta la variazione nel tempo è la conduttanza che indica l'attitudine di un conduttore, in questo caso la pelle, ad essere percorso da corrente elettrica. Il valore della conduttanza G di un materiale è calcolabile secondo le seguenti uguaglianze e si misura in *Siemens* (S):

$$G = \frac{1}{R} = \frac{l}{\Delta V} = \sigma \cdot \frac{S}{l} \quad (1.15)$$

Nell'equazione 1.15 σ indica la conducibilità del materiale in esame, mentre S e l identificano rispettivamente la superficie e la lunghezza del conduttore.

L'analisi di questo aspetto risulta particolarmente interessante quando viene valutato nel tempo ponendo il paziente in esame in diverse condizioni, ad esempio partendo da una condizione di riposo completo, passando poi alla misura durante lo svolgimento di un test che induce stress o la visione di un filmato in grado di suscitare differenti emozioni nello spettatore.

Nella misura è possibile evidenziare le due differenti risposte che caratterizzano questo parametrono elettrico, come schematizzato in figura 1.14:

- la risposta tonica;
- la risposta fasica.

La risposta tonica descrive il valore assoluto della resistenza elettrica cutanea, e costituisce un indice dello stato generale di attivazione del sistema nervoso dell'organismo. Il valore tonico è più alto se l'individuo è tranquillo e rilassato; se invece è agitato e nervoso, aumenta la sudorazione cutanea e si abbassa la resistenza elettrica della pelle e la sua variazione nel tempo risulta essere più lenta. Il valore misurato in questo è indicato con la sigla SCL, ossia Skin Conductance Level. La risposta fasica, al contrario, risulta più veloce e fa riferimento alle rapide risposte provocate da stimoli prettamente emozionali, sensoriali o ideativi. Tra i principali ambiti in cui questo tipo di misura trova impiego vi è la classificazione delle emozioni umane, in quanto un cambiamento di stato emozionale è testimoniato da una variazione della conducibilità elettrica per via delle cause appena descritte. Questo tipo di analisi può essere rafforzato valutando altri parametri fisiologici come il battito cardiaco e

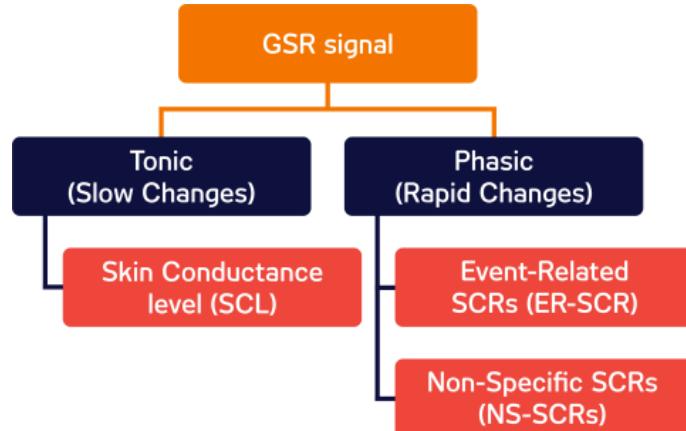


Figura 1.14 – Componenti della risposta galvanica della pelle.

la respirazione. Anche una variazione nel tempo di questi ultimi può indicare un cambiamento del livello di stress. Riguardo a questo è importante ricordare il fatto che la sfera emozionale è un fattore soggettivo in ogni individuo, quindi a parità di stimolo può essere che non si abbia la medesima risposta negli individui in esame. Come presentato nei passaggi successivi, in questo lavoro si è cercato di effettuare la misura di questa grandezza durante lo svolgimento di un test psicologico e successivamente si è passati alla fase legata al riconoscimento delle emozioni.

Capitolo 2

Sistema per misura e analisi di EDA

2.1 Introduzione

La prima fase dello sviluppo di questo progetto di tesi ha riguardato la misura e l'analisi dell'attività elettrodermica con l'obiettivo di definire un sistema che potesse monitorare la variazione di tale parametru durante lo svolgimento di un test psicologico. Successivamente, sulla base dei risultati ottenuti, sono stati sfruttati algoritmi di classificazione per compiere il riconoscimento delle emozioni suscite durante la misura.

Il test psicologico impiegato in questa parte è chiamato Stroop Test e fa leva sull'effetto stroop. In psicologia cognitiva, questo test è un esempio di variazione nei tempi di reazione durante l'esecuzione di uno specifico compito. Il test consiste nella lettura ad alta voce del nome del colore della parola stampata quando il significato semantico di tale parola è un colore diverso da quello con cui è stata stampata. Tuttavia, in questo caso è stata fatta una piccola variazione, ossia è richiesto di rispondere selezionando a video il colore con il quale è presentata la parola sullo schermo.

A tale scopo è stato implementato un applicativo in grado di somministrare al paziente in esame il test e di registrare la sua attività elettrodermica tramite un sistema elettronico appositamente sviluppato. Al termine, è stato possibile analizzare le misure effettuate in modo da evidenziare variazioni di attività elettrodermica legate alle fasi di svolgimento del test per poi poter procedere con la classificazione delle emozioni.

2.2 Hardware

L'acquisizione della misura relativa alla variazione della conducibilità elettrica della pelle di un paziente in diverse situazioni è stata possibile grazie alla realizzazione di un sistema elettronico caratterizzato dalla componentistica descritta di seguito.

1. **Microcontrollore STM32L475RG** - È basato su una architettura Arm 32-bit Cortex-M4 CPU e integra una FPU. Contenuto in package LQFP64 dalle dimensioni di $10 \times 10 \text{ mm}^2$, permette la comunicazione con le periferiche attraverso interfacce standard come SPI, I²C, USART, USB. Integra 3 ADC con una risoluzione massima di 12 bit.
2. **Interfaccia USB** - È stata prevista un'interfaccia USB che ha lo scopo di rendere possibile la comunicazione con un dispositivo esterno. Tramite una porta COM virtuale è possibile scambiare messaggi per gestire l'operatività del sistema e leggere i campioni acquisiti.
3. **Connettore elettrodi** - Un altro connettore USB rende possibile il collegamento di un cavo ad hoc composto da quattro conduttori che terminano con un connettore a bottone che può essere agganciato agli elettrodi a gel.
4. **Connettore di debug** - Permette la connessione del dispositivo ST-Link V2 prodotto da STMicroelectronics per effettuare operazioni di debug su dispositivi che montano microcontrollori della famiglia STM32.
5. **LDO ADP162** - Prodotto da Analog Devices, è un regolatore lineare a bassa tensione di dropout (Low DropOut), ovvero un circuito integrato che ha il compito regolare la tensione in uscita.

Il circuito in figura 2.1 descrive il front-end analogico realizzato per acquisire la misura di attività elettrodermica.

L'amplificatore operazionale ha lo scopo di convertire il valore della resistenza R_{skin} , che modellizza la resistenza della pelle, in un segnale in tensione rappresentato da V_{out} . Per la configurazione dell'amplificatore, la tensione fissata V_{in} viene riportata sull'ingresso invertente costante sfruttando il riferimento di tensione e un partitore di resistenze. Al nodo invertente è direttamente collegato uno dei due elettrodi, mentre il secondo elettrodo è collegato in serie ad una resistenza che porta verso massa. Per evitare che una corrente superiore a $10 \mu\text{A}$ nel corpo, descritto dalla resistenza R_{skin} , è stata introdotta una resistenza di 100Ω in serie tra il secondo elettrodo e massa.

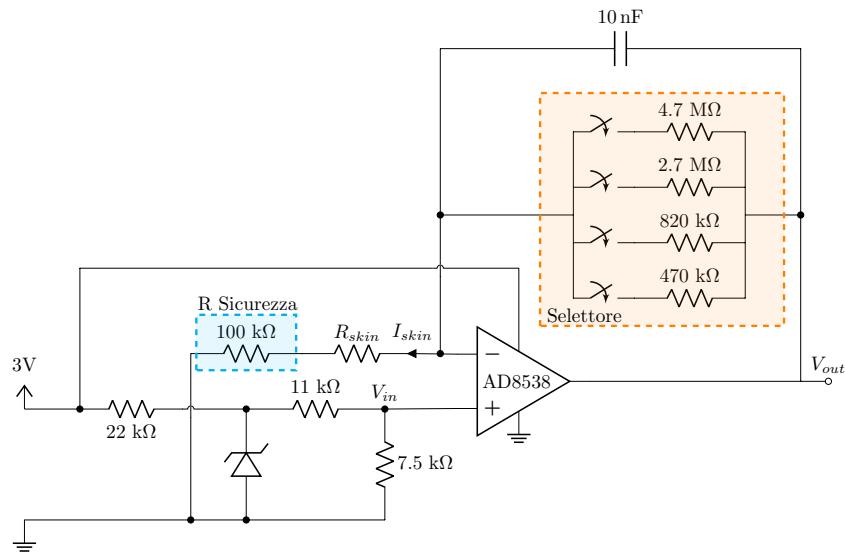


Figura 2.1 – Schematico del front-end analogico.

Le resistenze in retroazione, infine, consentono di fissare il guadagno in modo tale da evitare la saturazione dell’uscita dell’amplificatore nel caso di resistenza della pelle troppo bassa.

L’equazione 2.1 descrive il funzionamento del front-end.

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_{retroazione}}{R_{skin} + R_s}\right) \cdot V_{in} \quad (2.1)$$

La scheda sviluppata per questa applicazione e appena descritta è mostrata in figura 2.2



Figura 2.2 – Scheda PCB per misure di EDA.

2.3 Firmware

La parte relativa allo sviluppo del firmware ha richiesto la definizione di una macchina a stati finiti (FSM, Finite State Machine) con la quale è possibile formalizzare il funzionamento del sistema, basato su stati e transizioni tra di essi. La rappresentazione della macchina a stati finiti è mostrato in figura 2.3, mentre di seguito sono descritti gli stati da essa assunti durante il funzionamento.

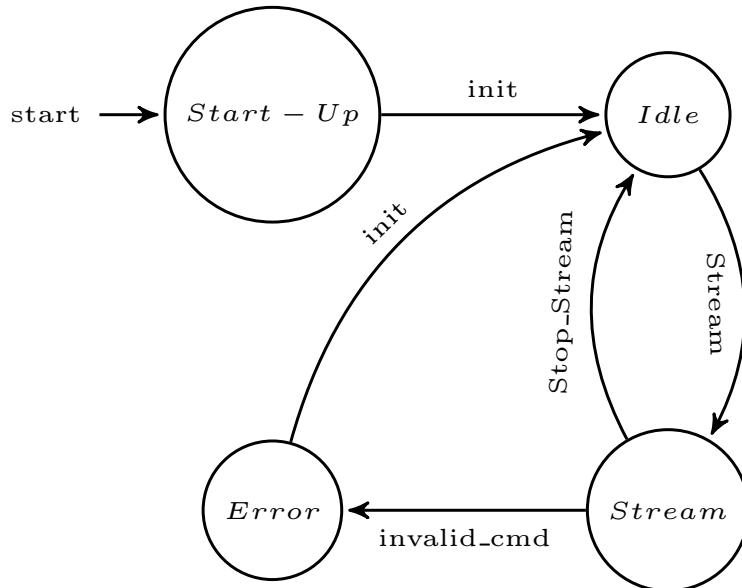


Figura 2.3 – Macchina a stati finiti del sistema.

START-UP

Lo stato di START-UP viene assunto non appena il sistema viene alimentato. Questa fase è discriminata attraverso l'accensione di un led per un intervallo di 500 ms, durante la quale si ha l'inizializzazione di tutte le periferiche. Una volta terminata la fase di avvio, il sistema passa automaticamente nello stato di IDLE.

IDLE

Lo stato di IDLE rappresenta lo stato di attesa, ovvero lo stato in cui il sistema si trova in condizioni di riposo ed è descritto attraverso il lampeggio di un led con una frequenza di 4 Hz. In questo stato, quindi, il sistema resta in attesa del comando di STREAM con il quale avviare la trasmissione della misura acquisita.

