



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**SENSORI STAMPATI PER IL MONITORAGGIO DELLO STATO DI
IDRATAZIONE: ANALISI DELLA LETTERATURA ED ESEMPI DI
CARATTERIZZAZIONE IN VITRO**

Relatore: Prof.ssa Sarah Tonello

Laureanda: Marta Franguelli

ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022

Data di laurea 25 Novembre 2022

Ai miei genitori, a Iaele

e a tutte le stelle che illuminano il mio cammino.

SOMMARIO

ABSTRACT	8
SOMMARIO.....	9
INTRODUZIONE E SCOPO DELL'ELABORATO	10
CAPITOLO 1 STATO DI IDRATAZIONE DELLA PELLE E I PARAMETRI A ESSO COLLEGATI	12
1.1 Fisiologia dello stato di idratazione.....	12
1.2 Possibili indici misurabili legati alla quantità di acqua nel corpo	13
1.2.1 Analisi della Bio-Impedenza (BIA): composizione corporea e monitoraggio dell'attività cardiaca	14
1.2.2 Monitoraggio dell'idratazione cutanea.....	16
1.2.3 Elettrodi di rilevamento ionico.....	18
1.2.4 Sensori di temperatura.....	18
CAPITOLO 2 MATERIALI E METODI	20
2.1 Design proposto per il dispositivo di controllo della disidratazione da casa	20
2.2 Realizzazione dei sensori	21
2.3 Strumentazione utilizzata per testare i sensori	23
2.4 Creazione dei set-up per la caratterizzazione	24
2.4.1 Sensori di temperatura.....	24
2.4.2 Sensori di idratazione	25
2.4.3 Sensori per l'analisi bio-impedenziometrica.....	27
CAPITOLO 3 RISULTATI DELLA CARATTERIZZAZIONE IN VITRO	30
3.1 Sensori di temperatura	30
3.2 Sensori di idratazione	32
3.3 Sensori per l'analisi bio-impedenziometrica	38
CAPITOLO 4 RISULTATI DELLA CARATTERIZZAZIONE IN VIVO.....	42
4.1 Sensori interdigitati per l'analisi dell'idratazione cutanea	42
4.2 Sensori per l'analisi bio-impedenziometrica	44
CONCLUSIONI	48
ELENCO DELLE FIGURE.....	50

BIBLIOGRAFIA.....	52
SITOGRAFIA	54
RINGRAZIAMENTI.....	56

ABSTRACT

Dehydration represents a pathological condition with severe complications for the health of elderly patients. Usually, the level of hydration of a patient can be monitored only with exams that require the presence of an expert and an appropriate setting.

In this thesis a multi-sensing wearable device is proposed that allows the patient to move freely and to keep the level of hydration monitored without the help of other devices such as a smartphone.

The sensitive elements of the device are low-cost sensors, printed with silver nanoparticles ink. It includes: a resistance temperature sensor, an interdigitated sensor for the monitoring of skin hydration and four BIA sensors that allow the analysis of body hydration through bio-impedance.

For every type of sensor, a customized set-up has been created for their *vitro* and *vivo* characterization, subsequently the data extracted has been processed with Matlab.

Tests carried out confirm that these sensors can be used to monitor the parameters associated with dehydration.

In general, the reported findings represent the fundamental proof required for developing a fully operating device that can be used satisfactorily in a real application scenario.

SOMMARIO

La disidratazione rappresenta una condizione patologica con complicazioni molto gravi per la salute dei pazienti anziani. Solitamente il livello di disidratazione di un paziente può essere monitorato solo con esami che richiedono la presenza di un esperto e un luogo adatto.

In questo elaborato si propone dispositivo multi-sensore indossabile che permette al paziente di muoversi liberamente e di mantenere controllato il livello di idratazione continuamente senza l'ausilio di altri dispositivi come uno smartphone.

Gli elementi sensibili del dispositivo sono sensori stampati low-cost con inchiostro di nanoparticelle di argento. Esso include: un sensore di temperatura a resistenza, un sensore interdigitato per il controllo dell'idratazione cutanea e quattro sensori BIA che permettono l'analisi dell'idratazione profonda attraverso la bio-impedenza.

Sono stati creati per ogni tipo di sensore dei set-up specifici per la caratterizzazione in vivo e in vitro di essi, successivamente i dati ricavati sono stati elaborati con l'ausilio di Matlab.

I test effettuati confermano che i sensori possono essere utilizzati per monitorare i parametri associabili con l'idratazione di un organismo.

In generale, i risultati riportati rappresentano la prova fondamentale necessaria per lo sviluppo di un dispositivo completamente funzionante che possa essere utilizzato in modo soddisfacente in uno scenario applicativo reale.

INTRODUZIONE E SCOPO DELL'ELABORATO

Una delle cause più frequenti per cui i pazienti anziani si presentano al pronto soccorso è la disidratazione, la quale ha un impatto rilevante sul sistema sanitario sia sotto il punto di vista finanziario che qualitativo.

La disidratazione è uno stato patologico che si manifesta nel momento in cui il bilancio di acqua nell'organismo è negativo, ovvero, il quantitativo di acqua assunta è minore rispetto alla quantità di acqua assorbita.

Nella popolazione anziana è comune la disidratazione ipertonica, che porta a una perdita di acqua dovuta ad un consumo non adeguato di liquidi, sudorazione eccessiva e vomito.

Gli anziani sono più esposti alla disidratazione rispetto ai giovani a causa della ridotta percentuale di liquidi presente nel loro organismo e ad un ridotto senso di sete; inoltre, spesso, soffrono di patologie neurodegenerative che portano a dimenticarsi di rimanere idratati oppure assumono medicinali (per patologie al cuore o ai reni) che possono causare un'eccessiva urinazione.

Un livello di disidratazione moderato può portare a cefalea, delirio, confusione, fatica, vertigini, spossatezza e all'aumento del battito cardiaco correlato all'abbassamento della pressione sanguigna. Se essa non viene compensata, possono derivarvi serie complicazioni fino al decesso. Infatti, un paziente che giunge in pronto soccorso in stato di disidratazione ha una probabilità di decesso sei volte maggiore, rispetto a un paziente con un normale stato di idratazione.

Proprio per queste motivazioni, la telemedicina domiciliare può essere di aiuto nel monitorare lo stato di salute negli anziani in modo continuo e non invasivo, e contribuire al miglioramento della loro qualità di vita oltre al ridurre in numero di ricoveri ospedalieri.

A questo proposito, negli ultimi decenni sono stati progettati molti dispositivi con l'obiettivo di monitorare diversi parametri per garantire la salute del paziente, senza bisogno di recarsi in strutture ospedaliere. La maggior parte, però, richiede una collaborazione attiva da parte del paziente per effettuare le misurazioni richieste dal dispositivo.

Per superare questa limitazione, una enorme opportunità è offerta dall'integrazione delle nuove tecnologie di realizzazione dei sensori e circuiti elettronici miniaturizzati con le più avanzate tecniche di trasmissione dati a basso consumo e lungo raggio che permettono di rendere tali oggetti autonomi, intercomunicanti, parte del cosiddetto approccio noto come

Internet of Things (IoT). In questo contesto, si è progettata una possibile soluzione che consiste in un sistema completamente autonomo, capace di monitorare lo stato di idratazione negli anziani, attraverso diversi sensori, e generare un segnale di allerta nel caso di bisogno di assistenza medica.

Il presente elaborato si pone l'obiettivo di analizzare e caratterizzare i diversi tipi di sensori utilizzati per monitorare i parametri che definiscono la disidratazione di un essere umano, ovvero, sensori di temperatura, sensori di idratazione della pelle e sensori per la bio-impedenza; inoltre, sono state eseguite delle misurazioni in vivo, oltre che in vitro, per testare il funzionamento dei diversi componenti del dispositivo.

Capitolo 1

STATO DI IDRATAZIONE DELLA PELLE E I PARAMETRI A ESSO COLLEGATI

Per capire al meglio come misurare lo stato di idratazione di un organismo e quindi quali sensori utilizzare, bisogna prima valutare cosa comporta la disidratazione e quali parametri influenza.

1.1 Fisiologia dello stato di idratazione

La riduzione della normale quantità di acqua nell'organismo porta a un cambiamento dell'equilibrio di elettroliti come sodio, potassio e cloro, il quale, influisce sul funzionamento del corpo umano.

L'acqua compone i due terzi di un organismo sano ed ha il compito di lubrificare le articolazioni e gli occhi, aiutare la digestione, favorire lo smaltimento di tossine e mantenere la pelle sana, idratata ed elastica in modo che possa svolgere il suo compito di strato protettivo.

Esistono molti fattori che possono indicare lo stato di disidratazione nell'essere umano, tra questi c'è: la temperatura, l'idratazione della pelle, la diluizione delle urine, l'eccessiva secchezza delle fauci e della lingua, la riduzione del peso corporeo e della pressione sanguigna.

Il mantenimento dell'equilibrio idrico dell'organismo (*fig. 1-1*) è un processo complesso; i reni fanno parte del sistema a feedback che mantiene regolare e adeguato il livello di acqua nel corpo tramite la diluizione o la concentrazione delle urine oppure attraverso il controllo dell'assorbimento di sodio.

Il sodio e gli altri tipi di elettroliti contribuiscono a regolare l'equilibrio idrico a livello cellulare tramite il mantenimento del bilanciamento acido-base.

I recettori dell'organismo rilevano e rispondono all'aumento ed alla diminuzione della quantità di acqua, dissolvendo sostanze nel circolo ematico; l'aumento della concentrazione delle particelle dissolte (osmolarità), dovuta alla diminuzione dell'acqua, stimola la secrezione, da parte dell'ipotalamo, dell'ormone antidiuretico (ADH), esso agisce sui reni che vengono stimolati a riassorbire acqua.

L'acqua, inoltre, viene spostata dalle cellule al flusso ematico, con l'obiettivo di mantenere la pressione ed il volume sanguigno entro un range fisiologico. Se i livelli normali di osmolarità non vengono ristabiliti, i tessuti vengono disidratati e danneggiati.

La diminuzione dei livelli di acqua, in un organismo sano, stimola il sistema nervoso centrale a trasmettere la sensazione di sete, inducendo la persona ad assumere acqua.

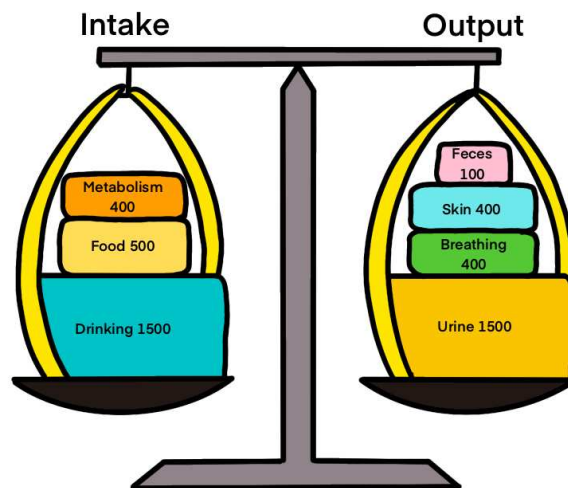


Figura 1-1: Intake - Output di acqua

1.2 Possibili indici misurabili legati alla quantità di acqua nel corpo

Come già citato precedentemente, esistono un'ampia varietà di parametri che possono essere misurati al fine di monitorare l'idratazione di un organismo.

Molti metodi per determinare la disidratazione sono qualitativi, come per esempio attraverso un esame visivo da parte di un esperto, oppure, esaminando il volume e la colorazione delle urine del paziente.

Misurazioni più quantitative si basano sulla misurazione del cambio di idratazione dell'organismo pesando la persona, o utilizzando strumenti che misurano le proprietà fisiche della pelle come: conducibilità, capacità, impedenza e conduttività termica.

La quasi totalità di queste misurazioni, possono essere effettuate solo in un ambiente clinico, il quale, risulta molto limitante nel caso di acquisizioni che devono protrarsi nel tempo per garantire il benessere continuo del paziente.

A questo proposito, considerando la complessità dei sistemi in un organismo umano sul quale il livello di idratazione ha un'influenza, gli eventi di disidratazione non possono essere identificati da un unico parametro specifico, ma piuttosto sfruttando un approccio di monitoraggio multi-parametro (*fig. I-2*).

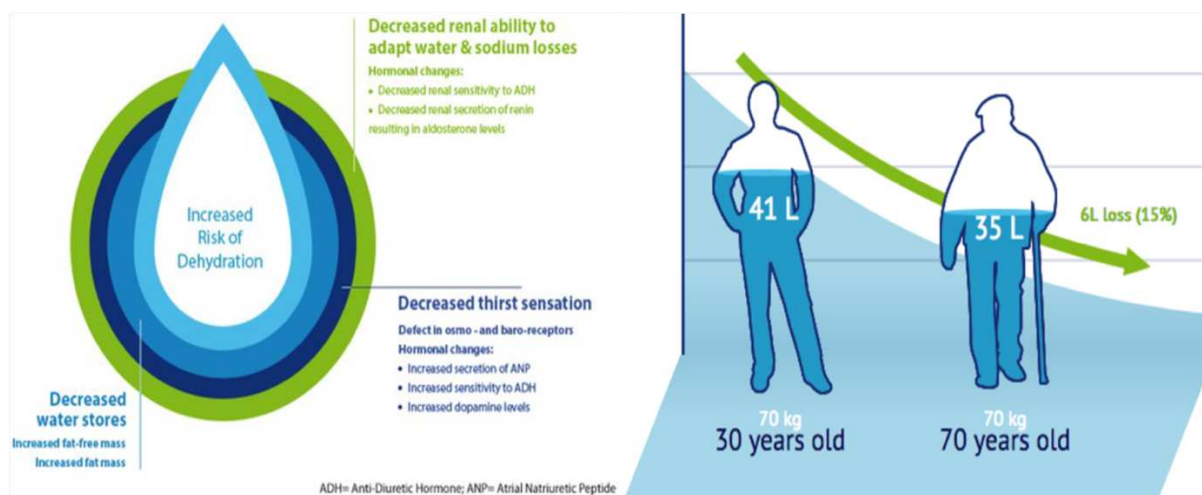


Figura 1-2: La disidratazione negli anziani

Le nuove tecnologia di prototipazione avanzate permettono di fabbricare con costi contenuti e grande flessibilità di processo dei 'patch' personalizzati o dei bracciali tridimensionali che provvedano direttamente a una analisi multi-parametrica, grazie all'integrazione diretta di elementi sensibili realizzati con variegati inchiostri conduttivi depositati tramite elettronica stampata.

