

UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE



FACOLTÀ DI INGEGNERIA

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE E SCIENZE MATEMATICHE

TESI DI LAUREA SPERIMENTALE IN

**PROTOTIPAZIONE E TESTING DI UN SISTEMA DI ELETTRODI
WEARABLE PER LA REGISTRAZIONE ECG MEDIANTE DISPOSITIVO
PORTATILE**

**PROTOTYPING AND TESTING OF A WEARABLE ELECTRODE SYSTEM
FOR ECG RECORDING VIA PORTABLE DEVICE**

RELATORE:

Prof. Lorenzo Scalise

CORRELATORE:

Ing. Luca Antognoli

CANDIDATO:

Michele Szymanski

ANNO ACCADEMICO 2022/2023

Indice

1	Introduzione	2
1.1	Cenni di anatomia e fisiologia del sistema di conduzione del cuore	2
1.2	L'elettrocardiogramma	4
1.2.1	Elettrodi	5
1.2.2	Derivazioni	7
1.2.3	Il tracciato ECG	10
1.3	I dispositivi indossabili	12
1.3.1	Che cos'è esattamente un dispositivo indossabile?	12
1.3.2	Caratteristiche dei dispositivi indossabili	13
1.3.3	Gli wearables in ambito sanitario	13
1.3.4	Il Wearable ECG	15
2	Stato dell'arte	16
2.1	Alcuni dispositivi WECG in commercio	16
2.2	Innovazioni nel campo degli elettrodi per ECG	17
3	Materiali e metodi	21
3.1	Ricerca e design	21
3.2	Fabbricazione	24
4	Test e risultati	29
5	Sviluppi futuri e conclusione	34
	Bibliografia	35

Sommario

La tesi fornisce una panoramica sullo sviluppo di un sistema di elettrodi indossabili per un dispositivo ECG portatile, confrontando i segnali acquisiti con un sistema di elettrodi tradizionali con cavi. L'introduzione fornisce una breve descrizione dell'anatomia e della fisiologia del sistema di conduzione del cuore, nonché una spiegazione sull'elettrocardiogramma (ECG) ed i suoi componenti fondamentali, come gli elettrodi e le derivazioni. Successivamente, viene esplorato lo stato dell'arte, analizzando alcuni dispositivi indossabili generali e WECG già presenti sul mercato. Vengono anche esaminate le innovazioni nel campo degli elettrodi per l'ECG, mettendo in luce le recenti scoperte e le tecnologie emergenti.

Il capitolo terzo, "Materiali e metodi", descrive dettagliatamente la fase di ricerca e progettazione del sistema di elettrodi indossabili. Vengono presentati i materiali utilizzati e le metodologie adottate per la fabbricazione del prototipo.

Nel quarto capitolo, vengono riportati i risultati dei test condotti per confrontare i segnali ECG acquisiti utilizzando il sistema di elettrodi implementato con quelli ottenuti tramite un ECG tradizionale con cavi. I risultati evidenziano l'affidabilità e la qualità dei segnali acquisiti dal sistema di elettrodi indossabili.

Infine, le conclusioni sottolineano l'importanza dei dispositivi indossabili nel campo della salute, in particolare nel monitoraggio cardiaco non invasivo. Si sottolinea che il sistema di elettrodi progettato abbia dimostrato di essere una valida alternativa all'ECG tradizionale, offrendo segnali attendibili e di qualità comparabili. Si evidenziano inoltre le potenziali direzioni future per migliorare il sistema di elettrodi, tra cui il perfezionamento del fissaggio, l'aspetto estetico e la resistenza alle sollecitazioni meccaniche.

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Cenni di anatomia e fisiologia del sistema di conduzione del cuore

Il cuore, per espletare la sua funzione di pompa mediante la contrazione degli atri e dei ventricoli, è dotato di un meccanismo di conduzione elettrica intrinseco altamente complesso e autonomo; la sua conoscenza è un tassello fondamentale per poter comprendere appieno i concetti che verranno illustrati nei prossimi capitoli.

L'attività elettrica del cuore si origina a partire dal nodo seno-atriale, un complesso di cellule (cellule pacemaker) situato nell'atrio destro, alla base della vena cava superiore, aventi la capacità di eccitarsi in maniera autonoma e generare impulsi elettrici ad una frequenza che varia da 60 a 100 battiti per minuto. L'impulso generato, in un primo momento, si estende sugli atri attraverso delle vie preferenziali, causando la loro contrazione, per poi convogliare all'interno di una seconda struttura, ovvero il nodo atrio-ventricolare, posto in prossimità dell'incrocio tra il setto interatriale e quello interventricolare. Da qui l'impulso si sposta in direzione dei ventricoli attraverso il fascio di His per poi diramarsi ai due ventricoli destro e sinistro mediante la rete delle fibre di Purkinje, causando la successiva contrazione di tutta la muscolatura ventricolare.

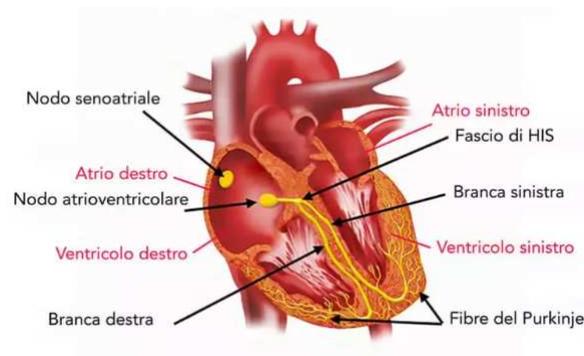


Figura 1.1. Sistema di conduzione del cuore

Le attività elettriche e di contrazione del cuore sono governate da uno scambio continuo di ioni tra le membrane delle cellule cardiache di cui i più importanti sono il sodio, il potassio ed il calcio: il processo cardine alla base di tutto ciò è il cosiddetto potenziale d'azione.

Andando a spiegare il processo nel dettaglio, che nella realtà dura pochi millisecondi, consideriamo una cellula miocardica in condizioni di riposo: in questo istante, l'interno della cellula è carico negativamente mentre l'esterno è carico positivamente, instaurando così una differenza di potenziale che si assesta ad un valore di circa -90 mV. Ciò è dovuto ad uno squilibrio di carica tra interno ed esterno con una modesta quantità di ioni potassio all'interno e una grande quantità di ioni sodio all'esterno, mantenuto tale e regolato da un sistema di pompe sodio-potassio e canali ionici situati all'interno della membrana plasmatica. La condizione di riposo viene mantenuta tale fino a che non si ha depolarizzazione, fase in cui la permeabilità della membrana plasmatica cambia radicalmente a causa di uno stimolo esterno, provocando l'entrata repentina e massiccia degli ioni sodio all'interno della cellula; questa corrisponde alla fase 0 del potenziale d'azione. Si susseguono le seguenti fasi:

1. fase ove il potenziale diventa positivo, il flusso degli ioni sodio rallenta e incomincia la fuoriuscita lenta degli ioni potassio per ripristinare il potenziale di riposo;
2. fase chiamata anche di plateau in cui per un brevissimo lasso di tempo il potenziale si assesta ad un valore quasi costante dovuto all'entrata degli ioni calcio all'interno della cellula che vanno ad equilibrare la fuoriuscita degli ioni potassio;
3. fase in cui inizia la ripolarizzazione, ove gli ioni calcio cessano di entrare nella cellula mentre gli ioni potassio escono verso l'ambiente extracellulare con più vigore rispetto a prima;
4. fase dove si ha il ripristino delle concentrazioni ioniche ai valori di riposo.

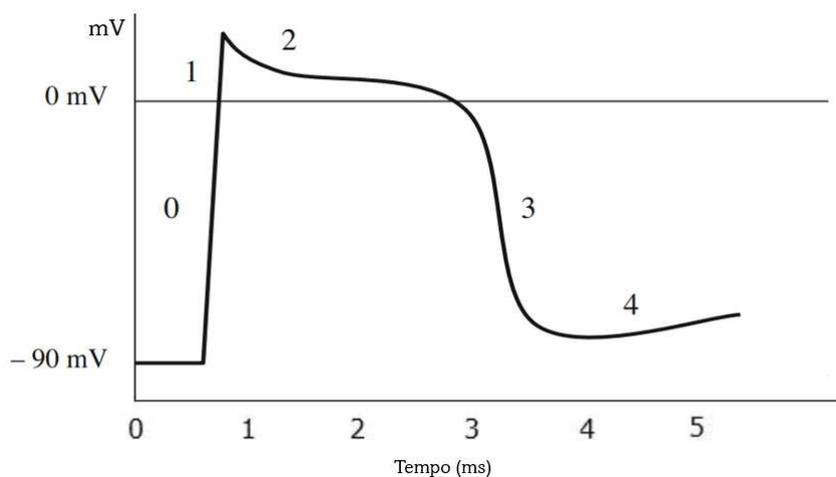


Figura 1.2. Potenziale d'azione

Come scritto in precedenza, la depolarizzazione della cellula è dovuta ad uno stimolo esterno, per la precisione uno stimolo elettrico, che ha provocato la conseguente inversione di polarità. Se consideriamo due cellule miocardiche contigue, una depolarizzata e la successiva ripolarizzata (a riposo), si genererà un flusso di corrente che parte dalla cellula depolarizzata verso la cellula a riposo, instaurando così un dipolo, ovvero una coppia di cariche elettriche con polarità opposta. Tale flusso di corrente è in grado di depolarizzare a sua volta le cellule vicine, provocando così una reazione a catena in tutto il cuore: tutti questi fenomeni elettrici generano campi elettrici di bassissima intensità ma che vengono a presentarsi anche a ridosso della pelle, permettendo così di essere captati grazie all'ausilio di un opportuno strumento, l'elettrocardiografo, che consente di rappresentare le differenze di potenziale presenti sul corpo del paziente carta o display in modo da poter essere analizzate a fine diagnostici: il segnale in uscita fornito dallo strumento è chiamato elettrocardiogramma. [13]

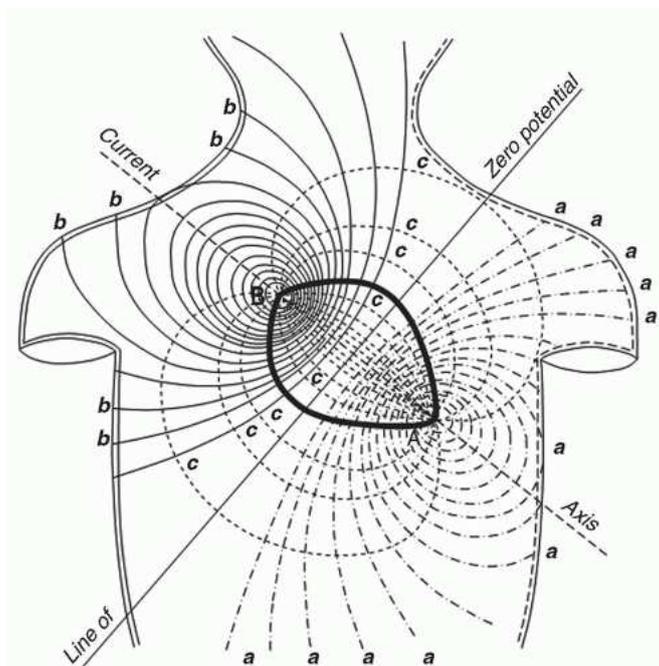


Figura 1.3. Campo elettrico generato dal cuore

1.2 L'elettrocardiogramma

L'elettrocardiogramma, abbreviato comunemente con ECG, è una rappresentazione grafica dell'attività elettrica del cuore. Il primo ECG fu introdotto dal fisiologo olandese Willem Einthoven nei primi anni del 1900. La registrazione avviene tramite l'applicazione di elettrodi sugli arti e nella zona del petto prossima al cuore che vengono collegati tramite una serie di cavi ad un elettrocardiografo; quest'ultimo funziona come un galvanometro, andando a rilevare e registrare le differenze di potenziale generati dalla depolarizzazione e

ripolarizzazione delle cellule cardiache. Tali differenze di potenziale vengono rappresentate su carta o su display come onde con caratteristiche ben definite.

