POLITECNICO DI MILANO
Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria

SISTEMI INDOSSABILI NEL SUPPORTO ALLE PERFORMANCE SPORTIVE: CASE STUDY NEL CALCIO FEMMINILE

Relatore: Prof.ssa Manuela Galli
Correlatori: Prof. Giuseppe Andreoni,
Ing. Paolo Perego

Tesi di laurea di:
Elena Maria Uggè Matr. 872666

Anno accademico 2018/2019

“Every night I lay in bed
The brightest colors fill my head
A million dreams are keeping me awake
I think of what the world could be
A vision of the one I see
A million dreams is all its gonna take
A million dreams for the world we're gonna make”
The greatest showman

Ringraziamenti

Desidero ringraziare la mia relatrice, la professoressa Manuela Galli e i miei correlatori, il professor Giuseppe Andreoni e l'ingegnere Paolo Perego, per la pazienza, la gentilezza e il grande aiuto datomi per portare a termine questo bellissimo progetto.

Ringrazio la mia famiglia per avermi appoggiato nelle mie scelte e nel mio percorso universitario, per aver creduto nelle mie capacità anche nei momenti peggiori.

Ringrazio Marco per avermi supportato e sopportato in questi lunghi mesi di lavoro, è stato un aiuto estremamente prezioso. Ringrazio Ugo e Cecilia per il sostegno morale sempre presente e la mia amica Giulia, per l'importante aiuto linguistico e morale, sempre presente nei momenti di bisogno.

Ringrazio il Dottor Walter Della Frera, per i consulti relativi alla parte medica del mio progetto, e il Professor Antonio Rovida per i consigli relativi ai protocolli sperimentali e alla loro analisi. Ringrazio la professoressa Annalisa Terno, senza la quale non avrei mai affrontato questo percorso di studio.

Infine, per ultimo ma non per importanza, ringrazio la mia seconda famiglia, la squadra femminile della società A.C. Crema 1908 per essersi messe a piena disposizione per i miei test, nonostante la forma fisica, nonostante il caldo, nonostante tutto. Essere il vostro capitano è un onore.

Sintesi

Gli ultimi decenni sono stati identificati come un'epoca in cui la medicina e tecnologia collaborano per creare servizi sanitari più accurati, personalizzati e continui, ponendo la società di fronte a sempre più moderni cambiamenti.

L'innovazione tecnologica ha portato sviluppi in diversi ambiti della vita quotidiana, e negli ultimi anni è stata anche messa a disposizione dell'industria dello sport. I possibili progressi di questi dati scientifici sportivi, combinati con strumenti e tecnologia avanzati, possono permettere agli atleti di allenarsi in modo più efficiente.

Questo progetto si pone lo scopo di applicare il sistema tecnologico indossabile di monitoraggio, sviluppato con il progetto europeo Pegaso, nell'ambito del calcio femminile. Nel dettaglio ci occuperemo dello sviluppo di un reggiseno sportivo con dispositivo wearable, che sia utilizzabile anche per sport di squadra come il calcio, con lo scopo di monitorare la frequenza cardiaca e determinare i parametri necessari alla valutazione delle prestazioni atletiche. I dati così ottenuti potranno essere messi a diposizioni dei preparatori atletici per migliorare le performance delle giocatrici.

Questo studio si conclude suggerendo delle linee guida per lo sviluppo di wearable design e possibili sbocchi futuri del sistema presentato.

Abstract

The last few decades have been identified as an era in which medicine and technology work together to create more accurate, personalized and continuous health services, allowing society modern changes.

Technological innovation has led to developments in different areas of daily life, and in recent years it has also been made available to the sports industry. Possible advances in this scientific sports data, combined with advanced tools and technology, can allow athletes to train more efficiently.

This project aims to the wearable monitoring technology system, developed with the European Pegaso project in women's football. In detail, we will deal with the development of a sports bra with wearable device, which can also be used for team sports such as football, with the aim of monitoring heart and determining the parameters necessary to evaluate the athletic performance. The data obtained will lead to the position of the athletic trainers to improve the performance of the players.

This study concludes by suggesting guidelines for the development of wearable design and possible future outlets of the presented system.

Indice dei contenuti

.....I

SISTEMI INDOSSABILI NEL SUPPORTO ALLE PERFORMANCE SPORTIVE: CASE STUDY NEL CALCIO FEMMINILE.....I

RINGRAZIAMENTI III

SINTESI IV

ABSTRACT V

INDICE DEI CONTENUTI.....VI

INDICE DELLE FIGURE.....IX

INDICE DELLE TABELLE.....XIV

INDICE DELLE EQUAZIONI.....XVI

INTRODUZIONE..... 17

I.2 AMBITO DI SVILUPPO..... 18

I.2 REQUISITI PER UN NUOVO PROGETTO 19

CAPITOLO 1 ANALISI DEL SEGNALE ECG IN AMBITO SPORTIVO 22

1.1 SEGNALE ECG..... 23

1.2 ACQUISIZIONE SEGNALE ECG 28

1.3 ANALISI VARIAZIONI FISIOLOGICHE IN UN MATCH 30

1.4 PATOLOGIE CARDIACHE NELLO SPORT..... 32

1.4.1 Aritmie 33

1.4.2 Prolasso della valvola mitrale..... 38

1.4.3 Disturbi del miocardio: miocardite e cardiomiopatie 39

1.4.4 Angina pectoris..... 42

1.4.5 Patologie legate ai canali ionici ... *44*
1.5 CONCLUSIONI ... 46

CAPITOLO 2 REQUISITI TECNOLOGICI DEL PROGETTO ... 49

2.1 COMPONENTI ELETTRONICI ... 51
2.1.1 Microcontrollore MSP438F5438A ... *54*
2.1.2 Accelerometro LIS2DH ... *54*
2.1.3 Memoria ... *57*
2.1.4 Dispositivo ECG ... *58*
2.1.5 Batteria e caricabatterie wireless ... *61*
2.2 PROTOCOLLO BLUETOOTH PAN1026 ... 62
2.3 FUNZIONAMENTO DEL SISTEMA ... 64
2.3.1 Attivazione modalità registrazione ... *64*
2.3.2 Attivazione modalità Bluetooth ... *65*
2.4 CONCLUSIONI ... 68

CAPITOLO 3 REQUISITI DI DESIGN, FUNZIONALI ED ESTETICI ... 70

3.1 REQUISITI DI DESIGN ... 71
3.2 REQUISITI FUNZIONALI ... 74
3.2.1 Monitoraggio cardiaco e respiratorio ... *77*
3.3 REQUISITI ESTETICI ... 78
3.4 CONCLUSIONI ... 79

CAPITOLO 4 ELABORAZIONE DEL SEGNALE ... 82

4.1 VISUALIZZAZIONE ONLINE ... 83
4.2 ELABORAZIONE OFFLINE ... 85
4.2.1 Segnale ECG ... *86*
4.2.2 Segnale ricevuto dall'accelerometro ... *89*
4.2.3 Bilancio energetico ... *91*

CAPITOLO 5 PROVE SPERIMENTALI E DISCUSSIONE DEI RISULTATI ... 95

5.1 METODO APPLICATO E PROTOCOLLI SPERIMENTALI ... 96
5.2 QUESTIONARIO ... 104
5.3 DISCUSSIONE DEI RISULTATI ... 105
5.3.1 Valutazioni design e funzionalità ... *106*
5.3.2 Valutazione delle prestazioni ... *109*

CAPITOLO 6 CONCLUSIONI ... 120

6.1 MATCH ANALYSIS E POSSIBILI SBOCCHI FUTURI ... 123

APPENDICE A QUESTIONARIO ... 126

MODULO 1: DATI PERSONALI 126
MODULO 2: LIVELLO DI ATTIVITÀ FISICA 127
MODULO 3: APPREZZAMENTO DEL PRODOTTO 129
MODULO 4: ATTIVITÀ CALCISTICA 131

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA 137

Indice delle figure

Figura I. 2 Albero decisionale corrispondente per la progettazione di tecnologie indossabili. 20

Figura 1-1 Figura a sinistra: attivazione elettrica del cuore (Università di Perugia). Figura a destra: in alto a sinistra è visibile la depolarizzazione atriale, segue la depolarizzazione del setto a destra e infine in basso la depolarizzazione ventricolare. 24

Figura 1-2 Segnale ECG che mette in evidenza le onde descritte (Università di Perugia). 26

Figura 1-3 Rappresentazione delle derivazioni. In alto è rappresenta la derivazione bipolare con il triangolo di Einthoven unita alle derivazioni unipolari, mentre in basso sono rappresentate le derivazioni precordiali (Università di Perugia). 27

Figura 1-4 A sinistra un elettrodo adesivo (CFS prodotti medicali), a destra un elettrodo tessile (Johan Löfhede, 2012). 29

Figura 1-5 Fibrillazione atriale (Mitchell). 34

Figura 1-6 Elettrocardiogramma di un paziente con WPW. Si noti l'intervallo PR breve e la presenza delle onde Delta (Mitchell). 35

Figura 1-7 Viene riportato un caso di bradicardia sinusale. È evidenziato l'intervallo RR allungato ma è visibile anche la regolarità delle onde P (A.Griguolo). 36

Figura 1-8 Blocco di branca destra (Mitchell). 37

Figura 1-9 Analisi delle 12 derivazioni di un paziente con prolasso della valvola mitralica (Calabresi, 2017). 39

Figura 1-10 Caso di miocardite. Si evidenziano i bassi voltaggi e un sottoslivellamento del tratto ST nelle derivazioni precordiali (Bertoni). 40

Figura 1-11 SCD a causa di cardiomiopatia ipertrofica in un atleta di 15 anni durante il ciclismo nel 2004 (Anna Maria Ferrari, 2017). 41

Figura 1-12 Elettrocardiogramma di un paziente di 22 anni con cardiomiopatia aritmogena del ventricolo destro. Si nota che le onde P sono estremamente larghe, soprattutto nelle derivazioni I, III, aVL. Nelle derivazioni V2-V4 si nota un blocco di branca destra e onde T negative (L.A.Ferrara, 2017). 42

Figura 1-13 Effetto di depressione del tratto ST tipico di un caso di ischemia stabile (Klabunde, 2016). 43

Figura 1-14 L'ischemia variante con sopraslivellamento del tratto ST è un attacco cardiaco che produce delle variazioni tipiche dell'elettrocardiogramma (ECG). Sopra è visualizzato un ECG normale (Mitchell). 43
Figura 1-15 Elettrocardiogramma tipico della sindrome di Brugada. Si nota nella derivazione V1 che il segmento ST e l'onda T sono invertiti (Mitchell). 44
Figura 1-16 Sindrome QT lungo a sinistra, a destra la sindrome del QT breve (shortqtsyndrome.org, 2015). 46
Figura 1-17 Classificazione delle alterazioni elettrocardiografiche dell'atleta in "frequenti" (gruppo 1) e "rare" (gruppo 2) (Domenico Corrado F. M., 2011). 47
Figura 2-1 A sinistra del soggetto il sistema di monitoraggio e di connettività, a destra il sistema di elaborazione e feedback. 50
Figura 2-2 Acquisizione del segnale, in rosso sono indicati i componenti che richiedono una batteria. 51
Figura 2-3 Il dispositivo è composto da un microprocessore, una memoria nor flash, un dispositivo per l'acquisizione del segnale ECG, un modulo bluetooth, e una batteria con ricarica wireless. Il dispositivo viene azionato tramite un pulsante di accensione. Esso è dotato anche di due led che verranno usati per controllare in quale modalità si trova il dispositivo. 53
Figura 2-4 Schema a blocchi qualitativo dei collegamenti delle componenti elettroniche del progetto. 53
Figura 2-5 A sinistra come si presenta il dispositivo MSP430F5438A (Texas Instruments). A destra la board per lo sviluppo del software (rlx). 54
Figura 2-6 Accelerometro MEMS triassiale. In particolare, si tratta di un dispositivo della famiglia di accelerometri usato nel progetto corrente (thingbits.net). 55
Figura 2-7 Memoria nor Flash 57
Figura 2-8 Sistema di front end analogico di precisione, un filtraggio e un convertitore da analogico a digitale ad alta risoluzione per ottenere le massime prestazioni. Nel progetto corrente vengono usati solo due elettrodi applicazione una derivazione unipolare. 59
Figura 2-9 A sinistra è mostrata la batteria nel dispositivo, a destra il caricabatteria wireless. 61
Figura 2-10 Sistema di ricarica ad alimentazione wireless bq5105x. 62
Figura 2-11 Modulo PAN1026 (distrelec.it). 63
Figura 2-12 Diagramma riassuntivo della modalità registrazione del dispositivo. 65
Figura 2-13 Acquisizione tramite modulo bluetooth. 66
Figura 2-14 Diagramma di flusso della modalità download. 67
Figura 2-15 Diagramma di flusso per l'operazione di cancellazione del settore. 68
Figura 2-16 Diagramma di flusso per l'operazione di cancellazione di tutta la memoria. 68

Figura 3-1 Vista in sezione della mammella femminile: 1.Cassa toracica 2. Muscoli pettorali 3.Lobuli 4.Capezzolo 5.Areola 6.Dotti 7.Tessuto adiposo 8. Epidermide e derma (Redaelli, 2013). 71
Figura 3-2 A sinistra un esempio di reggiseno a compressione, in centro un reggiseno a incapsulamento e infine a destra un reggiseno dato dalla combinazione dei due. 73
Figura 3-3 Design delle spalline. A sinistra il design trasversale, in centro un design verticale (Celeste E Coltman, 2015), mentre a sinistra un design racer -back. 74
Figura 3-4 Questa mappa del corpo mostra i punti migliori per mettere i dispositivi indossabili, ossia dove saranno meno invadenti per il movimento del corpo. 75
Figura 3-5 Questa mappa si concentra sulla tendenza dei dispositivi di aumentare la temperatura corporea complessiva; tuttavia, il tessuto sul corpo può bruciare in qualsiasi posizione se esposta ad abbastanza calore nel tempo. 76
Figura 3-6 Le aree generali che abbiamo trovato per essere il più discreto per gli oggetti indossabili sono: (a) zona del collare, (b) posteriore del braccio superiore, (c) avambraccio, (d) posteriore, laterale, e toracica anteriore, (e) vita e fianchi, (f) coscia, (g) stinco, e (h) parte superiore del piede (Francine Gemperle, 1998). 76
Figura 3-7 Un monitor ECG di solito deve essere situato sul petto, o sulle braccia a seconda della precisione necessaria per la misura. 77
Figura 3-8 La maggior parte dei monitor di respirazione misurano l'espansione della cavità toracica attraverso un sensore piezoresistivo/piezoelettrico, o attraverso il cambiamento di resistenza elettrica tramite una maglia conduttiva tessile. 78
Figura 3-9 Reggiseno sportivo usato per il progetto. Internamente alla fascia sono visibili li elettrodi. 80
Figura 3-10 Reggiseno sportivo sensorizzato con tessuto tecnico. È visibile il punto di attacco a pulsanti di scatto per il dispositivo. A destra il reggiseno con il dispositivo montato. 81
Figura 4-1 Schermata di home dell'applicazione De Tech. 83
Figura 4-2 A sinistra la schermata di home durante la fase di acquisizione attiva. È possibile notare in alto a destra il simbolo del bluetooth. A destra un esempio della visualizzazione grafica in real time. 84
Figura 4-3 Home dell'applicazione quando l'acquisizione è terminata. È possibile notare che viene riportata l'ultima frequenza cardiaca registrata e la posizione in cui il soggetto effettuato le prove (nel nostro ambito tutte in posizione verticale). 85
Figura 4-4 Grafici ottenuti tramite il programma Matlab. In alto il segnale originale, in centro a sinistra il segnale dopo il filtro passabanda, in centro a destra viene applicato il filtro derivativo. Infine, nella parte inferiore a sinistra il segnale rettificato e a destra viene applicato il filtro integrativo. 87

Figura 4-5 Quando viene rilevato un nuovo picco, deve prima essere classificato come rumore o segnale. Per essere un picco di segnale, il picco deve superare la soglia superiore o la soglia inferiore, se l'algoritmo non individua il complesso QRS. Le soglie e gli altri parametri dell'algoritmo vengono regolati periodicamente per adattarsi alle mutevoli caratteristiche del segnale. 88
Figura 4-6 Filtro passa basso Butterworth applicato all'accelerazione 90
Figura 5-1 In alto, la disposizione per il Continuous Multistage Fitness Test (Walker, 2016). In basso, il grafico evidenzia l'accelerazione ricavata dall'elaborazione del segnale del dispositivo. Il grafico a destra corrisponde al segnale filtrato. L'accelerazione è stata valutata su tre piani: antero-posteriore (alto), verticale (centro), medio-laterale (basso). 99
Figura 5-2 In alto, la disposizione per test della navetta (Topallenatori). In basso, il grafico ottenuto tramite l'elaborazione dell'accelerazione totale. È possibile notare che l'andamento di questa variabile descrive i cambi di direzione del soggetto. 100
Figura 5-3 In alto, la disposizione per i test balzi verticali multipli (YouCoach). In basso, l'elaborazione del segnale dell'accelerazione diviso in tre piani: antero-posteriore ,verticale e medio-laterale. Ogni salto del soggetto trova corrispondenza in un picco. 101
Figura 5-4 In alto, la disposizione del circuito per il test di Hoff. La giocatrice in 8 minuti deve cercare di fare più giri possibili. In basso l'elaborazione dell'accelerazione divisa nei tre canali elencati precedentemente. In questo esercizio sono richiesti molti cambi di direzione, inoltre nella prima parte del percorso l'accelerazione risente della necessità di svolgere l'esercizio con il pallone. 102
Figura 5-5 In alto, la disposizione rispettiva ai tre eserciti del circuito SAT. In basso, l'elaborazione dell'accelerazione divisa nei tre piani. Si può notare come nella parte centrale del grafico ci sia una diminuzione netta di questa variabile. Questo è dovuto alla necessità di porre maggior attenzione nel secondo esercizio. 104
Figura 5-6 Il diagramma riporta, in percentuale l'occupazione delle atlete che si sono sottoposte a questo case study. Data la giovane età il 56% sono ancora studentesse. 105
Figura 5-7 Grafici riassuntivi che dimostrano la soddisfazione delle atlete. 106
Figura 5-8 Pregi e difetti riportati dalle calciatrici. 107
Figura 5-9 Riporta i dati percentuali relativi al tempo utile percentuale rispetto al tempo totale. 108

Figura 5-10 Ruoli del nostro gruppo di soggetti. PT = portiere, DC = difensore centrale TS/TD = terzino sinistro o destro, CC = centrocampista centrale, AC = attaccante centrale. 110
Figura 5-11 Istogrammi che riportano la frequenza cardiaca percentuale di ogni soggetto, diviso nei cinque protocolli sperimentali. 112
Figura 5-12 Grafici che riportano i dati percentuali relativi al consumo di ossigeno. 114
Figura 5-13 Numero di giri effettuati del percorso di Hoff. Circa metà delle atlete è riuscita a fare un numero di giri adeguato. 116
Figura 5-14 Grafico che riporta il numero di gol effettuati e il tempo totale in cui è stato compiuto l'esercizio. 116
Figura 5-15 In alto, la potenza aerobica in blu, in arancione il valore dato dal peso/la potenza. In basso i valori di potenza anaerobica. 118
Figura 5-16 Consumo energetico riportato anche in termini di kcal consumate. 119

Indice delle tabelle

Tabella 1 Tabella con i possibili fattori di scala. Nel progetto è stato scelto di utilizzare il secondo valore. 55
Tabella 2 Tabella che evidenzia le diverse modalità di risoluzioni possibili per l'accelerometro LIS2DH. Per il seguente progetto è stato utilizzata la modalità normale. 56
Tabella 3 Tabella del datasheet che riporta i codici identificativi per la memoria usata nel progetto. 57
Tabella 4 Scala di Borg per la stima dello fatica dell'attività. 111
Tabella 5 Dati del consumo di ossigeno ricavati con la componente legata alla frequenza cardiaca. 117
Tabella 6 Scala utilizzata per valutare la potenza aerobica. 117

Indice delle equazioni

Eq. 1 59
Eq. 2 60
Eq. 3 61
Eq. 4 61
Eq. 5 89
Eq. 6 89
Eq. 7 91
Eq. 8 93
Eq. 9 93
Eq. 10 93
Eq. 11 93
Eq. 12 94
Eq. 13 94
Eq. 14 107
Eq. 15 110

INTRODUZIONE

Gli ultimi decenni sono stati identificati come un'epoca in cui la medicina e tecnologia collaborano per creare servizi sanitari più accurati, personalizzati e continui, ponendo la società di fronte a sempre più moderni cambiamenti. L'implementazione e lo sviluppo di nuovi prodotti miniaturizzati e indossabili hanno permesso di supportare una misurazione non intrusiva dei parametri biomedici, biochimici e fisici del paziente.

Questi prodotti, identificati come "Wearable Biomedical System", hanno portato un'innovazione nel campo del feedback e del sensing: attraverso questi sistemi è possibile raccogliere dati e fornire un feedback immediato sullo status e sullo stile di vita del soggetto. Di conseguenza, hanno aumentato la possibilità di responsabilizzare il paziente per la gestione della propria salute.

Questi Wearable Biomedical System hanno portato sviluppi innovativi non solo in campo medico, ma anche in diversi ambiti della vita quotidiana, e negli ultimi anni sono stati messi a disposizione dell'industria dello sport. I possibili progressi di questi dati scientifici sportivi, combinati con strumenti e tecnologia avanzati, possono permettere agli atleti di allenarsi in modo più efficiente.

I.2 Ambito di sviluppo

Un obiettivo chiave emerso nella medicina dello sport negli ultimi anni riguarda la prevenzione primaria di eventi cardiaci durante l'attività sportiva. Il calcio, per via dei quasi duecento milioni di praticanti, è lo sport più popolare al mondo. Le analisi dei match hanno rivelato che il gioco è caratterizzato da un mix di movimenti di breve durata ad alta intensità come salti, duelli, cambi di direzione, corsa all'indietro (Tomas Stølen, 2005).

Poiché la maggior parte dell'attività calcistica viene eseguita con intensità bassa-moderata, essa è descritta come uno "sport intermittente aerobico" con circa il 90% del dispendio energetico totale fornito da sorgenti di energia aerobica. Uno sportivo può arrivare ad avere un consumo di ossigeno del 40% o del 50% in più rispetto allo stato di riposo.

L'identificazione dei carichi fisiologici imposti dalla formazione calcistica rivela informazioni essenziali che possono contribuire a migliorare le strategie di formazione e di recupero. In questo contesto, l'intensità di esercizio differisce in base alla posizione di gioco durante le partite e, pertanto, è necessaria una determinazione accurata delle esigenze fisiche durante un match.

Le risposte fisiologiche fino ad ora analizzate vengono eseguite con misure dirette dell'assorbimento dell'ossigeno che portano a informazioni obiettive per quanto riguarda la spesa energetica, ma il cui utilizzo è ancora vietato nelle competizioni ufficiali in quanto incompatibile con le situazioni agonistiche.

Un metodo alternativo, meno invasivo, è il monitoraggio della frequenza cardiaca, in particolare la frequenza cardiaca percentuale che tiene conto delle variazioni del bioritmo, permettendo un confronto più generale senza influenze dovute alla variabilità inter-soggetto. Analizzando i risultati ottenuti da test legati alla frequenza cardiaca, si evidenziano differenziazioni, sia in base al ruolo, sia tra primo e secondo tempo, per quanto riguarda la velocità e l'intensità dell'attività.

Lo scopo di questa tesi consiste nell'applicare un sistema tecnologico sviluppato nell'ambito di un progetto europeo, con l'obiettivo di facilitare lo screening di aritmie e fornire una valutazione più accurata delle prestazioni fisiche dell'atleta durante protocolli specifici. Più nel dettaglio il progetto testa il dispositivo, indossato tramite un reggiseno sportivo, per valutare il suo utilizzo in uno sport di squadra come il calcio.

Verranno analizzate tutte le fasi di progettazioni, partendo da quella iniziale legata alla tipologia di segnale di interesse e le patologie correlate a tale segnale. Seguiranno l'esposizione delle scelte dei requisiti tecnologici, funzionali ed estetici.

Dopo aver studiato il funzionamento del firmware, mi sono occupata di testare il dispositivo attraverso protocolli sperimentali nell'ambito del calcio femminile presso la società A.C Crema 1908. I dati sono stati analizzati tramite un programma di elaborazione personalizzato in linguaggio Matlab. Per poter commentare i dati ricavati sono state utilizzate tabelle di riferimento specifiche ove presenti, in caso contrario si sono poste le basi per un possibile database di riferimento per studi futuri. In conclusione, verranno riportati le linee guida suggerite per lo sviluppo di wearable design applicabili in questo ambito.

I.2 Requisiti per un nuovo progetto

Per progettare un dispositivo che possa monitorare le prestazioni sportive è necessario, avere una panoramica dell'ambito medico di interesse in parallelo a uno studio tecnologico e di design. Ogni progetto si concentra su tre requisiti fondamentali: estetica, funzionalità e tecnologia (Figura I.2) (Andreoni, Standoli, & Perego, 2016).

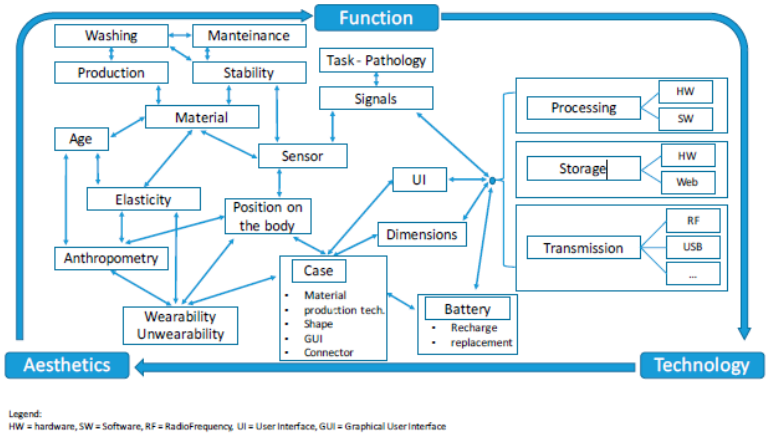


Figura I. 1 Albero decisionale corrispondente per la progettazione di tecnologie indossabili.

I **requisiti di funzione** sono strettamente legati alle esigenze di monitoraggio, sia per aspetti che riguardano la trasmissione dei dati, sia per aspetti legati alla partecipazione del soggetto. È inoltre da prendere in considerazione anche la gestione di temperatura e sudore.

I **requisiti estetici** dipendono maggiormente dai parametri antropometrici e dalle considerazione di genere. Con antropometria si intende lo studio delle caratteristiche del corpo umano considerando la variabilità inter-soggetto come età, sesso, stile di vita ed etnia.

La vestibilità è cruciale per gli utenti deboli (ad esempio anziani, pazienti in fase di riabilitazione, ecc.) per quanto riguarda operazioni autonome e di riposizionamento del sensore tra le sessioni e per ottenere un monitoraggio affidabile.

È necessario scegliere in maniera precisa il posizionamento di sensori e l'elasticità dell'indumento in base al campo di utilizzo: ad esempio, nelle attività sportive il contributo degli arti superiori e il loro movimento potrebbero produrre diversi artefatti. L'elasticità, invece, è necessaria per assicurare un buon contatto sensore-pelle e per minimizzare i movimenti dei sensori sulla pelle durante la registrazione.

Infine, l'aspetto fondamentale dei **requisiti tecnologici** è la scelta del sensore da utilizzare: per acquisire segnali bioelettrici attraverso dispositivi indossabili si possono utilizzare diverse categorie di elettrodi a seconda delle esigenze del progetto.

Possiamo infine descrivere delle **linee guida** generiche che identificano tutte le fasi di progettazione:

1. posizionamento sul corpo;
2. definizione della forma;
3. movimento umano considerando la struttura dinamica;
4. percezione umana dello spazio;
5. dimensionamento (analizzando la diversità delle dimensioni del corpo);
6. fissaggio forme al corpo;
7. contenimento (considerando ciò che è all'interno del modulo);
8. peso;
9. accessibilità;
10. interazione sensoriale con la scelta tra ingresso passivo o attivo;
11. termica;
12. estetica;
13. uso a lungo termine (sia per gli effetti sul corpo che sulla mente).

CAPITOLO 1
ANALISI DEL SEGNALE ECG IN AMBITO SPORTIVO

La frequenza cardiaca è un parametro fondamentale rilevabile con precisione tramite dispositivo wearable, e utilizzato non solo come indicatore indiretto del consumo di ossigeno, necessario per valutare le performance atletiche, ma anche come misura della salute del soggetto.

Dalla fine degli anni Sessanta, la frequenza cardiaca è stata misurata durante le varie attività sportive attraverso la registrazione continua dell'elettrocardiogramma (ECG). La natura delle attività calcistiche (tra cui salti, contrasti, contatti con gli avversari, ecc.) e la produzione di sudore durante l'esercizio hanno compromesso il collegamento degli elettrodi alla superficie cutanea. Nei primi anni Ottanta è stata sviluppata una tecnologia wireless cardio-monitoring che ha facilitato il trasferimento elettronico dei dati della frequenza cardiaca, attraverso una cinghia di trasmissione indossata sul petto e ricevuta da un "orologio da polso" indossato, permettendo il monitoraggio durante le situazioni di gioco effettivo (partite amichevoli). Alla fine degli anni Ottanta, ulteriori progressi tecnologici hanno consentito l'introduzione di sistemi di monitoraggio più affidabili e meno ingombranti, ed è stata migliorata anche la capacità di memorizzazione dati, contribuendo a stabilire la validità scientifica di questa tecnologia. Infine, nei primi anni Novanta è stato implementato un sistema che comprendeva l'integrazione di un monitor per la frequenza cardiaca con un microcomputer, la

codificazione delle trasmissioni del segnale e uno specifico software di analisi dei dati (Dellal Alexandre, 2012)..

Nel seguente capitolo verrà introdotto il segnale ECG, verranno presentate le analisi possibili durante i match e le patologie cardiache più comuni tra i giocatori.

1.1 Segnale ECG

Il cuore è una pompa e, come tutti i muscoli, è capace di contrarsi. In esso sono presenti principalmente due tipologie di cellule muscolari: le miocellule e le fibre di conduzione.

Le **miocellule** sono cellule muscolari striate unite alla loro estremità da dischi intercalari, che hanno bassissima impedenza. Queste cellule hanno la capacità sia di contrarsi sia di trasmettere l'impulso elettrico in maniera veloce.

Le **fibre di conduzione,** invece, sono cellule che hanno la sola proprietà di trasmettere l'impulso elettrico cioè generano ritmicamente impulsi che inducono il miocardio a contrarsi ritmicamente e conducono tali impulsi per tutta l'estensione del cuore. Ne fanno parte le cellule del nodo del seno, cellule del nodo atrio-ventricolare, cellule del fascio di His, cellule della branca sinistra e destra e le fibre del Purkimje.

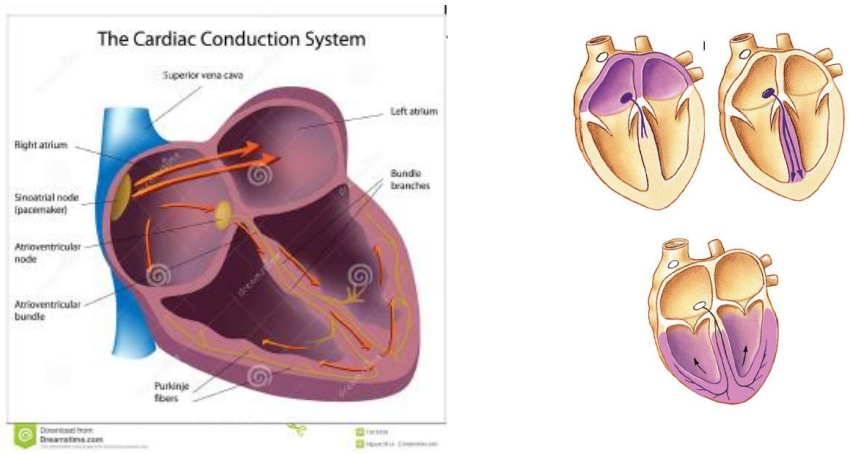


Figura 1-1 Figura a sinistra: attivazione elettrica del cuore (Università di Perugia). Figura a destra: in alto a sinistra è visibile la depolarizzazione atriale, segue la depolarizzazione del setto a destra e infine in basso la depolarizzazione ventricolare.

