



Università degli Studi di Cagliari

**DOTTORATO DI RICERCA**

INGEGNERIA INDUSTRIALE

Ciclo XXXI

**TITOLO TESI**

DISPOSITIVI MECCATRONICI DI DIAGNOSI E AUSILIO FUNZIONALE

Settore scientifico disciplinare di afferenza

ING-IND/13

Presentata da:                   ING. GARAU MARIO

Coordinatore Dottorato        PROF. AYMERICH FRANCESCO

Tutor                                PROF. MANUELLO BERTETTO ANDREA

Esame finale anno accademico 2017 – 2018  
Tesi discussa nella sessione d'esame Gennaio 2019



# Ringraziamenti

Prima di tutto vorrei ringraziare mia moglie. E' grazie al tuo sostegno ed al tuo incoraggiamento se oggi sono riuscito a raggiungere questo traguardo. Amore...Grazie!

Un infinito "Grazie!" è rivolto ai miei genitori e alle mie sorelle. Durante questi anni di studio siete sempre stati il mio punto di riferimento. In particolare dedico questo mio lavoro a Milly, dolce angelo di tutta la famiglia.

Un ringraziamento sentito, per la guida competente e solerte, va al Prof. Andrea Manuello Bertetto, relatore di questa tesi e fonte inesauribile di conoscenza. Oltre ad avermi guidato nella stesura di questo lavoro, mi ha trasmesso la passione e l'entusiasmo necessari affinché la tesi prendesse forma giorno dopo giorno.

Un particolare ringraziamento va al Prof. Alberto Concu, amministratore dello Spin Off Accademico "2C Technologies". Le sue vaste conoscenze nell'ambito della fisiologia dell'esercizio fisico e dello sport, mi hanno permesso di sviluppare al meglio gli aspetti medico-ingegneristici di tutto il lavoro svolto nel presente elaborato.

Un sentito ringraziamento va al Prof. Bruno Leban per il fondamentale supporto, sia durante la fase di progettazione che durante quella di costruzione del corpetto strumentato, trattato nel primo capitolo di questo lavoro.

Altro speciale ringraziamento è rivolto al Prof. Maurizio Ruggiu per il significativo supporto durante le analisi cinematiche e dinamiche effettuate, esposte nel terzo capitolo di questo elaborato.

Vorrei inoltre ringraziare, per la disponibilità e la professionalità offerta durante i test effettuati, il Centro Medico Sportivo "I Mulini" coordinato dal Dott. Gianmario Satta e il Centro Medico Sportivo "Lorrai" coordinato dal Dott. Luigi Lorrai.

Infine, vorrei anche ringraziare il signor Stefano Mereu per la preziosa assistenza tecnica prestata nell'attuazione dei test col metabolimetro portatile, e l'ingegner Andreea Fois per la consulenza fornitami riguardo alla piattaforma per l'internet of things.

Non possono mancare da questo elenco di ringraziamenti tutte quelle persone con cui ho iniziato e trascorso i miei studi, con le quali ho condiviso momenti indimenticabili, instaurando una sincera amicizia e una profonda collaborazione.

Grazie di cuore

*Mario*



*Questa Tesi può essere utilizzata, nei limiti stabiliti dalla normativa vigente sul Diritto d'Autore (Legge 22 aprile 1941 n. 633 e succ. modificazioni e articoli da 2575 a 2583 del Codice civile) ed esclusivamente per scopi didattici e di ricerca; è vietato qualsiasi utilizzo per fini commerciali. In ogni caso tutti gli utilizzi devono riportare la corretta citazione delle fonti. La traduzione, l'adattamento totale e parziale, sono riservati per tutti i Paesi. I documenti depositati sono sottoposti alla legislazione italiana in vigore nel rispetto del Diritto di Autore, da qualunque luogo essi siano fruiti.*



# Indice

## SOMMARIO

### INTRODUZIONE

## CAPITOLO 1 – MECCANICA APPLICATA A DISPOSITIVI DI DIAGNOSI

### Introduzione

- 1.1 Dispositivi ICG indossabili per l'Internet of Things
- 1.2 Cardiometria ad impedenza
  - 1.2.1 Teoria di base e l'impedenza transtoracica
  - 1.2.2 Modello di impedenza transtoracica
  - 1.2.3 Parametri di interesse clinico
  - 1.2.4 Il complesso PQRST e il ciclo cardiaco
- 1.3 Realizzazione di un dispositivo indossabile strumentato con sensori biomedici integrati per diagnosi emodinamica e respiratoria
  - 1.3.1 Finalità del dispositivo indossabile
  - 1.3.2 Sistema di acquisizione PowerLab 8/SP
  - 1.3.3 Progettazione e costruzione della struttura meccanica
    - 1.3.3.1 Configurazione dei cablaggi e disposizione degli elettrodi
    - 1.3.3.2 Interfaccia elettrodo-pelle e tipologia di elettrodi utilizzata
    - 1.3.3.3 Concept Zero e test preliminari
    - 1.3.3.4 Sistema di accostamento elettrodi inferiori
    - 1.3.3.5 Prove di tenuta elettrodi e prototipo finale
  - 1.3.4 Sensorizzazione ed analisi dei segnali ICG
    - 1.3.4.1 Unità portabile di controllo UPC

## CAPITOLO 2 – MACCHINE AGEVOLATRICI DELL'ATTIVITÀ LAVORATIVA E VALUTAZIONE DEL VANTAGGIO ENERGETICO UMANO

### Introduzione

- 2.1 Dispositivi di presa: Principi e classificazioni
- 2.2 Mani di presa per la raccolta di prodotti agricoli

## 2.3 La raccolta dello zafferano: raccolta manuale e meccanizzazione

### 2.3.1 Prototipo di macchina agevolatrice

### 2.3.2 Modello dinamico della mano di presa

## 2.4 La metabolimetria nel comparto agricolo e la valutazione della spesa energetica umana per l'Internet of Farming

### 2.4.1 Test preliminari presso lo Studio Medico Sportivo "Lorrai"

### 2.4.2 Sperimentazioni presso Centro Medico "I Mulini"

### 2.4.3 Interpretazione biomedicale dati analizzati

## **CAPITOLO 3 – DISPOSITIVI MECCANICI INDOSSABILI CON ACCUMULO DI ENERGIA ELASTICA PER LA LOCOMOZIONE UMANA**

### Introduzione

## 3.1 Sistemi meccanici indossabili ad accumulo di energia per l'IoT

### 3.1.1 Dispositivi indossabili ad accumulo di energia per gli arti inferiori

### 3.1.2 Protesi per arto inferiore

### 3.1.3 Protesi esoscheletriche ed endoscheletriche

## 3.2 Dispositivi elastici passivi indossabili

### 3.2.1 I Jumping Stilts

### 3.2.2 Modello cinematico e prove effettuate

### 3.2.3 Modello dinamico e prove realizzate

### 3.2.4 Correlazione tra energia meccanica ed energia metabolica

### 3.2.5 Calcolo dell'energia meccanica sviluppata durante la marcia con e senza i Jumping Stilts

### 3.2.6 Valutazione dell'energia metabolica coinvolta durante la marcia con e senza i Jumping Stilts

#### 3.2.6.1 Calcolo del rendimento nella marcia senza trampoli elastici

#### 3.2.6.2 Calcolo del rendimento nella marcia con trampoli elastici

#### 3.2.6.3 Andamento delle variabili metaboliche durante i due tipi di locomozione e loro inquadramento in un'ottica di ambito biomedico

## **CAPITOLO 4 – ARCHITETTURA IOT PER L'ACQUISIZIONE IN REMOTO E PER LA GESTIONE DI GRANDEZZE BIOMEDICHE**

### Introduzione



## 4.1 Architettura della piattaforma IoT

4.1.1 Communication layer

4.1.2 Application logic layer

4.1.3 Storage layer

4.1.4 Interoperability layer

## 4.2 La telemedicina e i sistemi mecatronici sviluppati

## **CONCLUSIONI**

## **BIBLIOGRAFIA**



# Sommario

Il lavoro svolto durante questo periodo di dottorato ricade nel campo della Meccanica Applicata al settore biomedico. La maggior parte delle sperimentazioni che verranno descritte in seguito sono state svolte presso laboratori strutturati come il laboratorio di Meccanica Applicata alle Macchine, il laboratorio di Meccanica dei Robot, entrambi del Dipartimento di Ingegneria Meccanica dell'Università degli Studi di Cagliari ed il laboratorio di Fisiologia degli Sport del Dipartimento di Scienze Mediche dell'Università degli Studi di Cagliari. Inoltre prove in ambito medico e fisiologico sono state svolte presso centri specializzati: il Centro Medico Sportivo "I Mulini", il centro Medico Sportivo "Lorrai", con la collaborazione dello Spin Off Universitario "2C Technologies" diretto ed amministrato dal prof. Alberto Concu.

In questo studio viene proposta una visione di sistema mecatronico diagnostico in coerenza con l'approccio dell'Internet delle Cose (Internet of Things - IoT). In particolare, verranno discussi sistemi diagnostici non invasivi, macchinari di ausilio funzionale al risparmio energetico umano in ambito agricolo e sistemi indossabili passivi ad accumulo di energia. L'Internet delle cose rappresenta la chiave comune tra questi tre argomenti in quanto ne evidenzia la potenzialità come sistema integrato sinergico. Concetti di sistemi ciber-fisici e l'IoT rispondono alle necessità di avere sistemi auto-organizzati di produzione per arrivare infine ad una "Smart Factory".

Lo studio è stato suddiviso in tre ambiti principali che verranno discussi in tre capitoli separati ma strettamente correlati tra loro essendo stati pensati e concepiti per poter essere gestiti in ambito IoT. I principi su cui si basa questo lavoro sono quelli della Meccanica Applicata alla Biomedica e dell'analisi energetica in ambito biomedicale.

Il lavoro è strutturato in modo da introdurre il lettore al concetto di interazione uomo-macchina, dal punto di vista della ingegneria applicata in campo biomedicale. Vengono presentati tre studi sviluppati secondo questo ambito. Gli studi riguardano diversi dispositivi di cui sono discussi i principi di funzionamento, sono definiti dei modelli e sono condotte prove al fine di conoscere le prestazioni. I dispositivi studiati sono stati scelti per le loro particolarità e qualità, che al meglio rispecchiano la sinergia tra Meccanica Applicata e Medicina Diagnostica.

Nella parte introduttiva del lavoro sono illustrate le idee e le motivazioni che hanno spinto la ricerca verso una maggiore integrazione tra uomo e tecnologia al fine di un miglioramento della qualità della vita e del lavoro.

Nel primo capitolo viene discusso lo studio, la progettazione ed infine la costruzione di un prototipo di corsetto indossabile strumentato per la diagnostica e la tele-assistenza, con particolare attenzione al contesto delle aree remote e turistiche. Nel prototipo di corsetto è integrata la tecnologia della cardiometria ad impedenza, che permette, in

maniera non invasiva, la determinazione dei parametri emodinamici vitali del soggetto in esame.

Nel secondo capitolo si studia, tramite sperimentazioni metabolimetriche, la spesa energetica umana nel caso di una attività particolare in campo agricolo: la raccolta del fiore dello zafferano con e senza una macchina agevolatrice dedicata, realizzata presso il Laboratorio di Meccanica Applicata della Università degli Studi di Cagliari. In questo caso, per macchina agevolatrice, si intende un macchinario capace di agevolare l'atto della raccolta del fiore dello zafferano in maniera tale da ridurre il dispendio energetico umano, preservando l'operatore da posture e carichi onerosi, e conservando la qualità, costante nel tempo, del fiore raccolto a prescindere dalla maestria e dal livello di professionalità dell'operatore.

Nel terzo capitolo è stato studiato, analizzato e modellizzato il passo umano con e senza dispositivi passivi ad accumulo di energia elastica denominati "Jumping Stilts". E' stata effettuata un'analisi dell'energia meccanica coinvolta mettendo a confronto la situazione senza trampoli e quella con trampoli. Infine è stata confrontata l'energia meccanica in uscita con l'energia metabolica richiesta in ingresso, nel caso di marcia normale, con e senza i dispositivi sotto studio.

Nel quarto capitolo è stata introdotta, in linea generale, la piattaforma IoT, sviluppata dal team di ricercatori di fisiologia dello sport durante lo sviluppo del progetto di ricerca denominato C.O.RE. (Cardiac Output REcorder). La piattaforma in questione è utilizzata per l'invio e la ricezione di dati biomedici emodinamici e grandezze metabolimetriche.

# Introduzione

Le tendenze mondiali in ambito di crescita demografica e aumento della vita media fanno presagire un crescente affidamento del settore sanitario e più in generale della diagnosi medica su modelli terapeutici guidati e dipendenti dalla tecnologia. L'IoT è destinata a cambiare la diagnostica e la telemedicina, ovvero molti dei servizi e dei componenti di questo settore, così come è destinata a portare sul tavolo del medico una crescente mole di informazioni e nuovi strumenti per la loro valutazione. La medicina intelligente porterà una serie di importanti benefici, primo fra tutti l'opportunità di alzare il livello dei servizi medici in particolar modo a livello di prevenzione, di monitoraggio e controllo sia dei pazienti sia dello stato di salute in generale delle persone. L'IoT attraverso l'uso di sensori, applicazioni e il monitoraggio da remoto, permette di fornire moltissime informazioni cliniche per il trattamento dei pazienti a casa, in ambulatorio o in zone remote e turistiche.

Tra gli attori principali dell'innovazione nel settore della medicina e della diagnosi preventiva, i sistemi indossabili intelligenti (Smart Wearable Devices) stanno avendo negli ultimi decenni un ruolo essenziale, per le potenzialità che offrono in specifici settori dell'ingegneria applicata in ambito diagnostico. Il settore ingegneristico della diagnosi medica, la Meccanica Applicata nel campo dei sistemi indossabili flessibili e la Telemedicina sono componenti chiave per migliorare la qualità del monitoraggio diagnostico e la comunicazione tra persona in esame e sistema di analisi diagnostica esteso in ambito Internet of Things (IoT).

Nell'ampio ventaglio di applicazioni dei dispositivi medici, dagli ausili ortopedici alla robotica chirurgica, un ruolo determinante e innovativo è svolto dalla tecnologia mecatronica che può essere definita come l'interazione tra meccanica, elettronica, informatica e cibernetica al fine di automatizzare i sistemi per semplificare e, in certi casi, sostituire il lavoro umano. La mecatronica applicata al settore medico assieme all'IoT (Internet of Things) è imperniata sulla progettazione e integrazione di sensori, attuatori e dispositivi elettronici per la gestione di segnali e processi, in grado di aumentare le prestazioni di prodotti ed apparecchiature biomedicali ed aumentarne l'interconnessione per una gestione integrata di sistemi estesi.

Le produzioni del settore biomedicale sono il punto di incontro di svariate tecnologie in piena espansione ed interessano un numero sempre crescente di imprese. La maggior parte di esse sono profondamente immerse negli ambienti di ricerca che risultano essere il vero e proprio canale di connessione tra ricerca scientifica applicata e sistema produttivo.

Il monitoraggio non invasivo di parametri vitali, di cui si discute in questo lavoro, ha come obiettivo il controllo a distanza di pazienti in condizioni critiche, ma può essere applicato anche in ambito lavorativo per valutare le condizioni di stress fisico dei

lavoratori e l'energia spesa, in termini di consumo d'ossigeno (VO2), durante varie attività.

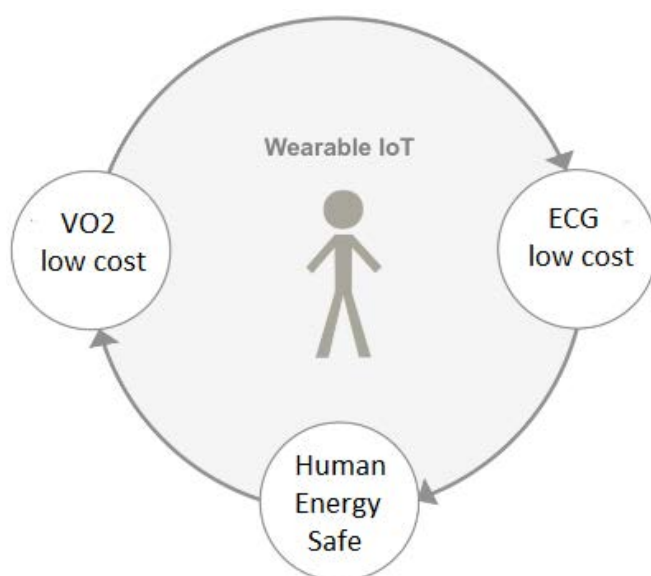


Figura 1: Schema di principio dispositivo indossabile per IoT.

In Figura1 è mostrato lo schema di principio dello studio effettuato. Come si può notare i parametri emodinamici dell'individuo (ECG) , l'energia umana (VO2) richiesta per determinate attività lavorative, e il risparmio di energia metabolica (Human Energy Safe), derivante dall'utilizzo di dispositivi di ausilio funzionale (macchine agevolatrici e dispositivi di accumulo energetico) ruotano attorno all' IoT.

L'IoT applicato al settore dei dispositivi intelligenti, per la diagnosi e il monitoraggio remoto di parametri vitali, connette il sistema di sensori modellati attorno al corpo umano, con lo scopo di rendere il più possibile fruibile la tecnologia al servizio dell'utente. La caratteristica fondamentale è quella di utilizzare il corpo umano come supporto naturale al loro funzionamento. Questo aspetto è di particolare importanza, in quanto la Meccanica Applicata attraverso l'utilizzo di sistemi indossabili, doati anche di sistemi che interagiscono in modo da distribuire l'azione all'interfaccia con la cute della persona, come gli attuatori flessibili, può migliorare l'accostamento dei sensori alla cute ed attenuare gli artefatti da movimento derivanti da moto improvviso ed incontrollato..

Sempre più soluzioni dell'Internet of Things (IoT) stanno trovando spazio nel mondo dell'healthcare, dando vita a quello che viene definito come Internet of Healthcare Things (IoHT) o Internet of Medical Things (IoMT). La tecnologia dell' IoMT sfrutta le capacità dei sensori e i Big Data per il bene degli individui e per la loro salute. L'impatto dell' IoT nell'healthcare e nella sanità pubblica (ambito definito come IoMT) potrebbe essere, fra tutti i settori, quello più importante e massivo.

Secondo un recente studio condotto da "MarketResearch.com" entro il 2020 il 40% delle tecnologie IoT faranno parte del settore healthcare, sfiorando un valore di mercato complessivo di circa 117 miliardi di dollari. Questo genere di applicazioni può essere

utilizzato anche in ambito lavorativo per ottenere degli indici di allarme in casi di criticità, derivanti da situazioni lavorative stressanti ed altamente affaticanti.

Tema fondamentale nel campo dell'IoT è garantire la sicurezza dei Big Data raccolti e contenenti informazioni sensibili sullo stato di salute delle persone monitorate. Inoltre, non tutti gli ospedali o centri sanitari remoti sono in grado di trattare tali quantitativi di dati. Nonostante questo, si stanno diffondendo numerose soluzioni IoT e wearable nell'healthcare. Questi dispositivi indossabili sono in grado di rilevare, memorizzare e trasmettere dati sui parametri vitali e sui movimenti del paziente. Le informazioni raccolte sono fondamentali per andare a costruire modelli predittivi grazie ai quali è possibile prevedere rischi imminenti per la salute del paziente.

Nella prima fase di lavoro è stato condotto uno studio sulle applicazioni disponibili coerenti con le tematiche trattate. È stato analizzato sia l'ambito di ricerca che le soluzioni commerciali presenti sul mercato. Il monitoraggio non invasivo, sia in ambito clinico sia in ambito lavorativo, è in continua crescita, ma in mancanza di archivi organici ed aggiornati delle soluzioni disponibili, è molto difficoltoso effettuare una ricerca esaustiva. Si è optato quindi per l'utilizzo di motori di ricerca, seguendo la catena delle citazioni nel caso di articoli scientifici.

I dispositivi indossabili sono presenti in diverse forme come bracciali, orologi, magliette, scarpe, occhiali, cinture, collane od altri elementi indossabili. Questi dispositivi contengono sensori per la raccolta di dati grezzi che vengono poi archiviati in un database, o in applicazioni software di analisi, per essere poi elaborati con la finalità di fornire diversi output. Senza l'ausilio della tecnologia il controllo dei pazienti viene di norma effettuato ogni 4/8 ore. Questo intervallo di tempo non è ottimale soprattutto quando si parla di pazienti che hanno bisogno di un monitoraggio puntuale ed un livello di attenzione costante. Il problema può essere risolto o limitato grazie all'ausilio di dispositivi indossabili. In commercio esistono alcuni sistemi indossabili flessibili, per supporto elettrodi e sensori biomedici, in grado di monitorare i parametri vitali del paziente e mandare allarmi al centro clinico di riferimento (in coerenza con l'IoT), in caso di eventuali pericoli. I prototipi presenti sul mercato sono nati dalla collaborazione tra ricerca accademica e aziende del settore della diagnosi e del monitoraggio di parametri vitali umani.

Un caso di particolare interesse è il "LifeShirt Monitoring System" realizzato dalla VivoMetrics, società di controllo ambulatoriale. Si tratta di un sistema per il monitoraggio mobile cardio-respiratorio. L'indumento intelligente, mostrato in Figura 2, registra vari parametri fisiologici in modo accurato e non invasivo rilevando la presenza di anomalie respiratorie. Il sistema è realizzato come un corpetto che integra una serie di sensori e un sistema di cablaggio elettronico inseriti all'interno del tessuto che connette i dispositivi di rilevamento con la centrale digitale di elaborazione trasmissione dati. Integra suo interno sensori respiratori impedenziometrici posti in posizione toracica e

addominale, una derivazione elettrocardiografica e un segnale digitale di saturazione dell'ossigeno.

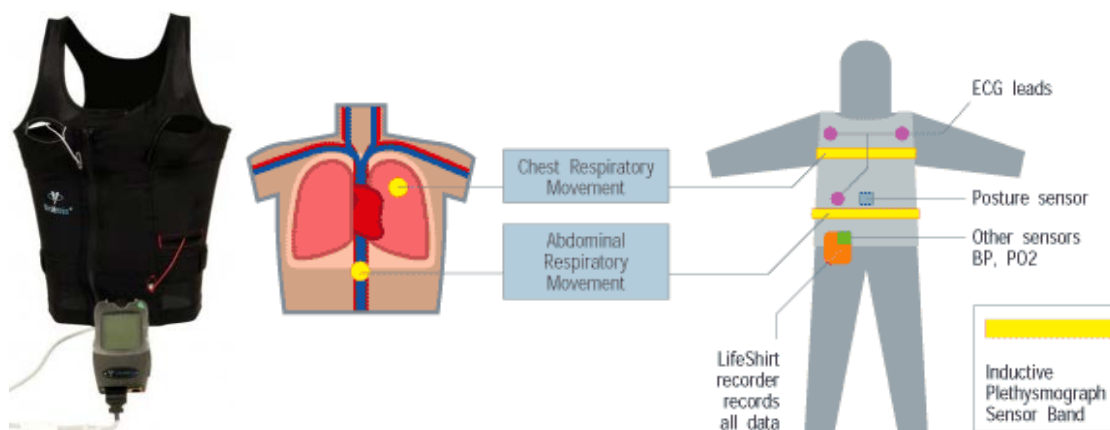


Figura 2: LifeShirt e disposizione sensori [Vivometrics].

Queste misure forniscono al centro medico preziose informazioni utilizzate al fine di valutare l'efficacia del trattamento medico. Tra le misurazioni principali si riporta l'elettrocardiogramma (ECG), la pletismografia respiratoria (metodo per misurare i parametri di ventilazione tramite la misura delle variazioni della superficie toracica), la pressione sanguigna, la pulso-ossimetria (metodo non invasivo per la misura dell'ossigeno contenuto nel sangue), il rilevamento della postura e dei movimenti del corpo tramite accelerometri triassiali.

Altro interessante prototipo ideato per gli operatori di pronto soccorso e, in particolare, per i vigili del fuoco è il ProeTEX (Protection E-Textiles for emergency and disaster management). Il prototipo ha l'obiettivo di monitorare i parametri ambientali, e i parametri emodinamici degli operatori impegnati nella gestione di emergenze e disastri naturali ed industriali. Il sistema è basato su due capi di abbigliamento come mostrato nella seguente figura.



Figura 3: Inner Garment a sinistra e Outer Garment a destra [ProeTEX].



Il primo, definito “Inner Garment”, è composto da una maglia in cotone dotata di una banda elastica all’altezza del torace che ospita i sensori per il monitoraggio dello stato fisiologico dell’utente. Sulla fascia sono posizionati gli elettrodi tessili per la rilevazione di una derivazione ECG dalla cui elaborazione è estratta la frequenza cardiaca. Vi è inoltre un sensore piezo-resistivo per l’acquisizione della frequenza respiratoria. E’ presente inoltre un sensore per la misura della temperatura cutanea ed un sensore di nuova concezione per la misura non invasiva dell’SpO<sub>2</sub> (concentrazione dell’ossigeno nel sangue), sviluppato da CSEM (Centre Suisse d’Electronique et de Microtechnique). Quest’ultimo è costituito da diversi emettitori e ricevitori ottici, connessi ad un microprocessore in grado di elaborare i segnali registrati ed estrarre in tempo reale il valore del parametro di interesse.

Il secondo, definito “Outer Garment”, è composto da una giacca, simile a quella utilizzata dai vigili del fuoco, che contiene sensori per il monitoraggio di variabili ambientali, della postura e del livello di attività dell’operatore. Il prototipo integra un sensore commerciale di tipo elettro-chimico in grado di rilevare la concentrazione di monossido di carbonio (CO). Dato il peso specifico del gas, simile a quello dell’aria, la collocazione ideale del sensore è sul tronco, appena sotto al bavero della giacca. In questa posizione si rileva con un buon grado di approssimazione la stessa concentrazione di CO inspirata dall’operatore. Il livello di attività e la postura dell’operatore sono controllati mediante accelerometri MEMS triassiali, fissati nel bavero e nella manica sinistra, all’altezza del polso. Oltre a questi sensori il prototipo realizzato per i Vigili del Fuoco ha, al suo interno, anche un dispositivo in grado di misurare il flusso di calore che attraversa la giacca per mezzo di una matrice di sensori di temperatura posti sia all’interno che all’esterno dello strato ignifugo. Tutti i dati rilevati dai sensori vengono trasmessi ad un centro di monitoraggio remoto.

Nell’ambito dei sistemi metabolici portatili indossabili per l’analisi del costo metabolico di un singolo individuo durante una certa attività (sia sportiva che lavorativa), si trovano alcuni modelli innovativi che si basano sulla tecnica della Calorimetria Indiretta.

In ambito commerciale è presente un interessante sistema ideato dalla Cosmed, denominato “K5 Wearable Metabolic System”, che utilizza sensori O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> affidabili, altamente lineari e veloci. Il sensore O<sub>2</sub> ha una vita media di 12 mesi e una volta esaurito può essere sostituito direttamente dall’utente senza l’aiuto di un tecnico. Il sistema consente il campionamento dei gas espirati con due diverse metodologie nello stesso dispositivo. Gli utenti possono selezionare tra camera di miscelamento virtuale (microdinamica) o modalità “respiro per respiro” in funzione del tipo di protocollo, del campo di ricerca o del test da eseguire. Inoltre in coerenza con l’IoT può trasmettere i dati via Bluetooth per l’integrazione con periferiche esterne tipo ECG ed SpO<sub>2</sub>.



Figura 4: K5 Sistema metabolico indossabile [Cosmed].

Altro particolare sistema metabolico portatile, per ora il più piccolo al mondo, è il Breezing della Medical Graphics Italia srl. E' il primo metabolimetro portatile sincronizzato con gli smartphones ad utilizzo personale o professionale.



Figura 5: Metabolimetro Breezing [Medical Graphics Italia srl].

Si basa anch'esso sulla Calorimetria Indiretta, la quale determina il dispendio energetico di una persona misurando il rapporto tra il consumo di ossigeno e la produzione di anidride carbonica. Il sistema misura, oltre al consumo di O<sub>2</sub> e produzione di CO<sub>2</sub> anche il Quoziente Respiratorio (QR), definito come il rapporto tra la produzione di diossido di carbonio e il consumo di Ossigeno. Il Quoziente Respiratorio è un indicatore del tipo di "fonte di energia" che il corpo utilizza (inteso come substrati), come carboidrati, grassi o un misto di entrambe le componenti.

Nell'ambito dei sistemi di ausilio funzionale, al risparmio energetico metabolico umano, in questo lavoro ci si è focalizzati su:

- sistemi di accumulo energetico passivi indossabili per la deambulazione;
- macchine agevolatrici spalleggiabili per il risparmio energetico umano in fase di raccolta di prodotti agricoli ad alto valore aggiunto.

Nell'ambito dei sistemi indossabili per la deambulazione ad accumulo energetico passivo uno studio, coerente con l'argomento trattato, è stato condotto da studiosi della Carnegie Mellon University a Pittsburgh e colleghi dell'Università del North Carolina a Chapel Hill. Essi hanno realizzato un esoscheletro meccanico passivo da indossare come un paio di stivali, che consente di ridurre l'energia metabolica spesa durante la locomozione [1].



Figura 6: Foto del sistema meccanico passivo indossabile [1]

Altro ambito trattato è quello delle macchine agevolatrici spalleggiabili in ambito agricolo, per la raccolta di colture ad alto valore aggiunto, assieme a misurazioni ed analisi metabolimetriche dell'utilizzatore. In letteratura non sono presenti analisi esaustive, tranne qualche studio effettuato da INAIL come il progetto HEAT-SHIELD, del laboratorio di Ergonomia e Fisiologia facente capo al Dipartimento di Medicina, Epidemiologia, Igiene del Lavoro ed Ambientale dell'INAIL. Il progetto centrato sull'ambito agricolo, studia i rischi derivanti da un microclima eccessivo nelle serre. Il rischio microclimatico è un rischio che dipende dalla non correttezza dei parametri termici che caratterizzano un luogo di lavoro, con particolare riferimento ai luoghi di lavoro chiusi. Un rischio che, a seconda delle diverse situazioni e ambienti, può portare uno stress termico, il cosiddetto discomfort termico, oppure può anche arrivare a costituire un pericolo immediato per la salute. Ed è evidente che tale rischio da microclima tende generalmente ad aumentare con la stagione estiva e il conseguente innalzamento delle temperature esterne.

Il prototipo di allerta caldo sviluppato da INAIL per il settore occupazionale è in grado di fornire una previsione personalizzata del livello di stress da caldo definita sulla base delle caratteristiche fisiche del lavoratore: del vestiario indossato, delle mansioni e dell'eventuale esposizione al sole. Il sistema fornisce anche suggerimenti nel breve periodo (fino a 5 giorni) su quanto bere e riposare durante l'ora più critica della giornata e previsioni del livello di rischio da caldo nel lungo periodo (fino a 45 giorni) particolarmente utili per migliorare la pianificazione e l'organizzazione delle attività lavorative.

Le misurazioni ed analisi metabolimetriche, assieme all'utilizzo dei dispositivi agevolatori durante la raccolta, permettono di evitare situazioni di elevato affaticamento metabolico dell'individuo e la possibilità di monitorare i valori di VO<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> assieme alla produttività effettiva svolta.

I sistemi di ausilio funzionale al risparmio energetico (macchine agevolatrici della fase di raccolta di prodotti ad elevato valore aggiunto e dispositivi indossabili passivi ad

accumulo di energia) rappresentano vasti settori di ricerca accademica applicata e saranno meglio approfonditi nel secondo e terzo capitolo. Questi ambiti di studio assieme al monitoraggio remoto sono correlati dalla potenziale sinergia che l'IoT offre. Gli argomenti trattati in questo lavoro rappresentano i componenti di un sistema mecatronico capace di monitorare in remoto i parametri vitali di un individuo e il suo consumo energetico metabolico, derivante dall'attività svolta. In aggiunta è possibile valutare il risparmio energetico (sempre metabolico) derivante dall'utilizzo di sistemi meccanici di ausilio funzionale all'individuo.

Nell'ambito dell'IoT, per quanto riguarda le architetture di rete che collegano i vari dispositivi, vanno distinte le applicazioni radio "short range" da quelle "long range".

