



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

SENSORI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DI BIOPOTENZIALI

Relatore: Prof.ssa Sarah Tonello

Laureanda: Emilia De Felice

ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023

Data di laurea: 19 luglio 2023

INDICE

ABSTRACT	5
1. INTRODUZIONE	6
2. I BIOPOTENZIALI.....	8
2.1 Il potenziale d'azione.....	8
2.2 Elettroencefalogramma (EEG)	10
2.3 Elettrocardiogramma (ECG)	11
2.4 Elettromiogramma (EMG)	13
3. DESIGN	15
3.1 Numero di elettrodi.....	16
3.2 Dimensioni degli elettrodi	17
3.3 Tipologia di elettrodi	17
3.4 <i>Wireless Body Area Network</i>	18
4. MATERIALI E FABBRICAZIONE.....	21
4.1 Materiali per gli elettrodi.....	21
4.1.1 Inchiostri metallici.....	21
4.1.2 Inchiostri in carbonio.....	23
4.1.3 Inchiostri polimerici	24
4.2 Materiali per il substrato.....	25
4.2.1 Polietilene tereftalato (PET).....	25
4.2.2 Polidimetilsilossano (PDMS)	25
4.2.3 Poliimmide (PI)	26
4.2.4 Carta	26
4.3 Tecniche di stampa	26
4.3.1 Litografia a nanoimpronta (NIL).....	26
4.3.2 Serigrafia	27

4.3.3 Stampa rotocalco	28
4.3.4 Stampa a getto di inchiostro	28
4.3.5 Aerosol Jet Printing	29
4.3.6 Stampa 3D	29
4.4 Tecniche di rivestimento dei fili	30
4.4.1 Deposizione elettrolitica e chimica.....	30
4.4.2 Immersione	31
4.4.3 Deposizione chimica da vapore (CVD).....	32
4.5 Tecniche di filatura.....	32
4.5.1 Tessitura	33
4.5.2 Maglia.....	33
4.5.3 Ricamo.....	34
5. TECNICHE DI MISURA.....	35
5.1 Interfaccia pelle-elettrodo.....	35
5.2 Elettrodi resistivi	36
5.3 Elettrodi capacitivi.....	38
6. CONCLUSIONI	40
Bibliografia.....	42

ABSTRACT

Gli attuali sistemi clinici e convenzionali di misurazione di biopotenziali, come l'ECG, l'EMG e l'EEG, richiedono l'uso di elettrodi bagnati mediante gel conduttivo a contatto con la pelle e la presenza di personale specializzato. Tali sistemi possono acquisire segnali di alta qualità ma allo stesso tempo non essere ottimali per un monitoraggio a lungo termine al di fuori delle mura ospedaliere. I recenti progressi tecnologici nella microelettronica hanno consentito lo sviluppo di circuiti integrati per la misurazione elettrofisiologica su substrati flessibili e biocompatibili. Processo più comunemente utilizzato è la stampa su film sottili o su tessuti, a cui, negli ultimi anni, si sta aggiungendo la realizzazione di filati conduttivi integrati negli indumenti dei pazienti. In questo elaborato, verranno presentate e discusse brevemente le tecnologie che stanno alla base dei sensori indossabili impiegati per il monitoraggio di biopotenziali, le tecniche e i materiali principalmente utilizzati per la loro fabbricazione e i metodi di misurazione resistiva e capacitiva che essi possono sfruttare, con uno sguardo a quelle che sono le prospettive future in questo ambito.

1. INTRODUZIONE

Negli ultimi decenni è aumentato esponenzialmente l'interesse generale per il miglioramento della salute delle persone. I progressi della medicina e dell'ingegneria hanno rivoluzionato il trattamento di una vasta gamma di malattie. Tuttavia, la maggior parte di queste tecnologie non è portatile e richiede tempo e la presenza di medici o tecnici esperti per il loro utilizzo. La necessità di monitorare continuamente le attività fisiche e i parametri fisiologici dei pazienti al di fuori delle mura ospedaliere ha portato all'ideazione e allo sviluppo di sistemi di monitoraggio della salute indossabili che conferiscono diagnosi cliniche affidabili.

Viene quindi proposto un nuovo concetto di servizio medico decentralizzato non invasivo, comodo ed efficiente, basato su sensori flessibili/estensibili, che fungono da raccoglitori di informazioni fisiologiche. Le varie configurazioni per sensori indossabili, sviluppate negli ultimi anni, hanno dimostrato la loro capacità nel continuo e onnipresente controllo dell'attività cardiaca, neuronale e muscolare, nel rilevamento dell'umidità, della temperatura e del movimento respiratorio. Oggi vengono sperimentate per l'applicazione a dispositivi per il monitoraggio da remoto di individui che soffrono di malattie croniche o che non possono raggiungere fisicamente i centri ospedalieri, persone anziane o che operano in ambienti a rischio (vigili del fuoco, lavoratori in settori specifici, ecc.), sportivi.

In questo elaborato verranno spiegate, in primo luogo, alcune nozioni di base sulla fisiologia dei biopotenziali. Partendo da una panoramica generale sul potenziale di membrana, si passerà alla generazione e trasmissione del potenziale d'azione all'interno delle cellule.

Tra tutti, verranno maggiormente approfonditi i segnali elettrocardiografico, elettroencefalografico ed elettromiografico, come si sviluppano, i loro andamenti caratteristici nel tempo e cosa essi possono suggerire in merito alle attività fisiologiche del paziente.

Verrà fornita in seguito una descrizione del design generale degli elettrodi flessibili, su come e con quali materiali essi possono essere fabbricati e integrati all'interno di indumenti o di oggetti che il paziente utilizza quotidianamente. Verrà poi messo in luce come il numero, le dimensioni e la tipologia degli elettrodi influiscono sulla misura e come è meglio sceglierli in base all'informazione che si vuole rilevare e all'attenuazione dei disturbi desiderata.

In aggiunta verrà presentato, facendone anche un esempio, il *Wireless Body Area Network*, maggiormente utilizzato per la realizzazione di sistemi di monitoraggio continuo e

delocalizzato dei pazienti, descrivendo in generale la struttura fisica, le funzionalità e i tre livelli caratteristici per la comunicazione dei dati.

In base alla distinzione tra elettrodi stampati su substrati flessibili e quelli integrati direttamente nei tessuti, verranno analizzati i materiali e le diverse tecniche di fabbricazione più adatti a conferire sia flessibilità che buona conducibilità del segnale. Sarà subito chiaro che si tratta di un argomento molto complesso, in continuo sviluppo e che richiede il contributo di più discipline.

Verranno, inoltre, presentate le diverse tecniche di misura adottabili, effettuando un confronto tra i tradizionali elettrodi “bagnati” e quelli “asciutti” con e senza contatto con la pelle. In particolare, si spiegheranno brevemente i limiti che essi presentano a causa dell’interfaccia pelle-elettrodo e come potrebbero essere risolti per ridurre gli artefatti e, quindi, per migliorare la qualità dei biosegnali acquisiti.

A concludere, verranno discusse le principali problematiche che ostacolano l’applicazione in ambito clinico dei sistemi di monitoraggio continuo dei biopotenziali, da prendere come spunto per un miglioramento futuro.

2. I BIOPOTENZIALI

Lo stato di salute del corpo umano può essere indicato da una serie di parametri fisiologici e questi, individualmente e in relazione tra loro, richiedono grande attenzione durante la valutazione e la diagnosi di una determinata malattia. Data la grande complessità nella struttura e nel funzionamento del corpo umano, gli indicatori rilevabili che ne valutano lo stato di salute sono numerosi e di varia tipologia. Tra i vari indicatori, alcuni dei più rilevanti sono i biopotenziali.

Mantenendo un punto di vista generale, in questo elaborato verrà trattato, in particolare, il monitoraggio dei principali biopotenziali (ovvero ECG, EEG ed EMG) tramite sensori indossabili.

I biopotenziali sono segnali elettrici generati da processi fisiologici che si verificano all'interno del corpo e sono prodotti dall'attività elettrochimica di un tipo di cellula, detta "cellula eccitabile". Queste si trovano nei sistemi nervoso, muscolare e ghiandolare del corpo e sono capaci di modulare il potenziale di membrana in risposta agli stimoli ambientali, generando un potenziale d'azione, che è la fonte essenziale dei biopotenziali nel corpo.

In questo capitolo verranno approfonditi il meccanismo di base della contrazione cellulare, descrivendo la fisiologia del potenziale d'azione, e il meccanismo di generazione dei principali biopotenziali umani: ECG, EMG ed EEG.

2.1 Il potenziale d'azione

Per potenziale di membrana si intende la differenza di potenziale elettrico, misurabile in una cellula, tra l'ambiente intracellulare, che presenta carica negativa, e lo spazio extracellulare, che presenta carica positiva, data dalla diseguale distribuzione degli ioni tra interno ed esterno della cellula e dalla differente permeabilità agli ioni da parte della membrana plasmatica stessa.

Il valore del potenziale di membrana si aggira tra -40 e -100 mV, in base al tipo di cellula che si considera: nelle cellule nervose è mediamente intorno a -70 mV, in quelle muscolari è di circa -90 mV, in quelle del miocardio varia da -50 a -95 mV.

Gli stimoli che la cellula riceve dall'esterno possono essere di tipo chimico, come quelli prodotti dai neurotrasmettitori che si legano ai recettori localizzati sulla membrana postsinaptica, o di

tipo sensoriale, prodotti a livello dei recettori sensoriali, e provocano una variazione del potenziale di membrana.

In particolare, il potenziale d'azione è quella variazione, repentina e transitoria, del potenziale di membrana che porta ad una temporanea inversione di polarità e si genera in risposta a stimoli che raggiungono il valore soglia, ossia il valore critico per l'innescamento.

Più nel dettaglio, la generazione del potenziale d'azione consta di tre fasi distinte (Figura 2.1):

- Depolarizzazione rapida, durante la quale, a seguito del raggiungimento del valore di soglia, si ha l'apertura delle proteine di membrana dette “canali del sodio/potassio voltaggio-dipendenti”, che fanno sì che gli ioni Na^+ e K^+ entrino ed escano dalla cellula, depolarizzando ulteriormente la membrana fino a valori positivi;
- Ripolarizzazione, durante la quale il potenziale di membrana ritorna al valore “di riposo”;
- Iperpolarizzazione postuma, durante la quale il potenziale di membrana diventa più negativo di quello a riposo, a causa dei tempi di chiusura dei canali sodio/potassio, per poi ritornare al valore di partenza.

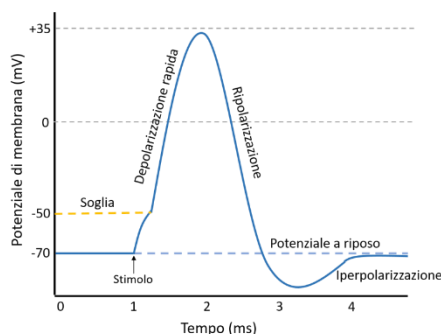


Figura 2.1 – Fasi che caratterizzano lo sviluppo del potenziale d'azione di una cellula nervosa

In questo modo, l'informazione prodotta dagli stimoli fisici viene percepita dai neuroni afferenti (recettori o sensoriali) e trasmessa al sistema nervoso centrale. Successivamente, inizia l'attività neuronale reattiva e vengono inviati segnali di attivazione, attraverso i neuroni efferenti, alle cellule effettrici (muscolari o neuroendocrine) per avviare una risposta fisica.

Il sistema nervoso centrale è in grado anche di auto-generare attività neuronale per stimolare, tramite gli interneuroni, l'attività di specifici organi effettrici.