L'attivazione elettrica del cuore (Figura 1.1) (Università di Ferrara, 2015-2016) inizia nella parte alta dell'atrio destro (cellule del nodo del seno) e da qui si diffonde in ogni direzione (in particolare in basso a sinistra). L'onda di depolarizzazione raggiunge poi il nodo atrioventricolare (AV), procede in seguito attraverso il fascio di His e infine si propaga attraverso le branche di destra e sinistra e le fibre terminali del Purkinje.

L'elettrocardiogramma è la registrazione nel tempo dell'attività elettrica del cuore: è, quindi espressione dell'eccitamento e non della contrazione cardiaca. I cambiamenti di polarità delle cellule cardiache generano un campo elettrico esterno registrabile a distanza: le variazioni istantanee della grandezza, direzione e verso di questo campo elettrico si riflettono in variazioni di potenziale registrabili in superficie. Per comprendere con facilità gli eventi elettrocardiografici è importante ricordare che sarà il potenziale elettrico a determinare la direzione della corrente, spostandosi dalla zona ad alto potenziale a quella a basso potenziale. Inoltre, l'elettrodo esplorante registrerà un'onda positiva quando la corrente si avvicinerà a esso, mentre disegnerà una corrente negativa quando si allontanerà.

L'elettrocardiogramma si mostra come una rappresentazione grafica dell'attività elettrica del cuore, attraverso un insieme di onde (Figura 1.2):

- **Onda P**: è la prima onda che si genera nel ciclo, corrisponde alla depolarizzazione degli atri. É di piccole dimensioni, poiché la contrazione degli atri non è molto potente. La sua durata varia tra i 60 e i 100 ms.

- **Intervallo PQ**: rappresenta il tempo di conduzione atrio-ventricolare, cioè il passaggio dello stimolo dagli atri ai ventricoli. Ha una durata fisiologica compresa tra 0,12 e 0,20 sec e varia in relazione alla frequenza cardiaca.

- **Complesso QRS:** si tratta di un insieme di tre onde che si susseguono l'una all'altra e corrisponde alla depolarizzazione dei ventricoli e alla ripolarizzazione degli atri. L'onda Q è negativa e di piccole dimensioni; l'onda R è un picco molto alto positivo; l'onda S è un'onda negativa anch'essa di piccole dimensioni. La durata dell'intero complesso è compresa tra i 60 e 90 ms.

- **Segmento ST**: è compreso tra la fine del complesso QRS e l'inizio dell'onda T, è normalmente isoelettrico e fisiologicamente non deve essere al di sopra o al di sotto della linea isoelettrica più di 1 mm.

- **Intervallo QT:** indica il tempo di depolarizzazione e ripolarizzazione ventricolare. La sua durata è in funzione della frequenza cardiaca, in modo inversamente proporzionale. Tanto più è elevata la frequenza cardiaca, tanto minore sarà la durata dell'intervallo. I limiti fisiologici sono considerati 0,47 sec per le donne e 0,45 sec per gli uomini.

- **Onda T:** è l'ultima onda ad apparire e rappresenta la ripolarizzazione dei ventricoli. Non sempre è identificabile, perché può anche essere di valore molto piccolo.

- **Onda U:** è un'onda che non sempre è possibile apprezzare in un tracciato, generalmente è legata a patologie.

Formattato: Destro 0 cm, Puntato + Livello:1 + Allinea a: 0,63 cm + Imposta un rientro di: 1,27 cm

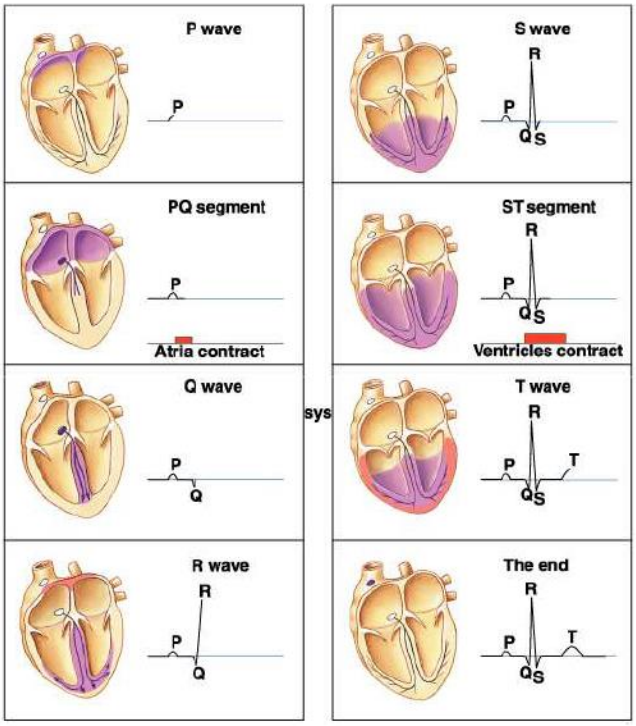


Figura 1-2 Segnale ECG che mette in evidenza le onde descritte (Università di Perugia).

Per la misurazione standard dell'ECG attraverso elettrodi si utilizzano 12 derivazioni: 6 derivazioni degli arti o periferiche, di cui 3 unipolari e 3 bipolari, e 6 derivazioni toraciche o precordiali.

Le **tre derivazioni bipolari** degli arti (I, II, III), si ottengono tramite il cosiddetto "triangolo di Einthoven": gli elettrodi vengono posti su braccio destro, braccio sinistro e gamba sinistra a formare un triangolo. Solitamente è posto anche un elettrodo sulla gamba destra (neutro). Attraverso la concezione di Einthoven, in ogni istante le differenze di potenziale registrate da coppie di elettrodi poste ai vertici del triangolo, rappresentano le proiezioni del vettore cardiaco risultante sulle linee che uniscono gli elettrodi.

L**e tre derivazioni unipolari** (aVL, aVR, AVF) registrano la differenza di potenziale tra un punto centrale, centro del triangolo con potenziale prossimo a zero, e l'elettrodo esplorante disposto su ciascuno dei tre lati (braccio destro e sinistro, gamba destra). Oggi vengono utilizzate le derivazioni aumentate (da cui la lettera "a" che precede il nome della derivazione) per avere un aumento di grandezza dei potenziali del 50% senza modificarne la forma dei tracciati.

Per ottenere le **derivazioni toraciche** un elettrodo positivo viene posto in sei diversi punti della parete toracica. Il tracciato presenterà modificazioni progressive da V1 a V6.

La seguente figura evidenzia le tre tipologie di derivazioni.

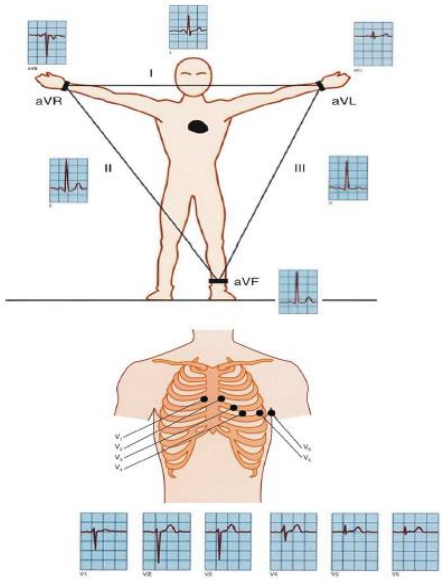


Figura 1-3 Rappresentazione delle derivazioni. In alto è rappresenta la derivazione bipolare con il triangolo di Einthoven unita alle derivazioni unipolari, mentre in basso sono rappresentate le derivazioni precordiali (Università di Perugia).

Il segnale raccolto da tutte e 12 le derivazioni illustrate è utilizzato principalmente per le diagnosi, il monitoraggio, la valutazione della previsioni dei rischi e come assistenza per le

decisioni terapeutiche. Tuttavia, non tutte le derivazioni sono necessarie per ottenere le informazioni richieste, dipende dai particolari scenari clinici. L'analisi di questo segnale permette il riconoscimento di diverse patologie cardiache come l'ischemia, le anomalie di conduzione, le aritmie, oltre a patologie legate a tossine o farmaci.

1.2 Acquisizione segnale ECG

Con l'introduzione delle recenti tecnologie wireless e di sensori miniaturizzati e potenti, è stato possibile creare dei dispositivi mobili che permettano la registrazione del segnale ECG.

Gli elettrocardiografi mobili sono costituiti da tre componenti: un dispositivo mobile (ad esempio uno smartphone), un sensore elettrocardiografico e un'applicazione mobile. Alcuni dispositivi permettono di catturare, in modo non invasivo, e conservare il segnale ECG per un periodo di tempo più lungo rispetto ai dispositivi standard, che potevano archiviare al massimo un gigabyte di dati.

È importante sottolineare che i nuovi dispositivi possono acquisire non solo i segnale ECG, ma anche altri segnali, tra cui la temperatura della pelle, il livello di attività, la posizione del corpo, la frequenza respiratoria o la geolocalizzazione.

Insieme allo sviluppo di nuovi sensori e dispositivi mobili è bene sottolineare anche lo sviluppo di nuovi specifici materiali, che permettono di stampare gli elettrodi direttamente sul nanomateriale come i "conductive rubber electrodes" (Przemyslaw Guzik, 2016). In questo caso gli elettrodi sono posizionati sulla pelle sotto forma di una pellicola molto sottile, con molte proprietà simili a quelle dell'epidermide che aderiscono alla pelle tramite le forze Van der Waals e possono essere deformati, rimodellati, allungati o compressi.

In alternativa, per poter misura le correnti che hanno origine nel corpo umano è necessario utilizzare degli elettrodi, cioè conduttori che favoriscono il passaggio di corrente. È bene sottolineare che nel corpo la corrente è trasportata da ioni ma, nell'elettrodo, è trasportata da elettroni: l'elettrodo si comporta come trasduttore di corrente ionica in elettrica.

Gli elettrodi comunemente utilizzati sono elettrodi adesivi anche se, grazie allo sviluppo delle tecnologie, si stanno ampiamente diffondendo quelli tessili.

Gli **elettrodi adesivi** Ag/AgCl standard non polarizzati sono piccoli dischi indossabili in posizioni specifiche, a seconda della configurazione e delle necessità di misura. Per migliorare il segnale in uscita e stabilizzare il contatto con il corpo viene usato un gel, che tuttavia può causare irritazione alla pelle in caso di misure prolungate e, di conseguenza, non è consigliabile usare questa tipologia di elettrodi per monitoraggi prolungati.

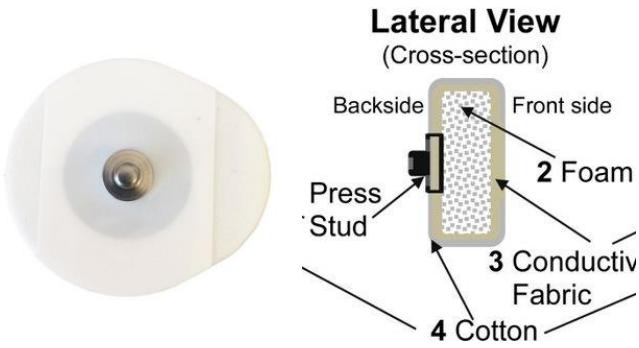


Figura 1-4 A sinistra un elettrodo adesivo (CFS prodotti medicali), a destra un elettrodo tessile (Johan Löfhede, 2012).

Gli **elettrodi tessili** polarizzati (detti anche textrodes) possono essere realizzati integrando i filati elettricamente conduttivi tramite la lavorazione a maglia, in modo da ottenere aree di rilevamento in posizioni specifiche.

Per permettere la corretta misurazione del segnale le aree di rilevamento devono essere a contatto con la pelle, difatti questi elettrodi non hanno un contatto stabile, in quanto non adesivo. Inoltre, per avere una buona qualità di segnale, si vede necessario operazioni di pulizia della pelle.

I textrodes sono sensori a secco, ma sono in grado di ricevere, e talvolta trattenere, il sudore per aumentare la conduttività locale di contatto e di conseguenza la qualità del segnale

rilevata attraverso l'elettrodo. Per avere una capacità di rilevamento immediato, può essere necessario bagnare il textrodes prima di indossare l'indumento: questo effetto si ottiene inserendo piccole spugne sotto la superficie di rilevamento o riempiendo lo spazio sotto il sensore con filati idrofili.

In generale, è possibile affermare che gli elettrodi non polarizzati sono migliori degli elettrodi polarizzati.

1.3 Analisi variazioni fisiologiche in un match

Ogni sport richiede un adattamento cardiovascolare diverso dell'atleta a seconda del grado di partecipazione. Infatti, il sistema cardiovascolare fornisce ai muscoli l'energia indispensabile e riporta i prodotti del metabolismo agli organismi necessari.

È possibile affermare che il sistema cardiovascolare svolge un ruolo chiave nei processi dinamici del lavoro interno, con il quale si identifica il costo metabolico totale necessario per l'attività fisica, quantificabile attraverso il consumo di ossigeno. Per ogni tipologia di atleta esiste una correlazione tra la quantità di lavoro interno richiesta e l'ampiezza del lavoro esterno per completare uno specifico task motorio.

Con la dicitura "lavoro esterno" si identificano azioni come corsa e salti e, in particolare, è possibile rilevare due categorie specifiche:

- **Isotonico:** si riferisce al movimento di grandi quantità di sangue, implicato in discipline con lunghe corse, impartendo una dilatazione volumetrica delle camere cardiache. Difatti, diversi studi dimostrano che gli atleti di resistenza hanno un aumento eccentrico delle dimensioni del ventricolo sinistro, cioè, l'aumento della dimensione della cavità è più pronunciata rispetto all'aumento dello spessore della parete.

- **Isometrico:** legato alla generazione di un'alta pressione intravascolare. È valido per discipline che richiedono movimenti corti ma intensi. È legato al carico di pressione cardiaco, in particolare del ventricolo sinistro.

In uno sport come il calcio, l'atleta è sottoposto in gran parte a una lavoro isotonico, infatti durante il match è stata osservata una progressiva degradazione del glicogeno muscolare (dal 40 al 90%) nelle fibre muscolari, specialmente per le fibre di tipo IIb (anaerobiche). Vi è anche una riduzione dei livelli di creatina di fosfato, pH muscolare, un accumulo di stock di potassio e una diminuzione temporanea della temperatura del corpo e disidratazione.

Inoltre, il carico fisiologico e le difficoltà di idratazione in situazioni competitive provocano una perdita media di 1,4 L di sudore, una riduzione del 1.5-4% nella massa corporea e una diminuzione del 7-12% del volume plasmatico ematico.

Tutti questi aspetti inducono delle risposte nella frequenza cardiaca, soprattutto nella seconda metà della gara: è stata confermata una diminuzione delle azioni di alta intensità, indipendentemente dal livello di gioco, grazie all'analisi della concentrazione di lattato nel sangue e della distanza coperta.

Legato alla posizione in campo si è dimostrato che centrocampisti abbiano un sovraccarico cardiovascolare maggiore rispetto agli altri ruoli. Questo potrebbe essere spiegato anche per le funzioni tattiche di questo ruolo nei moderni sistemi di gioco: infatti, questi atleti presentano la maggior distanza totale effettuata, una maggiore percentuale di possesso palla e un maggior numero di duelli. Inoltre, da un punto di vista tecnico-tattico sono inclusi sia nel gioco difensivo sia offensivo, per cui i giocatori in questo ruolo presentano la capacità aerobica più alta. I difensori centrali sono caratterizzati dal minor sovraccarico cardiovascolare, mentre il ruolo del terzino è caratterizzato da un numero di azioni ad alta intensità per cui necessitano di maggiori periodi di recupero, rispetto ad altre posizioni di gioco.

In questa tipologia di analisi potrebbe essere necessario anche considerare lo stile di gioco e le diverse etnie, non oggetto di questo studio.

1.4 Patologie cardiache nello sport

In Italia in base alla legge del 1982, per fare sport agonistico è necessario ottenere il certificato di idoneità da medici specialistici in medicina dello sport, sul sostegno di dati clinici e strumentali, che di base comprendono l'ECG a riposo e sottosforzo. Solo nel 2014 è stato emanato un decreto per l'attività sportiva non agonistica con la richiesta di una certificazione, con almeno l'ECG a riposo.

Questa idoneità sportiva rappresenta il punto di prevenzione primaria per la Medicina Sportiva Italiana, tuttavia, per contenere il fenomeno di morti improvvise nello sport, si rende necessaria anche una prevenzione secondaria attraverso la diffusione della cultura dell'emergenza, la sensibilizzazione e la dotazione di un defibrillatore negli impianti sportivi.

La definizione più nota di morte cardiaca improvvisa (MCI) è quella della Società Europea di Cardiologia: *"Si tratta di una morte naturale dovuta a cause cardiache, preceduta dalla rapita perdita di coscienza, entro un'ora dall'insorgere della sintomatologia acuta, in soggetti con o senza cardiopatia nota persistente, ma per i quali tempi e modalità del decesso sono inaspettati."*

L'attività fisico-sportiva agonistica comporta un intrinseco aumento dell'incidenza di arresto cardiaco aritmico nell'adolescente e nel giovane adulto. Il rischio di MCI nei giovani che praticano attività sportiva competitiva risulta di circa 3 volte superiore a quello dei loro coetanei sedentari. Non è l'esercizio fisico in sé il responsabile dell'aumento della mortalità, ma la presenza di una malattia cardiovascolare spesso misconosciuta, che predispone l'atleta ad aritmie ventricolari letali, specificatamente da stimolazione adrenergica in corso di attività sportiva.

Il meccanismo più comune di arresto cardiaco durante l'attività sportiva è la fibrillazione ventricolare brusca come conseguenza di una malattia cardiovascolare sottostante. La morte improvvisa durante lo sport può anche essere il risultato di un colpo non penetrante sulla

parete toracica, che può innescare una fibrillazione ventricolare improvvisa in assenza di lesioni cardiache strutturali.

Il protocollo di screening, che comprende anche lo studio tramite ECG, consente l'identificazione degli atleti affetti da malattie muscolari cardiache in uno stadio pre-sintomatico e può portare alla riduzione del rischio di MCI durante lo sport. L'uso di criteri moderni per l'interpretazione dell'ECG nell'atleta offre il potenziale per migliorare l'accuratezza dello screening, riducendo il numero di falsi positivi. L'impiego di tecniche di imaging in vivo, come la tomografia, la risonanza magnetica e l'ecocardiografia 2D faciliterebbe certamente l'identificazione anche di queste malattie nascoste, migliorando il successo della prevenzione della MCI.

Un'obiezione comune allo screening dell'ECG è la preoccupazione, già accennata in precedenza, per la presenza di un tasso di falso positive elevato, che conduce a valutazioni secondarie inutili o a restrizioni dell'attività sportiva. Tuttavia, è fondamentale riconoscere che il dato tasso per lo screening dell'ECG è in gran parte influenzato dai criteri utilizzati per definire casi "anormali". Tali limitazioni di screening giustificano gli sforzi crescenti per l'attuazione di programmi di intervento di rianimazione cardiopolmonare, tra cui la defibrillazione esterna precoce per il trattamento di patologie cardiache aritmiche imprevedibili in campo.

Gli studi riportati in letteratura si concentrano su atleti professionisti, in età comprese tra i 15 e i 30 anni circa. Di seguito vengono analizzate brevemente alcune patologie che possono portare alla morte durante l'attività sportiva.

1.4.1 Aritmie

Le aritmie sono anomalie della frequenza cardiaca o disturbi nella conduzione che provocano un'anomalia nella sequenza di attivazione del miocardio. Esse possono essere classificate in aritmie ipercinetiche e ipocinetiche in base alla risposta ventricolare.

Le **aritmie ipercinetiche** sono suddivise considerando la lunghezza del complesso QRS: le aritmie sopraventricolare hanno un QRS stretto, mentre le aritmie ventricolari sono

caratterizzate da un QRS largo. Analizzando le derivazioni è possibile identificare un complesso QRS stretto in diverse patologie tra cui fibrillazione atriale e preccitazione ventricolare.

La **fibrillazione atriale** è l'aritmia sopraventricolare più caotica con irregolarità continua negli intervalli RR ed è caratterizzata dall'assenza dell'onda P, sostituita da onde "f" diverse fra loro per morfologia, grandezza e distanza. Queste onde possono essere ben disegnate o confuse con la linea isoelettrica, ma comunque più evidenti nelle derivazioni V1 e V2. È il caso più frequente di aritmia (Figura 1.5).

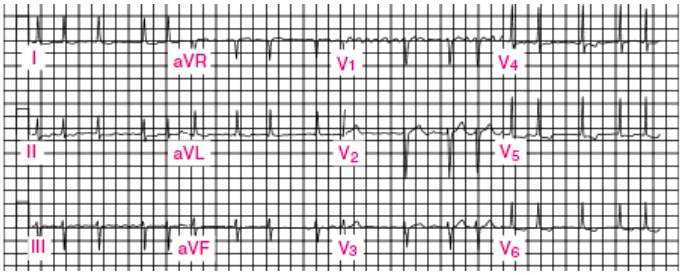


Figura 1-5 Fibrillazione atriale (Mitchell).

La preccitazione ventricolare è detta anche sindrome di **Wolff-Parkinson-White** (WPW) ed è la più presente negli atleti. Essa si mostra quando un impulso attiva tutto o parte del ventricolo in modo precoce. L'ECG presenta un tratto PR corto (minore di 0,12s), e complesso QRS apparentemente allungato dovuto alla presenza di onde delta che si sovrappongono alle onde R, come è visibile nell'immagine successiva.

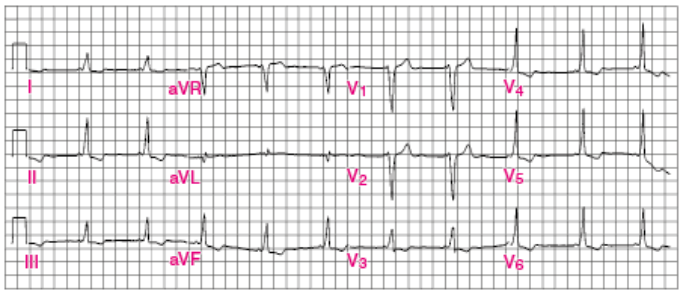


Figura 1-6 Elettrocardiogramma di un paziente con WPW. Si noti l'intervallo PR breve e la presenza delle onde Delta (Mitchell).

In caso di complesso QRS largo prendiamo in considerazione la **tachicardia ventricolare**, e la **fibrillazione ventricolare**.

Per gli atleti è importante rilevare nello specifico la tachicardia ventricolare nella displasia aritmogena del ventricolo sinistro, caratterizzata dalla presenza di lesioni strutturali della parete muscolare. Con questa patologia, che nell'ECG evidenzia un'elevazione del tratto ST, si ipotizzano alterazioni elettriche secondarie a disfunzione dei canali di sodio per modificazioni genetiche, verosimilmente localizzate sul cromosoma 3. Condizione simile è rappresentata dalla sindrome di Brugada (analizzata successivamente), anch'essa in grado di causare arresto cardiaco per aritmie maligne, in assenza di alterazioni strutturali del tessuto muscolare del ventricolo destro (Figura 1.7).

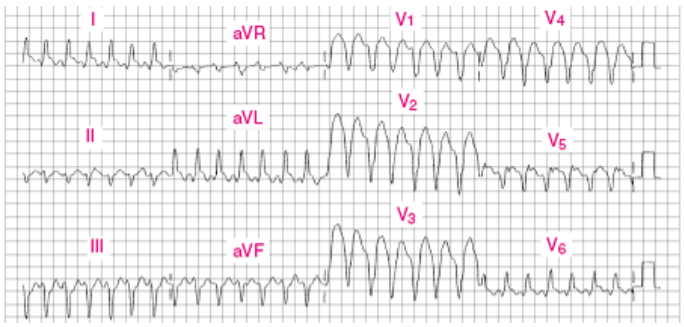


Figura 1-7 Tachicardia ventricolare con displasia aritmogena del ventricolo destro. Si nota un tratto ST elevato (Mitchell).

La **fibrillazione ventricolare** rappresenta lo stato più avanzato del deterioramento miocardico ed è compresa tra i ritmi di presentazione dell'arresto cardiaco. Nell'analisi dell'ECG si evidenziano ondulazioni irregolari di varia ampiezza e morfologia, in cui non sono riconoscibili onde P, né complessi QRS, né onde T.

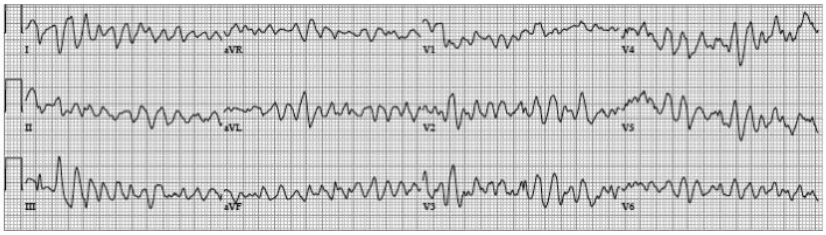


Figura 1-8 Fibrillazione ventricolare, si nota come è impossibile riconoscere le onde del tracciato (Mitchell).

Le **aritmie ipocinetiche** sono caratterizzate da una riduzione della frequenza cardiaca al di sotto dei 60 bpm e disturbi della conduzione dell'impulso.

Tra queste troviamo la **bradicardia**, quando la frequenza cardiaca è minore di 50 bpm. In particolare, con la bradicardia sinusale, l'ECG presenta oltre a onde P con frequenza inferiore ai 60 battiti per minuto, un intervallo RR molto più lungo del normale e infine, un ritmo più lento ma regolare (Figura 1.8).

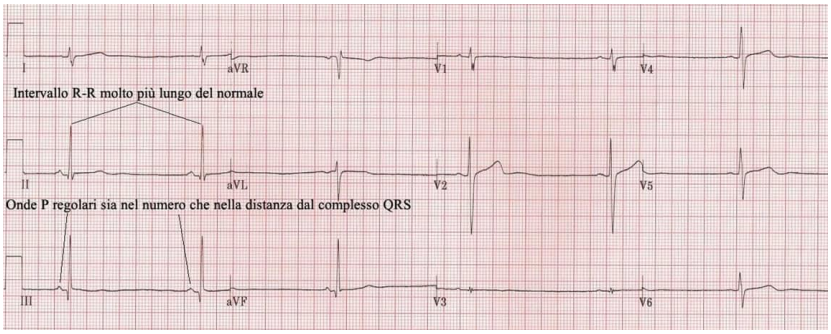


Figura 1-7 Viene riportato un caso di bradicardia sinusale. È evidenziato l'intervallo RR allungato ma è visibile anche la regolarità delle onde P (A.Griguolo).

Per gli atleti è bene sottolineare l'interruzione del sistema di conduzione impartita da un **blocco di branca completo.** La diagnosi della **branca destra** è stabilita sulla base dei seguenti risultati:

(1) durata QRS>120 ms in presenza di sinusite normale o altro ritmo sopraventricolare;
(2) onda R complessa nella derivazione V1;
(3) bassa onda S nelle derivazioni V5, V6, aVL o I.

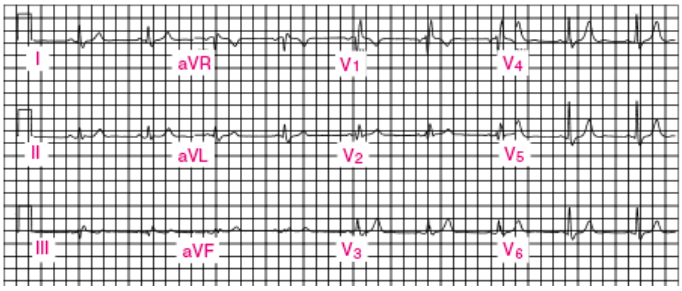


Figura 1-8 Blocco di branca destra (Mitchell).

Il blocco completo di branca destra è molto meno comune e ha un'incidenza riportata che va dal 0,2% al 3% negli atleti, anche se appare in modo più prevalente in questa categoria di pazienti. In particolare, è una patologia tipica di pazienti che applicano discipline in cui è richiesta resistenza quindi in un esercizio di tipo isotonico e dinamico. Presumibilmente, un blocco di branca incompleto è spesso considerato normale e non, al contrario, sintomo di patologia.

Infine, diversi studi clinici e patologici (Domenico Corrado A. Z., 2017) hanno dimostrato che, **una cicatrice del ventricolo sinistro isolata non ischemica** può essere associata ad aritmie pericolose per la vita e legate a morte cardiaca improvvisa nell'atleta. Uno studio post mortem ha riportato una prevalenza del 25% di questa patologia tra le cause della SCD giovanile durante l'esercizio (Domenico Corrado A. Z., 2017).

1.4.2 Prolasso della valvola mitrale

Prolasso della valvola mitrale (PVM) è stato ampiamente sottovalutato come una patologia cardiaca responsabile di SCD nell'atleta da parte dei medici. La valvola mitrale è un complesso apparato funzionale che si compone di diverse strutture anatomiche: anello, lembi, corde tendinee, muscoli papillari, miocardio atriale sinistro e ventricolare sinistro. Dall'integrità anatomica di ciascuna di queste componenti dipende l'integrità funzionale della valvola.

In cardiologia il PVM è definito come lo spostamento sistolico superiore o posteriore dei lembi mitralici. Studi familiari rigorosamente condotti hanno dimostrato che il PVM è significativamente correlato ad alterazioni dello scheletro toracico, basso peso corporeo, ipertensione arteriosa e palpitazioni. Grazie agli studi riportati in letteratura, è possibile tracciare un profilo di rischio clinico che identifica almeno 3 sottogruppi di soggetti con PVM:

- **Sottogruppo ad alto rischio:** con incidenza annuale di complicanze di circa il 5%, costituito da pazienti che giungono alla prima osservazione già con un rigurgito mitralico rilevante;
- **Sottogruppo a rischio intermedio:** intorno al 2% per anno, costituito da soggetti maschili con età maggiore di 45 anni;
- **Sottogruppo a basso rischio:** minore del 0,5% annuo, che comprende donne giovani, con riscontro casuale di PVM.

L'atleta con un PVM aritmico può essere identificato durante lo screening in pre-partecipazione. Infatti, si è riscontrata un'associazione tra PVM e aritmie ventricolari e sopraventricolari, riscontrate nell'ECG, oltre ad alterazioni del tratto ST e aumento della dispersione del QT lungo.

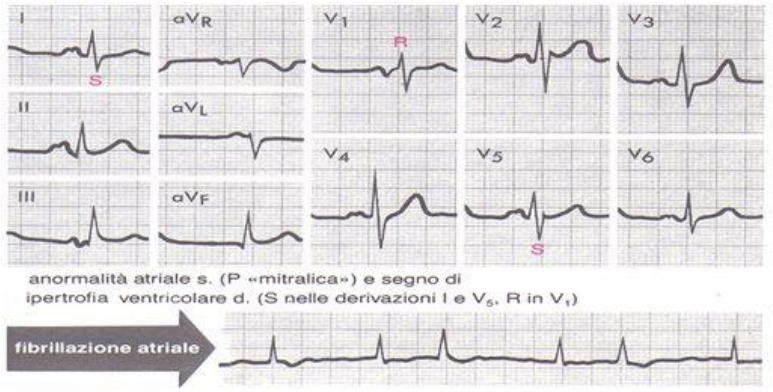


Figura 1-9 Analisi delle 12 derivazioni di un paziente con prolasso della valvola mitralica (Calabresi, 2017).