Tale test diagnostico viene usato per moltissimi scopi ma per citarne alcuni abbiamo come esempio:

- il monitoraggio del battito cardiaco e della funzione di pacemaker;
- la valutazione degli effetti di una malattia o di un evento traumatico sulle funzioni del cuore (ad esempio infarto miocardico);
- la valutazione della risposta del cuore nei confronti di alcune classi di farmaci (come ad esempio gli antiaritmici).

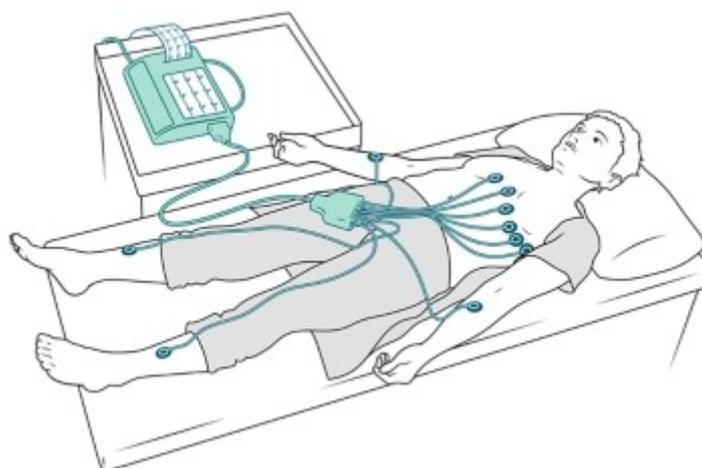


Figura 1.4. Configurazione di un ECG

L'elettrocardiogramma rappresenta un potente strumento diagnostico che permette di valutare l'attività elettrica del cuore in modo non invasivo. Attraverso l'analisi dei diversi tracciati e parametri elettrocardiografici, gli esperti medici possono ottenere informazioni preziose sulla salute del cuore, rilevando anomalie e disfunzioni cardiache. Questa tecnologia avanzata consente una valutazione rapida e accurata, facilitando la diagnosi precoce e la gestione tempestiva delle patologie cardiovascolari. Grazie all'elettrocardiogramma, è possibile monitorare l'efficacia dei trattamenti e intervenire prontamente in caso di emergenze cardiache. In definitiva, l'elettrocardiogramma rappresenta una pietra miliare nella medicina moderna, contribuendo in modo significativo alla salute cardiaca e al benessere complessivo dei pazienti.

1.2.1 Elettrodi

Una componente fondamentale per la registrazione dell'elettrocardiogramma è data dagli elettrodi. Nel corso degli anni sono stati sviluppati numerose tipologie di elettrodi delle più svariate forme (intracavitari, a suzione ecc.), ma in questo capitolo ci limiteremo a

descrivere l'elettrodo più comune, cioè l'elettrodo a cloruro d'argento. Questo è costituito da un disco di materiale morbido e spugnoso che va a circondare una placchetta di metallo rivestita da una piccola quantità di gel conduttivo. La placchetta è dotata anche di un bottone esterno al fine di poter attaccare saldamente il cavo paziente diretto verso l'elettrocardiografo. Dato che l'elettrodo ha il compito di rimanere adeso alla pelle del paziente per tempi più o meno lunghi, l'anello spugnoso è rivestito da una sostanza adesiva, in modo tale da limitare movimenti indesiderati tra l'interfaccia pelle-elettrodo; infatti, una delle fonti principali di rumore all'interno del segnale elettrocardiografico è dovuto agli artefatti da movimento, che si presentano con uno spostamento del segnale dalla linea di base.

L'interfaccia tra la pelle e l'elettrodo è di fondamentale importanza perché determina la qualità del segnale ECG acquisito. Durante la registrazione dell'ECG, l'elettrodo viene applicato sulla pelle, in prossimità del cuore. Affinché il segnale elettrico possa essere trasmesso in modo efficiente dall'attività elettrica del cuore all'elettrodo, è necessario un buon contatto elettrico tra l'elettrodo e la pelle.

All'interfaccia pelle-elettrodo si verifica un processo di ossido-riduzione. Quando l'elettrodo viene a contatto con la pelle, si forma un sottile strato di ossidi sulla sua superficie. Questo strato di ossidi può creare una resistenza elettrica e ostacolare la conduzione del segnale. Il gel conduttivo aiuta a ridurre la resistenza elettrica tra l'elettrodo e la pelle, migliorando così la trasmissione del segnale. Inoltre ha la capacità di penetrare tra i peli, eliminare l'aria e garantire un contatto diretto tra la pelle e l'elettrodo. Inoltre, può aiutare a ridurre l'irritazione cutanea causata dalla rimozione dell'elettrodo.

Quando il segnale elettrico generato dal cuore raggiunge l'elettrodo tramite il gel conduttivo, si verifica una reazione di ossido-riduzione all'interfaccia pelle-elettrodo. Durante la fase di ossidazione, gli ioni carichi positivamente presenti nell'attività elettrica del cuore cedono elettroni all'elettrodo. Questo processo riduce gli ioni carichi positivamente a livello dell'elettrodo. La riduzione degli ioni crea un flusso di elettroni attraverso l'elettrodo e il circuito di registrazione dell'ECG. Questo flusso di elettroni è proporzionale all'attività elettrica del cuore e viene registrato come un segnale grafico sull'ECG.

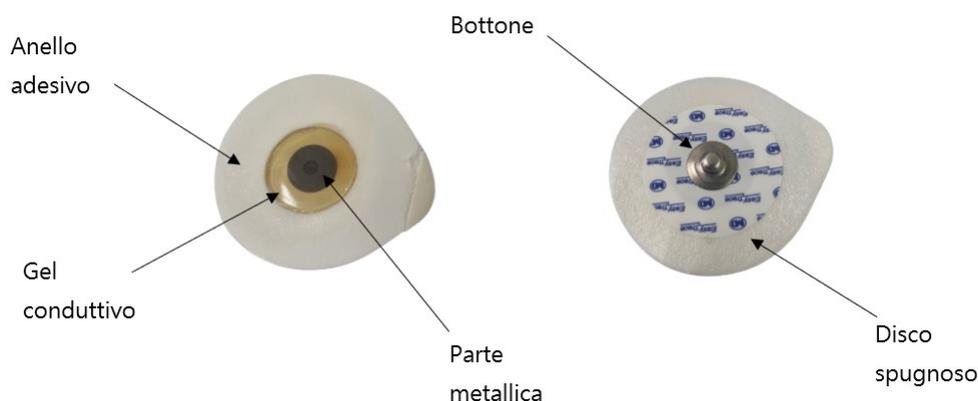


Figura 1.5. Parti di un elettrodo

1.2.2 Derivazioni

Come spiegato nel Capitolo 1.1 durante la conduzione elettrica nel cuore vengono a generarsi dei dipoli istante per istante, rappresentati da dei vettori aventi una certa intensità, direzione e verso; se considerassimo il centro di tutte le cariche positive e il centro di tutte le cariche negative, possiamo individuare un vettore, chiamato vettore cardiaco H , che, per convenzione, si origina dal centro positivo verso quello negativo. Durante la registrazione dell'elettrocardiogramma, tale vettore cambierà le proprie caratteristiche nel tempo e tale comportamento viene rappresentato sul tracciato elettrocardiografico con delle deflessioni positive o negative in base alla posizione relativa del vettore dal punto di registrazione.

Se prendiamo in considerazione un busto umano e lo dividiamo in tre piani, ovvero il piano sagittale, trasversale e frontale, è possibile studiare le caratteristiche del vettore cardiaco H nei vari cicli cardiaci a partire dalla sua proiezione nei tre piani.

La registrazione del segnale ECG a partire dagli elettrodi disposti nelle diverse regioni del corpo prende il nome di derivazione. Nel corso degli anni, per motivi convenzionali, si è scelto di standardizzare il numero degli elettrodi (10 in totale), la loro posizione e, di conseguenza, il numero di derivazioni disponibili. In particolare un ECG completo è costituito da 12 derivazioni: tre derivazioni fondamentali, tre derivazioni aumentate e sei derivazioni precordiali. Di seguito si fornisce una breve descrizione per ogni classe di derivazioni:

- Derivazioni bipolari fondamentali: sono indicate con Lead I, Lead II e Lead III e registrano le differenze di potenziale tra due elettrodi (per questo vengono chiamate bipolari) a livello degli arti superiori ed inferiori, in particolare in corrispondenza del braccio destro (RA, abbreviazione di Right Arm), del braccio sinistro (LA o Left Arm) e della gamba sinistra (LL o Left Leg); la gamba destra nella maggior parte dei casi viene utilizzato come elettrodo di riferimento e/o come mezzo per somministrare al paziente un segnale elettrico adibito a eliminare i disturbi di modo comune, disturbi che si vengono a creare quando onde elettromagnetiche provenienti dall'ambiente esterno riescono ad accoppiarsi con i segnali ECG prelevati dal soggetto rendendo quest'ultimi meno affidabile e più rumorosi.

La prima derivazione fondamentale si registra tra RA ed LA, la seconda tra RA ed LL mentre la terza tra LA ed LL. Se si collegano graficamente i punti RA, LA ed LL si viene a rappresentare un triangolo equilatero, chiamato triangolo di Einthoven in cui al centro è posto idealmente il cuore. Per le derivazioni fondamentali, si va a considerare la proiezione del vettore cardiaco H sul piano frontale.

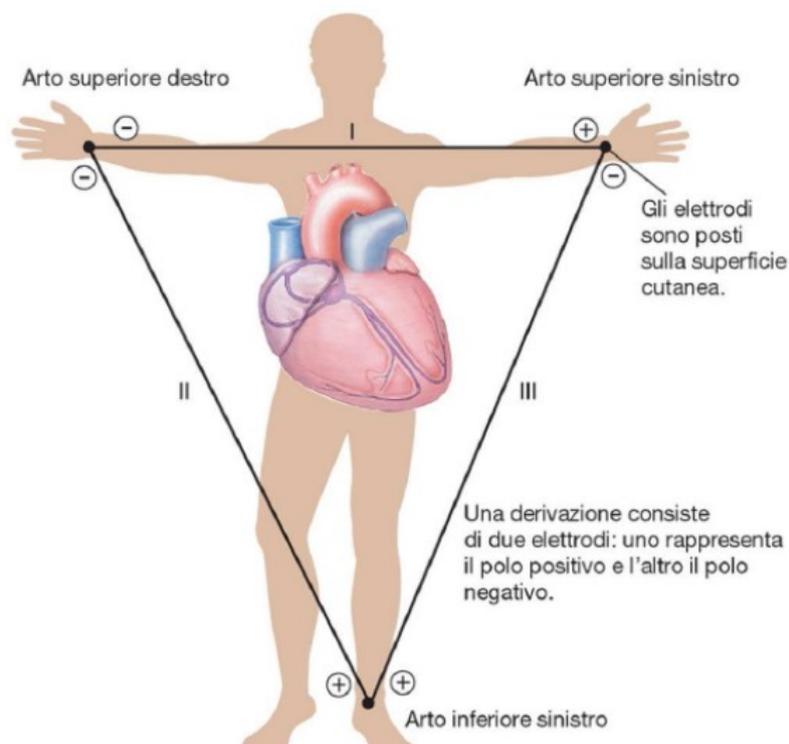


Figura 1.6. Triangolo di Einthoven

- Derivazioni unipolari aumentate: per questa classe di derivazioni si usano le stesse posizioni degli elettrodi come nelle derivazioni fondamentali (quindi RA, LA ed LL) ma, rispetto alle precedenti, la registrazione si effettua mediante la differenza di potenziale che si instaura tra un singolo elettrodo, chiamato elettrodo esploratore (da ciò il nome 'unipolare'), ed un riferimento che si viene ad creare a partire dal collegamento degli altri due elettrodi mediante delle resistenze poste all'interno dell'elettrocardiografo.