Nel caso delle applicazioni "short range" c'è un dispositivo detto gateway (piattaforma locale) che coordina il cluster di oggetti intelligenti e provvede alla comunicazione con la piattaforma. Nelle applicazioni "long range" gli oggetti sono direttamente in comunicazione con la piattaforma cloud-IoT attraverso una infrastruttura di stazioni radio poste sul territorio (come nel caso delle reti cellulari).

Nelle applicazioni "short range", che rientrano nel nostro caso di studio, stanno emergendo vari standard come il Bluetooth Low Energy (BLE), ZigBee, Z-Wave, WirelessMbus. Il BLE è molto promettente per l'interazione con gli utenti perché supportato dagli smart phone, mentre ZigBee è stato uno dei primi standard con range fino a 250 metri.

Per le applicazioni "long range", visti i ritardi nella emissione degli standard, sono nati nuovi protocolli proprietari e applicazioni LPWA (Low Power Wide Area) che operano su bande spettrali non licenziate. I protocolli LPWA (definiti "cellular like radio") garantiscono il basso consumo dei dispositivi, operano a bassa capacità (fino ad alcune decine di kbit/s), e permettono soluzioni a basso costo con grande copertura e pronta disponibilità.

La figura seguente mostra lo scenario attuale dei protocolli di comunicazione per l'IoT. Il caso sotto studio rientra nella "Personal Area Network", con protocolli di comunicazione short range a bassa energia.

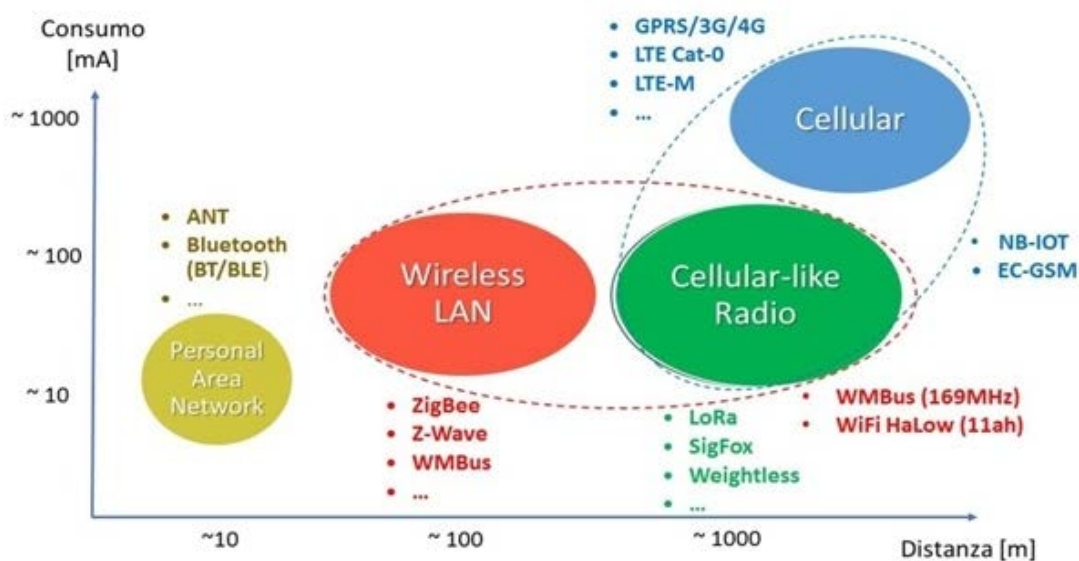


Figura 7: Protocolli di comunicazione per l'IoT [2].

Il più importante protocollo wireless attualmente disponibile per i dispositivi medici indossabili è il Bluetooth Low Energy. Il Bluetooth Low Energy è nato come protocollo a bassissimo consumo per la trasmissione di brevi sequenze di dati da dispositivi alimentati a batteria utilizzati in applicazioni di conteggio, monitoraggio e rilevamento. Si tratta quindi del protocollo wireless perfetto per i dispositivi indossabili di monitoraggio dei parametri vitali. Il BLE utilizza un livello fisico e di collegamento diverso da quello del Bluetooth classico ma, grazie alla conformità con lo standard Bluetooth, tutti gli smartphone compatibili con Bluetooth 4.0 sono anche compatibili con il Bluetooth Low Energy. Il BLE consente inoltre ai dispositivi medici indossabili di sfruttare la connettività cellulare, il rilevamento della posizione tramite GPS e le capacità di elaborazione di uno smartphone per integrare le capacità intrinseche dei dispositivi stessi.

Un'analisi condotta da Frost & Sullivan, intitolata "Wearable technologies in clinical and consumer health forecast to 2020", rileva che il mercato globale dei dispositivi indossabili in ambito medico ha prodotto entrate per 5,1 miliardi di dollari nel 2015 e stima che questa cifra raggiungerà quota 18,9 miliardi di dollari nel 2020, con un tasso di crescita annuale composto (CAGR) di circa il 30%. Prevede inoltre che i dispositivi indossabili per il monitoraggio della salute dei consumatori cresceranno ad un CAGR del 27,8%. Gli indossabili per uso medico e clinico, invece, cresceranno ad un CAGR del 32,9%. Questo trend di crescita è ben evidenziato dalla seguente figura.

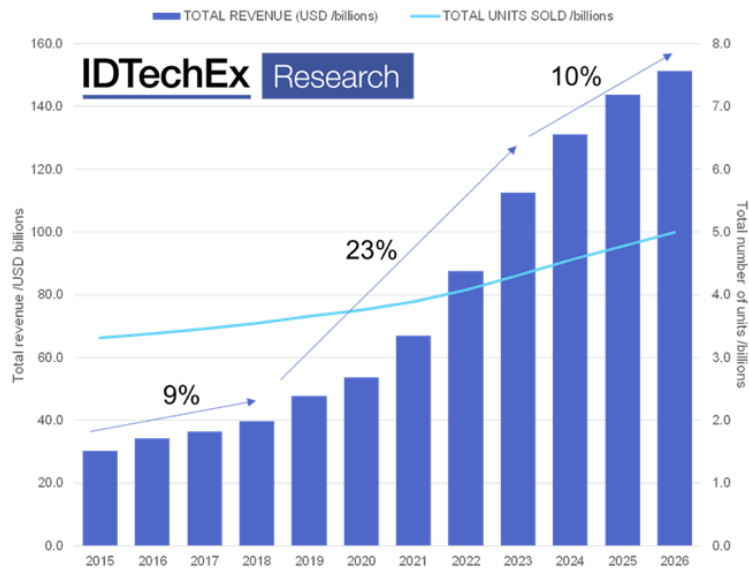


Figura 8 Il mercato dei dispositivi medici indossabili [Fonte: IDTechEx].

Il comparto dei dispositivi indossabili intelligenti, assieme alla meccanica applicata con attuatori flessibili, e sensori biomedici integrati per la valutazione di parametri vitali, è sicuramente un settore chiave su cui investire risorse e ricerca in ambito accademico. La ricerca applicata e la collaborazione tra Università e aziende del settore “Wearable Smart Device” rappresentano infatti il volano per le nuove applicazioni e tecnologie del futuro.

# Capitolo 1 - Meccanica applicata a dispositivi di diagnosi

## Introduzione

In situazioni complesse, sia cliniche che lavorative, il monitoraggio emodinamico ha un ruolo rilevante in quanto consente di valutare i parametri del sistema cardiovascolare, e di seguire la risposta dello stesso ad eventuali cure o correzioni messe in atto. In questo senso il monitoraggio ha un compito di verifica continua della diagnosi ed eventualmente del trattamento successivo. L'ingegneria applicata al campo della diagnosi biomedica opera all'intersezione tra ingegneria, scienze della vita e tutela della salute. Sfrutta i principi tratti dalle scienze applicate e dalle scienze di base applicandoli alla medicina, sia preventiva che terapeutica. Sebbene il corpo umano sia un sistema molto complesso, la maggior parte dei concetti e dei metodi utilizzati per progettare costruire e programmare un dispositivo possono essere applicati tanto alle strutture biologiche quanto ai dispositivi di diagnosi e terapia.

Per ovviare alle problematiche relative all'ancoraggio e fissaggio di sensori biomedici alla cute dei pazienti è essenziale la meccanica applicata attraverso sistemi di serraggio, integrati in strutture indossabili strumentate. In commercio non esistono esempi di strutture simili mentre in ambito sperimentale sono presenti alcuni studi interessanti. Uno dei più importanti riguarda la prevenzione primaria della morte cardiaca improvvisa mediante defibrillatore indossabile [3]. Si tratta di un dispositivo automatico, composto da un corpetto aderente, che va indossato sotto i vestiti, a sua volta collegato a una piccola centralina, dotata di tracolla. Nel corpetto sono integrati gli elettrodi di monitoraggio e due piastre di defibrillazione. L'impianto composto dal defibrillatore impiantabile (ICD) è però una procedura invasiva che comporta un inevitabile rischio di complicanze, sia procedurali a breve termine, dai sanguinamenti della tasca toracica sottocutanea in cui è allocato il dispositivo, ai ben più gravi casi di tamponamento cardiaco, presenza eccessiva di liquido nello spazio pericardico che da luogo a scompenso cardiaco, sia a lungo termine come infezioni locali e malfunzionamenti degli elettro-cateteri.

La parte più delicata di tali sistemi indossabili è quella dei sensori per misure biomediche. Essi rappresentano l'interfaccia tra un sistema biologico ed il mondo esterno, e convertono i segnali biologici in segnali più facilmente trattabili. Per assicurare una adeguata aderenza dei sensori alla cute sono necessari sistemi meccanici ed attuatori flessibili ad hoc, preferibilmente pneumatici, in grado di garantire una data pressione all'interfaccia elettrodo-cute, che ne assicuri la perfetta aderenza. La qualità dei segnali rilevati è infatti correlata al corretto posizionamento e alla pressione esercitata sulla cute da tali sensori. In tale quadro, il settore dei sensori biomedici è uno dei più importanti tra quelli afferenti la bioingegneria nei suoi aspetti tecnologici. L'interfacciamento con un sistema biologico presenta un insieme di problematiche

particolari quali per esempio il contatto con fluidi con pH non fisiologico, capaci di dare risposte infiammatorie e immunitarie anche rapide. Prendendo spunto da queste problematiche, nell'ambito delle strutture accademiche sede della presente ricerca, si è cercato di sviluppare un prototipo di corpetto indossabile con integrati dei sensori biomedici in maniera tale da supportare l'operato del personale medico presente in un centro medico remoto, secondo la concezione dell'IoT.

Il monitoraggio cardiodinamico è generalmente eseguito tramite tecniche invasive che consentono di ottenere un numero elevato di informazioni accurate sullo stato fisiologico e patologico del paziente. Il monitoraggio emodinamico di tipo invasivo richiede quindi l'accesso a uno o più vasi sanguigni tramite posizionamento di un catetere arterioso come per esempio avviene nella rilevazione della Pressione Venosa Centrale (PVC: la pressione del sangue rilevata nel tratto terminale della vena cava superiore e corrispondente alla pressione vigente nell'atrio destro). Il limite principale di tali metodi è proprio l'invasività, che a vari livelli limita l'uso ad un gruppo limitato di persone. Vi è quindi la necessità di individuare ed utilizzare tecniche alternative che permettano lo studio del sistema cardiovascolare in modo totalmente non invasivo e non pericoloso.

La Pletismografia è una tecnica che misura variazioni di volume (per lo più in rapporto con la gittata cardiaca), di un organo o di una parte del corpo. La pletismografia ad impedenza elettrica [4] è un metodo non invasivo, basato sullo stesso principio della pletismografia volumetrica di cui sopra, ma che permette di acquisire in modo continuo importanti informazioni emodinamiche relative all'apparato cardiocircolatorio del paziente, sulla base di una nota relazione tra il volume di un liquido conduttore (il sangue) e la componente reale della sua impedenza elettrica (le componenti immaginarie o reattanze induttiva e capacitiva, non hanno valenza diagnostica). Questa tecnica permette di misurare piccoli cambiamenti della componente ohmica dell'impedenza elettrica del torace, del polpaccio o di qualsiasi altra regione del corpo sotto analisi. I valori misurati riflettono i cambiamenti nella volemia (volume totale di sangue circolante nell'apparato cardiovascolare) e possono indicare la presenza o l'assenza di disturbi emodinamici.

Le prime pubblicazioni su questo metodo risalgono agli anni '30 e '40 (Atzler e Lehmann, 1931; Rosa, 1940; Holzer, Polzer e Marko, 1946; Nyboer et al., 1940; Nyboer, Bango e Nims, 1943; Nyboer, 1950). Il metodo ha raggiunto il valore clinico circa 50 anni fa sulla base del lavoro di ricerca di Kinnen, Kubicek, et al. (Kinnen et al., 1964, a, b, c; Kubicek et al., 1966; Kubicek, Patterson e Witsoe, 1970).

Già nel 1969, la NASA usava la bioimpedenza elettrica tratoracica (IP) per monitorare il respiro degli astronauti durante la missione Apollo XI. Da allora, la tecnologia EBI (Electrical bioimpedance) è migliorata notevolmente con misure molto più accurate. Grazie a tale metodo è possibile derivare i dati concernenti la perfusione sanguigna. Questi valori sono ottenuti in maniera indiretta e permettono di derivare i coefficienti di



perfusione oltre ad essere utili nel valutare la compliance meccanica vascolare, la circolazione epatica e le misurazioni emodinamiche sotto sforzo. I cambiamenti nella conduttività di un distretto corporeo sono connessi alle variazioni del segnale di impedenza rilevato e proporzionali alla quantità di corrente che fluisce in quella regione. Tale cambiamento provoca quindi una variazione nella distribuzione delle cariche elettriche introdotta nel volume del conduttore considerato.

La tecnologia della Pletismografia ad impedenza (IP) è implementata in uno strumento con ampie potenzialità, che assieme ad applicazioni meccaniche di tenuta degli elettrodi, può essere utilizzato non solo in ambito di diagnosi medica, ma anche in ambito lavorativo per il monitoraggio e la successiva valutazione di parametri emodinamici in lavoratori soggetti a sforzi fisici intensi. Un settore interessante di applicazione è quello agricolo, ed in particolare il monitoraggio cardiovascolare durante la fase di raccolta di prodotti agricoli. E' possibile infatti valutare e correlare i tracciati cardiografici ai consumi energetici umani rilevati, mediante tecnologie metabolimetriche portatili. Inoltre mediante l'utilizzo di sistemi indossabili ad accumulo di energia e sistemi di ausilio alla raccolta è possibile valutare i risparmi energetici umani derivanti dal loro utilizzo. Queste problematiche rientranti nella visione globale di un unico sistema mecatronico saranno trattate nei capitoli successivi.

## 1.1 Dispositivi ICG indossabili per l'Internet of Things

Nell'ambito dei dispositivi indossabili che monitorano in tempo reale i parametri emodinamici di un individuo la cardiometria ad impedenza elettrica (ICG) ha assunto un ruolo di primaria importanza. Grazie ai passi avanti sulla sensoristica e sui sistemi di tenuta meccanici, oltre che sugli attuatori meccanici flessibili, nel settore della diagnosi non invasiva sono presenti in ambito di ricerca alcuni prototipi di sistemi indossabili impedenziometrici (ICG wearable systems) che rappresentano lo stato dell'arte nel settore. In linea generale ogni dispositivo portatile con integrata la tecnologia della cardiometria ad impedenza è costituito da:

- un convertitore di impedenza ad alta precisione,
- un multiplexer per segnali analogici,
- un circuito di condizionamento del segnale per l'interfacciamento analogico (AFE, analog front end) di segnali ECG,
- un microcontrollore,
- un sistema di calibrazione dell'impedenza,
- un sistema di comunicazione wireless,
- 4 coppie di sensori tipo ECG in configurazione tetrapolare,
- 8 cavi unipolari schermati,
- un circuito di alimentazione per la ricarica delle batterie.

Nella figura seguente è mostrata un'architettura tipo del sistema di diagnosi non invasiva che integra la tecnica della cardiometria ad impedenza.

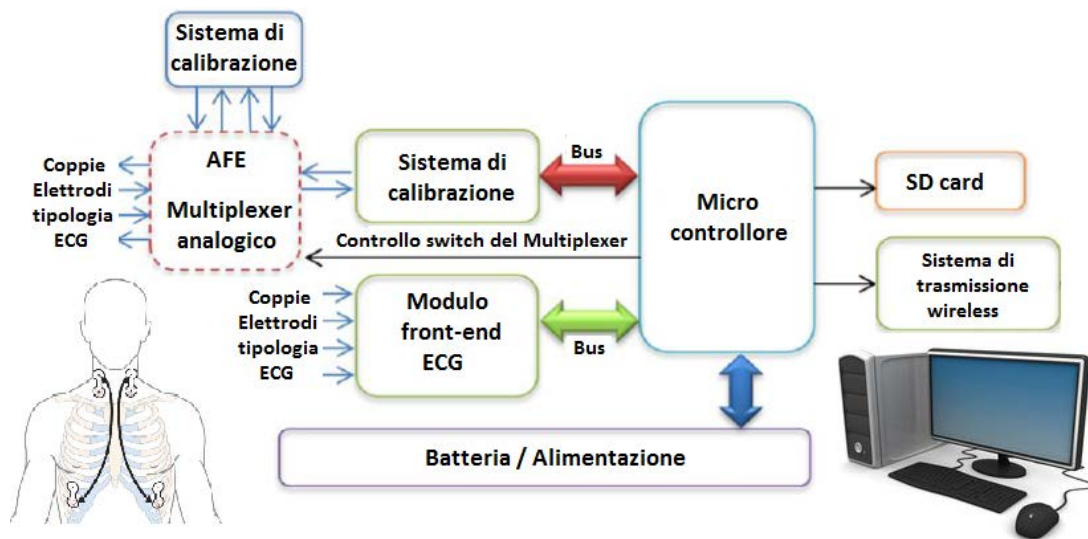


Figura 9: Architettura tipo di un generico sistema che implementa la tecnica della cardiometria ad impedenza.

Nonostante la tecnica della cardiometria ad impedenza sia nota dal 1970, solo negli ultimi anni sono stati fatti passi avanti nell'implementazione di sistemi portatili a basso costo. Questo è stato reso possibile da parte di alcune importanti aziende note nel campo dei sistemi microelettronici integrati.

I requisiti di interfacciamento verso il mondo analogico sono cresciuti in complessità e come conseguenza gli "analog front-end" si sono sviluppati nella forma di sottosistemi, ricorrendo anche a tecnologie di integrazione innovative, tra cui quella del System-on-Chip (SoC). Si tratta di un circuito integrato che include non solo il processore, ma anche un chipset che gestisce il passaggio di informazioni tra vari componenti.

Una tra le più importanti aziende di microelettronica è Analog Devices Inc. (conosciuta come ADI) che ha introdotto il primo System-on-Chip (SoC) che esegue complesse misure di impedenza [5]. Ha sviluppato inoltre un Front-End Analogico abilitato alla misurazione di segnali bioimpedenziometrici in configurazione tetrapolare [6]. Questi sistemi sono stati utilizzati con successo in Applicazioni EBI (electrical bioimpedence) anche nel campo di valutazione della composizione corporea [7].

In letteratura sono presenti vari studi sulle potenzialità offerte dai sistemi di diagnosi non invasivi che integrano la tecnologia della cardiometria ad impedenza. La maggior parte sono lavori svolti in ambito accademico con la collaborazione di enti pubblici e/o società private. I primi studi furono effettuati in ambito militare con lo sviluppo di alcuni prototipi indossabili come la GTWM (Georgia Tech Wearable Motherboard) concepita inizialmente per l'utilizzo in condizioni di combattimento da studiosi statunitensi del Georgia Tech Engineering College [8].

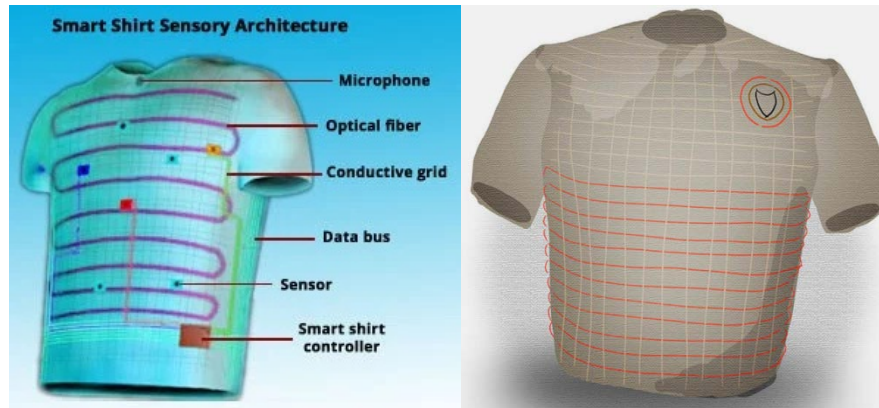


Figura 10: Maglietta intelligente (Smart Shirt o GTWM) progettata e costruita da studiosi del Georgia Tech Engineering College [8].

Si tratta di un corpetto sviluppato, in collaborazione con l'esercito USA (in particolare dal Dipartimento della Marina statunitense), per monitorare le condizioni dei soldati in missione. Misura vari parametri fra cui tracciato elettrocardiografico e frequenza della respirazione. Integra una fibra ottica tessuta nella stoffa che, con la propria rottura, permette di individuare la posizione di eventuali colpi ricevuti. I dati cardiorespiratori vengono trasmessi tramite comunicazione wireless. Inoltre i sensori del GTWM sono rimovibili e possono essere collocati in qualsiasi posizione in base alle dimensioni e alla tipologia dei soldati.

Altro progetto sviluppato sempre per ambito militare (in questo caso spagnolo) è quello denominato ATREC [9]. Il progetto ATREC ha come obiettivo la valutazione in tempo reale dello stress mentale accumulato dai soldati durante lo svolgimento di attività militari. Il sistema anche in questo caso è composto da indumenti sensorizzati con tecnologia ICG per indagini non invasive



Figura 11: Sistema ARTEC con tecnica ICG [9].

Il dispositivo mostrato in Figura 11 è costituito da un sistema di cinghie pettorali con integrati elettrodi ECG e TEB (transthoracic electrical bioimpedance). Per registrare il tracciato elettrocardiografico a 1 derivazione è stato sviluppato un indumento con fascia pettorale con 2 elettrodi tessili riposizionabili e misurazioni TEB tetrapolari da altri quattro elettrodi tessili. Ogni cinturino è costituito da una fascia altamente elastica con fori da 1 cm ogni 2 mm che consentono il riposizionamento degli elettrodi lungo le

cinghie. La possibilità di posizionare gli elettrodi lungo le cinghie orizzontali e verticali permette di eseguire diversi tipi di misurazione TEB a seconda del posizionamento degli elettrodi attorno alla superficie del torace e dell'addome. In questo caso la tecnica della cardiometria ad impedenza permette di avere componenti cardiache e respiratorie con registrazione multiparametrica del segnale.

Altra interessante lavoro di ricerca sempre nell'ambito della bioimpedenza elettrica (EBI) è quella condotta da alcune Università Svedesi [10] nell'implementazione e utilizzo della tecnologia tessile per indumenti. In questo lavoro sono stati analizzati i tracciati ICG con nastri tessili realizzati ad hoc.

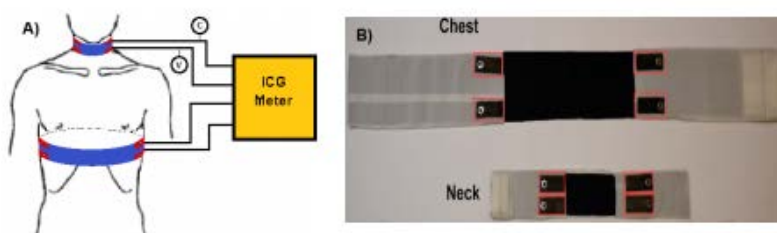


Figura 12: Set-up di misura in (A) e cinture con elettrodi integrati per collo e torace in (B) [10].

In particolare sono state osservate le prestazioni di alcuni parametri caratterizzanti la tecnica come le frequenze cardiache e l'andamento relativo alla derivata prima dell'impedenza transtoracica. In Figura 12b è possibile vedere i nastri tessili realizzati e gli elettrodi integrati.

Altri studiosi di Università Belge e Olandesi [11] hanno analizzato differenti configurazioni toraciche degli elettrodi (sempre per impedenza transtoracica e in configurazione tetrapolare) con dispositivo portatile. Nella figura seguente sono mostrate le disposizioni studiate.

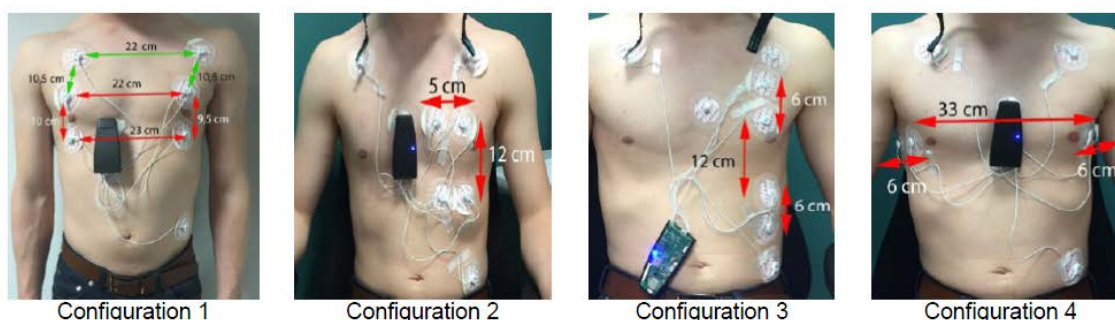


Figura 13: Quattro diverse configurazioni di elettrodi testate su ciascun soggetto per ciascun protocollo di respirazione [11].

In particolare su 4 soggetti sani è stato chiesto di eseguire tre diversi protocolli per ogni configurazione di elettrodo con 48 misurazioni in totale. Le distanze tra gli elettrodi, che sono state modificate per ciascuna configurazione, sono state mantenute costanti per

ogni soggetto. Il primo protocollo si concentrava su diversi modelli di respirazione: la respirazione libera, la respirazione toracica, la respirazione addominale e l'apnea. Durante il secondo protocollo sono state implementate diverse tipologie di respirazione, cioè 10, 15 e 30 respiri al minuto. Il protocollo finale si è concentrato infine su diversi volumi respiratori (volume elevato, volume normale e volume ridotto). Inoltre le misurazioni di bioimpedenza e le misurazioni spirometriche sono state eseguite simultaneamente in maniera da ottenere degli indici di correlazione tra i due tracciati.

Infine sempre in ambito di ricerca è possibile trovare un interessante prototipo di cardiografo ad impedenza elettrica progettato e costruito da Mashin S.C.A.R.L (Società Consortile a responsabilità limitata) in collaborazione con il laboratorio di fisiologia degli sport dell'Università di Cagliari, diretto dal professor Alberto Concu [12].



**Figura 14: Cardiografo ad impedenza transtoracica [12].**

Il dispositivo chiamato C.O.RE. (Cardiac Output REcorder), mostrato in Figura 14, è un prototipo di cardiografo ad impedenza portatile che consente il monitoraggio della portata cardiaca battito per battito in modo non invasivo per periodi di tempo prolungati. E' particolarmente adatto al monitoraggio del profilo cardio-dinamico in pazienti cardiopatici in condizioni di home care.

Questa tipologia di dispositivi portatili inserita in un network di monitoraggio remoto, tramite tecnologia wireless, costituisce un sistema di telemedicina che connette il paziente ad un centro medico esperto in perfetta coerenza all'approccio dell'IoT, applicato in questo caso in ambito "Home Care". Il centro medico una volta acquisite le informazioni relative alle variabili cardio-dinamiche rilevate restituisce quasi subito le indicazioni di diagnosi e terapia.

## 1.2 Cardiometria ad Impedenza

### 1.2.1 Teoria di base e l'impedenza transtoracica

Quando viene analizzata l'impedenza transtoracica, o transtoracic electrical bioimpedance (TEB), è più corretto parlare di cardiometria ad impedenza elettrica (ICG). Quest'ultima è un settore particolare della Pletismografia ad Impedenza e si concentra sull'analisi delle variazioni di impedenza nel segmento corporeo toracico.

Consideriamo una generica regione del corpo contenuta in un volume conduttore la cui conduttività all'istante iniziale  $t_0$  è pari a  $\sigma_0$ . All'istante  $t_1$  la conduttività sarà pari a  $\sigma_1$  e la variazione sarà pari a:

$$\Delta\sigma = \sigma_1 - \sigma_0 \quad (1)$$

Tale variazione di conduttività è la principale responsabile della variazione di impedenza elettrica nella regione considerata. Geselowitz [13] contribuì nel definire i potenziali guida (lead field) per la corrente e la tensione nello studio della Pletismografia ad Impedenza.

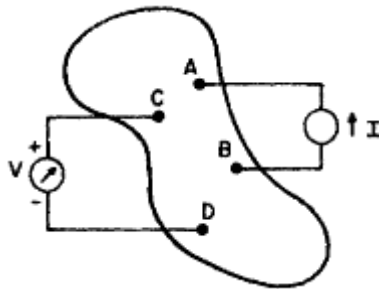


Figura 15: Approccio di Geselowitz. Il volume considerato è trattato come un sistema a due porte [13].

La seguente equazione descrive la relazione tra variazione di conducibilità di un volume generico e la sua variazione di impedenza:

$$\Delta Z = \int_v \frac{1}{\Delta\sigma} \bar{J}_{LE}(t_0) * \bar{J}_{LI}(t_1) dv \quad (2)$$

dove:

- $\Delta Z$  è la variazione di impedenza [ $\Omega/m^3$ ];
- $t_0, t_1$  sono istanti di tempo [s];
- $\Delta\sigma$  è la variazione di conducibilità tra i due istanti di tempo [ $S/m = 1/(\Omega m)$ ];
- $\bar{J}_{LE}$  è il lead field relativo alla corrente circolante tra gli elettrodi di rilevazione del potenziale [ $1/m^2$ ];
- $\bar{J}_{LI}$  è il lead field relativo agli elettrodi di iniezione di corrente nel volume conduttore [ $1/m^2$ ];
- $v$  è il volume in esame [ $m^3$ ].

Il segnale impedenziometrico presenta un andamento temporale che risente, oltre che delle alterazioni dei potenziali guida connessi agli elettrodi, anche di variazioni istantanee delle proprietà elettriche, geometriche e fisiologiche dei tessuti formanti il volume conduttore in esame.

L'equazione (2) permette di descrivere i cambiamenti di conduttività nel volume conduttore in variazioni di impedenza, che può essere valutata a sua volta dal rapporto tra la differenza di potenziale tra elettrodi e la corrente applicata ( legge di Ohm ):

$$\Delta Z = \Delta V / I \quad (3)$$

Nel corso di un'indagine impedenziometrica vengono fatte passare correnti elettriche di bassa intensità che possono variare dai 10  $\mu$ A ai 10 mA senza rischiare di indurre il paziente in condizioni di macro o microshock.

I test impedenziometrici sono effettuati imponendo il passaggio di una corrente elettrica in un intervallo di frequenza variabile dai 20 sino ai 100 kHz all'interno del volume conduttore considerato, in questo caso il torace, per poi valutarne la corrispondente variazione di potenziale [14]. L'ammontare della differenza di potenziale consente di ricavare la bioimpedenza Z.

Per eliminare o ridurre gli artefatti strumentali provocati dall'accoppiamento degli elettrodi, vengono utilizzati elettrodi separati per l'alimentazione e la misura. L'impedenza viene misurata tramite quattro elettrodi, secondo una configurazione detta tetrapolare. Nella coppia di elettrodi esterna uno dei due elettrodi viene posto attorno all'addome mentre l'altro attorno al collo. Per quanto riguarda invece la coppia interna di elettrodi, uno viene posto attorno al torace a livello del giunto sterno-xifoideo e l'altro posto attorno al collo. Recenti studi hanno dimostrato che tali elettrodi sono sostituibili dai normali elettrodi utilizzati per indagini elettrocardiografiche.

Il posizionamento degli elettrodi è evidenziato nella seguente figura. Si tratta di 4 coppie di elettrodi per un totale di 8 elettrodi di tipologia ECG unipolari. Due coppie sono disposte ai lati del collo mentre le altre due sotto le ascelle.