È tuttavia bene sottolineare che per evidenziare patologie di questa tipologia si rende necessaria un'analisi più approfondita con ecocardiografia.

1.4.3 Disturbi del miocardio: miocardite e cardiomiopatie

La **miocardite** è un processo infiammatorio locale o diffuso del miocardio, determinato da diverse cause tra cui processi infettivi, farmaci e alterazioni metaboliche e vascolari. Spesso è secondaria a infezione acuta, subacuta o cronica delle prime vie respiratorie o del tratto gastroenterico.

Solitamente sono caratterizzate da distruzione di miociti e di infiltrazione linfocitaria ed hanno spiegato circa il 14% dei casi di SCD. La sintomatologia di presentazione è molto variabile: dispnea (descritta nel 72% dei casi), dolore toracico (32% dei casi), shock e morte per insufficienza cardiaca.

Dall'analisi dell'ECG si evidenziano segni di coinvolgimento pericardico con anomalie del tratto ST, dell'onda T e aritmie. Occasionalmente, l'elevazione del tratto ST può suggerire la presenza di una pericardite acuta e creare problemi di diagnosi differenziale con l'infarto miocardico.

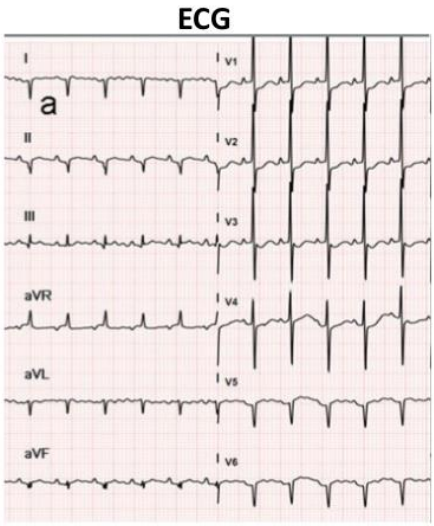


Figura 1-10 Caso di miocardite. Si evidenziano i bassi voltaggi e un sottoslivellamento del tratto ST nelle derivazioni precordiali (Bertoni).

Il termine **cardiomiopatia** indica una condizione morbosa determinata dall'alterazione primitiva del muscolo cardiaco, indipendente da ischemia miocardica, ipertensione arteriosa e malattie polmonari. Rappresenta la malattia cardiovascolare di origine genetica più frequente, con un'ereditarietà di tipo autosomico dominante.

Le cardiomiopatie si possono distinguere in: dilatativa, ipertrofica e restrittiva.

In questo ultimo gruppo è inclusa anche la cardiomiopatia ventricolare destra aritmogena molto nota per lo appunto perché causa di morte improvvisa aritmica di giovani sportivi. La cardiomiopatia ipertrofica e aritmogena hanno condiviso lo stesso tasso tra le cause di SCD, il 10% ciascuno.

Nella cardiomiopatia **ipertrofica** la contrazione del ventricolo sinistro è rapida e forzata e vi è un'alterazione della fase di rilasciamento ed ostruzione dell'efflusso aortico. Il difetto primitivo è a carico della funzione diastolica, per cui si ha un inadeguato riempimento ventricolare che determina a riduzione della gittata cardiaca, in particolare quando il paziente

è sotto sforzo. La cardiomiopatia ipertrofica è una malattia relativamente comune di cui la morte improvvisa rappresenta l'evento più temibile che può avvenire in tutte le fasce di età, più frequente in pazienti giovani.

L'analisi dell'ECG evidenzia segni di ipertrofia ventricolare sinistra e anomalie della ripolarizzazione ventricolare, evidenziate con onde Q anomale, alterazioni del tratto ST e onde T negative nelle precordiali laterali (Figura 1.11).

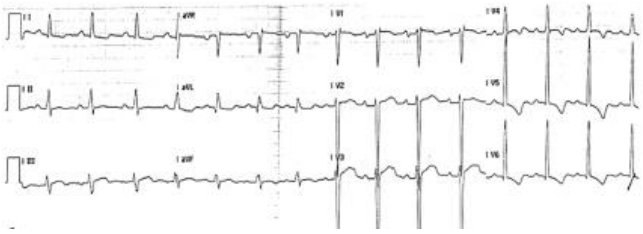


Figura 1-11 SCD a causa di cardiomiopatia ipertrofica in un atleta di 15 anni durante il ciclismo nel 2004 (Anna Maria Ferrari, 2017).

La cardiomiopatia **aritmogena** del ventricolo destro, cardiomiopatia di tipo restrittivo, è invece dovuta alla sostituzione fibro-adiposa del miocardio ventricolare destro, segmentaria o più raramente diffusa. Il quadro ECG può mostrare inversione delle onde T nelle precordiali destre e battiti ectopici ventricolari con morfologia del QRS anomala e può portare anche a tachicardia.

Il pattern di ereditarietà è variabile, si manifesta tra i 10 e i 40 anni di età. Dato che malattie di questo tipo sono spesso ereditarie, avere la possibilità di studiare i parenti di primo grado può essere d'aiuto per la diagnosi dell'atleta (Figura 1.12).

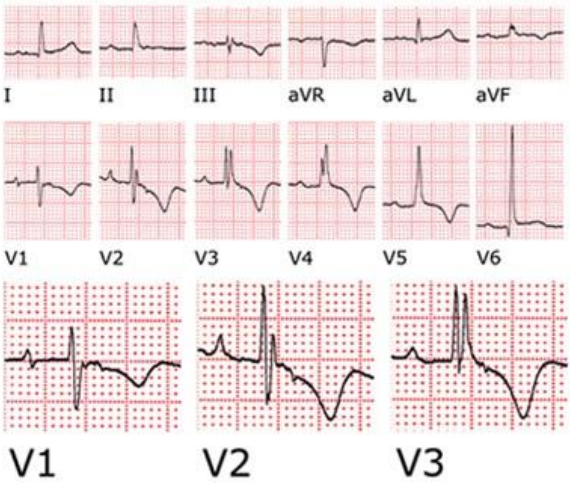


Figura 1-12 Elettrocardiogramma di un paziente di 22 anni con cardiomiopatia aritmogena del ventricolo destro. Si nota che le onde P sono estremamente larghe, soprattutto nelle derivazioni I, III, aVL. Nelle derivazioni V2-V4 si nota un blocco di branca destra e onde T negative (L.A.Ferrara, 2017).

1.4.4 Angina pectoris

Il termine angina pectoris indica un dolore transitorio del torace dovuto ad ischemia del miocardio. I diversi fattori in grado di condizionare la comparsa di angina possono essere divisi in due grandi sottogruppi: quelli che riducono l'apporto di ossigeno al miocardio o quelli che, al contrario, incrementano la richiesta o il consumo di ossigeno da parte del miocardio.

Numerosi fattori contribuiscono a scatenare l'ischemia, in particolare lo sforzo fisico, soprattutto se effettuato in condizioni ambientali sfavorevoli. Lo sforzo infatti, aumenta la frequenza cardiaca, riducendo il tempo di diastole durante il quale si ha la gran parte della circolazione coronaria. La riduzione del tempo di diastole in tal modo determina un deficit di sangue al tessuto del miocardio. Particolarmente pericolosa per gli atleti sono **l'ischemia stabile** e **l'ischemia variante** o di Printzmetal.

L'ischemia stabile è assente durante il riposo, ed è indotta dallo sforzo fisico quando il carico di lavoro del cuore raggiunge un determinato livello. L'analisi attraverso l'ECG mostra una depressione del tratto ST.

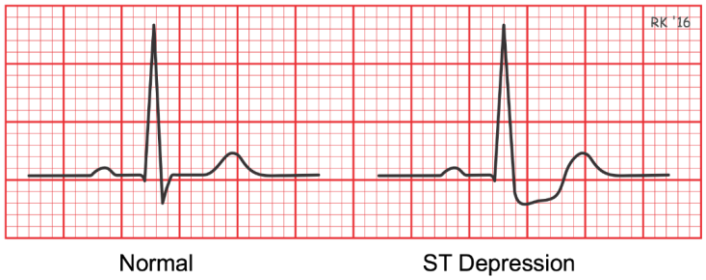


Figura 1-13 Effetto di depressione del tratto ST tipico di un caso di ischemia stabile (Klabunde, 2016).

L'ischemia variante si verifica a riposo ed è dovuta a vasospasmo coronarico, talora scatenato da aumentata richiesta del miocardio di ossigeno o aumento della concentrazione di adrenalina, noradrenalina e istamina. L'analisi dell'ECG evidenzia un sopraslivellamento del tratto ST.

Figura 1-14 L'ischemia variante con sopraslivellamento del tratto ST è un attacco cardiaco che produce delle variazioni tipiche dell'elettrocardiogramma (ECG). Sopra è visualizzato un ECG normale (Mitchell).

Mentre l'angina pectoris è espressione clinica di un danno cellulare reversibile, l'infarto è dovuto ad una ischemia prolungata che porta a un danno cellulare irreversibile, cioè a morte cellulare. La morte cellulare si verifica dopo 20 minuti circa di ischemia: a quel punto nelle aree necrotiche il miocardio non è più capace di conservare una funzione contrattile.

1.4.5 Patologie legate ai canali ionici

La funzionalità dei canali ionici può essere alterata da diversi fattori come le malattie congenite dovute a mutazioni geniche dei canali ionici (che possono provocare morte improvvisa), condizioni patologiche acquisite che alterano l'eccitabilità cellulare (come conseguenza ad esempio di ischemie) oppure da farmaci che agiscono a livello dei canali, facilitando o diminuendo la loro apertura. Inoltre, recenti studi (Carla Giustetto, 2008) hanno dimostrato che mutazioni nelle proteine citoscheletriche possano mimare alterazioni dei canali ionici a loro associati e sviluppare sindrome aritmica primaria in soggetti senza scompenso cardiaco. È quindi possibile che alterazioni di queste proteine non solo possano portare ad un danno strutturale, ma possano anche determinare una modulazione patologica della funzione dei canali ionici, spiegando, almeno in parte, le frequenti anormalità all'ECG di base che si riscontrano in pazienti con scompenso cardiaco. Mutazioni genetiche dei canali ionici causano aritmie improvvise, che si distinguono in bradiritmie e tachiaritmie.

Tra le tachiaritmie è bene sottolineare la **sindrome di Brugada**, caratterizzata da elevazione del segmento ST, è evidenziata nelle derivazioni V1 e V2, e contraddistinta da un apparente aumento delle aritmie durante i periodi di sonno o di riposo. Questo è particolarmente importante per gli atleti, perché l'aumento del tono vagale durante l'allenamento potrebbe aumentare la suscettibilità all'aritmia (Figura 1.15).

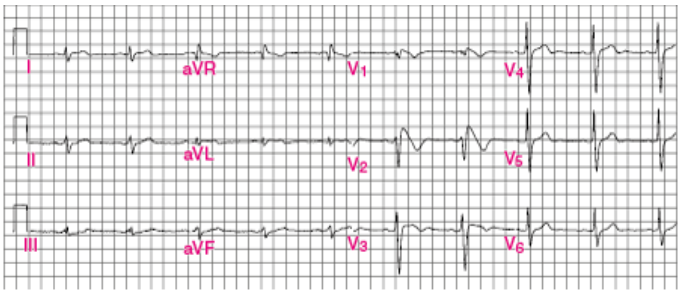


Figura 1-15 Elettrocardiogramma tipico della sindrome di Brugada. Si nota nella derivazione V1 che il segmento ST e l'onda T sono invertiti (Mitchell).

Le basi genetiche della sindrome di Brugada sono state dimostrate nel 1998 con l'identificazione di mutazioni a carico del gene che codifica per il canale cardiaco del sodio. Le manifestazioni di questa sindrome si presentano più frequentemente in giovani maschi (con rapporto maschi/femmine di 8:1) con età compresa tra 30 e 40 anni, e sembra responsabile di episodi di fibrillazione ventricolare in una percentuale variabile tra il 3 e il 60% dei casi.

Tra le bradiritmie sono da sottolineare sindrome del QT lungo e la sindrome del QT breve.

La **sindrome del QT lungo** (LQTS) viene definita come un complesso di alterazioni nella ripolarizzazione cardiaca, che può essere genetica, sporadica, ereditaria, od acquisita. La LQTS è caratterizzata da un tracciato elettrocardiografico alterato caratterizzato dal prolungamento dell'intervallo QT, da bradicardia relativa, da anomalie nell'onda T e da episodi di tachicardia ventricolare.

Le anomalie cardiache sono causate da alterazioni di alcune proteine responsabili del trasporto degli ioni potassio e sodio attraverso la membrana delle cellule cardiache. La presenza di un difetto genetico determina un'anomalia di tali scambi ionici e quindi causa dell'alterazione dell'elettrocardiogramma.

Nel 1995, il gruppo di Keating scoprì il primo gene-malattia per la LQTS, che codifica la subunità del canale del potassio a risposta lenta. Da allora sono stati scoperti altri geni codificanti per subunità dei canali ionici, come quelli coinvolti nella generazione della corrente del sodio. Questo gene è quello più comunemente mutato in soggetti con LQTS ed è espresso nell'uomo in molti tessuti incluso il cuore.

Nella **sindrome del QT breve** (SQTS), la morte improvvisa può sopraggiungere a qualsiasi età e talvolta anche nei primi mesi di vita ed è caratterizzato dalla presenza di intervallo QT costantemente <300 ms, con modesti cambiamenti al variare della frequenza cardiaca. In questi pazienti sono state identificate mutazioni a carico di tre diversi geni che codificano i canali del potassio.

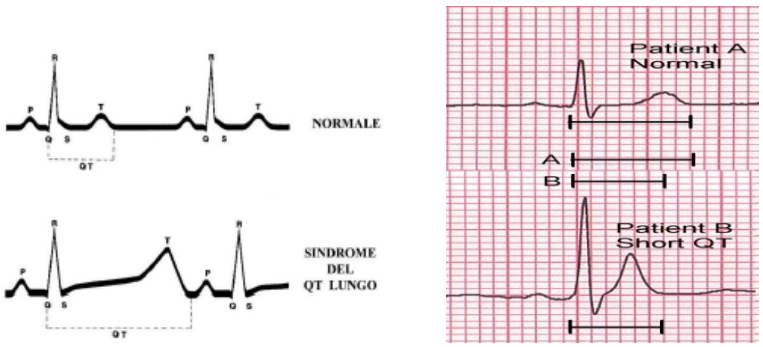


Figura 1-16 Sindrome QT lungo a sinistra, a destra la sindrome del QT breve (shortqtsyndrome.org, 2015).

1.5 Conclusioni

È possibile concludere allora che le alterazioni ECG possono essere suddivise in due categorie (Figura 1.17):

- alterazioni ECG frequenti e correlate all'esercizio fisico;
- alterazioni ECG rare e non correlate all'esercizio fisico.

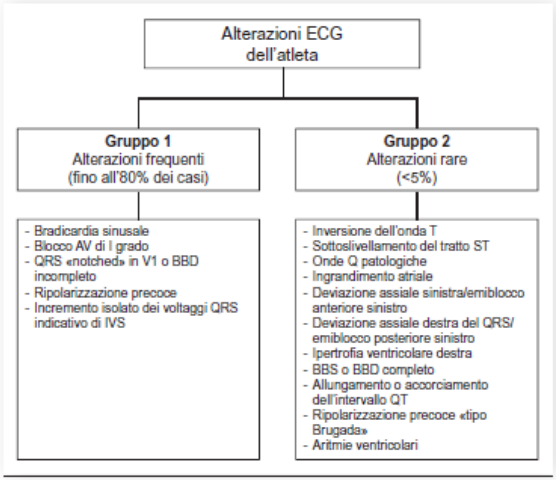


Figura 1-17 Classificazione delle alterazioni elettrocardiografiche dell'atleta in "frequenti" (gruppo 1) e "rare" (gruppo 2) (Domenico Corrado F. M., 2011).

Gli atleti ben allenati presentano frequentemente (fino all'80% dei casi) alterazioni ECG quali bradicardia, blocco di branca destra incompleto e ripolarizzazione precoce, che riflettono il fisiologico adattamento all'esercizio fisico, con aumento del tono vagale e/o riduzione dell'attività simpatica.

Queste modificazioni "fisiologiche" dell'ECG devono essere distinte da quelle rare (<5%) che non risultano legate all'esercizio fisico (gruppo 2) e che comprendono l'inversione delle onde T, il sottoslivellamento del tratto ST, le onde Q patologiche, l'ingrandimento atriale, la deviazione dell'asse del QRS, il blocco di branca completo, l'allungamento o l'accorciamento anomalo dell'intervallo QT e le alterazioni della ripolarizzazione ventricolare "tipo Brugada".

Quando presenti, queste alterazioni ECG devono richiamare l'attenzione su una possibile malattia cardiovascolare, in particolare una cardiomiopatia o una malattia dei canali ionici cardiaci a rischio di MCI durante sport. Grazie a successivi test più approfonditi è possibile ridurre il numero di falsi positivi, verificando se tali modificazioni sono comunque fisiologiche, come spesso accade per patologie legate all'onda T, dato che il sistema nervoso

vagale porta all'incremento della regione di ripolarizzazione del miocardio ventricolare e a un conseguente aumento di ampiezza dell'onda T.

L'implicazione più importante di questa classificazione è che la valutazione cardiologica di II livello mediante costosi test di approfondimento diagnostico va riservata agli atleti con alterazioni ECG di gruppo 2, con evidente miglioramento della specificità e del rapporto costo-beneficio del processo di screening.

In conclusione, è dimostrabile come nel corso degli ultimi dieci anni le tecnologie mobili hanno chiaramente cambiato la vita quotidiana. Pertanto, è prevedibile che il loro impatto sulla pratica clinica diventerà alla fine altrettanto profondo. Tuttavia, l'uso della tecnologia ECG mobile non ha raggiunto linee guida riconosciute e/o raccomandazioni cliniche accettate.

CAPITOLO 2
REQUISITI TECNOLOGICI DEL PROGETTO

I sensori indossabili sono diventati molto popolari in molti campi applicativi come quello medico, dell'intrattenimento, della sicurezza, e commerciale. Possono essere estremamente utili per fornire informazioni accurate e affidabili sulle attività e i comportamenti di chi li indossa. L'ultimo decennio infatti, è stato caratterizzato dal rapido sviluppo di sistemi microelettronici (MEMS), di sensori biomedici e di una tecnologia di comunicazione wireless a bassa potenza, che hanno portato alla definizione di dispositivi indossabili anche in campo medico.

Questi dispositivi possono essere usati per monitorare informazioni fisiche e fisiologiche dei soggetti, in particolare dispositivi per il monitoraggio del segnale ECG, segnale EEG, respirazione, temperatura e attività fisica stanno rivoluzionando il settore biomedicale.

In questo contesto si inserisce il progetto del laboratorio Sensibilab del Politecnico di Milano (sede Lecco) relativo al progetto europeo "PEGASO 4F4". Quest'ultimo è un sistema multi disciplinare che affronta tematiche di prevenzione e di coaching lifestyle ed è stato sviluppato in origine in un contesto adolescenziale (Maurizio Caon S. C., 2107), ma con tale studio si vuole dimostrare che può essere applicato anche in molti altri ambiti.

Il sistema Pegaso si basa su una piattaforma mobile che raccoglie e integra dati provenienti da parametri fisici, comportamenti sani e feedback ambientali, tramite l'uso di un dispositivo

indossabile in grado di rilevare una derivazione elettrocardiografica e le accelerazioni triassiali. Questi dati vengono raccolti utilizzando due livelli di sensori (Figura 2.1):

1. Monitoraggio individuale ad alto livello sfruttando sensori indossabili e connettività social grazie all'uso di app interattive;
2. Sistema di feedback in termini di cambiamenti di "stato di salute" e di azioni correttive necessarie.

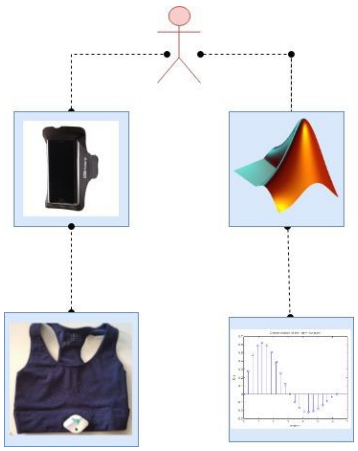


Figura 2-1 A sinistra del soggetto il sistema di monitoraggio e di connettività, a destra il sistema di elaborazione e feedback.

Il segnale del cuore viene ricevuto utilizzando due elettrodi tessili posti sotto la fascia e acquisiti tramiti ECG patch. Successivamente il segnale viene amplificato, filtrato, campionato e digitalizzato da un microcontrollore e infine viene inviato, in modalità bluetooth, a uno smartphone che permette sia la visualizzazione dei dati che il salvataggio (Figura 2.2).

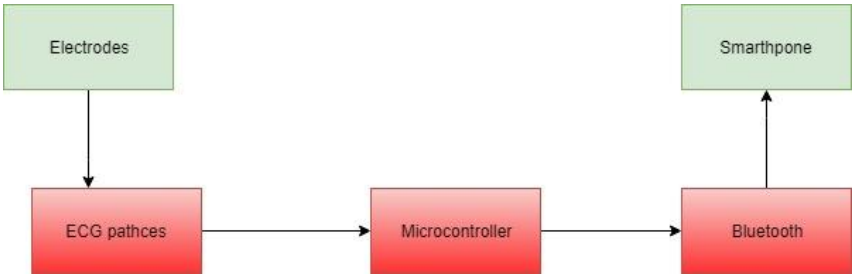


Figura 2-2 Acquisizione del segnale, in rosso sono indicati i componenti che richiedono una batteria.

Questi dispositivi di monitoraggio e la loro integrazione in accessori indossabili, sono emersi come soluzioni tecnologiche, in grado di capitalizzare gli ultimi progressi nel rilevamento, analisi del segnale e comunicazioni. Ciò ha generato una serie di prodotti commerciali e prototipi sperimentali, dimostrando gli importanti progressi realizzati nell'abilitare le tecnologie ICT (Carlo Emilio Standoli, 2016).

In questo progetto si sfrutta il sistema di monitoraggio Pegaso del segnale ECG e dell'accelerazione per poter analizzare le prestazioni atletiche durante l'attività sportiva, con cenni alla possibilità futura di usare questo dispositivo come prevenzione di attacchi cardiaci durante l'attività.

2.1 Componenti elettronici

Il sistema indossabile del nostro progetto è indirizzato al monitoraggio a breve termine dei parametri fisiologici durante le attività sportive. Il modulo elettronico, sviluppato durante il progetto Pegaso, accennato nel paragrafo precedente, misura l'attività cardiaca (con un ECG I-derivazione), l'attività fisica (grazie ad un accelerometro a tre assi) ed il consumo energetico (attraverso algoritmi ad-hoc sviluppati durante il progetto).

Il monitoraggio individuale rappresenta un punto cruciale per il successo di Pegaso che mirava a rafforzare l'accettazione e l'uso continuo dei dispositivi indossabili da parte degli utenti.

I dispositivi wearable hanno il vantaggio di essere di semplice uso, di essere meno invasivi, utilizzabili quindi sia per attività quotidiane che sportive, e infine, di essere facilmente riutilizzabili. In particolare, dispositivi portatili di assistenza sanitaria richiedono microcontrollori piccoli e leggeri che possano acquisire misure continue per lunghi periodi di tempo.

Allora, la scelta di un microcontrollore adeguato è fondamentale per ottenere elevate capacità di lavorazione con il minor consumo di energia possibile.

Per la rilevazione, in particolare del segnale ECG, occorre un front-end analogico ad alto guadagno con bassa frequenza e, un sistema di filtraggio che permetta una conversione digitale corretta necessaria per l'elaborazione dei dati. Attraverso l'elaborazione di un segnale ECG è possibile, tramite la rilevazione del complesso QRS, determinare la frequenza cardiaca espressa come numero di battiti al minuto (BPM).

A causa delle restrizioni di velocità e memoria del nucleo nei microcontrollori, un segnale ECG analogico continuo non può sia essere memorizzato che in contemporanea trasmesso digitalmente. Il campionamento è definito come il processo di conversione da un segnale continuo ad un segnale discreto. Il segnale discreto è una sequenza di quantità (campioni) rilevata in un determinato periodo di tempo (periodo di campionamento) che può essere memorizzato, processato e utilizzato per ripristinare il segnale originale. Il periodo di campionamento è un parametro noto durante l'elaborazione e la ricostruzione del segnale originale. Per questo motivo questo parametro deve essere il più esatto possibile quando si prelevano campioni utilizzando l'ADC.

Come riportato dall'Associazione Italiana Ingegneri Clinici (Braida, 2015) la frequenza di campionamento per un segnale ECG, deve essere valutata a seconda dello scopo per cui questo segnale viene registrato (diagnostico o meno), e del soggetto (da persone adulte piuttosto che da bambini). In questo progetto l'ECG non può essere utilizzato a scopi diagnostici, dato che viene utilizzata una sola derivazione, ma solo a scopo di monitoraggio per cui la frequenza di campionamento scelta è di 100 Hz.

In Figura 2.3 è possibile vedere come è composto internamente il dispositivo, fornendo un'anteprima degli elementi che verranno affrontati in questo documento.

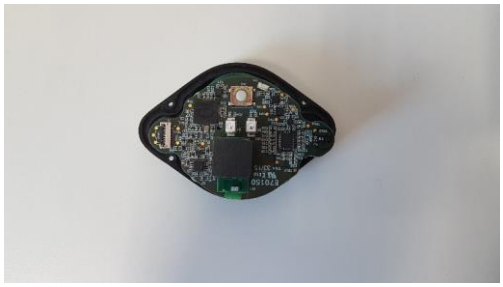


Figura 2-3 Il dispositivo è composto da un microprocessore, una memoria nor flash, un dispositivo per l'acquisizione del segnale ECG, un modulo bluetooth, e una batteria con ricarica wireless. Il dispositivo viene azionato tramite un pulsante di accensione. Esso è dotato anche di due led che verranno usati per controllare in quale modalità si trova il dispositivo.

I prossimi paragrafi procedono con una descrizione generale delle caratteristiche dei componenti elettronici (Figura 2.4), concludendo con la descrizione del funzionamento del firmware.

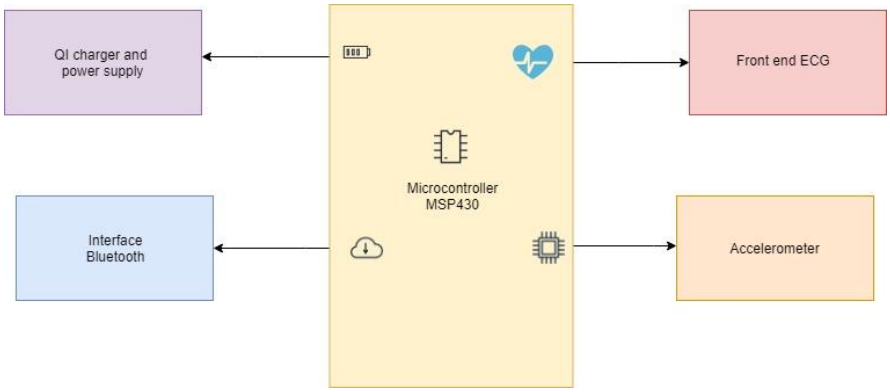


Figura 2-4 Schema a blocchi qualitativo dei collegamenti delle componenti elettroniche del progetto.

2.1.1 Microcontrollore MSP438F5438A

Tra le famiglie di microprocessori che rispondo adeguatamente alle esigenze del progetto, si è scelto di usare un dispositivo della Texas Instrument MSP430F5438A (Figura 2.5).

Figura 2-5 A sinistra come si presenta il dispositivo MSP430F5438A (Texas Instruments). A destra la board per lo sviluppo del software (rlx).

Questo dispositivo a 16 bit è caratterizzato da bassi consumi ed è molto pratico per sistemi embedded che necessitano di ricarica con batteria. La frequenza di calcolo è fino a 25 MIPS con tensioni operative da 1.8V a 3.6V.

Il dispositivo è dotato di un memoria RAM interna e di un ADC integrato che possono risultare particolarmente utili per l'elaborazione dei segnali, in particolare per segnali biomedici come l'ECG.

2.1.2 Accelerometro LIS2DH

Gli accelerometri trovano ampia applicazione nel monitoraggio dell'attività quotidiana grazie alla loro facilità, portabilità e costi ridotti: ad esempio vengono usati come contatori di passi data la possibilità di estrarre dall'accelerazione registrata la velocità e/o simmetria dei passi. Infatti, questo sensore fornisce i valori di accelerazioni sui tre assi, per mezzo di tre uscite analogiche proporzionali all'accelerazione a cui il sensore è sottoposto (una per ogni asse).

In ambito biomedico vengono usati principalmente accelerometri di tipo MEMS (Figura 2.6).

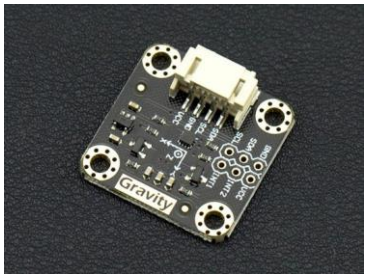


Figura 2-6 Accelerometro MEMS triassiale. In particolare, si tratta di un dispositivo della famiglia di accelerometri usato nel progetto corrente (thingbits.net).

Per questo progetto è stato scelto il dispositivo LIS2DH che presenta le caratteristiche che seguono:

- **Range di misura:** il range di misura di questo sensore può essere impostato manualmente andando a settare un bit, come mostra la tabella seguente (St, 2011).

FS	Measurement range(2)	FS bit set to 00		±2.0		*g*
		FS bit set to 01		±4.0		
		FS bit set to 10		±8.0		
		FS bit set to 11		±16.0		

Tabella 1 Tabella con i possibili fattori di scala. Nel progetto è stato scelto di utilizzare il secondo valore.

- **Risoluzione:** fornisce tre diverse modalità di funzionamento, rispettivamente segnalate come modalità ad alta risoluzione, modalità normale e modalità bassa potenza. La tabella riportata di seguito riassume come scegliere tra le diverse modalità di funzionamento (St, 2011).

Operating mode	CTRL_REG1[3] (LPen bit)	CTRL_REG4[3] (HR bit)	BW [Hz]	Turn-on time [ms]	So @ ±2g [mg/digit]
Low power mode (8 bit data output)	1	0	ODR/2	1	16
Normal mode(10 bit data output)	0	0	ODR/2	1.6	4
High resolution (12 bit data output)	0	1	ODR/9	7/ODR	1
Not allowed	1	1	--	--	--

Tabella 2 Tabella che evidenzia le diverse modalità di risoluzioni possibili per l'accelerometro LIS2DH. Per il seguente progetto è stato utilizzata la modalità normale.

- **Frequenza di campionamento:** questo dispositivo ha un range di frequenza tra 1 Hz e 5.3 kHz, nel nostro progetto è stata scelto 400 Hz.

- **Sensitività:** Descrive il guadagno del sensore, può essere determinato applicando 1g di accelerazione. Questo valore cambia con temperatura e con il tempo.

- **Offset a zero g:** descrive la deviazione di un segnale di output effettivo, dal segnale ideale, se non è presente alcuna accelerazione. L'offset è in qualche misura un risultato di sollecitazione al sensore MEMS e quindi può cambiare leggermente dopo aver montato il sensore su una scheda a circuito stampato. Questo valore cambia poco con la temperatura.

Il dispositivo LIS2DH può essere programmato per passare automaticamente in modalità di alimentazione al momento del riconoscimento di un determinato evento. Una volta terminata la condizione dell'evento, il dispositivo ritorna alla modalità di risoluzione preimpostata. Per attivare questa funzione, il valore di soglia desiderato deve essere memorizzato all'interno dei registri. Quando il modulo di accelerazione diventa inferiore al valore di soglia, il dispositivo passa automaticamente alla modalità bassa potenza.