Tali derivazioni vengono chiamate aV_R , aV_L e aV_F (R, L ed F stanno per Right, Left e Foot) in cui per la aV_R l'elettrodo esploratore è posto nella posizione RA, per la aV_L è posto nella posizione LA mentre per la aV_F è posto nella posizione LL. Tali derivazioni sono definite 'aumentate' in quanto il segnale fornito risulta essere maggiore del 50% rispetto alle derivazioni fondamentali; con quest'ultime però, le aumentate hanno una caratteristica in comune, ossia che anche in questo caso la proiezione del vettore cardiaco H avviene sul piano frontale.

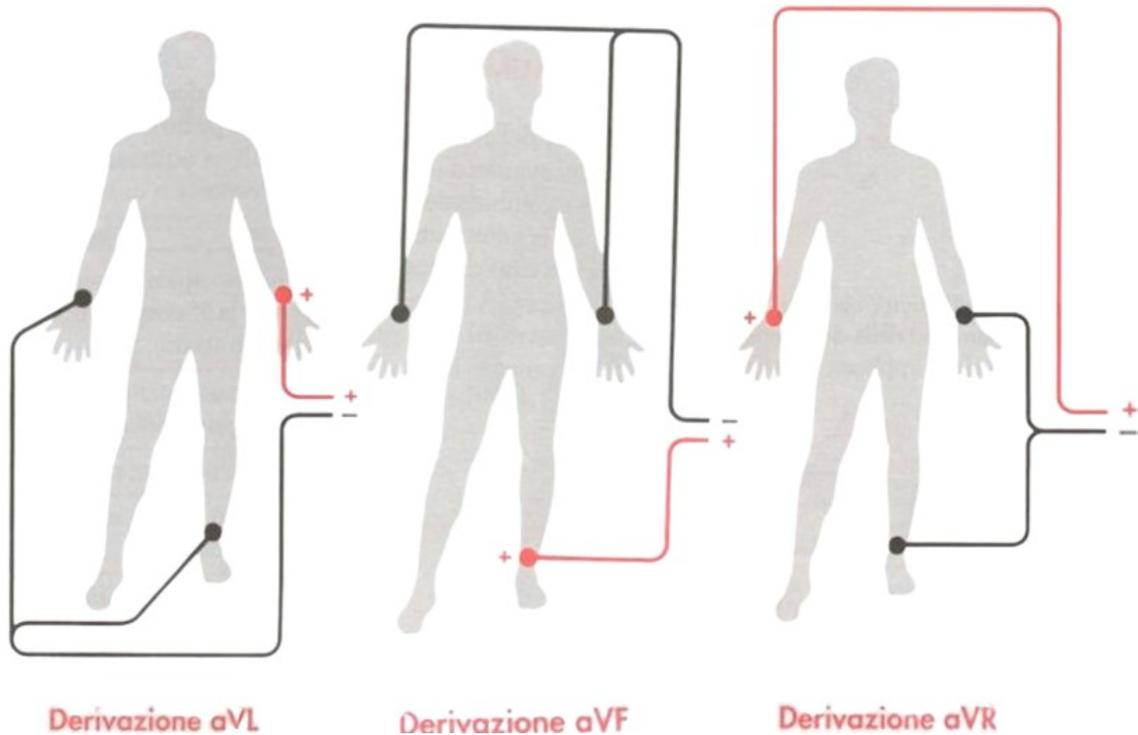


Figura 1.7. Derivazioni unipolari aumentate

- Derivazioni precordiali: l'ultima classe di derivazioni prendono il nome di 'precordiali' proprio perché si vanno a piazzare sei elettrodi nella zona del precordio, la regione anatomica rappresentata dalla parte anteriore del torace in corrispondenza del cuore. Sono derivazioni unipolari, quindi anche in questo caso la registrazione avviene tra un elettrodo esploratore e un riferimento che però, a differenza delle derivazioni aumentate, viene stabilito a partire dal collegamento dei tre elettrodi delle derivazioni fondamentali tramite un sistema di resistenze. Prendono il nome di V1, V2, V3, V4, V5 e V6 e la proiezione del vettore cardiaco H avviene sul piano trasversale.

L'ausilio di queste tre classi di derivazioni permettono la registrazione di dodici tracciati ECG, dove ogni derivazione analizza il cuore da un proprio punto di vista fornendo informazioni importanti da un punto di vista diagnostico.

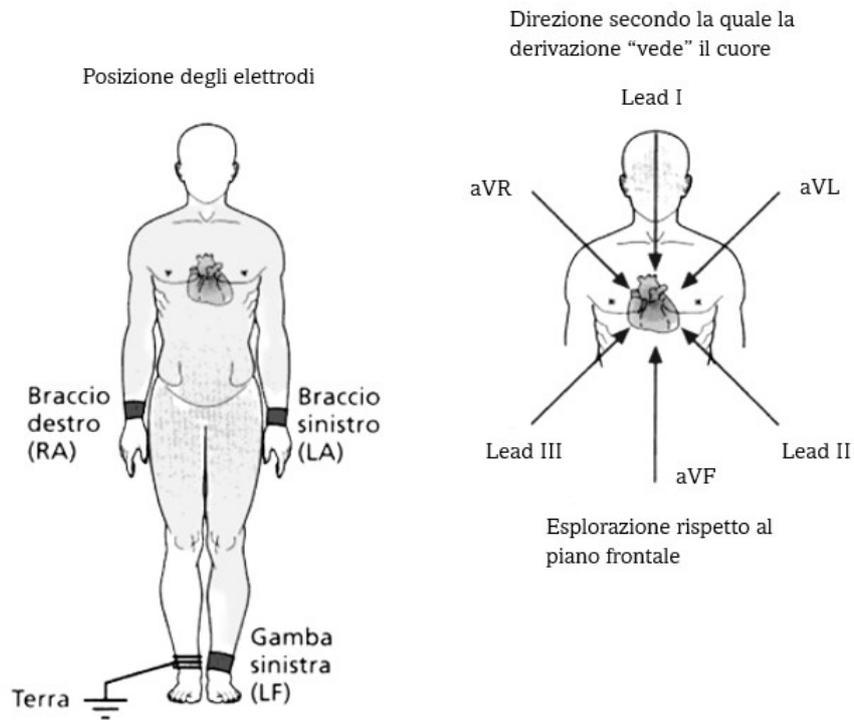


Figura 1.8.

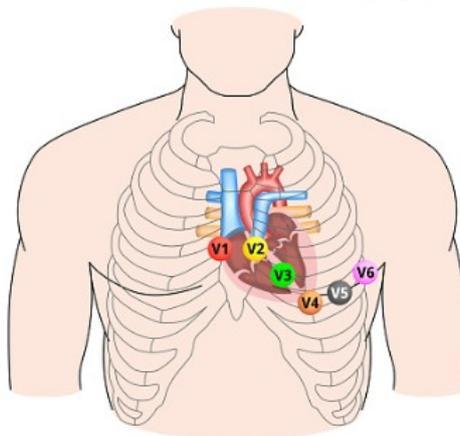


Figura 1.9. Derivazioni precordiali

1.2.3 Il tracciato ECG

Il segnale elettrocardiografico, una volta acquisito, viene registrato su carta millimetrata, nel caso si utilizzasse un elettrocardiografo analogico, o mostrato su un display nel caso

di elettrocardiografo digitale. Le forme d'onda di un ECG fisiologico hanno una morfologia ben precisa, dove ogni tratto e deflessione corrisponde ad evento elettrico presente all'interno della muscolatura cardiaca.

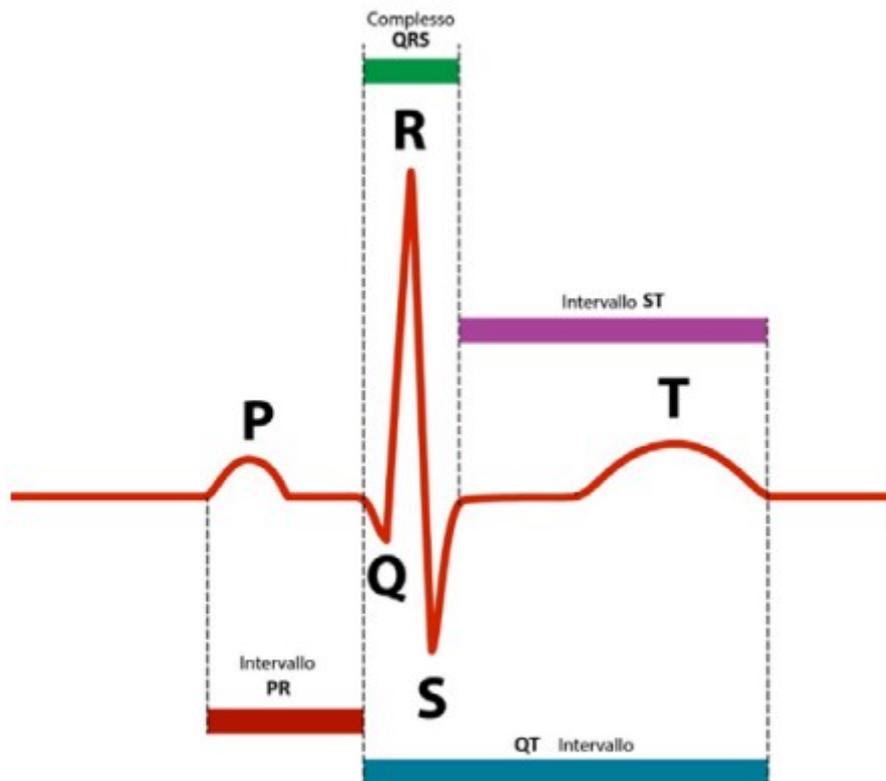


Figura 1.10. Tracciato ECG di un singolo ciclo cardiaco

Con l'ausilio del tracciato in figura (corrispondente ad una II derivazione fondamentale), di seguito si andranno a descrivere le caratteristiche dei vari tratti:

- **Onda P:** questa onda rappresenta la depolarizzazione della muscolatura atriale ed ha una durata di circa 50-120 ms. Per la maggior parte delle derivazioni è un'onda positiva, tranne che per la aV_R dove si presenta negativa. La fase di ripolarizzazione non è visibile in quanto viene mascherata dal complesso QRS;
- **Intervallo PR:** corrisponde al lasso di tempo in cui l'impulso elettrico generato dal nodo senoatriale impiega per depolarizzare gli atri, passare attraverso il nodo senoatriale e cominciare la depolarizzazione dei ventricoli. Ha una durata di circa 120-200 ms;
- **Complesso QRS:** corrisponde alla depolarizzazione dei ventricoli e come si può notare è il tratto più preponderante all'interno del tracciato proprio perché la muscolatura

ventricolare è più cospicua rispetto a quella atriale. Ha una durata di circa 60-100 ms. La prima deflessione negativa corrisponde all'onda Q, la successiva deflessione positiva corrisponde all'onda R per poi terminare con la deflessione negativa relativa all'onda S. L'ampiezza delle onde dipende da vari fattori tra cui le dimensioni del torace, il volume d'aria interposto tra il cuore e gli elettrodi esploranti o anche la presenza di patologie cardiache;

- Onda T: corrisponde alla ripolarizzazione dei ventricoli. Raramente dopo tale onda è presente un'onda U il cui significato non è ancora del tutto chiaro;
- Intervallo ST: tratto che va dall'onda S fino all'inizio dell'onda T. Nella maggior parte dei casi piccole deflessioni su questo tratto rispetto alla isoelettrica non sono considerati patologici;
- intervallo QT; tratto che inizia con la depolarizzazione dei ventricoli e finisce con la loro ripolarizzazione. Ha una durata minore a 440 ms ma se si dovesse presentare con una durata troppo lunga o troppo corta, ciò corrisponderebbe ad un campanello d'allarme in quanto dietro a questo tipo di variazione temporale si potrebbero nascondere patologie cardiache di entità più o meno grave (esempio sono la sindrome del QT lungo e la sindrome del QT corto).