Durante l'intero processo, dal neurone sensoriale alla cellula effettrice, i potenziali d'azione vengono generati in quantità copiose. La misurazione dei biopotenziali riguarda in gran parte proprio la misurazione di questi potenziali d'azione generati. [1]

2.2 Elettroencefalogramma (EEG)

L'elettroencefalogramma è la rappresentazione grafica nel tempo delle differenze di potenziale elettrico misurate tra diversi punti sullo scalpo, che sono il risultato dei flussi di corrente generati dall'attività sinaptica.

I dendriti e il soma di un neurone formano una struttura ad albero con un interno elettricamente conduttivo e circondato da una membrana relativamente isolante, con fino a decine di migliaia di sinapsi situate lungo di essa (Figura 2.2) che consentono la trasmissione dell'impulso nervoso tra cellule del tessuto nervoso o con altre cellule (muscolari, sensoriali o endocrine).

In particolare, il potenziale d'azione, che viaggia lungo l'assone del neurone, causa in prossimità della sinapsi l'apertura dei canali per il Ca^{2+} , che a sua volta causa il rilascio di un mediatore chimico nello spazio intersinaptico.

Nella membrana postsinaptica ci sono recettori con alta affinità per il mediatore, il quale, legandosi a questi recettori-canale per il Na^+ e K^+ , ne causa l'apertura provocando una variazione del potenziale di membrana. Se la somma delle variazioni provocate da tutte le sinapsi raggiunge il valore soglia, allora si ha la formazione del potenziale d'azione anche nella cellula postsinaptica.

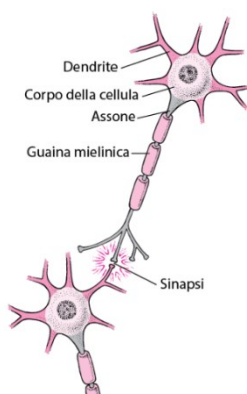


Figura 2.2 - Rappresentazione di due neuroni adiacenti e connessi tra loro attraverso le sinapsi

Le correnti all'interno dell'encefalo, che fluiscono perpendicolarmente rispetto allo scalpo, possono essere rilevate tramite il posizionamento da 10 a 20 elettrodi sul cuoio capelluto, come illustrato in Figura 2.3, esplorando in questo modo tutte le regioni della corteccia cerebrale.

Le tensioni misurate sono nell'ordine dei μV e presentano dei ritmi d'onda osservabili ben precisi e diversi tra loro:

- onda alpha (α), che è il ritmo base la cui frequenza varia tra 8 e 13 Hz, con un'ampiezza media compresa tra 15 e 45 μV , registrata in un soggetto sveglio con gli occhi chiusi, è caratteristica delle condizioni di veglia ma a riposo mentale;
- onda beta (β), la cui frequenza varia tra 13.5 e 30 Hz, con un'ampiezza media compresa tra 8 e 30 μV , è caratteristica di un soggetto ad occhi aperti e impegnato in un'attività cerebrale qualsiasi, degli stati di allerta o del sonno onirico;
- onda theta (θ), la cui frequenza varia tra 4 e 7.5 Hz, con un'ampiezza media di 75 μV , è caratteristica dei neonati, di molte patologie cerebrali dell'adulto, degli stati di tensione emotiva, dell'ipnosi e del periodo di dormiveglia del sonno;
- onda delta (δ), la cui frequenza varia tra 0.5 e 4 Hz, con un'ampiezza media di 150 μV , è caratteristica del sonno non REM, dell'anestesia generale e di alcune malattie cerebrali. [2]

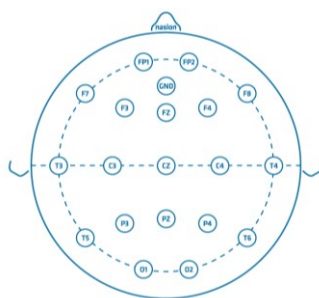


Figura 2.3 - Schema esemplificativo del posizionamento di 20 elettrodi per la rilevazione dell'EEG

2.3 Elettrocardiogramma (ECG)

L'elettrocardiogramma è la rappresentazione grafica nel tempo dell'attività elettrica delle cellule del miocardio.

Questa attività è legata alla formazione e propagazione di potenziali d'azione a partire da gruppi specifici di cellule del muscolo cardiaco, dette *pacemaker*, nel nodo Seno-Atriale. Inizialmente la depolarizzazione elettrica si propaga nelle cellule degli atri, provocandone la contrazione, e raggiunge il nodo Atrio-Ventricolare, altro gruppo di cellule al centro del cuore. Da questo, attraverso il fascio di His e il sistema di Purkinje, fibre di conduzione specializzate, lo stimolo

si propaga rapidamente alle cellule dei ventricoli, provocandone la depolarizzazione e, quindi, la contrazione.

La sovrapposizione dei potenziali registrati nelle diverse cellule del miocardio genera il ciclo visualizzato nell'ECG e mostrato in Figura 2.4, che è costituito da:

- onda P, la cui durata è compresa tra i 60 e i 120 ms, che è dovuta alla depolarizzazione e, quindi, alla contrazione degli atri;
- complesso QRS, la cui durata è compresa tra i 60 e 90 ms, che è dovuto alla depolarizzazione dei ventricoli e in cui il picco R, più alto, coincide con la depolarizzazione del ventricolo sinistro;
- onda T, la cui durata è compresa tra i 100 e i 250 ms, che è dovuta alla ripolarizzazione dei ventricoli.

La ripolarizzazione atriale non risulta visibile nell'ECG, in quanto viene mascherata dalla depolarizzazione ventricolare.

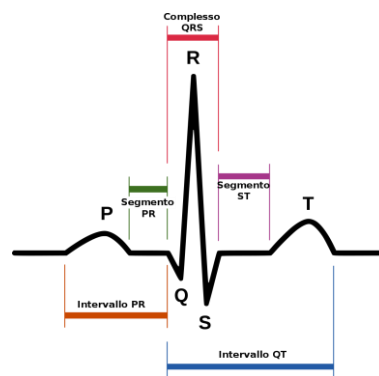


Figura 2.4 - Rappresentazione grafica del complesso PQRST visibile nell'elettrocardiogramma

Sulla superficie del corpo, a livello del tronco, sono presenti campi elettrici di bassa intensità che sono dovuti proprio alle periodiche depolarizzazioni e ripolarizzazioni del cuore.

Per questo l'attività elettrica cardiaca viene registrata attraverso elettrodi in posizioni determinate, dette "derivazioni", sulla superficie corporea, solitamente sugli arti e sul torace, come mostrato in Figura 2.5. [3]

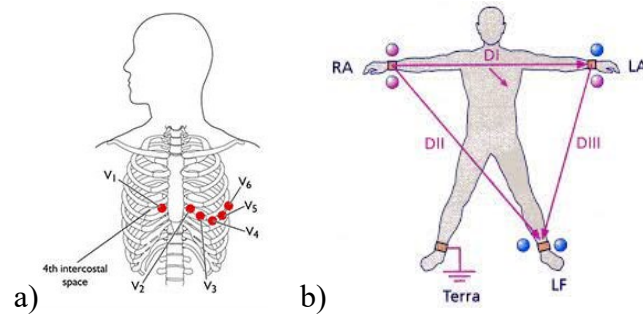


Figura 2.5 - Rappresentazione del posizionamento standard degli elettrodi per ECG sul torace (a) e sugli arti (b)

2.4 Elettromiogramma (EMG)

L'elettromiogramma è la rappresentazione grafica nel tempo dell'attività elettrica che si registra nei muscoli durante la loro contrazione. È un segnale complesso e dipende dal funzionamento del sistema nervoso e dalle proprietà anatomiche e fisiologiche dei muscoli.

Un muscolo è composto da fasci di cellule specializzate capaci di contrazione e rilassamento, che conferiscono al tessuto le proprietà di estensibilità ed elasticità.

Sulla base della struttura, delle proprietà contrattili e dei meccanismi di controllo si possono identificare tre tipi di tessuto muscolare: scheletrico, liscio e cardiaco.

Il tessuto muscolare scheletrico è attaccato all'osso e la sua contrazione è responsabile del sostegno e del movimento dello scheletro. Esso è costituito da fibre muscolari di forma allungata, unite da tessuto connettivo. Nella parte interna si trovano fasci di miofibrille composte da sezioni ripetute di sarcomeri, deputate alla contrazione e al rilassamento del muscolo. Infatti, i sarcomeri sono a loro volta costituiti da fasci di filamenti paralleli e alterni di due proteine, actina e miosina (Figura 2.6.a).

Una volta che lo stimolo alla contrazione, propagato attraverso le fibre nervose, giunge al motoneurone (Figura 2.6.b), in corrispondenza del bottone sinaptico viene rilasciato un neurotrasmettitore (solitamente acetilcolina), causando l'apertura dei canali del sodio e, quindi, la generazione del potenziale d'azione. Quest'ultimo, propagandosi lungo le fibre muscolari, provoca una serie di reazioni chimiche che portano l'actina e la miosina a scorrere le une sulle altre, determinando così la contrazione del muscolo.

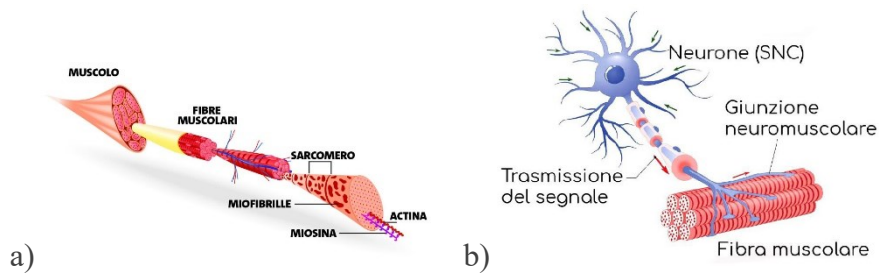


Figura 2.6 - Rappresentazione semplificata della struttura di un muscolo (a) e di un motoneurone (b)

L'attività elettrica generata può essere rilevata tramite il posizionamento di elettrodi, di superficie o ad ago, sul corpo, in corrispondenza dei muscoli di interesse, come illustrato in Figura 2.7. Maggiore è la distanza tra gli elettrodi, maggiore è il numero di unità motorie considerate e dei potenziali d'azione registrati e visibili dall'elettromiogramma. [4]

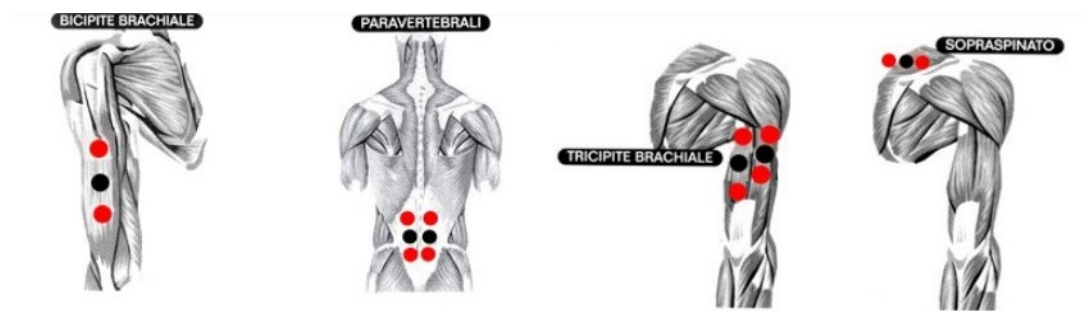


Figura 2.7 - Rappresentazione semplificata del posizionamento di elettrodi di superficie per il rilevamento dell'EMG di alcuni muscoli.