STREAM

Il sistema passa nello stato di STREAM, ossia di trasmissione dei dati dalla scheda verso il sistema di interfaccia, una volta che viene inviato al microcontrollore il comando che avvia l'acquisizione dei dati attraverso l'ADC con una frequenza di campionamento di 500 Hz.

ERROR

Lo stato ERROR identifica un generico errore nel funzionamento del sistema. Quando il sistema si trova in questo stato viene inibito il comando di stream e si deve provvedere ad un riavvio del sistema.

2.4 Protocollo di comunicazione

Per consentire lo scambio di informazioni tra quanto acquisito dal microcontrollore e il software l'applicativo sviluppato in questa parte è stato necessario definire un protocollo di comunicazione conforme ad un protocollo bidirezionale che è possibile utilizzare attraverso una porta virtuale COM su tecnologia USB. In questo caso è prevista una header e un trailer per evitare collisioni. La header è descritta da “«” ; mentre il trailer è “»”.

Questo protocollo è basato sul formato Type Length Value (TLV), descritto in tabella 2.4, dove ogni pacchetto inviato e ricevuto contiene un byte in riferimento al comando, un byte per indicare il numero di byte spediti nel pacchetto e infine il loro valore, se presenti.

Tip	Lunghezza	Valore
8 bit unsigned int	8 bit unsigned int	Byte1...ByteN

Tabella 2.4 – Formato TLV.

Ogni comando prevede un bit per impostare un'operazione di **READ** o di **WRITE**; il bit utilizzato risulta essere il più significativo del byte relativo al comando ed è pari a 1 per operazioni di **READ** , mentre è posto a 0 per operazioni di **WRITE** .

In risposta a ciascun comando viene restituito un messaggio di conferma (ACK) costruito seguendo il medesimo formato TLV. Esso conterrà nel campo valore un byte che rappresenta il comando che intende confermare e un byte che indica l'esito, positivo o negativo; in caso di esito positivo sarà presente anche l'informazione, se richiesta. Il campo Tipo nel caso di un ACK è pari sempre a 0x00.

2.4.1 Lista dei comandi

I comandi utilizzati per gestire lo stato del sistema sono riassunti in tabella 2.5.

Codice	Comando	Descrizione
0x01	CMD_RESTART	Riavvia il sistema
0x02	CMD_STATE	Leggi lo stato del sistema
0x03	CMD_STREAM	Avvia la misura EDA
0x04	CMD_STOP_STREAM	Interrompi la lettura della misura

Tabella 2.5 – Lista dei comandi.

Di seguito si presenta ciascun comando e il relativo formato.

CMD_RESTART (0x01) - W

Il sistema può essere riavviato attraverso il command 0x01. A fronte di questo comando, il sistema invierà un ACK_SUCCESS (0x00) o un ACK_ERROR (0x01) come ACK_RES. In caso di successo, il sistema è riavviato.



Figura 2.6 – Comando Restart

CMD_STATE (0x02) - R

Lo stato del sistema può essere letto o scritto inviando il comando 0x02. Per leggere lo stato, deve essere trasmesso il comando 0x82 con 0x00 come lunghezza e senza payload. In caso di ACK_SUCCESS, il payload conterrà tre bytes, in cui il terzo byte descrive lo stato del sistema. In caso di ACK_ERROR, il payload sarà lunga 2 bytes, sarà quindi assente il byte che descrive lo stato del sistema.

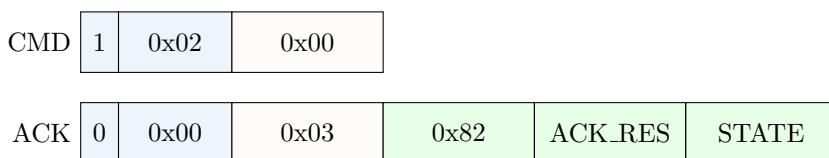


Figura 2.7 – Comando State.

La lista degli stati possibili è descritta in tabella 2.8.

Codice	Stato	Descrizione
0x00	APP_STARTUP	Sistema in fase di avvio
0x01	APP_IDLE	Sistema in stato di attesa
0x02	APP_STREAM	Sistema in stato di trasmissione dei dati
0xFF	APP_ERROR	Sistema in stato di errore

Tabella 2.8 – Stati del sistema.

CMD_STREAM (0x03) - R

La misura relativa all'attività elettrodermica può essere ottenuta attraverso il comando 0x03. In questo caso la risposta sarà rappresentata da un pacchetto in cui il payload conterrà la misura acquisita dal sistema. Ha un lunghezza di quattro byte e contiene due campioni della misura, ciascuno dei quali è descritto da due byte.

CMD	0	0x03	0x00				
RES	0	0x03	0x04	EDA_M11	EDA_M12	EDA_M21	EDA_M22

Figura 2.9 – Comando Stream.

CMD_STOP_STREAM(0x04) - W

Il sistema può interrompere la lettura della misura attraverso il comando 0x03. A fronte di questo comando, il sistema invierà un ACK_SUCCESS (0x00) o un ACK_ERROR (0x01). In caso di successo, il sistema è posto nuovamente in stato di idle - attesa.

CMD	0	0x04	0x00				
ACK	0	0x00	0x02	0x04	ACK_RES		

Figura 2.10 – Comando Stop.

2.5 Software

2.5.1 Interfaccia grafica

Al fine di semplificare la misura dell'attività elettrodermica durante lo svolgimento dello stroop test, è stato sviluppato un software che consentisse di comunicare con la scheda elettronica di misura. Per la realizzazione dell'interfaccia grafica è stato utilizzato il framework Java Swing. Per la comunicazione seriale attraverso la quale avviene lo scambio di informazioni tra la board e il sistema sviluppato si avvale della libreria jSerialComm.

Tramite il software è possibile rappresentare graficamente e in tempo reale la misura la misura di attività elettrodermica grazie alla libreria JFreeChart che consente agli di realizzare grafici di qualità professionale in ambienti Java AWT grafici. Inoltre, è offerta la possibilità di archiviare le acquisizioni in un file di log, in cui vengono registrate le risposte, l'istante di tempo in cui sono fornite e la misura di attività elettrodermica rilevata in quel momento.

Swing è un framework per Java, appartenente alle Java Foundation Classes (JFC) e orientato allo sviluppo di interfacce grafiche. Parte delle classi del framework Swing sono implementazioni di widget (oggetti grafici) come caselle di testo, pulsanti, pannelli e tavole. La libreria Swing viene utilizzata come libreria ufficiale per la realizzazione di interfacce grafiche in Java ed è un'estensione del precedente Abstract Window Toolkit (AWT). La differenza principale tra i due è che i componenti Swing sono scritti completamente in codice Java.

In figura 2.11 è presentata l'interfaccia creata in questa fase di lavoro, della quale si possono descrivere tre elementi:

- in alto a sinistra si ha un pannello per gestire la connessione e la comunicazione seriale con la scheda;
- nella parte centrale, una volta stabilita la connessione, si presenta il test psicologico descritto con le relative opzioni di risposta;
- nella parte destra della schermata, è raffigurato il grafico che mostra la risposta galvanica della pelle durante lo svolgimento del test.

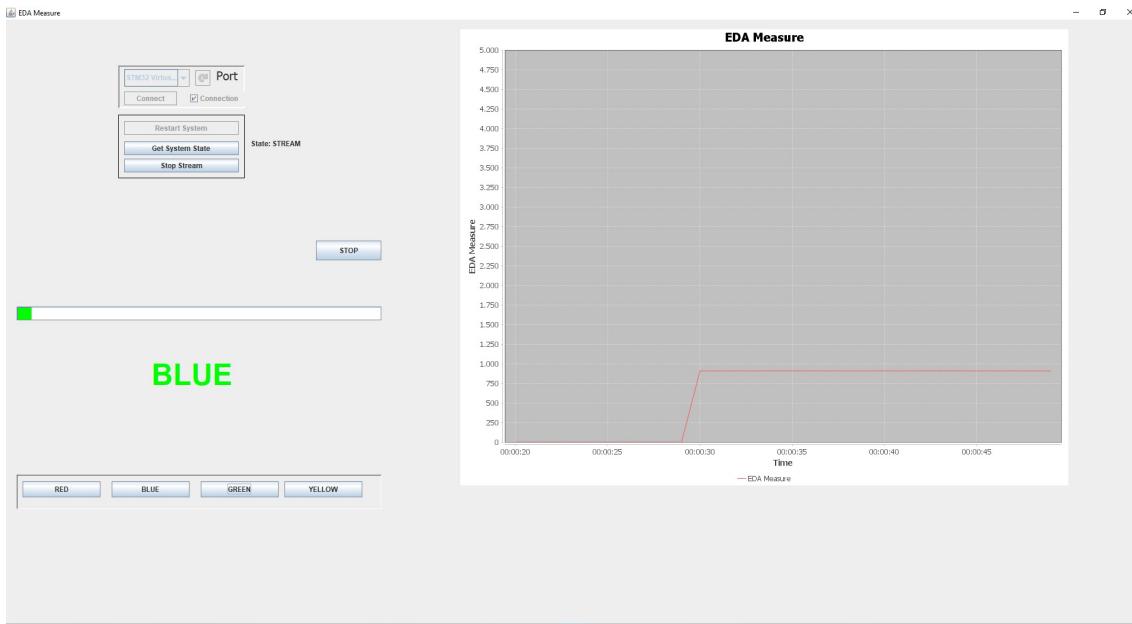


Figura 2.11 – Interfaccia grafica del sistema sviluppato.

2.5.2 Architettura

Dal punto di vista dell’implementazione in linguaggio Java, è opportuno approfondire la struttura del software sviluppato e i pattern architettonici adottati. Riguardo alla struttura delle classi implementate, è stato deciso di separare la classe relativa alla creazione e rappresentazione del frame principale dalla parte relativa al test da sostenere. Quest’ultima, contiene solo metodi statici, in modo da poter eseguire i suoi metodi senza dover istanziare oggetti relativi a questa classe. In merito alla gestione della comunicazione seriale con la scheda, è stata scritta la classe *SerialWriteRead*, la quale assume la forma di un Singleton. Questa scelta deriva dal fatto di volere una singola istanza di questa classe che si occupi di queste procedure. In questo modo, quindi, si ha una sola istanza di questa classe che si occupa delle operazioni di lettura/scrittura con la board, garantendo un punto d’accesso globale. Questa caratteristica è possibile osservarla in figura 2.12, dalla quale emerge che questa classe presenta un costruttore privato e un metodo statico *getInstance()* con il quale si è sicuri di ottenere una singola istanza di questa classe.

Per garantire la comunicazione seriale, inoltre, è stata sfruttata la libreria Java *jSerialComm*, progettata per fornire un modo indipendente dalla piattaforma per accedere alle porte seriali standard senza richiedere librerie esterne, codice nativo o altri strumenti.

Infine, è possibile sottolineare il fatto che ogni classe implementa la relativa interfaccia con la quale si definiscono i metodi che mette a disposizione.

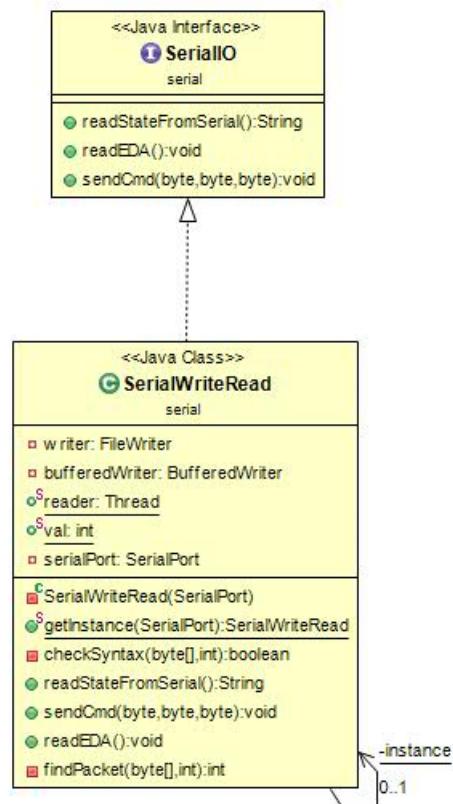


Figura 2.12 – Diagramma UML della classe `SerialWriteRead`.