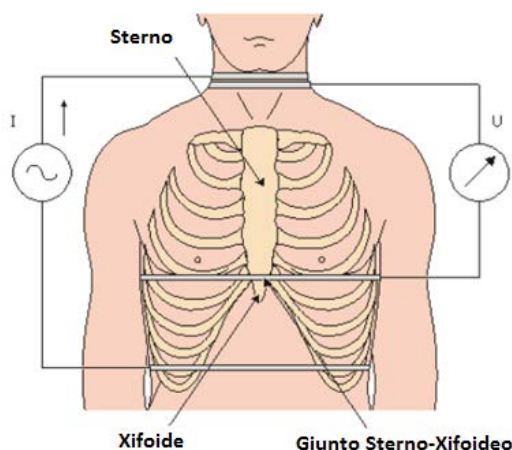


Figura 16: Configurazione tetrapolare elettrodi ICG [14].

L'impedenza toracica è dovuta all'impedenza dei tessuti, a quella dell'aria contenuta nei polmoni e a quella del fluido sanguigno. In assenza di respiro, tutte le componenti che concorrono alla misura dell'impedenza sono costanti, eccetto che per la quantità e la distribuzione del sangue che variano col ciclo cardiaco. Quindi maggiore è la quantità di sangue presente nel volume di interesse, maggiore sarà la conducibilità e minore l'impedenza.

Il segnale di impedenza risulta composto da tre componenti principali ( Figura 17 ): una componente relativa all'attività metabolica corporea che prende il nome di impedenza basale il cui valore in continua si assesta intorno ai  $25 \Omega$ ; una componente associata all'attività cardiaca e quindi connessa agli eventi meccanici del cuore, pari a circa  $0.1 \Omega$ ; una componente connessa all'attività respiratoria che vale circa  $1.5 \Omega$ .

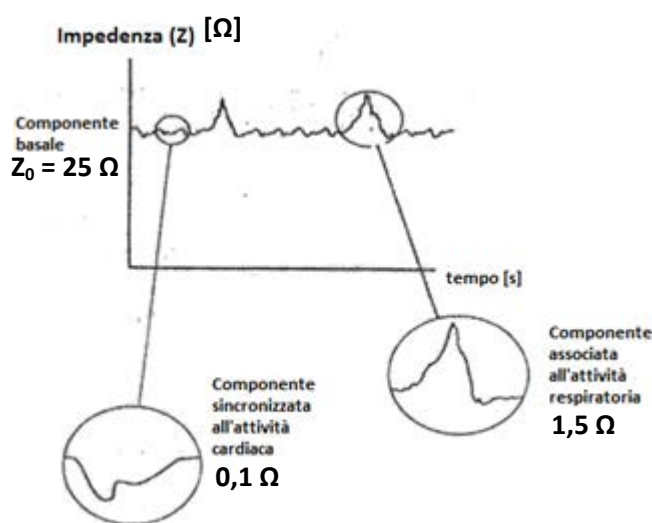


Figura 17: Componenti fondamentali del segnale bioimpedenza elettrica transtoracica [14].

### 1.2.2 Modello di impedenza transtoracica

Gli studi più importanti sulla impedenza transtoracica risalgono alla prima metà del secolo scorso. Nyboer (1940) fece passare una corrente ad alta frequenza attorno al torace di un paziente tramite un generatore di corrente sinusoidale e notò che la variazione di impedenza avveniva in corrispondenza di ogni singolo battito cardiaco.

Il primo modello per la determinazione dell'impedenza toracica fu realizzato da Kinnen nel 1964. Kinnen realizzò un provino cilindrico atto a simulare il comportamento del sangue a livello cardiaco e a livello polmonare. Il cilindro interno rappresentava il volume del sangue del cuore e del sistema primario artero-venoso del torace. Il mezzo esterno al cilindro interno rappresentava i polmoni. In questo modello la resistenza per il cilindro interno era di  $495 \Omega$  e per l'interspazio di  $32 \Omega$ . Questi valori indicavano che la maggior parte del flusso attuale tende a viaggiare attraverso i polmoni in modo che l'origine l'impedenza è basata principalmente sul ventricolo destro. Successivamente questi risultati trovarono riscontro nel caso di pazienti che soffrivano di difetti atrio-ventricolari (Lababidi et al., 1971).



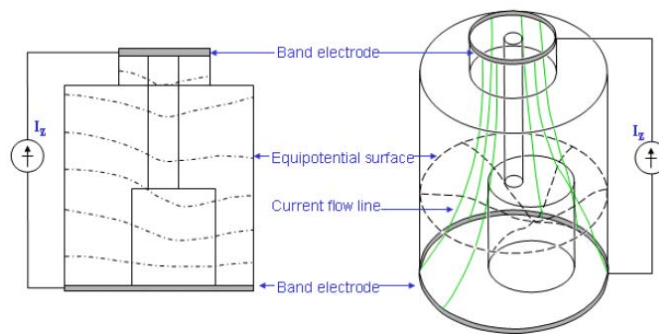


Figura 18: Modello toracico di Kinnen et al (1964) [14].

In seguito studi condotti da Sakamoto (1979) consentirono di perfezionare tali modelli. Furono studiati i cambiamenti nella vena cava, cuore, polmoni, aorta e busto. Il modello consentì di esaminare l'effetto delle variazioni di conduttività delle strutture componenti sull'impedenza totale misurata. La schematizzazione del modello di Sakamoto è riportata in Figura 19.

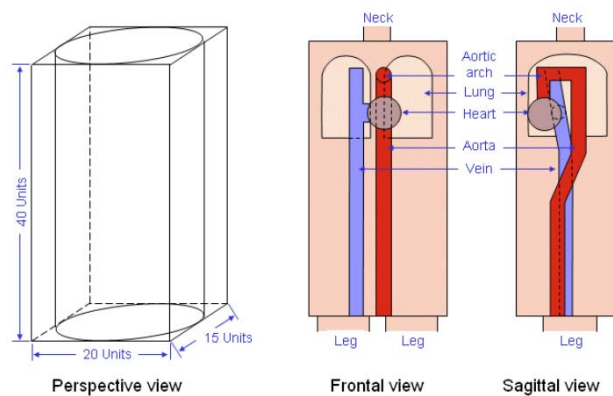


Figura 19: Modello toracico di Sakamoto et al (1979) [14].

### 1.2.3 Parametri di interesse clinico

Per affrontare in maniera analitica l'analisi è possibile basarsi su un modello semplificato a geometria cilindrica come mostrato nella Figura 20. L'impedenza toracica può essere suddivisa in due componenti:

- impedenza dei tessuti ( $Z_b$ );
- impedenza dei fluidi ( $Z_t$ ).

Se il paziente si pone dalla condizione di eupnea (respirazione regolare e tranquilla) alla condizione di apnea (pausa della respirazione superiore ai 15 secondi), i componenti che formano l'impedenza del torace sono costanti, tranne la quantità e la distribuzione del sangue che varia in funzione delle fasi del ciclo cardiaco.

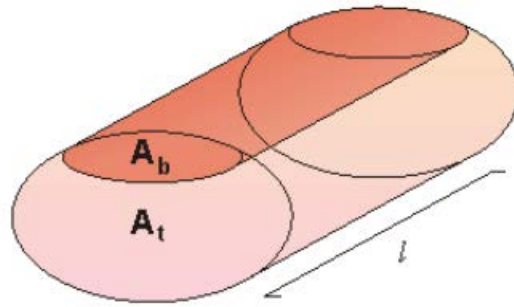


Figura 20: Modello cilindrico semplificato del torace umano con  $A_b$  e  $A_t$  le sezioni tessutali e sanguigne [14].

Durante la sistole ventricolare, entrambi i ventricoli si contraggono: il ventricolo destro eietta una data quantità di sangue nell'arteria polmonare mentre, contemporaneamente, il ventricolo sinistro eietta la stessa quantità di sangue nell'arteria aorta. La quantità di sangue eiettato da ciascun ventricolo nella rispettiva arteria si chiama volume sistolico (denominato SV o Stroke Volume). Durante la diastole ventricolare il sangue del circolo polmonare fluisce verso l'atrio sinistro, tramite le vene polmonari, e quindi riempie il ventricolo sinistro rilasciato (riempimento ventricolare diastolico). Contemporaneamente, il sangue del circolo sistemico fluisce dal circolo capillare al sistema venoso e, attraverso le vene cave superiore e inferiore, fluisce verso l'atrio destro e quindi nel ventricolo destro. Quindi la variazione di distribuzione ematica nel volume considerato dipende dal ciclo cardiaco ed è misurabile in maniera indiretta tramite l'impedenza toracica e la sua variazione (ciclica) nel tempo.

Considerando le sezioni trasversali di fluidi ( $A_b$ ) e tessuti ( $A_t$ ) e le loro corrispondenti impedenze  $Z_b$  e  $Z_t$ , è possibile definire l'impedenza longitudinale ( $Z$ ) del modello considerato come un parallelo tra le due impedenze:

$$Z = \frac{Z_b Z_t}{Z_b + Z_t} \quad (4)$$

La relazione tra la variazione di impedenza longitudinale ( $Z$ ) e la variazione di impedenza nel sangue ( $Z_b$ ) può essere ottenuta facendo la derivata prima di  $Z$  rispetto a  $Z_b$ :

$$\frac{dZ}{dZ_b} = \frac{Z_t^2}{(Z_b + Z_t)^2} \quad (5)$$

che può essere riscritta come:

$$\frac{dZ}{dZ_b} = \frac{Z^2}{Z_b^2} \quad (6)$$

L'impedenza sanguigna con resistività  $\rho_b$  è pari a:

$$Z_b = \frac{\rho_b l}{A_b} \quad (7)$$

dove  $l$  rappresenta la lunghezza del torace.

La relazione tra i cambiamenti nel volume sanguigno  $v_b$  e l'impedenza del sangue  $Z_b$  è derivata dalla seguente espressione:

$$dv_b = d(lA_b) = - \frac{\rho_b l^2}{Z_b^2} dZ_b \quad (8)$$

Dalla (6) si trova che:

$$\frac{dZ}{Z^2} = \frac{dZ_b}{Z_b^2} \quad (9)$$

sostituendo in (7) si ottiene quindi la variazione di volume nel sangue correlata alla variazione di impedenza longitudinale:

$$dv_b = d(lA_b) = - \frac{\rho_b l^2}{Z^2} dZ \quad (10)$$

Durante la sistole il ventricolo destro eietta una certa quantità di sangue che fluirà dai polmoni fino all'atrio sinistro. Il volume sistolico quindi può essere ottenuto dalla impedenza che risulterebbe nel caso in cui non ci fosse flusso sanguigno. In questa ipotesi infatti l'impedenza diminuirebbe sino ad un dato valore.

E' possibile determinare il valore di  $\Delta Z$  con l'aiuto della derivata prima alla curva impedenziometrica del torace. Partendo dalla definizione di derivata si ottiene:

$$\frac{\Delta Z}{\Delta t} = f'(Z) \quad (11)$$

e quindi assumendo  $\Delta t$  pari al tempo di eiezione  $t_e$ ,  $\Delta Z$  equivale a:

$$\Delta Z = f'(Z)t_e \quad (12)$$

Quindi sostituendo la (12) nella (10) è possibile ottenere l'espressione del volume sistolico (SV):

$$SV = \frac{\rho_b l^2}{Z^2} \left| \frac{dZ}{dt} \right|_{min} t_e \quad (13)$$

Dove:

- SV è il volume sistolico [ml];

- $\left| \frac{dZ}{dt} \right|_{min}$  è il valore assoluto dello scostamento massimo della derivata prima durante la sistole [ $\Omega/s$ ];
- $t_e$  è il periodo di eiezione;
- $l$  è la distanza media tra gli elettrodi interni;
- $\rho_b$  è la resistività del sangue [ $\Omega \text{ cm}$ ];
- $Z$  è l'impedenza media del torace [ $\Omega$ ].

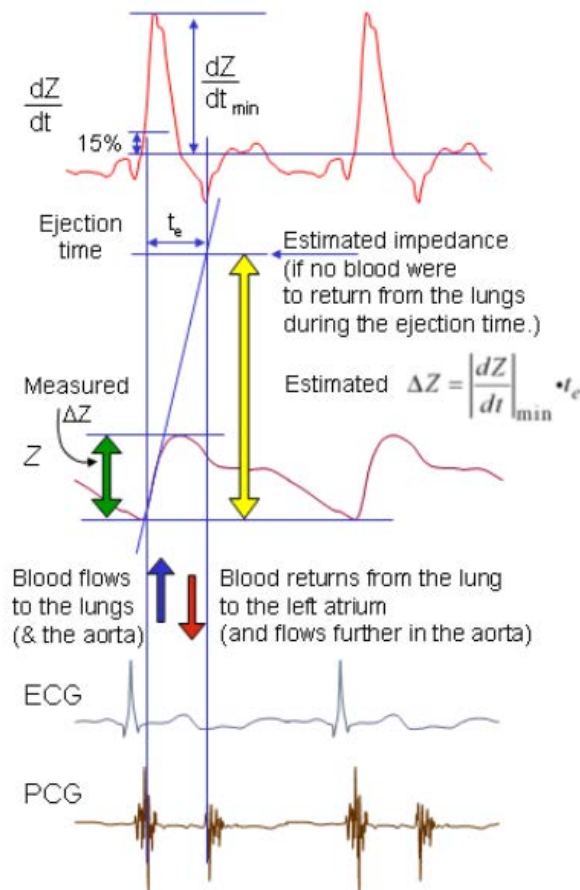


Figura 21: Parametri caratteristici di Impedenza toracica e corrispondente Volume Sistolico (SV) [14].

La Figura 21 mostra, dall'alto verso il basso, i seguenti tracciati strumentali: derivata prima della variazione della componente circolatoria dell'impedenza toracica, variazione della componente circolatoria dell'impedenza toracica, elettrocardiogramma, fono cardiogramma. Considerando il tracciato impedenziografico è possibile stimare il valore di  $\Delta Z$  tracciando la tangente alla curva di impedenza nel punto di minimo come mostrato in Figura 21.

#### 1.2.4 Il complesso PQRST e il ciclo cardiaco

Il cuore è un organo suddivisibile in quattro cavità (l'atrio destro, l'atrio sinistro, il ventricolo destro e il ventricolo sinistro) tra loro in serie meccanica, e composto da un tessuto muscolare davvero molto particolare: il miocardio. La particolarità del

miocardio risiede nella capacità di generare e condurre da sé gli impulsi nervosi per la contrazione degli atri e dei ventricoli. La sorgente di questi impulsi, che sono equiparabili a dei segnali di tipo elettrico, risiede a livello dell'atrio destro e prende il nome di nodo seno atriale. Il nodo seno atriale ha il compito di scandire la giusta frequenza di contrazione dell'organo cardiaco (la cosiddetta frequenza cardiaca), in maniera tale da garantire un ritmo cardiaco normale. In Figura 22 è mostrato il tracciato elettrocardiografico di una persona sana ottenuto collegando i capi di un voltmetro alla spalla destra, con segno meno, e alla spalla sinistra, con segno più (I derivazione ECG standard o bipolare). Esso presenta 5 onde caratteristiche, identificate con le lettere maiuscole P, Q, R, S e T.

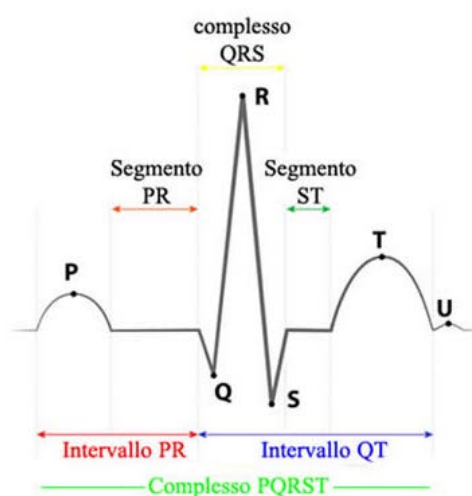


Figura 22: Complesso PQRST del cuore in una persona sana [Wikipedia].

L'Onda P rappresenta la contrazione degli atri del cuore. In gergo tecnico, i medici la definiscono come l'onda di depolarizzazione degli atri e dura in media 0,08 s (ma può variare da 0,05 s a 0,12 s). Subito dopo l'onda P, c'è un tratto rettilineo, o isoelettrico, che termina in corrispondenza delle onde Q, R ed S e che prende il nome di intervallo PR. Il segmento PR esprime il tempo che impiega l'onda di depolarizzazione nel propagarsi dal nodo seno atriale lungo la muscolatura atriale e il nodo atrio-ventricolare a bassa conduttività. L'intervallo PR ha una durata che varia tra gli 0,16 s e gli 0,2 s e consente di evitare la contemporanea contrazione di atri e ventricoli. Le Onde Q, R ed S insieme formano il cosiddetto complesso QRS che precede la contrazione dei ventricoli e, in gergo tecnico, assume il nome di complesso di depolarizzazione dei ventricoli. In genere, il complesso QRS dura 0,12 s. Durante la contrazione dei ventricoli, ha luogo il rilassamento degli atri, contrattisi in precedenza. Nel linguaggio medico, tale rilassamento è noto come ripolarizzazione degli atri (o ritorno a riposo degli atri).

L'Onda T esprime il rilassamento dei ventricoli. In gergo medico, questo rilassamento prende il nome di ripolarizzazione dei ventricoli o ritorno a riposo dei ventricoli. Dopo l'onda T, c'è un secondo tratto isoelettrico, il quale termina in corrispondenza di una

successiva onda P. La successiva onda P rappresenta l'inizio di un nuovo ciclo di depolarizzazione e ripolarizzazione degli atri e dei ventricoli.

Nel loro insieme, le onde P, Q, R, S e T costituiscono il cosiddetto complesso PQRST. I cardiologi chiamano l'intervallo esistente tra due complessi PQRST con il termine di "intervallo R-R". L'intervallo R-R corrisponde a un ciclo cardiaco. La scelta di affidare alle onde R di due complessi PQRST consecutivi il compito di identificare l'inizio e la fine di un ciclo cardiaco è dovuta al fatto che, come si può notare dal tracciato sottostante, l'onda R è particolarmente evidente.

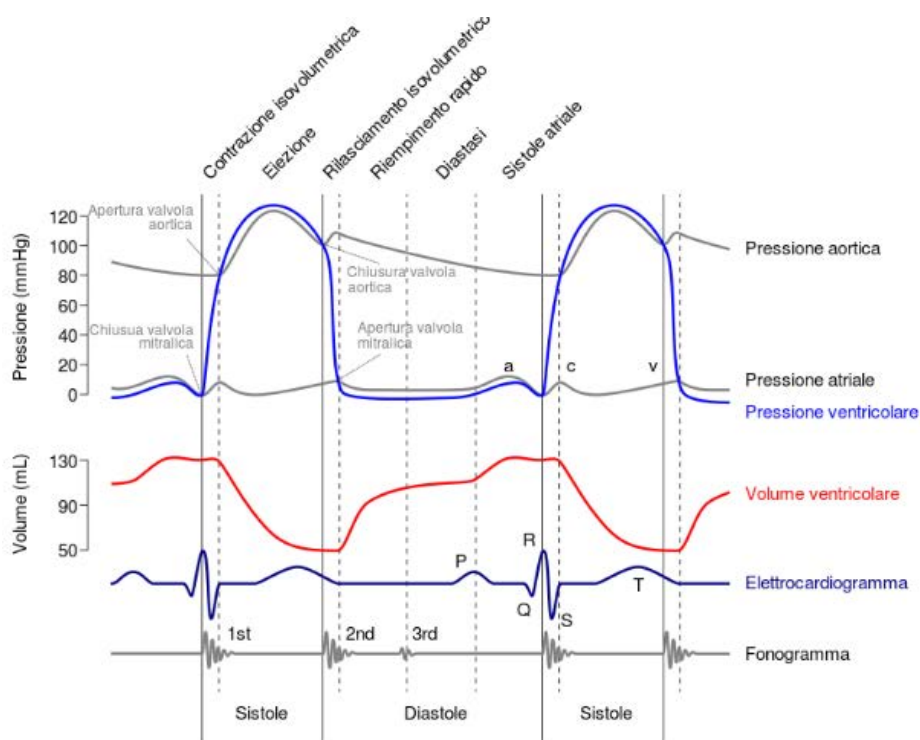


Figura 23: Ciclo cardiaco descritto dal diagramma di Wiggers [Wikipedia]

Il ciclo cardiaco è definito come il susseguirsi di due periodi, sistole e diastole, che a loro volta sono suddivisi in fasi, come è ben rappresentato nel diagramma di Wiggers mostrato in Figura 23. Il diagramma di Wiggers è uno schema di facile interpretazione che permette di comprendere ciò che accade nelle camere cardiache di sinistra (atrio e ventricolo) riassumendo il concetto di ciclo cardiaco. I parametri descritti nell'immagine sono intimamente congiunti fra loro e variano nel tempo. Inoltre lo schema subisce delle alterazioni nel caso in cui ci siamo dei problemi cardiaci, come ad esempio nello scompenso. In genere si fa riferimento agli eventi della parte sinistra del cuore, anche se, eccetto l'ordine di ampiezza delle pressioni (nel circolo polmonare sono mediamente tra 1/4 e 1/5 rispetto al circolo sistemico), gli eventi si susseguono identici anche per la parte destra.

Atri e ventricoli alternano fasi di rilassamento, nelle quali si riempiono di sangue, e fasi di contrazione durante le quali si svuotano, spingendo il sangue nei due circuiti. Queste

fasi interessano contemporaneamente i due lati del cuore e si alternano in modo che il flusso del sangue sia sempre unidirezionale: gli atri ricevono il sangue dal rispettivo circolo venoso e lo spingono nei ventricoli; questi a loro volta si contraggono e pompano il sangue nelle arterie principali: polmonare e aorta. L'intera sequenza costituisce il ciclo cardiaco, che ha una durata di circa 0,8 secondi a riposo psicofisico e comprende fasi di sistole, cioè di contrazione, e fasi di diastole, cioè di rilassamento.

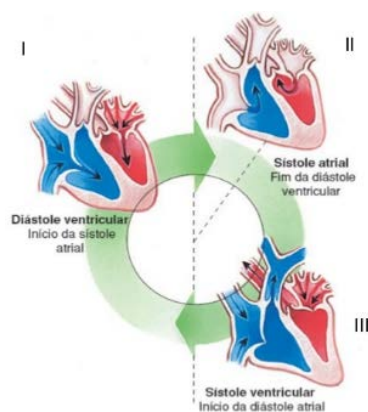


Figura 24: Esempio di ciclo cardiaco e sue fasi [wikipedia].

## 1.3 Realizzazione di un dispositivo indossabile strumentato con sensori biomedici integrati per diagnosi emodinamica e respiratoria

### 1.3.1 Finalità del dispositivo indossabile

Il dispositivo mecatronico indossabile è stato ideato nell'ambito del laboratorio di meccanica applicata e robotica del Dipartimento di Ingegneria Meccanica, Chimica e dei Materiali dell'Università di Cagliari, coordinato dal professor Andrea Manuello Bertetto, con l'intento di colmare le criticità relative a soggetti in crisi cardiorespiratoria presenti in località remote o turistiche. Il progetto, dalla sua ideazione alla sua costruzione è stato finanziato nell'ambito dell'intervento INNOVA.RE con i Fondi Por FESR 2007-2013.

Si tratta di un corpetto strumentato con sensori biomedici che se indossato da un soggetto in crisi cardiorespiratoria, consente, tramite una piattaforma di telemedicina, di inviare i dati relativi al funzionamento di cuore e polmoni a un centro medico esperto, e ricevere così una diagnosi a distanza e le indicazioni necessarie per effettuare in loco il primo soccorso. L'obiettivo è quello di rendere il dispositivo un equipaggiamento standard per aziende turistiche, centri di primo soccorso e villaggi vacanze. Un aspetto molto interessante è che l'apparecchiatura può essere utilizzata da personale non medico addestrato all'uso in quanto il corpetto deve essenzialmente essere solo indossato.

Il corretto design ergonomico di un dispositivo indossabile è fondamentale per l'efficacia del dispositivo stesso. Non esistono modelli disponibili sul mercato e quei pochi che si trovano, come il Georgia Tech Wearable Motherboard [8], non soddisfano i requisiti richiesti. Inoltre sono caratterizzati da sistemi “chiusi” che non possono essere modificati. Visto il contesto di utilizzo (aree turistiche) il corpetto dovrà rispondere ai seguenti requisiti:

- Indossabile;
- Confortevole;
- Leggero;
- Design ergonomico;
- Adattabile alle varie dimensioni toraciche;
- Interazione con l'addetto (medico o infermiere) al pronto intervento;
- Capace di rilevare malfunzionamenti;
- Acquisizione e invio in tempo reale dei dati al medico in sede;
- Rispetto delle normative vigenti.

Alla base del progetto è stato effettuato uno studio antropometrico sulle caratteristiche morfologiche umane. In generale è possibile affermare che la progettazione ergonomica di dispositivi indossabili deve essere conforme al modello umano in termini di anatomia, caratteristiche antropometriche e biomeccaniche. In particolare l'analisi antropometrica del busto umano ha permesso di ottenere una stima delle dimensioni toraciche ottimali per la progettazione e successiva costruzione del prototipo realizzato. Come si vedrà in seguito la parte su cui ci si è concentrati maggiormente durante lo sviluppo della struttura meccanica è la piastra centrale e il sistema di adattamento degli elettrodi inferiori a differenti dimensioni toraciche.

### 1.3.2 Sistema di acquisizione PowerLab/8SP

In questo paragrafo è stato analizzato il sistema di acquisizione fisso per Cardiometria ad Impedenza elettrica denominato PowerLab/8SP presente presso il laboratorio di Fisiologia degli Sport dell'Università di Cagliari. Il PowerLab è un sistema di acquisizione dati multicanale sviluppato da ADInstruments. Questo strumento è comunemente usato in fisiologia, farmacologia, ingegneria biomedica, medicina dello sport e nei laboratori di psicofisiologia per registrare e analizzare i segnali fisiologici di soggetti umani o animali.

Dal punto di vista funzionale i dispositivi multicanale si distinguono in due grandi categorie:

- sistemi con convertitori ADC indipendenti, dove ogni canale dispone di un proprio ADC;
- sistemi ADC multiplexati, dove un circuito collega alternativamente i vari canali ad un singolo convertitore ADC.



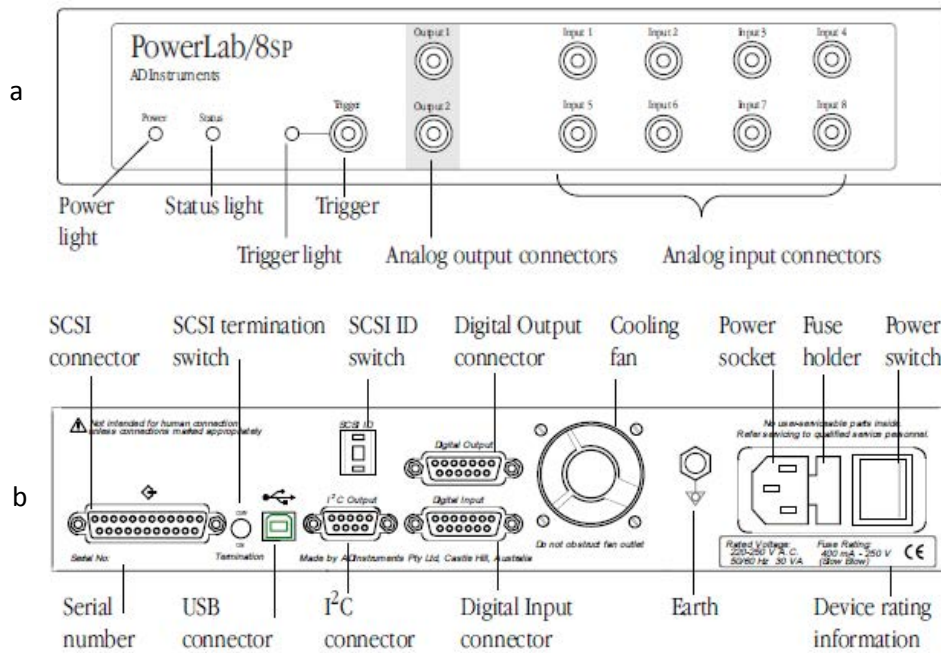


Figura 25: Pannello frontale (a) e posteriore (b) del PowerLab/8SP [15].

Il PowerLab/8SP ricade nella seconda categoria. I vari segnali analogici terminano negli ingressi di un unico circuito elettronico (il multiplexer), che instrada alternativamente un segnale analogico per volta verso l'unico convertitore presente. L'elaboratore controlla l'instradamento del multiplexer, estrae e acquisisce i segnali una volta convertiti in digitale. Nella Figura 25 viene presentata una vista dei pannelli frontale e posteriore del PowerLab/8SP.

I sistemi con convertitori indipendenti richiedono una maggiore quantità di componenti di pregio (l'ADC), mentre i sistemi multiplexati introducono nella catena un componente in più (il multiplexer), che per sua natura può sostituire decine di componenti di pregio. Inoltre nel ciclo di acquisizione dei segnali la conversione digitale è l'operazione che richiede più tempo.

Il risultato di tutto ciò è che i primi sistemi sono più costosi e normalmente dispongono di pochi canali ma, possono fare letture rapide (alta velocità di campionamento) e sono normalmente più precisi. I secondi sistemi sono limitati nella velocità di campionamento, specie se viene assicurata una buona precisione di misura, ma possono disporre di centinaia di canali di registrazione a costi limitati.

Quindi i segnali provenienti dai sensori esterni vengono convertiti in segnali elettrici analogici. Vengono quindi amplificati e poi filtrati. Il segnale analogico è multiplexato tramite un convertitore analogico digitale e una volta digitalizzato viene trasmesso al calcolatore tramite collegamento USB. Infine il software a disposizione permette di ricevere, analizzare e monitorare i dati in tempo reale. In Figura 26 è rappresentato il diagramma a blocchi del PowerLab/8SP.



L'ingresso Trigger esterno è collegato ad un circuito comparatore che si attiva quando l'ingresso supera i 2,9 V. I Due DAC (convertitore digitale/analogico) a 14 bit vengono utilizzati per controllare le uscite analogiche del PowerLab (Analog Output1 e Analog Output2 sul pannello frontale). I convertitori producono delle forme d'onda controllate dal software con diversi range di valori. I segnali vengono quindi tamponati da un amplificatore di potenza per dar loro la capacità di pilotare carichi importanti. Il PowerLab può memorizzare i dati nel blocco FIFO, in modo che può lavorare ad una frequenza di campionamento indipendente dal tasso di campionamento dell'ingresso analogico. Inoltre il blocco FIFO permette anche la generazione di impulsi molto più veloci e forme d'onda continue, senza pesare sulla CPU.

Il PowerLab è anche dotato di una porta di espansione front-end I2C. Questa porta a 9 pin fornisce potenza e controllo per strumenti front-end ADInstruments con bus seriale a 4 fili (2 fili per I2C standard e 2 linee di controllo). I connettori di ingresso e di uscita digitali forniscono un mezzo per utilizzare il PowerLab per monitorare e controllare dispositivi esterni. Rispettivamente l'ingresso digitale monitora i cambiamenti di stato: le 8 linee del collettore consentono un monitoraggio di un massimo di otto dispositivi. L'uscita digitale invece può attivare o disattivare dispositivi esterni e può inviare segnali a qualche altro dispositivo. Le 8 linee del connettore permettono inoltre il controllo di dispositivi fino ad un massimo di 8. L'alimentatore non è un alimentatore switching ma un alimentatore lineare secondo la IEC601-1. Gli amplificatori in ingresso del PowerLab sono stati progettati con un notevole guadagno (controllato tramite software fino ad un valore di 5000). In questa maniera è possibile registrare una varietà di segnali senza pre-amplificazione esterna. Ogni ingresso analogico ha un amplificatore DC separato, con guadagno programmabile impostabile indipendentemente. E' possibile settare il guadagno tramite il range control del software. Gli ingressi degli amplificatori del PowerLab/8SP sono single ended e dal software possono essere impostati come negativi o positivi (invertente o non invertente). E' importante notare che il software corregge eventuali derive DC ed offset nei circuiti che possono svilupparsi nel tempo o tra letture.