La selezione dei parametri più promettenti deve essere svolta partendo da un approccio medico standard, oltre alle considerazioni pratiche che ruotano intorno alla facilità nell'integrare il sensore nel dispositivo indossabile, e alla minima collaborazione attiva da parte del paziente per consentire il corretto funzionamento del dispositivo.

Valutando le caratteristiche sopra elencate, le categorie di elementi sensibili più interessanti, che possono essere miniaturizzate, quindi, meglio integrate in un unico dispositivo indossabile comprendono: elettrodi per l'analisi della Bio-Impedenza (BIA), sensori per il monitoraggio dell'idratazione cutanea, elettrodi di rilevamento ionico (ISE) e sensori di temperatura.

1.2.1 Analisi della Bio-Impedenza (BIA): composizione corporea e monitoraggio dell'attività cardiaca

L'analisi della Bio-Impedenza fornisce una misura della idratazione profonda dell'organismo, permettendo di ottenere informazioni rilevanti per quanto riguarda la valutazione del livello di idratazione degli anziani.

L'integrazione dell'elettrodo nel dispositivo indossabile può essere eseguita incorporando elettrodi adesivi indipendenti, oppure stampando direttamente gli elettrodi utilizzando inchiostri conduttivi. La sfida più grande nella miniaturizzazione degli elettrodi BIA si

riferisce al fatto che: più piccolo l'elettrodo, più grande sarà l'errore dell'impedenza misurato; ciò è dato dalla resistenza di contatto tra l'elettrodo e la cute umana.

Nella letteratura più recente, sono stati proposti molti metodi per risolvere questo problema; la maggior parte si basa sull'alternare misurazioni a quattro fili e a due fili, così da compensare la resistenza di contatto e ottenere delle stime più accurate per elettrodi con dimensioni minori.

Tra gli usi meno tradizionali degli elettrodi BIA, uno dei più interessanti per la valutazione multi-parametro dell'idratazione è la frequenza cardiaca, la quale aumenta con l'aumento della disidratazione, e la pressione sanguigna che cambia proporzionalmente con il cambio del volume di liquidi nell'organismo (*fig. 1-3*).

La frequenza cardiaca può essere ricavata misurando la variazione di impedenza data dalla propagazione del flusso sanguigno a livello del polso brachiale; la pressione sanguigna, invece, può essere stimata indirettamente partendo dalla velocità dell'onda di impulso e calcolata usando la distanza e il tempo di transito del sangue tra due siti arteriosi. Per ottenere la forma d'onda dell'impulso, l'elettrodo BIA è un approccio promettente dato che riflette, in modo continuo, il cambiamento di pressione sanguigna attraverso la variazione dell'area trasversale dell'arteria.

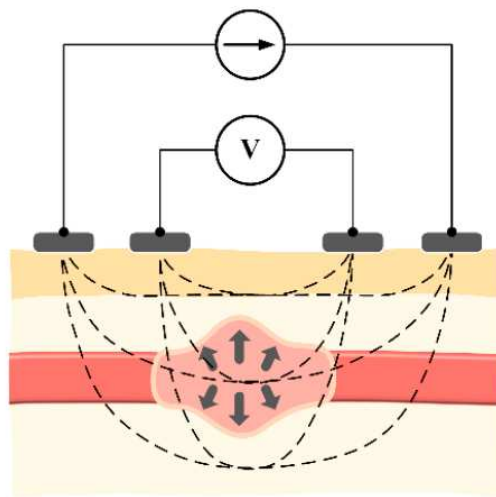


Figura 1-3: Principio di funzionamento dei sensori BIA

Il rilevamento dell'idratazione attraverso i sensori BIA si basa sull'applicazione di una lieve corrente alternata attraverso il corpo usando due elettrodi, la quale misura dell'impedenza relativa può essere misurata. Le misurazioni in termini di fase e modulo sono solitamente

analizzate con un fitting con un circuito equivalente per estrarne il contributo dei diversi corpi costituenti, nei quali l'acqua è contenuta.

1.2.2 Monitoraggio dell'idratazione cutanea

L'idratazione della pelle è uno degli aspetti principali valutati in campo medico per determinare lo stato di disidratazione del paziente; la concentrazione di liquidi nel tessuto cutaneo influenza in modo rilevante le proprietà elettriche e termiche della pelle, per questo motivo possono essere usati dei sensori indossabili miniaturizzati per rilevare localmente questi cambiamenti su un'area minima di cute.

Questo metodo low-cost costituisce una valida alternativa a strumenti costosi e ingombranti ma soprattutto non portatili, come quelli presenti nelle strutture ospedaliere, fornendo un monitoraggio a lungo termine dell'idratazione della pelle.

Da un punto di vista elettrico, uno degli strati più importanti della cute è lo strato corneo; ovvero lo strato superficiale dell'epidermide e quindi della pelle in generale.

Lo strato corneo costituisce un sottile strato formato da cellule morte di pelle con spessore in media di 20 micron, è lo strato più isolante della pelle data l'assenza di liquidi nel suo interno. Lo strato corneo è costituito da delle cellule con forma esagonale o pentagonale, i corneociti. Essi si sovrappongono e sono tenuti insieme da condesmosomi che fungono da rivetti per mantenere la struttura rigida. Tra le cellule, inoltre, vi è una complessa matrice di lipidi, ceramidi, acidi grassi, colesterolo e solfato di colesterolo (*fig. 1-4*).

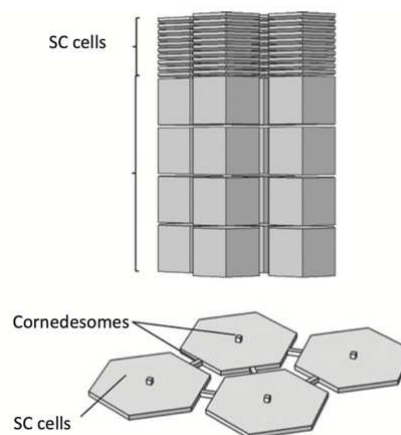


Figura 1-4: Geometria dello strato corneo

Questo grande isolamento ha un ruolo predominante nella risposta elettrica della pelle in un campo elettrico a basse frequenze o se sottoposto a corrente in DC.

Come citato in precedenza, l'idratazione è uno dei fattori principali nella variazione dell'impedenza della pelle, infatti, viene usato proprio questo metodo per monitorare il contenuto di acqua nelle cellule cutanee in vivo.

La geometria interdigitata degli elettrodi è la migliore per massimizzare l'interazione tra due elettrodi in un'area ridotta, che si comportano come un capacitore per la misura dell'idratazione.

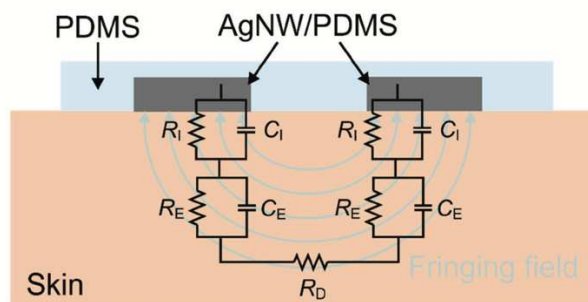


Figura 1-5: Schematizzazione dell'interazione tra gli elettrodi e la pelle

La misura avviene ponendo i due elettrodi sulla superficie della pelle, il campo marginale tra i due elettrodi penetra lo strato più superficiale della cute e può essere schematizzato come una serie di capacitori e resistori.

L'epidermide può essere modellata come un circuito parallelo tra un capacitore C_E e un resistore R_E . Lo strato meno superficiale del derma è composto da vasi sanguigni, nervi, ghiandole e follicoli piliferi e mostra un comportamento che viene schematizzato come una resistenza R_D (fig. 1-5).

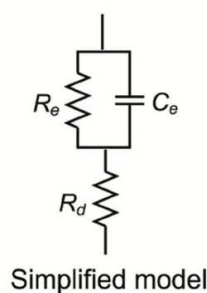


Figura 1-6: Modello semplificato dell'equivalente pelle-elettrodo

Data la simmetria dei due elettrodi, il circuito equivalente può essere approssimato come un parallelo tra il capacitore C_E e un resistore R_E che, per il contatto tra la pelle e l'elettrodo, è in serie ad un altro resistore R_D (fig. 1-6).

L'aumento del contenuto di acqua sulla superficie cutanea aumenta la conducibilità, e la costante dielettrica della pelle promuove nuove vie di conducibilità dell'epidermide.

1.2.3 Elettrodi di rilevamento ionico

Tra i diversi componenti del sudore, gli ioni (sodio, potassio, ecc.) sono tra i più importanti per avere un feedback sulla disidratazione di un organismo. Dal loro studio si può dedurre che gli ioni sono presenti in quantità molto più elevate nel siero di un soggetto disidratato, rappresentando così una prima procedura di selezione per identificare lo stato di idratazione di un paziente. La misurazione della concentrazione di ioni nel siero non è una misura facile da eseguire con metodi non invasivi, ma un'ottima alternativa risulta la misurazione del contenuto di ioni nel sudore. Nonostante la non diretta correlazione tra il contenuto elettrolitico del siero e nel sudore, molti studi rilevano un potenziale interesse nell'equilibrio ionico del sudore come biomarker per predire la disidratazione, se combinati con altri parametri legati ad essa e informazioni da altri sensori.

Un lato critico nell'uso di questo tipo di elettrodi consiste nel fatto che la parte di popolazione che interessa per questo studio, ovvero gli anziani, ha, anche in situazioni fisiologiche, una sudorazione molto ridotta che rende difficile l'accumulo di un volume adeguato a essere analizzato. Per superare questo ostacolo, il sudore può essere indotto grazie all'uso di hydrogel con osmolarità adatta oppure un approccio ionoforesi aggiungendo un terzo elettrodo.

1.2.4 Sensori di temperatura

La percentuale di acqua nel corpo ha un ruolo fondamentale nella termoregolazione dell'organismo, dato che contribuisce a dissipare calore prodotto, infatti se troppa acqua viene dispersa, la temperatura corporea tende ad aumentare.

Mantenendo la prospettiva di un'analisi multi-parametro, ricavare un monitoraggio accurato della temperatura corporea può dare delle informazioni utili per aiutare a stimare lo stato di idratazione insieme all'idratazione della pelle e della bio-impedenza.

I sensori di temperatura più semplici da essere integrati in un dispositivo integrato indossabile sono quelli di contatto (*fig. 1-7*), ovvero, sensori dove c'è contatto diretto tra la pelle e il sensore; i sensori stampati possono essere sviluppati sotto forma di resistenze temperature detectors (RTDs) come quelli utilizzati per questo bracciale, oppure termistori.



Figura 1-7: Sensore di temperatura RTD

La scelta del materiale usato è molto importante per garantire la corretta acquisizione dei dati; tra i materiali possibili ci sono: i materiali puri come oro, argento, rame e materiali organici come polimeri conduttivi.

La geometria è un altro aspetto del sensore che può determinarne il corretto funzionamento, la geometria a serpentina rappresenta l'opzione migliore per aumentare la superficie sensibile in un'area miniaturizzata e per ottenere una sensibilità elevata che cambia in relazione alla temperatura.

Pertanto, una scelta adeguata di inchiostri, substrati e geometrie conformi è una sfida importante per la produzione di sensori con risposte affidabili, buoni intervalli di sensibilità, comportamenti privi di isteresi e periodi di rilevamento inferiori.

Capitolo 2

MATERIALI E METODI

2.1 Design proposto per il dispositivo di controllo della disidratazione da casa

Il dispositivo proposto consiste in un bracciale integrato con i vari tipi di sensori per il monitoraggio dei diversi parametri, la quale misura fornisce indicazioni sullo stato di idratazione dell'organismo senza bisogno di collaborazione da parte del paziente.

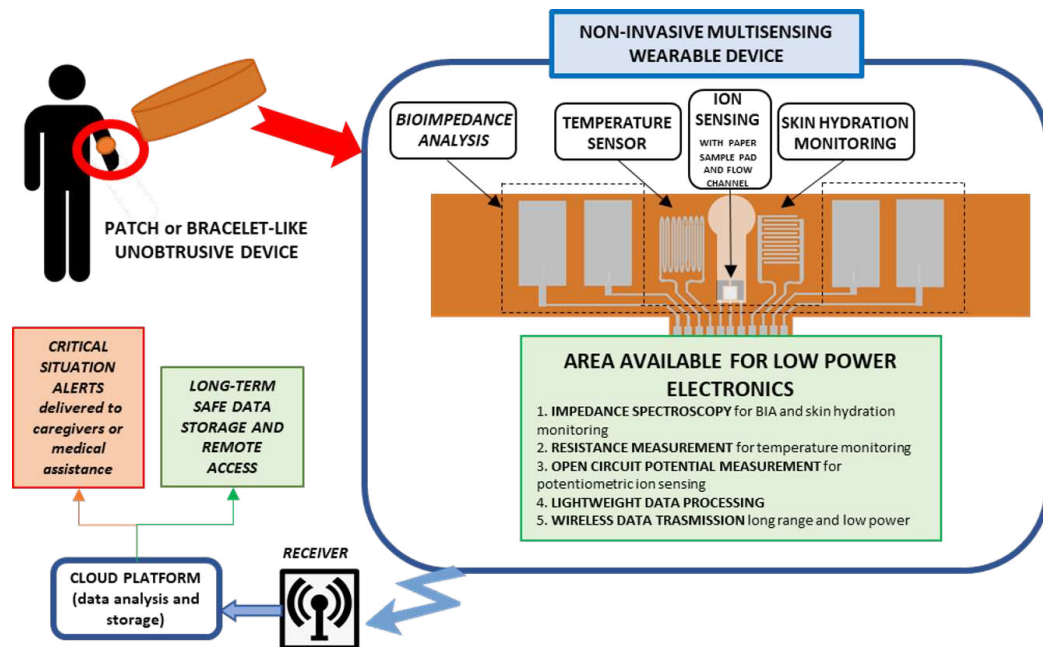


Figura 2-1: Schematizzazione del bracciale

Il bracciale e il tipo di sensori sono stati scelti per garantire un monitoraggio a lungo termine e la comodità nell'indossarlo, grazie all'utilizzo di elettrodi minimamente invasivi ed ergonomici (fig.2-1).