2.6 Risultati

I risultati ottenuti dalla misura della variazione dell'attività elettrodermica sono stati successivamente analizzati al fine di implementare algoritmi in grado di classificare le emozioni suscite nel soggetto. Prima di tutto è stato valutata la variazione della conducibilità elettrica del volontario in esame nel tempo, confrontandola con quanto ottenuto da esperienze simili descritte in letteratura. Si è osservato che la risposta galvanica presenta un comportamento analogo a fronte di stimoli differenti come un test psicologico, la visione di diversi spot pubblicitari [17] o visite odontoiatriche [18].

L'attività elettrodermica misurata in questo lavoro è descritta in figura 2.13, mentre in figura 2.14 è possibile osservare la variazione della conducibilità elettrica della pelle durante la visione di diversi video. Le due figure mostrano un andamento simile: si osserva che entrambe le curve presentano una prima fase in cui l'andamento è non presenta rilevanti variazioni. Ciò è causato da una situazione di rilassamento e calma, mentre nella parte centrale dei grafici è possibile denotare un aumento della grandezza misurata, rispetto alla fase di partenza. Questo testimonia un cambiamento dello stato emozionale del volontario sotto esame causato esperienza a lui sottoposta.

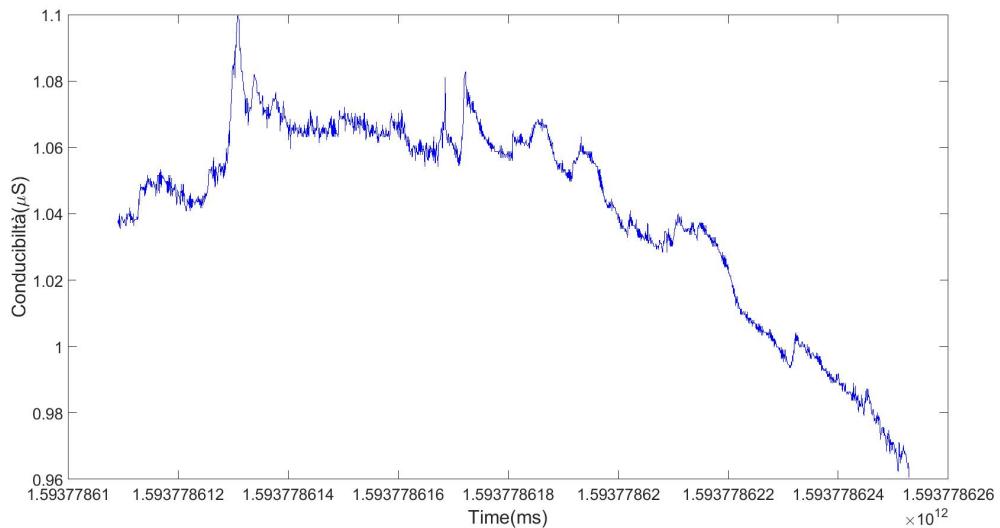


Figura 2.13 – Risposta galvanica della pelle in questo test.

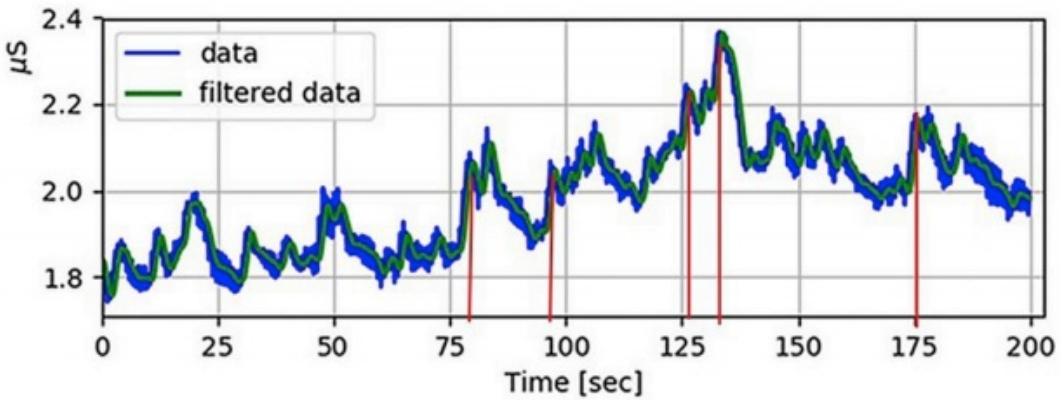


Figura 2.14 – Risposta galvanica della pelle dalla lettettura.

Riguardo all’analisi della risposta galvanica della pelle nel tempo è opportuno valutare anche le due componenti che la caratterizzano, ovvero la risposta tonica e fasica. Sfruttando la libreria Neurokit, sviluppata in Python, si è cercato di estrarre queste due componenti dal segnale di attività elettrodermica misurato. Riguardo all’analisi della risposta fasica è fondamentale individuare tre istanti nell’intorno del picco nel segnale, i quali descrivono rispettivamente l’istante in cui l’evento è iniziato, il momento in cui ha causato la reazione del paziente e l’attimo in cui si è concluso. In figura 2.15 è possibile identificare queste caratteristiche, dalla distinzione tra risposta tonica e fasica all’individuazione degli istanti appena descritti.

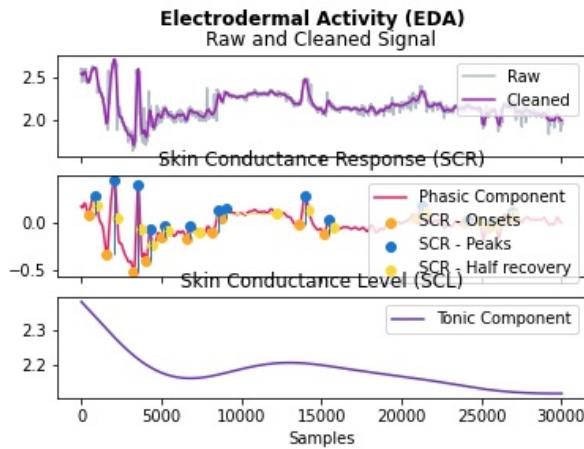


Figura 2.15 – Risposta tonica e fasica.

La fase successiva ha riguardato lo sviluppo di un algoritmo di classificazione con lo scopo di poter associare la risposta galvanica della pelle ad una emozione. Per questo è stato impiegato il dataset dell’esperimento presentato nell’articolo [19], nel quale sono presenti le misure di differenti parametri fisiologici con riferimento all’emozione suscitata dalla visione di un video.

In questa ricerca, 30 partecipanti sono stati sottoposti ad una sequenza di video in grado di rilassare, spaventare o annoiare lo spettatore e di misurare l'andamento dei suoi parametri fisici come il battito cardiaco, la respirazione e la conducibilità della pelle. In questo modo, è stato possibile studiare la loro variazione a fronte del diverso video presentato.

Tra i diversi parametri, si considera solo la misura relativa alla risposta galvanica della pelle e, in riferimento all'articolo [20], è possibile osservare le features più rilevanti per analizzare questo tipo di segnale. Si dividono tra features statistiche, come media, varianza, deviazione standard, curtosi, e features strettamente legate al segnale che si sta analizzando, come l'ampiezza media dei picchi, l'area sottesa alla curva e il tempo medio di salita.

Sulla base di queste caratteristiche sono stati applicati e valutati i più comuni algoritmi di classificazione nell'ambito del supervised learning, come K-Nearest Neighbors, regressione logistica e Support Vector Machine attraverso il linguaggio di programmazione Python e il framework Sklearn. Per fare questo, è stato necessario svolgere alcune operazioni preliminari volte ad uno snellimento del complesso dataset di partenza disponibile. Inizialmente, infatti, erano contenute le misure dei parametri fisici in diversi istanti temporali. Si è così deciso di mantenere nel dataset solo la misura relativa alla risposta galvanica della pelle per ogni partecipante ad ogni video e quindi ad ogni emozione provata. Sulla base del valore conservato e delle features utili per questa analisi è stato possibile proseguire con la definizione dei diversi modelli. Il dataset così ottenuto è stato suddiviso in due parti, una per la fase di addestramento dei modelli e una per la fase di test, rispetto alla quale sono state valutate le presazioni, in termini di accuratezza e precisione. L'accuratezza indica la percentuale di previsioni corrette, mentre la precisione fa riferimento al rapporto tra veri positivi (tp) e la somma tra veri positivi (tp) e falsi negativi (fn), come descritto nell'equazione 2.2.

$$precision = \frac{tp}{tp + fn} \quad (2.2)$$

Intuitivamente la precisione è la capacità del classificatore di non etichettare come positivo un campione negativo.

Tra i diversi algoritmi provati in questa fase è emerso che, considerando i parametri presentati in precedenza, il migliore risulta essere quello basato sulla regressione logistica. Questo è un modello che si pone come obiettivo quello di produrre come risultato la probabilità che un dato valore d'ingresso, rappresentato dalle features, appartenga ad una determinata classe, quindi ad una specifica emozione. In questo caso è garantita un'accuratezza media del 60 %, mentre per quanto riguarda

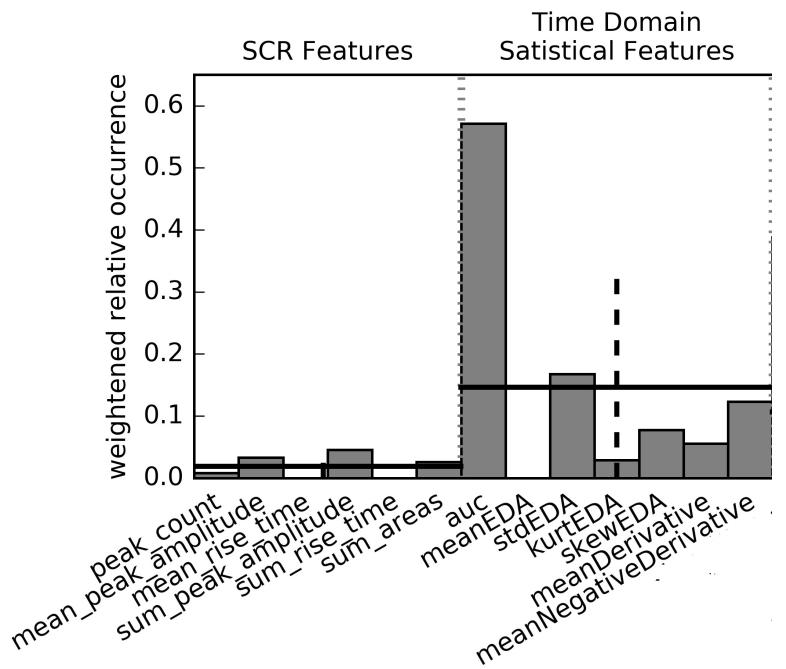


Figura 2.16 – Features più rilevanti.

la precisione si osserva un valore intorno al 70 % in corrispondenza delle classi più significative, ovvero alle emozioni che si considerano molto distanti dalla condizione di rilassamento, come quelle relative ad uno stato di noia o di spavento.

Emozione	Precisione
Divertente	0.08
Noioso	0.36
Tranquillo	0.4
Pauroso	1
Pauroso	0.71

Tabella 2.17 – Risultati del modello di classificazione.

In particolare, in tabella 2.17 è utile evidenziare che i numeri presenti nella prima colonna indicano ciascuno una emozione; ad esempio tale modello garantisce una ottima precisione nella predizione dello stato emotionale relativo alla paura.

Sulla base di quanto presentato fino ad ora, per concludere la fase relativa all’analisi dei dati e dei possibili modelli di classificazione adatti per questo tipo di attività, sono stati estratti due campioni dalla misura ottenuta attraverso il sistema sviluppato durante lo Stroop test. Uno di questi riguardava il momento in cui si verificava

il picco e quindi la fase legata al cambio di emozione, mentre il secondo si concentrava sulla parte conclusiva del test. Sfruttando l'algoritmo di classificazione appena descritto è emerso che il primo campione era classificato come un'emozione di spavento e quindi legata ad un fenomeno di forte alterazione rispetto alla condizione iniziale di riposo. Al contrario, il secondo si classificava come un'emozione suscitata in condizioni normali, quindi dalla visione di un video innocuo o di rilassamento completo.