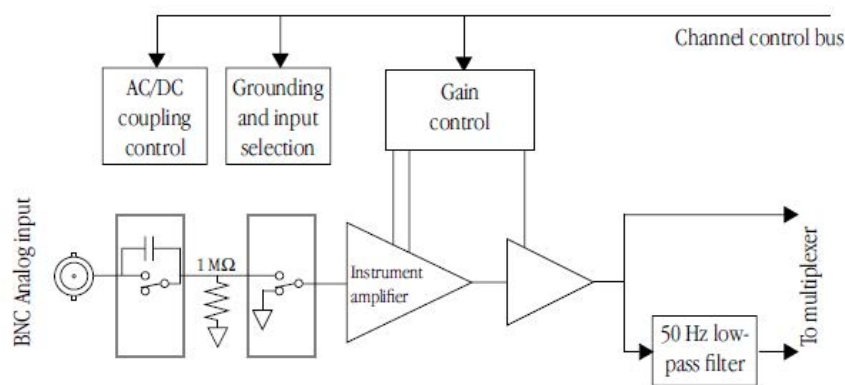


Figura 27: Diagramma a blocchi circuito amplificazione ingresso analogico [15].

L'amplificatore di ingresso (mostrato in Figura 27) può essere impostato per far passare sia segnali DC che AC oppure solo segnali AC senza far passare quello DC. L'impedenza di ingresso è pari a  $1M\Omega$ . Ogni ingresso produce sia un segnale filtrato che un segnale non filtrato. Inoltre è provvisto di un filtro passa basso selezionabile via Software, che può essere impostato ad un range di frequenze da 20kHz a 1kHz. Il segnale non filtrato ha banda passante effettiva di 45 kHz (entro la frequenza di Nyquist quando il campionamento viene effettuato a 100000 campioni/s).

Le uscite analogiche forniscono variabili controllate tramite il software ( $\pm 10$  V) che possono essere manipolate con le applicazioni Chart e Scope sia direttamente tramite l'operatore o utilizzate per controllare dispositivi periferici.

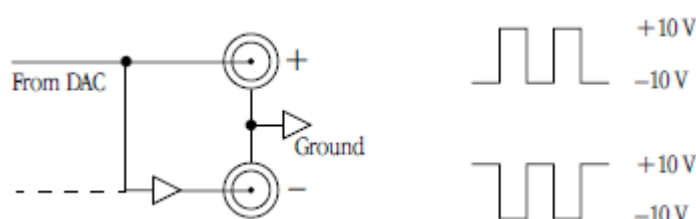


Figura 28: Stadio di uscita impostato per una variabile differenziale [15].

### 1.3.3 Progettazione e costruzione della struttura meccanica

Alla base della progettazione del dispositivo mecatronico indossabile vi è prima di tutto l'intenzione di colmare le criticità relative ai soggetti in crisi cardiorespiratoria presenti in località remote o turistiche, ma come si vedrà nei prossimi capitoli è possibile estendere l'applicazione anche in altri settori, come quello agricolo e ricreativo/sportivo.

Per quanto riguarda i requisiti progettuali si è partiti da una analisi antropometrica del corpo umano in modo tale da ottenere i vincoli di progetto utili alla costruzione del corpetto. I vincoli utilizzati sono i seguenti:

- Larghezza toracica media ( $L_t$ ) sul piano frontale, in riferimento alla configurazione tetrapolare da adottare. Dopo una attenta analisi è stato considerato il seguente intervallo di valori per la circonferenza toracica: 78 cm - 130 cm che comprende sia i soggetti di genere maschile che femminile. Questo intervallo di valori è un requisito di progetto utile in fase di progettazione e costruzione dei supporti per gli elettrodi inferiori.
- Larghezza del collo media ( $L_c$ ) sul piano frontale, in riferimento alla configurazione tetrapolare da adottare. In questo caso è stato considerato il seguente intervallo di valori per la circonferenza del collo: 34 cm - 45 cm comprendente entrambi i generi. Questo intervallo di valori è un requisito di progetto utile in fase di progettazione e costruzione del supporto per gli elettrodi superiori.

- Pressione adeguata all'interfaccia elettrodo-cute da verificare in fase di acquisizione del segnale elettrocardiografico. La forza applicata ( $F_a$ ) dal sistema meccanico non deve essere fastidiosa per il paziente ma deve essere tale da garantire una buona qualità del segnale impedenziometrico.
- Utilizzo di eventuali attuatori pneumatici morbidi e flessibili per migliorare l'accostamento ed evitare il distacco dovuto a movimenti improvvisi. Gli attuatori dovranno essere preferibilmente ad attuazione pneumatica tramite pompetta monopalla con valvola. L'utilità di questa soluzione è quella di attenuare gli artefatti da movimento ed uniformare l'aderenza elettrodo-pelle.

In Figura 29 è rappresentato lo schema delle forze applicate ( $F_a$ ) dal sistema meccanico indossabile sulla cute del soggetto in corrispondenza degli elettrodi biomedici. Sono evidenziate inoltre le posizioni delle 4 coppie di elettrodi posizionate ai lati del collo e del torace secondo la configurazione tetrapolare implementata.

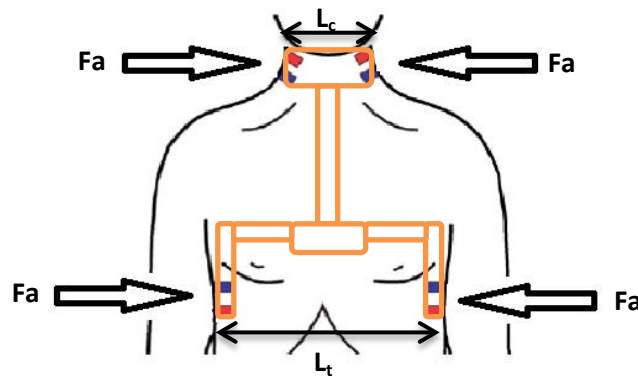


Figura 29: Schema di principio del corpetto con disposizione elettrodi e relative forze di applicazione " $F_a$ " dei supporti elettrodi.

In Figura 29 è evidenziata anche la soluzione di principio adottata per il sistema meccanico strutturale, di supporto agli elettrodi. Come evidenziato dai tratti arancione il corpetto sarà composto da varie componenti rigide vincolate tra loro.

La struttura rigida sarà per la maggior parte in lega di alluminio e plexiglas, rivestita internamente da un'imbottitura morbida per rendere il corpetto leggero e confortevole.

Per questioni di chiarezza non sono evidenziati in figura eventuali sistemi di serraggio a sgancio rapido, spallacci e cinghie di chiusura regolabili.

Infine il corpetto con integrata la tecnologia della cardiometria ad impedenza elettrica dovrà avere le seguenti caratteristiche:

- Parti imbottite in materiale espanso rivestite in finta pelle per una maggiore comodità.
- Fasce laterali regolabili in larghezza mediante meccanismi ad asola o sistemi a trasmissione omocinetica caratterizzati da sistemi cinghia-pulegge.
- Articolazioni ascellari regolabili in altezza per una maggiore precisione nel posizionamento degli elettrodi inferiori.
- Cinturone vita, spallacci e cinghie di chiusura regolabili.

### 1.3.3.1 Configurazione dei cablaggi e disposizione degli elettrodi

Inizialmente è stata effettuata un'attenta analisi sulle possibili configurazioni, di elettrodi biomedici, utilizzate nel campo della cardiometria ad impedenza elettrica [16]. Successivamente si è giunti alla redazione del piano d'azione per la costruzione del corpetto, prendendo in considerazione la configurazione tetrapolare con disposizione degli elettrodi LS (lateral spot) come mostrato nella seguente Figura 30.

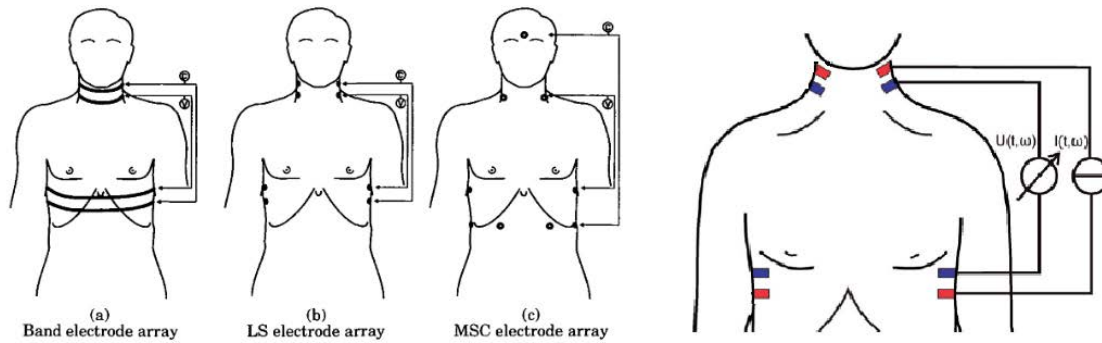


Figura 30: Configurazione elettrodi tetrapolare con disposizione LS (lateral spot) [16].

E' stata quindi svolta una ricerca sui materiali compatibili per quanto riguarda l'interfaccia cute/struttura e più in generale sui materiali utilizzati in campo biomedico e ortopedico. Tra i materiali selezionati per la costruzione del corpetto vi sono:

- Plexiglas in lastre e termoformato;
- Plastazote strato spesso e strato sottile;
- 8 cavi unipolari;
- 8 elettrodi per ECG intercambiabili;
- 8 bottoni elettrodo;
- 8 connettori unipolari;
- velcro.

Il Plexiglas (Polimetilmetilacrilato) in ortopedia è usato come "cemento" per fissare impianti, per rimodellare parti di osso perdute o "riparare" vertebre fratturate (vertebroplastica). E' commercializzato in forma di polvere da miscelare al momento dell'uso con metacrilato di metile (MMA) liquido per formare una pasta che indurisce gradualmente. Nel nostro caso verrà utilizzata una lastra in plexiglass (mostrata in Figura 31) come base per la costruzione della piastra centrale del corpetto strumentato.

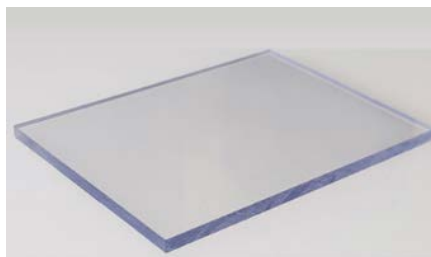


Figura 31: Lastra in Plexiglas utilizzata.

Il Plastazote (Figura 32) utilizzato in questo lavoro è un tipo di Polietilene espanso (processo di espansione con azoto puro ad alta pressione) reticolato a cellule chiuse. La termoformabilità, la certificazione di conformità, l'atossicità, la resistenza agli agenti esterni, nonché il vasto assortimento di colori, lo rendono un materiale idoneo per un'estesa varietà di applicazioni tra cui quelle ortopediche.



Figura 32: Plastazote utilizzato, spesso e sottile.

Altro materiale utile per la costruzione del corpetto, ed in particolare per vincolare in maniera ergonomica la struttura all'individuo, è il velcro. Quest'ultimo è prodotto in nylon ed è costituito da due parti differenti mostrate in Figura 33:

- una striscia di tessuto peloso, chiamata asola (loop) simile ad un velluto non tagliato o ad una spugna, con un fondo rigido da cui spuntano gli anelli del pelo.
- una striscia di tessuto con uncini, chiamata uncino (hook) dal fondo rigido spuntano dei piccoli uncini flessibili in materiale duro.



Figura 33: Esempio striscia di velcro utilizzata.

Le due strisce vengono cucite o incollate sui due lati da chiudere e quando vengono messe a contatto la parte con uncini si aggancia saldamente alla parte pelosa. Per riaprire bisogna applicare una certa forza per staccare le strisce l'una dall'altra. Le caratteristiche del velcro fanno sì che possa aprirsi facilmente ma, al tempo stesso, rimanere ben chiuso quando è necessario. Grazie alle sue caratteristiche di resistenza e di facile e rapida apertura/chiusura, il velcro è molto spesso utilizzato per confezionare chiusure a strappo. Le chiusure a strappo, tramite velcro, sono molto comuni nell'industria tessile ed in particolare nel caso sotto studio è molto utile per suddividere la parte elettrica, costituita da cavi ed elettrodi, dalla parte scheletrica costituente la struttura del corpetto strumentato. Il cavo che permette il collegamento degli elettrodi al dispositivo di acquisizione è dotato di un connettore ad 8 poli per il lato acquisizione e si dirama in 8 cavi unipolari mediante una giunzione non separabile (saldatura). Ciascun

cavo unipolare termina, sempre mediante saldatura, con un automatico per la connessione con l'elettrodo.

Nel prototipo di corpetto, gli automatici per gli elettrodi saranno alloggiati nella parte interna, con la faccia per l'inserimento dell'elettrodo disposta verso la cute del soggetto. Ciascun automatico è saldato ad un cavo unipolare, e ciascun cavo è accessibile dall'esterno. Per esigenze di montaggio è stata utilizzata una semplice morsettiera ad 8 poli, in maniera tale che ciascun sistema cavo-automatico sia smontabile/riposizionabile in maniera indipendente. In Figura 34 è mostrata la configurazione utilizzata nel laboratorio di fisiologia dello sport con sistema di acquisizione fisso.

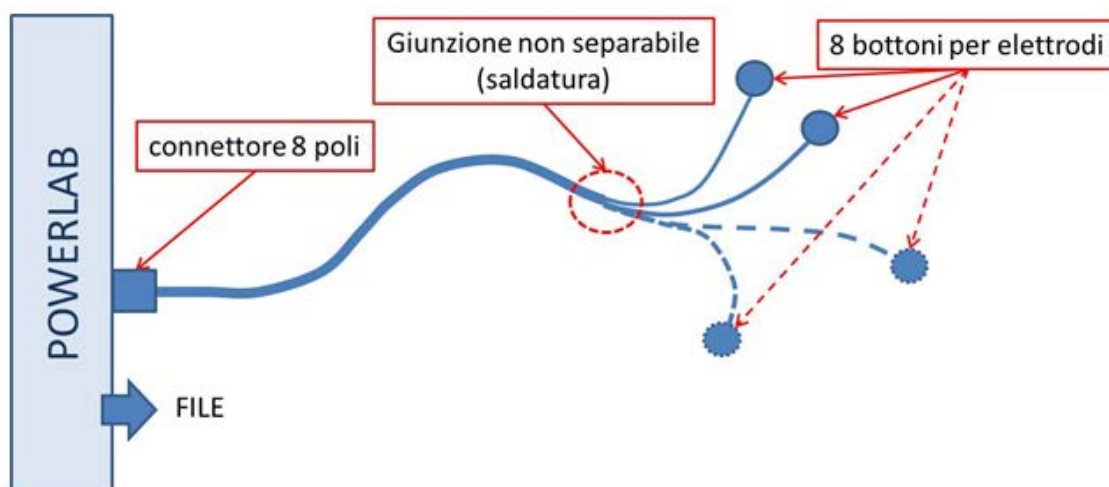


Figura 34: Configurazione connessione Powerlab/8SP con connettori ed elettrodi.

In Figura 35 è invece mostrata la configurazione utilizzata nel prototipo di corpetto ICG con sistema di acquisizione mobile.

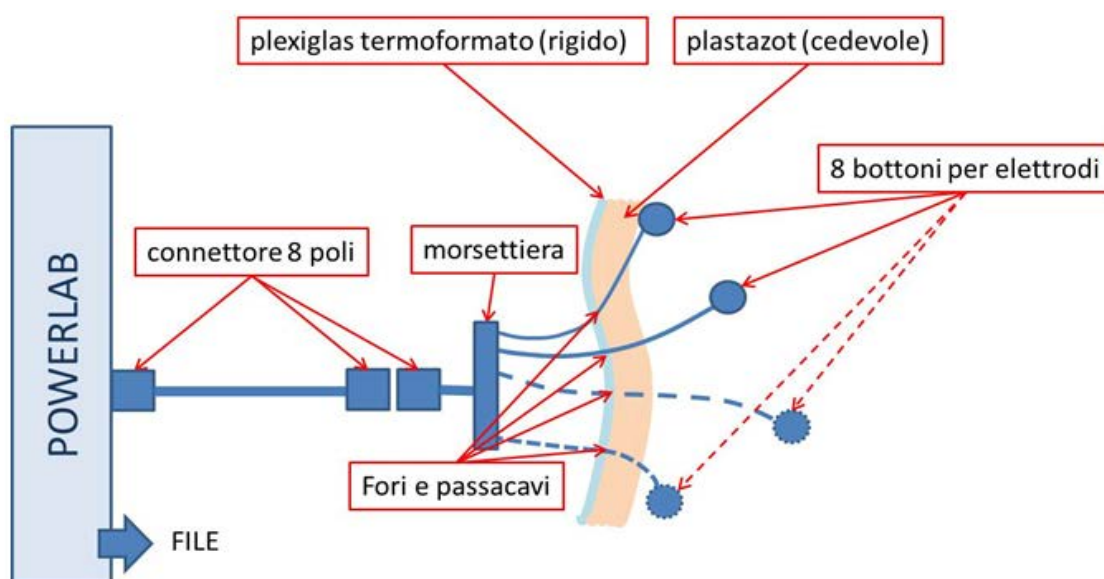


Figura 35: Configurazione connessione sistema di acquisizione mobile con connettori ed elettrodi per corpetto strumentato.



I bottoni automatici, che fungono da collegamento femmina degli elettrodi, hanno la superficie di collegamento disposta verso l'interno del corpetto. La superficie opposta è invece vincolata allo strato di materiale cedevole (plastazote fine) mediante incollaggio e fissaggio per mezzo di un pin rigido da inserirsi nello strato spesso di plastazote. In questo modo è facilitata sia la rimozione che il successivo riposizionamento.



Figura 36: Configurazione reale elettrodi-bottoni automatici-cavi unipolari-morsettiera

Inoltre è stato opportuno disporre di uno strato aggiuntivo di plastazote di piccolo spessore in corrispondenza del bottone in maniera tale da garantire un buon contatto dell'elettrodo con la cute caratterizzato da una forza di accoppiamento tale da garantire un segnale elettrico ottimale. Anche in questo caso, lo strato di plastazote sottile è stato fissato al bottone automatico mediante incollaggio (Figura 36).

In Figura 37b è possibile notare il fissaggio dei bottoni femmina (saldati ai cavi unipolari) allo strato di plastazote sottile mediante cucitura. Nel supporto, mostrato in Figura 37a sono presenti gli alloggi con materiale bioadesivo per facilitare la rimozione degli elettrodi.

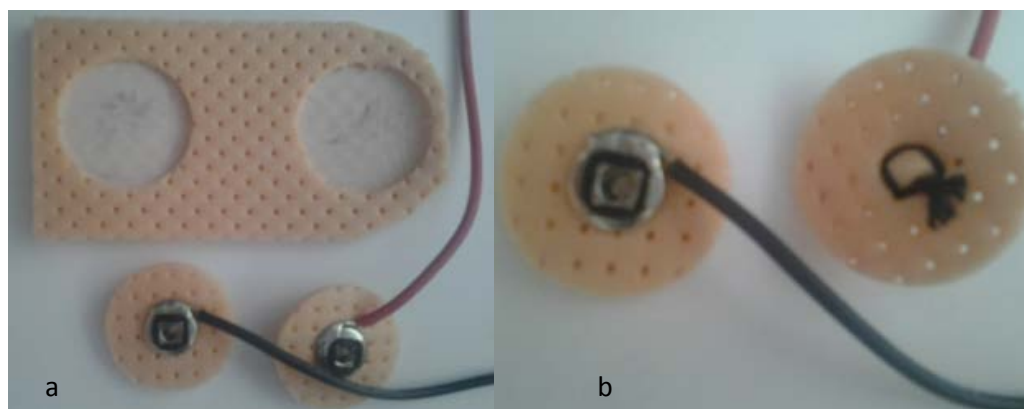


Figura 37 : Particolare bottoni femmina-cavi-Plastazote sottile.

### 1.3.3.2 Interfaccia elettrodo-pelle e tipologia di elettrodi utilizzata

La pelle è un tessuto che copre e protegge il corpo. E' costituito da tre strati principali: l'epidermide, il derma e l'ipoderma come mostrato in Figura 38.

L'epidermide è lo strato più esterno e protegge il corpo dall'attacco di agenti patogeni sia di tipo biotico che di tipo abiotico. Esso è il più importante strato per la caratterizzazione delle proprietà dell'interfaccia elettrodo-pelle. L'epidermide ha uno spessore di circa 100  $\mu\text{m}$ , ma è variabile su tutto il corpo. In media lo strato corneo è composto da circa 20 strati di cellule e ha uno spessore di circa 10-20  $\mu\text{m}$  che dipende però sia dal numero di strati di cellule, sia dal livello della loro idratazione.

Il derma è lo strato sottostante l'epidermide e ha uno spessore considerevolmente maggiore di circa 2 mm. E' formato da tessuto connettivo denso costituito da fibre di collagene, che conferiscono alla pelle notevole elasticità. Nel derma si trovano: vasi sanguigni, follicoli piliferi, ghiandole sebacee e sudoripare oltre a molte terminazioni nervose.

Al di sotto del derma si trova l'ipoderma, a diretto contatto con i tessuti adiposi e muscolari. E' costituito da tessuto connettivo ed è particolarmente ricco di cellule preposte alla biosintesi dei grassi.

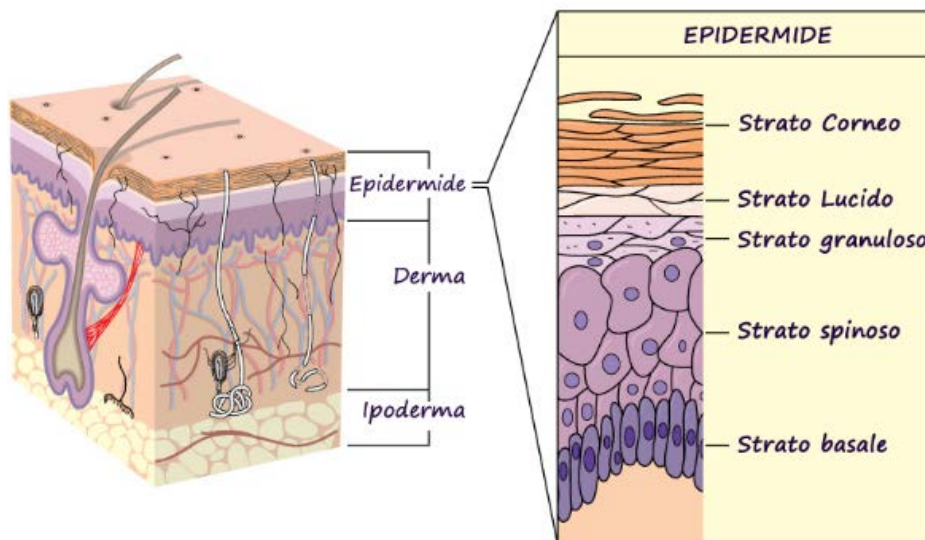


Figura 38: Schematizzazione strati pelle [Wikipedia].

L'impedenza della pelle è determinante nella registrazione del biopotenziale. Questo è dovuto al fatto che lo strato corneo è relativamente non conduttivo ed è quindi un grande ostacolo per il passaggio della corrente elettrica.

Misure di impedenza condotte su questo strato hanno evidenziato, per pelli non trattate, valori di impedenza per 1  $\text{cm}^2$  variabili tra 10 e 1000  $\text{k}\Omega$  a frequenze tra 1 e 10 Hz. Questi valori si riducono al crescere della frequenza arrivando ad 1  $\text{k}\Omega$  a 10 kHz e a

100k $\Omega$  ad 1 MHz. L'impedenza della pelle varia anche molto in funzione dello stato della pelle stessa. Il circuito equivalente elettrodo/elettrolita/pelle è schematizzato in Figura 39.

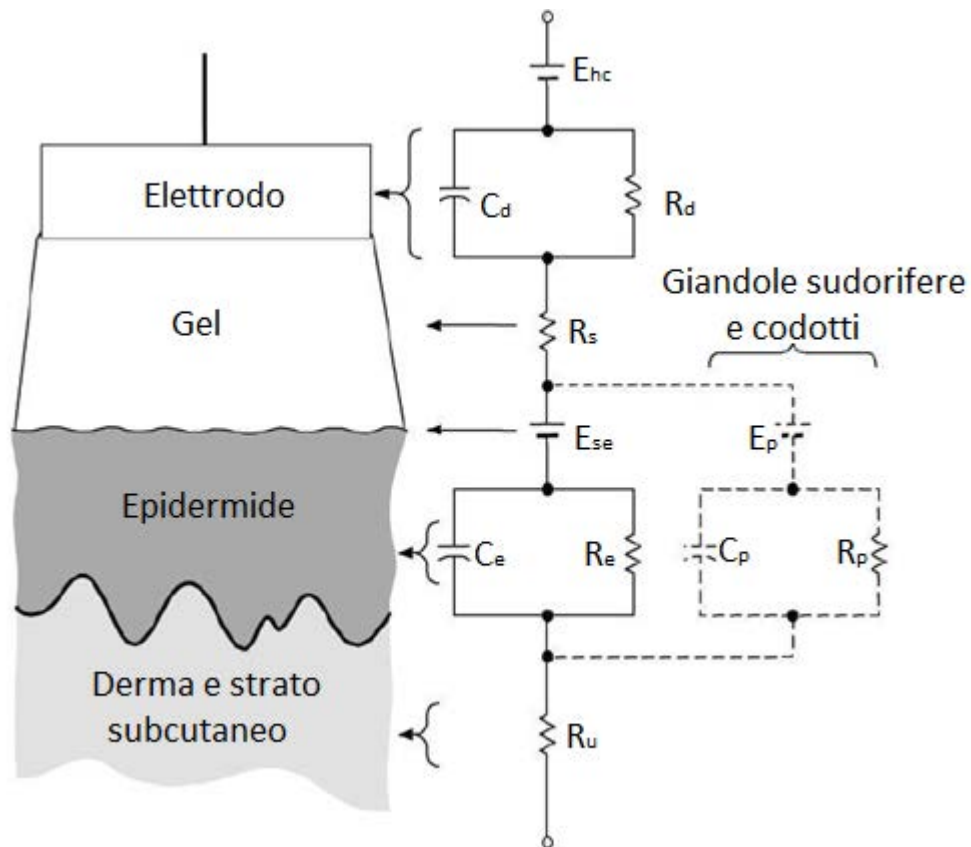


Figura 39: Schematizzazione elettrica interfaccia elettrodo/pelle [17].

Dove:

- $E_{hc}$  è il potenziale di mezza cella;
- $R_d$  e  $C_d$  sono resistenza e capacità associate all'interfaccia;
- $R_s$  è la resistenza dell'elettrolita (gel);
- $E_{se}$  è il potenziale all'interfaccia elettrolita/epidermide;
- $E_p$  è il potenziale all'interfaccia elettrolita/ghiandole sudorifere e condotti.
- $R_e$  e  $C_e$  sono resistenza e capacità associate all'epidermide
- $R_p$  e  $C_p$  sono resistenza e capacità associate alle ghiandole sudorifere e condotti;
- $R_u$  è la resistenza associata al derma e strato subcutaneo.

La parte di circuito tratteggiato mostrato in Figura 39 varia in funzione della sudorazione del soggetto. In caso di sudorazione compare mentre nel caso di pelle secca no. Inoltre negli elettrodi polarizzabili  $R_d$  tende ad infinito mentre  $C_d$  assume un valore finito. In quelli non polarizzabili  $C_d$  tende a zero mentre  $R_d$  assume un valore finito.

In generale gli elettrodi biomedici possono essere suddivisi in due tipologie: polarizzabili e non polarizzabili. In quelli polarizzabili nessuna carica attraversa

l'interfaccia elettrodo/elettrolita quando è applicata una corrente continua. In quelli non polarizzabili la corrente attraversa l'interfaccia elettrodo elettrolita senza nessun sovra-potenziale.

Non esistono elettrodi completamente non polarizzabili o polarizzabili. Elettrodi assimilabili a quelli polarizzabili sono gli elettrodi realizzati con metalli nobili inerti che non si ossidano. Mentre gli elettrodi assimilabili a quelli non polarizzabili sono quelli di argento-cloruro di argento, utilizzati proprio per la sensorizzazione del prototipo sotto studio. Questi ultimi hanno i seguenti vantaggi:

- Facilmente fabbricabili;
- Basso rumore (5-10 $\mu$ V) (il solo Ag ne avrebbe  $\sim$  100 $\mu$ V );
- Bassi artefatti da movimento;
- Poco costosi;
- Stabile: mantiene costante il potenziale di  $\frac{1}{2}$  cella (AgCl poco solubile in acqua).

Gli elettrodi utilizzati per la sensorizzazione del corpetto strumentato sono superficiali monouso di tipologia ECG (mostrati in Figura 40).

Sono costituiti da uno strato relativamente ampio di resina espansa, con un disco rivestito di argento su un lato, collegato ad un terminale, anch'esso rivestito di argento sul centro del lato opposto. Il disco funge da elettrodo e può essere rivestito di AgCl (Cloruro di Argento). Uno strato di gel elettrolitico ricopre l'elettrodo. Il disco plastico dal lato dell'elettrodo è rivestito di materiale adesivo compatibile con la pelle.

La superficie esterna è in TNT ed esternamente è protetto da un foglio a strappo e sigillato in confezioni che non permettono l'evaporazione della componente liquida del gel. Hanno nel complesso uno spessore ridotto per cui si adattano facilmente alla superficie corporea del paziente. Sono utilizzati spesso per misure prolungate nel tempo, su pazienti ricoverati in terapia intensiva e per registrazioni in deambulazione (caso sotto studio). Sono poco costosi, facili e veloci da utilizzare e riducono il rischio di infezioni.



Figura 40: Elettrodi monouso per ECG utilizzati.

### 1.3.3.3 Concept Zero e test preliminari

I vincoli di progetto precedentemente trattati, tra cui: circonferenza toracica, circonferenza del collo e articolazioni della struttura meccanica regolabili, hanno permesso di ideare lo schema di principio del sistema meccanico da implementare (mostrato in Figura 41) e i vincoli ergonomici per la scelta dei materiali da utilizzare.

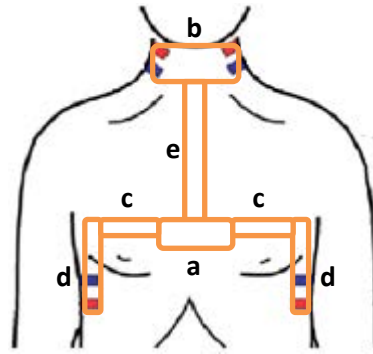


Figura 41: Schema di principio struttura meccanica corpetto.

Il sistema meccanico è caratterizzato da articolazioni ascellari (Figura 41d) regolabili in altezza ( $\pm 3$  cm rispetto alla posizione centrale) per una maggiore precisione nel posizionamento degli elettrodi inferiori.

Le fasce laterali (Figura 41c) sono anch'esse regolabili, in larghezza, mediante meccanismi ad asola o sistemi meccanici a trasmissione omocinetica con corsa massima di 15 cm, per una migliore vestibilità a seconda delle differenti dimensioni toraciche.

In un primo approccio è stata utilizzata una piastra centrale (Figura 41a) con sistema ad asola a cui saranno vincolate le fasce laterali. Successivamente per migliorare la vestibilità del corpetto, a differenti dimensioni toraciche, è stato implementato un sistema di trasmissione omocinetica costituito da una cinghia, due pulegge, 4 slitte e due guide lineari. Nel secondo approccio è presente anche una cinghia elastica, vincolata ai due ascellari, che garantirà un adeguato ritorno elastico e aderenza delle articolazioni ascellari (elettrodi inferiori compresi) alla cute.

Il supporto per gli elettrodi superiori (Figura 41b) deve garantire anch'esso una buona aderenza all'interfaccia elettrodo-cute ed è collegato alla piastra centrale mediante cinghia flessibile (Figura 41e). In un primo approccio è stata utilizzata una cinghia elastica e successivamente un supporto più solidale al collo composto dalla parte frontale di un collare ortopedico.

Le parti imbottite interne sono in materiale espanso e rivestite in finta pelle per una maggiore comodità. Sono presenti inoltre, sul corpetto, alloggi e postazioni costruite ad hoc per l'inserimento di strumenti di misura. Gli alloggi presenti nella sistema meccanico servono per il posizionamento di:

- Una morsettiere per cavi unipolari vincolata frontalmente alla piastra centrale.
- Uno stetoscopio elettronico, posizionato nella parte posteriore della piastra centrale.

Per garantire un buon serraggio del corpetto sono presenti inoltre un cinturone vita, due spallacci, cinghie flessibili con chiusura regolabili e sistemi di sgancio rapido.