2.1.3 Memoria

N25Q è un dispositivo di memoria nor flash ad alte prestazioni da 512 Mb. Le istruzioni innovative, dual e quad input/output consentono di raddoppiare o quadruplicare la larghezza di banda di trasferimento per le operazioni READ e PROGRAM.

Figura 2-7 Memoria nor Flash

La memoria è divisa in 1024 settori (64KB ciascuno), 16.384 sottosettori (4KB ciascuno), e 262.144 pagine (256 byte ciascuno), e 64 byte OTP si trovano all'esterno dell'array della memoria principale. Essa può essere cancellata un sottosettore di 4KB alla volta, 64 KB di settori alla volta, o singolo slot (256 MB) alla volta.

La memoria presenta comandi specifici per la lettura, la scrittura e la cancellazione. In particolare, è necessario porre attenzione al comando READ_ID che permette l'identificazione della memoria da parte del dispositivo infatti il valore in uscita di questo comando è riportato nel datasheet ed è identificativo del manifattore e del device, come riportato nella seguente tabella (Technology, 2011).

Table 21: Read ID Data Out

Size (Bytes)	Name	Content Value	Assigned by
1	**Manufacturer ID**	20h	JEDEC
2	**Device ID**		
	Memory Type	BAh	Manufacturer
	Memory Capacity	20h (512Mb)	

Tabella 3 Tabella del datasheet che riporta i codici identificativi per la memoria usata nel progetto.

Data l'applicazione del dispositivo in ambito sportivo, avere a disposizione la possibilità di registrare i dati internamente è necessario per ottenere un'applicazione completamente wearable, senza aver bisogno dell'ausilio di uno smartphone. Inoltre, la memoria risponde anche alle necessità legate alla quantità di dati da immagazzinare. Ipotizzando di voler compiere una registrazione di circa 10 minuti, con un tempo di campionamento di 1/128 s, il numero di bit da registrare corrisponde a 921600 byte, ossia circa un 1 Mb. Grazie ai 512 mB disponibili in memoria è possibile effettuare registrazioni oltre le 12 ore.

2.1.4 Dispositivo ECG

Il modulo ECG deve essere in grado di raccogliere il tratto QRS mantenendo una buona qualità e un rapporto SNR ottimale. I requisiti di progettazione per questa acquisizione di dati ECG sono:

- Consumo energetico totale <1mV;
- Risoluzione: 18 bit;
- Intervallo di immissione: 0 – 3V dc;
- Alimentazione analogica/digitale: 3.3V dc;
- Larghezza di banda di ingresso: 200 Hz;

Per questo dispositivo è richiesto un front-end specifico che è possibile riassumere con la seguente figura (Hann, 2013). Nel nostro caso, per ottenere che il dispositivo sia completamente wearable, vengono usati solo due elettrodi direttamente collocati nella fascia del reggiseno, come verrà presentato nel capitolo seguente. Nel nostro progetto viene utilizzata una sola derivazione unipolare dove un elettrodo si occupa della registrazione mentre il secondo elettrodo è di riferimento.

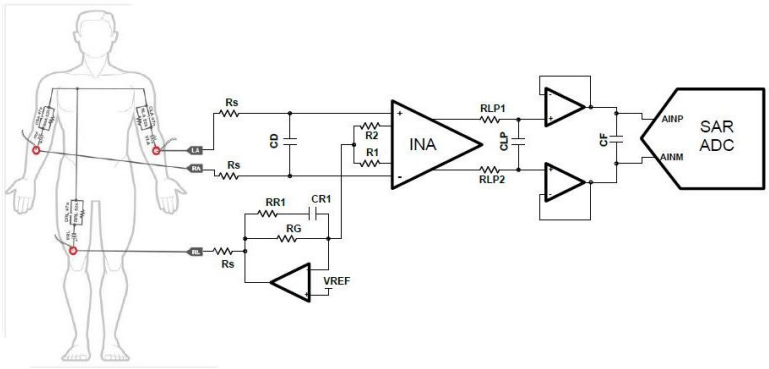


Figura 2-8 Sistema di front end analogico di precisione, un filtraggio e un convertitore da analogico a digitale ad alta risoluzione per ottenere le massime prestazioni. Nel progetto corrente vengono usati solo due elettrodi applicazione una derivazione unipolare.

Il sistema di front-end si compone di una parte dedicata al filtraggio e una parte dedicata all'amplificazione. È da sottolineare che il filtraggio si applica sia prima che dopo l'amplificazione.

Nel **filtraggio pre-amplificazione** si usa un filtro passa basso di secondo ordine, con frequenza di taglio f_c. Per migliorare ulteriormente il segnale, viene posizionato tra gli ingressi un filtro differenziale con frequenza di taglio $f_{D.}$ Il condensatore selezionato per questo filtro deve essere abbastanza grande da tenere f_D fuori dalla banda del segnale ECG, f_{ECG}, e allo stesso tempo filtrare il rumore ad alta frequenza. A tale scopo, è consigliabile assicurarsi quanto segue:

$$f_{D} \geq 10 * f_{ECG}$$

Eq. 1

Per il **filtraggio post-amplificazione** si usa ancora un filtro passa basso per ridurre il rumore del circuito INA (e_{INA}) a un livello statisticamente insignificante rispetto al rumore dei circuiti ADC (e_{ADC}). Poiché il rumore sarà gaussiano è possibile usare il metodo della radice della somma di quadrati per calcolare il rumore totale del sistema ECG, e_{ECG_OUT}:

$$e_{ECG_OUT} = \sqrt{e_{INA}{}^2 + e_{ADC}{}^2}$$

Eq. 2

Per il nostro progetto è stata scelta una frequenza di taglio pari a 40,2 Hz con un guadagno di 38,3.

Nello **stadio amplificativo** viene usato un amplificatore di strumentazione (INA): amplificatore differenziale necessario per rafforzare la differenza di tensione tra i due terminali di ingresso. Questa tipologia di amplificatore si rende inoltre necessaria, data la natura differenziali dei segnali biologici e date le diverse fonti di rumore possibili. Questo stadio è un elemento critico che, spesso, può avere un impatto drammatico sulle prestazioni di un segnale di precisione. Per la catena del segnale ECG, l'INA scelto eseguirà le seguenti funzioni primarie:

(1) buffer degli ingressi e i sensori dopo il filtraggio e il blocco A/D;
(2) fornire l'amplificazione del segnale ECG di basso livello.

Nella fase di campionamento e conversione analogico-digitale viene utilizzato un convertitore ADC in modalità SAR cioè, un convertitore dove si fa variare una tensione analogica finché si raggiunge il valore di tensione V_x in ingresso all'ADC. Con un metodo di bisezione si provano tutti i bit (valore = 1) a partire dal più significativo (MSB) fino al bit meno significativo (LSB), ad ogni confronto con V_x si decide se mantenere il bit a 1 o riportarlo a 0.

Il rumore differenziale può portare istantaneamente a un errore di acquisizione, e_{ADC}, che deriva dal SNR specificato nella scheda tecnica. Utilizzando la seguente equazione, è possibile collegare il rumore al SNR e all'intervallo di input dell'ADC in base al valore del riferimento di tensione (V_{ref}):

$$SNR\ (dB) = 20\ log_{10}\left(\frac{V_{ref}/\sqrt{2}}{e_{ADC}}\right)$$

Eq. 3

Da cui è possibile ricavare e_{ADC} come:

$$e_{ADC} = \left(\frac{V_{ref}}{\sqrt{2} * \left(10^{SNR/20}\right)}\right)$$

Eq. 4

2.1.5 Batteria e caricabatterie wireless

La batteria è una scelta importante per progetti wearable che non prevedono fili, dato che intralcerebbero l'utilizzo del dispositivo, e data la necessità di mantenere attive tutte le componenti del dispositivo per un discreto periodo di tempo.

La batteria montata nel dispositivo è una batteria a litio da 3.7 V ricaricabile della RouteJD (Figura 2.8). Nella fase "carica standard" la cella viene caricata in 3 ore con una corrente iniziale di 40mA (0,5C), con una tensione costante 4.20V (± 0.03V) e una corrente di cut-off di 2.4 mA, a 25 ± 3°C. Nella fase di "scarico standard" la cella si scarica con una corrente costante di 16mA (0,2C) e con 3,0V tensione, a 25 ±3°C.

La batteria può essere ricaricata in qualsiasi momento tramite un caricabatterie wireless con protocollo QI (Figura 2.9), lo stesso utilizzato per la ricarica della maggior parte dei dispositivi commerciali con ricarica senza fili (es. Apple iPhone X, Samsung S10).

Figura 2-9 A sinistra è mostrata la batteria nel dispositivo, a destra il caricabatteria wireless.

Un sistema wireless è costituito da un pad di ricarica (primario, trasmettitore) e da un'apparecchiatura secondaria (Figura 2.10) (Texas Instruments, 2017) . Le bobine di entrambi gli apparecchi, si accoppiano magneticamente l'una all'altra quando il dispositivo secondario è posizionato sul pad di ricarica. L'alimentazione viene trasferita dal primario al secondario mediante un'azione del trasformatore tra le bobine. Il controllo sulla quantità di energia trasferita si ottiene modificando la frequenza dell'unità primaria.

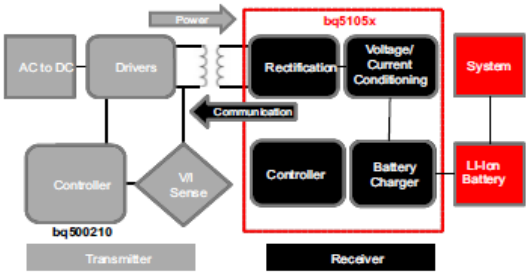


Figura 2-10 Sistema di ricarica ad alimentazione wireless bq5105x.

L'apparecchio secondario può comunicare con il trasmettitore modificando il carico visualizzato dal quest'ultimo: questa variazione di carico, comporta un cambiamento della corrente della bobina primaria, che viene misurata e interpretata da un processore nel pad di ricarica. La comunicazione è digitale, i pacchetti vengono trasferiti dal secondario al primario alla velocità è di 2 kbps. Sono stati definiti vari tipi di pacchetti di comunicazione tra cui pacchetti di identificazione e autenticazione, pacchetti di errore, pacchetti di controllo, pacchetti di utilizzo dell'energia, pacchetti di fine alimentazione e pacchetti di efficienza.

2.2 Protocollo bluetooth PAN1026

Il PAN1026 è un dispositivo semiconduttore altamente integrato e compatto che offre un funzionamento ad alta velocità e a bassissimo consumo energetico, basato su un dispositivo bluetooth a chip singolo TC35661 di Toshiba, (Figura 2.11). È un modulo dual-mode BLE (Bluetooth Low Energy) che riduce significativamente il numero di componenti esterni e il consumo di energia nelle applicazioni che richiedono il supporto degli standard bluetooth 2.1 e 4.0.

Figura 2-11 Modulo PAN1026 (distrelec.it).

È bene sottolineare che è necessario prestare molta attenzione alla fase di connessione: il dispositivo riesce a connettersi a un solo terminale bluetooth alla volta, per cui sarà necessario resettare questa inizializzazione ogni che volta si vuole cambiare terminale di riferimento.

Nel nostro progetto è stata utilizzata la modalità bluetooth 2.1, dato che la modalità BLE ha il vantaggio di permettere un basso consumo ma non permette un flusso di dati continuo, necessario per la nostra valutazione. Di fatti ogni secondo il dispositivo invia 128 campioni suddivisi in massimo 8 canali da 12 bit. Per inviare i dati in maniera corretta è stato implementato un protocollo dal Laboratorio Sensibilab del Politecnico di Milano. Esso non controlla la correttezza dei dati e gli ultimi 3 bit più significati vengono utilizzati per individuare il canale trasmesso. Il protocollo è il seguente:

|CH2|CH1|CH0| X | X |b10 |b9 |b8 ||| x |b7 |b6 |b5 |b4 |b3 |b2 |b1 |

Vengono quindi trasmessi due byte per ogni canale contenenti solo il dato ed il numero del canale, in modo da registrare:

- Accelerazione lungo x (low);
- Accelerazione lungo x (high);

- Accelerazione lungo y (low);
- Accelerazione lungo y (high);
- Accelerazione lungo z (low);
- Accelerazione lungo z (high);
- ECG (low);
- ECG (high).

2.3 Funzionamento del sistema

Il dispositivo rimanere in fase SLEEP fino a quando riceve un comando di accensione: è possibile attivare una modalità bluetooth, doppio click del pulsante di accensione, o una modalità di registrazione con memoria, premendo il tasto tre volte.

Quando il dispositivo riceve un segnale di accensione tutte le componenti, descritte nei paragrafi precedenti, si attivano. I due led saranno attivati in combinazione per permettere all'utilizzatore di capire in quale modalità si trova il dispositivo. Per illustrare il funzionamento del firmware verranno usati diagrammi di flusso.

2.3.1 Attivazione modalità registrazione

Premendo il pulsante tre volte il dispositivo si "sveglia" (due led brillano per un secondo) e si prepara ad entrare in modalità RECORDING, identificata dall'accensione del led verde. In questa modalità il protocollo bluetooth resterà disattivato, dato che i parametri registrati verranno scritti in memoria e scaricati solo in un secondo momento.

Prima di iniziare a scrivere, il programma controlla che la memoria sia stata effettivamente attivata e che il dispositivo riesca a riconoscere il codice ID della memoria stessa. Per compiere quest'ultima azione verrà usato il comando READ_ID.

Se la memoria non è stata attivata il dispositivo torna in modalità SLEEP, mentre se non riesce a leggere l'ID, ci prova più volte in un ciclo chiuso. In caso di esito positivo di

entrambi i controlli, i dati verranno salvati in un buffer, la cui organizzazione è stata descritta in precedenza.

Quando il singolo buffer sarà completo, verrà salvato in memoria attraverso il comando di scrittura. Il programma continuerà a scrivere buffer e a salvarli in memoria fino a quando il pulsante non verrà premuto per 7 secondi, riportando il dispositivo in modalità SLEEP.

I passaggi sono riassunti nel seguente diagramma a blocchi.

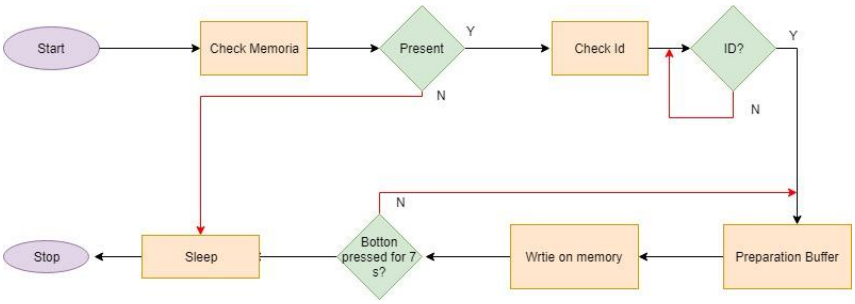


Figura 2-12 Diagramma riassuntivo della modalità registrazione del dispositivo.

Conclusa la registrazione per scaricare i dati è necessario accendere il dispositivo in modalità bluetooth.

2.3.2 Attivazione modalità Bluetooth

Premendo il pulsante due volte il dispositivo si "sveglia" (due led si accendono per un secondo) e si prepara ad entrare in modalità acquisizione con bluetooth. La prima volta che un terminale e un dispositivo cercano di connettersi è necessario disporre il dispositivo sul caricabatteria wireless e tener premuto il pulsante centrale per circa 5 secondi, attendendo che i due led si accendano e si spengano. Questa operazione dovrà essere eseguita ogni volta che un dispositivo si connette a un nuovo terminale. Successivamente il dispositivo inizierà a cercare un modulo bluetooth con il quale connettersi per circa 5 minuti. I due led rimarranno accessi fino a quando il dispositivo non sarà associato correttamente, in questo caso solo il led verde resterà acceso per tutta la durata del collegamento.

Una volta riconosciuto il terminale bluetooth, il dispositivo aspetta un comando tra i seguenti:

1. “s” → inizio dell’acquisizione;
2. “t” → fine acquisizione;
3. “d” → download dei dati in memoria;
4. “e” → cancella tutta la memoria;
5. “a” → cancella un settore di memoria.

Se si vuole attivare un’acquisizione tramite bluetooth, il comando che il dispositivo si aspetta di ricevere è “s”. In questo caso il dispositivo entra in modalità ACQUISTION_ON, inizierà la preparazione del buffer per l’invio dei dati e, una volta conclusa questa operazione, verrà inviato al terminale attraverso il modulo bluetooth. Questo processo continuerà fino a quando non verrà ricevuto il comando di stop, “t”, riportando il dispositivo in fase di SLEEP. La Figura 3.16 riassume i passaggi descritti.

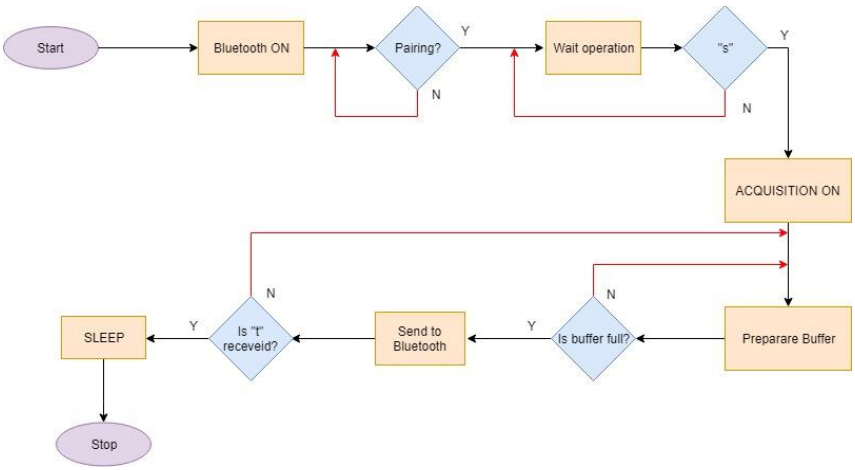


Figura 2-13 Acquisizione tramite modulo bluetooth.

Attraverso modulo bluetooth è possibile anche gestire il comando di download dei dati in memoria e la cancellazione della memoria stessa.

Dopo aver confermato la connessione con il dispositivo, quando il terminale invia il comando “d” l’apparecchio entra in fase DOWNLOAD. In questa fase il dispositivo controlla che la memoria sia accesa (in caso di esito negativo torna in SLEEP) e considera l’ultimo indirizzo usato per la scrittura in memoria come indirizzo di lettura, attraverso il comando READ_FROM_ADDRESS . Terminata la lettura, il dispositivo rimane in attesa di altri comandi, se non ne ricevere per 5 minuti si disaccoppia dal modulo bluetooth, tornando in modalità SLEEP. La modalità download viene riassunta nel seguente diagramma.

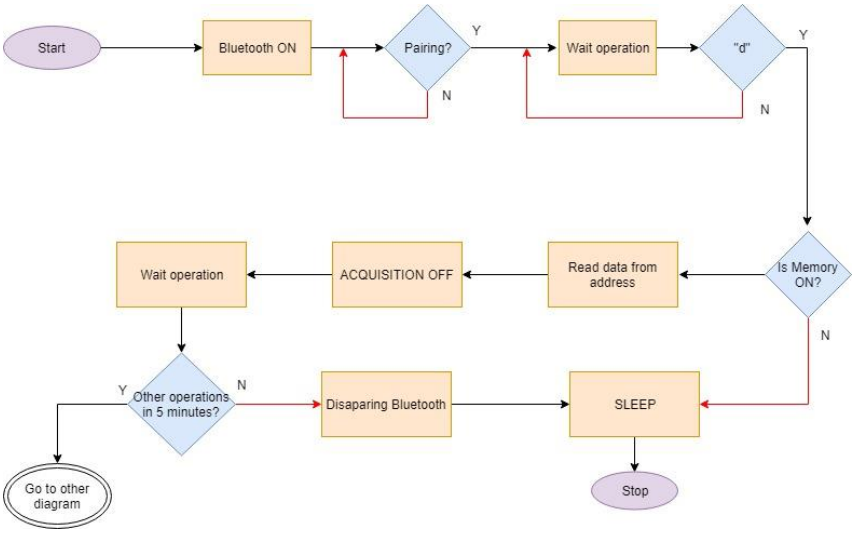


Figura 2-14 Diagramma di flusso della modalità download.

In maniera del tutto analoga è possibile avviare la cancellazione della memoria, totale con il comando “e” o di un singolo settore con il comando “a”, attraverso i comandi ERASE. Vengono riportati i diagrammi di flusso anche per le operazioni di cancellazione.

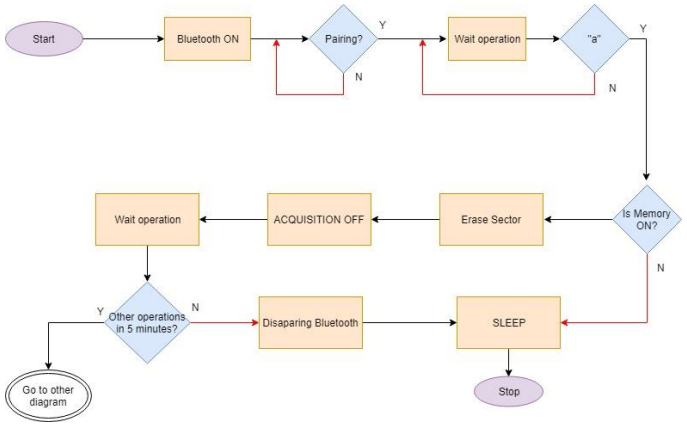


Figura 2-15 Diagramma di flusso per l'operazione di cancellazione del settore.

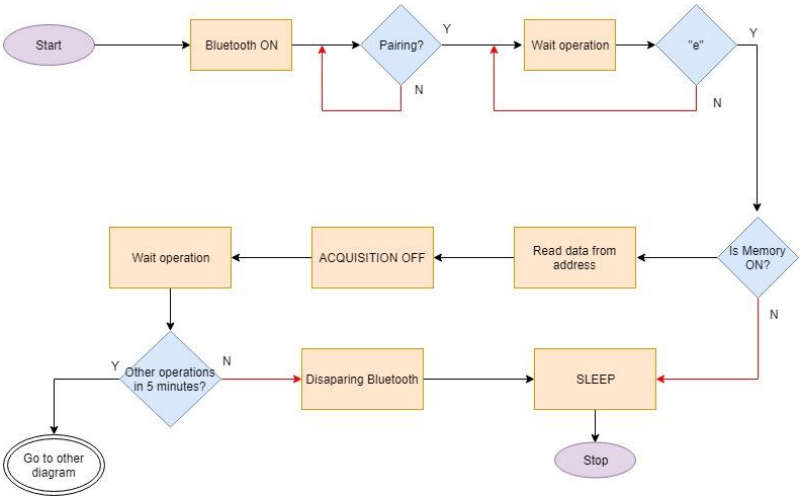


Figura 2-16 Diagramma di flusso per l'operazione di cancellazione di tutta la memoria.

2.4 Conclusioni

Oggi i sensori indossabili sono diventati elementi chiave del servizio di coaching lifestyle in un ambiente di monitoraggio improntato sulla sensibilizzazione dell'utente. Questo dispositivo è incentrato quindi, sul coinvolgere maggiormente il soggetto ed è reso possibile grazie all'opportunità di monitorare ogni attività quotidiana con il semplice utilizzo del proprio smartphone.

Infatti, grazie al modulo bluetooth è possibile collegarsi e trasferire dati tra dispositivi elettronici in un breve intervallo di frequenze radio, rendendo possibile l'uso di apparecchiature biomedicali nell'ambito della vita quotidiana, senza la necessità assistenza da parte di utenti qualificati.

Nella cornice Pegaso, lo scopo principale del componente di rilevamento della piattaforma è quindi quello di raccogliere dati per monitorare la salute del soggetto in ambiti non strettamente patologici ma, più improntati verso il miglioramento delle performance e dello stile di vita.

CAPITOLO 3 REQUISITI DI DESIGN, FUNZIONALI ED ESTETICI

Durante la progettazione di dispositivi indossabili ci sono sfide uniche, dai vincoli hardware ai software derivanti, dalle operazioni leggere e a basso consumo energetico, ai requisiti di sicurezza per la prevenzione di lesioni fisiche. La grande sfida è quella di trovare un comodo sistema di sensori che possa essere indossato dal paziente, continuamente, senza alcun tipo di disagio.

I sistemi di monitoraggio biomedico possono trarre notevole vantaggio dall'integrazione dell'elettronica e dei materiali tessili, dato che l'abbigliamento è la nostra interfaccia più naturale per il mondo esterno. È necessario valutare che più sia alto il livello di integrazione dell'indumento con i sensori e più il sistema di monitoraggio per il paziente diventa impercettibile, migliorando il suo confort.

Nel progetto che viene presentato si mira ad analizzare il segnale ECG e l'accelerazione attraverso un dispositivo esterno, agganciato ad un reggiseno sportivo. Per analizzare il segnale ECG, è bene ricordare che il rapporto segnale-rumore (SNR) svolge un ruolo chiave per la scelta di posizionamento degli elettrodi. Alla progettazione elettronica è stata accompagnata in parallelo una progettazione di design, la cui analisi verrà brevemente discussa nel presente capitolo.

3.1 Requisiti di design

Per determinare il design ottimale, che permetta di ottenere risultati adeguati sia dal punto di vista funzionale che estetico, è buona norma concentrarsi sulle esigenze a cui deve rispondere tale indumento. In un ambito sportivo di qualsiasi livello, l'uso di un reggiseno sportivo adeguato è funzionalmente necessario, sia per la praticità dell'attività, sia per la salute del soggetto, dato che un efficiente supporto diminuisce il dolore dovuto al rimbalzo del seno durante la pratica sportiva. Pertanto, se consideriamo donne attive coinvolte in ore di attività settimanali, una scelta errata dell'indumento potrebbe equivalere a decine di migliaia di rimbalzi al seno a settimana, con conseguenti stati dolorosi che potrebbero abbassare le prestazioni.

Il seno è posto nella regione anteriore del torace e poggia su due strutture muscolari, esternamente il muscolo gran pettorale ed internamente il piccolo pettorale, ed è mantenuto in posizione principalmente da un solo legamento. Esso è costituito da una componente ghiandolare, lobi con dotti galattofori che sboccano sul capezzolo, una componente di tessuto adiposo, che ingloba la struttura ghiandolare, e il tessuto connettivo che svolge funzione di sostegno (Figura 3.1).

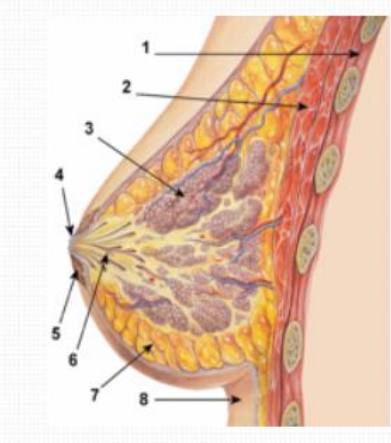


Figura 3-1 Vista in sezione della mammella femminile: 1.Cassa toracica 2. Muscoli pettorali 3.Lobuli 4.Capezzolo 5.Areola 6.Dotti 7.Tessuto adiposo 8. Epidermide e derma (Redaelli, 2013).

Durante un'attività fisica questa struttura può essere sottoposta a grandi forze che portano ad un aumento del tasso di allungamento e di conseguente dolore per il soggetto. Questo dolore ha, ancora oggi, una fonte incerta, ma è stato dimostrato che il supporto ideale dato da un reggiseno sportivo permette di minimizzare il movimento del seno e, di conseguenza, anche il dolore percepito (Joanna Scurr, 2016).

Molti studi sono stati affrontati per far chiarezza su questa fonte, avanzando diverse ipotesi che tuttavia, anche se dimostrate, non sembrano portare verso una soluzione unica. Molti reggiseni sportivi hanno una fascia fortemente elastica sotto il seno, altri design si sono concentrati sull'elasticità della scollatura nel tentativo di limitare il movimento verticale Tuttavia, il problema individuato come statisticamente più ricorrente risulta essere nelle spalline del reggiseno, per cui sono stati analizzati diversi design possibili (Joanna Scurr, 2016) (Bruce R Mason, 1999).

Esistono tre tipologie principali di design (Figura 3.2):

1. **compressione:** è stata la prima tipologia di reggiseno sportivo, per cui la maggior parte dei reggiseni sportivi portano questa tecnologia. A differenza dei reggiseni normali, non incorporano le coppe, ma sono stati fatti di un materiale elastico liscio come lycra. È stato progettato per limitare il movimento del seno comprimendo e schiacciandolo contro il corpo.

2. **incapsulamento**: come succede nei reggiseni tradizionali, vengono prodotti con delle coppe separate. L'idea di questo tipo di prodotto è dare al seno un contorno naturale, attenuando i movimenti. Le coppe non hanno solo il ruolo di dare una forma piacevole al busto, ma rispondono ad una precisa filosofia nella concezione moderna del reggiseno sportivo.

3. **combinazione:** questa tipologia di reggiseno è il risultato di una combinazione tra i primi due design elencati. Generalmente viene utilizzato il materiale tipico dei reggiseni a compressione, tuttavia la coppe sono ben modellate per mantenere la forma ideale.

Figura 3-2 A sinistra un esempio di reggiseno a compressione, in centro un reggiseno a incapsulamento e infine a destra un reggiseno dato dalla combinazione dei due.

Per garantire un migliore sostegno, l'incapsulamento si dimostra più corretto rispetto alla semplice compressione, che tende invece a comprimere anche la gabbia toracica, e dunque la capacità respiratoria. Con le coppe sagomate, invece, si ottiene un perfetto equilibrio tra l'incapsulamento e la compressione, senza che quest'ultima si dimostri limitante all'espansione toracica.

È anche da notare che un reggiseno sportivo di compressione sarà l'opzione ideale per quelle donne con un busto piccolo, mentre i reggiseni sportivi di incapsulamento sono la scelta migliore per coloro che hanno un volume di seno più grande. Tuttavia, se si corre ad alta velocità o su terreni difficili, è raccomandabile usare un reggiseno sportivo combinato, indipendentemente dalla taglia.

Anche le spalline di un reggiseno possono variare per larghezza, per materiale e per design. La larghezza standard si aggira attorno ai 2.5 cm circa e studi recenti dimostrano che più le spalline sono larghe e meglio sono in grado di ammortizzare il carico sostenuto. Inoltre, devono essere posizionate in modo che si trovino in una linea retta sopra il capezzolo del seno, per permettere un miglior supporto verticale (Celeste E Coltman, 2015). Tra le diverse tipologie di design troviamo (Figura 3.3):

- **trasversale:** le spalline attraversano la parte posteriore e si trovano sul i muscoli trapezi superiori all'apice di ogni spalla;
- **verticale**: le spalline corrono verticalmente sopra le spalle;

- **racer-back:** le spalline sono più larghe per impedire che scivolino fuori dalle spalle durante l'esercizio.

Figura 3-3 Design delle spalline. A sinistra il design trasversale, in centro un design verticale (Celeste E Coltman, 2015), mentre a sinistra un design racer -back.

Tra i risultati sembra evidente che un design di tipo verticale sia più adatto per donne con i seni grandi, poiché le spalline appoggerebbero sull'osso che è in grado di sopportare maggiormente forze di compressione rispetto al tessuto muscolare.

Alcune donne hanno riferito [1] di trovare il design trasversale più stabile rispetto ai design tradizionali verticali, dato che impedisce il fastidioso scivolare della spallina oltre le spalle.

3.2 Requisiti funzionali

Dal punto di vista funzionale, i progettisti usano mappe del corpo umano e dati antropometrici come sostegno per la scelte legate al posizionamento dei dispositivi. Queste mappe, dette anche Body Maps, sono diagrammi del corpo umano che mettono in evidenza le regioni appropriate in cui potrebbero essere indossati dispositivi.