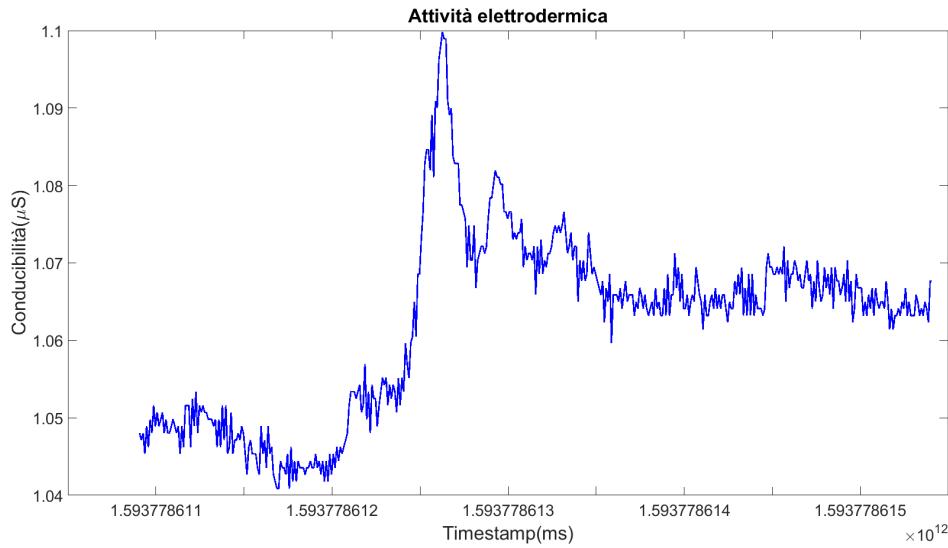


Figura 2.18 – Estratto attività elettrodermica.

La figura 2.18 mostra una parte dell'attività elettrodermica di un soggetto durante lo svolgimento dello Stroop Test. Applicando l'algoritmo descritto è stato possibile verificare il cambiamento emozionale anche in questo caso, dal momento che viene predetto uno stato differente dalla tranquillità.

Capitolo 3

Elettronica indossabile per la misura di bioimpedenza

3.1 Introduzione

La seconda parte di questo progetto di tesi si è concentrata sullo sviluppo di un sistema indossabile per la misura della bioimpedenza.

Rendere un sistema elettronico indossabile comporta un'importante attenzione in fase di progettazione per quanto riguarda le dimensioni che assumerà e i consumi energetici che avrà durante il funzionamento. Per questo il processo di sviluppo è stato caratterizzato da diverse fasi con le quali è stata valutata prima di tutto la fattibilità, mentre in un secondo momento sono state fatte le scelte progettuali affinchè potesse essere raggiunto questo obiettivo.

Lo sviluppo di questo progetto è iniziato dall'analisi del componente commerciale **AD5940**, realizzato da *Analog Devices*, dal momento che è un circuito integrato in grado di soddisfare i requisiti fondamentali appena descritti per un'applicazione indossabile. Questo dispositivo, inoltre, ha permesso flessibilità nel tipo di misura da compiere e di conseguenza non si è limitato il sistema alla sola acquisizione della bioimpedenza.

Successivamente è stata svolta una fase di prototipazione sfruttando il sistema commerciale **Bio-Electric Evaluation Board** progettato da *Analog Devices* con lo scopo di comprendere l'hardware necessario per compiere questa misura e la modalità con la quale questa potesse essere effettuata. Questa board, infatti, include tutta l'elettronica di front-end necessaria per questo genere di attività consente la comunicazione con i microcontrollori per quanto riguarda la fase di acquisizione della misura. In merito a questo, pertanto, è stato necessario lo sviluppo di un firmware per acquisire e trasmettere la misura effettuata dal front-end elettronico. Questo

sistema mette a disposizione anche una scheda con la quale è possibile simulare la resistenza elettrica della pelle e molto utile per verificare la misura acquisita.

A partire da questo, il sistema è stato ingegnerizzato al fine di realizzare un prototipo indossabile. Lo schema elettrico e il layout della PCB attraverso il software di Autodesk Eagle. In questa fase è stato stabilito che la scheda venisse impilata sopra una piattaforma multisensoriale sviluppata presso il laboratorio di microelettronica dell'università degli studi di Bergamo in modo che, oltre all'acquisizione della misura, fosse possibile avere altre funzionalità.

A seguito della produzione del circuito stampato e dell'assemblaggio dei componenti è stato caratterizzato il funzionamento del dispositivo mediante la misura dell'impedenza biologica su alcuni volontari.

3.2 Bio-Electric Evaluation Board

Il dispositivo commerciale impiegato durante la fase di prototipazione riguarda la **Bio-Electric Evaluation Board**. A bordo di questo sistema è montato il circuito integrato **AD5940** e per via della flessibilità garantita da questo componente è possibile effettuare la misura di diversi parametri, come la bioimpedenza e l'attività elettrodermica. La board in questione è mostrata in figura 3.1 e oltre al front-end AD5940 è presente anche l'integrato **AD8233**, il quale rappresenta il front-end elettronico per compiere le misure relative all'ECG.

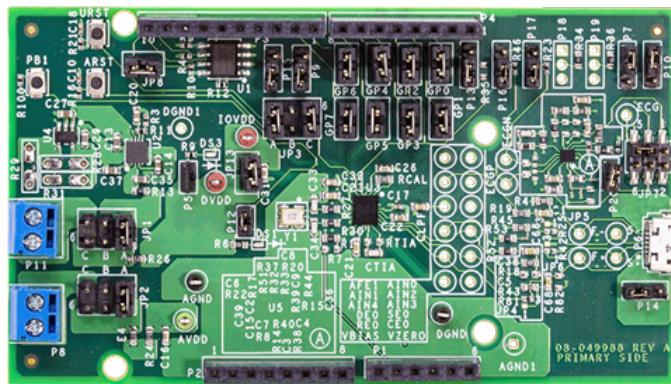


Figura 3.1 – Fotografia della Bio-Electric Evaluation Board.

L'utilizzo di questo sistema in fase iniziale è stato utile per constatare la fattibilità del progetto con questo componente integrato e la validità delle misure ottenute in modo da poter poi passare alla fase di ingegnerizzazione del sistema elettronico indossabile. Per questo, è stata impiegata anche una seconda scheda, mostrata in figura 3.2 direttamente collegabile alla Bio-Electric Evaluation Board caratterizzata da resistenze e capacità che possono essere poste in serie tramite lo spostamento di switch da una posizione all'altra.

In questo modo, dopo aver implementato un firmware per l'acquisizione della misura,



Figura 3.2 – Z Board.

è stato possibile verificare che quanto ottenuto fosse corretto, misurando diversi valori di resistenza e confrontandoli con il valore nominale. In questo passaggio è stato impiegato il microcontrollore STM32F401RE di *STMicroelectronics* presente a bordo della scheda NUCLEO-F401RE. In figura 3.3 è possibile osservare la differenza tra il valore atteso, descritto dalla curva in blu e quello misurato, mostrato dal segnale in rosso.

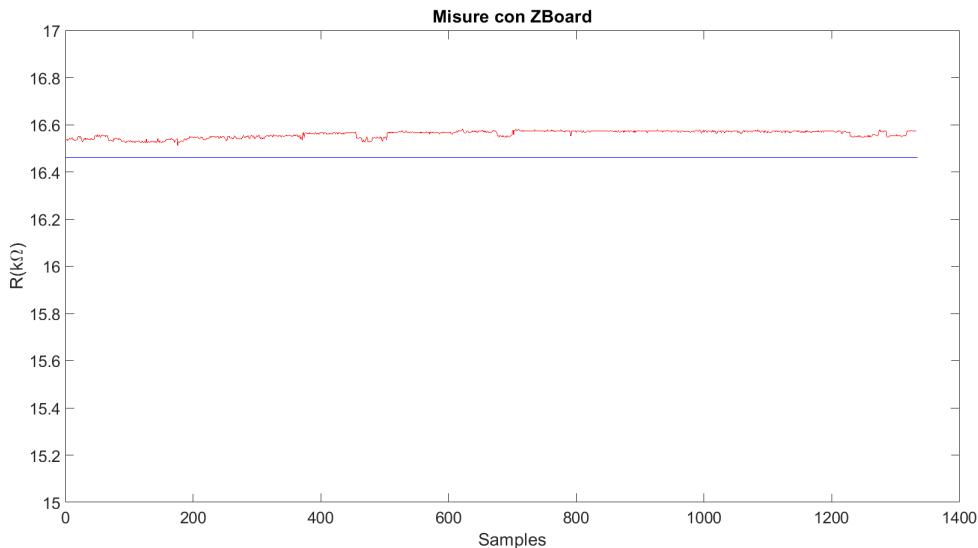


Figura 3.3 – Misura su Z Board.

Inoltre, per questo sistema commerciale è disponibile anche un software che consente di configurare diverse impostazioni, mostrare i risultati e salvare le acquisizioni. Oltre alla bioimpedenza, con questo dispositivo è possibile registrare anche l'attività elettrodermica e l'elettrocardiogramma.

3.3 Winter-v2

La scheda madre *Winter-v2*, raffigurata in figura 3.4, è la PCB sulla quale viene innestata la scheda *Bia Board* progettata in questo progetto per effettuire la misura di bioimpedenza. Questa scheda è stata progettata con la previsione di arricchire le sue funzioni mediante dei connettori di espansione. Per questo motivo è stato necessario quindi realizzare la scheda *BiaBoard* con le medesime dimensioni di *Winter_v2*.



Figura 3.4 – Scheda madre Winter-v2.

Di seguito sono presentati i componenti della scheda Winter-v2:

- **Microcontrollore STM32L475RG** basato su una architettura Arm 32-bit Cortex-M4 CPU e integra una FPU. Contenuto in package LQFP64 dalle dimensioni di $10 \times 10 \text{ mm}^2$, permette la comunicazione con le periferiche attraverso interfacce standard come SPI, I²C, USART, USB. Integra 3 ADC con risoluzione di 12 bit;
- **Connettore USB** rende possibile una comunicazione con un dispositivo esterno. Tramite una porta COM virtuale è possibile scambiare messaggi per leggere i campioni acquisiti.;
- **Modulo micro SD** consente di salvare la misura acquisita su una scheda micro SD attraverso la scrittura su file.
- Bluetooth Low Energy **SPBTLE-RF** è un modulo di rete di tipo master/slave conforme allo standard Bluetooth v4.1;
- **Connettore di debug** permette la connessione di dispositivi esterni per effettuare operazioni di debug;

- Unità di misura inerziale **LSM6DSL**. Integra un accelerometro digitale triassiale e un giroscopio digitale triassiale;
- Sensore di pressione **LPS22HH** piezoelettrico ad uscita digitale. Presenta anche un’interfaccia di comunicazione seriale compatibile con gli standard SPI o I²C;
- Sensore di umidità e temperatura **HTS221** capacitivo ad uscita digitale.
- Convertitore Step-Down **TPS62740** è dispositivo ad elevata efficienza caratterizzato da una corrente di quiescenza bassa (360 nA), permette di diminuire la tensione in ingresso proveniente dalla batteria ad una tensione operativa di 2.8 V;
- Indicatore di carica **MAX17048G+** è un circuito integrato a bassi consumi che indica il livello di carica di batterie al Litio;
- Caricabatteria **MCP73831T** utilizzato per supervisionare la ricarica della batteria Li-Poly a singola cella. È possibile ricaricare la piattaforma per mezzo di un alimentatore a 5 V collegando un cavo standard micro USB di tipo B.

In figura 3.5 è mostrato il sistema complessivo ottenuto montando le due schede.



Figura 3.5 – Sistema complessivo.