L'analisi del tracciato elettrocardiografico, la sua interpretazione e descrizione da parte del personale medico competente sono uno strumento efficace per formulare diagnosi corrette da integrare all'interno del quadro clinico di un paziente; per questo motivo l'elettrocardiogramma si è rivelato per decenni una tecnica di primaria importanza sia per ottenere informazioni di carattere fisiologico ma anche patologico, al fine di garantire una migliore qualità di vita nei pazienti, soprattutto per coloro afflitti da patologie riguardanti il sistema cardiovascolare.[14]

1.3 I dispositivi indossabili

1.3.1 Che cos'è esattamente un dispositivo indossabile?

Con dispositivi indossabili si vanno ad indicare una serie di accessori o strumenti, dotati di una propria parte hardware e software, in grado di essere indossati comodamente sul corpo dell'utente. Questi dispositivi sono in grado di eseguire operazioni che vengono comunemente eseguite da parte di computer portatili, tablet e smartphone ma, a differenza di quest'ultimi tendono ad essere più sofisticati in termini di sensibilità e feedback. Lo scopo principale di tali dispositivi è quello di fornire servizi digitali affidabili, coerenti, convenienti e continui nel tempo. Inoltre, mediante un'interfaccia user friendly, forniscono l'accesso e la visualizzazione dei dati in tempo reale, oltre a garantire un'opportuna ergonomia.

Esempi di dispositivi indossabili includono orologi intelligenti, braccialetti, dispositivi oculari (ad esempio: occhiali, lenti a contatto), copricapi (ad esempio: caschi) ed abbigliamento intelligente.



Figura 1.11. Esempi di dispositivi indossabili

1.3.2 Caratteristiche dei dispositivi indossabili

Gli usi dei dispositivi indossabili sono di vasta portata e hanno potenziali entusiasmanti nei campi della medicina, benessere, sport, invecchiamento, disabilità, istruzione, trasporti, impresa e intrattenimento. L'obiettivo principale della tecnologia indossabile in ciascuno di questi campi è quello di incorporare senza problemi l'elettronica funzionale e portatile nel routine quotidiana degli utenti.

Durante la progettazione di un dispositivo, il fattore di forma è una caratteristica fondamentale da prendere in considerazione, tra cui vanno citate le dimensioni fisiche, la forma, il peso e altre specifiche dei componenti del circuito stampato (PCB o FPCB) o del dispositivo stesso. Essendo indossabile, in generale tali dispositivi hanno un fattore di forma ridotto ed è dipendente dal tipo e dal modo in cui vengono indossati (anelli e braccialetti, al contrario degli occhiali o dell'abbigliamento). Inoltre, la dimensioni ridotte garantiscono vantaggi anche dal punto di vista economico, logistico e ambientale, in quanto vengono prodotti con una ridotta di materiali; la durabilità, il comfort, l'estetica e i fattori ergonomici sono importanti quando si tratta di progettare un dispositivo indossabile. Peso, forma, colore e consistenza devono essere attentamente considerati.

1.3.3 Gli wearables in ambito sanitario

Le richieste e i vantaggi dei dispositivi medici indossabili hanno accelerato la crescita di questa tecnologia negli ultimi anni. Si sono ampiamente espansi in molte applicazioni, dalla misurazione della pressione sanguigna al monitoraggio dell'attività cerebrale e

cardiaca. Quattro sono le malattie croniche più diffuse: insufficienza cardiaca congestizia, diabete, ipertensione e broncopneumopatia cronica ostruttiva che hanno motivato lo sviluppo di dispositivi medici mirati specificamente a ciascuna di esse [9]. Tra i vari dispositivi assumono un certa rilevanza le lenti a contatto intelligenti per la misurazione della glicemia, ECG wireless, cerotti per il monitoraggio della glicemia, wearables per il monitoraggio della gravidanza, sensori del piede, monitor dell'attività cerebrale, cerotti sanitari, giacche sanitarie, walk assistant e analisi dell'andatura.

Secondo i rapporti di ricerca di mercato [15], si è previsto che il mercato globale della tecnologia indossabile sia cresciuta da 29,92 miliardi di dollari nel 2016 a 71,23 miliardi di dollari nel 2021 con un tasso di crescita annuo del 18,9% in 6 anni. Tuttavia, ci sono ancora molte sfide da affrontare. Molti progressi tecnologici promettenti in elettronica, informatica e sistemi di comunicazione hanno spianato la strada strada verso nuovi concetti nel settore sanitario e altre applicazioni personali. Per esempio, la telemedicina, l'e-hospital e l'onnipresente assistenza sanitaria sono state rese possibili dall'emergere di nuovi dispositivi elettronici e tecnologie di comunicazione wireless a banda larga.

Sistemi e tecnologie indossabili, sono una soluzione per il monitoraggio continuo della salute attraverso misurazioni biomediche, biochimiche e fisiche non invasive. Hanno attirato molta attenzione da parte della comunità della ricerca e dell'industria durante l'ultimo decennio, come evidenziato dai numerosi e crescenti sforzi di ricerca e sviluppo ogni anno.

Sono stati introdotti dispositivi di monitoraggio portatili che utilizzano circuiti integrati micro-elettromeccanici e sistemi che realizzano accelerometri e giroscopi miniaturizzati e altri tipi di sensori e attuatori. Questi sono stati applicati con successo in ambiti che vanno dall'intrattenimento allo sport e alla riabilitazione, sia in ambito clinico che di ricerca, così come nella routine quotidiana e attività ricreative.

1.3.4 Il Wearable ECG

La tecnologia di registrazione ECG si è continuamente evoluta e maturata col tempo. Uno dei primi dispositivi ECG wireless (o WECCG), ancora oggi ampiamente utilizzato, fu l'Holter, un sistema indossabile con il compito di registrare il segnale ECG in forma analogica e trasmettere il segnale ECG registrato utilizzando un collegamento wireless.[4][5][6]. I registratori WECCG all'avanguardia sono molto leggeri (peso inferiore a 80 g) e portatili, possono registrare il segnale ECG a lungo termine in forma digitale con una varietà di frequenze di campionamento fino a 1 kHz. Molti di questi sono attrezzati con rice-trasmittitori wireless, microprocessori con algoritmi di analisi integrati per il calcolo dei parametri cardiaci e la loro visualizzazione su display LCD, generando anche avvisi in caso di anomalie cardiache, se necessario. Ciò è reso possibile grazie alla miniaturizzazione dei componenti elettronici e alla progettazione personalizzata dei chip per specifiche elaborazioni analogiche, disponibilità di microcomputer ad alta velocità e algoritmi di analisi ECG [8] [7].

Per il WECCG, il tipo di elettrodi da utilizzare dovrebbero essere facile da usare, di dimensioni compatte ed essere in grado di fornire una connessione affidabile per una lunga durata. Gli elettrodi monouso Ag/AgCl con adesivo in gommapiuma soddisfano tutti questi requisiti di WECCG e quindi sono i più utilizzati. Purtroppo però, se si volesse effettuare un ECG completo a dodici derivazioni mediante tale dispositivo, occorrerebbero un quantità elevata di cavi paziente; ricordando che uno degli obiettivi primari per i dispositivi indossabili consiste nel garantire un alto comfort all'utente, l'ausilio di cablaggi pesanti e ingombranti andrebbe a divergere dal soddisfacimento di tali obiettivi. Inoltre, considerando che tali dispositivi dovranno essere utilizzati anche durante attività fisiche più o meno intense, tale problema risulterà più consistente, col la presenza di artefatti da movimento tali da non riuscire più a fornire un segnale ECG affidabile. Per questo motivo nel corso degli ultimi anni si è cercato sempre di più di sviluppare sistemi di conduzione per l'acquisizione del segnale elettrocardiografico leggeri, affidabili, confortevoli e duraturi nel tempo.

Capitolo 2

Stato dell'arte

In questo capitolo verranno elencati una serie di dispositivi attualmente disponibili WECG sul mercato e le varie innovazioni proposte, sia per lo sviluppo di elettrodi avanzati sia per la risoluzione dei problemi di ergonomia precedentemente descritti.

2.1 Alcuni dispositivi WECG in commercio

- L'azienda QT medical® ha proposto un sistema ECG portatile chiamato PCA 500®. Il dispositivo è costituito da un case contenente la parte hardware e software con la capacità di collegarsi ad uno smartphone mediati bluetooth. I dati raccolti vengono elaborati da una serie di algoritmi per fornire un segnale ECG di qualità, per poi essere immagazzinati e visualizzati mediante un'apposita APP con funzionalità cloud. Quest'ultima permette di fornire i dati al personale medico competente che possono scaricare i dati e fornire una diagnosi a distanza, in modo tale che l'utente ad esempio non debba spostarsi dalla propria residenza.

Una particolarità di questo dispositivo è il rimpiazzo dei cavi paziente: un tradizionale ECG a 12 derivazioni contiene 10 elettrodi, ciascuno dei quali deve essere posizionato in una posizione specifica sul corpo del paziente e deve essere collegato a un cavo di derivazione specifico sulla macchina ECG. In questo complicato processo, anche tecnici ben addestrati commettono errori circa il 2%-3% delle volte. L'errato posizionamento degli elettrodi può causare diagnosi errate che portano a danni al paziente o aumentare il tempo e il costo associati alla correzione degli errori. Per ovviare a questo problema l'azienda ha sviluppato una patch integrale con la posizione degli elettrodi già predisposta al fine di limitare gli errori (dovuti all'errato posizionamento), i tempi e la possibilità di piazzare la patch sul corpo dell'utente in maniera semplice ed immediata seguendo delle opportune istruzioni. [12]

- L'azienda Qardio® ha sviluppato il dispositivo medico portatile QardioCore®. È progettato per monitorare l'attività elettrica del cuore (ECG) e fornire misurazioni accurate dei parametri cardiaci. È indossabile e viene posizionato sul torace dell'utente.

Alcune delle caratteristiche principali di QardioCore includono:

1. Monitoraggio continuo dell'ECG: QardioCore registra costantemente l'attività elettrica del cuore per fornire una visione dettagliata della salute cardiaca dell'utente. Può registrare l'ECG per un periodo prolungato, fornendo dati utili per l'analisi medica.
2. Design portatile e comodo: QardioCore è stato progettato per essere leggero e facile da indossare. Utilizza sensori integrati per rilevare l'ECG, eliminando la necessità di cavi o elettrodi esterni.
3. Connettività wireless: il dispositivo si collega senza fili a smartphone o tablet tramite tecnologie come Bluetooth, consentendo all'utente di visualizzare le misurazioni e monitorare la propria salute cardiaca tramite un'app dedicata.
4. Monitoraggio dei dati in tempo reale: l'applicazione Qardio permette di visualizzare in tempo reale le misurazioni dell'ECG e di tenere traccia delle variazioni nel tempo. Questo può essere utile per il monitoraggio di condizioni cardiache o per la rilevazione di eventuali anomalie.
5. Condivisione dei dati con il medico: i dati raccolti da QardioCore possono essere facilmente condivisi con i professionisti sanitari attraverso l'applicazione, consentendo una valutazione accurata e una diagnosi appropriata. [11]



Figura 2.1. Il PCA500 (a sinistra) e Il QardioCore (a destra)

2.2 Innovazioni nel campo degli elettrodi per ECG

Gli elettrodi, come già detto nei capitoli precedenti, sono una componente fondamentale nelle pratiche di acquisizione del segnale ECG. Gli elettrodi in Ag/AgCl sono la categoria più comunemente usata nelle tecniche ECG, tuttavia sono state riscontrate delle problematiche riguardanti il monitoraggio ambulatoriale a lungo termine. Al fine di renderli sempre più all'avanguardia, la ricerca ha proposto diverse categorie di elettrodi dalle caratteristiche più disparate, soprattutto con lo scopo di garantire un segnale ECG di qualità durante l'attività fisica, dato l'elevato rumore che ne deriva (ricordiamo gli artefatti da

movimento). Di seguito verranno elencate alcune categorie di elettrodi finora proposte e sviluppate che potrebbero rivoluzionare il campo della registrazione ECG:

- Elettrodi a secco: nell'articolo di Amer Abdulmahdi Chlaihawi et al. [2] vengono spiegate come sono stati sviluppati elettrodi stampati, flessibili e indossabili per il monitoraggio dei segnali elettrocardiografici (ECG), senza la necessità di gel umido. Viene utilizzato dell'inchiostro a scaglie di argento (Ag) stampato a serigrafia su un substrato flessibile in polietilene tereftalato (PET) per fabbricare l'elettrodo ECG a secco. Successivamente viene depositato un composito di nanotubi di carbonio come polimero conduttivo, sull'elettrodo Ag stampato utilizzando una tecnica del 'bar coating'. Le prestazioni degli elettrodi stampati sono state investigate testando la conducibilità del polimero conduttivo e misurando l'impedenza elettrodo-pelle. È stato osservato che l'elettrodo ECG a secco ha dimostrato migliori prestazioni in termini di intensità del segnale rispetto a un elettrodo commerciale umido in argento/cloruro di argento (Ag/AgCl). Inoltre, è stata anche indagata la capacità degli elettrodi ECG a secco di monitorare i segnali ECG sia in posizione rilassata che durante il movimento del soggetto, e i risultati sono stati confrontati con un elettrodo ECG umido in Ag/AgCl. Durante il movimento del soggetto, gli elettrodi a secco stampati sono stati meno rumorosi e hanno potuto identificare meglio le caratteristiche tipiche dell'ECG nei segnali grazie al suo migliore contatto conforme all'interfaccia elettrodo-pelle. I risultati ottenuti hanno dimostrato la fattibilità dell'utilizzo del processo di serigrafia convenzionale per lo sviluppo di elettrodi ECG a secco flessibili per applicazioni nell'industria biomedica.

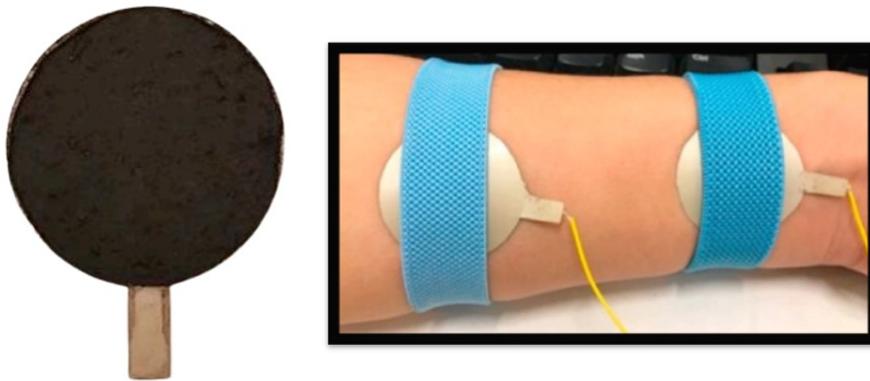


Figura 2.2. Esempio di elettrodo a secco

- Elettrodi capacitivi: questa classe di elettrodi, a differenza degli elettrodi tradizionali, che richiedono il contatto diretto con la pelle e l'utilizzo di gel conduttivo, sfrutta il principio della capacità elettrica per rilevare il segnale. Come spiegato nell'articolo di Yong Gyu Lym et al. [1] gli elettrodi capacitivi sono costruiti con un preamplificatore ad alta impedenza di ingresso e un'area di rilevamento capacitiva sulla loro superficie. Questa area di rilevamento è solitamente realizzata utilizzando

un materiale conduttivo che può formare un condensatore con la pelle. La capacità elettrica di questo condensatore varia in base alle variazioni del potenziale elettrico sulla superficie della pelle. Un aspetto importante nella progettazione degli elettrodi capacitivi per l'ECG è la riduzione del rumore. Poiché il segnale rilevato è molto debole, vengono impiegate tecniche di grounding e di guida per ridurre ulteriormente il rumore e migliorare la precisione della registrazione.

Sebbene gli elettrodi di tipo capacitivo abbiano il vantaggio di una facile applicazione e di un utilizzo comodo, la loro applicazione è strettamente limitata nel campo medico convenzionale a causa della loro minore qualità del segnale. Tuttavia, con l'aumento della domanda di assistenza sanitaria basata su tecniche mobili, indossabili e non invasive, il valore della misurazione capacitiva dell'ECG è cresciuto notevolmente e vari studi hanno cercato di aumentarne le prestazioni. I progressi tecnologici nell'ingegneria elettronica hanno contribuito ad aumentare la qualità delle misurazioni capacitiva e ne hanno reso plausibile l'applicazione in ambienti pratici.

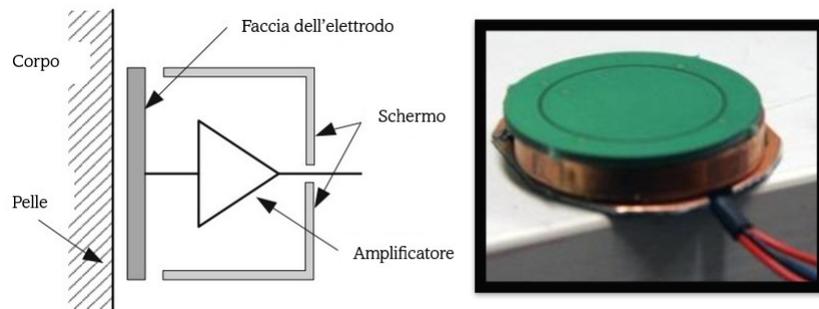


Figura 2.3. Schema di un elettrodo capacitivo

- Elettrodi in tessuto: sono realizzati incorporando materiali conduttivi all'interno di tessuti. Questo tipo di elettrodi sfrutta la flessibilità e l'adattamento dei tessuti per creare un contatto elettrico diretto con la pelle, consentendo la registrazione degli impulsi elettrici del cuore. Ci sono diverse metodologie per la fabbricazione di elettrodi tessili per l'ECG. Uno dei metodi comuni prevede l'impiego di fili o filamenti conduttivi che vengono intrecciati o cuciti all'interno del tessuto. Questi fili possono essere realizzati utilizzando materiali conduttivi come argento, rame o polimeri conduttivi. Secondo lo studio presentato da Danilo Pani et al.[10] gli elettrodi in tessuto potrebbero prevenire irritazioni cutanee nel monitoraggio a lungo termine, grazie all'assenza di elettroliti e all'aumentata traspirabilità e adattabilità. Tuttavia, il comfort garantito da questi elettrodi viene compensato da una ridotta resistenza al rumore e agli artefatti del movimento. Al momento, mancano ancora studi approfonditi sulla lavabilità e il numero di studi clinici è limitato; pertanto, l'efficacia di queste tecnologie in contesti clinici deve ancora essere dimostrata. Questi due aspetti sono i principali fattori limitanti che ostacolano l'ampia introduzione sul mercato di indumenti intelligenti con tecnologie di elettrodi innovative.

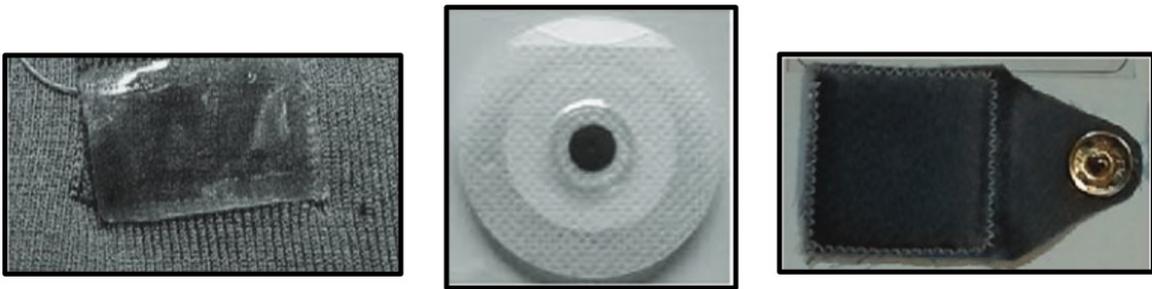


Figura 2.4. Esempio di elettrodi in tessuto

Capitolo 3

Materiali e metodi

Come indicato nel titolo della tesi, lo scopo di questo progetto consisteva nel, a partire da un dispositivo ECG portatile e di ridotte dimensioni fornito da un'azienda in collaborazione con il dipartimento (DIISM), progettare e testare un sistema di elettrodi da collegare insieme al dispositivo in modo tale da poter fabbricare un apparato che potesse soddisfare in minima parte i requisiti tipici di un WECG, tra cui spiccano la leggerezza, l'ergonomia, l'affidabilità del segnale acquisito, la biocompatibilità e la facilità di essere indossato.



Figura 3.1. Il dispositivo ECG portatile

3.1 Ricerca e design

L'idea primordiale per la prototipazione del sistema di elettrodi WECG, frutto anche delle informazioni reperite all'interno degli articoli scientifici forniti dalla comunità scientifica, si basava sul rimpiazzare i cablaggi e gli elettrodi di un tipico ECG con circuito integrato all'interno di un sistema di serpentine (per i circuiti diretti verso gli arti) e di una benda (nel caso delle derivazioni precordiali), che potessero essere flessibili e adattarsi alle forme del corpo di un qualsiasi individuo. Per far ciò si è fatto riferimento ai procedimenti di costruzione dei circuiti stampati flessibili. Un circuito stampato flessibile (FPCB -

Flexible Printed Circuit Board) è uno speciale tipo di circuito che si può piegare nella forma desiderata. Come accade per i circuiti stampati rigidi, gli FPCB possono essere suddivisi in circuiti a singolo strato, doppio strato o multistrato. Prendendo come esempio la prima categoria, gli elementi principali di un circuito stampato flessibile a singolo strato sono i seguenti:

- pellicola di substrato dielettrico: il materiale di base del PCB. Il materiale più utilizzato è la poliimmide (PI), caratterizzato da un'elevata resistenza alla trazione e alla temperatura;
- conduttori elettrici: realizzati in rame, rappresentano le tracce del circuito;
- finitura protettiva al fine di prevenire l'ossidazione del circuito;
- materiale adesivo (polietilene o resina epossidica), utilizzato per unire tra loro le varie parti del circuito.