Alcune informazioni (come le tolleranze termiche) sono dettate dal corpo umano, mentre altre (come la necessità relative al trasferimento dei dati) sono limitazioni nella tecnologia in combinazione con il corpo umano. Le Body Maps sono state generate graficamente da

[1] (Dipartimento di Biomeccanica, Australian Institute of Sport, 1997, le comunicazioni personali).

diagrammi più vecchi, o da descrizioni all'interno dei testi accademici interpretati da esperti in tecnologia indossabile.

Tra i parametri antropometrici di maggior interesse per i progettisti si trova il peso corporeo del soggetto, dato che eventuali carichi, come batterie, andrebbero posti in zone carnose, meglio nelle parti inferiori della vita. È infatti sconsigliabile porre questi carichi in zone ossute o su estremità del corpo per lunghi periodi di tempo, in modo tale che il movimento non venga limitato dalla presenza del dispositivo.

Lo studio di Zeagler e Clint (Zeagler & Clint, 2017) riporta le body maps applicabili per il posizionamento di questa tipologia di tecnologia, in modo da evitare problematiche durante i movimenti (Figura 3.4).

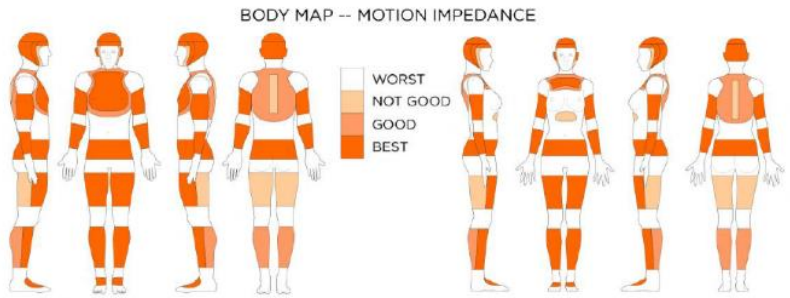


Figura 3-4 Questa mappa del corpo mostra i punti migliori per mettere i dispositivi indossabili, ossia dove saranno meno invadenti per il movimento del corpo.

Un fattore di importanza primaria è la tolleranza termica, come mostra la Figura 3.5, poiché la tecnologia non conduttiva dovrebbe essere posizionata in modo da permettere all'aria di circolare il più liberamente possibile sulla superficie della pelle. Sebbene sia meglio non lasciare dispositivo di temperature superiori ai 105°F accanto alla pelle, poiché c'è il rischio di provocare ustioni fino al terzo grado. Per segnalare un surriscaldamento, è buona norma usare luci e suoni come segnale di avvertenza.

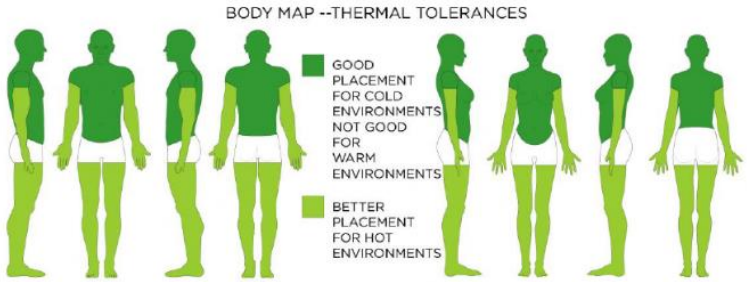


Figura 3-5 Questa mappa si concentra sulla tendenza dei dispositivi di aumentare la temperatura corporea complessiva; tuttavia, il tessuto sul corpo può bruciare in qualsiasi posizione se esposta ad abbastanza calore nel tempo.

È una scelta comune tra i progettisti quella di valutare, come posizionamento ideale, aree che hanno dimensioni relativamente uguali tra gli adulti e che possiedono un basso movimento/flessibilità, anche quando il corpo umano è in movimento. (Figura 3.6).

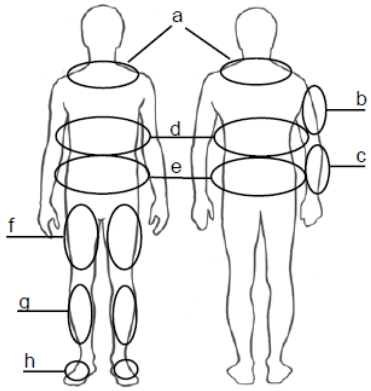


Figura 3-6 Le aree generali che abbiamo trovato per essere il più discreto per gli oggetti indossabili sono: (a) zona del collare, (b) posteriore del braccio superiore, (c) avambraccio, (d) posteriore, laterale, e toracica anteriore, (e) vita e fianchi, (f) coscia, (g) stinco, e (h) parte superiore del piede (Francine Gemperle, 1998).

3.2.1 Monitoraggio cardiaco e respiratorio

In un'analisi della frequenza cardiaca o del movimento cardiaco, i sensori ECG tendono ad essere posizionati sul petto vicino al cuore. La misura sarà più precisa a seconda della grandezza dell'area in cui si trovano gli elettrodi.

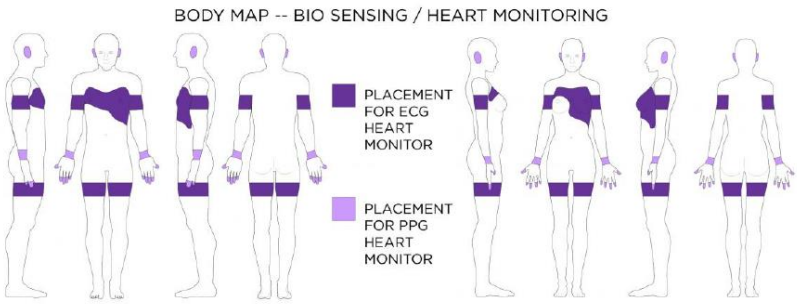


Figura 3-7 Un monitor ECG di solito deve essere situato sul petto, o sulle braccia a seconda della precisione necessaria per la misura.

Per registrare la respirazione invece, generalmente, viene misurato il cambiamento del volume del torace. Diverse sperimentazioni accoppiano respirazione ed ECG per la misurazione della frequenza cardiaca. Il monitoraggio respiratorio è ampiamente utilizzato nella pratica clinica e sanitaria per rilevare la funzione cardiopolmonare anormale, durante le attività ordinarie e di routine. Ci sono diversi approcci per stimare la frequenza respiratoria, compreso l'uso di accelerometri che, se indossati sul torso, sono in grado di percepire i cambiamenti di inclinazione dovuti alla respirazione (Philippe Jourand, 2009), ma questo approccio non è oggetto di questo studio.

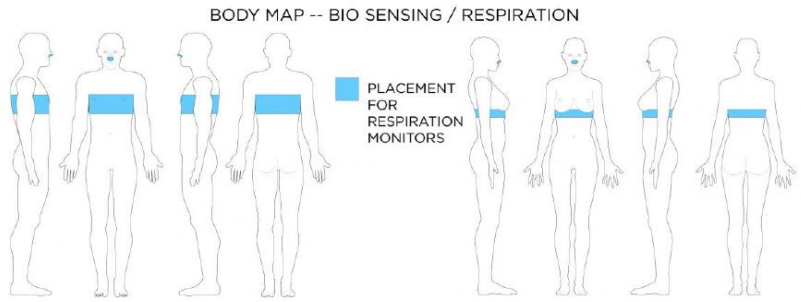


Figura 3-8 La maggior parte dei monitor di respirazione misurano l'espansione della cavità toracica attraverso un sensore piezoresistivo/piezoelettrico, o attraverso il cambiamento di resistenza elettrica tramite una maglia conduttiva tessile.

3.3 Requisiti estetici

La biancheria intima è spesso trascurata negli studi accademici, tuttavia esistono ricerche qualitative che indicano che la scelta della biancheria "giusta" sia strettamente correlata all'identità femminile. Per cui l'ergonomia e il design sono aspetti fondamentali per la progettazione del reggiseno, essendo responsabile del suo comfort e della sua pratica funzione di supporto.

Già tra gli adolescenti, i livelli di attività fisica femminile sono più bassi di quelli maschili: lo sviluppo del seno è stato rilevato come uno degli ostacoli, dovuto al fatto che molte adolescenti non usano un reggiseno sportivo e non hanno una conoscenza adeguata sulla salute legata al seno.

In base a una ricerca internazionale (Mancini, 2016), oltre il 40% delle donne non utilizza il reggiseno adatto al proprio corpo. Un reggiseno sportivo adeguato deve essere performante su diversi aspetti, ad esempio la fascia inferiore non deve essere né troppo alta né troppo larga, mentre le spalline non devono mai scivolare o stringere e vanno regolate in base ai movimenti.

È bene ricordare che anche il tessuto utilizzato influenza la qualità e l'efficacia del supporto, per cui deve avere le caratteristiche di elasticità opportune, dato che il torace deve espandersi durante la respirazione e deve permettere l'evaporazione del sudore. Il tessuto tecnico traspirante e termoregolatore assicura un contatto con la pelle saldo e asciutto, contribuendo alla comodità della calzata ed eliminando il rischio di fastidi e frizioni.

È necessario, inoltre, tener conto della forma del corpo per garantire una calzata confortevole e stabile: il linguaggio di quest'ultima non solo rende le sagome indossabili, ma aggiunge robustezza strutturale che è cruciale in un ambiente attivo. Infatti, le forme dovrebbero rimanere all'interno dello spazio intimo degli indossatori, tra 0 e 5 pollici dal corpo, in modo che percettivamente diventino una parte del corpo.

In conclusione, un reggiseno sportivo performante deve unire un'ottima vestibilità, tramite spalline e fasce, e un confort adeguato, sia per quanto riguarda l'aspetto contenitivo sia per il materiale di cui è composto.

3.4 Conclusioni

Come già sottolineato in precedenza, usare un reggiseno sportivo inadeguato può causare più danni che vantaggi, ricordando che il reggiseno adatto è strettamente legato non solo alla taglia, ma anche al livello e alla tipologia dell'attività svolta. Diverse ricerche (Kelly-Ann Bowles, 2012) hanno individuato tra gli errori di design le cause del mancato uso di un reggiseno sportivo durante l'attività, alcune delle quali sono:

- **spalline scivolose;**
- **spalline dolorose:** anche se alcuni progettisti affermano che il tessuto dovrebbe contenere una componente elastica minima, per limitare il movimento del seno verticale, molti studiosi suggeriscono che le spalline non dovrebbero mai "scavare" la spalla, dato che il loro ruolo è quello di mantenere il reggiseno in posizione;
- **fascia troppo stretta:** è necessario che questi reggiseni si adattino saldamente al busto per tenere il tessuto del seno vicino al corpo, ed è quindi necessario usare un

materiale sufficientemente elastico per consentire al torace di espandersi durante la respirazione.

Basandosi su quanto riportato in questo capitolo, per questo progetto è stato scelto di usare un indumento intelligente, dotato di elettrodi tessili a livello toracico per permette un monitoraggio continuo dei parametri fisiologici in modo discreto e comodo. Gli elettrodi tessili sono realizzati in un tessuto 3D conduttivo, in cui un filato d'argento è mescolato con un filamento statico 3D (Figura 3.9). Questo materiale tessile è stato scelto dopo diversi test di laboratorio tra diversi tessuti conduttivi (Carlo Emilio Standoli, 2016). Gli elettrodi tessili sono realizzati in filato a base d'argento, che ha dimostrato un'elevata conduttività elettrica, stabilità dei sensori rispetto a lavaggi ripetuti e qualità del segnale paragonabile a quella ottenuta attraverso il cloruro d'argento/argento standard elettrodi medici adesivi. (Carlo Emilio Standoli, 2016).

Figura 3-9 Reggiseno sportivo usato per il progetto. Internamente alla fascia sono visibili li elettrodi.

Il reggiseno sportivo, rappresentato nella figura successiva, è stato realizzato in un tessuto fatto da 81% nylon e 19% elastomero, per apparire come se fosse un capo di tutti i giorni. Il dispositivo era nascosto da una tasca sul petto centrale, indossabile tramite bottoni automatici (Carlo Emilio Standoli, 2016).

Figura 3-10 Reggiseno sportivo sensorizzato con tessuto tecnico. È visibile il punto di attacco a pulsanti di scatto per il dispositivo. A destra il reggiseno con il dispositivo montato.

In conclusione, è stato discusso come sia importante approfondire quali siano i fattori che dissuadono le atlete ad indossare reggiseni sportivi dato che l'uso di questa tipologia di reggiseno è importante per la salute della donna.

CAPITOLO 4
ELABORAZIONE DEL SEGNALE

Le nuove tipologie di tecnologia indossabile hanno diverse funzioni e possono essere indossate in diverse posizioni del corpo. Questo progetto prevede un'analisi congiunta del segnale ECG con i dati estraibili dall'accelerometro, come la velocità. Da questi dati si valuta l'analisi dello sforzo aerobico e anaerobico durante protocolli sperimentali descritti nel capitolo successivo.

In fase di elaborazione è necessario considerare che gli artefatti di movimento si verificano in maniera imprevedibile e interferiscono direttamente con i segnali di interesse. Tali artefatti sono generati ad esempio dalle contrazioni muscolari, dalle registrazioni dell'elettromiogramma (EMG) o dal contatto instabile tra la pelle e gli elettrodi. Pertanto, un compito chiave di elaborazione di questi segnali è gestire l'insieme di artefatti.

Il dispositivo permette una visualizzazione dei segnali in real time, attraverso il modulo bluetooth, e una conseguente analisi offline grazie alla possibilità di scaricare i dati registrati. I dati sperimentali raccolti tramite questo progetto sono stati ottenuto tramite la modalità di acquisizione con modulo bluetooth, dato che non è ancora stata dimostrata l'affidabilità e la correttezza dei dati salvati in memoria, elemento fondamentale per segnale biomedici.

Nel seguente capitolo verrà presentata la modalità di visualizzazione in real time, tramite l'app per smartphone "De Tech", e le scelte relative all'elaborazione offline sviluppata tramite linguaggio Matlab.

4.1 Visualizzazione online

Combinando il sistema attraverso bluetooth con il pacchetto di applicazione cellulare sviluppato (app creata dal Laboratorio Sensibilab del Politecnico di Milano), il tracciato ECG viene visualizzato in contemporanea alle accelerazioni sui tre assi. La schermata dell'applicazione è la seguente:

Figura 4-1 Schermata di home dell'applicazione De Tech.

Prima di avviare l'applicazione è necessario associare lo smartphone con il dispositivo Pegaso, come descritto nei capitoli precedenti. Se il dispositivo è stato già associato allo smartphone in questione, l'applicazione controllerà soltanto che il bluetooth sia acceso.

Premendo il pulsante play, il dispositivo riconosce un comando “s” e inizia ad acquisire dati, visualizzabili grazie al pulsante in alto a destra (Figura 4.2).

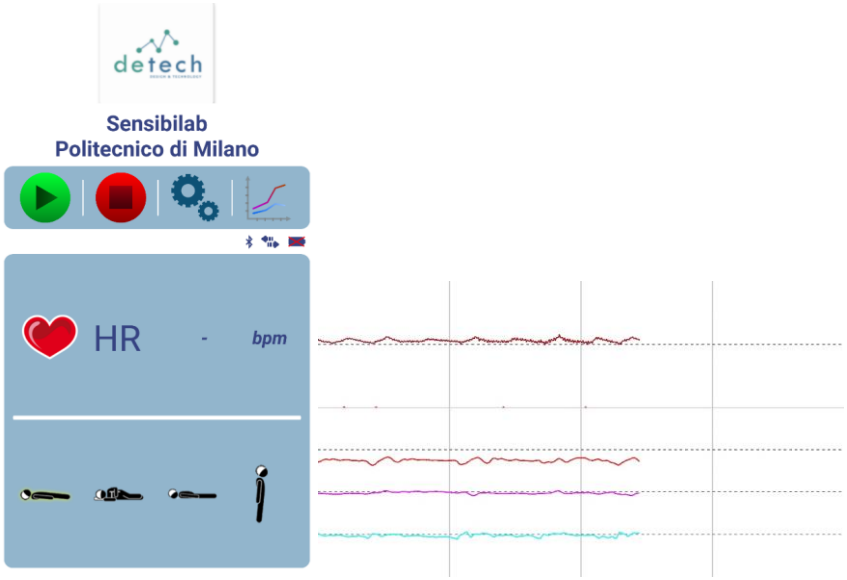


Figura 4-2 A sinistra la schermata di home durante la fase di acquisizione attiva. È possibile notare in alto a destra il simbolo del bluetooth. A destra un esempio della visualizzazione grafica in real time.

Quando l’acquisizione non è più necessaria può essere terminata premendo il pulsante di stop, corrispondente a un comando “t”, e i dati vengono salvati automaticamente in un file binario. Durante l’acquisizione e al termine di essa, l’applicazione mostra la frequenza cardiaca registrata e in che posizione si trova il soggetto.

Figura 4-3 Home dell'applicazione quando l'acquisizione è terminata. È possibile notare che viene riportata l'ultima frequenza cardiaca registrata e la posizione in cui il soggetto effettuato le prove (nel nostro ambito tutte in posizione verticale).

4.2 Elaborazione offline

Il file salvato nello smartphone verrà analizzato attraverso un codice scritto in Matlab. I dati sono salvati in un file binario, data la necessità di registrare una serie di byte in contemporanea ad alta velocità. Infatti, un file binario è una sequenza di byte nella quale è possibile archiviare qualunque tipo di informazione. Questa tipologia di file è stata scelta, a discapito di altri formati come i file csv (Comma-Separated Values), perché hanno i vantaggi di essere più funzionali sia per la nostra velocità di trasmissione che per la possibilità di sfruttare i protocolli Sensibilab, descritti in precedenza.

Dato in ingresso un file binario si applica una trasformazione e una divisione del segnale, in modo da ottenere i canali separati. Il primo canale, segnale ECG, nella fase iniziale sarà analizzato separatamente rispetto ai tre canali dell'accelerometro (accelerazione lungo x, accelerazione lungo y, accelerazione lungo z).

4.2.1 Segnale ECG

Dopo aver separato l'ingresso nei quattro canali, il segnale ECG verrà analizzato singolarmente per permette un filtraggio appropriato. Inoltre, per calcolare la frequenza cardiaca in battiti al minuto (BPM), dato fondamentali per la nostra valutazione, si rende necessario individuare i picchi dei complesso QRS.

A questo scopo è stato implementato nel nostro codice l'algoritmo Pan Tompkins (Tompkins, 1985). I due studiosi nel 1985 hanno proposto un rilevatore di battiti ECG in tempo reale accurato che è stato utilizzato con successo in molti dispositivi commerciali.

La prima fase dell'algoritmo riguarda il filtraggio del segnale poiché l'individuazione del complesso QRS può essere un'operazione complessa: è necessario tener conto di vari tipi di rumore che possono essere presenti nel segnale ECG tra cui il rumore muscolare, gli artefatti dovuti al movimento dell'elettrodo, l'interferenza della linea di alimentazione, e le onde T con caratteristiche ad alta frequenza simili ai complessi QRS. I filtri digitali riducono l'influenza di queste sorgenti, migliorando così il rapporto segnale/rumore.

I filtri che vengono applicati sono (Tompkins, 1985):

1. **filtro passabanda (5-15 Hz):** migliora il SNR;
2. **filtro derivativo:** individua la pendenza;
3. **filtro passa alto:** evidenzia i complessi QRS;
4. **filtro rettificatore:** rende tutti i punti dati positivi e l'amplificazione non lineare dell'output del filtro derivativo enfatizza le frequenze più alte.
5. **filtro integrativo con media mobile:** rimuove il rumore ad alta frequenza e produce un segnale che include informazioni sia sulla pendenza che sulla larghezza del complesso QRS.

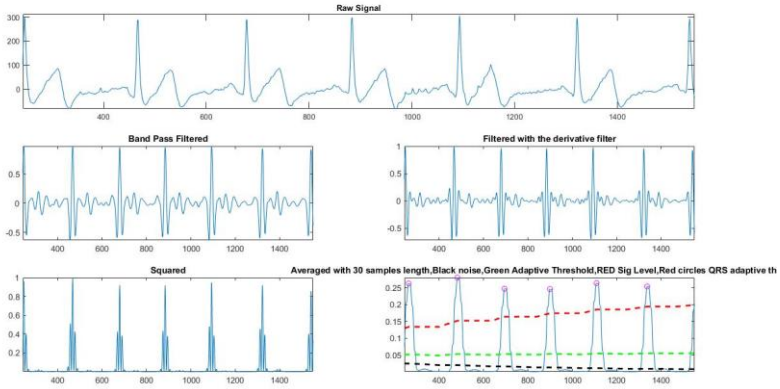


Figura 4-4 Grafici ottenuti tramite il programma Matlab. In alto il segnale originale, in centro a sinistra il segnale dopo il filtro passabanda, in centro a destra viene applicato il filtro derivativo. Infine, nella parte inferiore a sinistra il segnale rettificato e a destra viene applicato il filtro integrativo.

Tuttavia, questa fase di filtraggio non è sufficiente per permette l'individuazione univoca del complesso QRS infatti, il programma non avrebbe dati sufficienti per distinguere tale complesso, ad esempio, da onde T anomale.

A questo scopo nell'algoritmo è stato implementato una tecnica a doppia soglia di rilevazione che si adatta continuamente alle caratteristiche del segnale poiché si basa sui picchi di segnale e rumore più recentemente rilevati nel segnale riducendo il numero di falsi positivi. La soglia superiore viene utilizzata per la prima analisi del segnale, la soglia inferiore viene utilizzata nel caso in cui non venga rilevato alcun complesso QRS in un determinato intervallo di tempo.

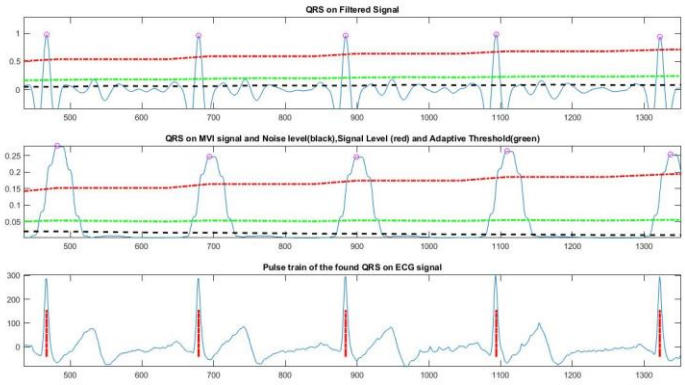


Figura 4-5 Quando viene rilevato un nuovo picco, deve prima essere classificato come rumore o segnale. Per essere un picco di segnale, il picco deve superare la soglia superiore o la soglia inferiore, se l'algoritmo non individua il complesso QRS. Le soglie e gli altri parametri dell'algoritmo vengono regolati periodicamente per adattarsi alle mutevoli caratteristiche del segnale.

Possiamo quindi riassumere che l'algoritmo è suddiviso in quattro processi:

- **fase di filtraggio**;
- **fase di apprendimento 1:** richiede circa 2 s per inizializzare le soglie di rilevamento in base al segnale e ai picchi di rumore rilevati;
- **fase di apprendimento 2:** richiede due battiti cardiaci per inizializzare l'intervallo medio RR medio e i valori limite dell'intervallo RR (la media deve essere aggiornata per ogni battito cardiaco);
- **rilevamento:** processo di riconoscimento che produce un impulso per ogni complesso QRS.

Dopo l'utilizzo del sistema di soglie, vien anche utilizzato un sistema di "fiducial marks" in modo che il complesso QRS possa essere individuato in funzione del bordo ascendente della forma d'onda dopo il filtro integrativo, contrassegnato come la pendenza massima o il picco dell'onda R.

Quando un intervallo RR è inferiore a 360 ms (deve essere maggiore del periodo di latenza di 200 ms), viene effettuata una ricerca per determinare se il complesso QRS corrente è stato identificato correttamente o se è un'onda T. Se la pendenza massima che si verifica durante questa forma d'onda è inferiore alla metà di quella della forma d'onda QRS che lo precede, si identifica come onda T; in caso contrario, si identifica come complesso QRS.

Una volta individuato il complesso QRS e calcolato il numero di battiti per l'intera durata dell'esercizio, è possibile valutare la frequenza cardiaca espressa come in BPM:

$$Fc = {100 * 60}/{RR} \quad [bpm]$$

Eq. 5

In ambito medico per valutare la frequenza cardiaca si fa ausilio della carta millimetrata, non attuabile nel nostro caso. Esistono, tuttavia, dei metodi indiretti per valutare la frequenza cardiaca massima, come la formulazione di Tanaka:

$$Fcmax = 208 - (0.7 * età) \; [bpm]$$

Eq. 6

Questo valore è stato utilizzato per eliminare le frequenze troppo alte, valutate come outliers dovute alle varie tipologie di artefatti. Sono state considerate outliers anche le frequenze inferiori a 45 bpm.

4.2.2 Segnale ricevuto dall'accelerometro

Prima di utilizzare l'accelerometro in qualsiasi contesto di monitoraggio, è necessario comprendere la natura dei segnali prodotti. Il segnale misurato da ogni accelerometro è una somma lineare di almeno tre componenti principali:

- accelerazione risultante dal movimento del corpo;
- accelerazione risultante dalla gravità;
- rumore intrinseco al sistema di misurazione.

Le prime componenti forniscono informazioni diverse su chi indossa il dispositivo: l'accelerazione gravitazionale fornisce informazioni sull'orientamento dello spazio del dispositivo, l'accelerazione del corpo fornisce informazioni sul movimento del dispositivo.

La separazione delle informazioni relative al movimento del dispositivo è importante per l'elaborazione corretta del segnale ma, queste due componenti hanno spettri di frequenza sovrapposti. Secondo studi precedenti (Mathie, 2003), la componente dovuta al movimento del corpo varia da 0 Hz a una stima di 20 Hz, ma è per lo più contenuto nell'intervallo è tra 0 e 3 Hz. Questo intervallo si sovrappone all'area coperta dal componente gravità, che va da 0 a 0,3 Hz. È possibile separare approssimativamente le due componenti mediante tecniche di filtraggio.

Nel presente studio, al fine di isolare la componente di accelerazione del corpo, è stato utilizzato un filtro Butterworth passa-basso di secondo ordine con frequenza di taglio posta a 10 Hz (Figura 4.6). Successivamente le accelerazioni ottenuti sono state normalizzate rispetto alla propria media.

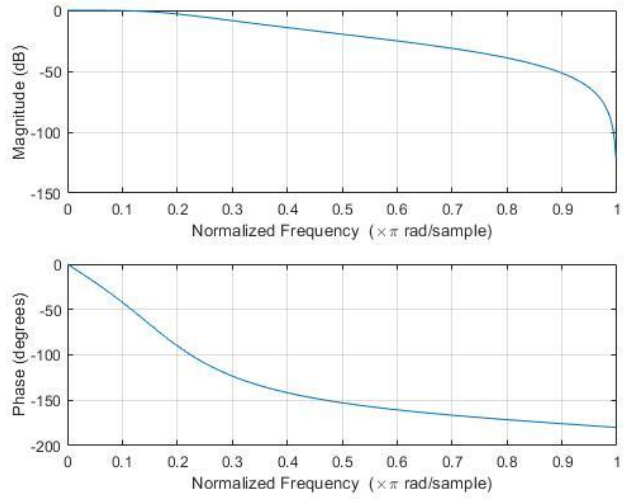


Figura 4-6 Filtro passa basso Butterworth applicato all'accelerazione

Dopo aver filtrato le tre componenti del segnale, si usa la seguente formula per valutare l'accelerazione totale del corpo:

$$ACC = \sqrt{ACC_x{}^2 + ACC_y{}^2 + ACC_z{}^2} \ [g]$$

Eq. 7

Dopo aver trovato il valore dell'accelerazione totale in ogni istante di tempo è possibile ricavare, attraverso un'integrazione, il valore della velocità. Queste variabili verranno usate per valutare il bilancio energetico.

4.2.3 Bilancio energetico

La risposta emodinamica allo sforzo è influenzata in misura significativa dal tipo di esercizio. Nelle attività dinamiche, il gesto tecnico è ciclico (camminare, correre, pedalare) e la forza muscolare impiegata generalmente non è elevata, ma richiede consumo di ossigeno, per cui vengono denominate attività aerobiche. I due substrati utilizzati principalmente nel metabolismo aerobico sono il glucosio, immagazzinato nel glicogeno, e gli acidi grassi. Le proteine sono utilizzate metabolicamente solo quando non è disponibile glicogeno, come nel digiuno prolungato o negli sport di lunga durata in condizioni di inadeguato apporto calorico. Gli acidi grassi costituiscono l'altro combustibile del metabolismo aerobico, e sono immagazzinati principalmente dal tessuto adiposo, ma anche nelle cellule muscolari (Galli, 2016). Da un punto di vista cardiocircolatorio, le attività aerobiche sono caratterizzate da un incremento della frequenza cardiaca proporzionale all'intensità dello sforzo.

Tramite la stimolazione del metabolismo aerobico è possibile valutare il VO2max definito come il valore più elevato di volume di ossigeno raggiunto in una prova incrementale condotta all'esaurimento. Questo valore può essere misurato direttamente mediante analisi dei gas respiratori oppure può essere stimato mediante metodi indiretti.

Per la misura indiretta del VO2max, si possono prendere in considerazione parametri quali età, sesso, peso, altezza, velocità di esecuzione del test, la frequenza cardiaca media etc. andando a sottoporre l'atleta a test, che possono essere suddivisi in (Galli, 2016):

- **massimali:** portano l'individuo ad un livello di intensità lavorativa tale da determinarne l'esaurimento muscolare e quindi l'impossibilità a proseguire ulteriormente l'esercizio;
- **sub-massimali:** il livello di intensità lavorativa è predeterminato o scelto dal soggetto sulla base delle proprie sensazioni soggettive.

Questa tipologia di attività si differenzia nettamente dalle attività statiche o di potenza, attività anaerobiche, nelle quali i muscoli utilizzano la fosfocreatina e solo in parte i carboidrati, attraverso la glicolisi anaerobica con produzione d'acido lattico. Con soglia anaerobica si intende il carico di lavoro che può essere sostenuto con la massima concentrazione allo stato stazionario. L'aumento della concentrazione di lattato nel sangue inizia prima che il soggetto abbia raggiunto il valore massimo di VO2.

L'intensità media di lavoro, misurata come percentuale della massima frequenza cardiaca, durante una partita di calcio da 90 minuti è vicina alla soglia anaerobica. Sarebbe fisiologicamente impossibile mantenere un'intensità media più elevata per un periodo di tempo più lungo, a causa del conseguente accumulo di lattato ematico, per cui i giocatori necessitano di periodi di attività a bassa intensità per eliminare il lattato dai muscoli utilizzati.

In generale è difficile stabilire in che percentuale resistenza e forza siano determinati durante la prestazione, una buona indicazioni quantitativa può essere data dalla capacità lattacida e dalla potenza aerobica. La capacità lattacida è di supporto alla potenza aerobica, con la quale si identifica la massima quantità di energia prodotta in regime aerobico, ed è indirettamente collegata alla VO2max e alla frequenza cardiaca massima. Per stimare la potenza aerobica e anaerobica abbiamo usato l'equazione 9.

$$Pot = m * g * v\ [W]$$

Eq. 8

dove *m* corrisponde alla massa del soggetto, *v* alla sua velocità massima espressa in m/s e infine, *g* corrisponde all'accelerazione di gravità. Queste due potenze sono state stimate attraverso protocolli sperimentali diversi.

Per valutare il consumo di ossigeno nel nostro progetto è necessario usare delle formulazioni indirette. Per avere una stima rispetto a valori di riferimento è stata usata la seguente formula proposta da Léger (L.A. Léger, 1986):

$$\dot{V}O2_{max} = 5{,}8 * v\ - 23.4\ \ [ml * kg^{-1} * min^{-1}]$$

Eq. 9

dove con *v* indica la velocità massima del soggetto in km/h.