La comunicazione tra le due schede avviene attraverso l’interfaccia seriale SPI, come indicato nello schema a blocchi del sistema sviluppato in figura 3.6. Si tratta di una comunicazione full-duplex ad una velocità di 8 Mbit/s. Questo valore è impostato in relazione alle caratteristiche SPI del front-end presente sulla scheda *Bia Board* descritte nel suo datasheet.

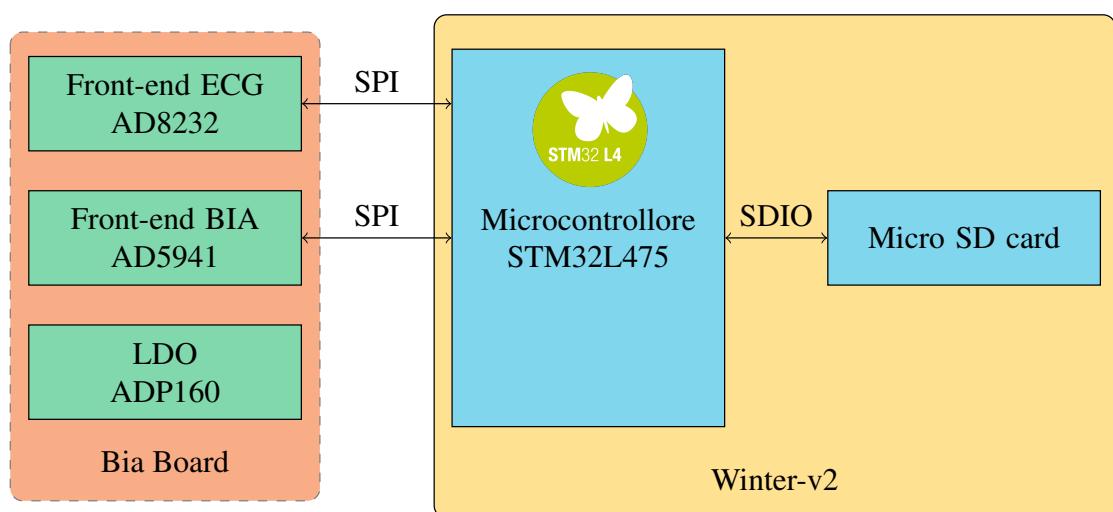


Figura 3.6 – Schema a blocchi del sistema.

3.4 Sviluppo della PCB

Come anticipato, l'obiettivo di questa attività di tesi prevede la realizzazione di una scheda PCB minutuarizzata per poter rendere il sistema indossabile. Progettata attraverso il CAD Software EAGLE, la board, denominata *Bia Board*, presenta una dimensione di $20 \times 32 \text{ mm}^2$, è caratterizzata da 4 layer ed il suo rendering 3D è raffigurato in figura 3.7. Le dimensioni di questa scheda sono state obbligate dal fatto che si è deciso di montarla sopra la scheda *Winter-v2* per espandere le sue funzionalità. Per lo sviluppo del layout sono state definite le seguenti regole di DRC (Design Rules Checker):

- Distanza minima di 0.2 mm tra le piste, i pad e i via (fori passanti);
- Distanza minima di 0.2 mm tra i bordi e le metallizzazioni;
- Dimensione minima pista 0.2 mm.

Le scelte progettuali fatte per lo sviluppo della seguente board, inoltre, sono stati le seguenti:

- Sulla PCB è stato montato l'integrato **AD5941** che è una variante del circuito integrato **AD5940** in un package LFSCP al posto che BGA: È stato scelto il front-end AD8232 per dare la possibilità di acquisire tracce elettrocardiografiche ad una derivazione con possibilità di pilotare attivamente l'elettrodo di gamba destra.
- È stato inserito un regolatore di tensione per garantire una tensione costante. La scelta è ricaduta sul componente **ADP160**.

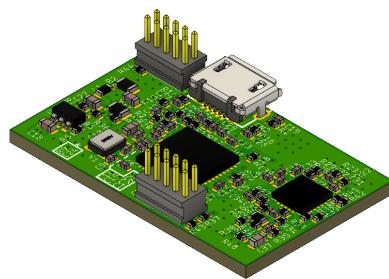


Figura 3.7 – Rendering 3D della board sviluppata.

3.4.1 Hardware

Il primo dispositivo preso in considerazione è il circuito integrato **AD5941**, la cui configurazione di pinout è mostrata in figura 3.8. Dal punto di vista fisico, è un integrato a 48 pin, di dimensione pari a $7 \times 7 \text{ mm}^2$ assemblato un package LFC-SP. Supporta un'alimentazione compresa tra 2.8 V e 3.6 V, integra un convertitore analogico-digitale a 16 bit e presenta diverse periferiche per la gestione di interrupt e di comunicazione.

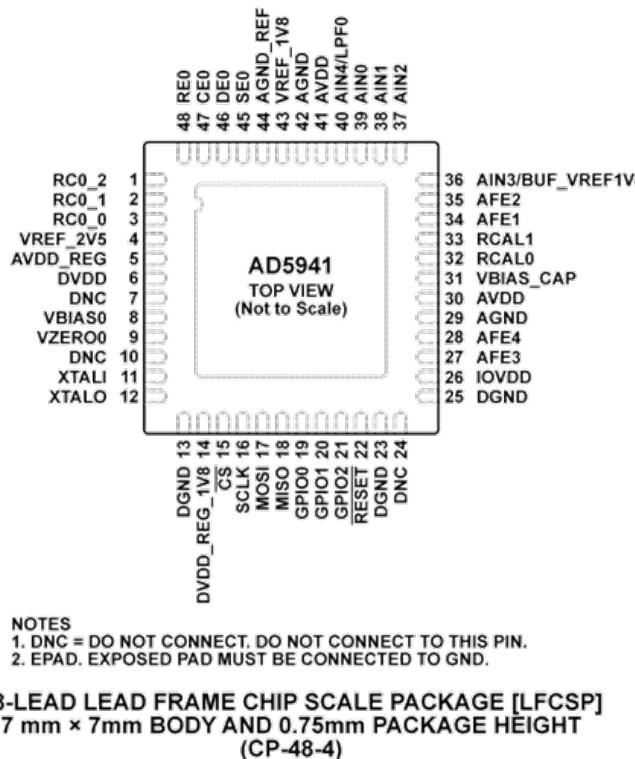


Figura 3.8 – Pinout AD5941.

Dal diagramma funzionale mostrato in figura 3.9 si osserva il fatto che questo sistema implementa la comunicazione seriale SPI, attraverso la quale è possibile configurare il front-end e ottenere le misure.

Questo tipo di interfaccia sfrutta 4 segnali:

- **CS** - Chip Select;
- **MISO** - Master Input Slave Output;
- **MOSI** - Master Output Slave Input;
- **SCK** - Serial Clock.

Il Chip Select solitamente si trova a livello logico alto e viene portato a livello logico basso durante la fase di comunicazione tra i dispositivi interessati. La comunicazione dei dati sul bus SPI si basa sul funzionamento dei registri a scorrimento, presenti sia nel master che nello slave di uguale dimensione. I bit relativi all'informazione da trasmettere sono emessi e immessi nei relativi shift register ad ogni impulso di clock in modo seriale tramite l'uscita MOSI del master e l'ingresso MISO dello slave. Al termine della comunicazione, il segnale relativo al Chip Select viene riportato a livello logico alto. Infine, come riportato nel datasheet [21], è importante osservare il fatto che per compiere operazioni di lettura o scrittura all'interno di registri è necessario inviare una precisa sequenza di byte.

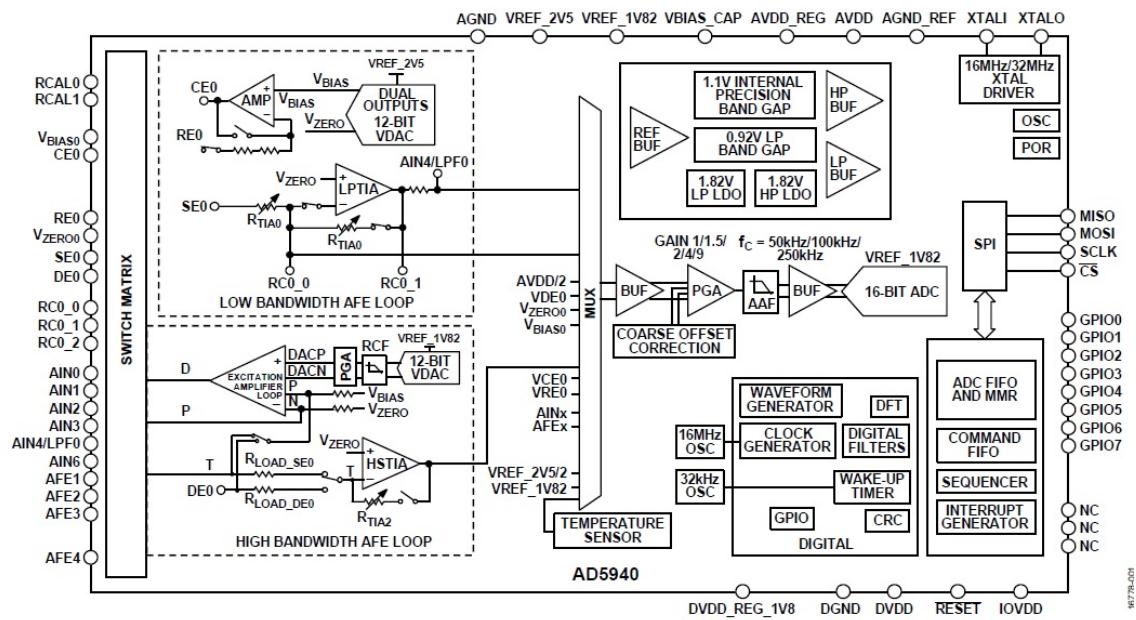


Figura 3.9 – Diagramma dei blocchi funzionali di AD5941.

In secondo luogo, tale dispositivo prevede anche la presenza di un Sequencer, il quale si occupa di svolgere le operazioni del front-end analogico e di conseguenza tutte le azioni necessarie al fine di ottenere la misura desiderata. Tra le sue funzioni vi è:

1. Configurazione della memoria di comando;
2. Caricamento delle sequenze all'interno della SRAM;
3. Configurazione dei timer;
4. Configurazione del mux relativo a GPIO;
5. Configurazione degli interrupt.

Analizzando il diagramma funzionale, è possibile osservare che in relazione alla selezione fatta attraverso il MUX, si determina la misura che viene processata. Ad esempio, come riportato nel datasheet, ponendo il terzo bit del multiplexer a livello logico alto si procede con le misure di bioimpedenza a quattro terminali, dal momento che viene impostata la tensione di modo comune tra AIN2 e AIN3.

Un altro elemento importante in questo tipo di applicazione, visibile in figura 3.9, è quello indicato come *Waveform Generator*. Si tratta di un generatore di forme d'onda digitale ed è in grado di generare segnali ad onda quadra, trapezoidali e sinusoidali, in relazione alla configurazione indicata attraverso l'assegnazione di valori specifici all'interno di opportuni registri. In questo caso, il segnale di maggiore interesse è quello sinusoidale la cui frequenza è impostata utilizzando il registro WGFCW con la seguente formula:

$$f_{OUT} = f_{ACLK} \cdot \frac{\text{SINEFCW}}{2^{30}} \quad (3.1)$$

Nell'equazione 3.1 f_{ACLK} è la frequenza di ACLK ed è pari a 16 MHz, mentre SINEFCW è una parola a 31 bit.