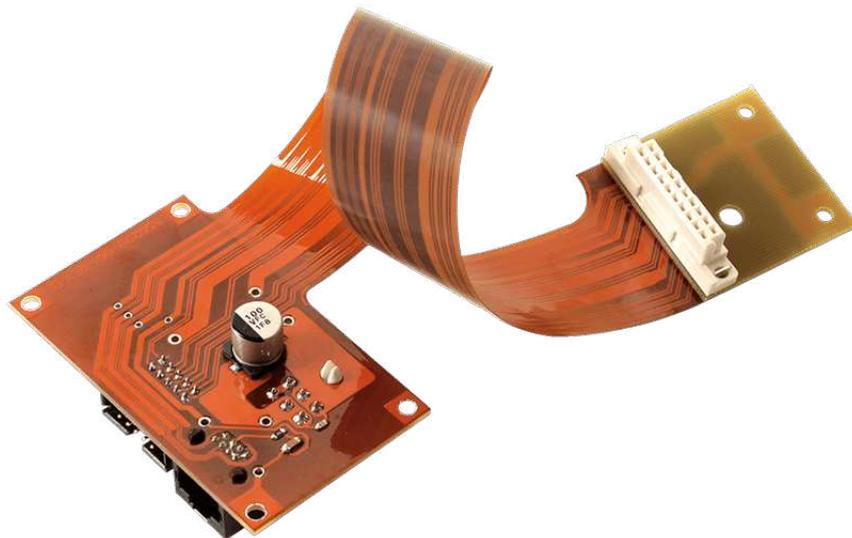


Figura 3.2. Esempio di FPCB

I design della benda e dei conduttori per gli arti sono stati concepiti secondo le seguenti concezioni:

- per la benda, si è preso come riferimento il prodotto mostrato in figura 3.1 (CardioQuick Patch®) dove si possono notare delle guide atte a piazzare in maniera precisa gli elettrodi per le derivazioni precordiali. Per il modello descritto in questa tesi si è deciso di garantire la libertà di piazzamento degli elettrodi mediante l'ausilio di serpentine uscenti dal corpo centrale della benda come mostrato in figura 3.2;

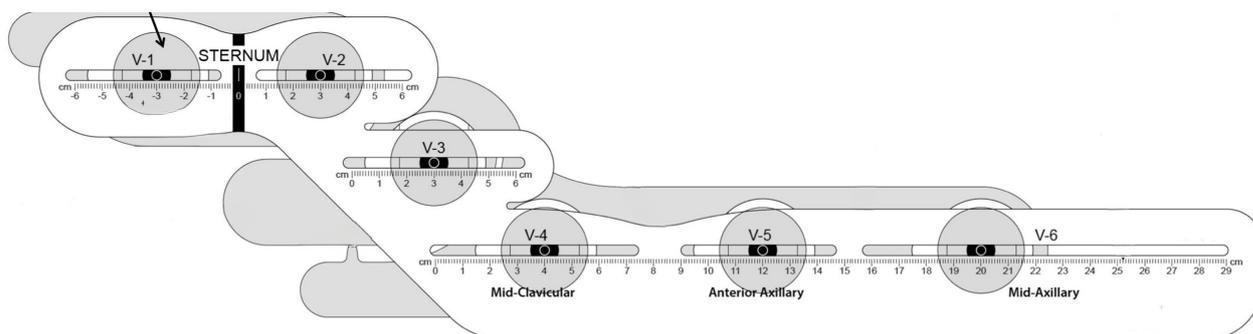


Figura 3.3. La CardioPatch

- per i conduttori degli arti si è deciso anche in questo caso di optare per una geometria a serpentina in quanto permette di avere libertà di movimento per il posizionamento degli elettrodi ed elasticità del circuito stesso.

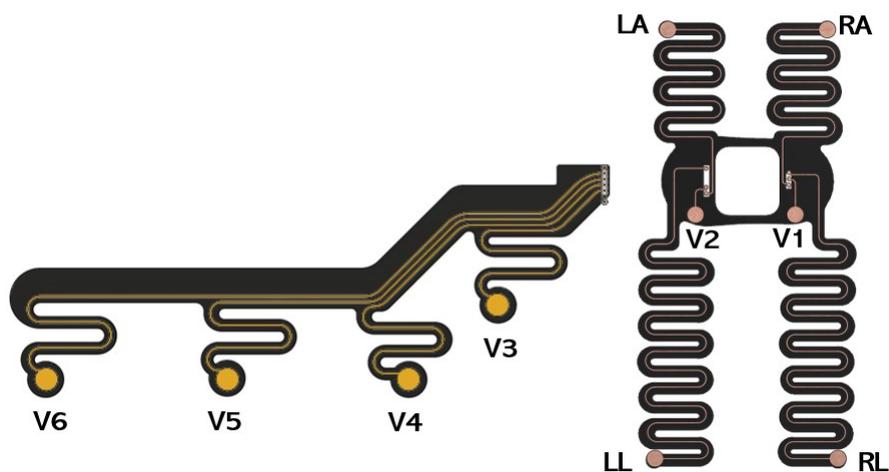


Figura 3.4. Design del sistema di elettrodi

Per la costruzione dei due design precedentemente descritti si è optato per il poliuretano termoplastico (TPU); questo tipo di polimero è un materiale ad elevata inerzia chimica ed estremamente versatile in quanto può fornire un numero considerevole di combinazioni di proprietà fisiche, rendendolo flessibile e adattabile a molteplici usi, in particolare per tutte quelle applicazioni dove sia necessario disporre di un materiale biocompatibile che garantisca robustezza e flessibilità, oltre a una lunga durata. Inoltre, come tutti gli elastomeri termoplastici, il TPU è lavorabile allo stato fuso e può essere utilizzato su apparecchiature per estrusione, stampaggio a iniezione, soffiaggio e compressione.

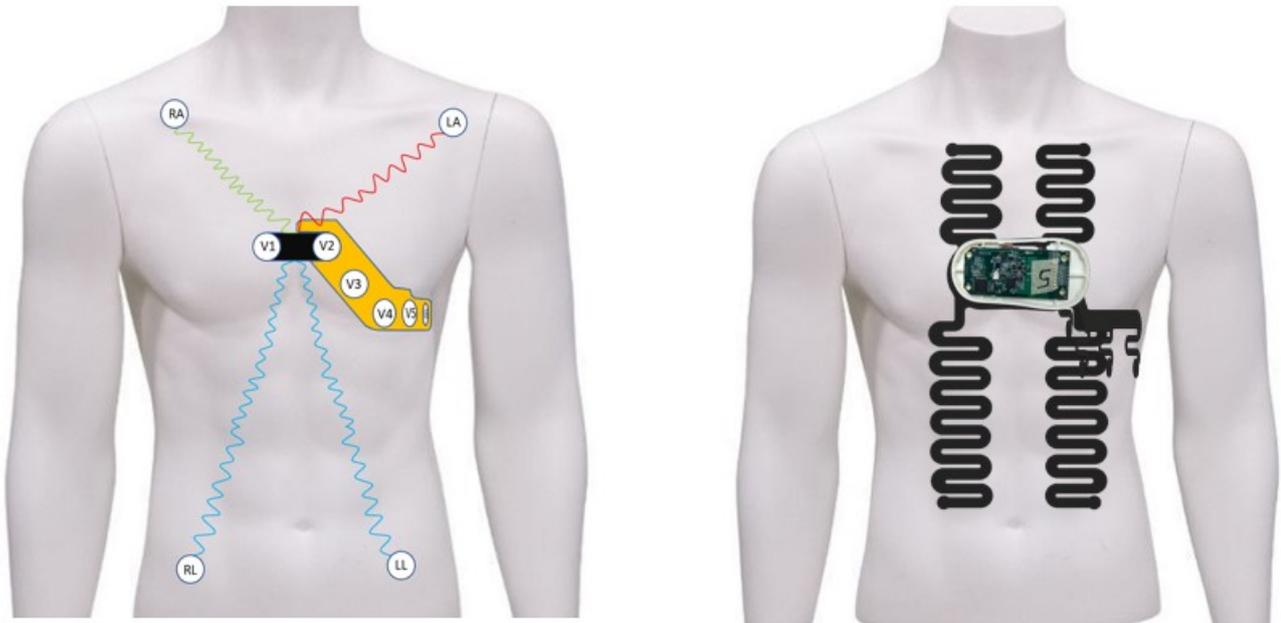


Figura 3.5. Visione del prodotto applicato al paziente

3.2 Fabbricazione

Di seguito verrà descritto passo passo il procedimento utilizzato per l'implementazione del sistema di elettrodi, sia per le derivazioni fondamentali che per le precordiali, nonostante sia pressoché uguale per entrambi i modelli.

1. Il processo di produzione inizia con lo stampaggio dei pezzi mediante stampante 3D in dotazione all'università.
2. Una volta terminata la stampa, si procede con l'implementazione del circuito vero e proprio come descritto nei passaggi per la creazione di un FPCB. Il primo layer consiste in uno strato adesivo di poliimmide, ricavato da un semplice nastro, che viene incollato sopra il pezzo stampato. Per garantire una maggiore adesione tra i due elementi, poiché durante la manipolazione del pezzo il rischio di disgiunzione non è nullo, si è deciso di riscaldare la parte in TPU mediante un semplice ferro da stiro; infatti, riscaldando il TPU per pochi secondi, permette a quest'ultimo di sciogliersi in piccola parte e aderire saldamente allo strato di poliimmide.
3. Il passaggio successivo è molto simile a quello precedente, in cui si va a creare un secondo layer mediante uno strato adesivo di rame ricavato da un nastro e aderito al substrato di poliimmide e TPU. L'adesione degli strati tra di loro è un processo abbastanza delicato in quanto si devono evitare il più possibile la creazione di pieghe,

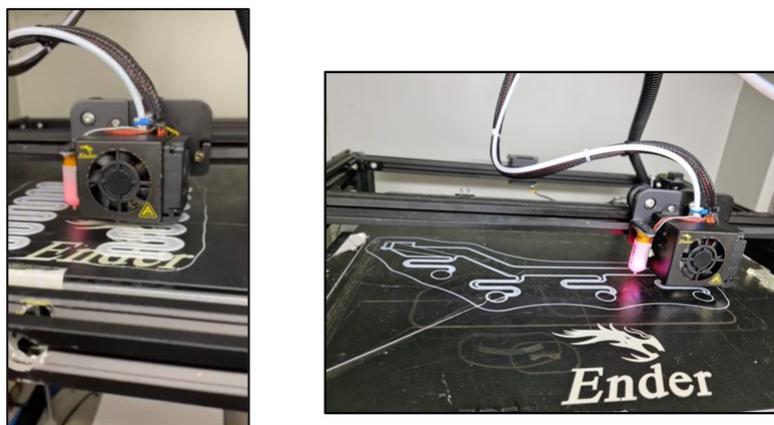


Figura 3.6. Processo di stampa

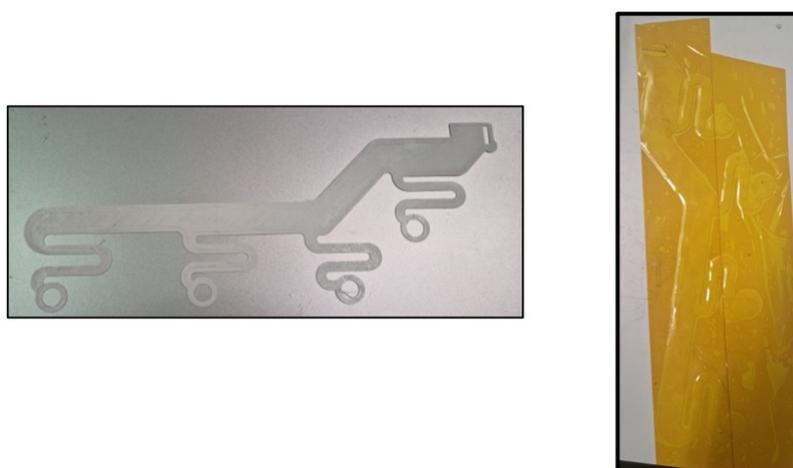


Figura 3.7. Patch precordiali post stampa (a destra) e rivestita di poliimide (a sinistra)

bolle o deformazioni che possono comportare la successiva rottura del circuito durante la lavorazione e/o manipolazione. Adeso il rame, tutte le porzioni di materiale in eccedenza vengono rimosse mediante taglio.

4. Ritagliato il circuito, si procede con il disegno delle tracce. Per ottenere un disegno geometricamente compatibile con l'idea del circuito, si sono usati degli stencil stampati in PLA (acido polilattico, una plastica più rigida del poliuretano) mediante stampa 3D. Quest'ultimi sono dotati di fessure, o fori nel caso degli elettrodi, che seguono la forma del circuito in modo tale da poter far scorrere un pennarello indelebile all'interno di esse, disegnando così il circuito desiderato.