Tuttavia, uno studio recente (Uliari, 2010) dimostra che è possibile valutare il consumo di ossigeno sfruttando il rapporto diretto di quest'ultimo con la frequenza cardiaca, per cui verrà anche utilizzata la seguente formulazione:

$$\dot{V}O2_{max} = 46.11 + (4{,}41 * v) - (0.40 * BMI) - (0.3 * età) - (0.11 * Fcmax)\ [ml * kg^{-1} * min^{-1}]$$

Eq. 10

dove la velocità *v* è espressa in km/h, l'*età* è espressa in anni, la frequenza cardiaca massima (*Fcmax*) in battiti al minuto e *BMI* (body mass index) è calcolato come:

$$BMI = {}^{m}/_{h * h}\ [kg * m^2]$$

Eq. 11

con *m* che identifica la massa e *h* l'altezza del soggetto. Tuttavia, durante l'esercizio la richiesta di ossigeno può essere superiore a quella garantita dal metabolismo aerobico.

L'intensità di lavoro corretta dovrebbe essere pari al 85-90 % della frequenza cardiaca massima, essa corrisponde all'ossigeno necessario per produrre energia. Se durante l'attività si aumenta l'intensità di sforzo, sarò necessario aumentare il livello di ossigeno del soggetto. A questo scopo è utile calcolare anche il costo energetico con la seguente modalità (Roberto Colli):

$$CE = 0.0673 * v^2 - 1.2732 * v + 11.576\ [j * m^{-1} * kg^{-1}]$$

Eq. 12

v corrisponde alla velocità massima espressa in km/h. Anche di questo valore non sono presenti delle tabelle di riferimento universalmente riconosciute, per cui valuteremo i dati confrontando i risultati di tutti i soggetti presi in esame con il consumo espresso in chilocalorie, calcolato come (Il consiglia salute):

$$Kcal = (0.4472 * Fcmedio\ (bpm) - 0.126 * peso\ (kg) + 0.074 * età\ (anni) - 20.4022) * tempo\ (minuti)/4.184$$

Eq. 13

Attraverso i risultati ottenuti con questa elaborazioni, esposti nel capitolo successivo, cercheremo di dimostrare come il calcio sia una combinazione di azioni aerobiche e anaerobiche, permettendo di definirlo come uno sport "misto".

CAPITOLO 5 PROVE SPERIMENTALI E DISCUSSIONE DEI RISULTATI

Nel corso degli ultimi anni, il mercato dei sensori indossabili è cresciuto a più di 400 milioni di dispositivi. Ciò è dovuto alla crescente necessità di un monitoraggio remoto e ambulatoriale, all'interno o all'esterno dell'ambiente sanitario, non solo per il sostegno a pazienti disabili o riabilitanti, ma anche in applicazioni sportive per la progettazione di percorsi di fitness individualizzati. In particolare, i sensori bioelettrici indossabili sono di estrema importanza in quanto contribuiscono alla conoscenza delle condizioni di salute del soggetto.

Ci siamo posti il problema di come utilizzare questo lavoro di ricerca in termini pratici, per migliorare la qualità l'allenamento, dato sempre il maggior utilizzo di questa tipologia di dispositivi da parte dei preparatori atletici per il match analysis. I parametri che più spesso si prendono in considerazione sono la distanza percorsa nell'arco della gara e la sua distinzione in differenti range di velocità. Grazie a questi dati è possibile scomporre lo sforzo compiuto dall'atleta in partita, permettendo valutazione sulla tipologia di allenamento a cui l'atleta è sottoposto.

La metodica intermittente è comunemente usata in Italia come mezzo di allenamento della potenza aerobica negli sport di squadra. Diversi studi sul calcio femminile hanno dimostrato che la potenza aerobica, la capacità di sprint e le prestazioni di esercizio intermittente variano

significativamente tra i livelli di concorrenza e la posizione di gioco (Thomas A. Haugen E. T., 2014).

Presentiamo la metodologia applicata per testare il nostro dispositivo e discuteremo i risultati ottenuti.

5.1 Metodo applicato e protocolli sperimentali

Come già affermato, il calcio è lo sport più popolare al mondo con milioni di praticanti tra uomini e donne, adulti e bambini, con diversi livelli di esperienza e capacità.
Le prestazioni calcistiche dipendo da diversi fattori come fattori tecnici, mentali, tattici, fisiologici, ecc.

Ricerche precedenti suggeriscono che sia gli uomini che le donne mettono a dura prova i sistemi energetici aerobici e anaerobici a livelli simili, ma le calciatrici sono risultate percorrere una distanza inferiore se comparata con quella percorsa dalla loro controparte maschile (Thomas A. Haugen E. T., 2014).. Sfortunatamente pochi studi hanno esaminato il profilo fisiologico delle calciatrici.

Abbiamo già discusso di come il calcio sia dipendente soprattutto dal metabolismo aerobico per cui i protocolli sperimentali scelti sono stati valutati come dimostrativi della correlazione tra forza e potenza aerobica. Aumentando la forza disponibile della contrazione muscolare in gruppi muscolari appropriati, l'accelerazione e la velocità possono migliorare in situazioni di gara come cambiare direzione e velocità, o accelerare.

Sebbene il metabolismo aerobico domini l'apporto di energia durante una partita di calcio, le azioni decisive sono svolte grazie al metabolismo anaerobico. Per eseguire sprint brevi, salti, contrasti, e azioni di gioco personali, è determinante la produzione di energia anaerobica per poter definire chi accelererà più velocemente o salterà più in alto. La velocità di eliminazione del lattato o clearance dipende dalla concentrazione del lattato stesso, dall'attività nel periodo di recupero e dalla capacità aerobica.

Stabilendo la relazione tra FC e VO2 di ciascun giocatore è possibile riflettere in modo accurato sulla spesa energetica durante l'esercizio. Il team di Tomas Stølen (Tomas Stølen, 2005), ha riportato dimostrazioni sulla validità della linea FC-VO2 nell'esercizio intermittente, comparando questo esercizio ed esercizio continuo mediante un test da laboratorio su nastro trasportatore.

Grazie alla collaborazione con la squadra dilettantistica femminile della società A.C Crema 1908, è stato possibile testare il nostro dispositivo, allo scopo di ottenere risultati che possano aiutare i preparatori atletici nella costruzioni di allenamenti utili per il miglioramento delle prestazioni.

Un gruppo di 9 ragazze (età tra i 28 e i 15 anni) ha svolto gli esercizi descritti successivamente. I primi tre test sono stati ripetuti due volte, mentre gli ultimi due solo una volta a causa della temperatura climatica insostenibile (oltre i 30 °C). Questi protocolli sono stati scelti in base ad alcuni criteri di qualità (Rovida, 2007):

- criteri di qualità primaria:
    - validità;
    - attendibilità;
    - oggettività;

- criteri di qualità secondaria:
    - economicità;
    - normalizzazione;
    - comprensione;
    - utilità.

Vengono presentati nel dettagli i test a cui le giocatrici sono state sottoposte:

1. **Continuous Multistage Fitness:** traducibile con "test incrementale/triangolare dell'efficienza fisica", conosciuto come test di Léger (L.A. Léger, 1986). Alle giocatrici è stato chiesto di correre avanti e indietro tra due linee, percorrendo 20 m

all'andata e 20 m al ritorno, con una velocità di corsa che aumenta col passare del tempo (Figura 5.1). L'intensità di esercizio è controllata da una serie di fischi, ad ognuno di essi alle giocatrici è richiesto un incremento di velocità. Ogni minuto, il tempo che intercorre tra un fischio e l'altro diventa minore, dopo 4 minuti, dopo 6 minuti e dopo 7 minuti su un totale di 8 minuti di corsa. Questo test è correlato (r = 0,92) al VO2max. Tuttavia, bisogna essere consapevoli che la misurazione indiretta del VO2max dovrebbe essere considerata con le dovute attenzioni dal momento che l'accuratezza è pari al valore reale ±15%.

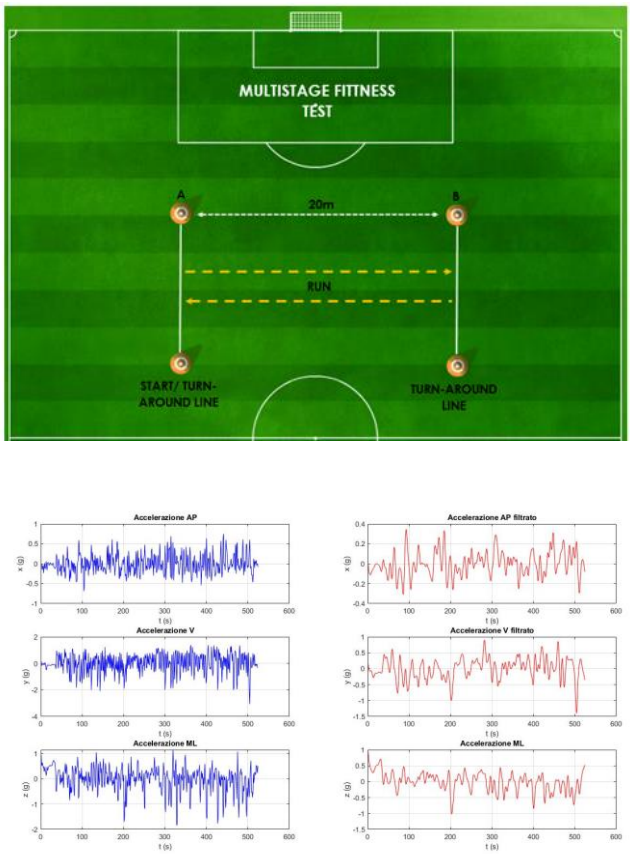


Figura 5-1 In alto, la disposizione per il Continuous Multistage Fitness Test (Walker, 2016). In basso, il grafico evidenzia l'accelerazione ricavata dall'elaborazione del segnale del dispositivo. Il grafico a destra corrisponde al segnale filtrato. L'accelerazione è stata valutata su tre piani: antero-posteriore (alto), verticale (centro), medio-laterale (basso).

2. **Test a navetta sui 10 metri:** questo test consiste in una navetta sui 10 metri, la cui prestazione è frutto della combinazione di velocità, potenza e coordinazione. Il tempo si calcola partendo sempre dal movimento dello stacco del piede posteriore. L'esercizio è stato ripetuto per 6 volte (Tomas Stølen, 2005).

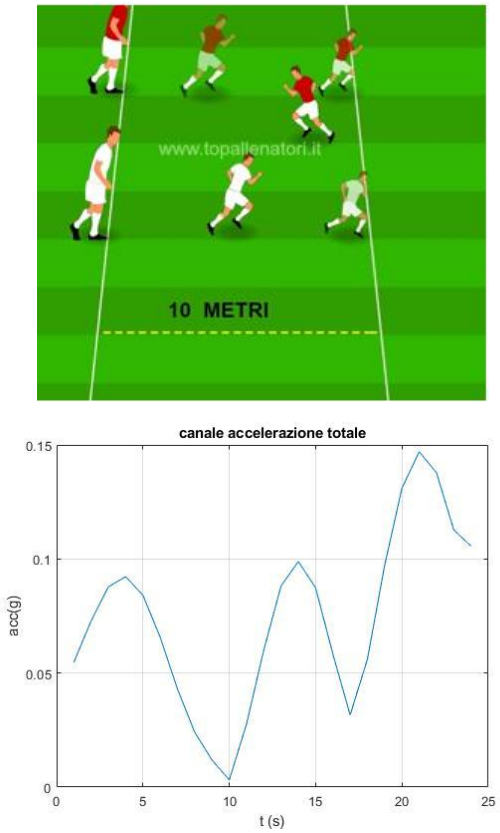


Figura 5-2 In alto, la disposizione per test della navetta (Topallenatori). In basso, il grafico ottenuto tramite l'elaborazione dell'accelerazione totale. È possibile notare che l'andamento di questa variabile descrive i cambi di direzione del soggetto.

3. **Test 5 balzi consecutivi:** consta di 5 balzi consecutivi eseguiti partendo in piedi a piedi uniti. Gli studi dimostrano che nei calciatori questo test è correlato con il balzo in verticale e con esso è possibile valutare la coordinazione e la potenza del calciatore. Il test è stato eseguito con l'ausilio di un gradino, come in Figure 5.3 (Tomas Stølen, 2005).

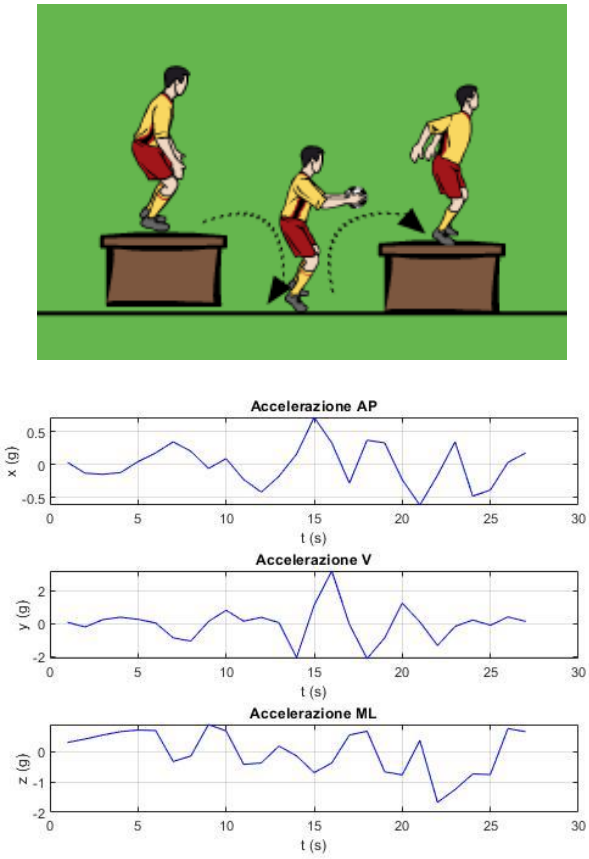


Figura 5-3 In alto, la disposizione per i test balzi verticali multipli (YouCoach). In basso, l'elaborazione del segnale dell'accelerazione diviso in tre piani: antero-posteriore ,verticale e medio-laterale. Ogni salto del soggetto trova corrispondenza in un picco.

4. **Test di Hoff:** test aerobico con la palla, viene eseguito su un circuito, presentato in passato da Hoff (J Hoff, 2002). Consiste nel condurre la palla attraverso un circuito presentato nella figura sottostante. La durata del test è di 8 minuti, durante i quali viene richiesto al giocatore di eseguire il massimo numero di giri del circuito. Il circuito si divide nelle seguenti attività, mostrate in figura:

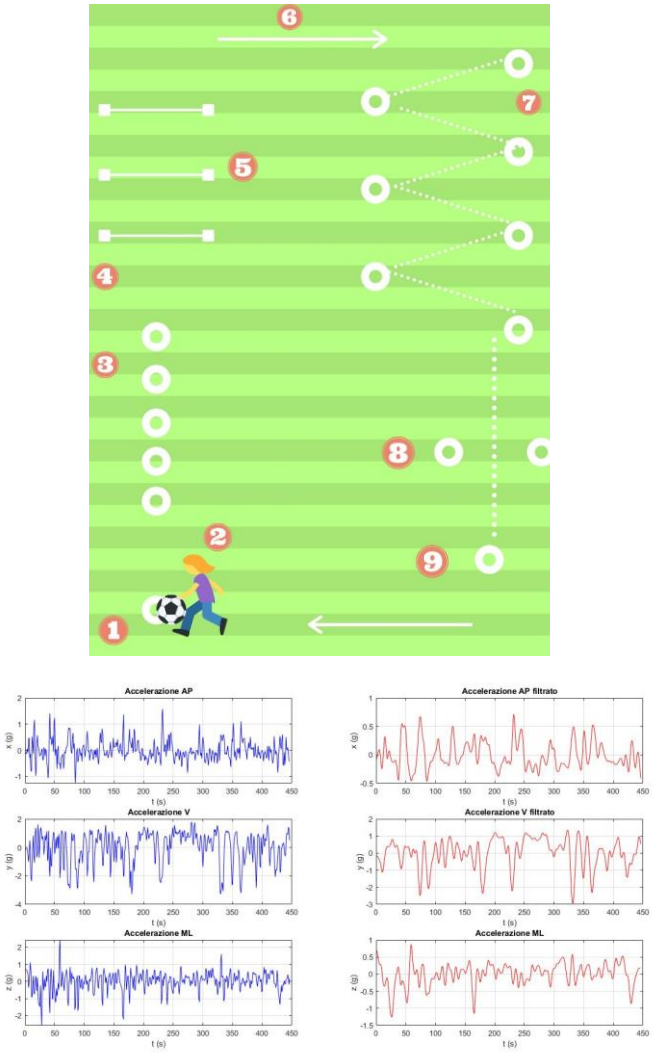


Figura 5-4 In alto, la disposizione del circuito per il test di Hoff. La giocatrice in 8 minuti deve cercare di fare più giri possibili. In basso l'elaborazione dell'accelerazione divisa nei tre canali elencati precedentemente. In questo esercizio sono richiesti molti cambi di direzione, inoltre nella prima parte del percorso l'accelerazione risente della necessità di svolgere l'esercizio con il pallone.

1. punto di partenza della giocatrice;
2. conduzioni con palla in avanti per 12 metri;

3. slalom tra i tra conetti posti sul campo per 18 metri;
4. senza pallone prosegue in corsa per 7,5 metri;
5. salta 3 ostacoli alti 30 cm posti a 7 mt l'uno dall'altro;
6. superato il terzo ostacolo si effettua un cambio di direzione di 90 gradi verso destra verso il conetto più lontano (25 metri);
7. corsa con cambi di direzione tra i conetti posti a 15 metri in linea orizzontale e a 10 metri in linea verticale;
8. corsa frontale fino ad una porticina che dista 10 metri;
9. corsa frontale per altri 15 metri.

Il circuito termina con un ultimo cambio di direzione di 90 gradi con corsa leggera per tornare al punto di partenza. Per la valutazione si è tenuto conto del numero di giri sostenuti da ogni soggetto.

5. **Test di resistenza SAT:** si tratta di un circuito diviso in 3 esercizi, che le giocatrici devono eseguire alla massima intensità, cercando di realizzare al meglio i gesti tecnico-tattici richiesti (Rovida, 2007). Gli esercizi verranno eseguiti una sola volta, la Figura 5.5 mostra i contenuti dei tre esercizi:

    - **1° esercizio:** partenza con il pallone, conduzione frontale per 20 metri, doppio slalom (distanza tra il primo e l'ultimo conetto di 11 metri) e tiro in porta;
    - **2° esercizio:** corsa lenta verso il cerchio di centrocampo, partenza con conduzione del pallone e slalom tra i conetti posti sul diametro del cerchio, segue una conduzione di palla sul primo semicerchio, corsa senza palla sul semicerchio restante, e slalom senza palla nuovamente sul diametro;
    - **3° esercizio:** partenza dal paletto e corsa verso il primo pallone da calciare in porta, ritorno di corsa al paletto e calcio del secondo pallone e così fino al quinto.

Per la valutazione è stato tenuto conto il tempo totale impiegato e il numero di gol effettuati.

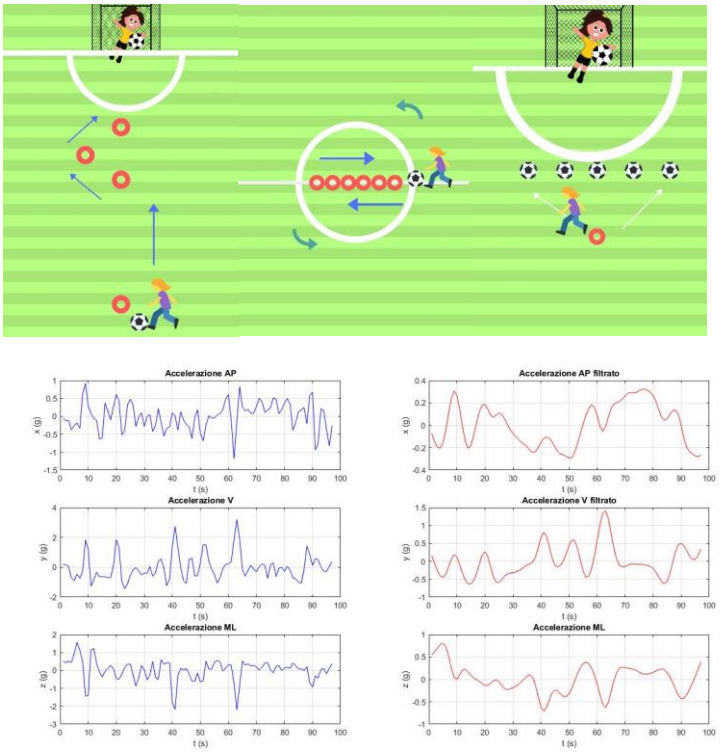


Figura 5-5 In alto, la disposizione rispettiva ai tre eserciti del circuito SAT. In basso, l'elaborazione dell'accelerazione divisa nei tre piani. Si può notare come nella parte centrale del grafico ci sia una diminuzione netta di questa variabile. Questo è dovuto alla necessità di porre maggior attenzione nel secondo esercizio.

5.2 Questionario

Per la raccolta dati diretta è stato utilizzato un questionario organizzato in tre diversi moduli:

- Domande di identificazione e parametri antropometrici;
- Domande sul livello dell'attività fisica;
- Domande sulla tipologia di reggiseno abituale e valutazione in relazione agli attributi di design del nostro reggiseno.

Per l'applicazione del progetto, nel questionario è stata inserita una sezione specifica relativa all'attività calcistica. In allegato al questionario, segue l'informativa sulla privacy per il trattamento dei dati sensibili dei soggetti, rilasciata direttamente dal Politecnico di Milano. È possibile vedere l'intero questionario nell'appendice A.

I dati acquisiti riportano che i soggetti hanno età compresa tra i 15 e i 28 anni, e un BMI tra 20,8 – 27,2. Inoltre, l'87,8% è abituato a fare un'attività sportiva molto frequentemente, mentre il restante 22,2% ha dichiarato una frequenza minore. Infine, tutte le atlete praticano sport da più di 6 anni. Tramite il questionario è stato chiesto loro di indicare l'occupazione che svolgono, per poter contestualizzare in maniera più precisa i risultati ottenuti (Figura 5.6).

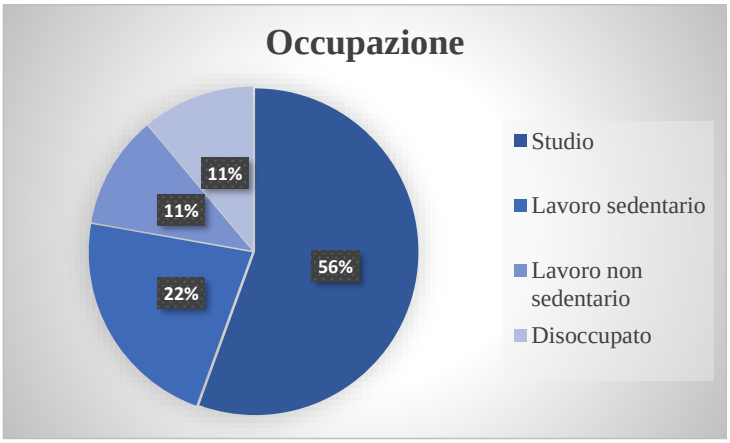


Figura 5-6 Il diagramma riporta, in percentuale l'occupazione delle atlete che si sono sottoposte a questo case study. Data la giovane età il 56% sono ancora studentesse.

5.3 Discussione dei risultati

La nostra analisi dei risultati si concentrerà su due aspetti:

- le valutazioni dei requisiti di design discusse grazie alle risposte ai questionari;
- le valutazioni dei parametri ottenute tramite l'elaborazione dei dati.

5.3.1 Valutazioni design e funzionalità

Il questionario ci ha permesso di valutare se i requisiti di design e funzionali scelti possano essere ottimali per i soggetti che utilizzano questo dispositivo. I dati, che vengono riportati nei grafici successivi, dimostrano che le atlete hanno avuto un'esperienza molto soddisfacente e che sono favorevoli all'uso di questo dispositivo durante la loro attività. Infatti, l'87,8% riporta che acquisterebbero il dispositivo se fosse disponibile sul mercato, dato che trova anche appoggio nel fatto che il dispositivo sia stato valutato di semplice utilizzo.

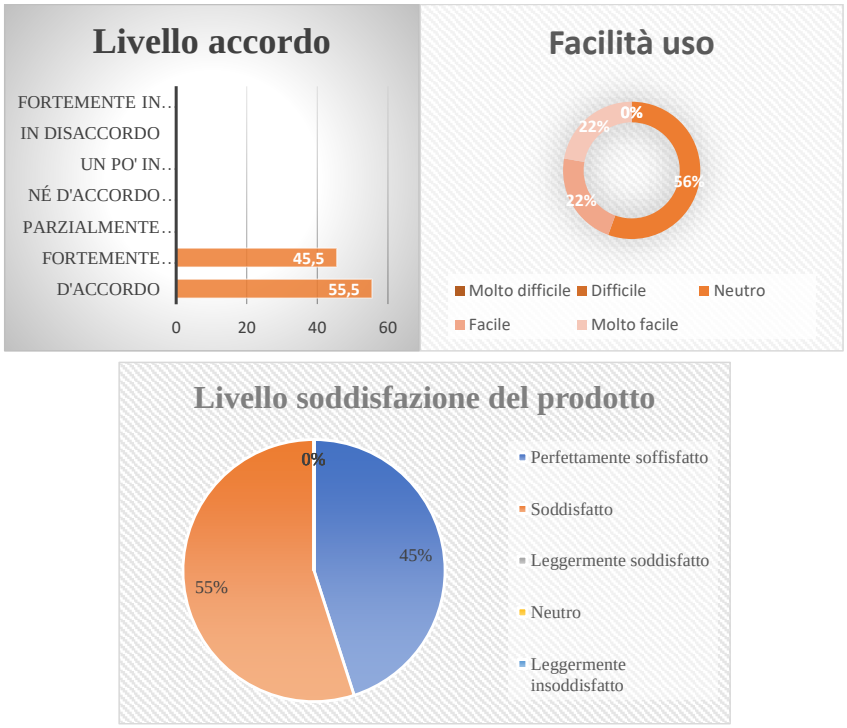


Figura 5-7 Grafici riassuntivi che dimostrano la soddisfazione delle atlete.

Abbiamo chiesto alle giocatrici di esprimere la loro opinione personale su pregi e difetti del nostro progetto. I dati (Figura 5.8) riportano che, il maggior difetto è stato riconosciuto nel

materiale utilizzato per il reggiseno sportivo, considerato poco traspirante. È comunque da sottolineare che, i test si sono svolti nel periodo estivo e la temperatura è sempre stata maggiore ai 30°C. Tuttavia, la presenza del dispositivo non ha compromesso l'attività fisica, infatti nel complesso è stato considerato leggero e comodo, ed è stata ampiamente riconosciuta l'utilità del monitoraggio delle prestazioni.

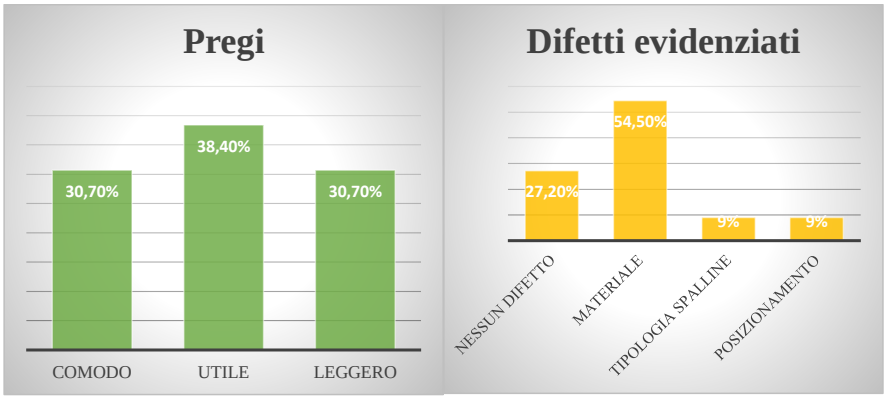


Figura 5-8 Pregi e difetti riportati dalle calciatrici.

Per avere un dato relativo all'accuratezza del nostro dispositivo, abbiamo anche analizzato il tempo utile percentuale come:

$$t = \frac{t_{totale} - t_{utile}}{t_{totale}} * 100\ [s]$$

Eq. 14

ovvero considerando come tempo utile, il tempo in cui (a meno delle parti iniziali e finali dell'acquisizione che ne contengono le procedure di avvio ma in cui il soggetto non esegue esercizi) il segnale rilevato è di qualità buona e che consente una sua elaborazione per l'estrazione dei parametri di interesse. In generale il dato complessivo è t = 75,78%, che è decisamente buono.

Abbiamo valutato la media per ogni soggetto e i dati (Figura 5.9) riportano che il valore non scende mai sotto il 72%, che risulta essere un dato decisamente buono. I soggetti con valori più alti sono coloro che hanno imparato il funzionamento del dispositivo e quindi sono state in grado di gestire da sole l'inizio e la fine della registrazione.

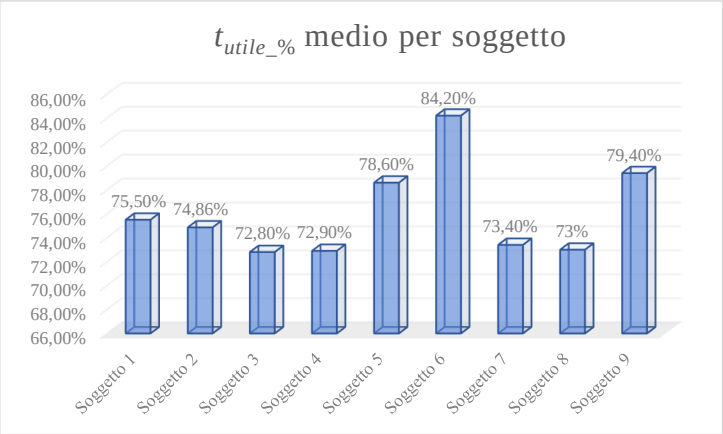


Figura 5-9 Riporta i dati percentuali relativi al tempo utile percentuale rispetto al tempo totale.

In relazione alla tipologia di esercizio, come peraltro atteso, il dato più basso in termini di segnale utile è quello dell'esercizio 2 che per sua esecuzione presenta una maggiore criticità di scorrimento superficiale del tessuto sul corpo così da introdurre artefatti più significativi durante l'acquisizione. Inoltre, la sua durata minore fa sì che il dato percentuale sia affetto da una riduzione elevata. Si potrebbe ridurre l'elasticità con effetto di maggiore compressione dell'indumento sul corpo per ridurre gli artefatti ma ciò inficerebbe significativamente il comfort.

Gli esercizi 1 e 4 invece hanno un tempo utile molto elevato (>96% in media).