Per il progetto del sistema meccanico, a supporto del sistema di acquisizione e trasmissione dati in coerenza con l'IoT, sono state prese come riferimento alcune parti costituenti un corpetto ortopedico mostrato in Figura 42. In particolare, per l'approccio iniziale, sono stati considerati gli ascellari (parte laterale del corpetto) e le fasce laterali di collegamento.



Figura 42: Corpetto ortopedico di riferimento per l'approccio iniziale allo studio.

Partendo quindi da questa struttura e dallo schema di principio scelto assieme alla disposizione degli elettrodi, si è passati alla fase di progettazione CAD tramite l'utilizzo del software SolidWorks. All'interno del design relativo al "Concept Zero" sono espone le linee guida che hanno accompagnato la fase esecutiva.

Le modifiche in corso d'opera testimoniano i punti che vengono seguiti per arrivare alla configurazione finale del prototipo costruito. Il dispositivo in esame è costituito da differenti parti assemblate tra loro. componenti elettrici sono stati progettati in modo tale da essere facilmente smontabili dallo scheletro del corpetto. Di seguito sono indicati i componenti del Concept "Zero" mostrato in Figura 43.

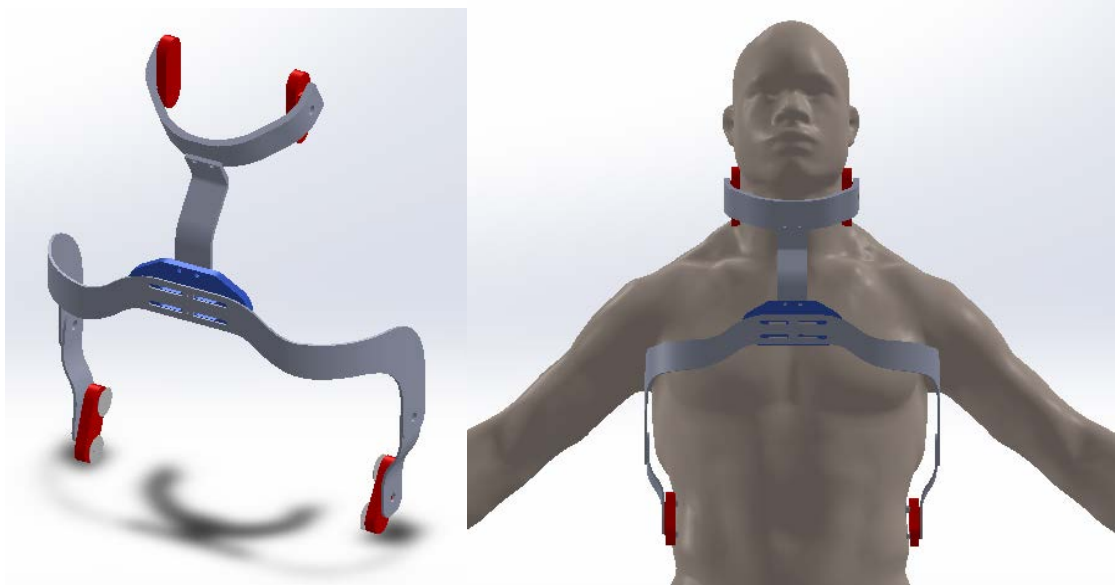


Figura 43: Modello 3D del "Concept Zero".

Il "Concept Zero" rappresenta il primo approccio al dimensionamento 3D del corpetto ed è costituito da differenti componenti assemblati tra loro. I componenti più significativi sono:

- 1 piastra centrale;
- 1 cinghia elastica;
- 1 supporto cinghia elastica
- 2 ascellari o fianchi (destro e sinistro);
- 2 supporti mattonelle porta elettrodi inferiori (destro e sinistro);
- 4 mattonelle per supporto elettrodi.

La piastra centrale (Figura 44), situata all'altezza dello sterno ha il compito di vincolare tutti i componenti tra di loro. La piastra è in plexiglass dello spessore di 3 mm e dimensioni 220X120 mm. Nella parte interna della piastra verrà inoltre inserito uno stetoscopio.

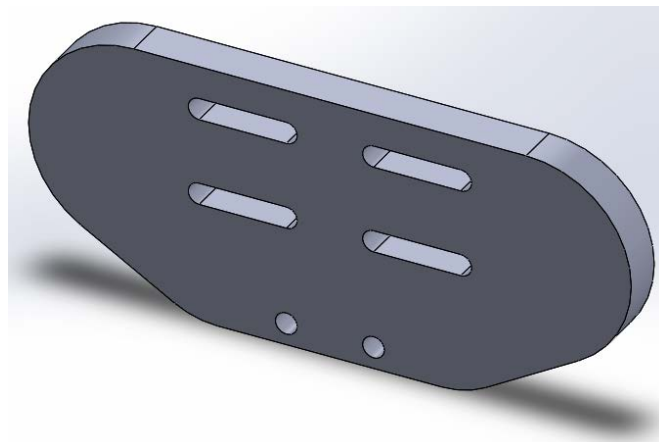


Figura 44: Rappresentazione 3D prima versione piastra centrale con sistema ad asola.

Inizialmente si è supposto l'utilizzo di un "collare" semplice costituito da una cinghia elastica collegato alla piastra centrale tramite un supporto flessibile (mostrato in Figura 45).

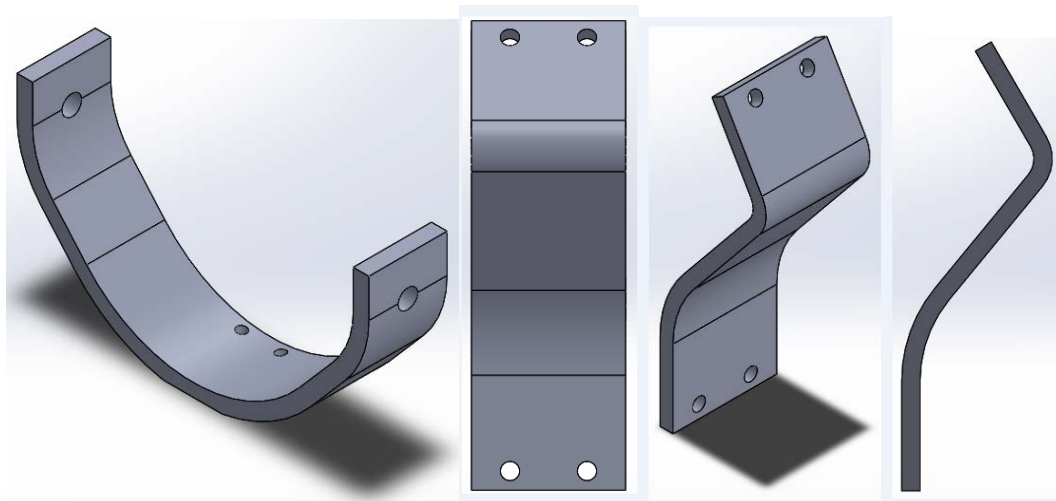


Figura 45: Rappresentazione 3D di Cinghia elastica (a sinistra) e supporto flessibile cinghia (a destra).

I fianchi (sinistro e destro) sono costituiti da due fasce avvolgenti in alluminio (Figura 46) dello spessore di 2 mm di dimensioni 200X30 mm e da 2 supporti in alluminio (Figura 47) per le mattonelle di prova con integrati gli elettrodi biomedicali.

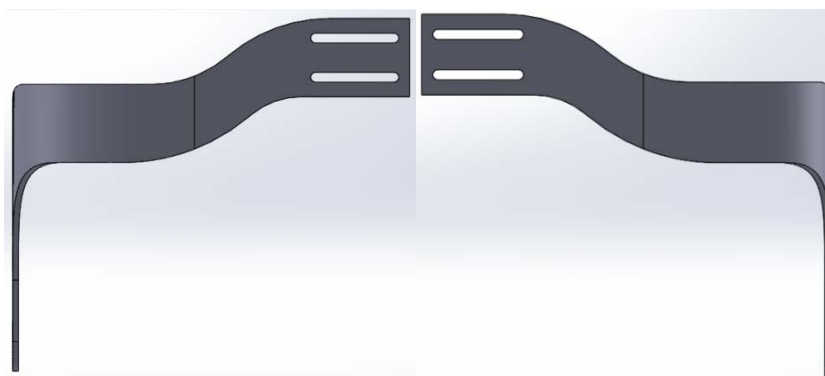


Figura 46: Rappresentazione 3D fascia laterale sinistra e destra.

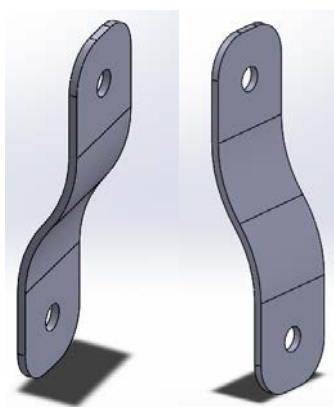


Figura 47: Rappresentazione 3D supporto mattonella elettrodi inferiori.



La mattonella (definita anche tegolo di prova o porzione di corpetto) è costituita da 2 elettrodi con bottoni femmina posti a distanza opportuna tra loro e fissati su uno strato di plastazote sottile vincolato ad uno strato di plastazote più spesso mediante colla (Figure 48 e 49).

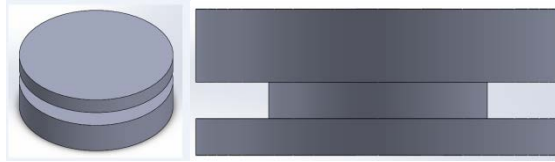


Figura 48: Rappresentazione 3D elettrodo con bottone femmina.

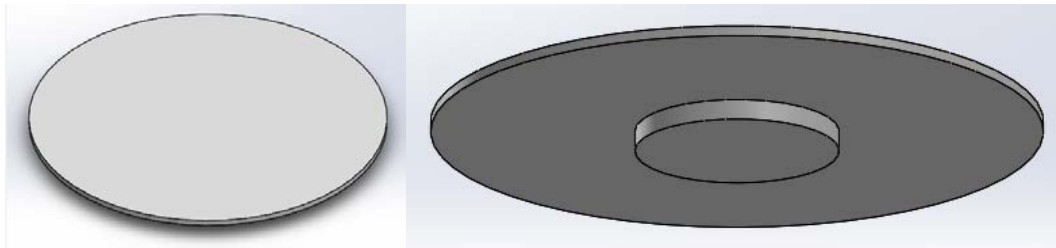


Figura 49: Rappresentazione 3D elettrodo ECG.

In Figura 50 è mostrata la mattonella di prova 3D con gli elettrodi integrati. Nel tegolo di prova (definito anche come porzione di corpetto) gli elettrodi sono disposti ad una distanza tra loro di circa 4 cm.

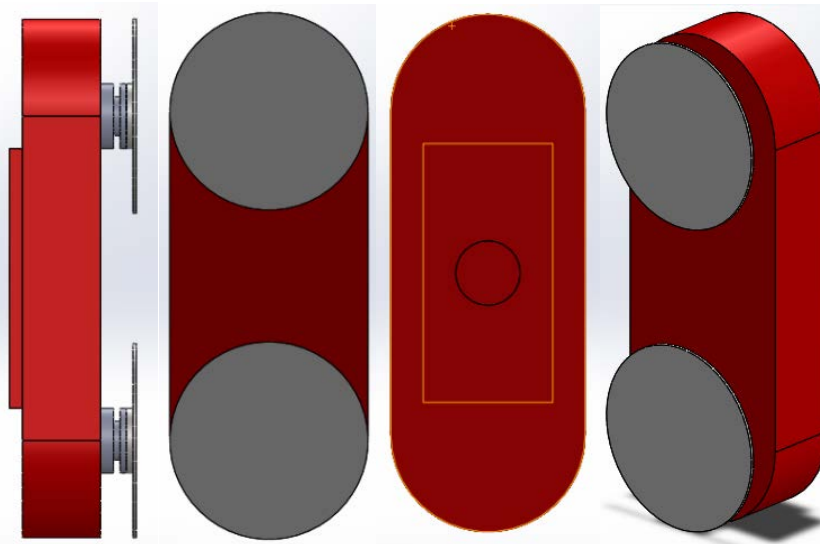


Figura 50: Rappresentazione 3D mattonella di prova con elettrodi integrati.

In concomitanza al “Concept Zero” sono stati effettuati test preliminari con setup a complessità crescente per ogni fase di lavoro. Questo tipo di approccio ha permesso sin da subito di ottenere risultati positivi. Si sono potuti evidenziare quindi eventuali problemi che durante la fase di progettazione CAD non potevano essere notati.

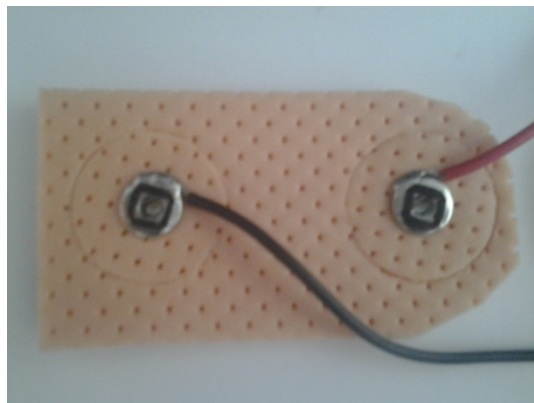
Inizialmente sono state effettuate delle prove di acquisizione con solo gli elettrodi superiori ed inferiori. In questa fase non sono stati evidenziati problemi particolari (Figura 51).



**Figura 51: Test preliminare con soli elettrodi superiori.**

Successivamente sono state testate le “mattonelle” (definite anche tegoli di prova o porzioni di corpetto) costituite da:

- 2 elettrodi per ECG;
- plastazote spesso;
- plastazote sottile;
- bottoni femmina disposti ad una certa distanza, vincolati sul plastazote fine e saldati sui cavi unipolari (Figura 52).



**Figura 52: Mattonelle di prova su Plastazote sottile e bottoni femmina vincolati tramite biadesivo**

Durante questa fase sono state notate le seguenti criticità:

- necessità di una certa pressione per tenere gli elettrodi a contatto con la pelle;
- potenziale diminuzione della qualità del segnale. una volta che il gel conduttivo si consuma o viene a mancare.

Per quanto riguarda gli elettrodi inferiori non si sono riscontrate particolari criticità. Vi è un ampio margine di spostamento rispetto alla posizione di riferimento (fine sterno)

pari a circa +/- 3 cm. E' comunque necessario un sistema di adattamento degli elettrodi inferiori in base alla dimensioni toraciche del singolo individuo.

Il soggetto che ha subito la prova è alto 1,73 m. La distanza tra punto di repere previsto per la “giacca strumentata” e centro mattonella (con elettrodi) in posizione nominale è pari a 20 cm. Una variazione di +/- 3cm corrisponde ad un 15% rispetto alla posizione nominale di 20cm.

La variazione di statura va da +/- 15% di 1,73 m e precisamente da 198,95cm a 147,05cm che rappresenta l'intervallo di stature considerato. Nella Figura 53 alcune immagini del test effettuato con i tegoli di prova per ottimizzare il posizionamento degli elettrodi, superiori ed inferiori, nel corpetto.

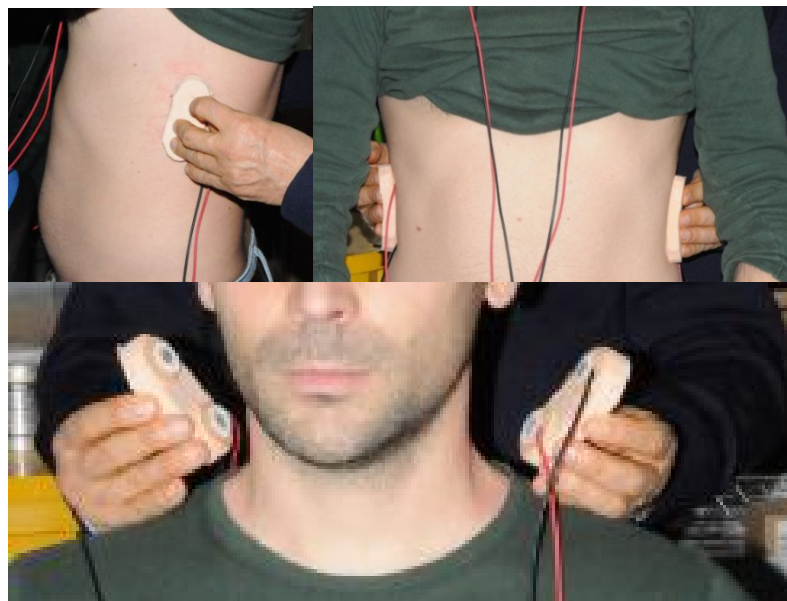


Figura 53: Test preliminare con tegoli di prova superiori ed inferiori.

Il passo successivo è stato quello di utilizzare come supporto per gli elettrodi superiori inizialmente una cinghia elastica e infine la parte frontale di un collare ortopedico modello Philadelphia C65 (Figura 54).

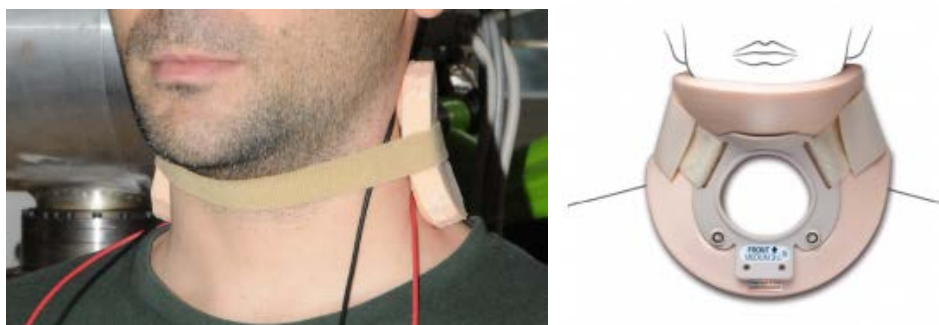


Figura 54: Cinghia elastica a destra e collare ortopedico modello Philadelphia a sinistra.

Sia la cinghia che il collare sono risultati buoni supporti per gli elettrodi. Maggiore importanza è stata data al collare in quanto struttura più stabile rispetto alla cinghia e di facile utilizzo (montaggio/smontaggio). L'estrema leggerezza e la facilità di applicazione consente inoltre al collare di essere confortevole e di garantire un'immobilizzazione ottimale in ogni situazione in coerenza con l'obiettivo principale di utilizzo del dispositivo (aree turistiche o remote), anche in pazienti con sospetta lesione in area vertebro-cervicale.



Figura 55: Parte frontale collare modello Philadelphia (modello 3D e supporto reale) con integrati elettrodi superiori e cavi.

Per quanto riguarda il collare, i bottoni femmina degli elettrodi, vincolati al supporto di plastazote sottile, sono stati fissati al supporto interno tramite bioadesivo (come si può notare in Figura 55).

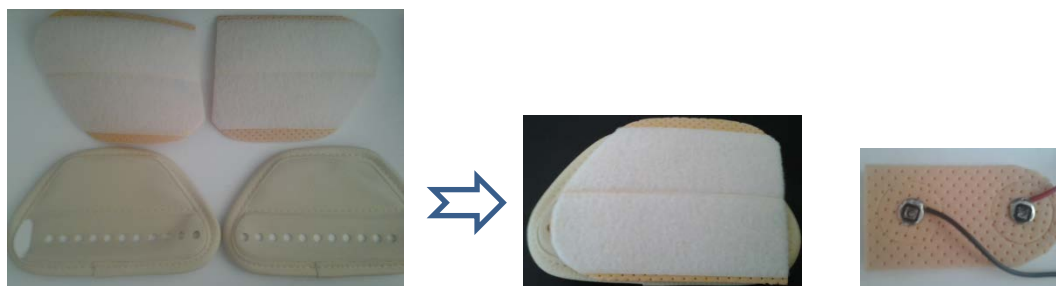


Figura 56: Supporto per elettrodi inferiori e strato di plastazote sottile con velcro su cui alloggiare gli elettrodi.

Gli elettrodi inferiori risultano vincolati ai supporti inferiori mediante nastro bioadesivo come mostrato in Figura 56.

Nella struttura meccanica, oltre agli elettrodi biomedici, sono presenti anche i seguenti strumenti di indagine medica:

- uno stetoscopio elettronico;
- un pulsiossimetro palmare.

Lo stetoscopio si basa sulla tecnica diagnostica dell'auscultazione, che permette di rilevare un ampio numero di patologie mediante l'uso di un singolo strumento. Nel caso

in esame è stata prevista l'integrazione di uno stetoscopio elettronico biauricolare (Figura 57b) a tenuta d'aria, dotato di un singolo tubo flessibile in gomma (lungo circa 30 cm e di diametro interno pari a 0,3 cm) collegato a un sistema di acquisizione e trasmissione dati. In particolare il posizionamento ottimale sul corpetto è preceduto da una analisi sulle zone topografiche del torace come mostrato in Figura 57c e dalla particolare forma dello strumento mostrato in versione 3D in Figura 57a.

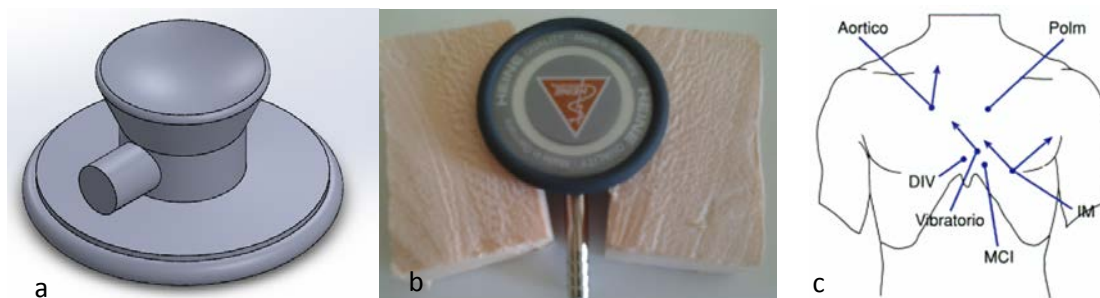


Figura 57: Stetoscopio elettronico utilizzato e Aree di ascultazione cardiaca (Crea, F., *Malattie del cuore di Braunwald. Trattato di medicina cardiovascolare*, Ed. Elsevier, 2007).

Altro strumento integrato nel corpetto strumentato è un pulsiossimetro portatile (Figura 58). Il pulsiossimetro (definito anche pulsossimetro, ossimetro o saturimetro) è un'apparecchiatura medica, basata sulla tecnologia sviluppata dal Dr. Takuo Aoyagi nel 1974 per l'azienda giapponese Nihon Kohden. In maniera non invasiva, permette di misurare la percentuale di emoglobina legata all'ossigeno del sangue.



Figura 58: Sistema di acquisizione SpiroThor impostato come pulsiossimetro portatile

La sonda è costituita da una "pinza" che viene applicata, in genere, all'ultima falange di un dito del paziente, o, in alcuni casi, al lobo dell'orecchio. La sonda è collegata con l'unità di calcolo che visualizza la misurazione tramite un monitor come mostrato in Figura 58. La sonda è composta da due diodi che generano fasci di luce nel campo del rosso e dell'infrarosso, a cui si aggiunge una fotocellula che riceve la luce dopo che i fasci hanno attraversato la cute e la circolazione del paziente. L'emoglobina legata assorbe la luce in determinate e caratteristiche lunghezze d'onda. Conoscendo la quantità di luce iniziale e quella finale, l'apparecchiatura è in grado di calcolare la

saturazione in ossigeno dell'emoglobina nel paziente (indicata con l'abbreviazione SpO2).

Altro test effettuato è quello spirometrico per comprendere se inserire o meno nel prototipo di corpetto un sistema di rilevazione della dilatazione toracica (pensato per valutare l'espansione toracica durante la fase inspiratoria dei soggetti in crisi cardiaca, come mostrato in Figura 59).



Figura 59: Indagine spirometrica effettuata.

I valori misurati tramite le prove spirometriche sono risultati ridondanti rispetto ai sensori previsti. Si è quindi deciso di non utilizzare il sensore a fascia toracica mostrato in Figura 60.



Figura 60: Cardiofrequenzimetro a fascia toracica.

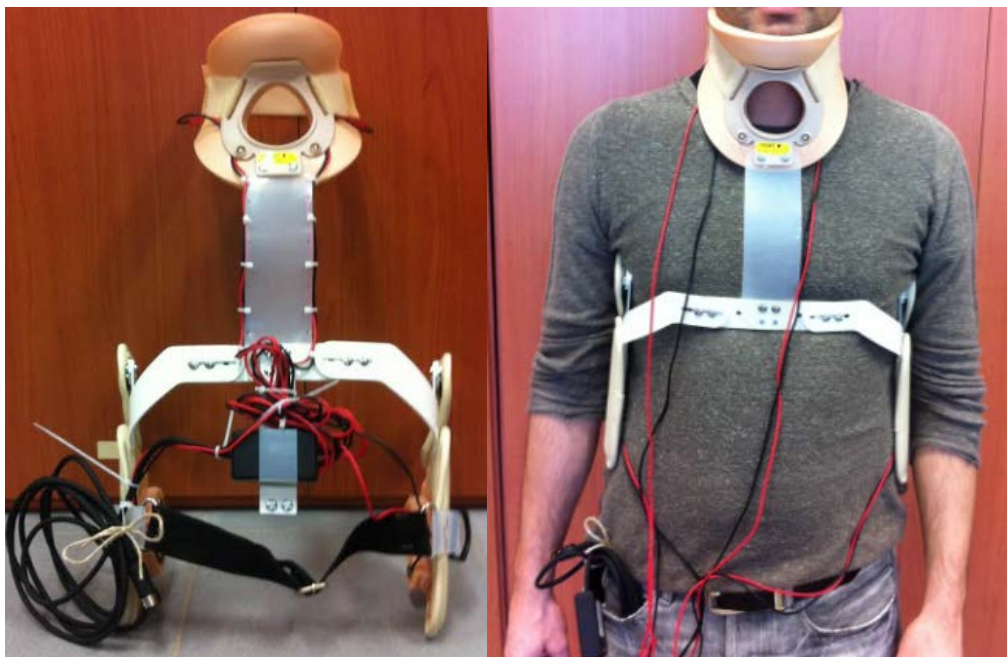


Figura 61: Dal Concept Zero al modello iniziale realizzato con piastra centrale ad asola.

Dopo le varie sperimentazioni effettuate si è giunti alla costruzione del modello strutturale definito inizialmente nel modello CAD 3D “Concept Zero” (Figura 61). Lo svantaggio maggiore di questo primo modello è dato dalla difficoltà di adattamento a differenti dimensioni toraciche degli elettrodi inferiori.

#### 1.3.3.4 Sistema di accostamento elettrodi inferiori

Considerando che il dispositivo strumentato ha come obiettivo l’utilizzo su differenti pazienti in crisi cardiorespiratoria, nasce la necessità di dotare lo strumento di un sistema di adattamento degli elettrodi inferiori a diverse dimensioni toraciche. Sono state quindi selezionate delle guide lineari con le loro rispettive slitte e riportate su CAD 3D.

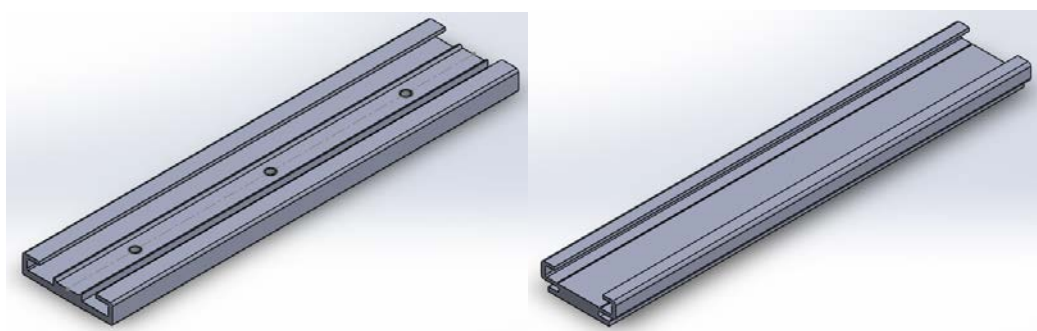


Figura 62 : Guide lineari 0240 (a sinistra) e 0227 (a destra).

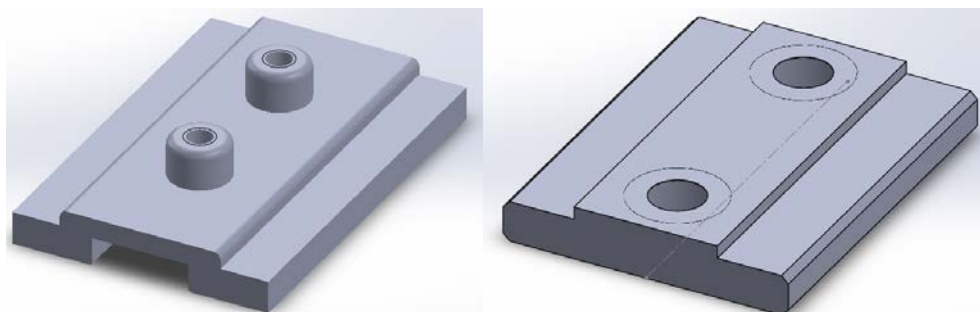


Figura 63: Slitte 0240 (a sinistra) e 0227 (a destra).

Le guide lineari miniaturizzate sono dei sistemi di scorrimento lineari esenti da manutenzione e lubrificazione, leggeri, silenziosi e calcolabili (Figure 62 e 63). Inoltre assicurano spessori ridotti per diverse larghezze. Il pattino funziona senza lubrificazione scorrendo sui profili di alluminio anodizzato. In generale i materiali utilizzati e la struttura assicurano un sistema di scorrimento flessibile e semplice adatto al sistema in esame (Figura 64).



Figura 64: Esempio di guide lineari miniaturizzate.

E' stata quindi progettata e costruita una piastra centrale ad hoc, con lastra in plexiglas come base, sulla quale sono state vincolate le due guide lineari. Le guide, come mostrato in Figura 65a, sono poste in parallelo tra loro. E' possibile notare in Figura 65b i supporti, (anch'essi in plexiglass) per le due pulegge, vincolati sulla piastra centrale.

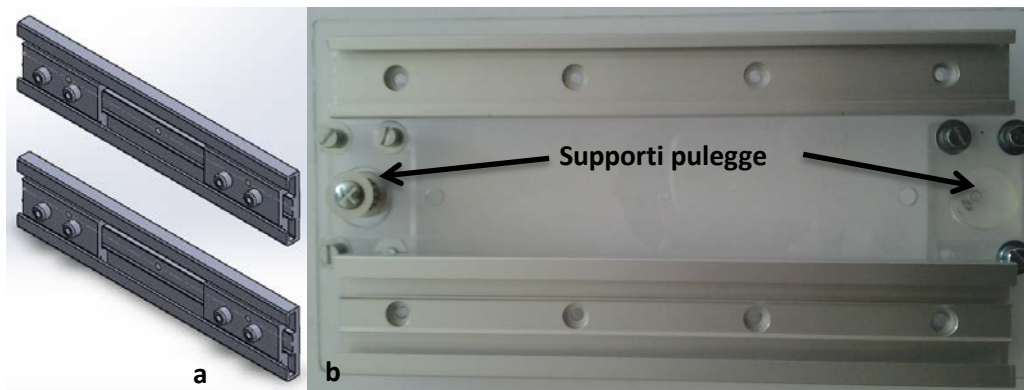


Figura 65: Guide lineari 3D a sinistra e montaggio reale a destra.

Il sistema per l'adattamento delle fasce laterali è installato dietro la piastra centrale ed è mostrato in Figura 66a.