3. DESIGN

Convenzionalmente, i biopotenziali sono misurati da elettrodi monouso, “umidi” (dall’inglese *wet electrodes*), fatti di argento/cloruro d'argento (Ag/AgCl). Gli elettrodi bagnati presentano uno strato di gel per ridurre l'impedenza di contatto pelle-elettrodo e un'imbottitura adesiva per migliorare il contatto con la pelle. Le prestazioni degli elettrodi bagnati, tuttavia, si degradano con il tempo man mano che lo strato di gel si asciuga, il che si traduce in una diminuzione della fedeltà del segnale. Inoltre, il gel può causare reazioni allergiche e irritazioni, mentre lo strato adesivo provoca ulteriore disagio sia mentre si indossa l'elettrodo sia al momento della rimozione. In aggiunta, la maggior parte delle tecnologie standard per la misura dei biosegnali non è portatile e richiede tempo e la presenza di medici o tecnici esperti per il loro utilizzo.

Tuttavia, l’assistenza sanitaria onnipresente, che consiste nel monitoraggio dello stato di salute in qualsiasi ambiente e in qualsiasi momento senza compromettere la vita quotidiana dei pazienti, soprattutto negli ultimi anni, ha rappresentato un ambito di forte interesse per la ricerca scientifica.

In generale, si sono individuate due strategie per adempirla: posizionando degli elettrodi in luoghi diversi oppure inserendo degli elettrodi all’interno di indumenti.

Nel primo caso i sensori possono essere posti in oggetti di uso quotidiano, come letti, sedie, vasche da bagno, oppure strumenti di assistenza, come sedie a rotelle o automobili. Questa soluzione, dunque, prevede che gli elettrodi siano fissi e attivi solo quando i soggetti sono presenti nell’area richiesta, comportando un monitoraggio non continuo.

Nel secondo caso, per quanto riguarda l’aspetto elettronico, si sperimentano continuamente nuove tecnologie e combinazioni di materiali per realizzare circuiti flessibili o tessili, tra cui la stampa di materiale conduttivo su substrati o tessuti, la tessitura e il ricamo di fili conduttivi. In questo modo, l’intero sistema può essere indossato sia di giorno che di notte, consentendo il monitoraggio continuo dei parametri vitali del paziente.

In particolare, negli ultimi anni, è stata sperimentata la stampa su substrati di materiali flessibili, biocompatibili e “asciutti”, come pellicole polimeriche, carta o tessuti, che offrono vantaggi sostanziali in termini di leggerezza, flessibilità meccanica, resistenza a molteplici deformazioni (allungamento, compressione, torsione), conformità a strutture non planari, proprio come la superficie corporea, comodità nell’indossarli e facilità di integrazione con altri sistemi e oggetti.

Gli elettrodi stampati su un film polimerico di PDMS o PET non necessitano di gel conduttivo o di alcuna preparazione della pelle per migliorare l'adesione con essa e presentano meno rumore, contatto uniforme con la superficie e durata maggiore rispetto a quelli standard.

Per fabbricare un'elettronica più ecologica e sostenibile, alcuni ricercatori stanno studiando la stampa di elettronica su carta, tra cui quella per tatuaggi temporanei che può aderire perfettamente alla superficie del corpo dopo essere stata bagnata con acqua. Questi dispositivi stanno dimostrando un comfort elevato, un basso costo e una buona affidabilità a lunga durata.

La stampa degli elettrodi su tessuto e la tessitura di filati conduttivi per la realizzazione dei circuiti elettronici offrono grande tenacità, comodità e ottima adesione al corpo del paziente. Inoltre, la porosità delle stoffe permette la respirazione della pelle e quindi limita fortemente le irritazioni causate da un utilizzo prolungato del dispositivo.

3.1 Numero di elettrodi

I biopotenziali hanno una distribuzione bidimensionale del potenziale elettrico, rispettivamente, sulla pelle e sul cuoio capelluto. Questo tipo di distribuzione del potenziale può essere visto come un segnale bidimensionale analogico che viene campionato nel tempo da un campionatore elettronico e nello spazio dagli elettrodi, il cui numero può variare da due a centinaia, disposti in array lineari o a griglia.

La quantità di elettrodi utilizzati per effettuare la misura varia in base a quale è l'informazione che si vuole rilevare, al livello di selettività spaziale e attenuazione dei disturbi desiderata.

Il rilevamento monopolare (Figura 3.1.a) fornisce la differenza di potenziale misurata tra un elettrodo, che acquisisce il segnale generato nel volume sottostante, e un valore di tensione preso come riferimento. Questa tecnica rileva l'intera informazione contenuta nel segnale e, per questo, è la più sensibile ai disturbi di modo comune, che interessano tutti i canali coinvolti nella misura, e alle interferenze della linea elettrica.

Il rilevamento bipolare o a singolo differenziale (SD) (Figura 3.1.b) fornisce la differenza di potenziale tra elettrodi adiacenti, le cui tensioni rilevate vengono date in ingresso ad una serie di amplificatori differenziali. In questo modo viene eliminata la componente di modo comune.

Il rilevamento a doppio differenziale (DD) (Figura 3.1.c) produce una serie di segnali ottenuti dalle differenze tra canali SD adiacenti. Questa tecnica attenua ulteriormente i disturbi del

segnale e comporta la riduzione del volume di rilevamento, ovvero una maggiore selettività spaziale. [5]

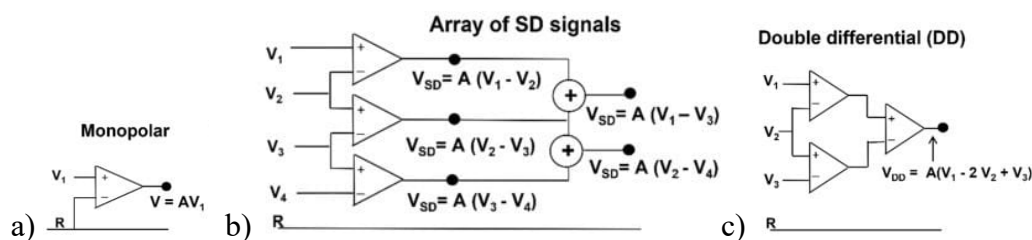


Figura 3.1 – Configurazione di elettrodi (a) monopolare, (b) bipolare o a singolo differenziale (SD) e (c) a doppio differenziale (DD)

3.2 Dimensioni degli elettrodi

La sorgente di un campo elettrico a una certa profondità sotto la pelle produce una distribuzione di tensione sulla sua superficie dovuta alla diffusione nel “volume conduttivo” (o “volume conduttore”) del tessuto. Questo effetto funge da “filtro spaziale passa-basso”, ovvero le sorgenti che hanno una distanza verticale (o laterale) maggiore dal sistema di rilevamento generano distribuzioni di potenziale più piccole, ma spazialmente più estese.

Questo tipo di filtri può essere ottenuto anche utilizzando elettrodi più grandi o blocchi di segnali monopolari, che, eseguendo la media di più potenziali, provocano la perdita di dettagli.

Dal punto di vista teorico dell'elaborazione dei segnali, l'informazione completa contenuta nella distribuzione superficiale può essere ottenuta solo quando viene eseguito un corretto campionamento nello spazio e quando si evitano fenomeni di *aliasing* e *smoothing* spaziali. Ciò implica la necessità di elettrodi di piccole dimensioni e a piccola distanza tra di loro, che prelevino un grande quantitativo di campioni spaziali per evitare un eccessivo filtraggio e per ridurre il rumore.

Elettrodi di grandi dimensioni, posti ad una distanza rilevante, introducono l'attenuazione delle armoniche più alte nel segnale e riducono la selettività, ovvero aumentano il rischio di diafonia, che può portare a distorsioni del segnale e ad interpretazioni errate. [5]

3.3 Tipologia di elettrodi

Gli elettrodi standard a contatto umido presentano convenzionalmente un conduttore metallico immerso in un gel o una soluzione elettrolitica posto sulla pelle.

Le alternative a questi sono gli elettrodi asciutti a contatto diretto con la pelle del paziente, che fanno uso di un accoppiamento resistivo, e quelli senza contatto diretto, in cui il rilevamento avviene tramite accoppiamento capacitivo. Quest'ultimo può rilevare segnali attraverso uno spazio esplicito con il corpo, dovuto alla presenza di aria, capelli o stoffa.

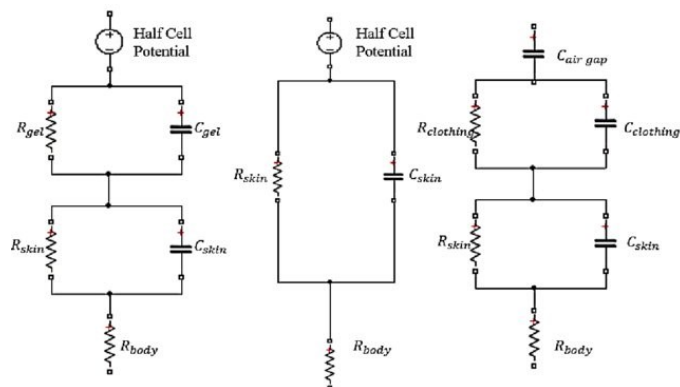


Figura 3.2 - Modello elettrico dell'interfaccia pelle-elettrodo per elettrodi a contatto umido tramite gel conduttivo, a contatto secco e senza contatto attraverso indumenti.

Quando si misurano i potenziali sulla pelle, viene generata un'impedenza dal corpo e dalla cute. Questa impedenza può essere rappresentata da un modello elettrico consistente in una combinazione parallela di componenti resistivi e capacitivi (Figura 3.2). Quando l'elettrodo entra in contatto diretto con la pelle, come nel caso dell'elettrodo bagnato/asciutto, il segnale misurato segue il percorso resistivo. Ciò è dovuto al fatto che l'impedenza causata dalla componente resistiva è inferiore a quella della componente capacitiva. Quando viene utilizzato un elettrodo senza contatto, il segnale segue l'altro percorso, risultando quindi in un accoppiamento capacitivo. [6] [7]

3.4 Wireless Body Area Network

La *Wireless Body Area Network* (WBAN) è una delle tecnologie più utilizzate per la creazione di sistemi di monitoraggio della salute indossabili, composti da sensori e attuatori intelligenti, a bassa potenza, micro e nanotecnologici, che possono essere posizionati sul corpo, o impiantati, fornendo tempestivamente dati. Le WBAN possono interagire con Internet e altre tecnologie wireless esistenti, come Bluetooth e reti cellulari, creando *Wireless Sensor Network* (WSN), *Wireless Local Area Network* (WLAN) o *Wireless Personal Area Network* (WPAN).

I sensori WBAN sono in grado di campionare, monitorare, elaborare e comunicare più segnali vitali, oltre a fornire un riscontro in tempo reale all'utente e al personale medico senza causare alcun disagio.

Una WBAN è costituita da più nodi di sensori. Ciascun nodo è un dispositivo indipendente in grado di rilevare uno o più segnali fisiologici, di elaborarli effettuando filtraggio, riconoscimento ed estrazione delle caratteristiche, di memorizzare i dati elaborati e di trasmetterli ad altri nodi e al *Personal Device* (PD). Quest'ultimo, anche detto *Body Control Unit* (BCU), raccoglie tutte le informazioni ricevute dai nodi e gestisce la comunicazione con un server e l'interazione con l'utente tramite un display.

La comunicazione dei dati può avvenire su tre livelli, come illustrato in Figura 3.3.