Il dispositivo integrato indicato con la sigla **ADP160** è un regolatore di tensione la cui funzione principale è quella di garantire una tensione fissata. La scelta è ricaduta su questo componente poiché garantisce in uscita una tensione continua pari a 3.3 V. È stato adottato anche per altre caratteristiche elettriche, come una corrente di quiescenza pari a 860 nA e rumore in uscita pari a 105 μ V di valore efficace. La configurazione assunta dal dispositivo in questo progetto mostrata in figura 3.10 . L'impiego di un regolatore di tensione consente anche il controllo dell'accensione e dello spegnimento del sistema elettronico progettato. Come è possibile osservare dalla figura 3.10, portando a livello logico alto il pin etichettato con la sigla EN è possibile accendere il dispositivo in questione e quindi alimentare l'intero sistema;

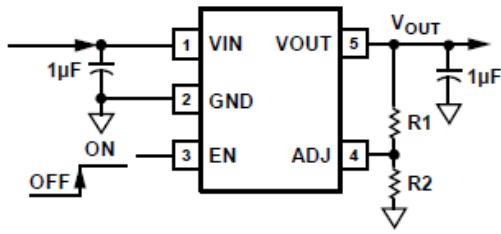


Figura 3.10 – Configurazione ADP160.

al contrario, l'intero sistema risulta spento.

Da un punto di vista fisico, questo integrato si trova all'interno di un package TSOT a 5 pin di dimensione $2.8 \times 2.9 \text{ mm}^2$.

Infine, si può considerare l'integrato **AD8232**, introdotto per effettuare misure di ECG. Attraverso la fase di prototipazione con la Bio-Electric Evaluation Board è stato possibile osservare il fatto che, sfruttando il circuito integrato AD5941 era possibile acquisire anche misure relative all'elettrocardiogramma. In primo luogo, per effettuare misure di ECG è necessario applicare tre elettrodi: uno di questi è posto sulla gamba destra ed è indicato con l'etichetta RLD - Right Leg Drive, mentre gli altri due sono posti sul braccio sinistro e destro per consentire la misura della prima derivazione bipolare. A questo punto, utilizzando la configurazione descritta in figura 3.11, il segnale analogico amplificato e filtrato dal front-end analogico AD8232 viene campionato dall'integrato AD5941. Per questo, è necessario configurare il sequencer per quanto riguarda la definizione della sorgente in ingresso all'ADC.

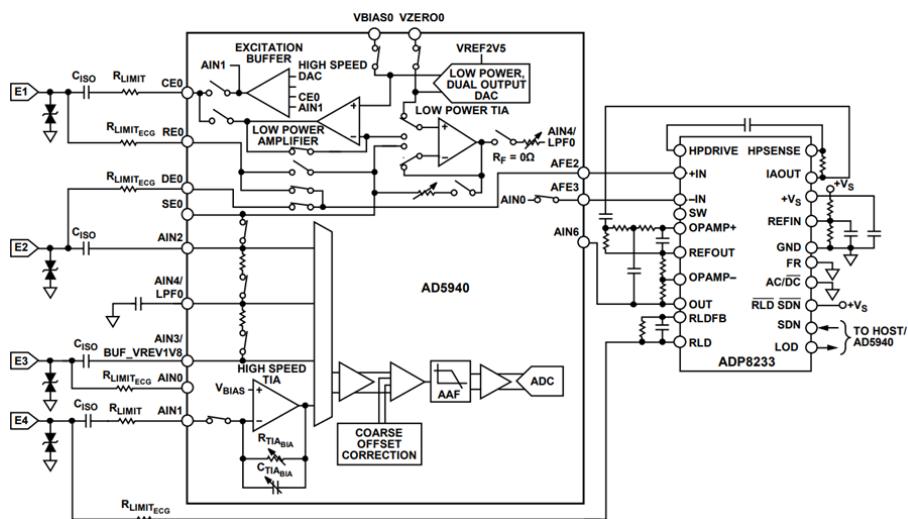


Figura 3.11 – Configurazione per acquisire ECG con AD5940.

Riguardo alla progettazione della parte relativa a questo dispositivo è stato sfruttato un tool con il quale è stato possibile verificare che i componenti passivi scelti garantissero una banda passante adeguata per questo tipo di misure. Un front-end ECG sviluppato per scopi di monitoraggio richiede un guadagno di 60 dB e ha una banda compresa tra 0.5 Hz e 50 Hz, come riportato nella seguente ricerca [22]. Come mostrato in figura 3.12, con le scelte fatte sono rispettati questi requisiti.

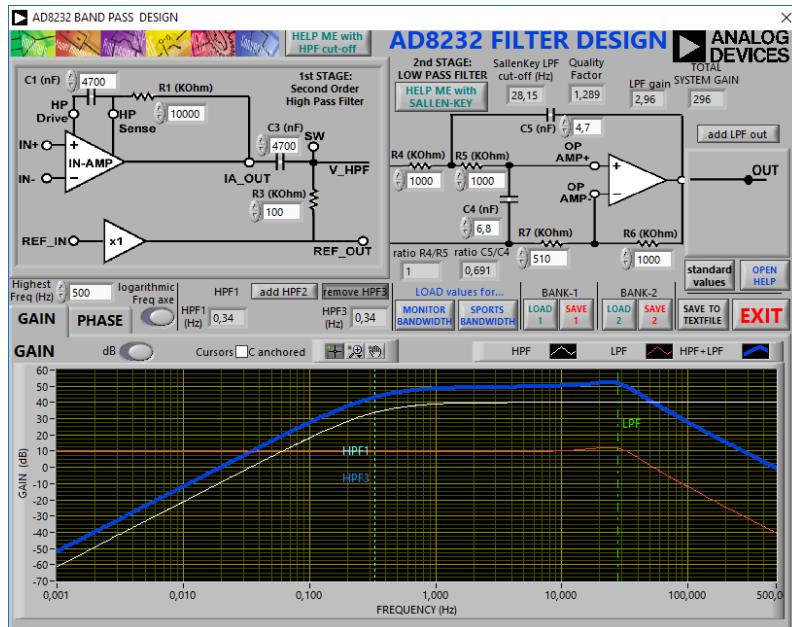


Figura 3.12 – Configurazione filtro per AD8233.

Dal punto di vista fisico l'integrato è fornito in un package LFCSP di dimensione 4 x 4 mm² con 20 pin. La sua configurazione di pinout è indicata in figura 3.13.

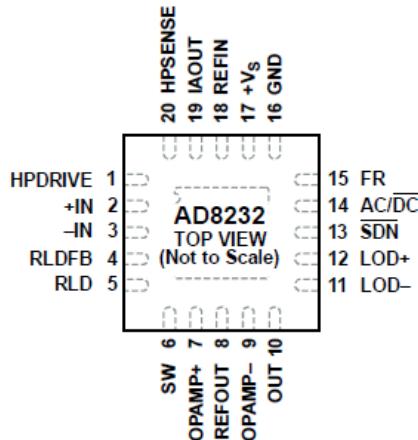
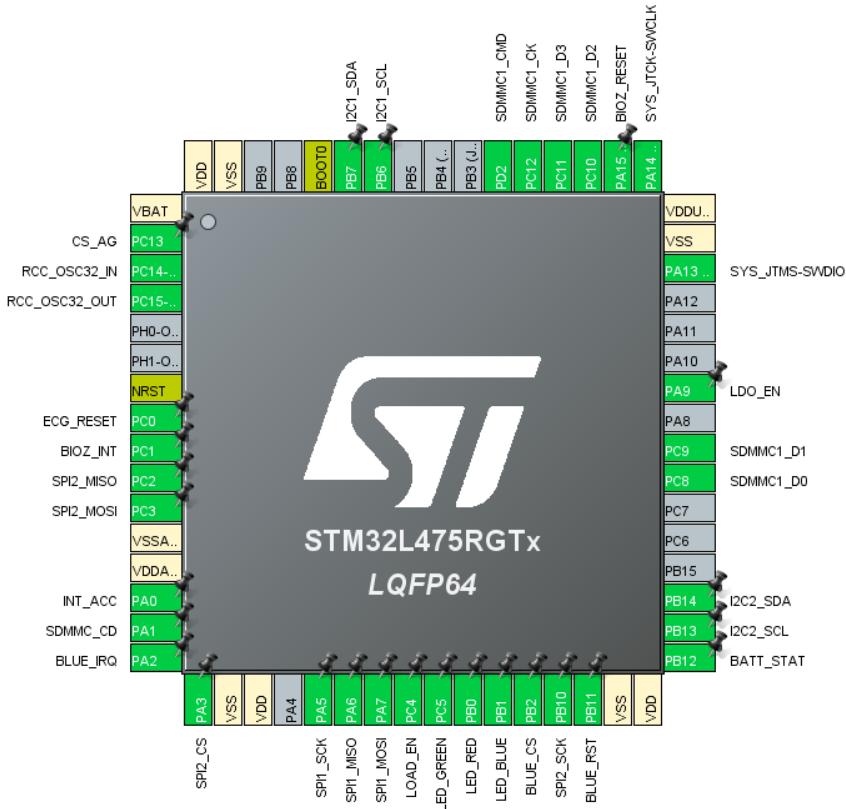


Figura 3.13 – Configurazione pinout AD8232.

3.5 Firmware

Lo sviluppo del firmware per la scheda madre Winter-v2 ha consentito di acquisire le misure di bioimpedenza del front-end e salvarle su una scheda micro SD.

A tal riguardo, è necessario definire inizialmente le funzioni necessarie per garantire la comunicazione SPI tra i due dispositivi, la configurazione degli interrupt e i moduli impiegati per il salvataggio su scheda SD. Questa procedura viene resa più semplice attraverso l'utilizzo software STM32CubeMX che consente di definire questi parametri attavverso un'interfaccia grafica e il risultato della configurazione in questione è mostrato nella figura 3.14.



- Si presenta il pin connesso al segnale di interrupt del front-end AD5941 indicato con **BIOZ_INT**;
- Si evidenziano le uscite digitali con le quali è possibile gestire l'accensione e lo spegnimento dell'integrato AD5941 e AD8232, rispettivamente segnalati con il nome **BIOZ_RESET** ed **ECG_RESET**;
- La definizione del controller SDMMC integrato nel dispositivo programmabile che consente la comunicazione tra quest'ultimo e la scheda SD.

La struttura del firmware progettato per questa applicazione rispecchia la macchina a stati rappresentata in figura 3.15.

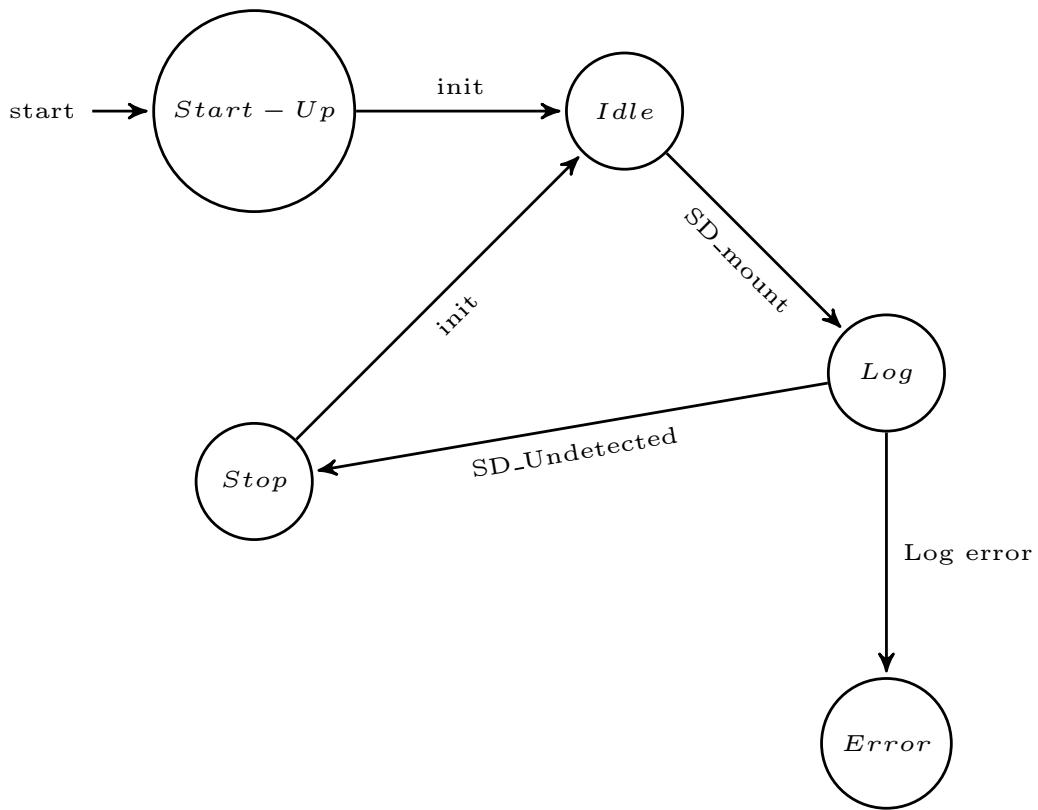


Figura 3.15 – Macchina a stati finiti del sistema.