Per la fabbricazione di questo dispositivo è stata utilizzata una stampante a inchiostro per assicurare degli elementi sensibili in grado di flettersi e adattarsi meglio alla cute umana. Le geometrie utilizzate per i vari tipi di sensori sono state scelte in base alla letteratura con un approccio di monitoraggio multi-sensore, che prende di considerazione il multisistema che il corpo umano rappresenta.

L'elaborazione dei diversi parametri avviene attraverso una combinazione di processing dei segnali per migliorarne la qualità e filtrare le informazioni utili, e algoritmi di Machine Learning e Deep Learning in cloud per identificare accuratamente il livello di idratazione.

In seguito, l'informazione viene poi condivisa attraverso tecnologie Wireless che permette di monitorare da remoto e in tempo reale dello stato di idratazione del paziente indipendentemente da dove si trovi.

L'intero dispositivo è stato studiato per essere il più semplice possibile seppur efficace, senza l'uso attivo di uno smartphone per garantirne il funzionamento.

2.2 Realizzazione dei sensori

I tre tipi di sensori usati per questo studio sono stati creati tramite una tecnica di elettronica stampata utilizzando una stampante a getto di inchiostro Dimatix DMP 2850 (FUJIFILM Dimatix, INC., Santa Clara, California (USA)) (fig.2-2).

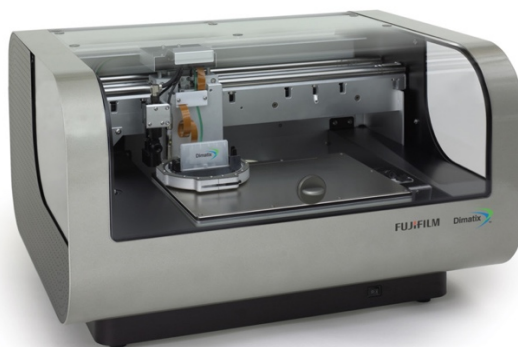


Figura 2-2: Dimatix DMP 2850 (FUJIFILM Dimatix)

Per assicurare adattabilità e comodità alla cute nelle applicazioni in vivo è stato adoperato un substrato di polimide (Kapton Dupont) con uno spessore di $50\mu m$; esso è stato scelto per le sue eccellenti proprietà termiche, elettriche, meccaniche e chimiche, infatti, rappresenta il candidato perfetto per stampe elettriche permettendo un'ottima adesione dell'inchiostro ad essa e stabilità dopo la sinterizzazione.

Sul substrato è stato stampato con un inchiostro a soluzione di nanoparticelle di argento (Sicrys™ I40DM-106 from PVNanocell, Israel); si tratta di un inchiostro commerciale basato su nanoparticelle di cristalli singoli di argento creato appositamente per stampanti digitali ad inchiostro; esso è caratterizzato da un'elevata conducibilità e ottima adesione su substrati flessibili.

L'uso dell'inchiostro a soluzione di nanoparticelle di argento è raccomandato rispetto a un inchiostro a soluzione di nanoparticelle d'oro o di rame data la sua ridotta reattività all'aria, minima resistenza alla corrosione, punto di fusione minore e costi inferiori. Questi fattori rendono l'inchiostro all'argento il migliore sul mercato.

La stampante DMP offre la tecnologia a getto d'inchiostro piezoelettrico drop-on-demand (DOD), la quale permette il deposito di materiale fluido sul substrato a comando (*fig.2-3*).

Essa consente all'utente di modificare i parametri della stampante per ottenere una qualità di stampa massima dei prodotti in base al tipo di inchiostro disponibile.

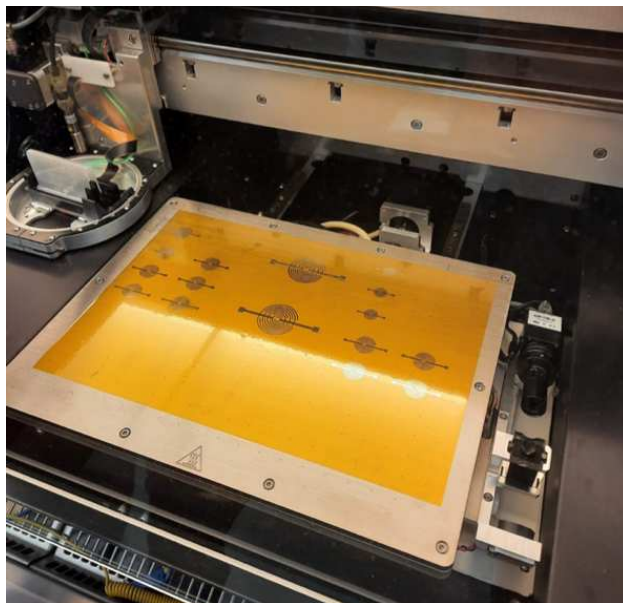


Figura 2-3: Stampa sensori di idratazione

Il rilevamento della temperatura corporea viene eseguito tramite sensori di temperatura di contatto a serpentina, mostrati alla *fig.2-4*, sotto forma di rilevatori di resistenza. Questo schema è stato scelto per aumentare la superficie sensibile disponibile per un'area molto ridotta; inoltre, la geometria scelta compensa la bassa conducibilità data dalla flessibilità del sensore stesso.

I sensori per la misura dell'idratazione della pelle sono stati stampati come sensori interdigitati con un'area pari a 1 cm^2 . Questo layout risulta il più effettivo per rilevare i cambiamenti della conducibilità elettrica della pelle dati dalla concentrazione locale di liquidi in essa.

Gli elettrodi per la misurazione BIA sono stati progettati in una configurazione tetrapolare con dimensioni di $1 \times 2 \text{ cm}$. Una misurazione a quattro fili è in grado di compensare la resistenza di contatto, ottenendo una stima accurata anche in elettrodi molto piccoli.

Una volta stampati i sensori, sono stati sinterizzati a 250°C per trenta minuti su piastra, in fine, sono stati riposti in una glove box fino all'uso.

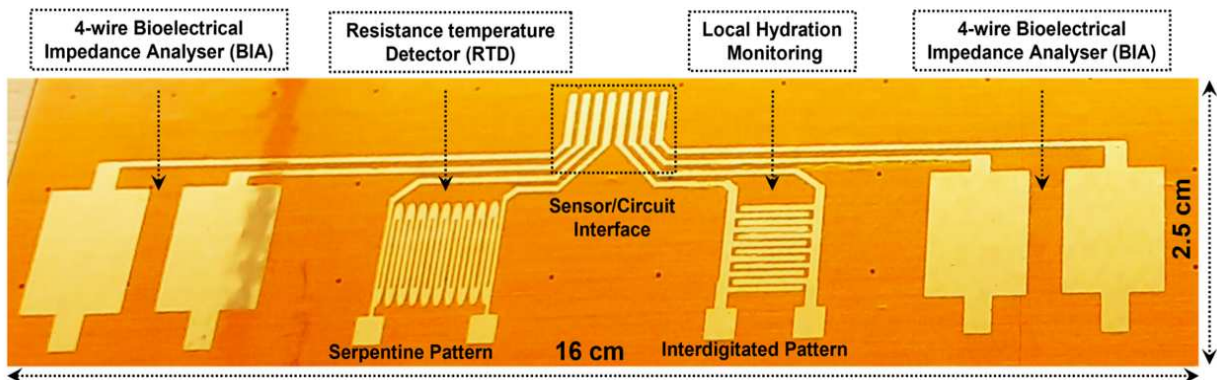


Figura 2-4: Design del bracciale

Per i sensori di idratazione della pelle, inoltre, sono state stampate tre geometrie diverse (rettangolare, quadrata e circolare), e in seguito sono state eseguite varie prove per testare l'efficienza di ognuna.

2.3 Strumentazione utilizzata per testare i sensori

Si è proceduto poi alla caratterizzazione in vitro di ogni tipo di sensore, utilizzando diversi tipi di strumenti e set-up, date le diverse caratteristiche dei distinti sensori.

Per la caratterizzazione dei sensori di temperatura è stato usato un multimetro professionale portatile EX350 Extech per monitorare la variazione di resistenza con la temperatura, una piastra con temperatura regolabile manualmente (MOSLAB) in modo da riscaldare in maniera uniforme la superficie in contatto con il sensore, infine, dato che la sensibilità della manopola per la regolazione della temperatura sulla piastra risultava scarsa è stato utilizzato un termometro digitale a contatto con sensibilità 0.1°C per monitorare la temperatura (fig.2-5).



Figura 2-5: Strumenti per la caratterizzazione del sensore di temperatura

Nel caso dei sensori di idratazione, per la caratterizzazione è stato utilizzato un misuratore LCR da banco (Agilent E4990A, Precision LCR Meter) come analizzatore di bio-impedenza per l'analisi della parte immaginaria e reale dell'impedenza alle diverse frequenze, un panno assorbente per replicare la porosità della pelle e una siringa chirurgica da 1 ml per controllare il volume di acqua iniettato.



Figura 2-6: Misuratore LCR da banco

Il sensore per l'analisi bio-impedenziometrica è stato caratterizzato utilizzando un panno che replica la pelle umana, una spugna cilindrica e un misuratore LCR da banco come analizzatore di bio-impedenza (Agilent E4990A, Precision LCR Meter) (fig.2-6).

2.4 Creazione dei set-up per la caratterizzazione

2.4.1 Sensori di temperatura

Ogni sensore di temperatura è stato caratterizzato in vitro per testare la sua capacità di produrre una resistenza proporzionale alle temperature, in modo da ricavare dei parametri di riferimento che possono essere utilizzati per la caratterizzazione in vivo.

La caratterizzazione in vitro è un passaggio fondamentale per il sensore, assicura condizioni di analisi e procedure standardizzate e ripetibili in un ambiente controllato.

Per caratterizzare il sensore di temperatura è stato posizionato un tessuto di similpelle sulla piastra riscaldata per simulare l'incremento della temperatura sulla cute, su di esso è stato applicato il sensore e il termometro digitale a contatto con l'uso di nastro isolante.

Precedentemente sul sensore sono stati connessi dei cavi unipolari con del nastro conduttivo e sopra ad esso del nastro isolante, e con dei cavi terminali per multimetro è stata testata la conducibilità.

Il test è stato effettuato per valutare la risposta del sensore al variare della temperatura; l'intervallo di valutazione è stato scelto in un range fisiologico, ovvero tra 33°C e 42°C (fig.2-7).

Si è partito dalla temperatura di 32°C, incrementando di un grado alla volta e per ogni incremento si è collegato il sensore con i cavi terminali al multimetro, i risultati sono stati, in fine, registrati in un file Excel.

L'esperimento è stato ripetuto per tre sensori diversi due volte e i dati sono stati poi analizzati con l'ausilio di Matlab.

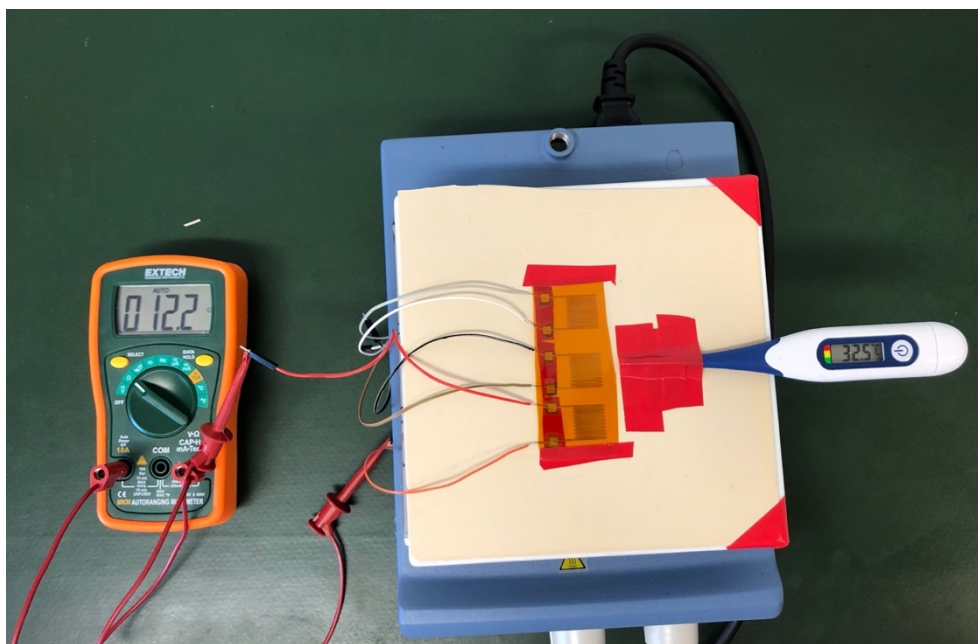


Figura 2-7: Setup sensore di temperatura

2.4.2 Sensori di idratazione

I sensori di idratazione sono stati caratterizzati testando la risposta impedenziometrica del sensore ai diversi livelli di idratazione della pelle.

L'impedenza è una grandezza fisica che, in campo elettronico, rappresenta l'opposizione di un circuito al passaggio di corrente elettrica alternata, è pari al rapporto tra la tensione applicata ai capi del circuito e l'intensità della corrente che vi scorre.