1. Comunicazione *intra*-WBAN: la rete di sensori inoltra i segnali del corpo al server del *Personal Device*;
2. Comunicazione *inter*-WBAN: il PD può inviare i dati a varie reti, a cui è possibile accedere facilmente, ad esempio reti cellulari e Internet;
3. Comunicazione *beyond*-WBAN: le informazioni passano tramite Internet ad un server medico specifico dell'applicazione in uso, in cui i dati vengono custoditi in un database che include la storia medica e il profilo del paziente. Allo stesso modo, o tramite rete cellulare, vengono segnalati eventuali stati di emergenza al personale medico o ai familiari del paziente. [8] [9]

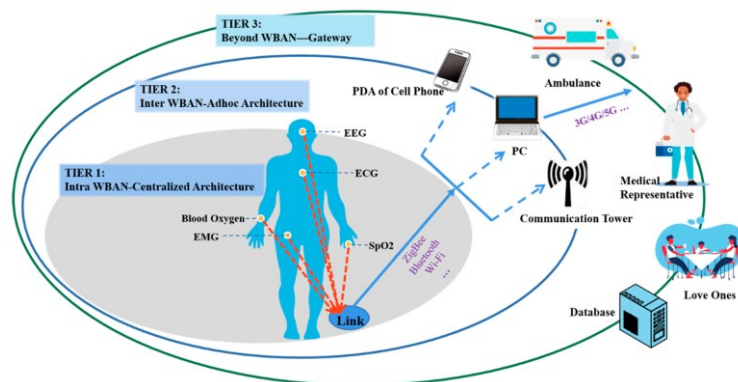


Figura 3.3 – Architettura e livelli di comunicazione del sistema WBAN

Un esempio è WEALTHY, un sistema WBAN di monitoraggio della salute basato su un'interfaccia indossabile implementata integrando sensori di tessuto (Figura 3.4.a), tecniche avanzate di elaborazione del segnale e moderni sistemi di telecomunicazione, su una piattaforma tessile.

I nodi sono collegati all'unità portatile del paziente (PPU), come illustrato in Figura 3.4.b, dove viene eseguita l'elaborazione locale e la comunicazione con la rete. La PPU è progettata per avere una semplice interfaccia, alcuni LED, un cicalino per avvisare l'utente e un pulsante per

fargli attivare manualmente un allarme. Inoltre, contiene le funzioni necessarie per condizionare i segnali fisiologici, tra cui il campionamento e il filtraggio, e per eseguire specifiche elaborazioni di livello superiore, come l'estrazione di particolari dati e la comunicazione con un centro di monitoraggio. I dati, trasmessi costantemente dalla PPU, vengono raccolti e memorizzati in un database dove risultano accessibili dal personale autorizzato. [10]

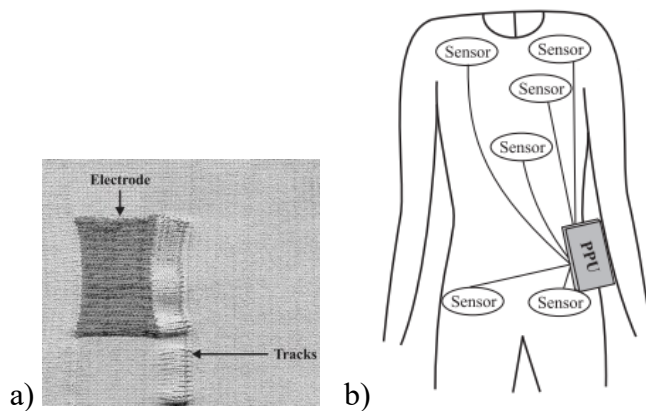


Figura 3.4 – (a) Elettrodo di tessuto integrato nell'indumento e (b) rappresentazione schematica di WEALTHY

4. MATERIALI E FABBRICAZIONE

Le tecniche di realizzazione di sensori indossabili sono molteplici e in continuo aggiornamento. Principalmente si possono distinguere i sensori flessibili costituiti da due componenti di base, ovvero l'elettrodo e il substrato su cui esso viene stampato, e quelli direttamente tessuti nell'indumento destinato al paziente. Negli ultimi anni il progresso e il lavoro interdisciplinare tra la scienza dei materiali, la nanotecnologia e la miniaturizzazione dell'elettronica ha permesso di selezionare i materiali e le tecniche di fabbricazione più adatti alla realizzazione delle diverse parti dei sensori flessibili. Fondamentale risulta essere la cooperazione tra diversi materiali per compattare elevate prestazioni di misura, flessibilità/estensibilità e robustezza meccanica in un unico dispositivo.

In questo capitolo verranno trattati alcuni dei materiali e delle tecniche di fabbricazione maggiormente utilizzate nell'ambito della ricerca e della produzione in larga scala.

4.1 Materiali per gli elettrodi

I materiali ampiamente esplorati per la realizzazione di elettrodi flessibili includono nanoparticelle metalliche, polimeri intrinsecamente conduttori (ICP) e materiali carboniosi. Recenti approcci di ricerca prevedono la preparazione di una sospensione di questi materiali per formare inchiostri conduttivi o paste da stampa, applicabili a vari substrati utilizzando diversi processi. [11] [12]

4.1.1 Inchiostri metallici

Gli inchiostri conduttivi, utilizzati per le diverse tecniche di stampa, sono sospensioni acquose o solventi organici di nanoparticelle stabilizzate da tensioattivi e ligandi organici. I ligandi organici sono chiamati "agenti di incappucciamento" poiché incapsulano le nanoparticelle impedendone l'aggregazione. Gli agenti di incappucciamento possono essere rimossi dopo la stampa mediante indurimento o sinterizzazione, consentendo il miglioramento del contatto fisico tra le nanoparticelle e la continuità del modello stampato.

Il loro ampio utilizzo negli inchiostri stampabili è attribuito al fatto che possono essere prodotte in quantità commerciali, possono formare dispersioni superconcentrate ad alta conducibilità elettrica e, grazie al loro elevato rapporto superficie/volume, mostrano una maggiore resistenza alla corrosione. Gli inchiostri conduttivi non sono molto diffusi sotto forma di metalli fusi,

poiché richiederebbero temperature di lavorazione estremamente elevate che non li renderebbero compatibili ad applicazioni di substrati commerciali e flessibili. Le nanoparticelle metalliche, invece, hanno punti di fusione e temperature di sinterizzazione significativamente più bassi rispetto alle loro controparti standard, consentendo l'uso anche di substrati polimerici a basso costo e molto sensibili alla temperatura.

Tra gli inchiostri conduttivi metallici quelli di rame ed argento dimostrano di possedere un immenso potenziale per la fabbricazione di circuiti elettronici stampati.

Il rame possiede una buona conduttività ($5,8 \times 10^7$ S/m a 20 °C) e un buon rapporto qualità-prezzo, ma è più soggetto all'ossidazione. La formazione di ossido di rame a sua volta diminuisce la conducibilità dell'inchiostro. Pertanto, si cerca di evitare al meglio la rapida ossidazione di questo metallo controllando il contenuto di ossigeno nell'atmosfera di lavorazione o creando dei composti di rame più resistenti. Preferita è la lega di rame (Cu) e stagno (Sn), in quanto quest'ultimo fonde ad una temperatura più bassa e permette di stabilire una maggiore connessione tra le nanoparticelle del rame, conferendo all'inchiostro un'ottima conducibilità elettrica e flessibilità.

L'argento presenta un'ottima conduttività elettrica ($6,3 \times 10^7$ S/m a 20 °C) e termica, è molto resistente all'ossidazione, più economico dell'oro ma molto più costoso del rame, resistente alla corrosione e possiede immense proprietà antibatteriche. Questi vantaggi rendono l'argento una delle opzioni più adatte e favorite alla sintesi di inchiostri metallici conduttivi.

Nella grande maggioranza dei casi, per la realizzazione di elettrodi da applicare in ambito biomedico, viene utilizzata la combinazione di argento/cloruro di argento (Ag/AgCl). Questi elettrodi risultano molto resistenti all'ossidazione, particolarmente stabili nel tempo, atossici, facilmente realizzabili e riproducibili. Inoltre, la loro impedenza è ridotta e approssimabile a quella dell'elettrolita con cui entrano in contatto, in quanto lo ione Cl^- partecipa allo scambio di carica libera, che elimina l'accumulo di carica sull'interfaccia dell'elettrodo. In linea di principio, avranno una migliore qualità del segnale (rapporto segnale/rumore più elevato) in tutte le gamme di frequenza.

Esistono e si stanno sperimentando nuove combinazioni di metalli ed altri agenti che permettono di ottenere le massime prestazioni in ambito di conducibilità, flessibilità, adattabilità alle tecniche di fabbricazione dei circuiti. [21]

4.1.2 Inchiostri in carbonio

I materiali conduttivi a base di carbonio come il grafene, l'ossido di grafene (GO), l'ossido di grafene ridotto (rGO) e i nanotubi di carbonio (CNT) sono ampiamente utilizzati nell'elettronica grazie alle loro elevate proprietà elettriche. Di solito, questi materiali sono sospesi in solventi liquidi per formare inchiostri conduttivi, applicabili su una vasta gamma di substrati.

Il grafene è un materiale bidimensionale, costituito da un singolo strato di atomi di carbonio collegati in una struttura reticolare esagonale. Questo presenta un'ottima conducibilità elettrica, buone proprietà meccaniche, stabilità ambientale, biocompatibilità e potenziale di produzione a basso costo. Esfoliazione in fase liquida, esfoliazione chimica, deposizione chimica da vapore sono metodi ampiamente utilizzati per la produzione su larga scala di grafene.

Uno dei metodi commerciali più consolidati è l'esfoliazione chimica con l'applicazione di ultrasuoni. Questa tecnica comporta la separazione della grafite in minuscoli fiocchi in una soluzione acquosa, costituita da solventi organici e tensioattivi, e l'agitazione ultrasonica per fornire l'energia necessaria alla scissione dei legami del precursore del grafene.

La deposizione chimica da vapore (CVD) è anch'essa una tecnica molto consolidata e ampiamente utilizzata per la sintesi di nanostrutture a base di carbonio, come i nanotubi di carbonio. Il processo consiste nello scindere per riscaldamento gli atomi di carbonio di un gas precursore, generalmente un idrocarburo, e nel farli depositare su un substrato catalizzatore, dove interagiscono tra loro e si dispongono a formare i fogli di grafene.

Tuttavia, il grafene incontaminato è costoso e difficile da diluire a causa dell'assenza di qualsiasi gruppo funzionale e l'ossido di grafene (GO), seppur disperdibile in solventi, non è elettricamente conduttivo. Un'alternativa valida è l'ossido di grafene ridotto (rGO), che è molto utilizzato per la realizzazione di inchiostri adatti a diverse tecniche di stampa per l'elettronica flessibile.

Il nanotubo di carbonio (CNT) può essere considerato un allotropo del carbonio con struttura chimica di forma cilindrica. A grandi linee, i CNT possono essere a parete singola (SWCNT) o a parete multipla (MWCNT), nel caso in cui essi siano costituiti da, rispettivamente, uno o più fogli grafiteici coassiali. L'elevatissimo rapporto tra lunghezza e diametro (nell'ordine di 10^4) consente di considerarli come delle nanostrutture virtualmente monodimensionali e conferisce loro proprietà peculiari, tra cui una notevole conduttività elettrica, resistenza termica e

robustezza meccanica. I CNT vengono miscelati con soluzioni acquose di tensioattivi tramite onde ultrasoniche e, prelevandone solo la sospensione, vengono utilizzati per la realizzazione di inchiostri conduttivi. [13] [14] [15]

4.1.3 Inchiostri polimerici

I polimeri intrinsecamente conduttivi (ICP) possiedono le caratteristiche di flessibilità dei polimeri e le caratteristiche di conducibilità elettrica dei semiconduttori inorganici e, quindi, si dimostrano materiali molto versatili per la realizzazione di elettronica flessibile. I polimeri conduttori come il polietilene diossitiofene (PEDOT), la polianilina (PANI), il polipirrolo (PPy) presentano una conducibilità intrinseca di circa $10^{-9} - 10^{-3}$ S/cm e al drogaggio mostrano un aumento multiplo della conducibilità a $10^{-6} - 10^{-3}$ S/cm. Il drogaggio con ioni, ossidanti o riducenti, comporta la variazione di carica nella catena principale del polimero, bilanciata dalla formazione di contro-ioni per mantenere la neutralità delle molecole e dal cambiamento della loro morfologia. Tuttavia, la solubilità dei polimeri è scarsa e vengono aggiunti dei gruppi funzionali per renderli solubili in alcuni solventi. In questo modo, i polimeri conduttori risultano compatibili con la formulazione di inchiostro non corrosivo, economico, con conducibilità regolabile e facilità di sintesi.