I suoi stati sono presentati di seguito.

START-UP

Lo stato di START-UP viene assunto nel momento in cui il sistema viene avviato. Questa fase è descritta attraverso l'accensione di un led rosso, durante la quale si ha l'inizializzazione di tutte le periferiche. Una volta verificata la comunicazione tra il microcontrollore e front-end per la misura di bioimpedenza, verificando il valore contenuto in un registro, il sistema passa nello stato di IDLE.

IDLE

Lo stato di IDLE rappresenta lo stato di attesa, ovvero lo stato in cui il sistema si trova in condizioni di riposo. In questo caso, il sistema verifica il File System della scheda micro SD. Completato il controllo, il sistema passa nella fase di LOG.

LOG

Il sistema, passa nello stato di LOG, ossia di salvataggio della misura di bioimpedenza elettrica del paziente in esame sulla scheda SD. La frequenza con cui avviene il campionamento è pari a 50 Hz. I dati così acquisiti sono memorizzati temporaneamente in un buffer il cui contenuto è scritto sul file man mano che viene riempito. Sulla scheda SD è montato il File System FAT, in modo tale da renderla accessibile e attraverso il quale è possibile creare un file e di scrivere al suo interno la misura acquisita.

La fase relativa all'acquisizione della misura avviene sfruttando la modalità di interrupt. Dopo la fase di inizializzazione, infatti, viene sollevato un interrupt con il quale è possibile avviare l'acquisizione della misura. Il risultato della misura viene salvato in un buffer che viene sovrascritto ad ogni ciclo. Una volta completata la fase di misura, l'interrupt viene resettato per poi essere nuovamente sollevato per acquisire il campione successivo.

ERROR

Lo stato ERROR identifica un generico errore nel funzionamento del sistema. Quando il sistema si trova in questo stato viene inibito il comando di LOG e si deve provvedere ad un riavvio del sistema.

STOP

Il sistema passa nello stato di STOP nel caso in cui si verifichi un errore riguardo alla presenza della scheda micro SD, come la sua rimozione. Quando il sistema si trova in questo situazione viene riportato nello stato di IDLE, inizializzando nuovamente tutte le periferiche.

La transizione da uno stato all'altro è gestita attraverso l'invio di comandi definiti da un protocollo come quello descritto nel secondo capitolo sfruttando il modulo Bluetooth Low Energy.

3.6 Risultati

La misura acquisita è relativa all'impedenza biologica del tessuto su cui sono applicati gli elettrodi e descrive sia la sua parte resistiva che capacitiva.

L'impedenza elettrica, come descritto nella parte introduttiva, è caratterizzata da una parte resistiva e da una reattiva che per via della struttura cellulare del tessuto umano è modelizzabile come una capacità. In relazione a questi fattori e a modelli lineari ricavati da diverse esperienze presentate in letteratura è stato possibile determinare alcuni indici corporei, come la massa grassa (FM), la massa magra (FFM) o l'acqua totale nel corpo (TBW). Le relazioni con le quali è possibile calcolare questi parametri sfruttando la bioimpedenziometria sono tratte dalle ricerche descritte in [23], in cui sono presentate diverse formule riguardo a questo.

Queste equazioni sono state definite confrontando la misura ottenuta con questa tecnica non invasiva e altre più complesse, come DEXA, un esame radiologico non invasivo utilizzato per misurare la densità minerale ossea ed eventualmente la composizione corporea. L'obiettivo è quello di definire diverse relazioni che consentano di determinare questi indici corporei sfruttando la misura della bioimpedenza e alcuni parametri antropometrici, come l'altezza, il peso, l'età e il sesso. Sempre negli studi citati è possibile osservare l'errore tra la misura ottenuta con strumenti e tecniche avanzate e queste relazioni.

A questo punto quindi è possibile presentare questi modelli, i risultati ottenuti e il confronto con altri modelli, come i tool online attraverso i quali si valutano i medesimi indici corporei.

$$FFM = -4.104 + 0.518 \cdot \frac{H^2}{R_{50}} + 0.231 \cdot W + 0.130xX_c + 4.229 \cdot S[Kg] \quad (3.2)$$

$$FM = 14.94 - 0.079 \cdot \frac{H^2}{R_{50}} + 0.818 \cdot W - 0.231 \cdot H - 0.064 \cdot S \cdot W + 0.077 \cdot A[Kg] \quad (3.3)$$

Nelle equazioni 3.2 e 3.3 è opportuno evidenziare che H indica l'altezza del paziente espressa in cm, W fa riferimento al peso misurato in kg. La variabile A , invece, descrive l'età dell'individuo, mentre S si riferisce al sesso e assume valore pari a 1 se si tratta di un uomo, mentre nel caso di una donna è pari a 0. Infine R_{50} e X_c si riferiscono rispettivamente alla resistenza e alla reattanza capacitiva misurata applicando un segnale sinusoidale alla frequenza di 50 kHz.

La forma di queste due equazioni può essere compreso attraverso lo studio presentato in [24]. In questo passaggio, infatti, viene spiegato come sono state ottenute queste

formule: come esplicitato in precedenza, a partire da quanto misurato attraverso la DEXA. Le features rilevanti sono state valutate attraverso un t test e inserite nel modello iterativamente valutando la correlazione ed è stato valutato sfruttando la cross-validation.

Un primo confronto, seppur in maniera approssimativa, può essere fatto considerando cosa afferma la letteratura riguardo a questi indici corporei. Ad esempio, la FM può essere calcolata sfruttando le formule di James, le quali valutano la stessa grandezza considerando solo parametri antropometrici e risulta strettamente collegata al valore della massa grassa, dal momento che l'aumento dell'una presuppone una diminuzione dell'altra e viceversa. In generale, quindi, possiamo dire che il valore della massa magra FM può essere ottenuto anche con la seguente relazione:

$$FM = W - FFM \quad (3.4)$$

Nell'equazione si precisa che W si riferisce sempre al peso del paziente espresso in kg.

Sulla base quindi di questo è possibile riportare alcuni risultati ottenuti con la misura di bioimpedenza e l'applicazione delle relazioni appena presentate con opportune valutazioni.

Considerando un individuo di sesso maschile di 24 anni, alto 175 cm e con un peso di 65 kg sono stati ottenuti i seguenti risultati di impedenza elettrica del corpo:

- $|Z| = 465.35 \Omega$;
- $\arg(Z) = -10.31^\circ$.

Sulla base di questi due risultati e del fatto che questa grandezza elettrica viene espressa sfruttando i numeri complessi, in cui la parte reale descrive la resistenza, mentre quella immaginaria fa riferimento al valore della reattanza capacitiva. In questo modo è possibile valutare questi due fattori sfruttando la relazione che esiste tra la forma trigonometrica e la forma algebrica. Poiché sono noti i valori del modulo e dell'argomento del numero complesso in questione, sfruttando la relazione 3.5 è possibile esprimere il numero in forma algebrica e determinare numericamente le due componenti necessarie per la valutazione degli indici corporei appena descritti.

$$x = |Z| \cdot (\cos(\arg(Z)) + j\sin(\arg(Z))) \quad (3.5)$$

Sulla base di quanto appena descritto si ottiene:

- $R = 457.8 \Omega$

- $X_c = 83.3 \Omega$

In riferimento alle relazioni 3.2 e 3.3 è possibile determinare il valore di tali indici, i quali valgono rispettivamente 20.1 kg e 39.1 kg. La somma di questi due si discosta di qualche chilogrammo rispetto al peso del paziente, ma è comunque un margine di errore accettabile, come descritto nell'esperimento riportato in [25], nel quale si ha un intervallo di errore di .

Lo stessa valutazione è stata ripetuta su un uomo di 58 anni 173 cm e con un peso di 78 kg sul quale si sono ottenuti questi valori rispetto all'impedenza elettrica:

- $|Z| = 368.9 \Omega$;
- $\arg(Z) = -6.5^\circ$.

Sfruttando la relazione 3.5 si ottengono valori di resistenza e reattanza capacitiva pari a:

- $R = 368.9 \Omega$
- $X_c = 44.3 \Omega$

In questo secondo caso, di conseguenza, FFM è pari a 53.9 kg, mentre FM vale 32.8 kg. Si denota anche in questo un errore di qualche chilogrammo tra la somma di questi due parametri e il peso del sogetto in esame.

Un altro strumento attraverso il quale è possibile valutare la composizione corporea sfruttando questo tipo di misura è rappresentato dalla BIVA, ossia Bioimpedance Vector Analysis. Un vantaggio che deriva dall'analisi attraverso questa metodologia deriva dal fatto che quest'ultima consente di stabilire il volume dei fluidi presenti sfruttando il piano $R - X_c$. Attraverso questo metodo è possibile classificare sia l'idratazione che la massa dei tessuti, sottolineando il fatto che in questo caso la misura di bioimpedenza ottenuta viene normalizzata in relazione all'altezza del paziente. Si valuta quindi R/H e X_c/H , entrambe misurate in Ω/m . In questo modo si può osservare l'evoluzione della propria composizione corporea posizionando la misura ripetuta nel tempo sempre su questo piano e sulla base di questo può essere anche uno strumento per diagnosticare particolari disfunzioni. La figura 3.16 mostra cosa può significare uno spostamento del vettore nei vari quadranti, il cui posizionamento iniziale dipende dal valore di resistenza e reattanza capacitiva misurata.

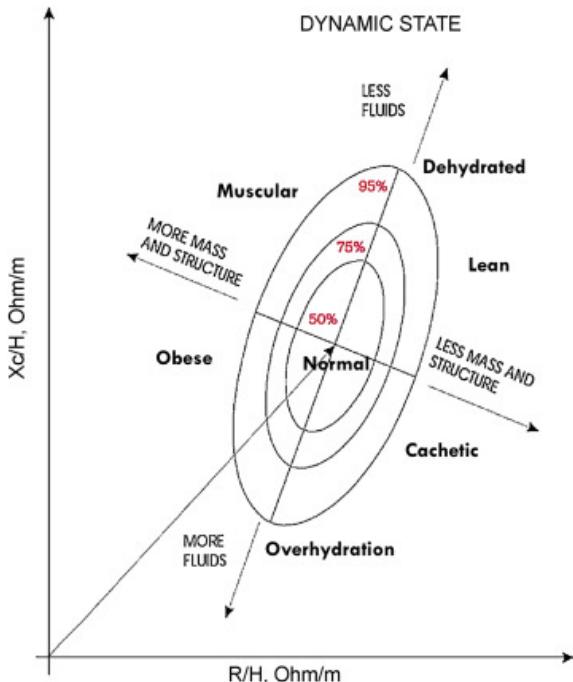


Figura 3.16 – BIVA.