È esprimibile come numero complesso, dove la parte reale rappresenta la resistenza elettrica associata ai fenomeni dissipativi, e la parte immaginaria che rappresenta la reattanza associata ai fenomeni energetici di accumulo.

$$\frac{V}{I} = Z = R + jX$$

Dalla definizione si deduce che l'impedenza di un resistore non dipende dalla frequenza e il fasore ha parte immaginaria nulla, quindi coincide con la resistenza:

$$Z_R = R + j0$$

Invece, l'impedenza di un condensatore è puramente immaginaria e inversamente proporzionale alla frequenza:

$$Z_C = 0 - j \frac{1}{\omega C}$$

Nella caratterizzazione, attraverso l'ausilio del misuratore LCR da banco, sono state analizzate la parte reale (resistenza) e la parte immaginaria (reattanza) dell'impedenza.

Il sensore per essere analizzato è stato collegato a dei cavi unipolari con nastro conduttivo e nastro isolante, in seguito è stato posizionato sopra al sensore il panno che replica la porosità della cute che è stato fermato con del nastro isolante, in modo che aderisse bene al sensore, lasciando un quadrato di circa 1 cm² nella zona centrale.

In seguito, il misuratore LCR da banco è stato calibrato utilizzando quattro cavi adattatori BNC, ognuno che termina con due puntali.

Il misuratore LCR da banco è stato collegato al computer, dove è stato scaricato il programma Autobench per settare i parametri da misura direttamente da esso. Inoltre, il programma ha registrato i dati acquisiti direttamente in un file di testo facilmente analizzabile con Matlab.

Per effettuare le misure sono stati collegati i puntali ai cavi unipolari, con una siringa graduata da 1 ml, si è aggiunto 0.05 ml alla volta direttamente nella fessura lasciata sul panno assorbente.

Il volume di acqua nel panno è stato fatto variare da 0 a 0.25 ml, per ogni 0.05 ml, attraverso l'utilizzo di Autobench è stata fatta variare la frequenza tra 10² Hz e 10⁵ Hz, e i dati sono stati registrati in un file di testo.

La stessa misurazione è stata ripetuta per tre sensori per ogni geometria (quadrata, rettangolare e circolare), per un totale di nove sensori (*fig.2-8*).

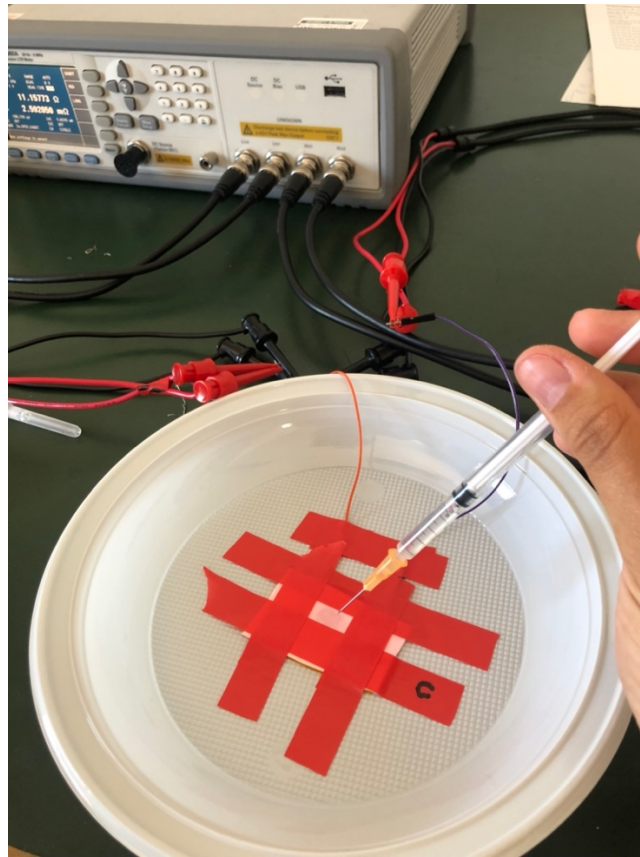


Figura 2-8: Setup sensori di idratazione

2.4.3 Sensori per l'analisi bio-impedenziometrica

I sensori per l'analisi bio-impedenziometrica sono stati caratterizzati, anch'essi con il misuratore LCR da banco e Autobench.

Ai sensori sono stati collegati dei cavi unipolari con nastro conduttivo e isolante, i cavi sono stati collegati con un layout a quattro fili per misurarne la bio-impedenza.

Il setup è stato creato per riprodurre un braccio umano: è stato creato usando una spugna circolare per riprodurre la porosità della pelle, gli elettrodi sono stati posizionati sull'esterno del cilindro di spugna, mentre all'interno, con una siringa, si è aggiunto 0.025 ml alla volta fino ad arrivare a 10 ml, per ogni concentrazione si è fatta variare la frequenza da 1 kHz a 200 kHz (*fig.2-9*). I dati sono stati poi riportati su un file di testo e analizzati con Matlab per estrarne informazioni utili.



Figura 2-9: Setup sensori BIA

Capitolo 3

RISULTATI DELLA CARATTERIZZAZIONE IN VITRO

Con l'utilizzo di Matlab, i dati acquisiti, per i vari tipi di sensori, sono stati analizzati, estraendo informazioni importanti per la caratterizzazione e per comprendere al meglio il loro funzionamento.

3.1 Sensori di temperatura

La tabella Excel creata durante l'acquisizione è stata caricata su Matlab, da essi è stata creata una matrice concatenata di tutte le misurazioni.

Per ogni colonna della matrice è stata fatta la media che successivamente è stata sottratta ai vettori colonna della matrice stessa.

È stata fatta una prima rappresentazione grafica di tutte le misure acquisite a cui è stata sottratta la media (*fig.3-1*).

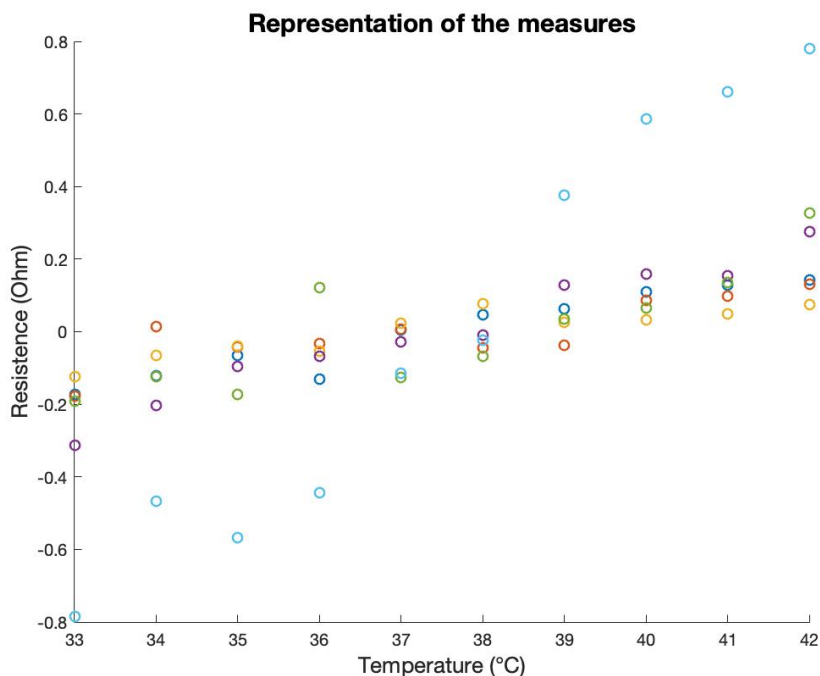


Figura 3-1

Si può notare come le misure siano abbastanza vicine l'una con l'altra, indicando una buona acquisizione; successivamente, si è calcolata la deviazione standard relativa e si è rappresentata con l'ausilio dei box plot (fig.3-2).

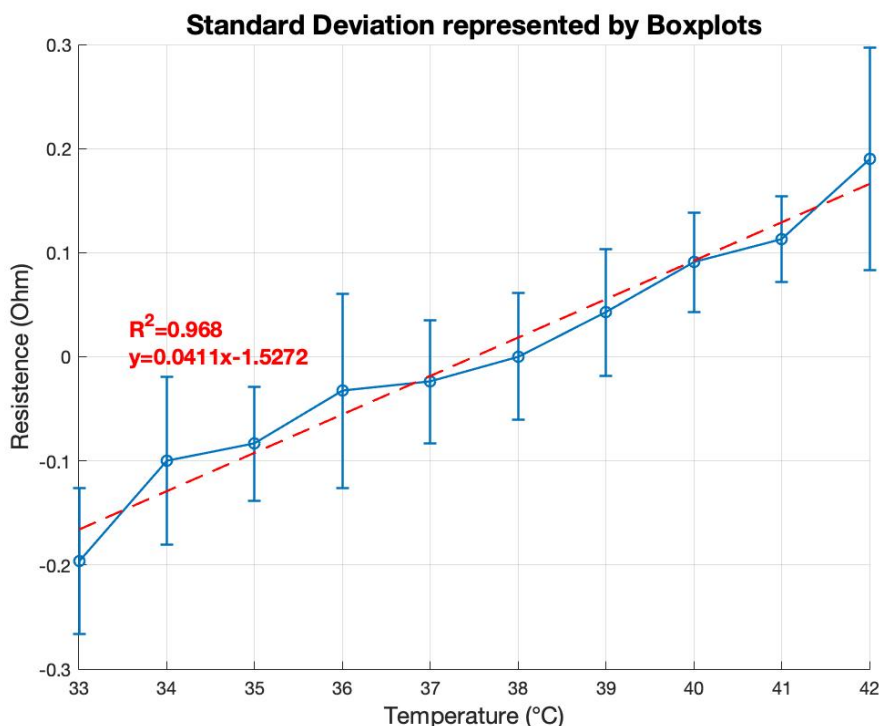


Figura 3-2: Curva di taratura sei sensori di temperatura: i dati per ciascun valore di temperatura sono mostrati come media \pm standard deviation; la retta di taratura è stata quantificata sfruttando le media dei valori di resistenza

Si può apprezzare come l'andamento della resistenza al variare della temperatura abbia un'ottima linearità. Per confermare i risultati è stata applicata la funzione *polyfit()* che trova i coefficienti di un polinomio di grado n, e approssima l'andamento della resistenza con il criterio dei minimi quadrati. Il coefficiente angolare della retta trovata ($y = 0.0411x - 1.5272$) rappresenta la sensibilità ovvero $0.0411 \Omega/^\circ C$.

Inoltre, è stato calcolato il coefficiente di determinazione R^2 il quale può variare tra zero ed uno ed indica il legame tra la variabilità dei dati e la correttezza del modello statistico utilizzato. Nel caso dell'andamento trovato $R^2 = 0.969$; essendo questo valore molto vicino ad uno, il modello lineare approssima in maniera eccellente i dati acquisiti.

Questi risultati suggeriscono che il sensore è adatto per il monitoraggio della temperatura, grazie anche alla variazione consistente di resistenza al variare della temperatura stessa.

3.2 Sensori di idratazione

I file di testo che sono stati ricavati direttamente dal misuratore LCR da banco, sono organizzati in una matrice con la prima colonna per le frequenze e la seconda e terza rispettivamente per la parte reale e immaginaria dell'impedenza.

Una volta caricati i file di testo della geometria quadrata su Matlab, è stata fatta la media delle tre misurazioni per ogni frequenza acquisita e in seguito è stato creato un grafico che mostra l'andamento della parte immaginaria e reale per le diverse concentrazioni (da $0.025 \frac{ml}{cm^2}$ a $0.25 \frac{ml}{cm^2}$) al variare della frequenza tra 10^2 Hz e 10^5 Hz (fig.3-3).

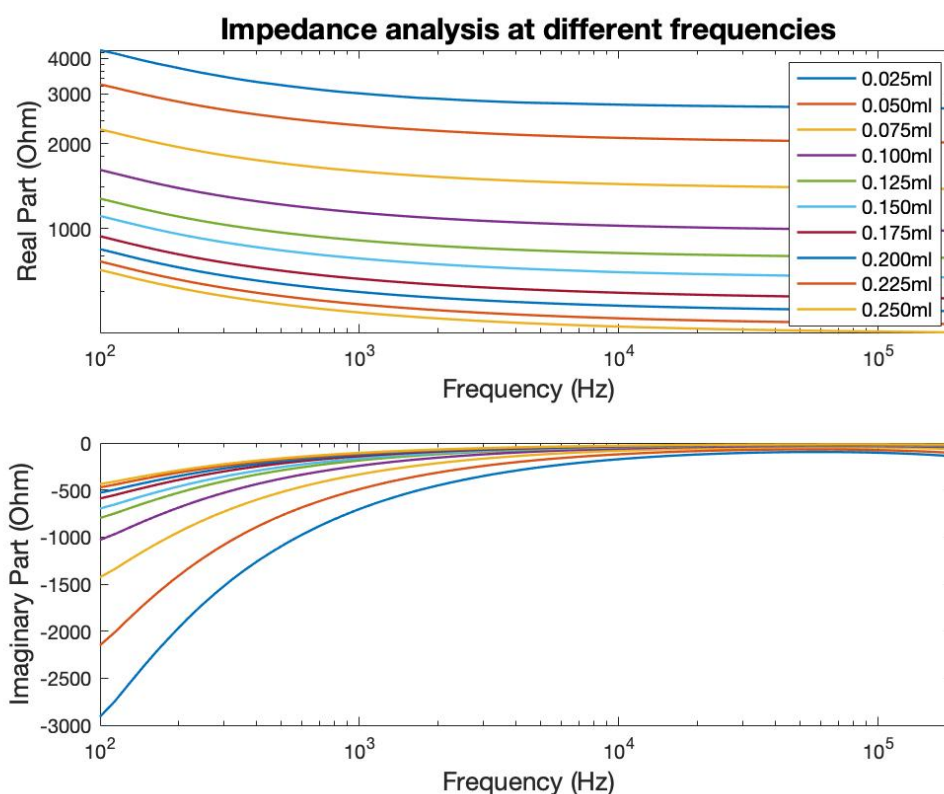


Figura 3-3: Analisi alle diverse frequenze

Da questi grafici si può dedurre che il cambiamento della resistenza e della reattanza nell'analisi bio-impedenziometrica, al variare della concentrazione di acqua è notevole, per cui i sensori possono essere considerati molto utili nell'analisi della disidratazione.