Il polietilene diossitiofene (PEDOT) viene drogato con il polistirene solfonato (PSS), che ne favorisce la dispersione in acqua, per ottenere PEDOT:PSS. Questo presenta una buona lavorabilità e ottime caratteristiche elettriche e meccaniche con costi di fabbricazione estremamente bassi ed elevata stabilità, che lo rendono adatto ad applicazioni elettroniche flessibili.

La polianilina (PANI) è un altro polimero conduttore molto promettente, nonostante la sua scarsa stabilità ciclica e resistenza meccanica. L'aggiunta di nanografene (NGP), fogli di grafene dello spessore di un atomo, per la realizzazione del composito NGP/PANI, ne migliora la stabilità meccanica e la capacità conduttiva.

Il polipirrolo (PPy) presenta numerosi vantaggi, tra cui facile sintesi, solubilità in acqua, buona conducibilità elettrica, flessibilità e stabilità nella forma ossidata. Inoltre, attraverso una combinazione con altri materiali nanostrutturati, come il grafene e i CNT, la capacità di immagazzinamento della carica del risultante nanocomposito può essere significativamente migliorata. I suddetti vantaggi rendono il PPy un candidato promettente per fabbricare elettrodi flessibili, leggeri e ad alte prestazioni. [16] [17]

4.2 Materiali per il substrato

Il substrato su cui alloggia l'elettrodo è la principale fonte di flessibilità ed elasticità dei sensori indossabili e ne determina direttamente il livello di comfort e l'affidabilità a lungo termine. La scelta del materiale non dipende solo dal tipo di applicazione, dal fattore di resistenza meccanica, dalla facilità e dai costi di fabbricazione, ma anche dalle interazioni che si instaurano con l'elettrodo. Si deve tenere conto dell'affinità superficiale tra strati e della stabilità termica, fondamentale per evitare danneggiamenti dovuti alla fabbricazione. A questo scopo i materiali organici, come i polimeri, lavorati in forma di strato compatto, particolari tipi di carta e alcuni tessuti risultano essere molto efficienti come base per gli elettrodi. [12] [18] [21]

4.2.1 Polietilene tereftalato (PET)

Il polietilene tereftalato appartiene alla classe dei poliesteri, una categoria di polimeri che si ottiene tramite polimerizzazione per esterificazione tra un acido carbossilico e un alcol. In funzione del processo produttivo, il PET può esistere in forma amorfa (trasparente) o semicristallina (opaca), che lo rende adatto a diversi tipi di applicazioni. È un polimero termoplastico, estremamente facile da lavorare grazie alla temperatura di transizione vetrosa non eccessivamente elevata (intorno agli 80 °C), al di sotto della quale il materiale si comporta come un solido, e una temperatura di fusione attorno ai 250 °C. Ha un'eccellente resistenza meccanica, una buona stabilità dimensionale ed è fisiologicamente inerte. Il PET è però un materiale igroscopico, cioè in grado di assorbire acqua, e, se viene riscaldato in essa, è soggetto a degradazione idrolitica dei legami esterei.

4.2.2 Polidimetilsilossano (PDMS)

Il polidimetilsilossano è tra i più comuni polisilossani (siliconi), ovvero i polimeri organici con la catena centrale composta da silicio e ossigeno. Il polimero presenta una temperatura di transizione vetrosa molto bassa, intorno ai -130 °C.

Caratteristica fondamentale del PDMS è l'elevata resistenza meccanica, che, però, è fortemente influenzata dal tipo di materiale utilizzato per il rilevamento. Si è osservato, per esempio, che la combinazione grafene/PDMS presenta una bassa elasticità, a differenza di nanofili d'argento/PDMS con cui si può registrare una deformazione e recupero quasi totale del materiale.

Sebbene la natura chimicamente inerte del PDMS si dimostri un vantaggio per il substrato di un elettrodo a contatto diretto con il paziente, ostacola l'interazione con l'elemento attivo. Ciò richiede l'utilizzo di specifiche tecniche di modifica superficiale, come l'aggiunta di uno strato di silice, per raggiungere l'affinità adeguata tra i materiali del substrato e dell'elettrodo. [19] [20]

4.2.3 Poliimmide (PI)

Il poliimmide è un polimero termoindurente contenente gruppi immidici, costituiti da due gruppi acilici legati all'azoto. Questi rendono il PI parte delle materie plastiche ad alte prestazioni meccaniche e termiche. Esso, infatti, oltre ad un'elevata resistenza alla trazione e alla flessione, mantiene le proprie caratteristiche chimiche e fisiche costanti a temperature criogeniche fino a -270 °C e a temperature elevate fino a 300 °C.

4.2.4 Carta

La carta è un materiale molto promettente per la realizzazione di elettronica flessibile a causa della sua ampia disponibilità, basso costo, leggerezza, compatibilità ambientale, riciclabilità e flessibilità. Le proprietà meccaniche della carta possono essere facilmente regolate in base alla lunghezza, al diametro e alla natura fisica e chimica delle fibre di cellulosa utilizzate per la produzione. Per utilizzarla come substrato di elettrodi, la carta necessita di pretrattamenti che portano alla riduzione sia del peso che dello spessore, a causa della rimozione di cariche minerali e agenti sbiancanti fluorescenti, e ad una struttura più porosa che è vantaggiosa per il trasporto di carica agli elettrodi.

4.3 Tecniche di stampa

La produzione di sensori indossabili spesso consiste di più processi e può comportare molte tecniche diverse. Le strategie di fabbricazione maggiormente adottate per la combinazione di substrati ed elementi di rilevamento si basano sul trasferimento dello schema circuitale tramite svariate tecniche di stampa. In base ai limiti dei materiali utilizzati si sceglie il processo più adeguato. [13] [14] [16] [22]

4.3.1 Litografia a nanoimpronta (NIL)

La litografia a nanoimpronta (NIL) è una tecnica di *nanopatterning* che fornisce alta efficienza, alta risoluzione e una vasta area di applicazione. Il processo coinvolge un timbro, o un modello,

premuto contro uno strato di materiale deformabile, anche detto “*resist*”, depositato sul substrato per creare il motivo desiderato. A seconda della fonte di energia utilizzata nel processo, si parla di NIL termica, ad ultravioletti ed elettrica.

Nella NIL termica il *resist* viene trattato con il calore per renderlo deformabile e viene depositato su un substrato. Successivamente viene applicata una grande forza di pressione allo stampo, nell’ordine delle decine di MPa, per spingere il *resist* fuso altamente viscoso a riempire il modello. Dopo il raffreddamento dei materiali, lo stampo viene rimosso.

Nella NIL ad UV, illustrata in Figura 4.1.a, per evitare gli inconvenienti indotti dal riscaldamento e raffreddamento del materiale e dall’elevata pressione applicate al substrato, i materiali vengono lavorati a temperatura ambiente. Viene applicata una leggera pressione sullo stampo per garantire che il materiale si adatti perfettamente al modello. Come *resist* viene utilizzato un materiale poco viscoso che può essere opportunamente solidificato con l’irradiazione UV, garantita dall’utilizzo di uno stampo trasparente.

La NIL elettrica è stata proposta e studiata negli ultimi anni per migliorare sempre di più le tecniche di riempimento del modello senza danneggiamento dei materiali e della strumentazione dovuto alle alte pressioni utilizzate. In questo processo viene utilizzato un *resist* di materiale dielettrico, uno stampo conduttore e un campo elettrico che li attraversa. La forza indotta da quest’ultimo riesce a guidare efficacemente il materiale a riempire uniformemente le nanocavità del modello, riducendo al minimo i difetti di stampa. [23] [24]

4.3.2 Serigrafia

La serigrafia, nota anche come *Screen-Printing* e illustrata in Figura 4.1.b, è una tecnica di stampa veloce ed economica molto utilizzata nella produzione di massa. Il processo si basa sull’utilizzo di una sorta di telaio a maglie su cui viene posizionato uno *stencil*, che chiude i fori della rete ad eccezione dell’area del motivo desiderato. L’inchiostro viene versato, con la pressione di una lama viene forzato attraverso le sezioni lasciate libere e si deposita sul substrato sottostante.

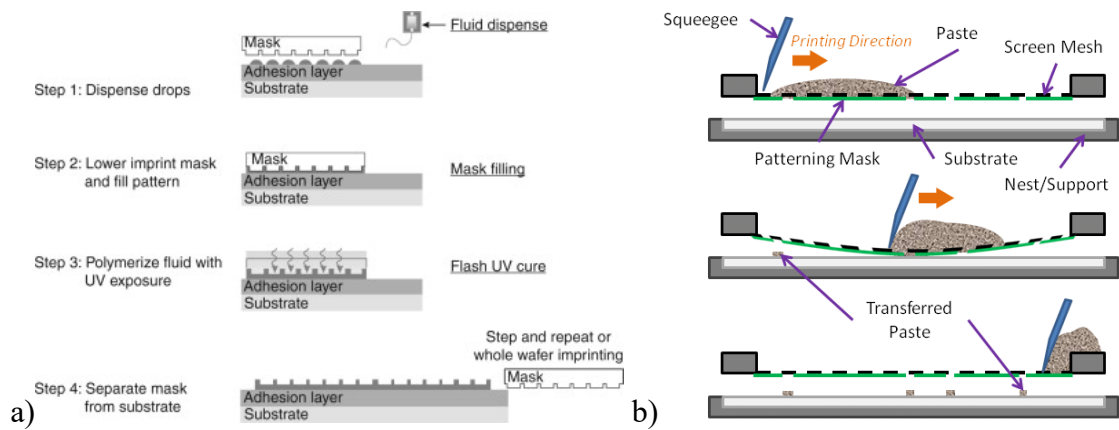


Figura 4.1 – Processi schematizzati della tecnica (a) di litografia a nanoimpronta (NIL) ad UV e (b) di serigrafia

4.3.3 Stampa rotocalco

La stampa rotocalco, illustrata in Figura 4.2, è una promettente e complessa tecnica che richiede l'utilizzo di almeno due cilindri tra cui scorre la superficie di stampa. Su uno dei due viene inciso il motivo da riprodurre e viene fatto ruotare in una vasca riempita di inchiostro, in modo che le aree incise lo immagazzinino. Una lama flessibile, detta “racla”, scorrendo sul profilo del rullo, rimuove l'inchiostro in eccesso ed il restante viene subito impresso sul substrato.

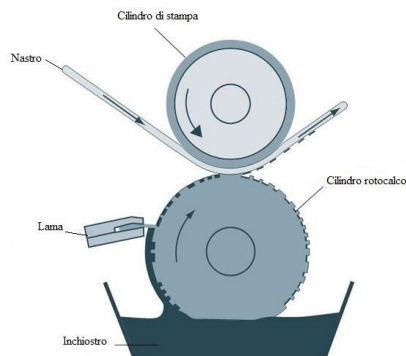


Figura 4.2 – Processo schematizzato di stampa rotocalco

4.3.4 Stampa a getto di inchiostro

La stampa a getto di inchiostro, nota anche come *Inkjet Printing* e illustrata in Figura 4.3.a, è una tecnica di stampa non a contatto che presenta numerosi vantaggi legati alla velocità di stampa, al basso costo, all'ampia gamma di materiali utilizzabili, alla compatibilità con molti substrati, al funzionamento a bassa temperatura e al basso spreco di materiale. La strumentazione è costituita da un serbatoio di inchiostro e dalla testina di stampa con un ugello miniaturizzato da cui i materiali vengono espulsi in gocce micrometriche seguendo due diverse modalità: a getto continuo (CIJ) e *Drop-on-Demand* (DoD). Nella prima le gocce vengono

prodotte in modo continuo e con una certa frequenza, nella seconda vengono generate su richiesta tramite un segnale digitale di ingresso.