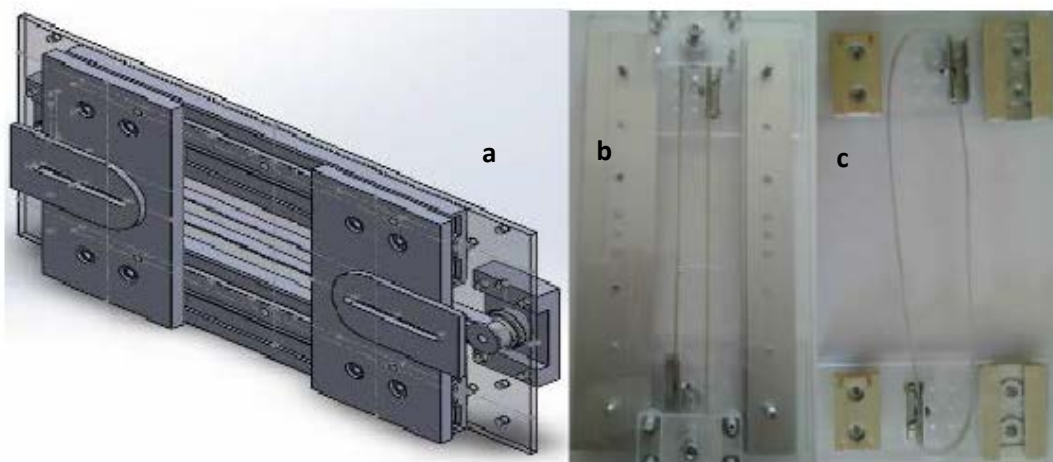


Figura 66: Piastra centrale con guide, slitte e trasmissione omocinetica



La trasmissione omocinetica utilizza una cinghia dentata trapezoidale di precisione che consente la simmetria del movimento delle due semi parti del pettorale, che si muovono di moto traslatorio, consentendo l'adattabilità del dispositivo a differenti corporature. In Figura 66a è mostrato lo schema 3D costituito da piastra centrale, slitte, cinghia, pulegge, guide e relativi supporti. In Figura 66b e 66c sono mostrate alcune fasi del montaggio. Da notare che anche i supporti slitte, oltre a quelli delle pulegge, sono in plexiglass.

La cinghia, come mostrato in Figura 66b si impegna su due pulegge ad asse fisso. I due rami liberi della cinghia sono solidali ciascuno ad una delle due semi-parti simmetriche del pettorale a cui son fissati gli ascellari con gli elettrodi inferiori (Figura 67).

In questo modo al moto di una delle due semi parti corrisponde il moto opposto dell'altra realizzato grazie a slitte a basso attrito sulle guide miniaturizzate (mostrate in Figura 66). Particolare cura è stata posta nella realizzazione del collegamento tra rami della cinghia e parti del pettorale.

In ognuna delle guide scorrono due slitte, vincolate a loro volta alle due fasce laterali. In particolare, come mostrato in Figura 67, le slitte di destra (superiore ed inferiore) sono vincolate all'ascellare destro mentre quelle di sinistra (superiore ed inferiore) sono vincolate all'ascellare sinistro.

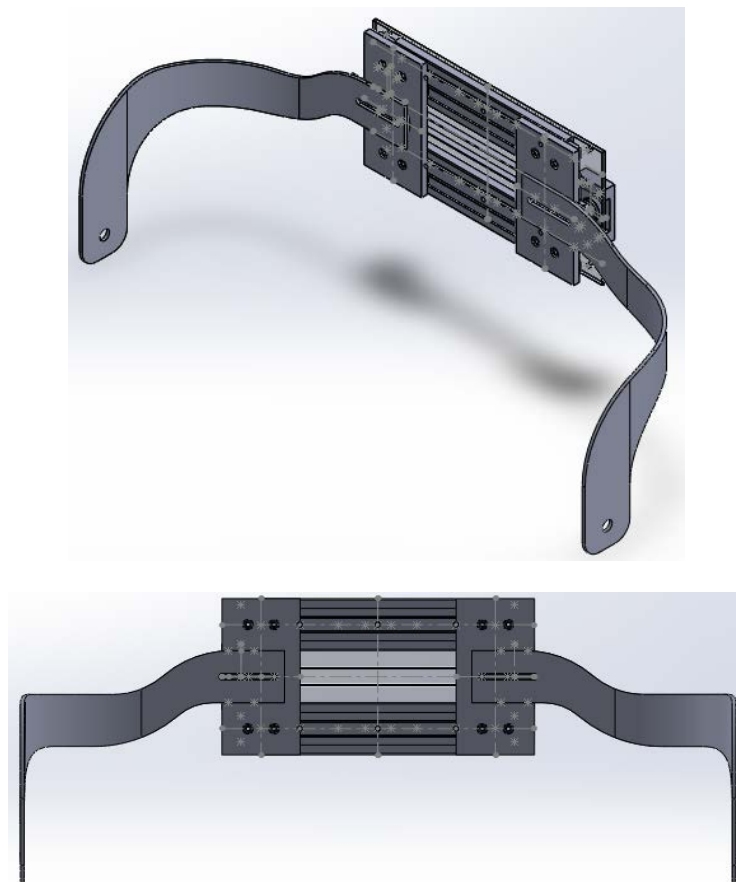


Figura 67: Rappresentazione 3D piastra centrale completa con fasce laterali.

La trasmissione di potenza è stata effettuata tramite l'utilizzo di una cinghia dentata trapezoidale. Si tratta di una trasmissione realizzata con cinghia ad anello continuo, senza giunzioni e a sezione trapezia, costituita da un'anima di cotone gommato, resistente a trazione, rivestita di gomma vulcanizzata che conferisce alla cinghia la necessaria elasticità. Questo tipo di trasmissione tende a sostituire quello con cinghie piatte per la possibilità di elevati rapporti di trasmissione, per la riduzione della pressione sugli alberi, per la silenziosità e dolcezza nella trasmissione del moto, per la possibilità di adottare anche interassi minimi.

Nonostante i pregi il montaggio di questa cinghia è stato complesso poiché, dovendo entrare nelle gole (della puleggia), ha richiesto l'allontanamento e il successivo riavvicinamento di uno degli alberi su cui sono calettate le pulegge. In commercio è possibile trovare anche pulegge con fiancate apribili di più facile montaggio.

La forma della sezione della cinghia richiede l'impiego di pulegge con gole cuneiformi con conseguente aumento del coefficiente d'attrito. Queste pulegge sono solitamente in ghisa, in lamiera d'acciaio o comunque in lega leggera e portano un numero di gole variabili. Le gole hanno forma di scanalature trapezoidali con angolo di apertura uguale a quello delle sezioni delle cinghie.

Nella Figura 68 è mostrato uno stralcio della UNI5265 per il dimensionamento delle cinghie trapezoidali.

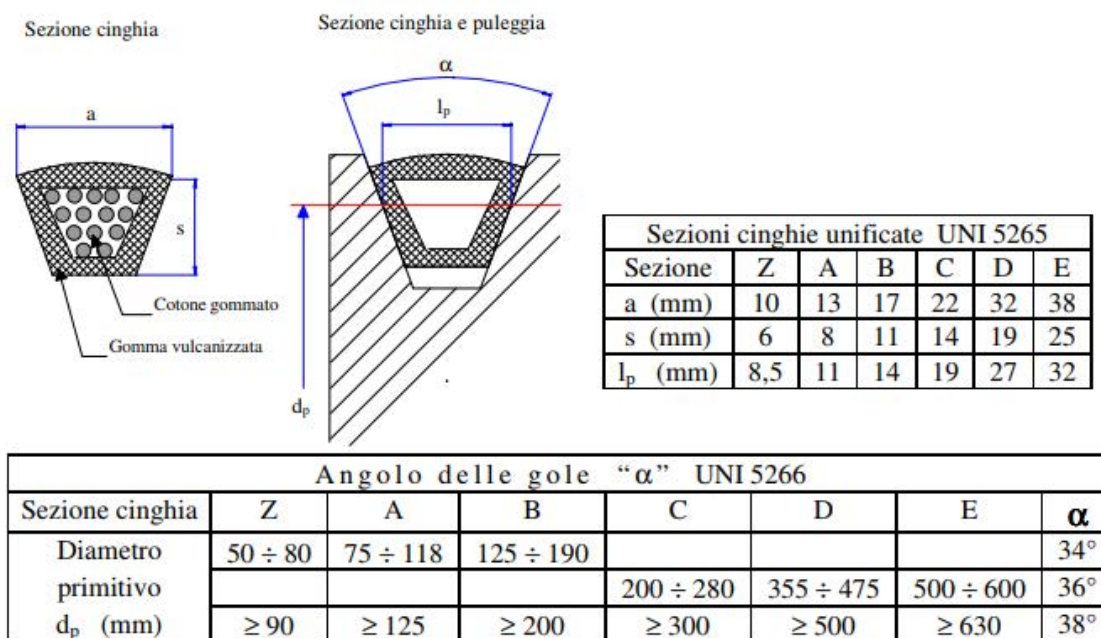


Figura 68: Sezioni cinghie trapezoidali [UNI 5266].

La conicità della gola modifica il coefficiente d'attrito, infatti, poiché le cinghie trapezoidali lavorano sui fianchi si ha un coefficiente di attrito fittizio definito come segue:

$$f^l = \frac{f}{\sin\frac{\alpha}{2} + f \cos\frac{\alpha}{2}} \quad (14)$$

Dove  $f^l$  è il coefficiente d'attrito fittizio,  $f$  il coefficiente d'attrito ed  $\alpha$  l'angolo delle gole. Questa maggiorazione fa sì che si possano ridurre gli archi di avvolgimento sulle pulegge (il che significa alti rapporti di trasmissione) oppure ridurre la tensione di montaggio della cinghia. Per il calcolo di questa cinghia è stato necessario fare ricorso alle tabelle unificate (UNI 5266, 5789, 5790) da cui si è trovata la sezione più adatta della cinghia in funzione della potenza da trasmettere, della velocità periferica e dell'angolo di avvolgimento.

Al fine di poter trasmettere il carico sui rami della cinghia, nella particolare configurazione scelta, il collegamento è stato eseguito con particolare attenzione per evitare che la cinghia si potesse danneggiare o indebolire nei punti di collegamento delle slitte, realizzando dei sistemi di ammorsamento nel rispetto della geometria del profilo dei denti della cinghia.



Figura 69: Sistemi di ammorsamento realizzati

Inoltre è stato installato un elemento elastico a forma di cinghia piatta tra le due fasce laterali inferiori (come mostrato in Figura 70) che garantisce un ritorno elastico degli ascellari con una buona aderenza degli elettrodi. In questo modo si è ottenuta una buona pressione tra elettrodi e cute col corpetto indossato ed un ritorno alla posizione iniziale una volta tolto.



Figura 70: Cinghia elastica inserita tra le slitte.

Per quanto riguarda la struttura che permette l'accostamento degli elettrodi superiori al collo del paziente, come visto nel precedente capitolo è stata utilizzata la parte frontale di un collare ortopedico. Questo dispositivo risulta anatomicamente adatto ad assicurare il posizionamento corretto e l'opportuna pressione relativa tra elettrodi e cute.

### 1.3.3.5 Prove di tenuta elettrodi e prototipo finale

Una volta scelta la configurazione finale del corpetto strumentato in studio, sono state effettuate delle prove di tenuta elettrodi/pelle per quantificare un indice di affidabilità del segnale. Sia per gli elettrodi superiori sia per quelli inferiori sono stati effettuati dei test di tenuta tramite rotazioni dei segmenti corporei interessati. I termini delle rotazioni sono: rollio, beccheggio e imbardata. Questi nomi sono stati presi dall'aviazione e dalla motonautica e indicano le varie posizioni che un aereo o una barca può assumere mentre si muove nello spazio.

Il rollio è l'oscillazione di un veicolo sia marino, sia aereo intorno al proprio asse longitudinale. Il beccheggio è un termine utilizzato in campo aeronautico e nautico, che indica l'oscillazione di un'imbarcazione o di un velivolo intorno al proprio asse trasversale (anche detto, in questo caso, asse di beccheggio). L'imbardata è l'oscillazione di un veicolo intorno a un asse verticale passante per il baricentro del mezzo. In ambito aeronautico viene anche indicata con il termine inglese Yaw.

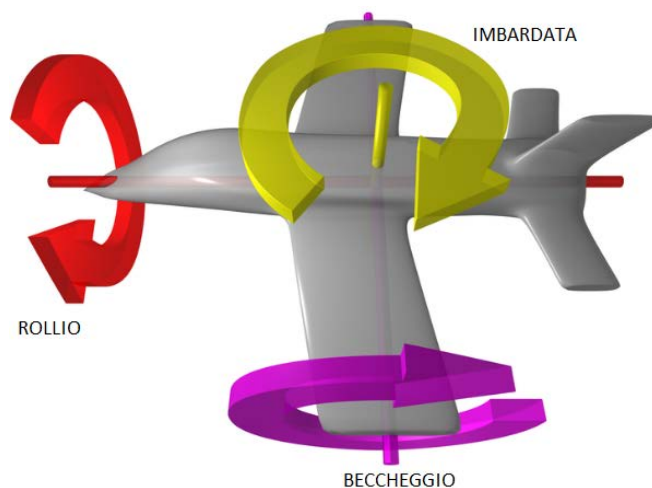


Figura 71: Rotazioni attorno agli assi di un velivolo [wikipedia].

Quest'esame applicato in campo kinesiologico, valuta l'integrazione tridimensionale dei vari segmenti corporei quali: le gambe, le braccia, il bacino, il torace, il collo e la testa. Nel caso in esame sono stati analizzati i movimenti della testa e del busto per valutare la tenuta degli elettrodi e la qualità del segnale acquisito rispetto a situazioni in cui sono presenti artefatti da movimento (Figura 72).

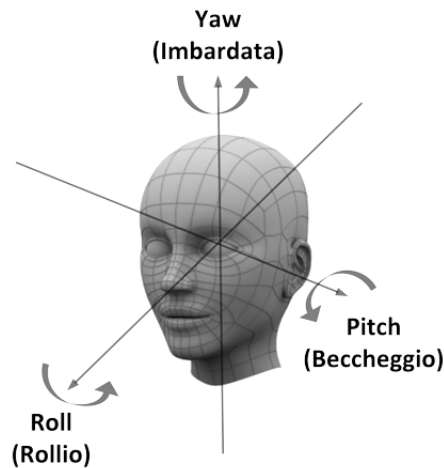


Figura 72: Schema del rollio , beccheggio ,ed imbardata nel caso in esame.

Se una coppia di elettrodi è in contatto con l'elettrolita ed uno viene mosso mentre l'altro resta fermo, si genera una differenza di potenziale tra gli elettrodi. Questa differenza è nota come artefatto da movimento e può essere una grave causa di errore nelle misure dei biopotenziali.

Il problema degli artefatti da movimento è particolarmente delicato quando si deve misurare il segnale ECG per lunghi periodi di tempo, come nel caso di pazienti in terapia intensiva o nel monitoraggio ambulante, caso in cui rientra lo studio effettuato. Il problema è ancora più delicato quando si effettuano ECG sotto sforzo attraverso l'utilizzo di tapis roulant o cyclette, dove il movimento del paziente è particolarmente intenso.

In linea generale il problema della variazione del potenziale di semi-cella dell'interfaccia elettrodo-elettrolita si risolve con l'uso di elettrodi non polarizzabili (tipologia di elettrodi utilizzata nel corpetto strumentato) che sperimentalmente risultano essere non soggetti a queste perturbazioni. Tuttavia, ulteriori ricerche hanno dimostrato che la maggiore fonte di artefatti da movimento derivano da variazioni del potenziale della pelle ( $E_{se}$ ).

Per quanto riguarda gli elettrodi superiori non si sono evidenziati problemi di tenuta. La parte frontale del collare è risultata essere stabile oltre che un buon elemento strutturale che garantisce una efficace aderenza tra cute ed elettrodo.

Sono state invece evidenziate alcune criticità per quanto riguarda gli elettrodi inferiori. Si è notato infatti che, in occasione di movimenti improvvisi, vi è un alta probabilità di deterioramento del gel conduttivo interposto tra elettrodo e cute. Gli elettrodi inferiori, in caso di movimenti bruschi, tendono a scorrere abbandonando la posizione nominale pur restando aderente alla cute, anche di 10 cm.

Nella Figura 73 è rappresentato questo spostamento indesiderato, indicando con dei markers geometrici le posizioni nominali e le traiettorie dei punti del dispositivo tracciate in seguito alla perdita di assetto.



Figura 73: Scostamento elettrodi inferiori per movimenti improvvisi lungo il piano sagittale dell'individuo.

Per ovviare a questo problema, relativo agli elettrodi inferiori, sono stati realizzati attuatori pneumatici ad hoc, espressamente per la realizzazione di questo progetto, che agiscono tra il supporto elettrodi inferiori e la cute. Gli attuatori pneumatici utilizzati nel corpetto sono adoperati nel campo della pressoterapia. Nel caso in esame sono stati utilizzati per aumentare e migliorare l'aderenza degli elettrodi ECG alla pelle. Nel momento in cui questi si pressurizzano, ciascun attuatore assume una disposizione lievemente obliqua rispetto al piano cutaneo. In questo modo la pressione  $P$  (Figura 66) esercitata sulla cute viene applicata secondo due vettori:

- uno perpendicolare alla cute ( $P_t$  in Figura 74);
- uno longitudinale alla cute ( $P_l$  in Figura 74);

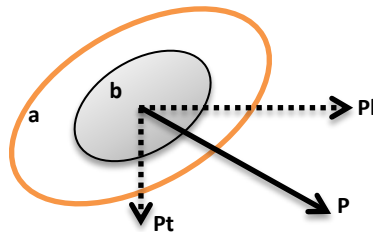


Figura 74: Componenti del vettore pressione con attuatore pneumatico pressurizzato.

I componenti "a" e "b" di Figura 74 rappresentano rispettivamente l'attuatore pneumatico e l'elettrodo biomedico. L'attuatore, una volta pressurizzato, può assorbire deformazioni anche intense, dell'ordine dei 5 cm derivanti da movimenti improvvisi senza deformare la superficie a contatto tra pelle ed elettrodo. Di conseguenza il gel conduttivo non viene deteriorato e il segnale si mantiene di buona qualità.

L'attuatore è realizzato in poliuretano (PU 39 ECOSTAR con film eco-compatibile ) con le seguenti caratteristiche: latex free, atossico, solvent free, dermo compatibile, resistente all'idrolisi e antibatterico.

In Figura 75 è mostrato il modello 3D degli attuatori pneumatici e gli attuatori reali utilizzati nel corpetto con gli elettrodi biomedici fissati tramite nastro bioadesivo.

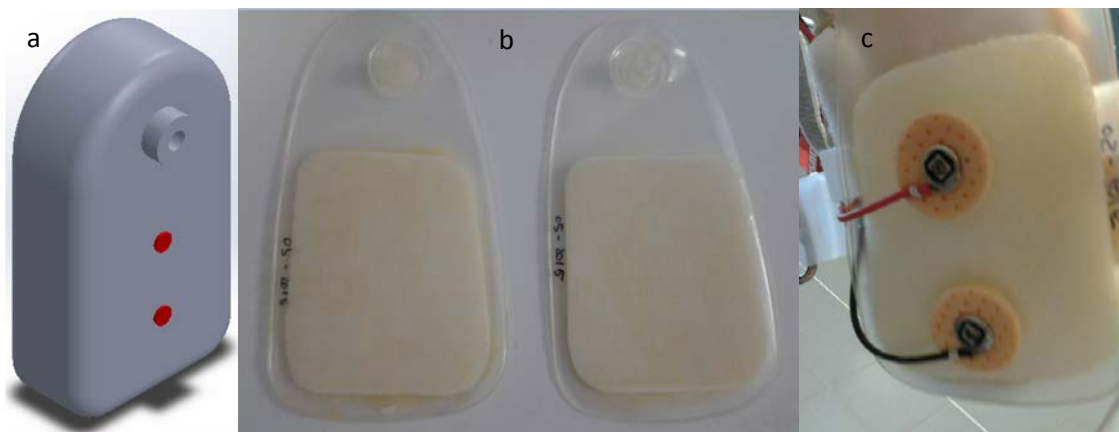


Figura 75 : Attuatore pneumatica. Modello 3D (a) e modello reale con bioadesivo (b) ed elettrodi integrati (c).

L'attuatore ha una corsa, che si manifesta con una variazione di spessore, fino a 5 cm con una pressione di alimentazione relativa di 40 mmHg. Questa condizione di pressurizzazione è mostrata in Figura 76.



Figura 76: Fasi di gonfiaggio attuatore pneumatico.

Per quanto riguarda il montaggio, a bordo del corpetto, dello stetoscopio, per migliorare l'adesione tra pelle e strumento, è stato necessario utilizzare un supporto di plastazote su cui ricavare lo spazio per predisporre il microfono elettronico come mostrato in Figura 77.



Figura 77: Strato di Plastazote fine (a sinistra) e supporto Stetoscopio (a destra).

Nella figura seguente è mostrato il modello 3D del supporto e la fase di inserimento dello stetoscopio nella piastra centrale.



Figura 78: Cuneo in Plastazote (modello 3D e componente realizzato) per supporto stetoscopio posizionato dietro la piastra centrale.

Infine una volta assemblato il tutto è stato ultimato il prototipo finale come mostrato nella seguente Figura 79.

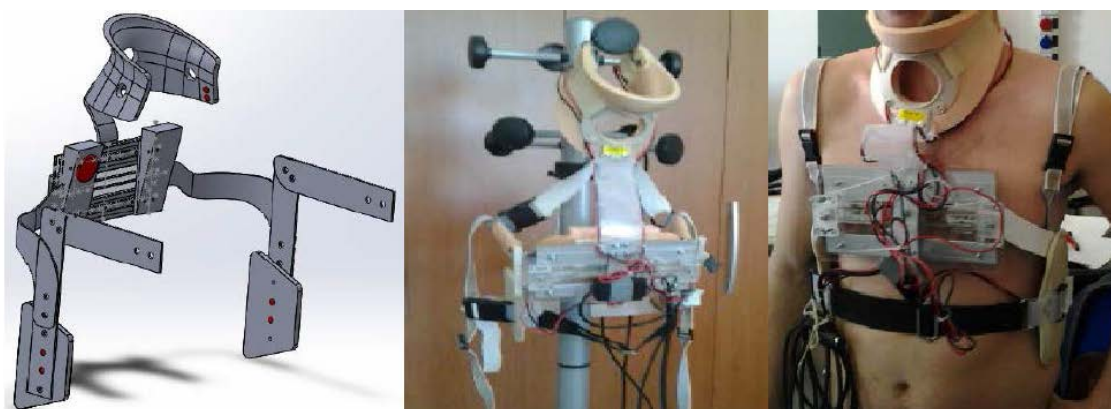


Figura 79: Modello 3D finale e prototipo realizzato

Nella fase di progettazione CAD 3D sono stati omessi, per chiarezza espositiva, i cavi ed i collegamenti a sgancio rapido effettivamente utilizzati per il corretto montaggio e aggiustamento del prototipo di corpetto strumentato realizzato.

I vantaggi principali del sistema strumentato realizzato sono i seguenti:

- buona adesione degli elettrodi inferiori grazie all'utilizzo delle sacche pneumatiche
- buon slittamento delle fasce laterali grazie al sistema di guide/slitte/cinghia/pulegge
- buona aderenza degli elettrodi superiori alla cute grazie al collare

Tra le criticità rilevate nel prototipo di corpetto realizzato quelle più importanti sono le seguenti:

- ottimizzazione dei sistemi a sgancio rapido
- implementazione di una versione femminile più comoda
- ottimizzazione del posizionamento di cavi e cinghie di imbragatura.
- ottimizzazione ergonomia generale.



## 1.3.4 Sensorizzazione ed analisi dei segnali ICG

### 1.3.4.1 Unità portabile di controllo UPC

Sul piano operativo, lo studio effettuato attua l'integrazione di due dispositivi:

- un dispositivo portabile, vestibile e biometrico definito "Unità Portabile Vestibile" (UPV), costituita dal prototipo di corpetto anatomico e strumentato contenente i sensori per l'acquisizione delle variabili cardiorespiratorie descritto nel capitolo precedente;
- un dispositivo ICG per la telemedicina definito "Unità Portabile di Controllo" (UPC), avente la funzione di interagire con:
  - I. UPV, acquisendone i segnali dai biosensori e provvedendo a ottimizzarne la vestibilità sul paziente;
  - II. RDC (Remote Data Center), con il quale scambia informazioni finalizzate all'ottimizzazione diagnostica in remoto del paziente in acuzie cardiorespiratoria.

La UPC ha la funzione di acquisire in loco i segnali impedenziometrici, i tracciati ECG, i segnali pulsossimetrici e i segnali sonometrici dai rispettivi sensori (elettrodi sul collo-torace, pulsossimetro attorno a un dito, stetoscopio elettronico sul torace) integrati nel corpetto strumentato indossato dal paziente, di verificarne la congruenza fisica e funzionale, e di inviarli, opportunamente ottimizzati, al RDC (Remote Data Center), ma anche la funzione di ottimizzare il serraggio del corpetto strumentato sul paziente.

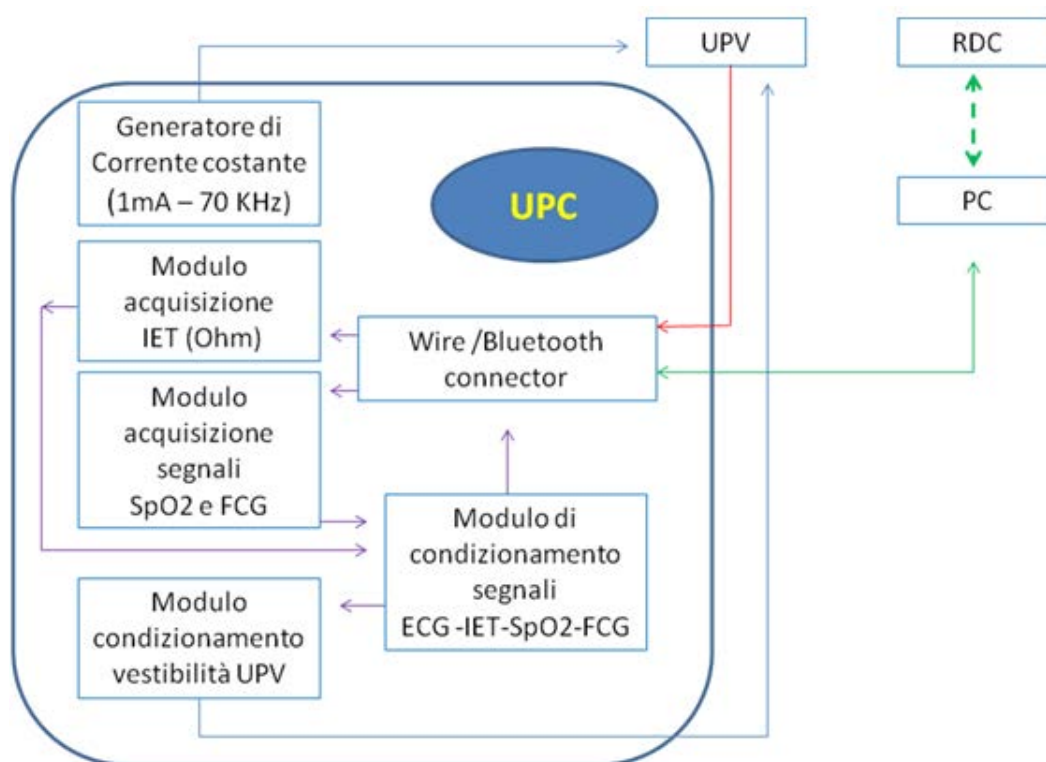


Figura 80: Schema a blocchi connessioni tra Unità Portabile di Controllo (UPC), corpetto strumentato (UPV), PC ed RDC.

La UPC è stata progettata e costruita da un tecnico esperto in elettronica applicata alla strumentazione biomedica (Kalb Elettronica, ditta individuale, Cagliari), con particolare riferimento ai dispositivi per la cardiometria ad impedenza elettrica transtoracica IET (transthoracic electrical impedance) [18] durante una sua collaborazione con il Dipartimento di Scienze Mediche dell'Università di Cagliari. Lo schema a blocchi della UPC è mostrato in Figura 80 ed integra al suo interno i seguenti componenti:

- modulo generatore di corrente alternata (GCA) di intensità e frequenza costanti (1 mA, 65 kHz) da connettere col torace del paziente attraverso gli elettrodi inseriti nel corpetto strumentato (UPV), ai fini della misura della IET;
- modulo di acquisizione della IET ( $Z_t$ ) rilevata dal torace del paziente, tramite gli elettrodi inseriti nel corpetto strumentato;
- modulo di acquisizione dei segnali elettrici provenienti dal sensore per la SpO<sub>2</sub> e per il fonocardiogramma FCG (OxPhon);
- modulo di condizionamento dei segnali provenienti dai sensori inseriti in UPV (Cond-A);
- modulo di condizionamento della vestibilità di UPV (Cond-B) operante sulla base dell'input dal modulo Cond-A e dell'output verso il sistema pneumatico a sacche di UPV;
- modulo di connessione wireless/Bluetooth (W/B) tra i segnali in ingresso da UPV e in uscita per RDC via PC.

Durante il funzionamento il modulo GCA, connesso al corpetto strumentato (UPV) via cavo usb, inietta nel torace del paziente la corrente con le caratteristiche indicate precedentemente. Contemporaneamente il modulo  $Z_t$  rileva i tracciati della IET dalla stessa UPV.

Inoltre, i sensori per la SpO<sub>2</sub> (saturazione di O<sub>2</sub> nel sangue) e per il FCG (fonocardiogramma) inviano i loro segnali al modulo OxPhon. All'interno di UPC i segnali grezzi acquisiti (da  $Z_t$ , SpO<sub>2</sub> e OxPhon) vengono elaborati dal modulo di condizionamento segnale il quale ne verifica la congruità fisiologica. Qualora questa non fosse ottimale, il modulo di condizionamento segnale invia al sistema di serraggio pneumatico di UPV (tramite il modulo di condizionamento vestibilità) un segnale di correzione.

Infine OxPhon, tramite il modulo interno wireless, invia al PC le informazioni relative alle variabili cardiorespiratorie acquisite. Successivamente esse vengono messe in rete per la loro acquisizione in remoto da parte della RDC (Remote Data Center).

Riassumendo, nella UPC, oltre all'unità per la generazione della corrente, il modulo per l'acquisizione, amplificazione e demodulazione dei segnali dell'elettrocardiogramma e dell'impedenza transtoracica, vi è inoltre un modulo di conversione analogico/digitale e un modulo per la trasmissione a distanza dei segnali tramite tecnologia Bluetooth. In Figura 81 è rappresentato lo schema a blocchi dell'hardware che costituisce la UPC. Nel blocco 1 è rappresentata l'applicazione degli elettrodi ad un torace con, sulla sinistra il generatore di corrente alternata ad altissima frequenza e intensità costante che si collega ai 4 elettrodi più esterni e, sulla destra, un amplificatore a larga banda che rileva la caduta di tensione elettrica nel torace ai 4 elettrodi interni.

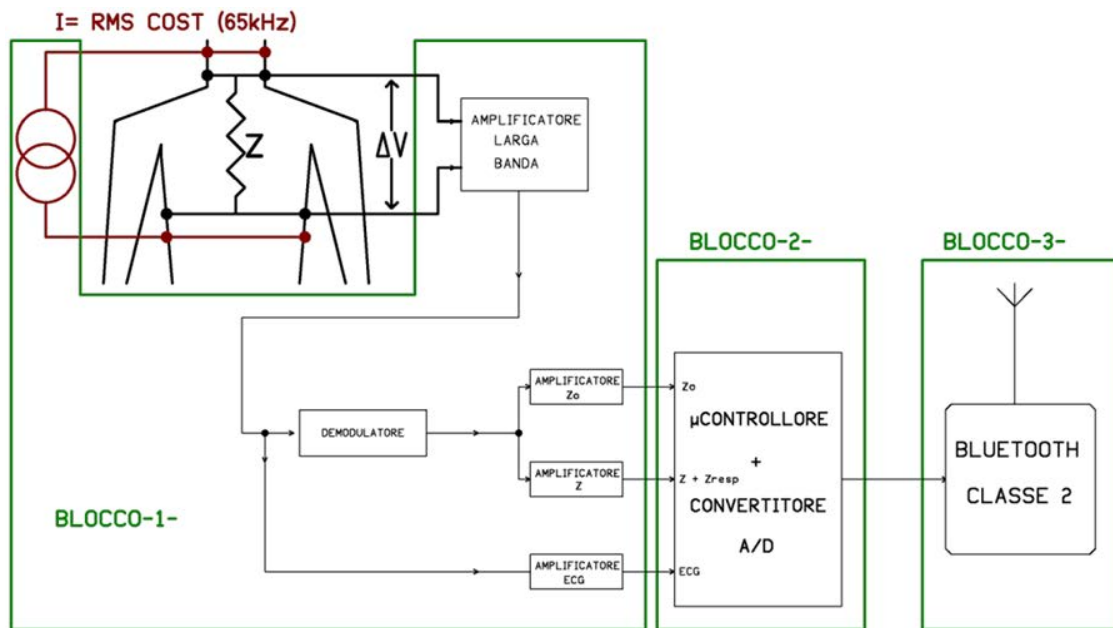


Figura 81: Schema a Blocchi cardiografia ad impedenza portatile utilizzato.