Dai grafici si deduce che i sensori di idratazione hanno una sensibilità migliore alle basse frequenze (fino a 1 kHz), inoltre si nota che il cambiamento di impedenza nella sua parte reale e immaginaria diminuisce in valore assoluto man mano che la superficie raggiunge il livello massimo di saturazione.

Sempre per i sensori con geometria quadrata si è svolta un'analisi statistica analoga a quella per i sensori di temperatura (fig.3-4).

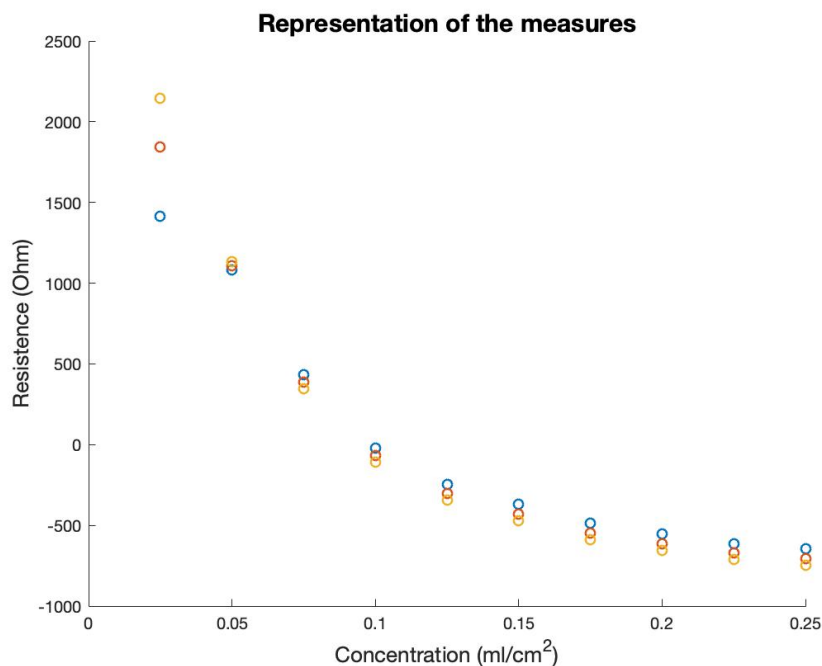


Figura 3-4: Rappresentazione delle misure di resistenza al variare della concentrazione di acqua sulla superficie

Si nota come per i dati acquisiti attraverso l'utilizzo di Autobenck e il misuratore LCR risultino molto più ravvicinati tra un sensore e l'altro, infatti, rappresentando graficamente con i Box plot la deviazione standard (fig.3-5), si può apprezzare come sia notevolmente più piccola rispetto all'acquisizione manuale dei dati eseguita per i sensori di temperatura.

Nel caso dei sensori interdigitati per l'idratazione, l'andamento non risulta lineare per tutto il range di concentrazioni analizzate, ma, per una concentrazione tra 0 e 0.12 ml/cm² si ha una linearità con sensibilità (coefficiente angolare) pari a $-21.496 \text{ k}\Omega/(\text{ml}/\text{cm}^2)$ mentre per una concentrazione tra 0.12 a 0.25 ml/cm² la sensibilità decresce in valore assoluto a $-3.2136 \text{ k}\Omega/(\text{ml}/\text{cm}^2)$. Inoltre, un'ottima linearità è osservata in entrambi i range con coefficiente di determinazione rispettivamente pari a $R^2 = 0.9636$ e $R^2 = 0.9501$.

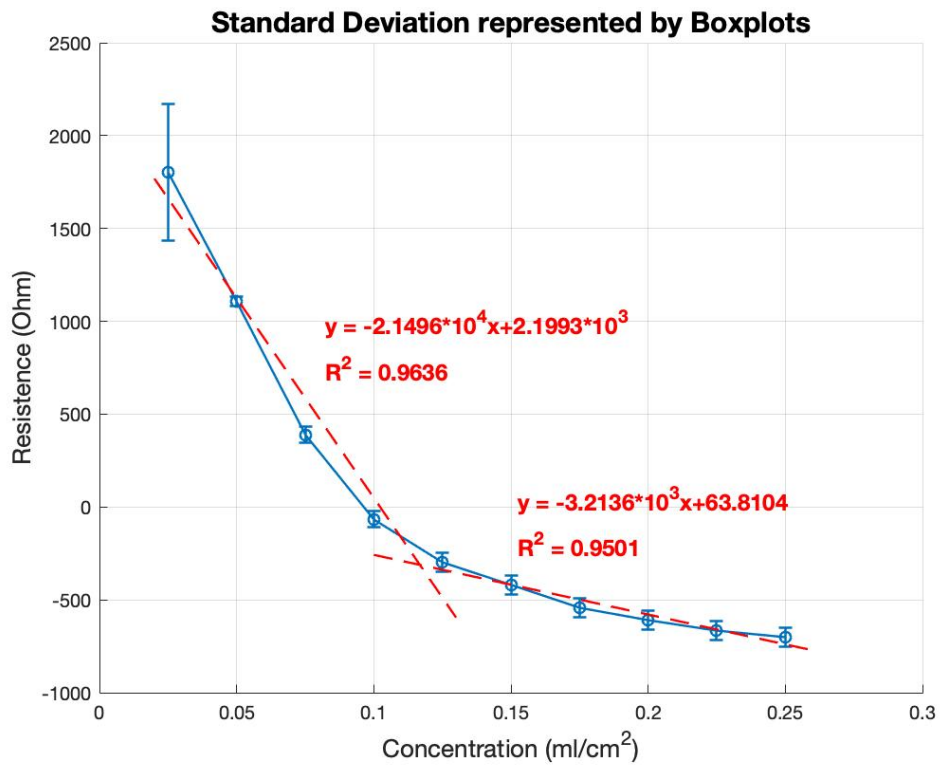


Figura 3-5: Deviazione standard delle misure di resistenza al variare della concentrazione di acqua sulla superficie

Analogamente, per la reattanza si può apprezzare la vicinanza tra le misurazioni (fig.3-6)

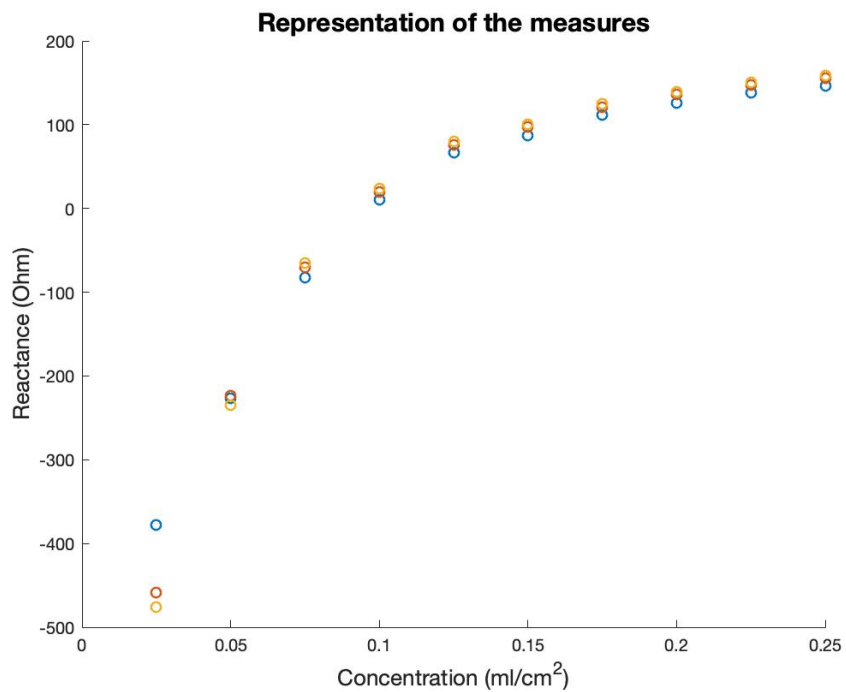


Figura 3-6: Rappresentazione delle misure della reattanza al variare della concentrazione di acqua sulla superficie

Analizzando l'andamento (fig.3-7), anche in questo caso, si nota che non è lineare per tutto l'intervallo di concentrazione ma, per le concentrazioni da 0 a 0.12 ml/cm² si ha una linearità con sensibilità (coefficiente angolare) pari a 5.074 kΩ/(ml/cm²) mentre per una concentrazione tra 0.12 a 0.25 ml/cm² la sensibilità decresce notevolmente 0.643 Ω/(ml/cm²). Inoltre, anche per la reattanza, un'ottima linearità è osservata in entrambi i range con coefficiente di determinazione rispettivamente pari a R² = 0.9421 e R² = 0.9501.

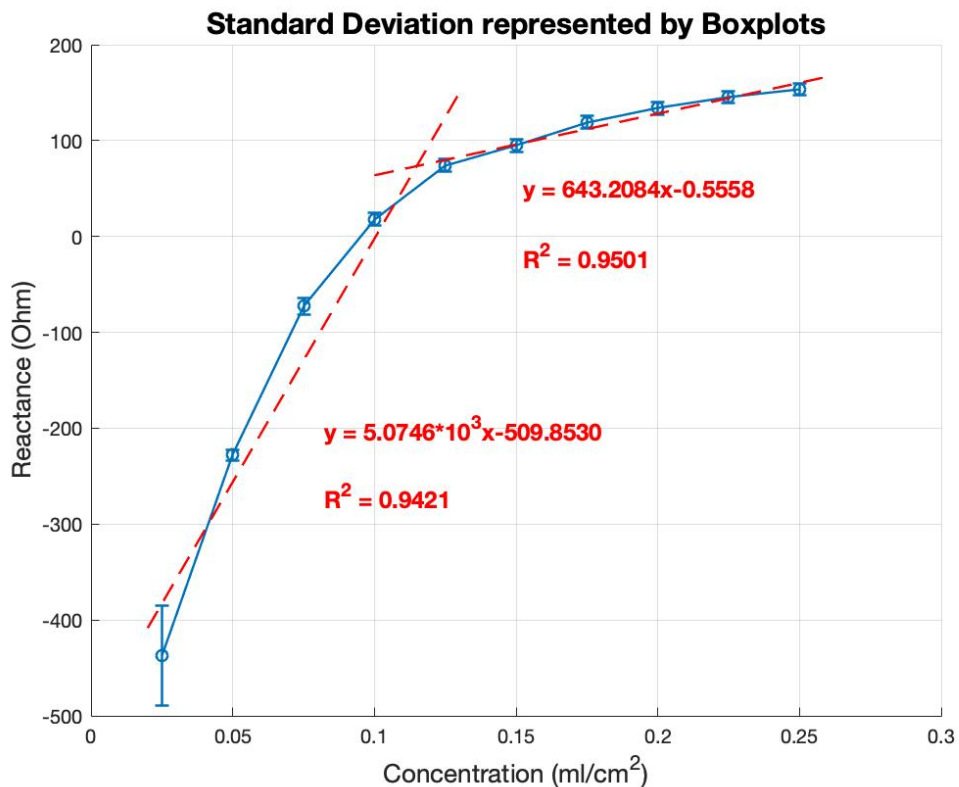


Figura 3-7: Deviazione standard delle misure di reattanza al variare della concentrazione di acqua sulla superficie

In seguito, si è svolta un'analisi delle diverse geometrie dei sensori per valutarne la migliore. L'analisi è stata svolta alla frequenza di 1 kHz e si è valutata la resistenza e la reattanza alle diverse concentrazioni.

Nell'analisi dei sensori con geometria quadrata e rettangolare (fig.3-8 e 3-9). Si può osservare come con il cambiamento della concentrazione, la parte reale dell'impedenza (resistenza) diminuisce esponenzialmente all'aumentare della concentrazione di acqua; questo fenomeno è coerente con la teoria e con gli esempi in letteratura, infatti, l'acqua tende a

chiudere il circuito che si comporterà come un cortocircuito facendo tendere la resistenza al minimo. La resistenza non sarà mai uguale esattamente a zero, anche per saturazione totale del sensore, dato che si lavora in condizioni reali e non perfette (teoriche).