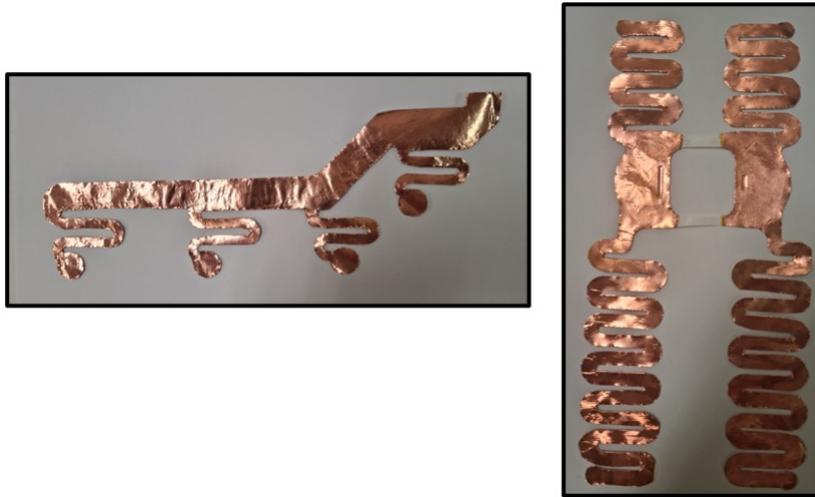


Figura 3.8. Apparato con layer di rame

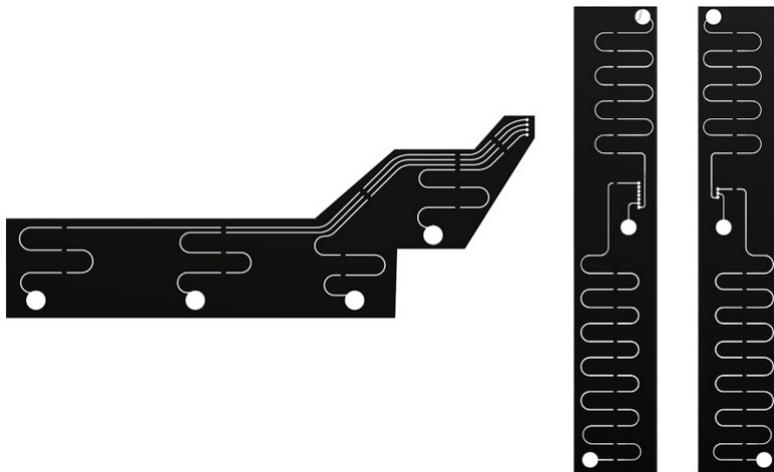


Figura 3.9. Stencil

5. Pronti i pezzi, si passa all'incisione chimica del circuito. Questa consiste nell'immergere i pezzi preparati fino a questo punto all'interno di una vasca contenente una soluzione di cloruro ferrico al 38%, sostanza capace di corrodere molti metalli tra cui il rame. Il contenuto della vasca viene costantemente agitato in maniera controllata al fine di velocizzare il processo; durante il procedimento, il rame a contatto diretto con l'acido viene corrosivo mentre, le zone ricoperte dall'inchiostro, rimangono intatte, in quanto quest'ultimo funge da schermo per l'acido. Non appena il rame in eccesso viene rimosso, i pezzi vengono sciacquati all'interno di una vasca contenente acqua ed asciugati. Poiché gli elettrodi e i pin del circuito sono le uniche zone che devono rimanere scoperte, quest'ultimi vengono puliti dall'inchiostro con dell'alcol etilico.



Figura 3.10. Apparato con piste

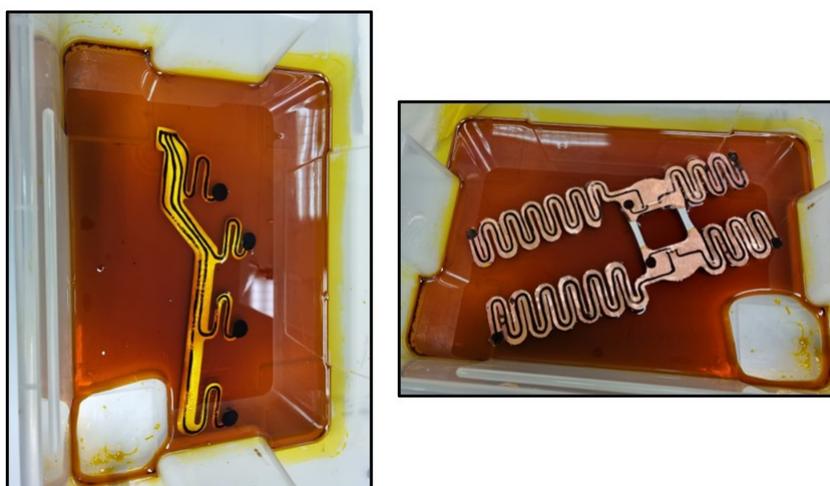


Figura 3.11. Incisione chimica degli apparati

6. Sia la componente per le precordiali sia quella per gli arti sono dotate di fori per l'alloggio di pin. Per avere conduzione elettrica tra pin e le piste, questi vengono saldati con lo stagno. Affinché le piste del circuito siano isolate dalla pelle dell'utente durante il suo utilizzo, nonostante la presenza dell'inchiostro fornisca in minimo di isolamento elettrico, il sistema viene rivestito da un'ulteriore strato di poliimmide, lasciando scoperti i pad. A questo punto l'apparato è pronto per essere utilizzato.

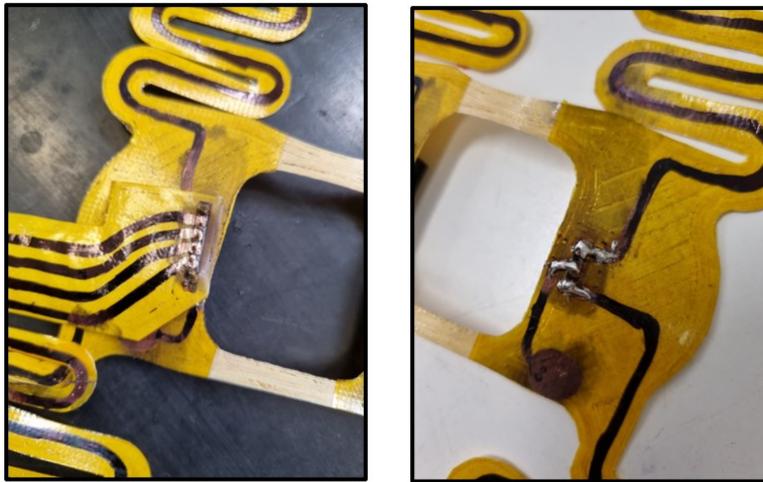


Figura 3.12. Apparto saldato ai pin

Capitolo 4

Test e risultati

Pronto l'apparato, si procede con la verifica del suo funzionamento. Si anticipa che il prototipo manca di alcuni accorgimenti come ad esempio un metodo più elegante per attaccare gli elettrodi al paziente ed una migliore estetica. L'elenco delle migliorie da attuare verrà fornito nelle conclusioni.

Prima di essere piazzato sul corpo dell'utente, vi è una procedura preliminare da eseguire: il sistema di elettrodi fabbricato fino a tale punto deve garantire un'opportuno contatto tra pelle ed elettrodi al fine ottenere un segnale attendibile ; per ovviare a questo accorgimento, sui pad viene piazzata una spugnetta impregnata di gel conduttore.

Innestate le spugnette, l'apparato viene piazzato sul corpo dell'utente e gli elettrodi allocati nelle rispettive posizioni per la misurazione delle derivazioni fondamentali e precordiali. Gli elettrodi, non essendo adesivi, vengono mantenuti fermi tramite del nastro adesivo. A questo punto si procede con l'acquisizione vera e propria.//



Figura 4.1. Spugnetta innestata sull'elettrodo ed apparato posizionato sull'utente

Il dispositivo portatile raccoglie i segnali elettrici e li elabora tramite l'elettronica integrata. I dati in uscita dal dispositivo, file di codice seriale , vengono trasferiti in

computer mediante Bluetooth, convertiti in mV e plottati su un grafico tempo-mV.

Per verificare che il segnale elettrocardiografico acquisito sia attendibile, i segnali ECG del prototipo vengono confrontati con le acquisizioni effettuate con lo stesso dispositivo portatile ma con dei tipici cavi paziente.

A seguire vengono mostrati i risultati delle acquisizioni. I diagrammi sono stati già elaborati e filtrati. Per ulteriori informazioni sul confronto e sull'elaborazione del segnale si può far riferimento alla tesi della collega Bartolucci Elisa[3].