4.3.5 Aerosol Jet Printing

L'*Aerosol Jet Printing*, illustrata in Figura 4.3.b, è una tecnica di stampa non a contatto che permette di utilizzare un'ampia varietà di materiali e di produrre modelli ad alta risoluzione. Il processo richiede la nebulizzazione dell'inchiostro in gocce di dimensioni micrometriche come risultato dell'atomizzazione pneumatica o ultrasonica. Nella prima si utilizza un flusso di gas inerte ad alta pressione, nella seconda di utilizzano onde di pressione ad alta frequenza. Le gocce di inchiostro vengono trasportate verso la testina di stampa ed espulse sul substrato tramite un flusso di gas.

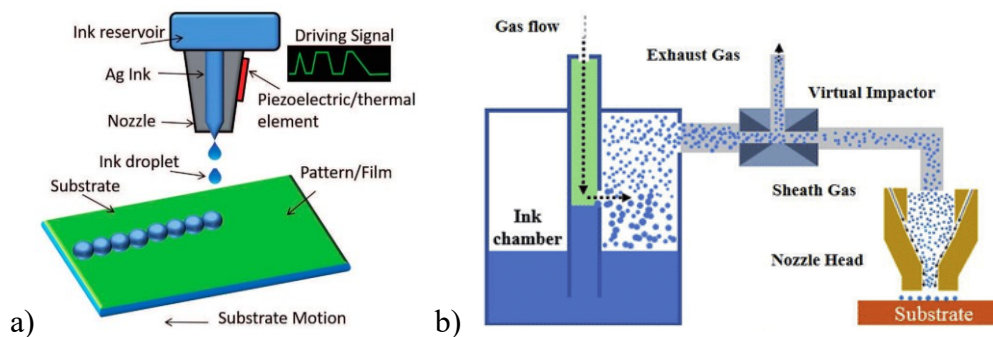


Figura 4.3 – Processi schematizzati di (a) Inkjet Printing e (b) Aerosol Jet Printing con atomizzazione pneumatica

4.3.6 Stampa 3D

La stampa 3D, illustrata Figura 4.4, è un processo di stampa additiva e non a contatto emergente che costruisce il modello in una deposizione di materiale “strato per strato” seguendo un modello realizzato al computer. Il punto di forza di questa tecnica è la capacità di produrre qualsiasi geometria che consenta di fabbricare strutture complesse controllando con precisione le dimensioni e le caratteristiche.

Il materiale di stampa viene estruso da un ugello, per favorire la formazione di un filamento. Questo segue le coordinate indicate dal software di controllo della stampante che vengono aggiornate strato dopo strato fino a quando il motivo non è completamente sviluppato.

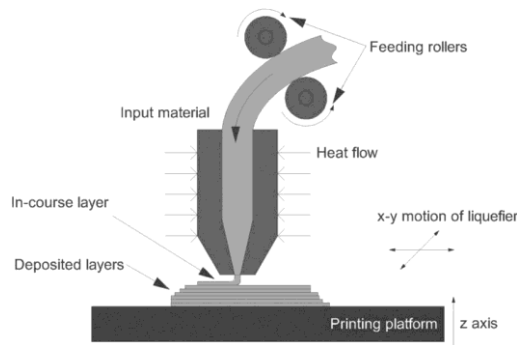


Figura 4.4 - Processo schematizzato della tecnica di stampa 3D

4.4 Tecniche di rivestimento dei fili

Il tessile elettronico o anche “*e-textile*” è un’innovazione tecnologica in evoluzione nel campo dell’elettronica indossabile. Questo può essere sviluppato applicando un componente conduttivo su una superficie di tessuto standard, come cotone, nylon o poliestere, utilizzando le stesse tecniche viste per gli elettrodi su substrato polimerico, o producendo direttamente un tessuto tramite la filatura di fibre conduttive.

La conduttività elettrica può essere ottenuta rivestendo fibre di tessuto convenzionale con materiali conduttori, come polimeri intrinsecamente conduttivi, metalli e materiali a base di carbonio, utilizzando diverse tecniche di rivestimento, come la deposizione elettrolitica e chimica, il rivestimento per immersione e la deposizione chimica da vapore (CVD). [25]

4.4.1 Deposizione elettrolitica e chimica

Le deposizioni elettrolitica e chimica sono processi di aggiunta di uno strato di componenti metallici sulla superficie dei materiali tessili. Prima della deposizione, devono essere rimosse le impurità dal substrato così da permettere un’adesione efficace delle particelle metalliche su di esso.

Nella deposizione elettrolitica, illustrata in Figura 4.5.a, il substrato e una piastra del metallo da depositare vengono immersi in una soluzione acquosa contenente il sale del metallo stesso. Tra di essi viene applicata una differenza di potenziale che genera il passaggio di corrente elettrica e che permette di far depositare le particelle metalliche sul tessuto. Per garantire il passaggio di corrente, il substrato da ricoprire deve essere conduttivo. I tessuti convenzionali non lo sono, pertanto, a meno che non siano stati preventivamente trattati a tale scopo, non è possibile utilizzare questa tecnica su di essi.

La deposizione chimica, illustrata in Figura 4.5.b, è un processo che non richiede l'utilizzo di corrente elettrica per creare rivestimenti metallici, ma sfrutta una reazione autocatalitica. Il tessuto da rivestire viene privato dei componenti superflui e delle impurità con detergenti chimici in grado di rimuovere oli e altri elementi corrosivi. Nella soluzione acquosa, in cui viene immersa la superficie da rivestire, vengono aggiunte sostanze antiossidanti e agenti riducenti, da cui vengono rilasciati elettroni, che permettono la riduzione a metallo elementare di un catione metallico. Al termine del processo, il tessuto verrà ripulito dagli eccessi di prodotto depositato. [26]

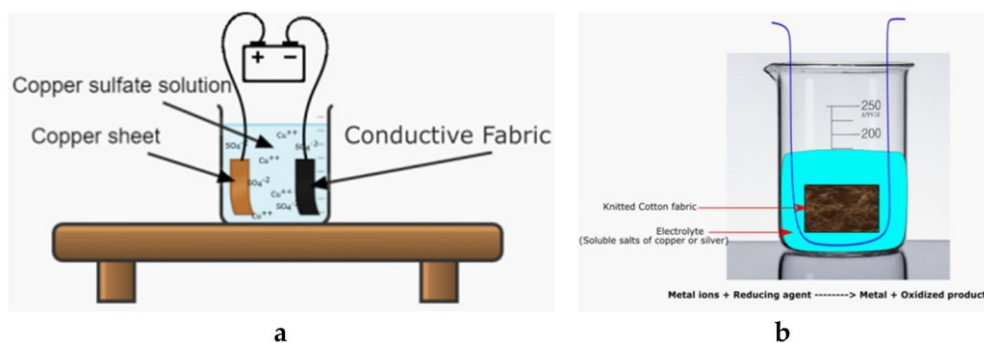


Figura 4.5 – Schematizzazione di una fase della deposizione (a) elettrolitica e (b) chimica

4.4.2 Immersione

Il rivestimento per immersione è uno dei metodi più semplici per rivestire filati. Il processo può essere continuo o discontinuo. Nel primo caso illustrato in Figura 4.6.a, un tessuto o una singola fibra viene fatta passare prima nella soluzione conduttiva e poi attraverso un'unità di asciugatura. Mentre nel secondo caso illustrato in Figura 4.6.b, il tessuto viene immerso per un certo tempo in una soluzione contenente componenti conduttivi e altri ausiliari. Dopo l'applicazione, il materiale in eccesso viene rimosso e viene eseguita una fase di asciugatura, o di indurimento, per far evaporare il solvente e fissare le particelle conduttive sulle superfici delle fibre. Per realizzare un rivestimento stabile, le proprietà superficiali del tessuto come la bagnabilità e l'idrofilia sono importanti. Occorre inoltre prestare attenzione a limitare le temperature di asciugatura o polimerizzazione per evitare potenziali danni al tessuto. Le migliori prestazioni per questo tipo di rivestimento sono state registrate nel cotone, che, con il suo carattere idrofilo, garantisce un grande assorbimento di materiale conduttivo, come soluzioni di polipirrolo e PEDOT:PSS. [26]

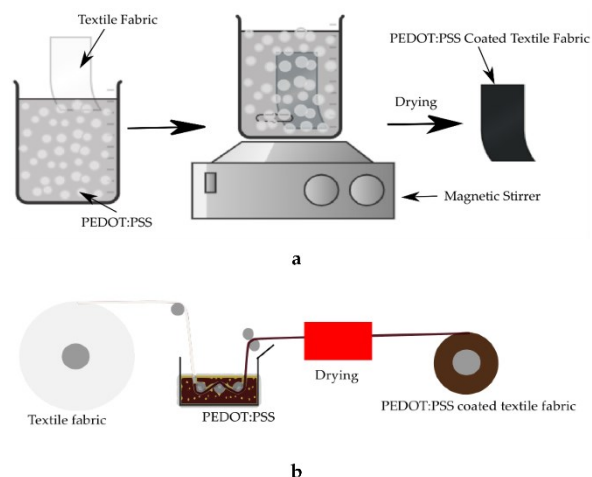


Figura 4.6 - Processo schematico di rivestimento ad immersione (a) discontinuo e (b) continuo

4.4.3 Deposizione chimica da vapore (CVD)

La deposizione chimica da vapore (CVD), illustrata in Figura 4.7, è una tecnica di rivestimento applicabile ad una vasta gamma di materiali e permette di ottenere un rivestimento a partire da materiali di vario tipo, come metalli, allotropi del carbonio e materiali polimerici. Un precursore molecolare della natura desiderata viene trasportato in ambiente sottovuoto in forma di vapore mediante l'uso di gas, come l'ossigeno, argon, idrogeno o azoto, e viene fatto condensare sulla superficie del substrato creando il rivestimento voluto. Utilizzando poi lo stesso getto di gas o un apposito solvente vengono rimosse le molecole non reagite e qualsiasi altro residuo. [26]

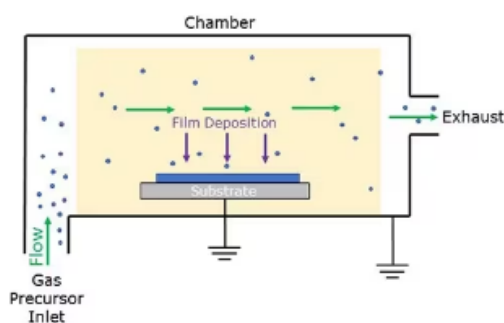


Figura 4.7 – Processo schematico della deposizione chimica da vapore

4.5 Tecniche di filatura

Fibre conduttive, filati e fili metallici possono essere integrati in o su una struttura tessile mediante tecniche di tessitura, lavorazione a maglia e ricamo. Le proprietà elettriche e meccaniche del tessuto potrebbero variare in modo significativo rispetto al materiale conduttivo utilizzato e a come questo viene posizionato, alla struttura e alla densità dei tessuti conduttivi.