La parte immaginaria dell'impedenza (reattanza), invece, decresce in modulo; anche questo dato è perfettamente coerente con la teoria e letteratura dato che la formula per la reattanza di un condensatore risulta:

$$Z_c = 0 - j \frac{1}{\omega C}$$

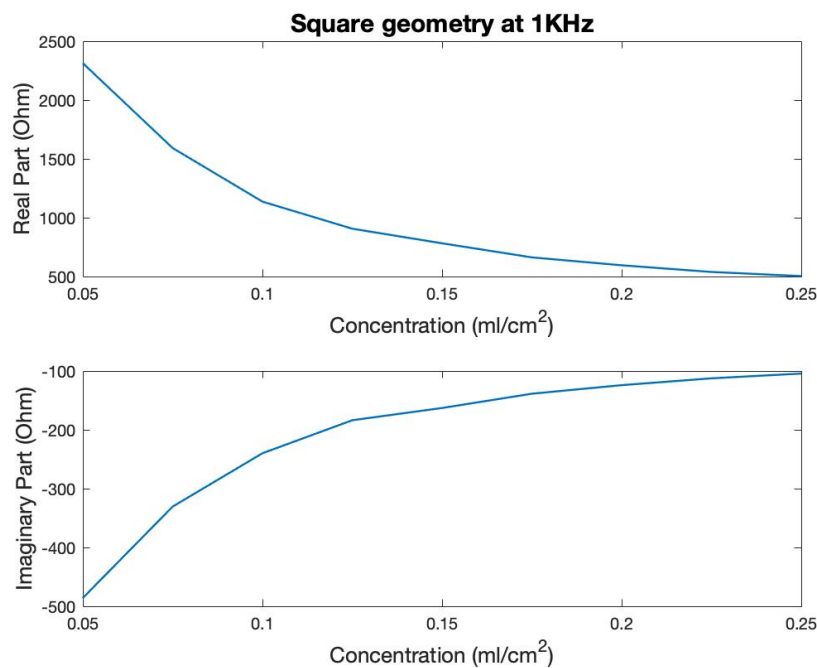


Figura 3-8: Analisi della geometria quadrata

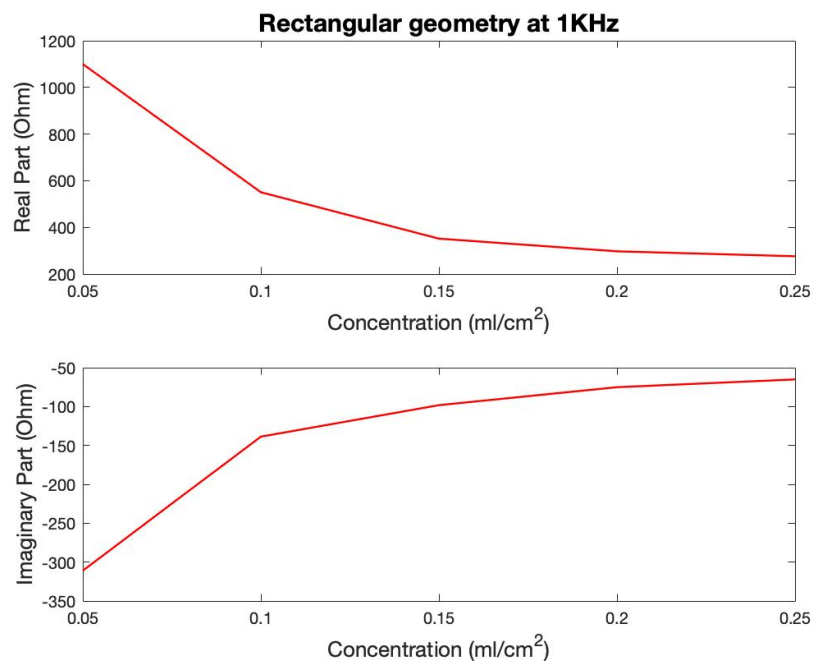


Figura 3-9: Analisi della geometria rettangolare

Nel caso dei sensori con geometria circolare (*fig.3-10*), si nota come i grafici ricavati sia disordinati e insoddisfacenti, questo fenomeno può essere associato al fatto che durante l'acquisizione dei dati il panno assorbente, bagnandosi, si è rialzato dal sensore, interrompendo il contatto con esso.

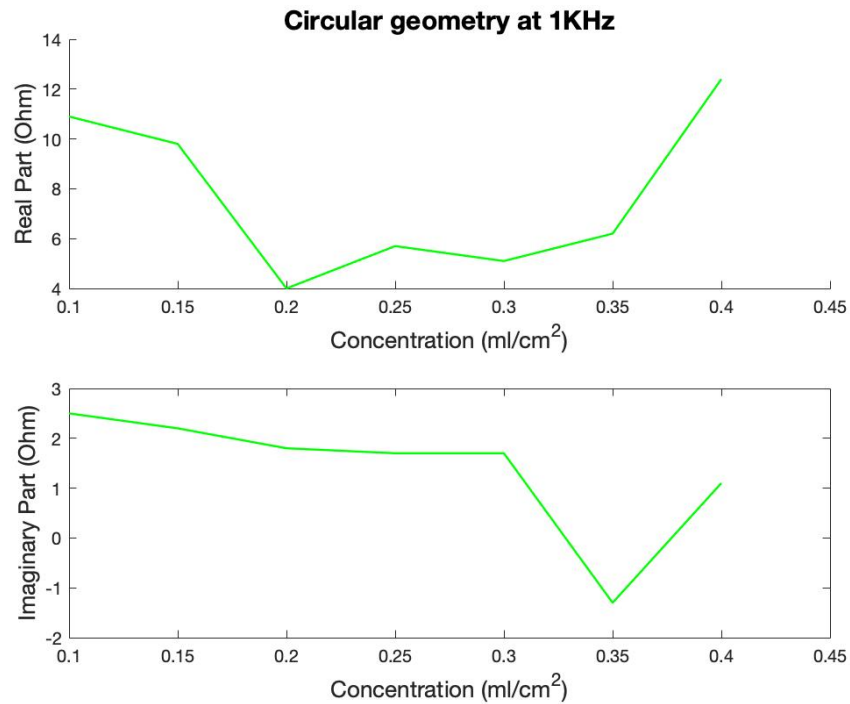


Figura 3-10: Prima prova geometria circolare

Si è proceduto provando un set up diverso: esso prevede che il panno assorbente, prima di essere applicato al sensore e fissato con il nastro isolante, è stato inumidito, in modo che potesse acquisire elasticità.

I nuovi grafici ricavati da questo setup risultano leggermente migliori, anche se, continuano ad essere meno precisi, rispetto a quelli ricavati per i sensori quadrati e rettangolari (*fig.3-11*).

L'ipotesi per lo scarso comportamento del sensore circolare è che la disposizione dei dentini laterali provoca, nelle aree limitrofe, delle resistenze secondarie che portano il sensore ad avere degli artefatti nelle misure acquisite.

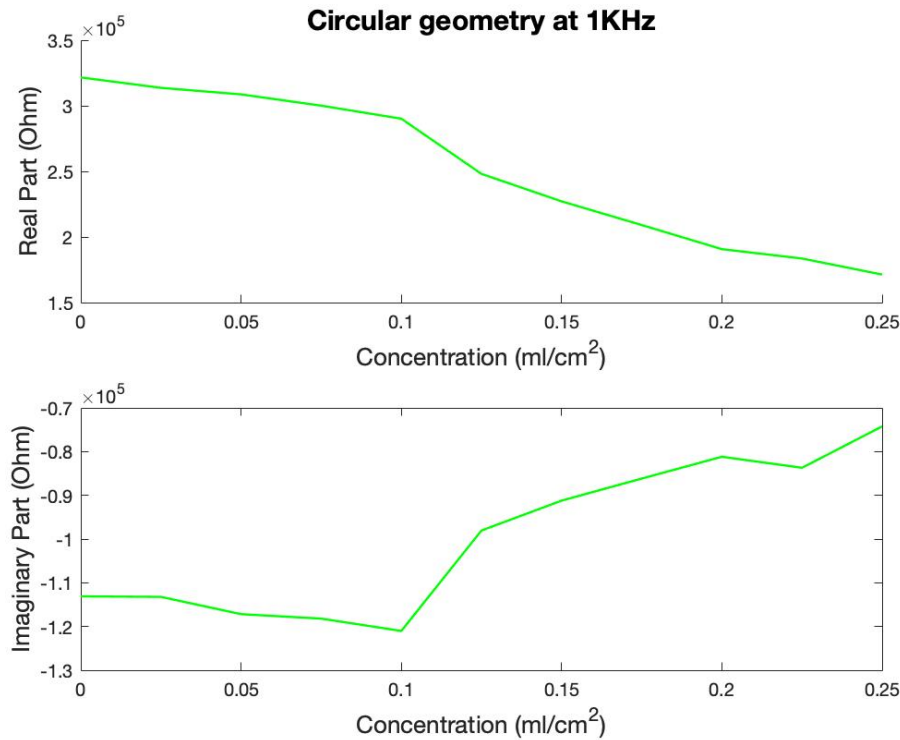


Figura 3-11: Seconda prova geometria circolare

Da questa analisi si deduce che la geometria quadrata e rettangolare risultano le migliori opzioni per monitorare l'idratazione cutanea mentre i sensori con geometria circolare sono meno adatti e affidabile per la presenza di artefatti che rendono l'analisi dei dati inefficace.

3.3 Sensori per l'analisi bio-impedenziometrica

Una volta acquisiti i dati dal misuratore LCR da banco, per una concentrazione tra 1 ml e 10 ml cambiando la frequenza in un range tra 1 kHz e 200 kHz, sono stati tracciati i grafici rappresentanti l'analisi della impedenza sia nella sua parte reale che quella immaginaria alle diverse frequenze.

Dalla rappresentazione grafica (*fig. 3-12*) si può dedurre come la frequenza di acquisizione sia un fattore molto importante per l'analisi del segnale; la sensibilità massima può essere ottenuta a 10 kHz. Inoltre, si può notare come per una concentrazione maggiore a 5 ml, nella parte reale ci sia un'inversione dei valori della resistenza, oltre che a una stabilizzazione su valori costanti data dalla saturazione del panno durante l'acquisizione.

Nella parte immaginaria, invece con l'aumento della frequenza i segnali alle diverse concentrazioni tendono a ravvicinarsi tra di loro e a stabilizzarsi intorno a -1000 Ohm.

Anche per i sensori BIA, come per i sensori di idratazione, l'utilizzo del misuratore LCR da baco permette di ricavare delle misurazioni con una precisione molto buona (fig.3-13) per entrambi la parte reale e immaginaria dell'impedenza misurata.

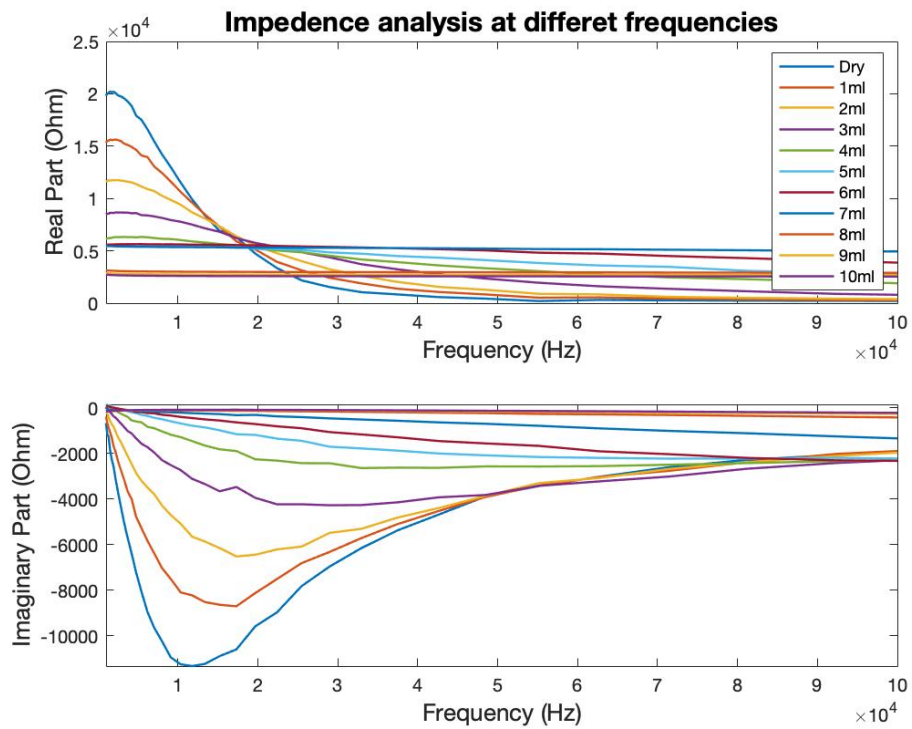


Figura 3-12: Analisi in frequenza dell'impedenza dei sensori BIA

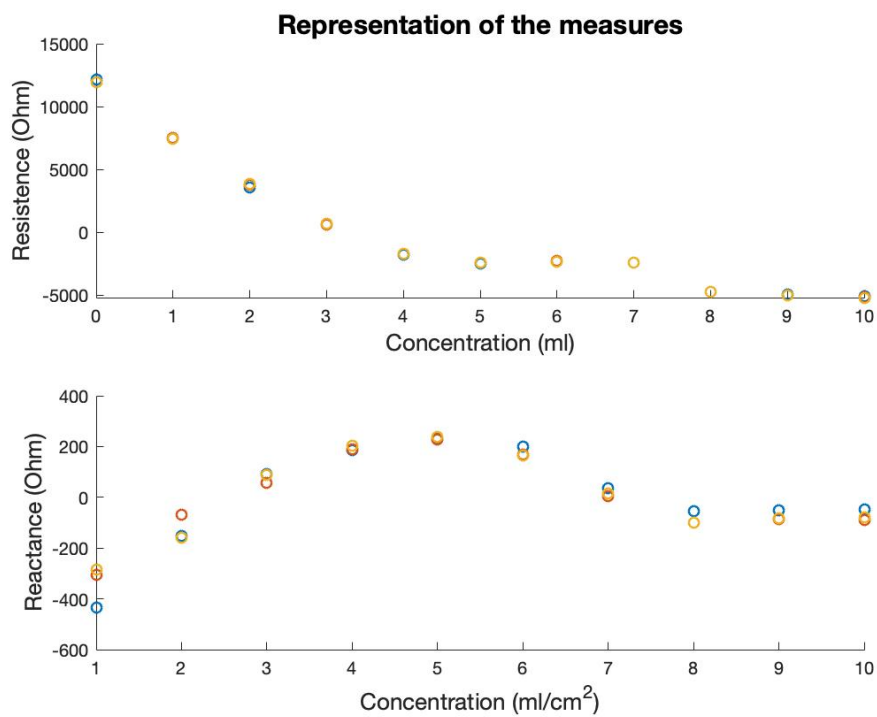


Figura 3-13: Rappresentazione delle misure dei sensori BIA a 10kHz

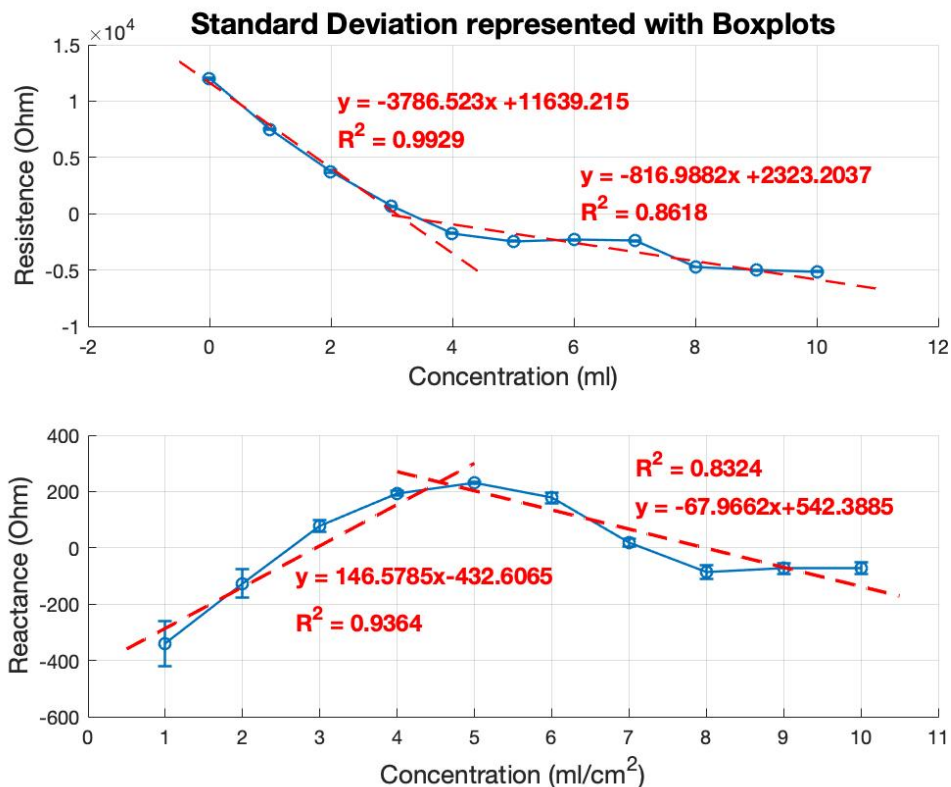


Figura 3-14: Rappresentazione della Deviazione Standard dei sensori BIA

Come rappresentato nella *fig.3-14*, sia la parte reale che quella immaginaria dell'impedenza, hanno una sensibilità all'idratazione maggiore per i livelli di idratazione inferiori a 4 ml/cm² (-0.37 kΩ/(ml/cm²)) per la parte reale e (0.015 kΩ/(ml/cm²)) per la parte immaginaria; invece per valori di idratazione maggiori di 6 ml/cm² il sistema mostra sensibilità ridotte (-0.08 kΩ/(ml/cm²)) per la parte reale e (67.97 Ω/(ml/cm²)) per la parte immaginaria.