La variazione dell'impedenza transtoracica ( $Z_t$ ) è linearmente correlata alla variazione della differenza di potenziale ( $\Delta V$ ) (misurata agli elettrodi interni sul torace) in quanto la corrente ( $I$ ) ha intensità costante (1mA), in accordo alla legge di Ohm.

Il segnale elettrico rilevato dagli elettrodi toracici interni è inviato ad un amplificatore a larga banda, che ne aumenta opportunamente l'ampiezza, separando il segnale elettrocardiografico da quello impedenziometrico.

Il segnale impedenziometrico viene poi inviato ad un circuito demodulatore che lo suddivide ulteriormente in un valore costante, pari all'impedenza basale del torace ( $Z_0$  circa  $30 \Omega$ ), e in un valore oscillante sincrono col pattern respiratorio a cui è sovrapposta l'armonica di origine cardiaca ( $Z + Z_{resp}$ ).

I due segnali impedenziometrici demodulati più il segnale elettrocardiografico vengono quindi connessi al blocco 2 che contiene un microcontrollore ed un convertitore analogico/digitale.

Infine, il blocco 3 acquisisce i segnali digitali e li trasferisce via wireless alle utenze remote tramite tecnologia bluetooth. I segnali possono anche essere inviati ad un PC via cavo (connessione USB).



Figura 82: Sistema di cardiometria ad impedenza utilizzato.

In Figura 82 è mostrato il dispositivo impedenziometrico utilizzato, progettato e costruito dal gruppo di ricerca, con annesso l'attacco pentapolare. I moduli facenti capo alla UPC, sono parti di un software dedicato e pre-installato nel PC il quale, tramite apposite porte USB, acquisisce anche i segnali di SpO2 e FCG.

Il cuore del software di elaborazione consiste in un sistema di filtraggio e segmentazione automatica dei tracciati ECG e dei tracciati di impedenza. I metodi di filtraggio per ECG possono essere generalmente considerati appartenenti alla famiglia dei filtri adattativi, dove in modo esplicito od implicito si genera un modello di segnale cardiaco che viene utilizzato come segnale di riferimento del filtro al fine di incrementare le performance sulla separazione segnale-rumore.

Da questo punto di vista il modello dinamico di ECG proposto da Sayadi [19] risulta essere un modello realistico che descrive il comportamento quasi-periodico del segnale ECG permettendo così di estendere ulteriormente il filtraggio basato su modello verso un framework generale di filtro Bayesiano (Figura 83). In [20] e lavori successivi, questo modello di generazione sintetica di ECG è stato utilizzato con successo come base per la generazione di filtri Kalman estesi (EKF, Extended Kalman Filter), oltre che di altri filtri sempre appartenenti alla famiglia dei filtri Bayesiani non lineari.

Il componente per il trattamento dei segnali consiste quindi in un filtro Bayesiano non lineare (in particolare un filtro di Kalman esteso) utilizzato sia per il filtraggio e sia per la trasmissione dei dati. Questo perchè il modello dinamico di ECG alla sua base permette un'ottima compressione del segnale.

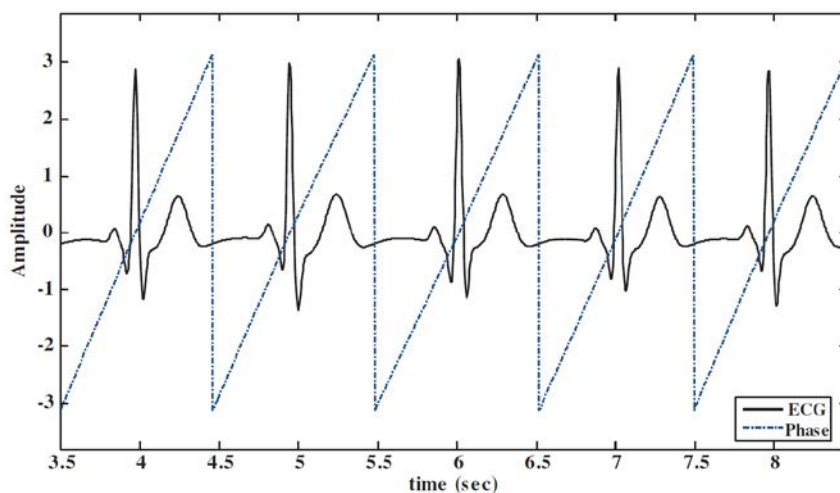


Figura 83: Tipico segnale ECG generato e segnale di fase corrispondente.

Per quanto concerne invece il tracciato dell'impedenza, analogamente al caso dell'ECG (per il quale è importante l'individuazione dei punti fiduciali P, Q, R, S e T e le relative ampiezze), dal segnale di impedenza ( $Z(t)$ ) e dalla sua derivata ( $dZ/dt$ ) è importante ~~andare ad~~ estrarre i punti di interesse, cioè le onde caratteristiche del segnale con le loro ampiezze.

La determinazione dei punti caratteristici risulta molto importante per l'analisi a fini diagnostici del segnale di impedenza ed è schematizzato nella Figura 84.

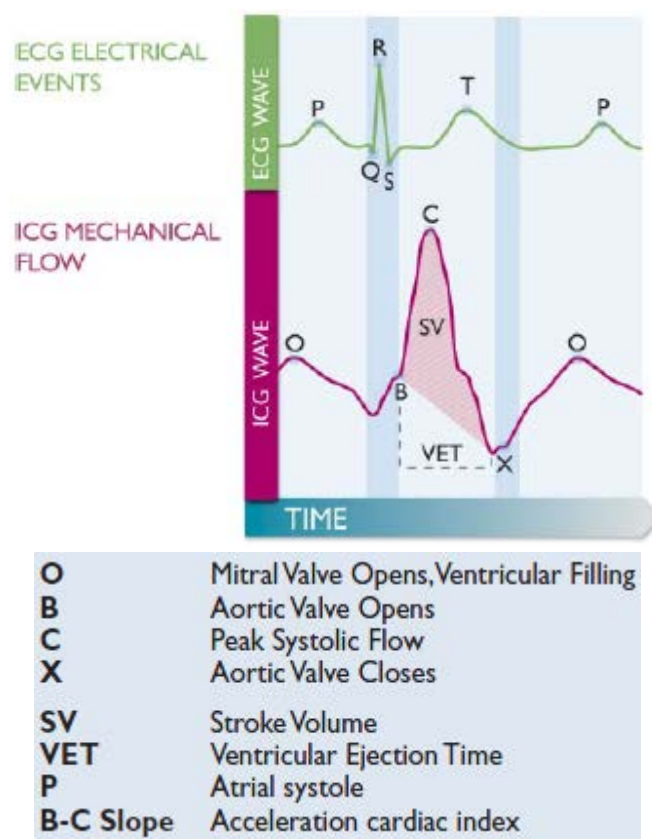


Figura 84: Punti caratteristici ICG rispetto al tracciato ECG.

Anche in questo caso il framework di processamento è incentrato sulla costruzione di un modello di segnale di impedenza che consente la generazione sintetica dello stesso. In linea con quanto richiamato per la generazione di un segnale sintetico nel caso dell'ECG, è stato realizzato un generatore anche per il segnale di impedenza. Infatti, al pari del segnale ECG, il segnale di impedenza risulta essere quasi-periodico e ad andamento costante all'interno di un ciclo.

E' quindi possibile rappresentare il segnale impedenziometrico di interesse tramite un modello di combinazione di kernel gaussiani (GMM) analogamente a quanto fatto per i segnali ECG (Figura 85).

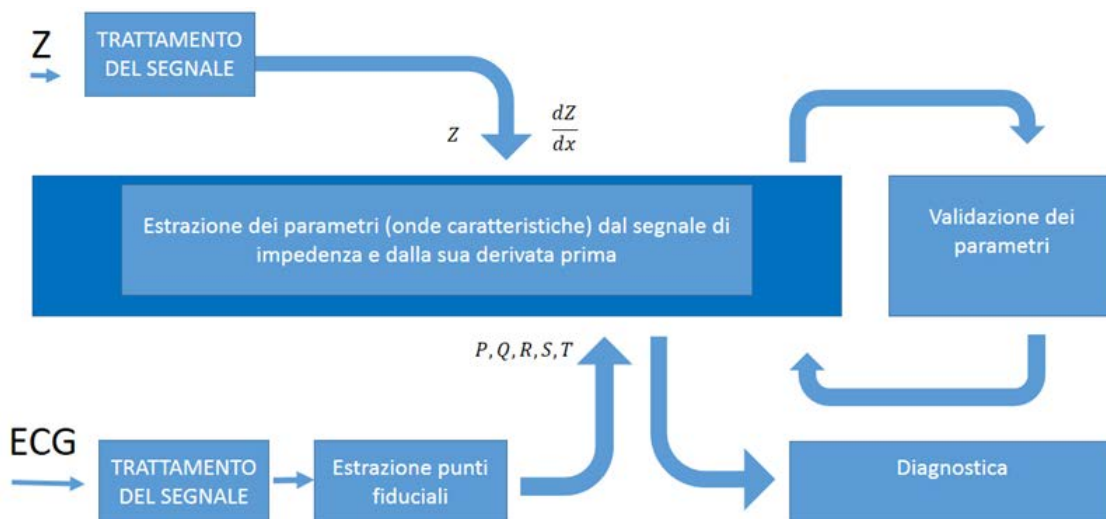


Figura 85: Schema del sistema di estrazione ed elaborazione dei parametri caratteristici dei segnali diagnostici.

Il modello dinamico del tracciato impedenziometrico si basa sulla determinazione di un'impedenza di riferimento 'ideale', ottenuta attraverso una mediazione di un ampio numero di tracciati di impedenza acquisiti da pazienti sani.

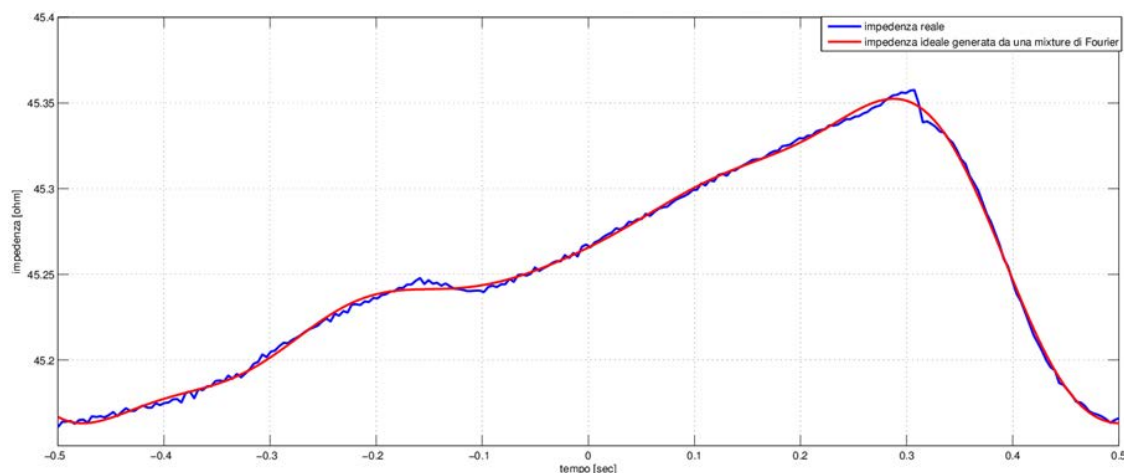


Figura 86: Confronto tra impedenza reale (linea blu) e impedenza ideale di riferimento (linea rossa)

Il sistema utilizzato dal software proprietario del gruppo di ricerca, prevede l'uso di una mixture di Fourier che garantisce migliori prestazioni. Come mostrato in Figura 86 si riesce ad ottenere un'ottima approssimazione dell'impedenza reale.

L'utilizzo combinato dei punti fiduciali dell'ECG e delle onde caratteristiche dell'impedenza transtoracica consente di individuare automaticamente la collocazione, all'interno del ciclo, degli eventi cardiaci. I parametri ottenuti dal sistema possono essere utilizzati per il calcolo delle variabili cliniche di interesse diagnostico.

Il modulo impedenziometro implementato nella UPC consente quindi di acquisire battito-per-battito i valori delle variabili cardiodinamiche fondamentali. Partendo dalla gettata sistolica (GS), ottenuta dall'applicazione dell'equazione di Sramek, è possibile

calcolare la portata cardiaca (PC) moltiplicando la GS per la frequenza cardiaca (FC) (facilmente ottenibile dal tracciato ECG come reciproco dell'intervallo R-R).

$$PC = GS \times FC \quad (15)$$

Queste tre variabili PC, GS e FC rappresentano le variabili fondamentali sulla base delle cui variazioni il sistema cardiovascolare opera, al fine di mantenere la propria omeostasi nelle varie condizioni ambientali in cui si può trovare, intervenendo tramite aggiustamenti cronotropi (a carico della frequenza cardiaca) e/o inotropi (a carico della gettata sistolica).

In Figura 87 è rappresentato uno dei vari esperimenti di valutazione del funzionamento dell'impedenziometro (implementato nella UPC) con sensoristica integrata sul corpetto strumentato (UPV). Il test è stato effettuato su un soggetto sano di genere maschile (età: 37 anni, peso: 75 kg, altezza: 173 cm) a cui è stato fatto indossare il corpetto strumentato sulla base dello schema di Sramek.



**Figura 87: Acquisizione variabili emodinamiche tramite sistema di acquisizione impedenziometrico (UPC) e corpetto strumentato (UPV).**

Nelle figure seguenti sono rappresentati, dall'alto verso il basso, i tracciati relativi all'ECG, alla IET (impedenza transtoracica) e alla sua derivata prima  $dZ/dt$ , ottenuti durante la sperimentazione effettuata sul soggetto mostrato in Figura 87.

Nel tracciato ECG mostrato in Figura 88 sono ben evidenti, per ogni battito, il picco dell'onda R di rapida depolarizzazione ventricolare, seguito dopo un tratto isoelettrico dall'onda T di ripolarizzazione ventricolare.

Si può anche osservare in Figura 89 come la traccia dell'IET (al centro) presenti una oscillazione ampia pseudo sinusoidale di bassa frequenza (circa 0,2 Hz) sulla quale è sovrapposta un'oscillazione di ampiezza minore e frequenza più elevata (circa 1,0 Hz), coincidente con quella dell'onda R dell'ECG.

Da quanto sopra esposto si deduce facilmente che l'ampia onda portante di bassa frequenza coincide con il ritmo respiratorio (e questo è stato confermato dalla contemporanea osservazione dei movimenti di aumento e diminuzione del volume toracico che coincidevano con le oscillazioni impedenziometriche), mentre l'onda secondaria di ampiezza più elevata coincide con il ritmo cardiaco.

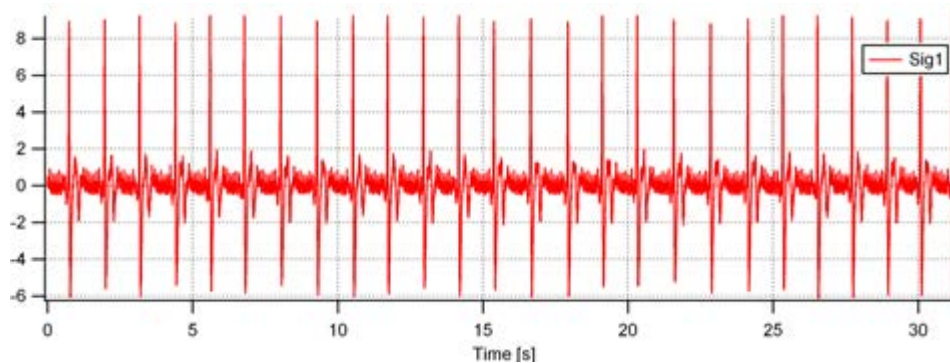


Figura 88: Tracciato ECG rilevato tramite cardiometria ad impedenza.

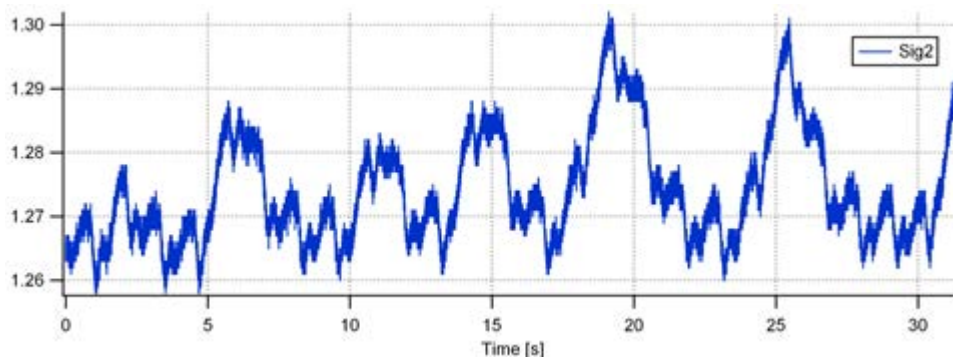


Figura 89: Tracciato ICG rilevato relativo all'Impedenza transtoracica (Z).

Il tracciato della  $dZ/dt$  (Figura 90) mostra per ogni battito un picco ampio il cui inizio coincide con l'apertura della valvola tricuspide (o aortica) del cuore e l'apice corrisponde alla massima velocità di eiezione sistolica.

L'intervallo di tempo tra l'inizio dell'incremento della  $dZ/dt$  e la sua diminuzione fino al successivo minimo negativo misura il tempo di eiezione ventricolare (TEV).



Data la possibilità di acquisire queste ultime due variabili impedenziometriche, si potrebbe anche calcolare il loro rapporto come un indice impedenziometrico di contrattilità miocardica [21].

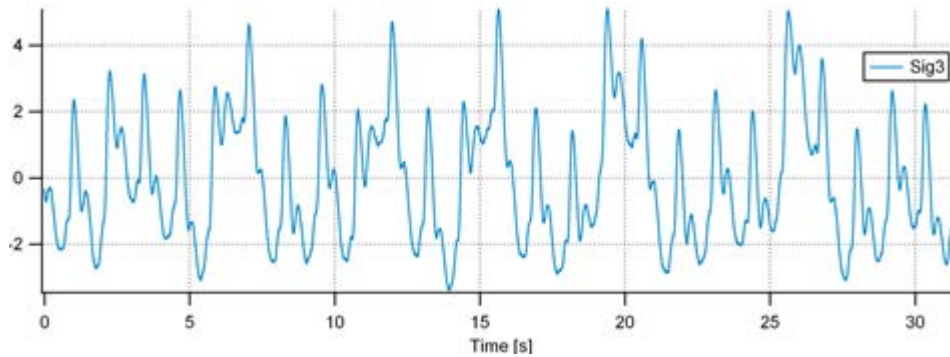


Figura 90: Tracciato ICG rilevato relativo alla derivata dell'Impedenza transtoracica basale ( $dZ/dt$ ).

In Figura 91 sono rappresentati i valori della gettata sistolica (SV in ml), della frequenza cardiaca (HR in b/min) e della portata cardiaca (CO in l/min) di 5 battiti consecutivi ottenuti nello stesso soggetto di cui sopra rispettivamente in condizioni di respirazione regolare o eupnoica (Figura 91a) e di apnea (Figura 91b), calcolati automaticamente dal sistema UPV.

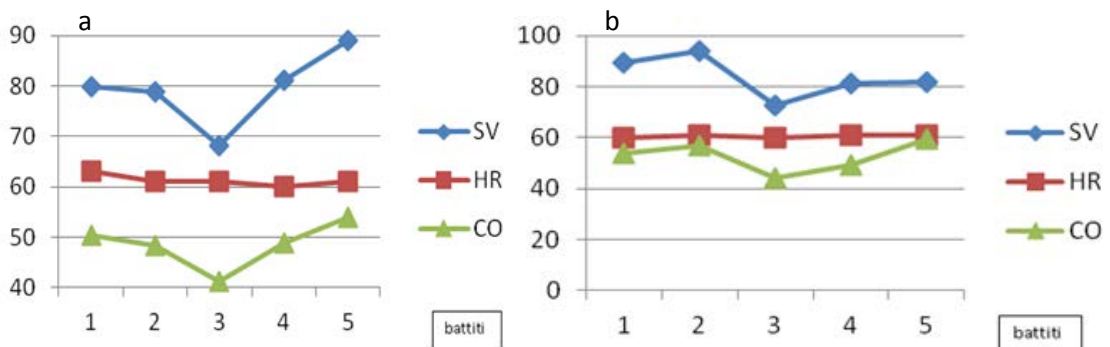


Figura 91: Variabili emodinamiche in caso di respirazione regolare (a) e in caso di apnea (b).

A titolo di esempio viene riportato il seguente referto clinico relativo alle variabili emodinamiche monitorate.

Soggetto giovane di genere maschile con abitudini di attività fisica di tipo aerobico-anaerobico alternato frequente. I tracciati IET rilevati in condizioni di respirazione normale non mostrano alterazioni del ritmo e evidenziano la normale aritmia sinusale legata alla respirazione, segno di buona condizione dell'innervazione periferica del cuore. Il tracciato dell'impedenza toracica mostra chiaramente la scissura corrispondente alla chiusura della valvola aortica. Il tracciato del  $dZ/dt$  mostra regolarità morfologica tra un battito e l'altro e oscilla in modo sinusale. I tracciati IET rilevati in condizioni di apnea espiratoria mostrano una perfetta tenuta dei volumi ematici intratoracici in quanto la traccia dell'impedenza toracica mantiene costantemente gli stessi valori di massimo relativo. Nei grafici che riportano l'andamento di SV, HR e CO nei 5 battiti considerati, si osserva che nel test eupnoico, mentre la HR praticamente non si muove, denotando

stabilità cronotropa, SV e CO tendono ad aumentare a partire dal terzo battito verosimilmente a causa della depressione intratoracica, dovuta all'inspirazione in atto, che fa aumentare il volume di riempimento diastolico del cuore. Nel Test apneico invece le variabili emodinamiche: SV e CO, mostrano oscillazioni di minore ampiezza.

# Capitolo 2 - Macchine agevolatrici dell'attività lavorativa e valutazione del vantaggio energetico umano

## Introduzione

L'approccio dell'Internet of Things applicato, in questo caso, al comparto dell'agricoltura permette di fornire e gestire una miriade di informazioni, in maniera accurata e tempestiva, automatizzando attività altrimenti scollegate tra loro. E' possibile integrare le attività di campo con altri processi che afferiscono all'azienda agricola nel suo complesso, arrivando a definire il cosiddetto "Internet of Farming". La sinergia tra agricoltura e "Internet of Farming" conduce all'Agricoltura 4.0, ovvero l'utilizzo armonico e interconnesso di diverse tecnologie finalizzate a migliorare resa e sostenibilità delle coltivazioni, qualità produttiva e condizioni di lavoro.

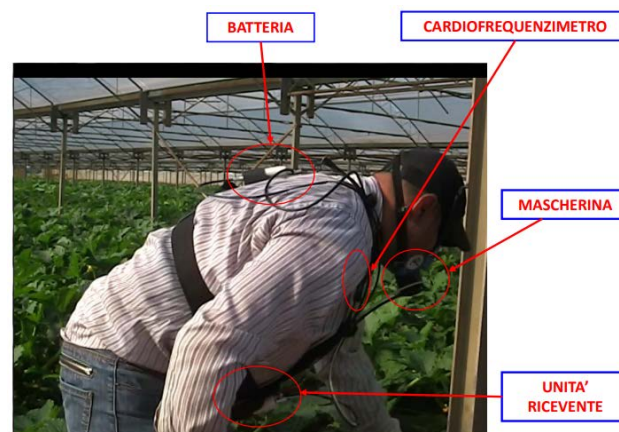
Per quanto riguarda le condizioni di lavoro spesso il lavoratore agricolo si ritrova in situazioni di forte stress fisico e forte dispendio energetico soprattutto durante la fase di raccolta. Al giorno d'oggi, grazie alla sensoristica smart and wireless, è possibile monitorare le condizioni di lavoro dei singoli operatori e, addirittura, acquisire degli indicatori della fatica tramite tecniche non invasive come quella della cardiometria ad impedenza per la misura della gettata cardiaca, in quanto esiste una relazione lineare tra millilitri di sangue che il cuore pompa in un minuto nel circolo sistemico e millilitri di ossigeno che nello stesso tempo vengono consumati [22]. Questa parte di studio rientra nel campo del monitoraggio dell'energia umana coinvolta durante la fase di raccolta di colture ad alto valore aggiunto con l'utilizzo di un prototipo di macchina agevolatrice sviluppato presso l'Università degli Studi di Cagliari. E' facile intuire che questa metodica di analisi, unitamente a dispositivi di ausilio al risparmio energetico, può essere applicata in svariati ambiti ove vi sia un ingente output di potenza metabolica erogata, intesa come Watt per unità di massa corporea ( $W\ kg^{-1}$ ), da parte di un operatore agricolo.

Concentrandosi, quindi, sulla produttività in agricoltura un processo di fondamentale importanza è la fase di raccolta. La meccanizzazione, con particolare riferimento alla raccolta, può essere una valida soluzione per ridurre i costi di produzione e risolvere i problemi legati alla manodopera necessaria per effettuare tale operazione. La tipologia del metodo di raccolta da introdurre nella particolare realtà aziendale richiede un costante studio che riguarda differenti aspetti. Quelli più importanti sono qui di seguito elencati:

- necessità di incrementare la produttività degli operatori;
- valutazione della sostenibilità economica di tecnologie costose;
- identificazione morfologica del frutto/pianta;
- identificazione delle macchine più efficienti;

- identificazione organizzazione del lavoro più efficiente;
- valutazione ergonomica dispositivi agevolatori spalleggiabili;
- valutazione del risparmio energetico umano nella fase di raccolta.

Negli ultimi anni la produzione di macchinari agricoli è aumentata notevolmente grazie alla fabbricazione di dispositivi agevolatori spalleggiabili. L'energia umana impiegata durante la raccolta e la meccanizzazione agricola è connessa, tra queste due attività, e dal grado di interconnessione ne deriva il livello di rischio per la salute dei lavoratori e la loro produttività. Si è quindi reso necessario pensare a sistemi biomeccatronico-telemetrici capaci di correlare l'attività lavorativa, lo stato di salute dei lavoratori, e il loro consumo energetico in maniera tale da estrapolare indici di affidabilità energetici del sistema uomo-macchina. Sul mercato esistono già sistemi di telemetria e svariati sensori wireless, ma nell'ambito agricolo sistemi capaci di misurare le performance energetiche dell'attività lavorativa umana sono ancora rari. Esiste giusto uno studio effettuato da INAIL del 2018 per la valutazione dello stress termico dei lavoratori agricoli nelle serre (Progetto HEAT-SHIELD del laboratorio di Ergonomia e Fisiologia facente capo al Dipartimento di Medicina, Epidemiologia, Igiene del Lavoro ed Ambientale dell'INAIL).



**Figura 92: Lavoratore agricolo in serra con ergospirometro portatile [Progetto HEAT-SHIELD].**

In questa analisi effettuata dall'Inail (Figura 92) si è cercato di ottimizzare il microclima delle serre con procedure che consentano ai lavoratori di rimanere idratati lavorando in maniera intelligente e sicura.

Tra le colture ad alto valore aggiunto si trovano le spezie, che hanno un valore commerciale altissimo; tra queste lo zafferano occupa una posizione di eccellenza, con valore specifico merceologico confrontabile o superiore a quello dell'oro. Per contro, considerando la produzione di spezie ad alto valore aggiunto, quella dello zafferano rappresenta in Italia, e nello specifico in Sardegna, una realtà marginale, a causa dei costi elevati delle fasi di produzione, sino ad oggi completamente realizzate a mano.

Nella coltivazione e produzione dello zafferano le fasi successive che portano al prodotto commercializzabile sono. la posa dei bulbi, la raccolta dei fiori, la separazione

degli stigmi del fiore che contengono la spezia, la fase di essiccazione, ed il confezionamento. Le due fasi più onerose sono la raccolta dei fiori e la separazione della spezia.

Nel settore della raccolta dello zafferano, per poter individuare la combinazione tecnologica più opportuna per affrontare in modo vantaggioso le fasi di produzione più impegnative, è indispensabile verificare alcuni fattori fondamentali come, per esempio, le caratteristiche morfologiche della pianta, che costituiscono un vincolo dimensionale e tipologico per le macchine da utilizzare. Inoltre, sono essenziali le caratteristiche climatiche della zona, che impongono scelte molto importanti nell'organizzazione delle operazioni.

La raccolta dello zafferano è ancora oggi condotta praticamente in modo esclusivamente manuale. Se, da un lato, questo garantisce la corretta raccolta del fiore, dall'altro lato ciò richiede un elevato numero di ore di manodopera ed una specifica competenza, ormai rara. Tutto questo è fonte di crescente preoccupazione per l'onerosità economica, per la scarsa disponibilità della manodopera, per i rischi derivanti dalle posture scomode e faticose assunte durante la raccolta dagli operatori sul campo e, più in generale, per le condizioni disagiate che tale fase di lavorazione impone.

Le applicazioni dell'IoT sono numerose e promettenti, ma le imprese agricole oggi hanno un basso tasso di innovazione, come è possibile notare in Figura 93. In particolare, la maggior parte delle imprese agricole focalizzate sulla raccolta dello zafferano sono a gestione familiare e difficilmente viene raggiunta la massa critica per poterle meccanizzare.

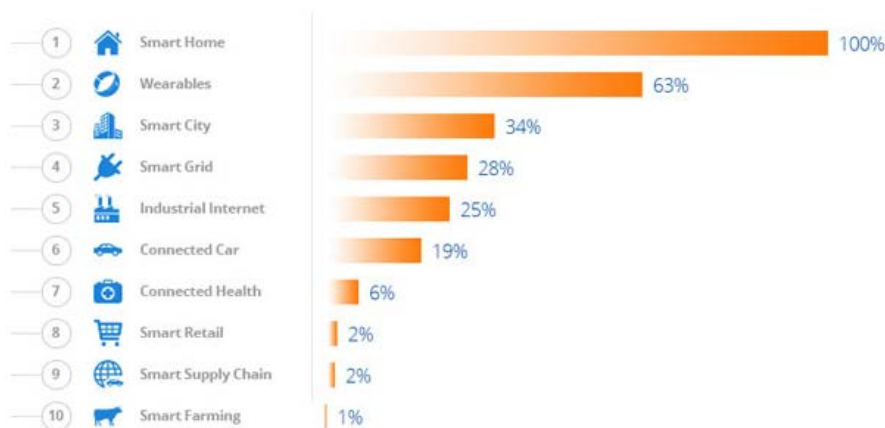


Figura 93: Internet delle cose e campi di applicazione più popolari [IoT Analytics]

Nei prossimi decenni il settore agricolo diventerà un settore chiave su cui investire anche se le difficoltà sono notevoli, considerando che la popolazione mondiale è in continua crescita. Recenti studi prevedono che nel 2025 la terra raggiungerà gli 8 miliardi di abitanti. Il mondo dovrà produrre il 70% in più di cibo nel 2050 rispetto a quanto fatto nel 2006 per alimentare l'aumento della popolazione (fonte: ONU alimentazione e agricoltura).



Figura 94 : Andamento crescita popolazione mondiale al 2048 [UNWPP-DSW].

Elementi chiave per incrementare i raccolti sono l'efficienza e la connettività. L'agricoltura intelligente e la connettività quindi stanno catapultando le aziende agricole nel futuro favorendo lo sviluppo di nuove tecnologie. I macchinari agricoli stanno diventando più efficienti e pratici da utilizzare. Un esempio particolarmente interessante è lo Smart Cab [23] che trasforma i veicoli industriali in centri di comando connessi nei campi. Tutti i componenti, tra cui veicoli, telecamere e droni, possono interagire fra di loro. Tramite il cloud, i droni con telecamera inviano immagini dettagliate delle condizioni delle colture alla cabina del guidatore; inoltre, la telecamera di riconoscimento di oggetti avvisa gli operatori della presenza di animali nel campo. Un apposito algoritmo consente di utilizzare determinate funzioni, in tempo reale, direttamente sul posto, a bordo della macchina. In questo modo, per esempio, il getto degli irroratori presenti in campo può essere regolato in base alle condizioni meteorologiche e del terreno.