4.5.1 Tessitura

La tessitura permette di inserire più facilmente gli elementi attivi durante la fabbricazione del tessuto. Essa, infatti, utilizza tipicamente uno schema ripetuto a due fili separati e perpendicolari tra loro, l'ordito verticale, che è l'insieme dei fili paralleli stesi sul telaio, e la trama orizzontale, che è un unico filo che percorre trasversalmente, da una parte all'altra, l'ordito, come illustrato in Figura 4.8. In questo modo i fili conduttivi possono essere interamente o parzialmente integrati nel tessuto come ordito o trama oppure possono essere inseriti insieme ai fili convenzionali non conduttivi. I tessuti realizzati con questa tecnica non sono intrinsecamente estensibili e molto deformabili, perciò presentano proprietà elettriche più uniformi e coerenti. L'elevata densità del filato contribuisce ulteriormente al miglioramento di queste. Inoltre, in alcuni modelli di tessitura possono essere inseriti anche filati elastici per contrastare la ridotta deformabilità. [26]

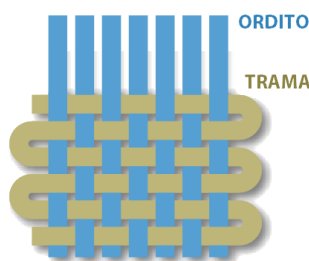


Figura 4.8 - Tessuto realizzato per intreccio di ordito e trama

4.5.2 Maglia

A differenza della tessitura, per costruire un tessuto a maglia è sufficiente un solo filo intrecciato su sé stesso, come illustrato in Figura 4.9, formando un gruppo di maglie disposte orizzontalmente, definite "rango", e un gruppo di maglie disposte verticalmente, definite "colonna". Questo tipo di tecnica è ideale per la fabbricazione di elettrodi conduttivi estensibili, la cui affidabilità dipende fortemente dalla deformabilità del materiale utilizzato per la realizzazione del filo. Inoltre, lo stiramento del tessuto può comportare una maggiore conduttività di contatto, ma al contempo causa la variazione dell'impedenza dovuta alla deformazione della forma della maglia. [26]

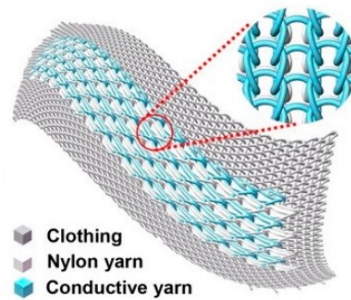


Figura 4.9 - Tessuto realizzato a maglia con fibra conduttiva integrata

4.5.3 Ricamo

Il ricamo permette di applicare, tramite un ago, uno o più fili continui conduttivi su un tessuto finito o su altri tipi di substrato. Questa tecnica offre la possibilità di progettare e realizzare una grande varietà di forme, a mano o utilizzando una macchina da ricamo, ed è un'alternativa conveniente per le rifiniture di tessuti conduttivi. È uno dei primi metodi impiegati per la realizzazione di sistemi *e-textile* e, ancora oggi, risulta garantire una migliore qualità del segnale. Questo perché il modo in cui il filo viene strettamente intrecciato crea una struttura in rilievo (Figura 4.10) che fornisce un buon contatto con la pelle e che risulta meno incline a scivolare sulla superficie durante i movimenti. [26]



Figura 4.10 – Elettrodo ricamato a macchina

5. TECNICHE DI MISURA

I tradizionali sistemi clinici per l'acquisizione dei biopotenziali utilizzano elettrodi, prevalentemente in Ag/AgCl, con gel conduttivo umido, ampiamente accettati per uso medico e di ricerca. Il gel elettrolitico serve a limitare l'impedenza e gli artefatti dati dall'interfaccia pelle-elettrodo, facilitando la conduzione delle correnti ioniche causate dai biopotenziali e garantendo segnali di alta qualità.

Tuttavia, gli elettrodi *wet* presentano delle limitazioni legate alle irritazioni cutanee che possono causare per rilevazioni a lungo termine, agli artefatti dovuti all'essiccazione del gel e all'attenta preparazione che necessita la pelle prima dell'applicazione.

Per superare le limitazioni dell'elettrodo bagnato e dare la possibilità di effettuare misure per lunghi intervalli di tempo e in condizioni non statiche del paziente, si stanno studiando metodi alternativi basati sull'utilizzo di elettrodi asciutti con e senza contatto diretto con la pelle. Il loro maggior limite è dato dall'interfaccia pelle-elettrodo e dal movimento relativo degli elettrodi rispetto al corpo e, quindi, dall'attrito che si genera contro la superficie cutanea.

5.1 Interfaccia pelle-elettrodo

La pelle umana è formata da diversi strati, ciascuno con diverse proprietà elettriche. La sua struttura può essere categorizzata in derma (lo strato più profondo e a contatto con l'ipoderma) e in epidermide (lo strato più superficiale). La zona dell'epidermide più esterna è chiamata *stratum corneum* ed è formata principalmente da cellule epiteliali morte. Questo strato è poco conduttivo, poiché ostacola il passaggio degli ioni, e conferisce un'alta impedenza elettrica alla pelle.

Avere uno schema esatto dell'accoppiamento elettrico tra la pelle e il sistema di misura e il suo effetto sul rumore è generalmente complesso, a causa dell'elevata variabilità delle caratteristiche della pelle, riguardanti spessore e idratazione.

Il circuito elettrico che la descrive meglio è un modello a perdita faradica, consistente in un resistore in serie al parallelo fra un secondo resistore e un condensatore (Figura 5.1). Il contatto tra l'elettrodo e l'epidermide può essere considerato come un parallelo fra un resistore e un condensatore, e varia molto in funzione del materiale con cui è costruito l'elettrodo, l'area superficiale a contatto con la pelle, il trattamento della cute e la presenza o meno di gel conduttivo.

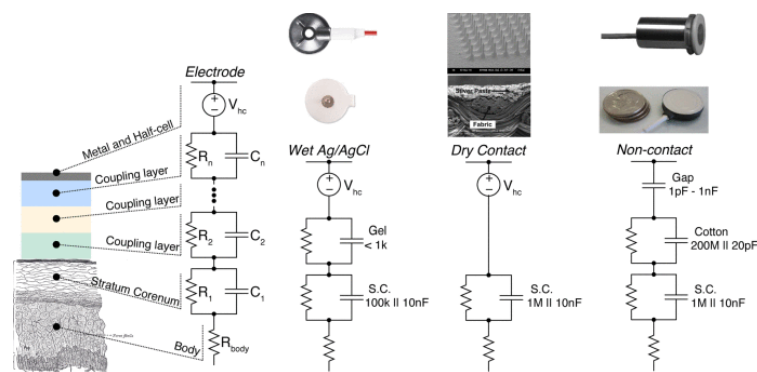


Figura 5.1 - Accoppiamento elettrico dell'interfaccia pelle-elettrodo per varie topologie di elettrodi, tra cui Ag/AgCl a base di gel a contatto umido, piastra metallica a contatto secco, piastre metalliche con accoppiamento senza contatto attraverso capelli o indumenti come il cotone.

Prima dell'acquisizione, la pelle può essere trattata per ridurre l'impedenza e migliorare il contatto con l'elettrodo, solitamente strofinandola con alcool etilico oppure abradendola con della pasta conduttiva. Quest'ultimo metodo risulta essere il più efficace, anche se richiede una preparazione preliminare più lunga.

Un altro accorgimento che può essere adottato è l'utilizzo di un amplificatore di tensione con impedenza di ingresso molto alta, così che il segnale possa essere acquisito totalmente senza perdite dovute all'interfaccia pelle-elettrodo.

5.2 Elettrodi resistivi

Gli elettrodi resistivi sono "asciutti" e, a differenza di quelli "bagnati", sono progettati per funzionare senza l'utilizzo di un gel elettrolitico specifico. Ciò porta alla presenza inevitabile di vuoti d'aria tra la pelle e l'elettrodo, che ne compromettono le funzionalità.

L'obiettivo primario per la realizzazione di elettrodi è quello di raggiungere alti livelli di conducibilità e stabilità del segnale, mantenendo al minimo l'impedenza di contatto e il rumore. Tutto ciò deve essere garantito senza minare le caratteristiche fondamentali dei sensori indossabili, quali la flessibilità ed estensibilità, la biocompatibilità e la traspirabilità. Per tenere sotto controllo tutti questi aspetti si deve trovare la giusta combinazione tra materiali degli elettrodi e del substrato, la loro geometria e il loro posizionamento sul corpo.

Questo tipo di elettrodi non include la presenza di uno strato adesivo per favorire il contatto stretto e stabile con la pelle. L'aggiunta di questo avrebbe come vantaggio la possibilità di

collocarli in modo stabile nelle posizioni cliniche appropriate per l'uso continuo, ma andrebbe a svantaggio del comfort.

Dunque, i movimenti del paziente, anche quelli minimi legati alle normali attività fisiologiche, come la respirazione, provocherebbero lo spostamento degli elettrodi rispetto alla pelle. Per limitare questo problema, gli elettrodi indossabili e asciutti vengono realizzati in modo tale da aderire efficacemente alla superficie cutanea secondo due differenti modalità: a contatto adesivo o a contatto conforme.

Gli elettrodi a contatto adesivo secco presentano una particolare microstruttura che garantisce l'adesione alle superfici. Essi possono essere costituiti da microsetole idrofobiche (Figura 5.2.a) e con una elevata densità superficiale che permettono lo sviluppo di forze di van der Waals con le superfici.

Gli elettrodi a contatto adesivo sensibile alla pressione (PSA) sono realizzati in materiale autoadesivo che aumenta le sue prestazioni all'aumentare della forza applicata. I materiali polimerici sono un tipo di PSA che utilizza la dissipazione dell'energia viscoelastica del materiale per creare adesione alla pelle.

Gli elettrodi a contatto conforme sono realizzati in modo tale da seguire l'andamento della superficie cutanea (Figura 5.2.b), massimizzando l'area di contatto, migliorando la qualità del segnale e riducendo l'impedenza. Alcuni richiedono la modifica delle caratteristiche del materiale, come il modulo di Young e la rigidità flessionale, altri la modifica della struttura, come la riduzione dello spessore.

Nel caso di elettrodi in tessuto, questi possono essere mantenuti nella loro posizione tramite l'applicazione di una pressione costante data da fasce in tessuto o indumenti contenitivi.

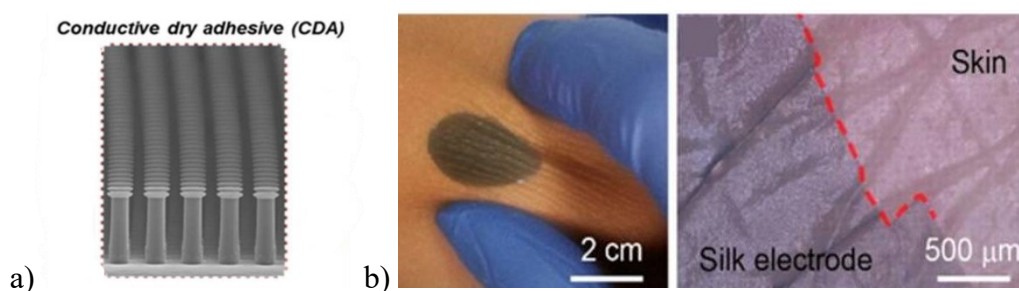


Figura 5.2 – Elettrodo a contatto (a) adesivo secco e (b) conforme a base di seta

Altro fattore da tenere in considerazione per ridurre l'impedenza di contatto è il livello di idratazione o umidità della pelle. Si è osservato che l'impedenza elettrodo-cute tende a diminuire gradualmente dopo l'applicazione a causa dello sviluppo della sudorazione. Il sudore,

essendo ricco di elettroliti come il sodio e il cloro, favorisce il passaggio della corrente ionica dalla pelle all'elettrodo con prestazioni simili a quelle di un gel conduttivo. Dunque, gli artefatti da movimento, inizialmente elevati, diminuiscono raggiungendo livelli paragonabili o anche inferiori a quelli degli elettrodi pregelificati.

Nonostante ciò, l'accumulo di uno spesso strato di sudore al di sotto dell'elettrodo ha numerose conseguenze negative, tra cui la degradazione e la tossicità causate dalle reazioni che avvengono tra il metallo e il sudore, la riduzione dell'adesione del sensore alla pelle e, quindi, l'aumento degli artefatti da movimento, e la riduzione della stabilità del segnale a lungo termine.