Buone linearità possono essere osservate in entrambi i range di frequenza: per concentrazione da 0 a 4 ml/cm² il coefficiente di determinazione è pari a R²=0.99 per la parte reale e R²=0.93 per la parte immaginaria, mentre per le concentrazioni maggiori a 6 ml/cm² il coefficiente di determinazione è pari a R²=0.86 per la parte reale e R²=0.83 per la parte immaginaria.

Nel range delle concentrazioni più alte si può notare come il coefficiente di determinazione risulti più basso ma comunque vicino ad uno, indicando una buona linearità.

Capitolo 4

RISULTATI DELLA CARATTERIZZAZIONE IN VIVO

Dopo la fase di caratterizzazione in vitro, eseguita per i tre tipi di sensori, si è iniziata la fase di caratterizzazione dei sensori interdigitati e bio-impedenziometrici in vivo, con le prime prove per consolidare metodi efficaci di misura da replicare in futuro su più individui.

4.1 Sensori interdigitati per l'analisi dell'idratazione cutanea

Per la caratterizzazione dei sensori interdigitati per l'idratazione, si è utilizzato il sensore con geometria quadrata, risultato la miglior alternativa tra le geometrie inizialmente proposte.

Il sensore è stato adagiato a livello del polso brachiale e collegato al misuratore LCR da banco esattamente come nel caso della caratterizzazione in vitro.

Le misure sono state eseguite in frequenza (tra 100 Hz e 20⁴ Hz) acquisendo i dati con l'ausilio del programma Autobench per tre casi diversi: il primo caso è stato con la cute idratata fisiologicamente dall'organismo, nel secondo caso è stata applicata della crema idratante sulla zona e dopo aver aspettato dieci minuti si sono ripetute le misure, nel terzo caso è stata applicata nuovamente della crema idratante e dopo altri dieci minuti state acquisite le misure di nuovo.

Per ogni caso le misure sono state ripetute tre volte.

I file di testo sono stati analizzati con Matlab, è stata fatta la media delle misure per ogni caso, in seguito è stato creato un grafico con i tre segnali di idratazione alle diverse frequenze (*fig.4-1*).

Si può notare come l'andamento delle rette nel grafico, sia riconducibile a quelle ricavate dall'analisi in frequenza in vitro, anche se si possono osservare dei picchi dati dal mancato contatto momentaneo con la cute del sensore, oppure dalla poca stabilità del segnale alle basse frequenze.

Dalla caratterizzazione in vitro è stato appurato che la migliore frequenza per analizzare il segnale risulta 1 kHz, è stato quindi ridotta la finestra di visualizzazione dei segnali a un'intorno di 1 kHz (*fig.4-2*).

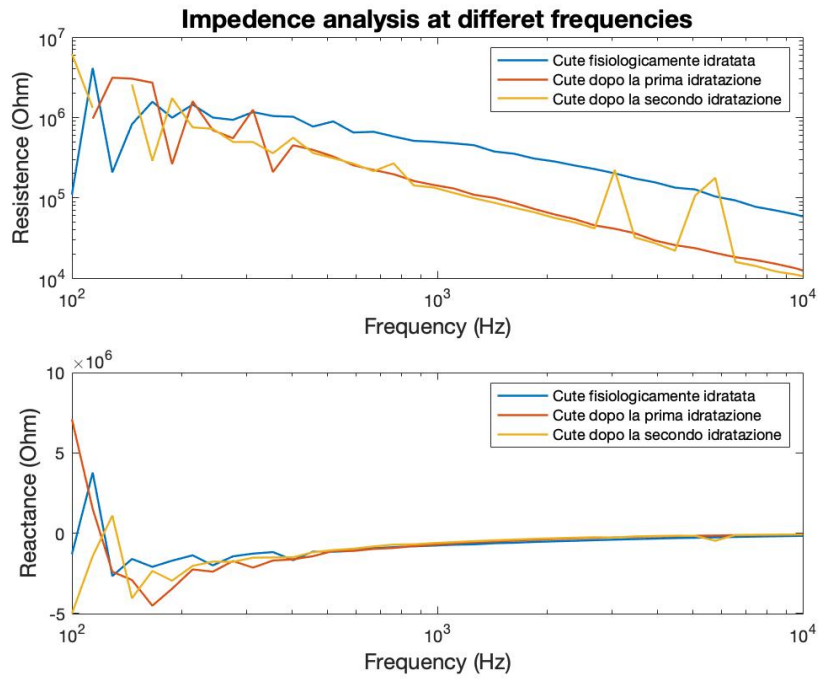


Figura 4-1: Analisi alle diverse frequenze dell'idratazione cutanea con l'ausilio di sensori interdigitati

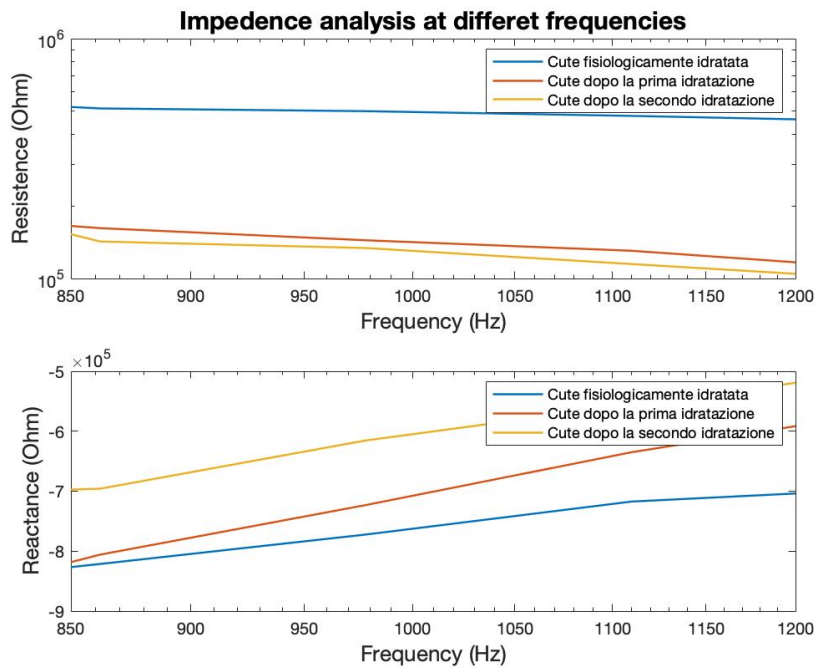


Figura 4-2: Analisi dell'idratazione cutanea con l'ausilio di sensori interdigitati nell'intorno della frequenza 1kHz

Si può notare come nella parte reale dell'impedenza, la resistenza diminuisca all'aumentare dell'idratazione, mentre nella parte immaginaria dell'impedenza, la reattanza aumenti

all'aumentare dell'idratazione. Questi dati sono concordanti con la letteratura e con la caratterizzazione in vitro eseguita precedentemente.

4.2 Sensori per l'analisi bio-impedenziometrica

Come citato in precedenza il sensore BIA ha due applicazioni principali, la prima che è stata testata in vivo è stata la capacità del sensore di monitorare il battito cardiaco.

Per fare ciò il sensore è stato posizionato sull'avambraccio, tenendolo fermo con l'uso di una fascia da bendaggio, in seguito, i sensori sono stati collegati al misuratore LCR da banco che a sua volta era collegato ad un PC con Autobench installato, il segnale è stato acquisito per un totale di 600 secondi a una frequenza di campionamento di 10 Hz per un totale di 6000 campioni.

È stato creato un grafico con il segnale analizzato nel tempo, a cui è stata prima sottratta la media e poi applicato un filtro a media mobile di terzo ordine per togliere una parte del rumore (fig.4-3).

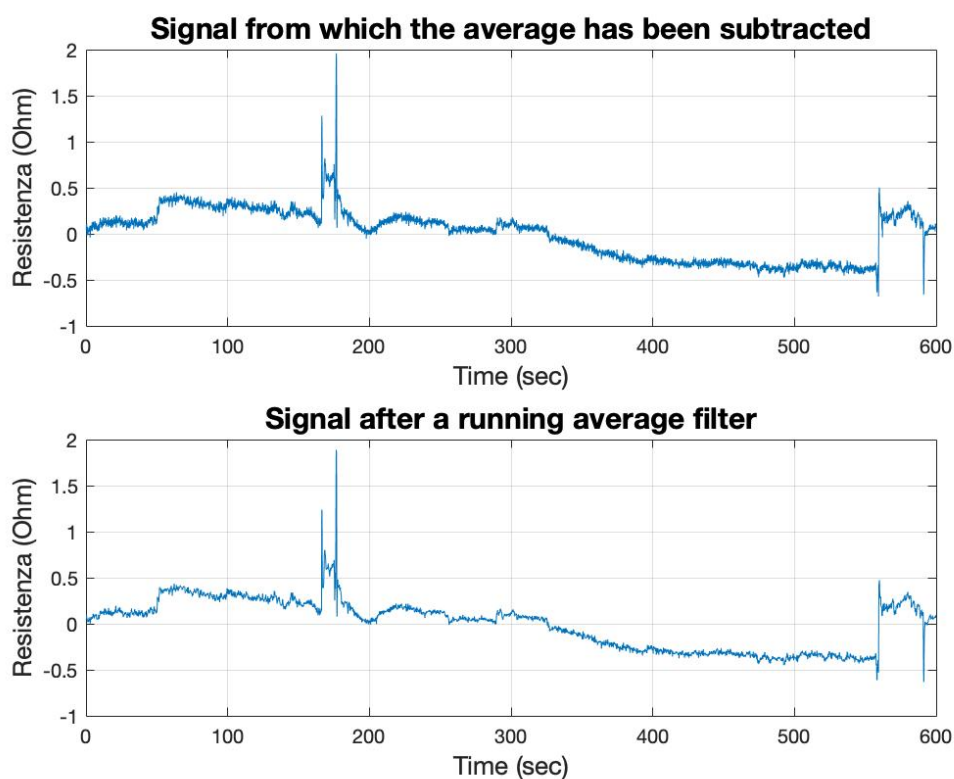


Figura 4-3: Analisi del segnale nel tempo

I picchi visibili nella rappresentazione grafica rappresentano degli outliers probabilmente dovuti al mancato contatto del sensore con la cute.

In seguito, dati i risultati poco significativi ottenuti dall'analisi nel tempo, si è pensato di eseguire un'analisi in frequenza del segnale in modo da poter eliminare le frequenze che non interessano il battito cardiaco.

La frequenza cardiaca di un adulto sano è tra i 60 e i 100 BPM (battiti per minuto), ovvero tra 1 e 1.67 Hz. Si è proceduto applicando la Trasformata di Fourier al segnale, per apprezzarne il contenuto in frequenza, ovvero lo spettro (*fig. 4-4*).

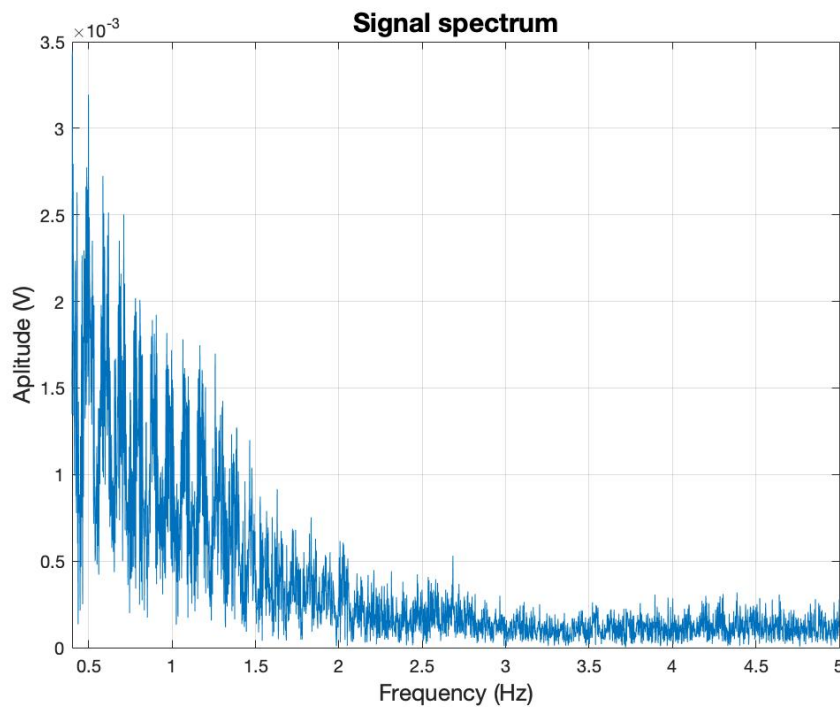


Figura 4-4: Spettro del segnale ricavato con la Trasformata di Fourier

Dal grafico si deduce che al di fuori della frequenza cardiaca si hanno dei contributi riconducibili ad altri rumori fisiologici e quindi non di interesse per lo studio.