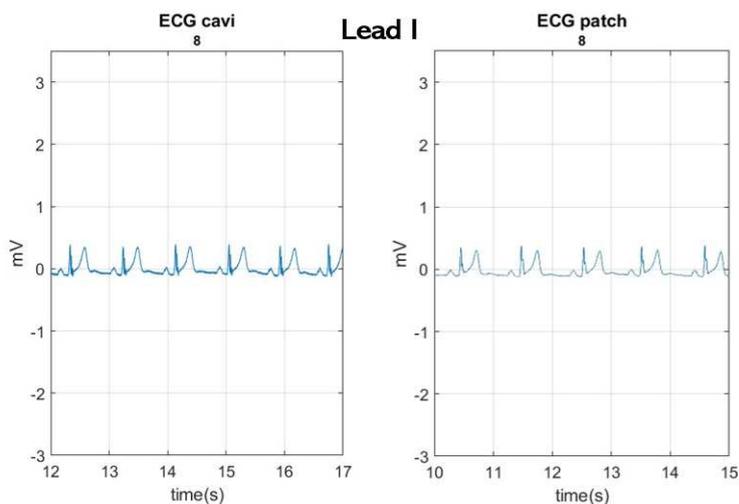


Figura 4.2. Prima derivazione fondamentale

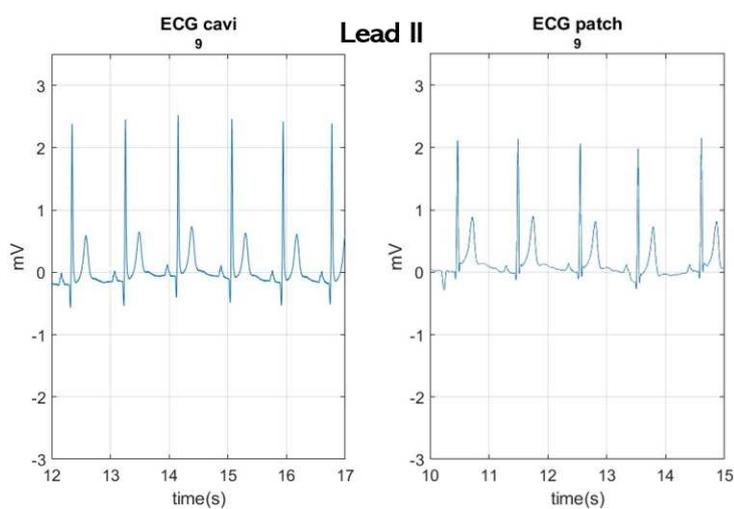


Figura 4.3. Seconda derivazione fondamentale

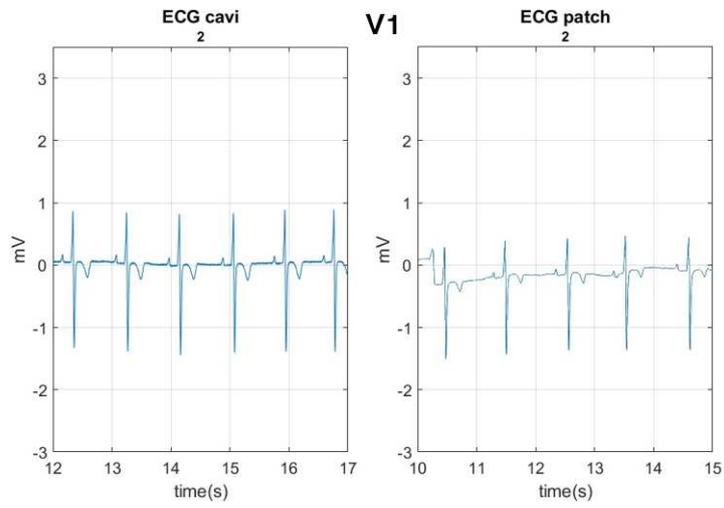


Figura 4.4. Prima derivazione precordiale

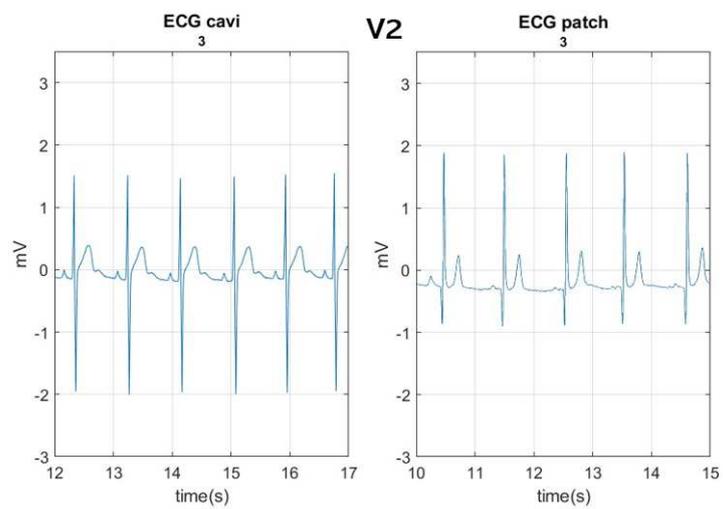


Figura 4.5. Seconda derivazione precordiale

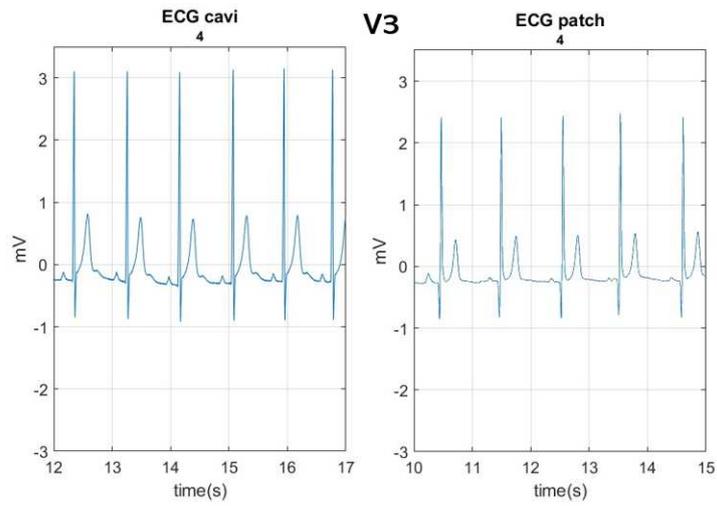


Figura 4.6. Terza derivazione precordiale

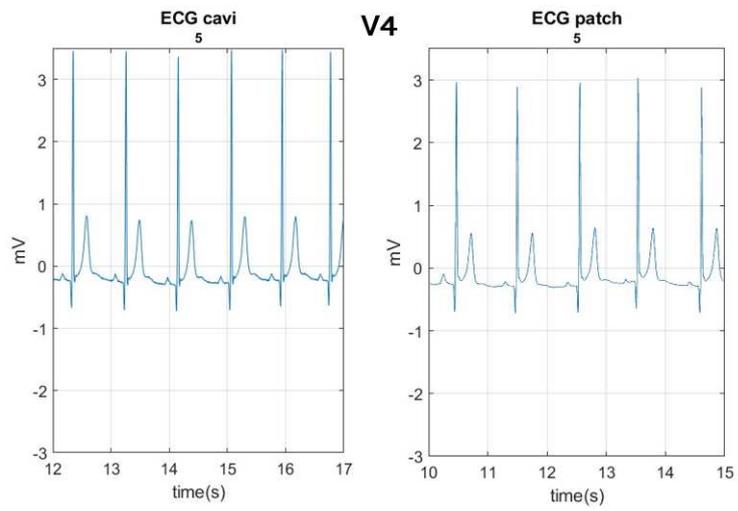


Figura 4.7. Quarta derivazione precordiale

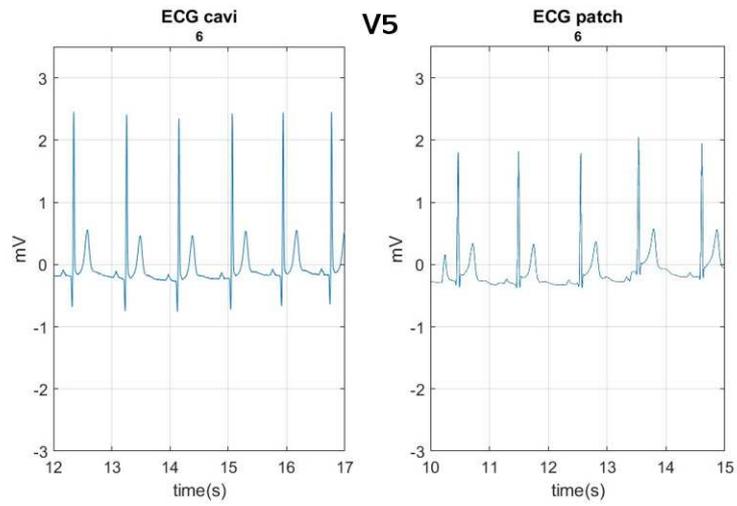


Figura 4.8. Quinta derivazione precordiale

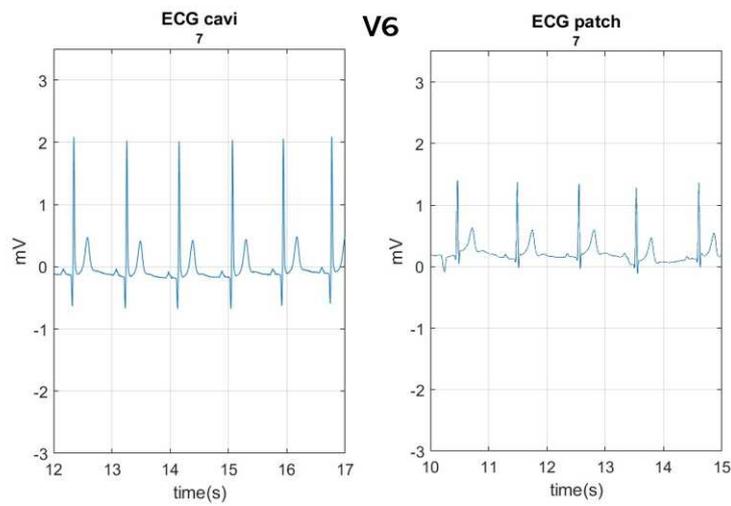


Figura 4.9. Sesta derivazione precordiale

Come si può ben notare, il prototipo ha fornito dei segnali che sono paragonabili ad un normale ECG con cavi, di qualità e attendibili.

Capitolo 5

Sviluppi futuri e conclusione

Guardando al futuro, il sistema di elettrodi descritto precedentemente offre numerose opportunità di sviluppo e miglioramento. Uno degli aspetti chiave da considerare è il metodo di fissaggio degli elettrodi al corpo. Attualmente, potrebbero essere studiati nuovi meccanismi o materiali per garantire una migliore aderenza e comfort durante l'uso prolungato. Inoltre, è importante considerare l'aspetto estetico del dispositivo. Un design più accattivante e discreto potrebbe contribuire a migliorare l'accettazione e l'adozione del sistema da parte dei pazienti.

Un altro aspetto rilevante è la resistenza alle intemperie e alle sollecitazioni meccaniche. Poiché il sistema di elettrodi è destinato all'uso portatile, è fondamentale garantire la protezione degli elettrodi e dell'elettronica interna da fattori esterni come l'umidità e la polvere. L'implementazione di materiali impermeabili e la valutazione di tecniche di sigillatura potrebbero contribuire a rendere il dispositivo più robusto durante la manipolazione e adatto a diverse condizioni ambientali.

Oltre a questi aspetti specifici, ci sono molte altre possibilità di miglioramento per il prototipo. Ad esempio, potrebbe essere considerata l'integrazione di sensori aggiuntivi per raccogliere dati fisiologici correlati, come la temperatura corporea o l'attività fisica. Ciò consentirebbe una valutazione più completa della salute cardiovascolare e potrebbe fornire informazioni preziose per la diagnosi e il monitoraggio.

In conclusione, il progetto di sviluppo e test di un sistema di elettrodi wearable per un dispositivo ECG portatile ha dimostrato che i segnali acquisiti con il prototipo sono affidabili e di alta qualità. Grazie all'utilizzo di questa tecnologia, si sono ottenuti risultati estremamente simili a quelli ottenuti con l'ECG tradizionale con cavi. Questo sistema offre numerosi vantaggi, tra cui la comodità e la mobilità per i pazienti, eliminando la necessità di cavi ingombranti e pesanti. Inoltre, la qualità dei segnali acquisiti apre la strada a nuove opportunità di monitoraggio e diagnosi cardiache, consentendo un'accurata valutazione dell'attività elettrica del cuore in un ambiente più confortevole per i pazienti. Il progetto ha dimostrato il grande potenziale dei sistemi di elettrodi wearable nel campo dell'ECG portatile, aprendo nuove prospettive per il monitoraggio cardiaco non invasivo.

Bibliografia

- [1] Amer Abdulmahdi Chlahiawi et al. “Development of printed and flexible dry ECG electrodes”. In: *Sensing and Bio-Sensing Research* 20.10 (2018), pp. 9–15. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sbsr.2018.05.001>.
- [2] Lim Y.G. et al. “Capacitive Measurement of ECG for Ubiquitous Healthcare.” In: *Annals of Biomedical Engineering* 42.11 (2014), pp. 2218–2227. DOI: 10.1007/s10439-014-1069-6.
- [3] Bartolucci Elisa. “Design e testing di un sistema di elettrodi wearable per ECG”. In: *UNITesi, Università Politecnica delle Marche* (2023).
- [4] F. Enseleit e F. Duru. “Long-Term Continuous External Electrocardiographic Recording: A Review”. In: *Europace* 8 (2006), pp. 255–256.
- [5] N. J. Holter. “New Method for Heart Studies”. In: *Science* 134 (1961), pp. 1214–1220.
- [6] N. J. Holter e J. A. Generelli. “Remote Recording of Physiological Data by Radio”. In: *Rocky Mountain Medical Journal* 46.9 (1949), pp. 747–751.
- [7] L. Samblas-Pena J. J. Segura-Juarez D. Cuesta-Frau e M. Aboy. “A Microcontroller-based Portable Electrocardiograph Recorder”. In: *IEEE Trans. on Biomedical Engineering* 51.9 (2004), pp. 1686–1690.
- [8] R. K. Lal M. Shojaei-Baghini e D. K. Sharma. “A Low-Power and Compact Analog CMOS Processing Chip for Portable ECG Recorders”. In: *IEEE ASSCC’05* (2005).
- [9] Brassard P. et al. “Impact of Diabetes, Chronic Heart Failure, Congenital Heart Disease and Chronic Obstructive Pulmonary Disease on Acute and Chronic Exercise Responses”. In: *The Canadian Journal of Cardiology* (2007).
- [10] Danilo Pani, Andrea Achilli e Annalisa Bonfiglio. “Survey on Textile Electrode Technologies for Electrocardiographic (ECG) Monitoring, from Metal Wires to Polymers”. In: *Advanced Material Technologies* 3.10 (2018). DOI: <https://doi.org/10.1002/admt.201800008>.
- [11] *PCA 500 by QT Medical*. URL: https://www.qtmedical.com/en-gb/PCA_500.
- [12] *QARDIOCORE by Qardio*. URL: <https://www.qardio.com/it/qardiocore-wearable-ecg-ekg-monitor-iphone/>.
- [13] Massimo Romanò. “Testo-atlante di elettrocardiografia pratica”. In: Springer, 2009. Cap. 1.

BIBLIOGRAFIA

- [14] Massimo Romanò. “Testo-atlante di elettrocardiografia pratica”. In: Springer, 2009. Cap. 3.
- [15] *Wearable Technology Market, Scalar Market Research*. URL: <https://www.scalarmarketresearch.com/market-reports/wearabletechnology-market>.