T

utile%	**sogg 1**	**sogg 2**	**sogg 3**	**sogg 4**	**sogg 5**	**sogg 6**	**sogg 7**	**sogg 8**	**sogg 9**	**media**	**dev.std**
eserc 1	87%	98%	96%	98%	99%	94%	98%	97%	98%	*96,13%*	*3,70%*
eserc 2	41,50%	39%	38%	56%	75%	65%	30%	32%	83%	*50,97%*	*19,43%*
eserc 3	56%	72%	42%	37%	46%	75%	62%	60%	30%	*53,31%*	*15,53%*
eserc 4	98,90%	96%	98%	97%	85%	98%	98%	99%	99%	*96,49%*	*4,45%*
eserc 5	79,50%	70%	90%	77%	88%	88%	79%	78%	87%	*81,98%*	*6,64%*
media	72,58%	74,86%	72,80%	72,96%	78,60%	84,02%	73,48%	73,28%	79,40%	***75,78%***	
dev.std	23,40%	23,95%	30,12%	26,46%	20,13%	13,98%	28,55%	27,98%	28,47%	***22,37%***	

5.3.2 Valutazione delle prestazioni

Questo studio si è concentrato su singoli protocolli sperimentali dai quali è stato possibile ricavare risultati sullo stato di forma dei soggetti. Uno dei problemi principali, che riguarda la determinazione dello stato di forma del soggetto, è l'elevata variabilità del gioco e quindi la bassa possibilità di standardizzare determinate situazioni da analizzare. Spesso la prestazione del giocatore non è solo dettata dal suo stato di forma fisico, ma anche dal modo di giocare, dalle disposizioni tattiche, dalla tecnica e dall'avversario che si affronta. Risulterebbe quindi difficile al termine di una gara, determinare se il giocatore analizzato è in forma semplicemente contando i suoi scatti o la distanza che ha percorso. Sia l'accelerazione orizzontale (sprint) che l'accelerazione verticale (potenza di salto) sono coinvolte nel possesso della palla, nei calci d'angolo, nella difesa e negli attacchi in porta.

Abbiamo trovato, come già anticipato, dimostrazione che la componente verticale dell'accelerazione sia un dato influenzato sia dalla componente di gravità sia, anche se in breve misura, dal movimento del seno durante l'attività, per cui per le formulazioni descritte ove necessario considerare la velocità, è stata considerata la componente media totale.

Per discutere i risultati, come descritto nel primo capitolo, terremo anche conto del ruolo tattico in cui la singola calciatrice è solita giocare. I ruoli del nostro gruppo di soggetti sono riportati nel grafico sottostante:

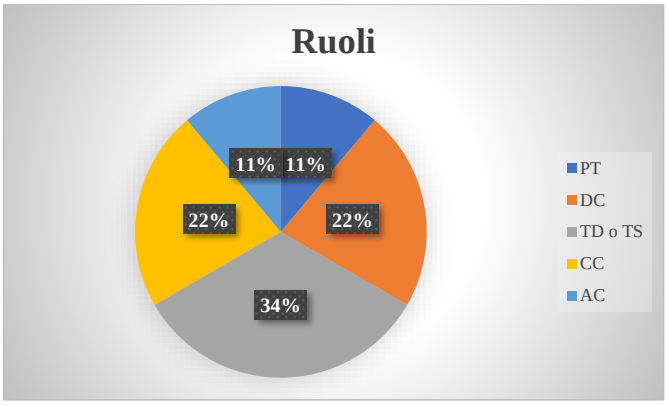


Figura 5-10 Ruoli del nostro gruppo di soggetti. PT = portiere, DC = difensore centrale TS/TD = terzino sinistro o destro, CC = centrocampista centrale, AC = attaccante centrale.

L'analisi è stata condotta sia come analisi della performance del singolo soggetto, sia come analisi di squadra a seconda dell'esercizio, in modo da valutare l'influenza del ruolo sulla prestazione.

Frequenza cardiaca

Come misura della frequenza cardiaca abbiamo scelto di considerare la frequenza cardiaca media percentuale, calcolata come:

$$Fc = \frac{(fc_{media} - Fc_{\ Tanaka})}{Fc_{\ Tanaka}} * 100\ [bpm]$$

Eq. 15

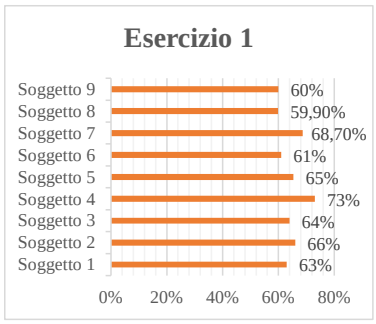
Questa valore ci permette di valutare il livello di sforzo di ogni esercizio, grazie alla scala di Borg riportata in tabella (Castagna, 2011):

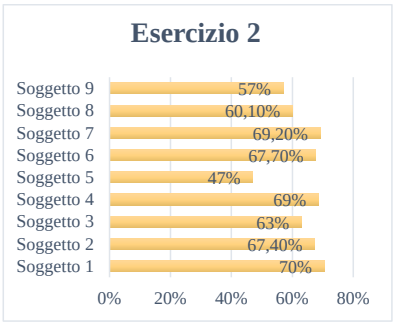
Indice	Fatica	FC%
6	Nulla	20%
7	Estremamente leggero	30%
8		40%
9	Molto leggero	50%

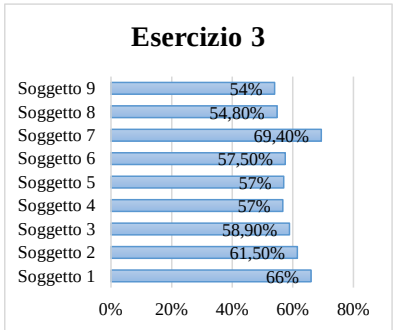
10		55%
11	Leggero	60%
12		65%
13	Abbastanza duro	70%
14		75%
15	Duro	80%
16		85%
17	Molto duro	90%
18		95%
19	Estremamente duro	100%
20	Sforzo massimale	ESAURIMENTO

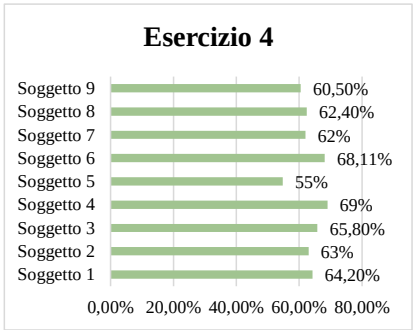
Tabella 4 Scala di Borg per la stima dello fatica dell'attività.

Di seguito vengono riportati i dati dei singoli soggetti divisi per i cinque esercizi effettuati.









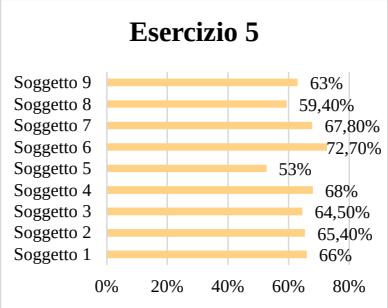


Figura 5-11 Istogrammi che riportano la frequenza cardiaca percentuale di ogni soggetto, diviso nei cinque protocolli sperimentali.

I dati riportano che l'esercizio tre (test dei balzi verticali) ha richiesto meno fatica all'87,8% dei soggetti, mentre l'ultimo esercizio (test SAT) è stato riconosciuto come il più duro dall'87,8% delle atlete. Essendo l'ultimo esercizio di tutto l'allenamento, questo dato potrebbe essere influenzato da una stanchezza generale. Tutti gli esercizi sono mantenuti sotto la soglia anaerobica, corrisponde al 75 – 80% della frequenza cardiaca.

Come mi aspettavo di trovare, il portiere, soggetto 2, gestisce in maniera più equilibrata test anaerobici, come il test del balzo verticale, essendo il suo ruolo caratterizzato principalmente da sforzo e potenza anaerobica, mentre trova difficoltà negli esercizi di corsa soprattutto senza pallone.

I difensori centrali, soggetto 1 e soggetto 3, mantengono circa la stessa frequenza per tutti i protocolli, dimostrando che sono in grado di gestire la corsa per i 90 minuti di gioco. Il soggetto 1, ragazza più di esperienza dei nostri test, riporta maggior difficoltà nel cambio di direzioni in velocità cioè nel test della navetta.

I terzini, soggetti 4, 5 e 7, considerano più faticoso il primo esercizio, test di Léger, dato che non dimostra le tesi iniziali. Tuttavia, la squadra in questo ultimo anno, non ha avuto un modulo di gioco che prevedeva grandi sovrapposizioni da parte dei terzini e questo potrebbe giustificare il risultato. Inoltre, solo il soggetto 7 ha svolto in maniera completa tutta la stagione, e questo è evidenziato dal test dei balzi verticali. Il soggetto 4, nonostante sia riuscita a completare senza difficoltà tutto l'allenamento, riporta valori percentuali più alti,

questo potrebbe essere strettamente correlato al fatto che sia l'unico soggetto a svolgere un lavoro non sedentario e che quindi consideri questi esercizi abbastanza duri come riporta la scala di Borg. Potrebbe essere un soggetto da tenere sotto controllo, in modo da valutare se i valori sono sempre vicini alla stessa soglia di fatica, o se dipendono dall'attività lavorativa compiuta prima dell'allenamento. Caso opposto invece, il soggetto 5 mantiene sempre valori di frequenza molto bassi durante l'attività. Per valutare se questo dato trova corrispondenza in un livello di prestazione basso, dovuto al fatto che durante l'anno ha avuto una serie di piccoli infortuni, è necessario considerare anche il consumo di ossigeno. È comunque da notare che i test che prevedevano il controllo di palla, test di Hoff e SAT, nonostante prevedessero cambi di direzione, sono risultati meno faticosi per tutte e tre le ragazze.

I centrocampisti centrali, soggetti 6 e 8, dimostrano più fluidità di corsa nei primi esercizi, dato che conferma l'ipotesi che i giocatori in questo ruolo sono portati a correre maggiormente, dovendo partecipare sia alla fase d'attacco che di difesa. Tuttavia, essendo entrambe due mediani, quando i test prevedono l'uso del pallone dimostrano maggior fatica.

Infine, l'attaccante, soggetto 9, ha trovato più faticoso il test di SAT. Questo dato potrebbe essere correlato a una natura psicologica dato che, prevedeva sei tiri in porta e il ruolo conduce a un maggior impegno per poter segnare. Tutti gli altri test sono stati valutati come leggeri e questo dato mi porta a pensare che sia uno dei soggetti più in forma tra le partecipanti.
Tuttavia, per poter dare conferma a questa prima analisi è necessario considerare anche i parametri relativi al bilancio energetico.

Bilancio energetico

Per valutare lo stato di forma del soggetto prendiamo in considerazione:

- Consumo di ossigeno: sia in termini di errore percentuale in base alle tabelle di riferimento di Léger (L.A. Léger, 1986), sia come valutazione legata alla frequenza (Uliari, 2010);
- La potenza aerobica e anaerobica;
- Il consumo energetico espresso anche come kcal;

Per la valutazione del consumo di ossigeno vengono presi in considerazioni i test riferiti alla corsa, per cui è stato escluso il terzo, usato per stimare la potenza anaerobica. Il consumo di energia viene invece valutato su tutti i protocolli,

La valutazione del consumo di ossigeno (Figura 5.12), considerando le tabelle di riferimento di Léger, riporta valori positivi quando il soggetto è in un buono stato di forma, valori negativi per soggetti che dovrebbero migliorare il proprio consumo di ossigeno.

Figura 5-12 Grafici che riportano i dati percentuali relativi al consumo di ossigeno.

I risultati riportano che solo due soggetti risultano quasi completamente in forma dal punto di vista del consumo di ossigeno. Il portiere risulta sempre in difficoltà, coerentemente con

il suo ruolo. I difensori centrali mantengono valori altalenanti ma non lontani dai valori di riferimento, ad eccezione dell'ultimo esercizio in cui il soggetto 1 si trova in netta difficoltà. Coerentemente da quanto trovato nell'analisi della frequenza, questo soggetto è arrivato all'ultimo esercizio dell'allenamento in difficoltà, dimostrando come non riesca a mantenere valori corretti per tutta la durata della partita.

L'andamento dei terzini rispecchia che solo un terzino, soggetto 7 è in forma fisica, come già accennato il soggetto 5 ha avuto una serie di piccoli infortuni che l'hanno tenuta lontano dai campi da gioco e la sua forma fisica ne ha risentito. Il soggetto 4 invece, è mediamente in forma, in difficoltà solo nell'esercizio 4.
I centrocampisti centrali invece, dimostrano risultati quasi opposti dato che il soggetto 6 è in forma ma dimostra una difficoltà nelle brevi distanze, mentre il soggetto 8, più giovane di età, gioca in questo ruolo da solo un anno e deve ancora adattare la sua forma fisica al ruolo.

Infine, l'attaccante dimostra uno stato di forma ottimale, con un consumo leggermente inferiore alla media nel primo esercizio.

Per il quarto test, una valutazione generale è data dal numero di giri di campo effettuati, basandoci sui valori di distanza compiuta. I dati vengono riportati nel grafico sottostante, il numero di giri relativo a una buona forma fisica è 5 e mezzo, dimostrando che il soggetto 9 è l'atleta più in forma.

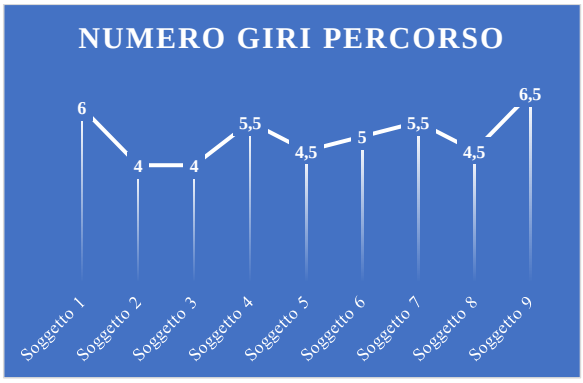


Figura 5-13 Numero di giri effettuati del percorso di Hoff. Circa metà delle atlete è riuscita a fare un numero di giri adeguato.

Per l'ultimo test invece, abbiamo tenuto in considerazione il tempo impiegato e il numero di gol fatti, tuttavia non sono presenti delle tabelle di riferimento quantitative che permettono un'analisi sullo stato di forma dei soggetti. È da sottolineare che i primi due soggetti hanno effettuati i tiri in porta senza portiere.

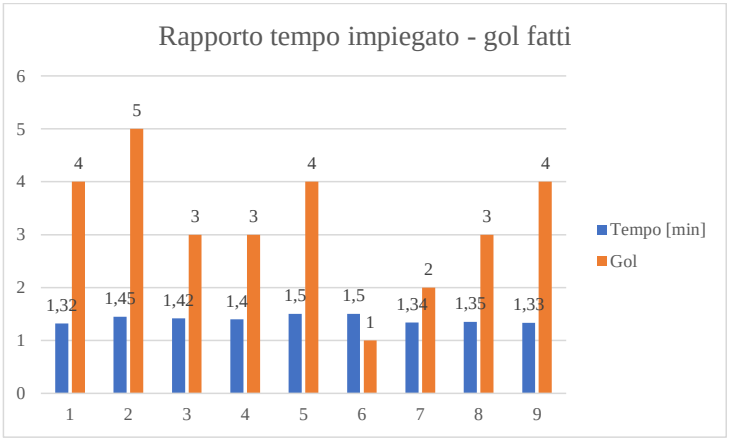


Figura 5-14 Grafico che riporta il numero di gol effettuati e il tempo totale in cui è stato compiuto l'esercizio.

Nella tabella successiva vengono riportati i dati del consumo di ossigeno (in ml/kg/min) valutati con la formulazione dipendente dalla frequenza cardiaca:

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9
Es 1	75.2	81.4	74.3	75.6	72.3	45.5	76.5	48.1	63
Es 2	67.8	50.5	61.8	59.8	47.1	77.6	58.1	52.7	68.1
Es 4	77.3	77.8	78.6	76.2	68.2	68.4	61	52.8	79.9
Es 5	35	63.8	73.9	47.6	44.2	76.5	72	64.2	60.9

Tabella 5 Dati del consumo di ossigeno ricavati con la componente legata alla frequenza cardiaca.

I risultati ottenuti sul consumo di ossigeno e sulla frequenza cardiaca vengono riassunti in maniera ottimale dalla tabella precedente dimostrando come la formulazione possa essere applicata a questo ambito di sviluppo, e che permetta di dare confermare all'analisi discussa.

Per stimare la potenza anaerobica delle giocatrici è stato considerato il test dei balzi verticali, mentre per valutare la potenza aerobica si è scelto di utilizzare i dati ricavati la test di Léger. Per valutare la potenza aerobica è stata utilizzata la seguente tabella (Gazzetta dello sport, 2012), mentre per la valutazione anaerobica eseguiamo un'analisi qualitativa.

Livello	Potenza [W]	Potenza/ peso [W/kg]
Scarso	<245	< 4,1
Sufficiente	245 - 305	4,1 -5,5
Buono	305 – 325	5,5 -5,8
Discreto	325 – 350	5,8 – 6,3
Ottimo	>350	> 6,3

Tabella 6 Scala utilizzata per valutare la potenza aerobica.

Sulla base di questo metodo di valutazione seguono i nostri risultati (Figura 5.15), è possibile notare che la squadra dovrebbe allenare maggiormente sia la potenza aerobica, solo tre ragazze hanno un livello sufficiente, sia la potenza anaerobica, per la quale non abbiamo punti di riferimento precisi ma i due soggetti che hanno i risultati migliori, superano le compagne di circa quattro volte.

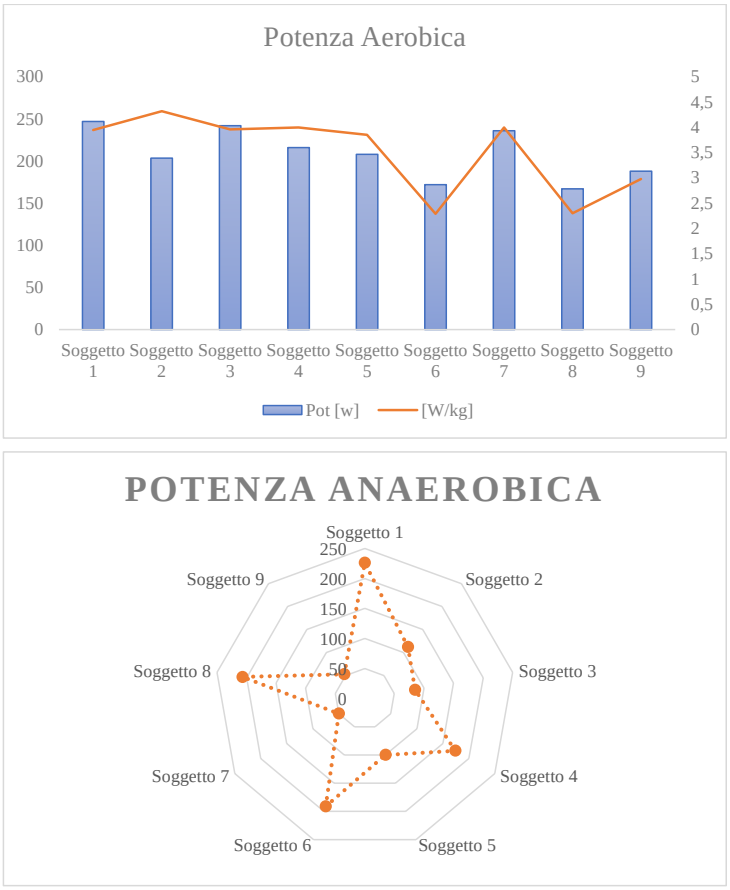


Figura 5-15 In alto, la potenza aerobica in blu, in arancione il valore dato dal peso/la potenza. In basso i valori di potenza anaerobica.

Infine, per quanto riguarda il consumo energetico (Figura 5.16) il costo valutato sulla base della velocità dimostra un valore medio uguale per tutte le calciatrici, mentre il consumo di kcal è strettamente correlato anche al BMI, trovando una conferma del livello di fatica trovato con l'analisi della frequenza cardiaca.

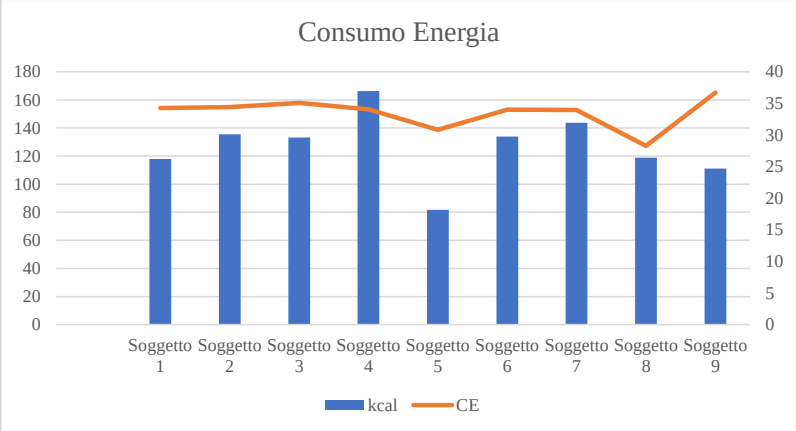


Figura 5-16 Consumo energetico riportato anche in termini di kcal consumate.

Si nota come il soggetto 4 abbiamo consumato un maggior numero di kcal, trovando conferma ai dati trovati con il calcolo della frequenza cardiaca. Potrebbe essere interessante proseguire la analisi su questo soggetto. Al contrario i risultati del soggetto 5 confermano lo stato di forma scarso, strettamente correlato allo stato di infortunio subito durante la stagione.

In conclusione, i dati dimostrano come questo dispositivo possa essere un ausilio interessante e di semplice utilizzo per monitorare le prestazione dell'atlete, almeno durante gli allenamenti, in modo da poter creare programmi di allenamenti specializzati.

CAPITOLO 6
CONCLUSIONI

La rivoluzione digitale e il rapido sviluppo di smartphone, con connettività mobile e social network, ha cambiato il nostro modo di vivere, tuttavia è vistosamente assente dal mondo della medicina. Solo recentemente sono emersi nuovi dispositivi per il monitoraggio wireless del paziente e si prevede che molti dispositivi indossabili leggeri ad alte prestazioni saranno disponibili per il monitoraggio di una vasta gamma di attività. Le sfide affrontate dal design attuale, alla difficoltà di streaming e l'impatto fisico dei sensori sono i prossimi obiettivi nella ricerca.

In particolare, è stato dimostrato come l'ECG sia tradizionalmente considerato un test di screening scarsamente specifico nell'atleta, a causa del presunto elevato numero di falsi positivi. Questa idea tradizionale deriva dal fatto che, le alterazioni ECG del cuore, che si sviluppano come conseguenza dell'adattamento cardiovascolare all'attività fisico-sportiva, possono essere confuse con quelle di una malattia cardiaca a rischio di arresto cardiaco. L'esperienza italiana ha tuttavia smentito questo pregiudizio della scarsa specificità dell'ECG nell'atleta.

Un test utilizzato per lo screening di massa non deve necessariamente essere diagnostico per una o più malattie cardiovascolari, ma ha la funzione di discriminare, nell'ambito della popolazione, quei soggetti con elevata probabilità di malattia, da quelli con bassa probabilità. Il sottogruppo di soggetti selezionati nella fase iniziale dello screening dovrà poi essere sottoposto ad ulteriori più accurati accertamenti, allo scopo di confermare o escludere la malattia. Il contenimento del numero dei falsi positivi è un presupposto necessario per

raggiungere un favorevole rapporto costo-beneficio del programma di screening, perché permette di limitare il ricorso ad ulteriori esami diagnostici costosi (e spesso inutili) e a prevenire il rischio di esclusione ingiustificata di un atleta dall'attività sportiva agonistica.

Il monitoraggio continuo del segnale ECG durante esercizi fisici è fondamentale per la rilevazione e l'allarme precoce del potenziale attacco cardiaco, infarto miocardico, aritmie, coronarica, ischemica, e altre malattie cardiache. D'altra parte, le limitazioni sulle dimensioni, il consumo di energia e le risorse di calcolo dei dispositivi indossabili rendono molto problematico ottenere segnali ECG accurati senza artefatti di movimento e interferenze.

La prestazione degli elettrodi di monitoraggio fisiologico è un fattore chiave, che non solo controlla la qualità del segnale campionato, ma anche l'impatto del comfort dell'utente durante le misurazioni. Gli elettrodi in tessuto conduttivo sono ampiamente utilizzati a causa delle loro elevate prestazioni di acquisizione del segnale, elevata flessibilità, basso costo e facilità di fabbricazione. Tuttavia, attualmente, ci sono scarsi risultati di ricerca sull'integrazione degli elettrodi in abbigliamento, che è di vitale importanza per il monitoraggio ECG conveniente.

Per comodità e portabilità, i dispositivi indossabili devono essere il più piccolo e leggero possibile, mentre le loro limitate capacità di energia e calcolo escludono la possibilità di un'elaborazione autonoma del segnale ECG campionato in scala in tempo reale. Le soluzioni più semplici da adottare possono essere:

- l'uso del collegamento tramite segnale bluetooth a un dispositivo cellulare, pratico per l'analisi dei dati in real time, ma non particolarmente dettagliati;

- l'uso di una memoria interna che permetta di scaricare i dati in un secondo tempo, consentendo un'analisi offline più completa.

Il monito rimane quello di dover affinare la specificità e diminuire il tasso di falsi positivi interpretazioni ECG negli atleti che ancora rimane una priorità alta.

In questo contesto si inserisce il nostro progetto, che non ha come scopo finale l'analisi della frequenza cardiaca, ma la verifica dell'affidabilità e dell'accettabilità di un monitoraggio multi-parametrico di giocatrici di calcio al fine di poter determinare il loro livello di performance ovvero del livello di prestazione. I dati ottenuti, sugli esercizi standard e su una popolazione di calciatrici a livello dilettantistico ma strutturato in modo semi-professionistico, dimostrano che il sistema adottato è applicabile allo scopo con risultati più che buoni.

Il sistema rende possibile il monitoraggio dell'intensità dell'esercizio mediante la registrazione affidabile di una traccia ECG da cui calcolare la stima dell'assorbimento massimo di ossigeno, la spesa energetica e la rilevazione della frequenza cardiaca per aiutare le persone sane a tenere traccia delle loro attività cardiache in qualsiasi momento.
Per l'accettabilità in particolare, il progetto si è concentrato nell'ambito del calcio femminile e, come già esposto, il dolore al seno è un disincentivo all'esercizio. L'uso di un reggiseno sportivo può migliorare il livello dello sport praticato e può aiutare a migliorare le prestazioni in una proporzione significativa della popolazione femminile. Le valutazione mediante questionario hanno dimostrato un ottimo livello di accettazione, eccetto per il "peso" dell'indumento che nella stagione estiva risulta esser un po' fastidioso per il caldo ma la sua elasticità consente la registrazione di dati coerenti ed affidabili.

Inoltre, questa analisi ha evidenziato come sia possibile rilevare con una precisione elevata le singole capacità di ogni atleta, oltre che il livello di prestazione attuale rispetto al livello ottimale di forma. Per cui è un sistema che permette di rilevare i progressi durante la stagione lavorando sui deficit della singola calciatrice. Tuttavia, i test non tengono conto della complessità del gioco del calcio e di una serie di fattori psicologici a cui l'atleta è sottoposto durante una gara ufficiale.

La nostra ricerca è uno studio preliminare che dovrebbe essere estesa lungo due direzioni:

- aumentare il numero di soggetti
- a parità di popolazione ripetere le sperimentazioni durante e dopo la preparazione atletica precampionato e durante il campionato stesso per avere la possibilità di

valutare la sensibilità dello strumento nella definizione del livello di performance delle giocatrici, sia singolarmente che per ruolo.

6.1 Match analysis e possibili sbocchi futuri

L'utilizzo della match analysis da parte del preparatore atletico ha sicuramente ampliato la definizione del modello prestativo del gioco del calcio. Si è passati dalla semplicistica concezione di "sport aerobico-anaerobico alternato" a quella fornita dagli studiosi della proZone system *"il calcio è caratterizzato da una attività intermittente con gli sforzi anaerobici ad alta intensità sovrapposti ad una bassa attività aerobica"*. Si è quindi spostato l'obiettivo dal miglioramento di capacità aerobiche e lattacide verso un aumento della capacità di effettuare sprint ad alta intensità per tutta la durata della gara.

Essere a conoscenza del preciso modello di prestazione consente di ottimizzare al meglio il tempo con il preparatore atletico, per migliorare e mantenere un buono stato di forma del calciatore. Un altro grande vantaggio potrebbe essere dato dalla possibilità di osservare direttamente, attraverso la gara, lo stato di forma del soggetto. Con il monitoraggio di determinati parametri potremmo ricavare una precisa fotografia del livello di allenamento del giocatore senza dover ricorrere a test da campo che spesso si avvicinano solamente al tipo di sforzo che avviene durante la partita.

In particolare, è stata dimostrata l'importanza della potenza aerobica, e studi recenti dimostrano che l'allenamento di questa potenza potrebbe portare a diversi miglioramenti, tra cui:

- Aumento della distanza totale percorsa e il calo fisico ritardato;
- Maggior numero di contatti con la palla;
- Miglior tempismo nelle azioni di gioco;
- Maggior sprint ed azioni ad alta velocità.

In base ai dati raccolti nel nostro progetto, i preparatori atletici sarebbero in grado di preparare allenamenti specializzati per ogni atleta a seconda del singolo metabolismo

aerobico. Potrebbe essere una svolta interessante nell'ambito della valutazione della prestazione dato che il metabolismo aerobico è determinante per il ripristino delle riserve di energia, per attingere energia anche da fonti meno importanti (come gli acidi grassi) e per il ripristino dei potenziali energetici.

Tra i possibili sbocchi futuri, ad esempio, sarebbe interessante dimostrare quante informazioni il mister potrebbe trarre dall'analisi computerizzata degli allenamenti, soprattutto durante le partite amichevoli. Nell'ambito della singola gara/allenamento potrebbe essere utile:

- notare se la squadra ha risposto, o ancor meglio sta rispondendo, adeguatamente alle direttive del tecnico (lunghezza della squadra, disposizione dei giocatori in determinate situazioni);

- analizzare quali potrebbero essere le modifiche tattiche da applicare (da dove arrivano i maggiori pericoli, dove si mette in difficoltà l'avversario).

Successivamente si avrà la possibilità di confrontare tra loro più prestazioni sarà possibile stabilire un profilo tecnico-tattico per ogni singolo giocatore. Questo ci consentirebbe di adattare gli schemi di gioco e la tattica di squadra alle attitudini degli atleti mettendoli nelle migliori condizioni possibili per fare ciò che gli riesce facilmente.

È necessario sottolineare che la mancanza in letteratura di dati che si misurano con la match analysis può essere uno svantaggio per questi primi studi, dato che può essere complesso ipotizzare una teoria completa. Tuttavia, questi studi possono essere delle basi di partenza per altri sbocchi futuri.

Innanzitutto, completare l'implementazione della memoria, dato che i test sono stati eseguiti tutti nella modalità download. I dati registrati in memoria non sono ancora dati abbastanza affidabili per l'elaborazione di dati biomedici.

Potrebbe risultare anche interessante avere la possibilità di quantificare, lungo la componente y dell'accelerazione, la cinetica risultante del movimento del seno in modo di fornire informazioni sui carichi che devono essere sostenuti dai reggiseni sportivi. È stato già discusso che quando si progetta il supporto esterno, i progettisti devono valutare la grandezza della forza che stanno tentando di ridurre, la direzione e il punto in cui questa forza è applicata e la sua linea di azione. Una volta che la forza è capita i tentativi possono essere fatti per ridurre o eliminarlo.

Un'altra possibilità interessante potrebbe essere confrontare i nostri dati relativi a potenza aerobica e consumo di ossigeno con dati ottenuti tramiti metodi diretti, oppure sempre con il nostro dispositivo ma in diversi periodi dell'anno per poter fare una valutazione sul miglioramento delle prestazioni.

È, infine, bene sottolineare che i dati sanitari personali sono fortemente protetti nell'ambito dalla Health Insurance Portability and Accountability Act (HIPAA), e la diffusione di dati medici elettronici su tecnologia mobile e basata su cloud richiede reti criptate e sicure. L'investimento nella sicurezza on-line per i dispositivi mobili di monitoraggio del futuro deve essere una priorità importante, perché una violazione dei dati potrebbe essere catastrofico per il futuro di questo settore, e potrebbe esporre i pazienti sia ad un'invasione della loro privacy oltre che a un potenziale danno personale.