Si è deciso, così, di applicare un filtro passabanda con banda passante tra 0.5 e 2 Hz (*fig.4-5*).

Nel grafico ingrandito per un range di 10 secondi, si nota come ci siano dei picchi riconducibili al battito cardiaco del soggetto; infatti, nella figura si possono individuare 12 picchi evidenti, che indicherebbero una frequenza cardiaca di 72 BPM, ovvero un valore coerente con la fisiologia di un individuo sano.

Un lato negativo nelle prove che sono state effettuate è che la variazione di resistenza piccola risulta molto piccola (nell'ordine di 10^{-5}) il che rende difficoltosa la distinzione tra un battito e l'altro. Inoltre, dalla letteratura, si ricava che i picchi ottenuti con il filtro bassa banda dovrebbero risultare nettamente regolari mentre, lo spettro dovrebbe avere un picco nel range

della frequenza cardiaca e dei picchi molto minori nel resto delle frequenze; d'altro canto, in letteratura, il segnale di impedenza viene ricavato dall'analizzatore di bio-impedenza con in serie ad esso un resistore per ottenere un segnale localmente oscillatorio, inoltre, vengono applicati due amplificatori per amplificare sia l'impedenza che la tensione ricavate.

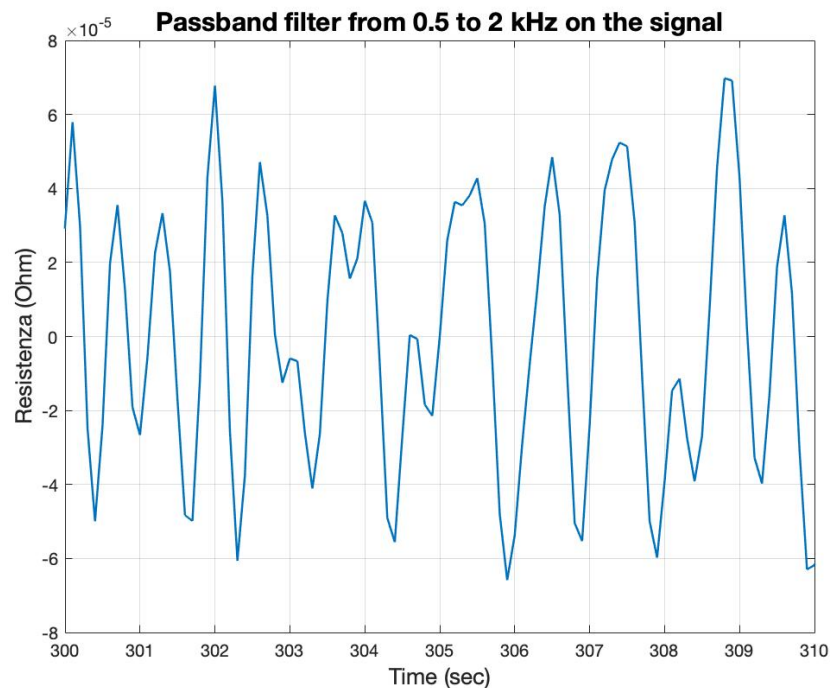


Figura 4-5: Segnale filtrato

Per quanto riguarda la caratterizzazione in vivo dei sensori bio-impedenziometrici per la misura dell'idratazione profonda dell'organismo, è stato fatto un primo test dove il soggetto è stato testato con l'uso del misuratore LCR da banco e Autobench, successivamente, si è fatto bere 2 l di acqua nel giro di 3 ore, in seguito si sono ripetute le misurazioni, ma i dati sono risultati inconcludenti, le ipotesi che sono state fatte per la non riuscita di questo esperimento sono che il sensore risulta troppo sensibile, e di conseguenza, riesce a rilevare altre rumori biologici che vanno ad interferire con il battito cardiaco dell'individuo e quindi, ne riesce difficile il filtraggio.

CONCLUSIONI

L'obiettivo principale di questo elaborato è quello di proporre una completa caratterizzazione in vitro di sensori stampati progettati per essere integrati in un prototipo di dispositivo per il monitoraggio dell'idratazione, che sia flessibile, portatile e comodo. In aggiunta a questo, le ultime attività svolte sono state rivolte ad una iniziale dimostrazione del possibile utilizzo in vivo degli stessi sensori, con lo scopo iniziale di dimostrare coerenza e discrepanze nei dati acquisibili in vivo rispetto a quelli acquisiti durante la caratterizzazione in vitro. Questo risulterà particolarmente utile per la progettazione di adeguati protocolli di caratterizzazione in vivo in programma negli sviluppi futuri del progetto.

Attraverso una prima fase di ricerca si sono individuati nella letteratura esempi di sensori che avrebbero prodotto parametri utili per il monitoraggio dell'idratazione, in seguito si è passati alla produzione, cercando l'alternativa che avrebbe fornito dei risultati migliori, oltre che low-cost.

Lo sviluppo di un dispositivo come quello proposto richiede un'attenta valutazione e test di ciascuno dei tre sottosistemi, si è proceduto cercando di individuare un set-up specifico per ogni tipo di sensore per la caratterizzazione in vitro, dopo svariate prove si è riuscito a ottenere dati promettenti che con la loro analisi si sono dimostrati molto utili.

I risultati ottenuti dalla caratterizzazione in vitro dei sensori stampati hanno mostrato che ogni sensore è in grado di rilevare cambiamenti controllati delle variabili prese in considerazione.

La caratterizzazione in vivo ha dato risultati concludenti per alcuni tipi di sensori, mentre per altri servirà una futura implementazione per la caratterizzazione e l'analisi dei segnali prodotti dai sensori.

Il passaggio successivo per lo sviluppo del prodotto finale sarà integrare tutti gli elementi in un sistema miniaturizzato e un modello leggero di elaborazione dei segnali prodotti per attuare un'analisi preliminare dei dati grezzi e garantire l'invio dell'allarme in caso di disidratazione del paziente.

Tuttavia, i risultati qui ottenuti con il prototipo proposto, rappresentano un promettente punto di partenza per lo sviluppo futuro di un dispositivo completamente operativo da testare e impiegare in uno scenario applicativo reale.

ELENCO DELLE FIGURE

Figura 1-1: Intake - Output di acqua	13
Figura 1-2: La disidratazione negli anziani	14
Figura 1-3: Principio di funzionamento dei sensori BIA	15
Figura 1-4: Geometria dello strato corneo.....	16
Figura 1-5: Schematizzazione dell'interazione tra gli elettrodi e la pelle.....	17
Figura 1-6: Modello semplificato dell'equivalente pelle-elettrodo.....	17
Figura 1-7: Sensore di temperatura RTD	19
Figura 2-1: Schematizzazione del bracciale	20
Figura 2-2: Dimatix DMP 2850 (FUJIFILM Dimatix).....	21
Figura 2-3: Stampa sensori di idratazione	22
Figura 2-4: Design del bracciale.....	23
Figura 2-5: Strumenti per la caratterizzazione del sensore di temperatura	23
Figura 2-6: Misuratore LCR da banco.....	24
Figura 2-7: Setup sensore di temperatura.....	25
Figura 2-8: Setup sensori di idratazione.....	27
Figura 2-9: Setup sensori BIA.....	28
Figura 3-1	30
Figura 3-2: Curva di taratura sei sensori di temperatura: i dati per ciascun valore di temperatura sono mostrati come media \pm standard deviation; la retta di taratura è stata quantificata sfruttando le media dei valori di resistenza	31
Figura 3-3: Analisi alle diverse frequenze.....	32
Figura 3-4: Rappresentazione delle misure di resistenza al variare della concentrazione di acqua sulla superficie.....	33
Figura 3-5: Deviazione standard delle misure di resistenza al variare della concentrazione di acqua sulla superficie	34
Figura 3-6: Rappresentazione delle misure della reattanza al variare della concentrazione di acqua sulla superficie	34
Figura 3-7: Deviazione standard delle misure di reattanza al variare della concentrazione di acqua sulla superficie	35
Figura 3-8: Analisi della geometria quadrata	36

Figura 3-9: Analisi della geometria rettangolare.....	36
Figura 3-10: Prima prova geometria circolare.....	37
Figura 3-11: Seconda prova geometria circolare.....	38
Figura 3-12: Analisi in frequenza dell'impedenza dei sensori BIA.....	39
Figura 3-13: Rappresentazione delle misure dei sensori BIA a 10kHz.....	39
Figura 3-14: Rappresentazione della Deviazione Standard dei sensori BIA	40
Figura 4-1: Analisi alle diverse frequenze dell'idratazione cutanea con l'ausilio di sensori interdigitati.....	43
Figura 4-2: Analisi dell'idratazione cutanea con l'ausilio di sensori interdigitati nell'intorno della frequenza 1kHz	43
Figura 4-3: Analisi del segnale nel tempo	44
Figura 4-4: Spettro del segnale ricavato con la Trasformata di Fourier.....	45
Figura 4-5: Segnale filtrato.....	46

BIBLIOGRAFIA

- Davies, L., Chappell, P., & Melvin, T. (2016). Modelling the effect of hydration on skin conductivity. *Skin Research and Technology*, 23(3), 363–368. <https://doi.org/10.1111/srt.12344>
- Galli, A., Giorgi, G., Narduzzi, C., Peruzzi, G., Pozzebon, A., & Tonello, S. (2022). IoT technologies for Active Ageing: An Overview of the Elderly Dehydration Case. 2022 *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. <https://doi.org/10.1109/memea54994.2022.9856452>
- Huynh, T. H., Jafari, R., & Chung, W.-Y. (2018). A Robust Bioimpedance Structure for Smartwatch-Based Blood Pressure Monitoring. *Sensors*.
- Liew, Q. J., Aziz, A. S. A., Lee, H. W., Lee, M. W., Hawari, H. F., & Md Khir, M. H. (2020). Inkjet-Printed Flexible Temperature Sensor Based on Silver Nanoparticles Ink. *7th International Electronic Conference on Sensors and Applications*. <https://doi.org/10.3390/ecsa-7-08216>
- Madhvapathy, S. R., Wang, H., Kong, J., Zhang, M., Lee, J. Y., Park, J. B., Jang, H., Xie, Z., Cao, J., Avila, R., Wei, C., D'Angelo, V., Zhu, J., Chung, H. U., Coughlin, S., Patel, M., Winograd, J., Lim, J., Banks, A., . . . Rogers, J. A. (2020). Reliable, low-cost, fully integrated hydration sensors for monitoring and diagnosis of inflammatory skin diseases in any environment. *Science Advances*, 6(49). <https://doi.org/10.1126/sciadv.abd7146>
- Mojumdar, E. H., Pham, Q. D., Topgaard, D., & Sparr, E. (2017). Skin hydration: interplay between molecular dynamics, structure and water uptake in the stratum corneum. *Scientific Reports*, 7(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15921-5>

- Morin, M., Ruzgas, T., Svedenhag, P., Anderson, C. D., Ollmar, S., Engblom, J., & Björklund, S. (2020). Skin hydration dynamics investigated by electrical impedance techniques in vivo and in vitro. *Scientific Reports*, 10(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-73684-y>
- Schiavoni, R., Monti, G., Tedesco, A., Tarricone, L., Piuze, E., de Benedetto, E., Masciullo, A., & Cataldo, A. (2021). Microwave Wearable System for Sensing Skin Hydration. *2021 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*. <https://doi.org/10.1109/i2mtc50364.2021.9460018>
- Xu, J., Gao, X., Lee, A., Yamada, S., Yavari, E., Lubecke, V., & Boric-Lubecke, O. (2016). Wrist-worn heartbeat monitoring system based on bio-impedance analysis. *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. <https://doi.org/10.1109/embc.2016.7592167>
- Yao, S., Myers, A., Malhotra, A., Lin, F., Bozkurt, A., Muth, J. F., & Zhu, Y. (2017). A Wearable Hydration Sensor with Conformal Nanowire Electrodes. *Advanced Healthcare Materials*, 6(6), 1601159. <https://doi.org/10.1002/adhm.201601159>

SITOGRAFIA

Disidratazione | Lab Tests Online-IT. (2018, January 15).

<https://labtestsonline.it/conditions/disidratazione>

Cen He. (2020, July 16). Dehydration in Elderly: An Unseen Risk. The Geriatric Dietitian. <https://thegeriatricdietitian.com/dehydration-in-elderly/>

Linee guida per una sana alimentazione (2017th ed.). (2017). [Pdf]. Centro di ricerca Alimenti e Nutrizione.

https://www.crea.gov.it/documents/59764/0/Dossier+LG+2017_CAP5.pdf/492519f1-6052-49fb-3bc0-a51a677740f7?t=1575530440938

RINGRAZIAMENTI

Mi ritengo fortunata di poter pescare nel disordine degli affetti:

A mio padre, l'amore più grande della mia vita.
A mia madre, che ci ha creduto ancora prima che ci credessi io.
A Iaele, che è sempre stata la mia altra metà,
senza di cui non potrei vivere.

Ai miei nonni, per l'affetto che mi riempie il cuore ogni volta che torno a casa.

Ai miei amici, spalle e coscienza.
A Paul, per non avermi mai fatto sentire da sola in questo percorso,
my ride or die.

To Jon, for always finding an excuse to remind me that you love me,
for always making me feel special.

Un ringraziamento speciale alla Prof.ssa Sarah Tonello,
una docente come poche che mi ha trasmesso la passione che mette ogni giorno nel suo lavoro.