Per ovviare a questo problema, gli studi si stanno concentrando sulla traspirabilità degli elettrodi e sul loro tasso di trasmissione del vapore acqueo (WVTR), che misura la quantità di vapore acqueo che riesce a permeare un determinato materiale in uno specifico intervallo di tempo. Si possono utilizzare substrati intrinsecamente traspiranti, come nel caso dei tessuti, oppure resi tali creando dei pori di dimensione micrometrica (Figura 5.3.a). Un'alternativa è l'utilizzo di sensori privi di substrato, che consistono nell'importazione dell'elettronica direttamente sulla pelle del paziente in modo sicuro e non invasivo (Figura 5.3.b). [30]

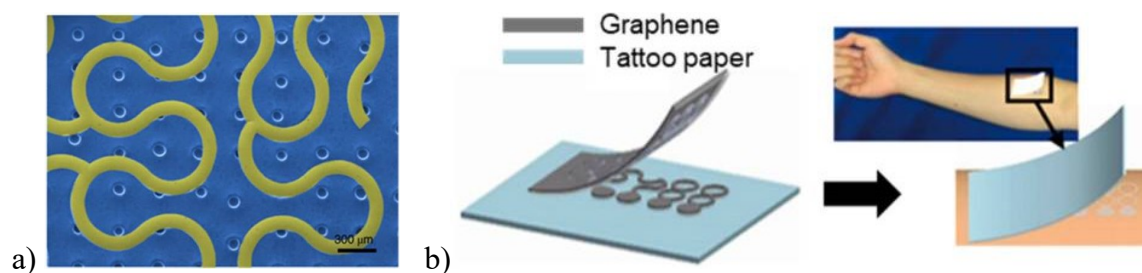


Figura 5.3 – (a) Elettrodo traspirante con substrato microforato. (b) Elettrodo cutaneo di grafene importato sulla pelle tramite carta per tatuaggi.

5.3 Elettrodi capacitivi

Sia gli elettrodi bagnati che quelli asciutti richiedono il contatto fisico diretto con la pelle per garantire il loro corretto funzionamento. Gli elettrodi capacitivi o “senza contatto”, possono rilevare i segnali anche in condizioni di impedenza molto elevata dovuta ad uno spazio esplicito tra il sensore e il corpo. La pelle e l'elettrodo possono essere considerati i lati di un condensatore e i segnali bioelettrici vengono trasmessi attraverso lo strato isolante che li separa, che può essere fornito dall'aria, dai capelli, dai vestiti o da altri materiali adottati nella realizzazione del sensore stesso.

L'interfaccia di questa strumentazione potrebbe essere espressa da una connessione in serie di condensatori e del parallelo tra la resistenza e la capacità dell'epidermide e del derma (Figura 5.1). Nella maggior parte dei casi, la capacità data dallo strato dielettrico è quella che domina l'impedenza di interfaccia.

Analogamente a quanto detto per gli elettrodi asciutti con contatto, la maggiore limitazione all'utilizzo di questi elettrodi è data dagli artefatti da movimento, causati principalmente dalla triboelettricità dovuta allo strofinio dell'elettrodo con lo strato isolante. Questi sono inizialmente molto elevati, ma, grazie all'umidità generata dalla pelle e all'utilizzo di strutture flessibili per mantenerli in loco, diminuiscono gradualmente nel tempo fino a un livello inferiore a quello degli elettrodi bagnati. Inoltre, nel caso di piccoli movimenti, approssimabili come processi lineari, alcuni studi hanno cercato di rimuovere il rumore dal segnale utilizzando filtri adattivi o amplificatori a guadagno variabile. [6] [27] [28] [29]

6. CONCLUSIONI

Le continue innovazioni in campo biomedico, spinte dall'evoluzione della tecnologia e dalla parallela volontà di rendere più accessibili i dispositivi di monitoraggio e telediagnosi, hanno portato a notevoli sviluppi nella produzione di strumentazioni per il monitoraggio continuo ed onnipresente del benessere dell'individuo.

L'obiettivo è quello di introdurre per uso clinico nuovi dispositivi che rispettino le esigenze dei pazienti, che siano più confortevoli delle tecniche tradizionali attuali, ma che garantiscano una qualità diagnostica al pari di queste, che abbiano un costo contenuto e che sfruttino la tecnologia wireless per la comunicazione dei dati e di situazioni di allarme al personale medico o autorizzato, in modo rapido ed efficiente, limitando la presenza di cavi ingombranti e potenzialmente pericolosi.

Affinché queste strumentazioni possano essere utilizzate in modo sicuro e corretto non solo in ambito di ricerca, si devono affrontare e superare dei limiti che, ovviamente, si sono palesati nelle numerose sperimentazioni eseguite negli anni.

Innanzitutto, la realizzazione dei singoli sensori flessibili e dell'intera struttura di rilevamento indossabile richiede la collaborazione di più discipline scientifiche, tra cui la scienza dei materiali, delle nanotecnologie e dell'elettronica, per l'individuazione delle migliori combinazioni di materiali per l'elettrodo e per il suo substrato e dei processi di fabbricazione più appropriati ad essi. Utilizzando tecniche innovative e, per certi aspetti, complesse, si deve tenere in considerazione anche il costo che esse hanno per il loro sviluppo e la loro successiva applicazione e diffusione su larga scala.

La non uniformità dell'impedenza data dall'interfaccia pelle-elettrodo è un limite importante, poiché è la causa principale della notevole distorsione che i segnali acquisiti con questa strumentazione subiscono. Il suo valore varia in diversi punti del corpo e in diversi momenti, rendendo così difficile individuare un valore di riferimento.

A questo problema si aggiunge quello degli artefatti da movimento, risultanti dalla difficoltà di mantenere gli elettrodi nelle loro posizioni a seguito dei movimenti del paziente. Questo ostacolo si manifesta soprattutto quando si parla di sensori asciutti e senza contatto e, sebbene si utilizzino tessuti di trazione di dimensione appropriata, non può essere completamente eliminato.

La necessità di elaborare e trasmettere dati tramite l'utilizzo di dispositivi elettronici comporta la necessità di sviluppare delle tecniche che mantengano contenuti i consumi energetici, così da ovviare alla durata limitata delle batterie.

Un altro aspetto importante di tutte le tecnologie indossabili è la comunicazione sicura dei segnali dal sensore al dispositivo personale e da quest'ultimo al server generale, che deve essere eseguita secondo i protocolli e le normative vigenti per il rispetto della privacy.

Bibliografia

- [1] Taglietti, V., Barbuti, A. F., Dal Monte, M., De Stefano, M. E., Goglia, F., & Marino, M. (2019) *Fondamenti di Fisiologia generale e integrata*.
- [2] Teplan, M. (2002) *Fundamentals of EEG measurement*.
- [3] Kaplan Berkaya, S., Uysal, A.K., Gunal, E.S., Ergin, S., Gunal, S., & Gulmezoglu, M.B. (2018). *A survey on ECG analysis*. Turkiye
- [4] Raez, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*. Malaysia: Multimedia University
- [5] Campanini, I., Merlo, A., Disselhorst-Klug, C., Mesin, L., Muceli, S., & Merletti, R. (2022). *Fundamental Concepts of Bipolar and High-Density Surface EMG Understanding and Teaching for Clinical, Occupational, and Sport Applications: Origin, Detection, and Main Errors*.
- [6] Chi, Y. M., Jung, T. P., & Cauwenberghs, G. (2010). *Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review*.
- [7] Srinivasa, M. G., & Pandian, P. S. (2017). *Dry electrodes for bio-potential measurement in wearable systems*.
- [8] Movassaghi, S., Abolhasan, M., Lipman, J., Smith, D., & Jamalipour, A. (2014). *Wireless Body Area Networks: A Survey*.
- [9] Otto, C. A., Jovanov, E., & Milenkovic, A. (2006). *A WBAN-based System for Health Monitoring at Home*.
- [10] Paradiso, R., Loriga, G., Taccini, N., Gemignani, A., & Ghelarducci, B. (2005). *WEALTHY – a wearable healthcare system: new frontier on e-textile*.
- [11] Xue, Q., Sun, J., Huang, Y., Zhu, M., Pei, Z., Li, H. et al. (2017). *Recent Progress on Flexible and Wearable Supercapacitors*.
- [12] Wang, D., Zhang, Y., Lu, X., Ma, Z., Xie, C., & Zheng, Z., (2018). *Chemical formation of soft metal electrodes for flexible and wearable electronics*. China
- [13] Tran, T. S., Dutta, N. K., & Choudhury, N. R. (2018). *Graphene inks for printed flexible electronics: Graphene dispersions, ink formulations, printing techniques and applications*.

- [14] Khair, N., Islam, R., & Shahariar, H. (2019). *Carbon-based electronic textiles: materials, fabrication processes and applications*.
- [15] Gooding, J. J. (2005). *Nanostructuring electrodes with carbon nanotubes: A review on electrochemistry and applications for sensing*.
- [16] Weng, B., Shepherd, R. L., Crowley, K., Killard, A. J., & Wallace, G. G. (2010). *Printing conducting polymers*.
- [17] Huang, Y., Li, H., Wang, Z., Zhu, M., Pei, Z., Xue, Q., et al. (2016). *Nanostructured Polypyrrole as a flexible electrode material of supercapacitor*.
- [18] Liu, Y., Wang, H., Zhao, W., Zhang, M., Qin, H., & Xie, Y. (2018). *Flexible, Stretchable Sensors for Wearable Health Monitoring: Sensing Mechanisms, Materials, Fabrication Strategies and Features*.
- [19] Cheng, X., Bao, C., Wang, X., Zhang, F., & Dong, W. (2019). *Soft surface electrode based on PDMS-CB conductive polymer for electrocardiogram recordings*.
- [20] Chen, J., Zheng, J., Gao, Q., Zhang, J., Zhang, J., Omisore, O. M. et al. (2018). *Polydimethylsiloxane (PDMS)-Based Flexible Resistive Strain Sensors for Wearable Applications*.
- [21] Suresh, R. R., Lakshmanakumar, M., Arockia Jayalatha, J. B. B., Rajan, K. S., Sethuraman, S., Krishnan, U. M., et al. (2021). *Fabrication of screen-printed electrodes: opportunities and challenges*.
- [22] Hasan, M. M., & Hossain, M. M. (2021). *Nanomaterials-patterned flexible electrodes for wearable health monitoring: a review*.
- [23] Shao, J. Y., Chen, X. L., Li, X. M., Tian, H. M., Wang, C. M., & Lu, B. H. (2019). *Nanoimprint lithography for the manufacturing of flexible electronics*.
- [24] Ressler, L., Palleau, E., & Behar, S. (2012). *Electrical nano-imprint lithography*.
- [25] Chatterjee, K., Tabor, J., & Ghosh, T. K. (2019). *Electrically Conductive Coatings for Fiber-Based E-Textiles*.
- [26] Tseghai, G. B., Malengier, B., Fante, K. A., Nigusse, A. B., & Van Langenhove, L. (2020). *Integration of Conductive Materials with Textile Structures, an Overview*.

- [27] Lim, Y. G., Lee, J. S., Lee, S. M., Lee, H. J., & Park, K. S. (2014). *Capacitive Measurement of ECG for Ubiquitous Healthcare*.
- [28] Ullah, H., Wahab, M. A., Will, G., Karim, M. R., Pan, T., Gao, M., et al. (2022). *Recent Advances in Stretchable and Wearable Capacitive Electrophysiological Sensors for Long-Term Health Monitoring*.
- [29] Acar, G., Ozturk, O., Golparvar, A. J., Elboshra, T. A., Bohringer, K., & Yapici, M. K. (2019). *Wearable and Flexible Textile Electrodes for Biopotential Signal Monitoring: A review*.
- [30] Kim, H., Kim, E., Choi, C., & Yeo, W.H. (2022). *Advances in Soft and Dry Electrodes for Wearable Health Monitoring Devices*.