APPENDICE A
QUESTIONARIO

Si prega di compilare gli spazi vuoti o segnare la casella accanto risposta più consona.

Modulo 1: dati personali

- *Qual è il tuo peso?*

  ☐ 40 – 55 Kg

  ☐ 55 – 65 Kg

  ☐ 65 – 75 Kg

  ☐ Over 75 Kg

- *Quanti anni hai?*

  ☐ Under 16

  ☐ 17 – 25

  ☐ 26 – 35

  ☐ 36 – 50

  ☐ 51 – 65

  ☐ Over 65

- *Qual è la tua altezza?*

  ☐ Under 140 cm

  ☐ 140 – 150 cm

  ☐ 150 – 160 cm

  ☐ 160 – 170 cm

  ☐ Over 170 cm

- *Quale è la tua taglia di reggiseno?*

  ☐ 1

  ☐ 2

  ☐ 3

  ☐ 4

  ☐ Over 4

- *Quale è la tua coppa di reggiseno?*

  ☐ A

  ☐ B

  ☐ C

  ☐ D

Modulo 2: livello di attività fisica

- *Qual è la tua occupazione?*

  ☐ 1 - In questo momento sono disoccupato

  ☐ 2 - Studio

  ☐ 3 - Lavoro sedentario

☐ 4 - Lavoro non sedentario

☐ 5 - Altro, (per favore specifica) _____

- *Da quanto tempo pratichi attività sportiva?*

☐ 1 - È la prima volta

☐ 2 - Qualche mese

☐ 3 - 1 anno

☐ 4 - 2-3 anni

☐ 5 - 4-5 anni

☐ 6 - Più di 5 anni

- *Con quanta frequenza fai attività sportiva alla settimana? Frequency – 5 point*

☐ 1 - Mai

☐ 2 - Raramente

☐ 3 - Ogni tanto

☐ 4 - Spesso

☐ 5 - Sempre

- *È la prima volta che usi un reggiseno sportivo?*

☐ Si

☐ No

- *Se sì, perché non lo hai mai usato?*

☐ 1 - È la prima volta che svolgo un'attività sportiva di questo tipo

☐ 2 - Non trovo comodità nell'usare un reggiseno sportivo

☐ 3 - Il costo di un reggiseno sportivo è troppo alto

☐ 4 - Altro (per favore specifica) _____

- *Se no, quale tipologia di reggiseno usi solitamente?*

☐ 1 - A spalline incrociate

☐ 2 - A spalline verticali

☐ 3 - Race

☐ 4 - Altro (per favore specifica) _____

Modulo 3: apprezzamento del prodotto

- *In generale, quanto sei soddisfatto della tua esperienza con il nostro nuovo prodotto?*

☐ 1 - Assolutamente insoddisfatto

☐ 2 - Insoddisfatto

☐ 3 - Leggermente insoddisfatto

☐ 4 - Neutro

☐ 5 - Leggermente soddisfatto

☐ 6 - Soddisfatto

☐ 7 - Perfettamente soddisfatto

- *Saresti d'accordo nell'usare questo prodotto durante la tua attività?*

☐ 1 - Fortemente in disaccordo

☐ 2 - In disaccordo

☐ 3 - Un po' in disaccordo

☐ 4 - Né d'accordo né in disaccordo

☐ 5 - Parzialmente d'accordo

☐ 6 - D'accordo

☐ 7 - Fortemente d'accordo

- *Cosa ti piace di più di questo reggiseno?*

_____
_____
_____

- *In particolare, cosa ci consiglieresti di cambiare nel design del reggiseno?*

  ☐ 1 - Niente

  ☐ 2 - Materiale

  ☐ 3 - Tipologia di spalline

  ☐ 4 - Larghezza della fascia

  ☐ 5 - Posizionamento del dispositivo

  ☐ 6 - Se altro, cosa? _____

- *Se il nostro prodotto fosse acquistabile oggi, lo prenderesti in considerazione per gli acquisti?*

  ☐ 1 - Non lo prenderei in considerazione

  ☐ 2 - Potrei o non potrei prenderlo in considerazione

  ☐ 3 – Sicuramente lo prenderò in considerazione

- *Se no, perché?*

  ☐ 1 - Non ho bisogno di un prodotto come questo

  ☐ 2 - Non voglio un prodotto come questo

  ☐ 3 - Sono soddisfatto dei prodotti competitivi attualmente offerti sul mercato

  ☐ 4 - Non posso permettermi un tale prodotto

  ☐ 5 - Altro (per favore specifica) _____

- *Quanto credi sia difficile da utilizzare?*

  ☐ 1 - Molto difficile

  ☐ 2 - Difficile

  ☐ 3 -Neutro

  ☐ 4 - Facile

  ☐ 5 - Molto facile

- *Cosa pensi della qualità del prodotto?*

  ☐ 1 - Scarsa

  ☐ 2 - Giusta

  ☐ 3 - Buona

  ☐ 4 - Molto buona

  ☐ 5 - Eccellente

- *Quanto pensi sia appropriato questo prodotto per monitorare la tua performance?*

  ☐ 1 - Assolutamente inappropriato

  ☐ 2 - Inappropriato

  ☐ 3- Leggermente inappropriato

  ☐ 4 - Neutro

  ☐ 5 - Leggermente appropriato

  ☐ 6 - Appropriato

  ☐ 7 - Perfettamente appropriato

Modulo 4: attività calcistica

- *Oltre al calcio hai fatto altri sport?*

☐ No

☐ Si

- *Se sì, quale?*

_____

_____

- *Quale ruolo stai ricoprendo nella stagione in corso?*

☐ 1 - Portiere

☐ 2 - Difensore centrale

☐ 3 - Terzino

☐ 4 - Centrocampista centrale

☐ 5 - Ala - mezzala

☐ 6 - Esterno di attacco

☐ 7 - Attaccante centrale

Data _____

Luogo _____

POLITECNICO
MILANO 1863

INFORMATIVA PER IL TRATTAMENTO DEI DATI SENSIBILI IN UN PROGETTO DI RICERCA

TITOLO STUDIO:	**SISTEMI INDOSSABILI NEL SUPPORTO ALLE PERFORMANCE SPORTIVE: CASE STUDY NEL CALCIO FEMMINILE**
SPERIMENTATORE:	**Uggè Elena Maria**
REFERENTE:	**Prof. Giuseppe Andreoni**

Lei è invitato a prendere parte ad uno studio che si propone di misurare la fattibilità e l'accettazione di sistemi per la misura di parametri connessi a prestazioni sportive. Esso verrà condotto nel Centro Giovanile S. Luigi (via Giovanni Bottesini, 4, 26013, Crema CR), in collaborazione con la società A.C. Crema 1908. Le caratteristiche dello studio e le sue modalità di svolgimento sono descritte nel dettaglio nel documento *"SISTEMI INDOSSABILI NEL SUPPORTO ALLE PERFORMANCE SPORTIVE: CASE STUDY NEL CALCIO FEMMINILE"*.

L'Università in qualità di Titolare del trattamento, tratterà i Suoi dati personali soltanto nella misura in cui siano indispensabili in relazione all'obiettivo dello studio, nel rispetto di quanto previsto dalla normativa vigente in materia di protezione dei dati personali e conformemente alle disposizioni di cui alle autorizzazioni generali dell'Autorità Garante per la protezione dei dati personali

✓ FINALITÀ E MODALITÀ DEL TRATTAMENTO

I dati personali dell'Interessato, in particolare quelli inerenti ai *dati antropometrici,* saranno trattati con un livello di sicurezza assai elevato e

comunque in forma anonima. Sono implementate tutte le misure di tutela indicate dalla normativa sulla protezione dei dati personali e dalla normativa applicabile nonché quelle determinate dall'Ateneo. In particolare, I Suoi dati saranno trattati:

- con modalità che permetteranno di identificarla solo in caso di necessità;
- esclusivamente all'interno di locali e sistemi (hardware e software) protetti e secondo le misure di sicurezza previste.

I dati saranno trattati dal/I Responsabile/i del trattamento sotto indicati e dagli incaricati, con strumenti automatizzati e non, esclusivamente ai seguenti fini:

(i) per consentire lo svolgimento della ricerca in parola e di tutte le relative operazioni ed attività connesse comprese quelle amministrative.

I dati saranno trattati mediante strumenti cartacei ed elettronici. Lo sperimentatore che seguirà studio identificherà l'Interessato con un codice. I dati raccolti nel corso dello studio saranno registrati, elaborati e conservati per 2 anni unitamente a tale codice. Soltanto il ricercatore ed i soggetti autorizzati potranno collegare questo codice al Suo nominativo.

I dati verranno conservati dal Titolare sotto la responsabilità del *"Responsabile del trattamento" con particolare riferimento alla conservazione.*

I dati sensibili saranno raccolti *dallo sperimentatore NON* potranno essere comunicati ad altri, persone o società esterne che agiscono per loro conto..

Se l'Interessato accetta di prendere parte al presente studio, s'informa che oltre ai ricercatori indicati in epigrafe (Sperimentatore e Collaboratori) e agli altri soggetti sopra indicati partecipanti alla ricerca - le Autorità Regolatorie competenti, il Comitato etico dell'Unione Europea e le autorità sanitarie italiane e straniere potranno esaminare tutta la documentazione sanitaria raccolta nel

corso dello studio: lo scopo di queste verifiche è controllare che la ricerca sia condotta correttamente e in conformità alle disposizioni vigenti e l'Interessato non avrà la facoltà di impedire tali attività.

I dati saranno diffusi solo in forma rigorosamente anonima, come pubblicazione scientifiche, statistiche e convegni scientifici.

Se strettamente necessario alle finalità di ricerca, il trattamento può avere, inoltre, ad oggetto le immagini dell'Interessato (fotografie, riprese-video, riprese audio-video, radiografie).

Il trattamento di tali immagini avverrà nel rispetto delle disposizioni di legge, garantendo in tutti i casi in cui ciò sia possibile l'anonimato dell'Interessato tramite l'oscuramento dei tratti somatici.

Per il trattamento delle immagini, è richiesto all'Interessato uno specifico consenso, anche ai sensi delle disposizioni di legge sul diritto d'autore, considerato che, sia pure in casi particolari, anche immagini relative a persone il cui viso è stato oscurato possono consentirne l'identificazione.

(ii) ***considerato che nuove scoperte potrebbero indicare inedite opportunità di indagine ai ricercatori o consentire di effettuare ulteriori studi e ricerche*** *sui dati* ***sensibili per lo studio di cui trattasi, per eventualmente ricontattare l'Interessato affinché possa esprimere, se lo riterrà, un nuovo specifico consenso e autorizzare così una nuova ricerca sui propri dati.***

- ✓ **NATURA DEL CONFERIMENTO DEI DATI E CONSEGUENZE DI UN EVENTUALE RIFIUTO DI RISPONDERE**

Il conferimento dei dati per le finalità di cui al punto (i) è indispensabile allo svolgimento dello studio e non discende da un obbligo normativo. Il rifiuto di conferirli non consentirà
all'Interessato di partecipare allo studio in parola. Si precisa che tale rifiuto non pregiudicherà in alcun modo le cure o le prestazioni sanitarie cui ha diritto.
Il conferimento dei dati ai fini di cui al punto (ii) è facoltativo, cioè non discende da un obbligo normativo, ma è necessario per consentire la conservazione dei dati per un periodo più lungo di quello previsto per la conclusione del presente studio ed eventualmente permettere al Titolare di ricontattare l'Interessato affinché possa esprimere, se lo riterrà, un nuovo specifico consenso per una nuova ricerca. Il mancato conferimento dei dati per tali finalità avrà come unica conseguenza l'impossibilità di realizzare quanto da ultimo descritto.

- ✓ **SOGGETTI DEL TRATTAMENTO**

Il Titolare dei dati è il Politecnico di Milano, con sede in Piazza Leonardo da Vinci, 32, 20133, Milano (MI), Italia. Responsabile del trattamento è *il Responsabile del Trattamento Dati,* domiciliato per la sua carica presso la sede in Piazza Leonardo da Vinci, 32, 20133, Milano (MI) (di seguito "Responsabile").

- ✓ **DIRITTI DELL'INTERESSATO**

Nella sua qualità di Interessato, il soggetto partecipante allo studio in parola gode dei diritti di cui alla sezione 2, 3 e 4 del capo III del Regolamento (UE) 2016/679 (es. chiedere al titolare del trattamento: l'accesso ai dati personali e la rettifica o la cancellazione degli stessi; la limitazione del trattamento che lo riguardano; di opporsi al loro trattamento).

L'Interessato ha altresì il diritto di:

- revocare il consenso in qualsiasi momento senza tuttavia pregiudicare la liceità del trattamento basata sul consenso prestato prima della revoca. In tal caso, non saranno raccolti ulteriori dati che lo riguardano, ferma restando l'utilizzazione di quelli eventualmente già raccolti per determinare, senza alterarli, *i risultati della ricerca* o di quelli che, in origine o a seguito di

trattamento, non siano riconducibili a una persona identificata o identificabile.

- proporre reclamo a un'autorità di controllo.

In merito all'esercizio di tali diritti, l'Interessato può rivolgersi a privacy@polimi.it

FIRMA

_____

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

[1] A.Griguolo. (s.d.). *Bradicardia Sinusale.* Tratto da my-personaltrainer: https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/bradicardia-sinusale.html

[2] Abhishek Joshi, S. R. (2011). *EKG-Based Heart-Rate Monitor Implementation on the LaunchPad Using MSP430G2xx.* Texas Instruments.

[3] Aboo Niswan, R. S. (2018). Wearable Non Contact Armband for Mobile ECG Monitoring System. *International Journal of Innovative Research in Electrical, Electronics, Instrumentation and Control Engineering*.

[4] amazon. (s.d.). *ww.amazon.it.* Tratto da ANGOOL Impact Bra Reggiseno Sportivo New Reggiseni Sportivi Bandeau Comfort Comfy: https://www.amazon.it/

[5] Andreoni, G., Standoli, C. E., & Perego, P. (2016). Defining Requirements and Related Methods for Designing Sensorized Garments. *Sensor*.

[6] Aneil Malhotra, H. D.-J. (2017). Anterior T-Wave Inversion in Young White Athletes and Nonathletes. *JOURNAL OF THE AMERICAN COLLEGE OF CARDIOLOGY*.

[7] Anna Maria Ferrari, C. B. (2017). *Medicina di emergenza-urgenza.* Milano : Edra S.p.a.

[8] Arseni, P. (2013, Ottobre 12). Imparare a leggere: l'elettrocardiogramma. Poggiardo.

[9] Auriti, A. (2006). Le aritmie nel prolasso valvolare mitralico. *G Ital Cardiol*.

[10] Bertoni, E. (s.d.). *Miocarditi.* Tratto da www.slideshare.net: https://www.slideshare.net/emanuelaberton1/miocarditi

[11] bonprix. (s.d.). *www.bonprix.it.* Tratto da Reggiseno sportivo livello 3: https://www.bonprix.it/categoria/donna-intimo-reggiseni/

[12] Braida, S. (2015). *Risposta in frequenza di un elettrocardiografo a scopo diagnostico: scelta, verifica e corretto utilizzo.* Associazione Italiana Ingegneri Clinici.

[13] Bruce R Mason, K.-A. P. (1999). An Analysis of Movement and Discomfort of the Female Breast During Exercise and the Effects of Breast Support in Three Cases. *Journal of Science and Medicine in Sport 2*.

[14] C Steinberg, M. S. (2018). A novel form of wearable ECG sensors for continuous ambulatory rhythm monitoring: proof of concept and assessment of signal quality. *Canadian Journal of Cardiology*.

[15] C. Felicani, E. M. (2008). La morte improvvisa da sport. Du database prospettici 1990-2004 e 2005-2016: aspetti epidemiologici, preventivi e assistenziali.

[16] Calabresi, M. (2017, 08 21). *Valvulopatie Cardiache e alterazioni elettrocardiografiche.: E.C.G.valvole Mitralica ed Aortica.* Tratto da www.nursetimes.org: https://www.nursetimes.org/valvulopatie-cardiache-alterazioni-elettrocardiografiche-c-g-valvole-mitralica-ed-aortica/38219

[17] Carla Giustetto, F. G. (2008). La morte improvvisa nell'atleta a cuore apparentemente sano: le patologie dei canali ionici. *G Ital Cardiol*.

[18] Carlo Emilio Standoli, M. R. (2016). A SmartWearable Sensor System for Counter-Fighting Overweight in Teenagers. *Sensors*.

[19] Carmen Carrion, M. C. (2015). *Wearable Lifestyle Tracking Devices: Are They Useful for Teenagers?* Research Gate.

[20] Castagna, F. e. (2011). *Il controllo del carico interno nel calcio.* FIGC.

[21] Castelli, V. (2015, Ottobre 6). L'arresto cardiaco in ambito sportivo. Parma, Italia.

[22] Celeste E Coltman, D. E. (2015). Bra strap orientations and designs to minimise bra strap discomfort and pressure during sport and exercise in women with large breasts. *Sports Medicine - Open*.

[23] CFS prodotti medicali. (s.d.). *Elettrodo Monouso per ecg in Foam adesivo 36 x 40 mm - F9079/100* . Tratto da www.cfs.it: https://www.cfs.it/elettrodo-monouso-in-foam-adesivo-36-x-40-mm-f9079-100-conf-100-pz-dg0009165?gclid=Cj0KCQjwjMfoBRDDARIsAMUjNZpz80T2DOvPxxkUXmATWTQPj9qznaL3xJhhiRR3PvTOVdgRR2cAGWEaAtZaEALw_wcB

[24] Deirdre E. McGhee, J. R. (2010). Optimising breast support in female patients through correct bra fit. A cross-sectional study. *Journal of Science and Medicine in Sport*.

[25] Deirdre E. McGhee, J. R. (2013). Braebreast forces generated in women with large breasts while standing and during treadmill running: Implications for sports bra design. *Applied Ergonomics*.

[26] Delise, P. (2015). Idoneità all'attività sportiva agonistica e non agonistica in campo cardiologico. *G ITAL CARDIOL*.

[27] Dellal Alexandre, C. D.-H. (2012). Heart rate monitoring in soccer: interest and limits during competitive match play and training, pratical apllication. *Journal of Strength and Conditioning Research*.

[28] distrelec.it. (s.d.). *ENW89847A1KF PAN1760 - Modulo Bluetooth PAN1760, Panasonic.* Tratto da distrelec.it: https://www.distrelec.it/it/modulo-bluetooth-pan1760-panasonic-enw89847a1kf-pan1760

[29] Domenico Corrado, A. Z. (2017). Sudden death in athletes. *International Journal of Cardiology*.

[30] Domenico Corrado, F. M. (2011). L'importanza dell'elettrocardiogramma nella visita medico-sportiva per ridurre il rischio di morte improvvisa. *G Ital Cardiol*.

[31] Elisabetta Amici, A. P. (2006). Anatomia ecocardiografica della valvola mitrale normale. *G Ital Cardiol*.

[32] Erik Fung, M.-R. R. (2015). Electrocardiographic patch devices and contemporary wireless cardiac monitoring. *Frontiers in Physiology*.

[33] Fabregat-Andrés, O., & Adell-Beltranb, A. M.-M. (2014). Evaluation of a New Shirt-Based Electrocardiogram Device for Cardiac. *Cardiol Res*.

[34] Fangmin Sun, C. Y. (2016). A wearable H-shirt for exercise ECG monitoring and individual lactate threshold computing. *Computers in Industry*.

[35] Francine Gemperle, C. K. (1998). Design for Wearability.

[36] Galli, M. (2016). *Energetica del gesto motorio.* Milano: Politecnico di Milano.

[37] Gazzetta dello sport. (2012). *Tabella potenza aerobica* . Gazzetta dello sport.

[38] Guan-Zheng Liu, Y.-W. G.-S.-Y. (2011). Estimation of Respiration Rate from Three-Dimensional Acceleration Data Based on Body Sensor Network. *TELEMEDICINE and e-HEALTH*.

[39] Guido Francesco Villa, A. Z. (2016, Luglio). *Morte improvvisa nello sport: cosa sappiamo di lei?* Tratto da Researchgate.net: https://www.researchgate.net/publication/313783516

[40] Hann, M. W. (2013). *Ultra Low Power, 18 bit Precision ECG Data Acquisition System.* Texas Instrument.

[41] Helen Sumin Koo, K. F. (2016). Preferences in tracking dimensions for wearable technology. *International Journal of Clothing Science and Technology*.

[42] Il consiglia salute. (s.d.). *Calcolo calorie bruciate con frequenza cardiaca.* Tratto da Il consiglia salute: https://www.ilconsigliasalute.com/calcolo-calorie-bruciate-con-frequenza-cardiaca/

[43] Inês P. Machado, A. L. (2014). Human activity data discovery from triaxial accelerometer sensor: Non-supervised learning sensitivity to feature extraction parametrization. *Information Processing and Management*.

[44] Instrument, T. (s.d.). *MSP430F543xA, MSP430F541xA Mixed-Signal Microcontrollers.*

[45] J Hoff, U. W. (2002). Soccer specific aerobic endurance training . *Br J Sports Med*.

[46] Joanna Scurr, N. B. (2016). The Influence of the Breast on Sport and Exercise Participation in School Girls in the United Kingdom. *Journal of Adolescent Health*.

[47] Johan Coosemans, B. H. (2006). Integrating wireless ECG monitoring in textiles. *Sensors and Actuators*.

[48] Johan Löfhede, F. S. (2012). Textile Electrodes for EEG Recording — A Pilot Study. *Sensors*.

[49] Jonathan D.S. Sniderman, D. M. (2012). Evaluation of Suspected Right Ventricular Pathology in the Athlete. *Progress in Cardiovascular Diseases*.

[50] Jonathan H. Kim, A. L. (2015). Electrocardiographic right and left bundle branch block patterns in athletes: Prevalence, pathology, and clinical significance. *Journal of Electrocardiology*.

[51] Joseph A. Walsh III, E. J. (2014). Novel Wireless Devices for Cardiac Monitoring. *Circulation*.

[52] Keith M. Diaz, ,. D. (2015). Fitbit®: An accurate and reliable device for wireless physical activity tracking. *International Journal of Cardiology*.

[53] Kelly-Ann Bowles, J. R. (2012). Features of sports bras that deter their use by Australian women. *Journal of Science and Medicine in Sport*.

[54] Kim, K. S. (2013). *Product specifications of coin type Li-ion rechargeable battery.* Route JD Inc.

[55] Klabunde, R. E. (2016, 09 03). *Cardiovascular Physiology Concepts.* Tratto da wwv.cvphysiology.com: https://www.cvphysiology.com/CAD/CAD012

[56] L. Hong, L. A.-L. (2015). T-wave morphology analysis of competitive athletes. *Journal of Electrocardiology*.

[57] L.A. Léger, D. M. (1986). The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *Journal of Sports Sciences*.

[58] L.A.Ferrara, A. L. (2017). *Compedio di medicina interna.* Napoli: EdiSES.

[59] Laurenti, M. (2011, Ottobre). Tratto da https://www.laurtec.it

[60] Leah Taylor, E. M. (2017). Static and dynamic validation of inertial measurement units. *Gait & Posture*.

[61] Mancini, G. (2016). Reggiseni sportivi Brooks,salvaguardare la salute e correre. *Running*.

[62] Mathie, M. (2003). *Monitoring and Interpreting Human Movement Patterns Using a Triaxial Accelerometer*.

[63] Maurizio Caon, S. C. (2015). *Smart Garments and Accessories for Healthy Lifestyles.* Research Gate.

[64] Maurizio Caon, S. C. (2107). *PEGASO Companion: A Mobile App to Promote Healthy Lifestyles Among Adolescents.*

[65] Micron Technology. (2014). *TN-25-05: N25Q and MT25Q Serial Flash Stacked Devices.*

[66] Mina Golzar, F. F.-G. (2017). Mobile Cardiac Health-care Monitoring and Notification with Real Time Tachycardia and Bradycardia Arrhythmia Detection. *Journal of Medical Signals & Sensors*.

[67] Mingjing Yang, H. Z. (2012). iGAIT: An interactive accelerometer based gait analysis system. *computer methods and programs in biomedicine*.

[68] Mingyan Lu, J. Q. (2016). Mechanical analysis of breast–bra interaction for sports bra design. *Materials Today Communications*.

[69] Mitchell, L. B. (s.d.). *Disturbi dell'apparato cardiovascolare.* Tratto da www.msdmanuals.com: https://www.msdmanuals.com/it-it/professionale/disturbi-dell-apparato-cardiovascolare/

[70] Mônica Greggianin, L. M.-R. (2018). Aesthetic and functional bra attributes as emotional triggers. *Greggianin et al. Fash Text*.

[71] Panasonic. (2013). *PANASONIC Bluetooth Module PAN1026.*

[72] Panasonic Industrial Devices Europe GmbH, TOSHIBA Electronics Europe GmbH. (2012). *Product Specification - CLASS 2 BLUETOOTH LOW ENERGY SPP MODULE.*

[73] Paolo Trambaiolo, A. P. (2006). I criteri diagnostici ecocardiografici transtoracici di prolasso valvolare mitrale. *G Ital Cardiol*.

[74] Paolo Zeppilli, M. F. (s.d.). *Classificazioni delle attività fisiche e sportive.*

[75] PETER KRUSTRUP, M. M. (2005). Physical Demands during an Elite Female Soccer Game: Importance of Training Status. *MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE*.

[76] Philippe Jourand, H. D. (2009). Textile Integrated Breathing and ECG Monitoring System. *Procedia Chemistry*.

[77] Polimi. (2013). *Convertitore D/A e A/D per sistemi DAQ.*

[78] Privalia. (s.d.). *www.privalia.com.* Tratto da Brassière retina: https://registrati.privalia.com/

[79] Przemyslaw Guzik, M. M. (2016). ECG by mobile technologies. *Journal of Electrocardiology*.

[80] Ramírez, J. S. (2014). *Wearable ECG Patch.* Freescale Semiconductor, Inc.

[81] Redaelli, C. A. (2013). *Il seno: anatomia e fisiologia.* Dermophisiologique s.r.l.

[82] Richard Kovacs, A. L. (2016). Cardiovascular adaptation in athletes. *Trends in cardiovascular medicine*.

[83] rlx. (s.d.). *MSP430F5438A Development board (ER-DPM05438A).* Tratto da rlx.sk: https://rlx.sk/en/msp-texas-instruments/4824-msp430f5438a-development-board-er-dpm05438a.html

[84] Roberto Colli, A. B. (s.d.). L'allenamento intermittente tra scienza e prassi. *Scuola dello Sport CONI.*

[85] Rovida, A. (2007, 2007). *Prove di valutazione.*

[86] Runnea. (2018, Giugno 22). *www.runnea.it.* Tratto da Reggiseni sportivi: tutto quello che devi sapere: https://www.runnea.it/articoli/running-news/2018/06/reggiseni-sportivi-tutto-quello-devi-3636/

[87] Ruosi, S. (s.d.). *La Match Analysis. Un nuovo supporto per la metodologia dell'allenamento nel calcio.* Imolese Calcio.

[88] S.G. Priori, E. A.-L. (2002). Task Force sulla Morte Cardiaca Improvvisa,Società Europea di Cardiologia. *Ital Heart J*.

[89] Sanjay Sharma, G. W. (1999). Electrocardiographic changes in 1000 highly trained junior elite athletes. *Br J Sports Med*.

[90] Sbai, S. (2019). *Review of Wearable Sensors.* Research Gate.

[91] Scataglini S., T. E. (2017). *Smart Clothing for Human Performance Evaluation: Biomechanics and Design Concepts Evolution.*

[92] shortqtsyndrome.org. (2015). *Short QT Syndrome.* Tratto da shortqtsyndrome.org: http://www.shortqtsyndrome.org/what_is_a_qt.htm

[93] St. (2011). *LIS2DH.*

[94] Steele, K.-A. P. (1999). Breast Motion and Sports Brassiere Design - Implications for Future Research. *Sports Med* .

[95] Technology, M. (2011). *Micron Serial NOR Flash Memory.*

[96] Texas Instruments. (2017). *bq5105xB High-Efficiency Qi v1.2-Compliant Wireless Power Receiver and Battery Charger.* Texas Instruments.

[97] Texas Instruments. (s.d.). *MSP430F5438A (ACTIVE).* Tratto da ti.com: http://www.ti.com/product/MSP430F5438A#

[98] Thiene, G. (2014). Sudden Cardiac Death and Cardiovascular Pathology:from Anatomic Theater to Double Helix.

[99] thingbits.net. (s.d.). *dfrobot-gravity-i2c-triple-axis-accelerometer-lis2dh.* Tratto da thingbits.net: https://www.thingbits.net/products/dfrobot-gravity-i2c-triple-axis-accelerometer-lis2dh

[100] Thomas A. Haugen, E. T. (2012). Speed and Countermovement-Jump Characteristics of Elite Female Soccer Players, 1995-2010. *International Journal ot Sports Physiology and Performance*.

[101] Thomas A. Haugen, E. T. (2014). VO2max Characteristics of Elite Female Soccer Players, 1989–2007. *International Journal of Sports Physiology and Performance*.

[102] Thomas Thunenkotter, C. S. (2010). Benefits and limitations of cardiovascular pre-competition screening in international football. *Clin Res Cardiol*.

[103] Tomas Stølen, K. C. (2005). Physiology of Soccer. *Sports Med*.

[104] Tompkins, J. P. (1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*.

[105] Topallenatori. (s.d.). *Test a navetta 10 metri x 4.* Tratto da Topallenatori: http://www.topallenatori.it/test-a-navetta-10-metri-x-4/

[106] Toshiba Electronics Europe GmbH. (2018). *Bluetooth SDK Developer's Guide.*

[107] Uliari, S. (2010). *Valutazione della funzionalità cardiorespiratoria di soggetti cardiopatici: sviluppo di un test sottomassimale e suo impiego nella valutazione diagnostica e prognostica di 1016 soggetti cardiopatici.* Ferrara: Università di Ferrara.

[108] Università di Ferrara. (2015-2016). *Disturbi del ritmo cardiaco associati a mutazioni dei canali ionici.* Tratto da Unife: http://www.unife.it/medicina/scienzemotorie/minisiti-LT/patologie-sensibili-allattivita-motoria/modulo-di-genetica-medica/aa-2015-16/disturbi-del-ritmo-cardiaco-associati-a-mutazioni-ereditabili-dei-canali-ionici_4.pdf

[109] Università di Perugia. (s.d.). Tratto da www.med.unipg.it: www.med.unipg.it/ccl/Materiale%20Didattico/Fisiologia%20(Grassi)/ECG.pdf

[110] Università di Perugia. (s.d.). Elettrocardiogramma.

[111] ValerioSport. (2017, Luglio 25). *Valeriosport.it.* Tratto da Incapsulamento e compressione dei top per l'abbigliamento fitness per donna: http://www.valeriosport.it/

[112] Vatta, M. (2011). Basi molecolari delle aritmie nei pazienti con cardiomiopatie genetiche: quando il citoscheletro incontra i canali ionici. *G Ital Cardiol*.

[113] Vincenzo Carbone, A. I. (2016). Atrial fibrillation with wide QRS complexes: where is the bundle branch block? *CARDIOLOGIA AMBULATORIALE*.

[114] Walker, O. (2016, 01 26). *MULTISTAGE FITNESS (BEEP) TEST.* Tratto da Science for Sport: https://www.scienceforsport.com/multistage-fitness-beep-test/

[115] YouCoach. (s.d.). *Allenare la velocità nel calcio.* Tratto da YouCoach: http://www.youcoach.it/it/articolo/allenare-la-velocit%C3%A0-nel-calcio

[116] Zeagler, & Clint. (2017). Where to Wear It : Functional , Technical , and Social Considerations in On Body Location for Wearable Technology 20 Years of Designing for Wearability. *International Symposium on Wearable Computers*.

[117] Zupparoli, A. (2006). Il prolasso valvolare mitralico: qual è il rischio clinico? *G Ital Cardiol*.