Un altro indice corporeo valutabile attraverso la tecnica non invasiva della bioimpedenza riguarda l’acqua totale in corpo, ossia Total Body Water (TBW). Tale misura, come descritto nel capitolo iniziale, è data dalla somma di altri due parametri come l’acqua intra-cellulare (ICW) e quella extra-cellulare (ECW). Alla frequenza di 50 kHz con la quale è applicato il segnale sinusoidale ai tessuti del corpo umano in esame è possibile ottenere con maggiore accuratezza il valore relativo a quella extra-cellulare, dal momento che l’altra riguarda uno strato più in profondità e quindi un segnale a maggiore frequenza. Tuttavia, è possibile ottenere quest’ultimo fattore per differenza, in quanto vige la relazione:

$$TBW = ECW + ICW \quad (3.6)$$

Per quanto riguarda il calcolo della Total Body Water è possibile sfruttare le relazioni 1.10 e 1.11 descritte nel primo capitolo, a seconda del fatto che si tratti di un paziente di sesso femminile o maschile. Considerando i due pazienti impiegati nel calcolo della massa magra e grassa si ottiene un valore di 41.9 L nel primo caso, mentre è pari a 48.7 L nel secondo caso. Allo stesso modo, attraverso la relazione 1.13 è possibile determinare l’acqua extra-cellulare, la quale vale 18.9 L e 21.7 L, rispettivamente nel primo e nel secondo caso. Per differenza è quindi possibile determinare la quantità di acqua intra-cellulare sulla base della formula inversa ricavabile dalla 3.6.

Sulla base di questi indici è possibile, come nel caso della BIVA, fare una valutazione della condizione fisica del paziente in esame. L'acqua corporea totale infatti rappresenta il 60-62 % del peso, nell'uomo di riferimento, e il 56-58 % nella donna di riferimento. Essa è la componente principale della FFM. In condizioni fisiologiche la percentuale sulla FFM può oscillare dal 67.4% al 77.5% in funzione dell'età e dello stato nutrizionale. In condizioni patologiche, i valori percentuali possono oscillare al di fuori del range sopra indicato, segnalando disidratazione (stress fisico-ambientale) o all'opposto sovra-idratazione (edema, malattie infettive e malnutrizione calorico-proteica, ad esempio). Il 60% circa dell'acqua totale è ripartita nello spazio intracellulare (ICW) e il restante 40% è extracellulare (ECW o Extra Cellular Water). L'ICW, essendo il costituente principale della cellula, è anche un indicatore della massa metabolicamente attiva dell'organismo (BCM). Le sue modificazioni intervergono nella regolazione del metabolismo cellulare e delle funzioni corporee. Con l'età si potrebbe assistere ad una fisiologica contrazione dello spazio intracellulare e a una reciproca espansione di quello extracellulare, significanti una ridotta attività metabolica. La contrazione di ICW al di fuori del range fisiologico è spesso riconducibile a uno stato di sofferenza cellulare, determinato da fattori osmotici o da squilibri elettrolitici in genere; mentre l'espansione di ICW può essere dovuta a un difetto di attività delle pompe ioniche di membrana come nella malnutrizione primitiva e nella cirrosi pre-ascitica. In figura 3.17 è mostrata come è suddivisa la composizione corporea in relazione ai parametri appena descritti.

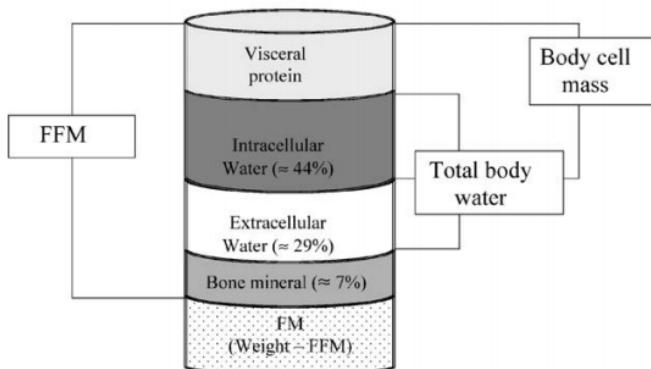


Figura 3.17 – Composizione corporea.

Conclusioni

A questo punto è possibile presentare le conclusioni ottenute dallo svolgimento di questo progetto di tesi.

Innanzitutto è possibile osservare il fatto che tutto il progetto di tesi è incentrato sull'analisi della conducibilità elettrica della pelle del corpo umano attraverso aspetti e modalità differenti come:

- Attività elettrodermica;
- Bioimpedenza elettrica.

Inizialmente è stata condotta una ricerca teorica sullo studio della bioimpedenza come tecnica per la valutazione di differenti parametri fisiologici, le diverse tecniche di misura e le possibili applicazioni. Lo stesso è stato svolto per l'attività elettrodermica, individuando possibili legami tra la variazione della risposta resistiva della pelle, stimoli esterni e sistema nervoso.

Nel merito della fase relativa all'attività elettrodermica è stato implementato un sistema software in grado di acquisire la misura di questo parametro durante la stimolazione dell'individuo attraverso un test psicologico, come lo Stroop Test. Successivamente è stato sviluppato un algoritmo attraverso il quale classificare l'emozione suscitata attraverso lo stimolo in funzione della variazione dell'attività elettrodermica. I risultati ottenuti non sono focalizzati sull'emozione predetta con l'algoritmo, in quanto fortemente soggettiva, ma sulla variazione da uno stato di tranquillità e rilassamento ad uno più agitato. Questa parte è importante sottolineare che è fortemente influenzata dalla soggettività di ciascun individuo di fronte ad una particolare situazione e per questo si è deciso di considerare la variazione causata dallo stimolo. Oltre alla soggettività, un altro fattore che ha influenzato questa fase è la base di dati sfruttata per fare il training dell'algoritmo, la quale dipende di conseguenza dalla popolazione soggetta all'esame e dal tipo di esperimento che può riguardare la visione di video oppure il sostenimento di un particolare test.

Nell'ambito dell'attività relativa alla misura della bioimpedenza elettrica il progetto di tesi ha portato allo sviluppo di un sistema elettronico indossabile. In primo luogo

è stato progettato il front-end elettronico necessario per effettuare questa misura, utilizzando un front-end commerciale. Successivamente è stata realizzata la PCB, definendo lo schematico, sviluppando il relativo layout. In seguito alla produzione e all’assemblaggio è stato sviluppato il firmware per l’acquisizione. Infine, sono state effettuate misure, valutati i parametri fisiologici principali e verificato che quanto ottenuto fosse valido.

Per concludere, è possibile affermare che con le due fasi di questo progetto di tesi è stato possibile dimostrare alcune delle diverse tematiche, sia sotto l’aspetto psicologico sia sotto l’aspetto fisiologico, che possono essere analizzate analizzando la conducibilità elettrica della pelle. In particolare, entrambe possono essere sfruttate come strumento di diagnosi. La misura della bioimpedenza elettrica, infatti, può essere particolarmente utile per la diagnosi di alcuni disfunzioni. Una variazione nel tempo di uno dei parametri valutati con questa tecnica, infatti, può essere un segnale della presenza di un problema.

D’altra parte l’attività elettrodermica, invece, può essere sfruttata per studiare comportamenti di depressione e altri fenomeni legati alla sfera psicologica, i quali emergono per via del fatto che si presentano fattori legati alla schizofrenia che altera sia SCL che SCR, rispetto alle condizioni standard. Questo è infine fortemente influenzato dal fatto che in questi casi si ricorre a cure ormonali, le quali vanno a influenzare sicuramente questo tipo di misura. Gli sviluppi futuri di questo progetto di tesi riguardano l’aumento della numerosità campionaria dei soggetti da sottoporre a questa misura in modo da poter applicare questa tecnica a individui con differenti caratteristiche fisiche. In secondo luogo, è possibile validare la misura dei parametri fisiologici ricavati attraverso la bioimpedenziometria con uno strumento di riferimento come la tecnica radiologica DEXA.

Ringraziamenti

Grazie ai miei genitori per avermi dato questa possibilità e mantenuto fino ad adesso.

Grazie a tutti i miei compagni per aver condiviso questi cinque anni insieme.

Grazie a tutti.

Bibliografia

- [1] Nino Carlo Battistini Giorgio Bedogni. *Impedenza bioelettrica e composizione corporea*. 2001.
- [2] Wikipedia. *Tessuto organico*. [https://it.wikipedia.org/wiki/Tessuto_\(biologia\)](https://it.wikipedia.org/wiki/Tessuto_(biologia)).
- [3] Danilo De Rossi Federico Carpi. *Fenomeni Bioelettrici*. 2012.
- [4] Prof. Ing. Bruno Azzerboni. *Appunti Corso di Sistemi Elettrici*. 2015.
- [5] M. Elia. “Body composition by whole-body bioelectrical impedance and prediction of clinically relevant outcomes: overvalued or underused?” In: *Nature* (2013).
- [6] Chingwen YehYu-Jen ChenLi-Yun LaiTsong-Rong JangJasson ChiangYu-Yawn ChenKuen-Chang Hsieh. “Bioelectrical Impedance Analysis in a Mathematical Model for Estimating Fat-freeMass in Multiple Segments in Elderly Taiwanese Males”. In: *International Journal of Gerontology* (2011).
- [7] Forrester TE-et al Luke A Bovet P. “Prediction of fat-free mass using bioelectrical impedance analysis in young adults from five populations of African origin”. In: *Eur J Clin Nutr* (2013).
- [8] Sommer MJ-Heymsfield SB. Shepherd JA Ng BK. “Body composition by DXA”. In: *Bone* (2017).
- [9] “A specific bioelectrical impedance equation to predict body composition in Turner’s syndrome”. In: *Arquivos Brasileiros de Endocrinologia e Metabologia* (2010).
- [10] Bio Impedance Analysis. *Front-end per BIA*. <https://www.instructables.com/id/Bio-Impedance-Analysis-BIA-With-the-AD5933/>.
- [11] T Zagar e Dejan Krizaj. “An instrumentation amplifier as a front-end for a four-electrode bioimpedance measurement”. In: *Physiological measurement* (2007).

- [12] Cecon RS-et al. Faria FR Faria ER. “Body fat equations and electrical bioimpedance values in prediction of cardiovascular risk factors in eutrophic and overweight adolescent”. In: *Int J Endocrinol* (2013).
- [13] I.Kukharenko e V. Kotovskyi. “Low power bioimpedance tracking system for stress and activity monitoring”. In: *2017 IEEE 37th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* (2017).
- [14] Ibrahim F. Khalil SF Mohktar MS. “The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases”. In: *Sensors* (2014).
- [15] Daniel Teichmann-Steffen Leonhardt Mark Ulbrich Jens Mühlsteff e Marian Walter. “A Thorax Simulator for Complex Dynamic Bioimpedance Measurements With Textile Electrodes”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* (2015).
- [16] Chung WY Huynh TH Jafari R. “BA Robust Bioimpedance Structure for Smartwatch-Based Blood Pressure Monitoring”. In: *Sensors (Basel)* (2018).
- [17] Andrei Kirilenko Rafael Guerrero-Rodríguez Svetlana Stepchenkova. “Experimental investigation of the impact of a destination promotional video with physiological and self-reported measures”. In: *Elsevier* (2020).
- [18] Paul D. Eleazer DDS MS-Robert D. Barfield DMD H. John Caprara DMD e PhD Scott Chavers. “Objective Measurement of Patient’s Dental Anxiety by Galvanic Skin Reaction”. In: *Journa Of Endodontists* (2003).
- [19] van den Broek Egon L. Sharma K. Castellini C. “A dataset of continuous affect annotations and physiological signals for emotion analysis”. In: *Scientific Data* (2019).
- [20] Jainendra Shukla et al. “Feature Extraction and Selection for Emotion Recognition from Electrodermal Activity”. In: *IEEE Transactions on Affective Computing* (2019).
- [21] *High Precision, Impedance, and Electrochemical Front End.* AD5940/AD5941. Rev. B. Analog Devices. Mar. 2020.
- [22] Nicola Carbonaro. *Dispositivi per il monitoraggio di parametri fisiologici e di attività.* https://www.centropiaggio.unipi.it/sites/default/files/course/material/Lez_ECG_2013.pdf.
- [23] Cômodo et al ARO. “Utilização da Bioimpedânci para Avaliação da Massa Corpórea.” In: *Associação Brasileira de Nutrologia Sociedade Brasileira de Nutrição Parenteral e Enteral* (2009).

- [24] Karsegard L Slosman DO Pichard C. Kyle UG Genton L. “Single prediction equation for bioelectrical impedance analysis in adults aged 20–94 years”. In: *Nutrition* (2001).
- [25] Ibrahim F. Khalil SF Mohktar MS. “The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases.” In: *Sensors (Basel)* (2014).