Restringendo il campo di applicazione all'ambito dei dispositivi agevolatori spalleggianti una particolare attenzione è da prestare alla morfologia della pianta o del frutto da raccogliere per poter sviluppare dispositivi adatti a tale scopo.

La diffusione dell'automazione, il crescente costo del lavoro umano e il costo decrescente dei sistemi robotizzati e meccatronici hanno spinto sia l'industria sia il mondo della ricerca allo sviluppo di nuove pinze e mani di presa robotiche più flessibili, versatili e leggere [24,25].

## 2.1 Dispositivi di presa: Principi e classificazioni

Gli organi di presa robotici, a volte detti anche pinze o gripper, sono la parte terminale della catena cinematica di un robot. Rappresentano l'interfaccia tra robot ed oggetto da manipolare.

I gripper sono sottosistemi dei meccanismi di presa che forniscono un contatto temporaneo con l'oggetto da afferrare, assicurandone posizione e orientamento durante la movimentazione [26]. La presa è ottenuta per mezzo di forze prodotte da appositi elementi. Le funzioni principali che un gripper deve svolgere sono:

- Assicurare per un certo intervallo di tempo una definita posizione e orientamento dell'oggetto relativamente a un sistema di riferimento.
- Mantenere in condizioni statiche o dinamiche determinate forze e momenti.
- Permettere la variazione di posizione e orientamento dell'oggetto in relazione a un sistema di riferimento.
- Consentire operazioni tecniche specifiche richieste dalla particolare applicazione.

I campi applicativi che ne fanno largo uso sono tanti, ma i principali sono quelli della robotica industriale per la presa e la manipolazione di oggetti e in catene di lavorazioni, montaggio, imballaggio, controllo di qualità. Le mani di presa sono anche utilizzate in macchine a controllo numerico, tramite l'impiego di utensili, e in manipolatori controllati da remoto, come accade, per esempio, in campo medico, aerospaziale, marino, per lavorazioni in ambienti ostili. Anche i sistemi di carico e scarico di oggetti utilizzano dei manipolatori dotati di pinze per la movimentazione. Le mani di presa possono essere classificate in diversi modi, in [26] si propongono quattro principali categorie:

- **Impactive:** una forza meccanica è direttamente impressa sull'oggetto con accostamento da due o più direzioni.
- **Ingressive:** la presa avviene tramite l'inserimento dell'organo di presa nell'oggetto, attraverso una o più superfici.
- **Astrictive:** una forza o un campo attrattivo vincola l'oggetto consentendone la presa.
- **Congiuntive:** il sostegno dell'oggetto avviene attraverso una forza unidirezionale sviluppata dopo il contatto diretto non ad impatto.

Gli impactive gripper (pinze, morse e manipolatori antropomorfi) sono la tipologia di gripper più diffusa a livello industriale, grazie alla larga varietà di prodotti commerciali, alla loro versatilità e al vantaggio dal punto di vista economico rispetto alle altre tipologie. Inoltre la loro fisica è completamente basata sulle leggi della meccanica classica (Newtoniana). Il funzionamento consiste nel convertire un movimento primario generato da un attuatore in un movimento delle dita della mano di presa o griffe attraverso una catena cinematica.

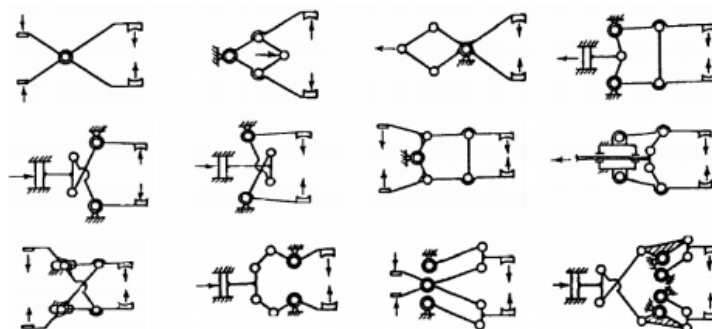


Figura 95: Esempi di sistemi cinematici nel caso di impactive gripper [26].

Nei sistemi cinematici per la trasmissione del moto alle griffe i meccanismi più diffusi che svolgono questa funzione sono:

- Sistemi articolati a leve;
- Ingranaggi a vite e madrevite; ^
- Meccanismi guidati a cuneo;
- Sistemi a camme;
- Meccanismi a pignoni e cremagliere;
- Sistemi a cinghia e puleggia.

Questi sistemi sono costituiti da giunti meccanici con un certo numero di gradi di libertà. Le operazioni richiedono un determinato gioco tra gli elementi per consentirne il libero movimento e più questo gioco è grande, tanto minore sarà la precisione e la ripetibilità delle operazioni [26].

Importante aspetto, per quanto riguarda gli organi di presa, è la sensoristica e il controllo. Spesso la maggior parte degli organi di presa sono provvisti di un sistema di sensori per il posizionamento, la rilevazione degli oggetti e la forza impressa agli oggetti afferrati, in coerenza con l'approccio dell'Internet of Things e l'industria 4.0. Questo permette di raccogliere informazioni tramite differenti sensori e le invia alle unità di controllo, le quali monitorizzano forza scambiata con l'oggetto, movimento la sincronizzazione di ogni singola operazione. Esistono essenzialmente tre tipi di percezione legati agli organi di presa:

- Rilevamento della presenza di un oggetto da afferrare.
- Verifica della presa o rilascio e valutazione della forza di presa.
- Controllo della posizione e dell'orientamento dell'oggetto.

Queste funzioni possono essere implementate attraverso l'utilizzo di diversi tipi di sensori: sensori di prossimità, sensori tattili, sensori di forza e coppia e sensori di posizione, velocità, accelerazione.

Per quanto riguarda l'attuazione delle mani di presa i tipici sistemi di azionamento utilizzati, descritti anche in [26], sono:

- Azionamenti pneumatici: attuatori ad aria compressa spesso dotati di trasmissione del moto anche di tipo elastico. Sono i più diffusi poiché hanno la possibilità intrinseca di controllare agevolmente la forza di presa, costi contenuti, forniscono una buona forza di presa adeguata, ma il controllo in posizione risulta più complicato rispetto agli azionamenti elettrici.
- Azionamenti elettrici: tra cui servomotori, motori passo-passo, motori lineari o dispositivi piezoelettrici. Sono caratterizzati da alti costi e relativamente basse forze di presa ma sono facilmente controllabili e hanno un'elevata precisione.



- Azionamenti idraulici: sono utilizzati per applicazioni in cui serve elevata forza di presa. Per contro sono molto onerosi dal punto di vista del consumo energetico e nell'installazione e critici dal punto di vista ambientale, per l'utilizzo dei fluidi idraulici, generalmente altamente inquinanti.
- Azionamenti magnetici: questi sono i meno comuni. Hanno costi relativamente alti per prestazioni ottenibili anche con altre tipologie di azionamenti. A vantaggio hanno una buona controllabilità.

Per quando riguarda il rilascio, invece, le strategie possono essere divise in due gruppi:

- strategie passive, che realizzano il rilascio dell'oggetto riducendo le forze di presa;
- strategie attive, in cui una forza aggiuntiva consente alla pinza di espellere l'oggetto.

In generale, la fase di rilascio viene realizzata sfruttando la gravità, quando la presa è disattivata. Tuttavia la gravità non è sufficiente in casi in cui esistono forze di presa residue. In questi casi sono necessarie entrambe le strategie di rilascio, passiva e attiva per ottenere un'azione affidabile e controllata.

## 2.2 Mani di presa per la raccolta di prodotti agricoli

Nel caso di colture ad alto valore aggiunto, come certamente nel caso dello zafferano, la raccolta spesso avviene ancora manualmente con basso rendimento, elevati costi di manodopera bassa produttività ed alto rischio di infortuni.

In questi ultimi decenni sono stati introdotti alcuni dispositivi spalleggiabili che hanno dato un impulso positivo alla raccolta in cui si ha comunque la presenza dell'operatore. L'approccio del "Internet of Farming" nel campo dei dispositivi meccatronici spalleggiabili non ha raggiunto ancora lo sviluppo la diffusione per una possibile integrazione delle varie fasi di produzione, ma sarà un importante strumento per lo sviluppo del settore agroalimentare.

Un esempio significativo di sistemi spalleggiabili dall'operatore in campo agricolo lo si ha nel settore della raccolta delle olive. In questo ambito tra il 1940 e il 1970 si cominciarono a sviluppare le vere e proprie tecnologie di raccolta che prevedevano l'utilizzo di scuotitori del tronco prima, ed in un secondo tempo abbattitori spalleggiabili della chioma.



Figura 96: Scuotitore tronco a sinistra e chioma a destra.

Questa innovazione, grazie alla stretta interazione tra uomo e macchina, ha permesso di dar vita ad un sistema produttivo sicuramente più redditizio e ha reso possibile il mantenimento e rafforzamento del legame tra olivicoltura e territorio. Questo processo ha assunto particolare rilevanza soprattutto nel Sud Italia, dove la frammentazione aziendale e la piccola estensione degli appezzamenti hanno da sempre messo a dura prova la sopravvivenza di questa millenaria coltura simbolo del bacino del Mediterraneo.

Considerando l'interazione uomo macchina nell'ambito della raccolta di prodotti agroalimentari sono stati proposti in ambito accademico e di ricerca vari approcci sia teorici, sia sperimentali riguardanti la progettazione di pinze e mani robotiche.

Tra i vari esempi si cita un progetto di pinza e sistema di taglio a 5 gradi di libertà, costituito da un braccio robotico progettato per raccogliere peperoni dolci [27]. Il dispositivo sviluppato presso l'Università di Kochi (Giappone) è costituito da due ganasce parallele montate su ingranaggi e azionate con l'aiuto di un servomotore. Lo stesso servomotore è stato utilizzato per azionare il sistema di taglio. Il sistema completo è stato progettato per operare utilizzando un solo servomotore. Il modello del sistema e il prototipo corrispondente sono mostrati nella seguente figura.

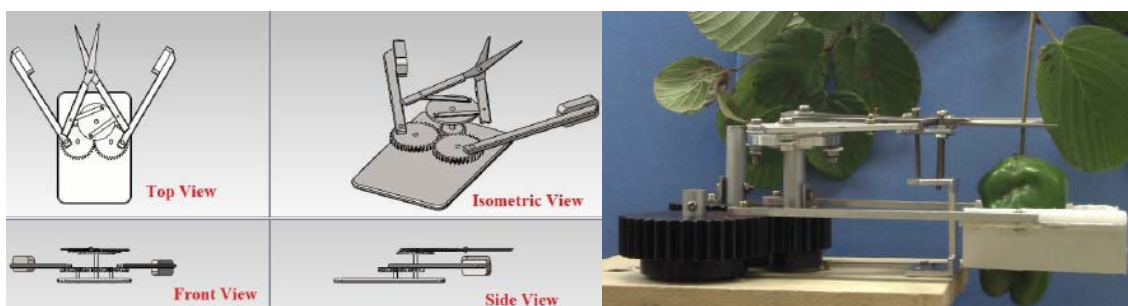


Figura 97: Modello sistema di presa e taglio a sinistra e prototipo a destra [27].

Altro esempio interessante riguarda il progetto di una mano robotica sviluppato da alcuni ingegneri dell'Università di Ilan (Taiwan) per la raccolta dei pomodori [28]. La pinza è costituita da quattro dita, un piatto a molla, un dispositivo di aspirazione, e

meccanismi di piegamento delle dita. Ogni dito ha quattro sezioni e una lunghezza totale di 138 mm. Tutte le articolazioni tra le sezioni sono flessibili e forniscono l'opportuno ammortizzo, quando viene afferrato il frutto. In Figura 98 è mostrato il modello CAD 3D del modello proposto. È, inoltre, presente una copertura di morbida gomma espansa su ogni dito per evitare danni alla superficie del pomodoro.

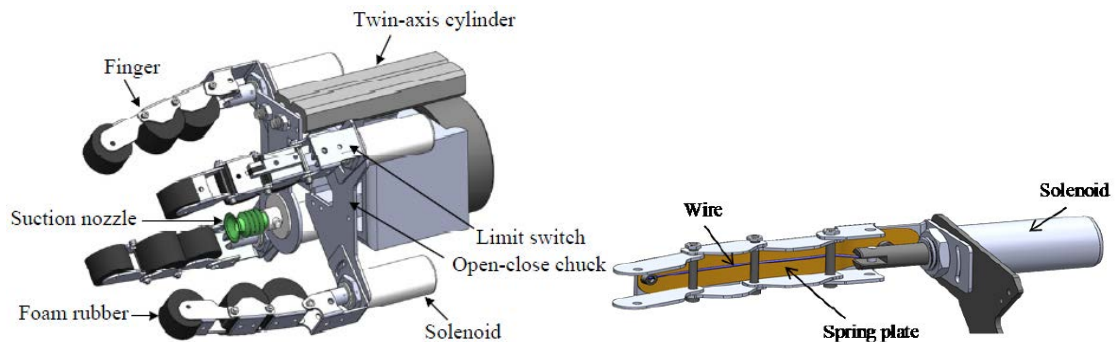


Figura 98: Prototipo di pinza per raccolta dei pomodori (a sinistra) e meccanismo di piegamento delle dita (a destra) [28].

Nell'ambito della raccolta di frutti di forma sferica in letteratura è possibile trovare alcuni esempi di prototipi per la raccolta di frutti sferici ed in particolare delle mele. Due approcci sono stati sviluppati presso il Politecnico di Torino ed in particolare presso il dipartimento di Meccanica.

Il primo consiste in un azionamento pneumatico per la presa di mele il cui meccanismo di apertura e chiusura è costituito da un cinematismo a parallelogramma articolato [29]. I due elementi di presa sono costituiti da superfici opportunamente sagomate rivestite di materiale cedevole. In Figura 99 è riportata una fotografia del dispositivo.

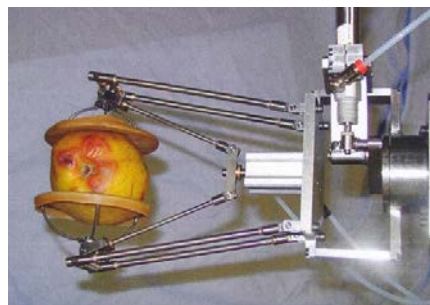


Figura 99: Prototipo Mano di presa per la raccolta delle mele [29].

Il secondo prototipo, mostrato in Figura 100, progettato sempre presso il Politecnico di Torino è costituito da tre elementi rigidi disposti a 120° che vanno a chiudersi attorno al frutto [29]. L'azionamento del dispositivo avviene tramite un unico attuatore pneumatico lineare a stelo passante, dove lo stelo rappresenta la parte fissa e la canna quella mobile. Un'estremità dello stelo è collegata ad una base di interfacciamento con il braccio del robot e l'altra ad un supporto che sorregge i tre elementi di presa e su cui sono ricavate le cerniere di collegamento del meccanismo a quadrilatero articolato che

consente il moto di apertura e chiusura degli elementi rigidi costituenti le dita dell'organo di presa.

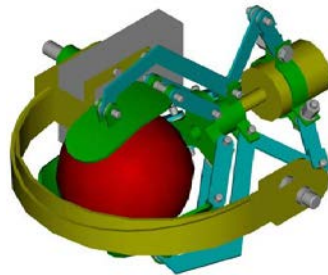


Figura 100: Prototipo mano di presa con integrato il sistema di taglio [29].

Per quanto riguarda il distacco del frutto, il sistema è composto da una coppia di lame di forma approssimativamente semicircolare in grado di ruotare attorno ad un asse ortogonale allo stelo del cilindro prima della chiusura della mano. All'inizio della fase di raccolta le lame sono disposte in posizione diametralmente opposta attorno all'organo di presa; mentre in fase di taglio operano come le classiche formici. L'adattabilità del sistema è garantita da un controllo di tipo attivo. L'attuazione del sistema di taglio è realizzata con un motore rotativo, per garantire la massima compattezza del sistema nel suo complesso.

Un particolare prototipo di mano di presa per la raccolta degli asparagi, realizzato presso il dipartimento di Meccanica del Politecnico di Torino [30] è mostrato in Figura 101. Si tratta di una mano di presa a tre dita, ad azione pneumatica con sensori tattili, concepita per la raccolta degli asparagi, un prodotto agricolo delicato e ad alto valore aggiunto. L'architettura della mano è stata concepita in funzione della forma allungata dell'oggetto da afferrare. La mano presenta un asse di simmetria verticale, con tre dita allungate, disposte in pianta a  $120^\circ$ , ciascuna attuata da un cilindro pneumatico.

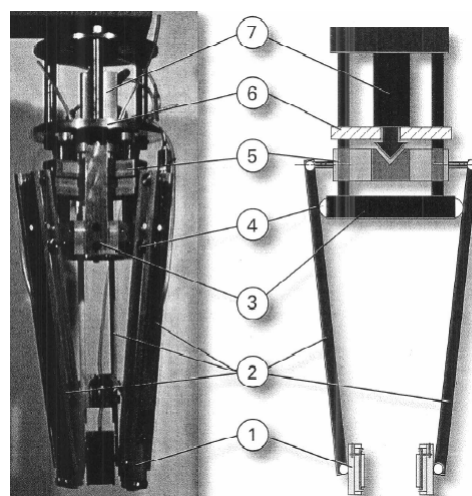


Figura 101: Mano di presa a 3 dita per la raccolta degli asparagi [30].

In Figura 101 sono evidenziate le parti essenziali del prototipo. Il sensore tattile (1) è montato all'estremità di ciascun dito (2) collegato al palmo fisso (3) tramite le cerniere

(4). Il gruppo flottante degli attuatori (5) è costituito da tre cilindri pneumatici con asse a  $120^\circ$ . Gli assi dei cilindri sono su un piano perpendicolare all'asse della mano. Il cilindro pneumatico (7), ad asse verticale e vincolato al telaio, ha la funzione di bloccare il flottaggio del gruppo di attuatori durante la fase di brandeggio della mano.

Altro interessante mano di presa, sempre ideata presso il dipartimento di Meccanica del Politecnico di Torino, è costituita da tre dita ad attuazione pneumatica per la raccolta di frutti delicati [31]. Le dita sono dotate di buona adattabilità nella presa di frutti di varia forma e dimensioni e consentono di distribuire con buona uniformità la forza esercitata sulla superficie di contatto. In particolare, le dita sono costituite esternamente da cilindri corrugati realizzati in materiale plastico flessibile, utilizzati in ambito elettrico; internamente da tubi cilindrici elastomerici, utilizzati nel settore dell'aspirazione polveri.



Figura 102: Mano di presa con tre dita flessibili ad attuazione pneumatica [31].

Sempre nell'ambito di mani di presa delicate un interessante prototipo è stato ideato nella Whashington State University ed in particolare presso il dipartimento di Ingegneria meccanica e dei materiali durante la tesi di dottorato di un loro studente [32]. In particolare è possibile notare dalla Figura 103 che le dita sono movimentate mediante sistema a fili attuato mediante motori passo-passo.



Figura 103: Mano di presa per oggetti sferici delicati come le mele [32]

Anche in questo caso si tratta di una mano di presa per la raccolta di oggetti sferici delicati, come le mele. La mano di presa è stata progettata e realizzata mediante tecniche di prototipazione rapida da CAD al prototipo mediante stampante 3D.

## 2.3 La raccolta dello zafferano: raccolta manuale e meccanizzazione

A livello globale il mercato dello zafferano è stato valutato nel 2015 pari a 645,9 milioni di dollari e si prevede che crescerà con un tasso del 12,0% sino al 2025. Viene coltivato principalmente in condizioni climatiche semi-aride e richiede un intenso impiego di manodopera, il che è uno dei principali fattori responsabili dell'alto costo del prodotto.

Il settore alimentare dello zafferano, nell'ambito dell'economia delle produzioni, risulta essere il settore più esteso e si prevede che guadagnerà quote di mercato sempre crescenti come mostrato nella seguente figura. E' quindi evidente che l'espansione del settore alimentare trainerà la domanda nei prossimi anni.

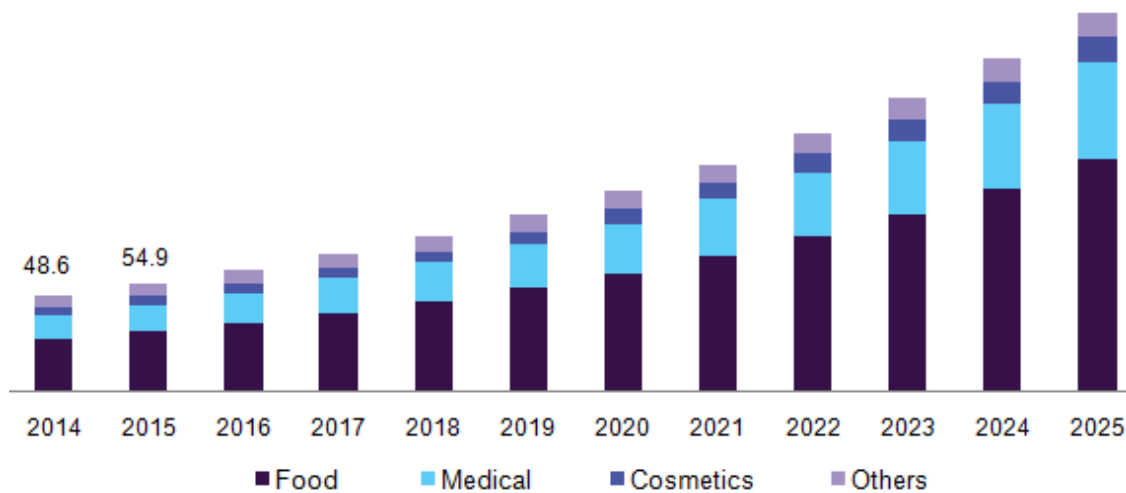


Figura 104: Crescita mercato mondiale dello zafferano per settore [33].

Si consideri, inoltre, la possibilità per molte produzioni alimentari di offerta di prodotti che non sono solo prodotti strettamente alimentari, ma anche integratori e prodotti con valenza medicale. Questo è il caso dello zafferano ed infatti la domanda di prodotti a base di zafferano è aumentata anche nelle applicazioni mediche e della Nutraceutica, a causa del suo uso come antiossidante, antisettico, antidepressivo e anticonvulsivo.

La crescente popolarità dei prodotti naturali nell'industria medica ha aumentato la necessità di integratori. Lo zafferano può anche essere usato per trattare l'asma, la pertosse, la pelle secca e altri disturbi [34]. Si prevede che la crescita nel settore medicale, in particolare nel Nord America e in Europa, avrà un impatto positivo anche sull'industria degli integratori e della Nutraceutica, a cui lo zafferano si rivolge.

Altro settore in crescita è quello cosmetico, anche a questo settore lo zafferano si rivolge. Le doti dello zafferano in questi campi, sono raccolte nella figura seguente [34].

Activity	Saffron constituents tested	Reference
Prevention of gastric disorder	Saffron crude extract	Inoue et al. (2005)
	Ethanollic saffron extract	Kianbakht and Mozaffari (2009).
Prevention of stomach ulcer	Crocin	Xu et al. (2009)
Digestion enhancement	Aqueous saffron extract	Nabavizadeh et al. (2009)
		Tavakkol-Afshari et al (2008)
Anticancer function and cytotoxic effects on tumor cells	Ethanollic saffron extract Crocin, crocetin, safranal and picrocrocin	Escribano et al. (1996)
		Garcia-Olmo et al. (1999)
		Abdullaev (2002)
		Mousavi et al. (2009)
		Garcia-Olmo et al. (1999)
Tumor inhibition	Crocin Saffron Crocetin	Salomi et al. (1991)
		Wang et al. (1996)
		He et al. (2005)
Cardiovascular health promotion Anti-atherosclerosis	Crocin Crocetin	He et al. (2007)
		Sheng et al. (2006)
Prevention of insulin resistance	Crocetin	Xi et al. (2007)
Anti-depression activities	Capsulated ethanollic saffron extract Saffron petal extract Aqueous and ethanollic saffron extract	Akhondzadeh et al. (2005)
		Akhondzadeh et al. (2007)
		Moshiri et al. (2006)
Premenstrual syndrome (PMS) treatment	Capsulated ethanollic saffron extract	Hosseinzadeh et al. (2004)
Detrimental health effects Nausea, vomiting, uterus bleeding, abortion	Saffron	Agha-Hosseini et al. (2008)
		Schmidt et al. (2007)
		Lucas et al. (2001)

Modified and adopted from Melnyk et al. (2010).

Figura 105: Funzioni biologiche attribuite allo zafferano [34].

Le condizioni climatiche specifiche per la coltivazione, l'aumento del costo del lavoro e l'alto prezzo del prodotto costituiscono una sfida per la crescita del settore di produzione dello zafferano. Purtroppo, la mancanza di integrazione nella catena di produzione ed approvvigionamento e le carenze innovative di produzione, in particolare nelle fasi di raccolta e separazione della spezia, hanno ricadute negative limitando lo sviluppo del settore dello zafferano.

Lo zafferano, *Crocus Sativus*, appartiene alla famiglia delle iridacee e ha circa sessanta specie, quasi tutte presenti nella regione mediterranea. Le prime notizie di questa coltura risalgono al periodo cretese, al terzo millennio prima di Cristo. Regioni d'origine si stima siano quelle dell'odierno Afganistan e dell'attuale Pakistan. Da secoli l'Europa ricopre un ruolo preminente nella produzione e nella commercializzazione dello zafferano a livello mondiale. Alcuni resti archeologici rammentano che si tratta di una coltura radicata da millenni nel bacino del mediterraneo. Importanti estensioni di coltivazione e produzioni, notevolissime per qualità, si trovano in Sardegna nella zona del Medio Campidano.

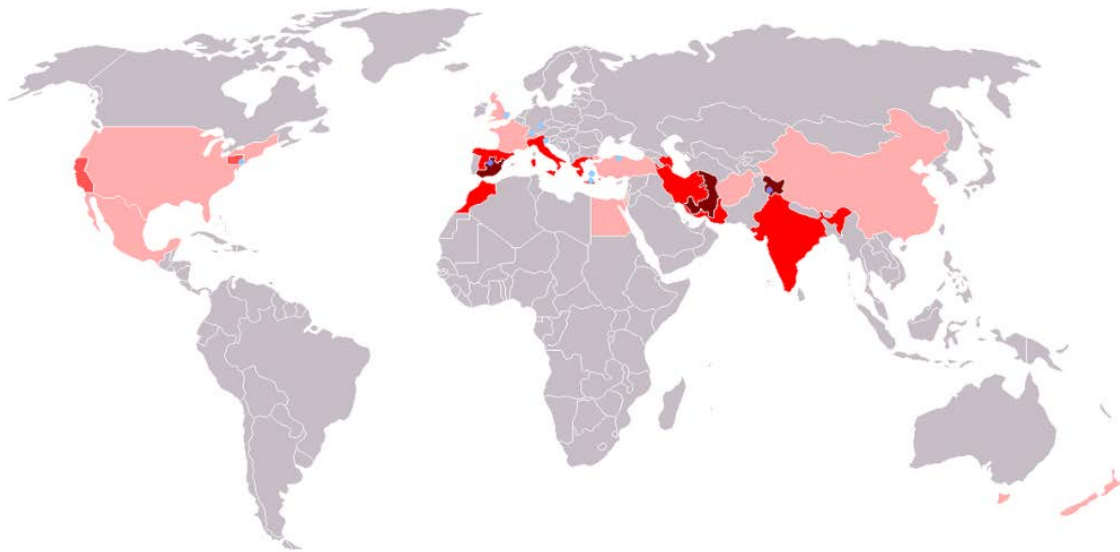


Figura 106: Zone di produzione dello zafferano nel mondo e in Europa [Fonte Wikipedia].

Lo zafferano sardo e abruzzese, con quello della Mancha (Spagna) e quello prodotto a Kozani (Iran) sono considerati i migliori al mondo da un punto di vista qualitativo. Quello sardo viene riconosciuto di ottima qualità ma la sua minor produzione non lo rende competitivo a livello globale [35].

Le zone di maggiore produzione sono in Iran, con la quasi totalità dello zafferano prodotto. In Europa lo zafferano viene coltivato in Spagna, Grecia ed Italia. In Europa il maggiore produttore è la Spagna. L'Iran è il primo produttore mondiale di zafferano con oltre il 94% di produzione [36]. A causa del costo della manodopera, risulta estremamente difficile per aziende europee competere con i costi dello zafferano prodotto in Iran, India ed altri paesi dove il costo della manodopera è nettamente inferiore rispetto a quello europeo.

L'aumento del costo della manodopera, dovuto al miglioramento della qualità della vita dei paesi produttori mediterranei, ha avuto una diretta ripercussione sulla coltivazione, facendo sì che l'estensione coltivata si sia ridotta drasticamente. Questo problema va a sommarsi con la difficoltà di trovare un numero di lavoratori sufficiente per un periodo limitato di tempo, il periodo della fioritura che si manifesta in ottobre-novembre. I fiori, infatti, nascono dopo le prime piogge di settembre-ottobre, e la raccolta si prolunga sino ai primi di novembre e dura in media una ventina di giorni. La raccolta viene effettuata ogni giorno e subito dopo la raccolta si passa alla fase di separazione della spezia o mondatura [37].

Tra le fasi di lavorazione della spezia quella della raccolta è quella dove è massimo il dispendio energetico dell'operatore.

La struttura del fiore è importante per capire le complicità relative alla raccolta e alle successive fasi. La pianta dello zafferano appartiene al genere delle iridacee ed è una pianta erbacea perenne, con un'altezza che va dai 10 ai 25 cm. Cresce da un bulbo molto simile a quello della cipolla, con funzione di accumulo per le sostanze nutritive. Questo permette alla pianta di dar luogo alla fioritura e germogliare. Le radici, fini e bianche, hanno una lunghezza che arriva sino ai 10 cm e le foglie molto sottili, variano tra 1,5 e 2,5 mm, di colore verde scuro. I fiori hanno una struttura regolare e possiedono



sei petali: tre interni e tre esterni. I petali sono uniti a un largo tubo che emerge dall'estremo superiore dell'ovario. Lo stilo, prolungamento dell'ovario, termina in un unico stimma che è composto da tre filamenti di colore rosso vivo, parte più pregiata della pianta. Solitamente si hanno da uno a tre fiori per gambo e due o tre gambi per pianta.



Figura 107: Pianta dello zafferano a sinistra, a destra petali (c), gambi (b), Stigmi (a).

Lo zafferano ha necessità di un clima mediterraneo-continentale e sopporta temperature rigide sia estive che invernali. Si adatta bene a terreni calcarei e viene coltivato con buoni risultati in terreni poveri anche se è nota una resa maggiore in terreni fertili. La limitazione più importante, legata alle condizioni chimiche e fisiche del terreno è il drenaggio, in quanto la formazione di pozzanghere è dannosa.

In letteratura sono attualmente proposti differenti sistemi di meccanizzazione per la raccolta del fiore di zafferano. La maggior parte di questi sistemi sono idee progettuali non realizzate e dal punto di vista pratico esistono pochi prototipi di sistemi meccanizzati per la raccolta di questo fiore.

Un primo prototipo di pinza robotica di notevole interesse per la raccolta dello zafferano è quello sviluppato da studiosi dell'Università degli Studi di Cagliari [38]. La pinza è composta da un dito fisso (striker) e da una camma (cam) attuata tramite un servomotore elettrico rotante. Il processo di taglio è composto da due passaggi: avvicinamento e oscillazione. L'oscillazione provoca il taglio del fiore tramite una serie di carichi di torsione applicati allo stelo. Durante il processo le foglie, partecipano al taglio a causa delle loro superfici ruvide e non restano danneggiate.

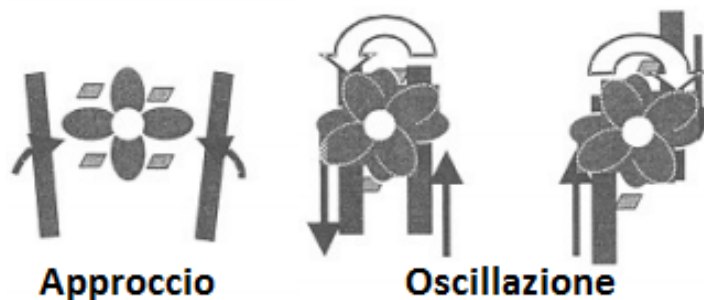


Figura 108: Fasi di approccio ed oscillazione [38].

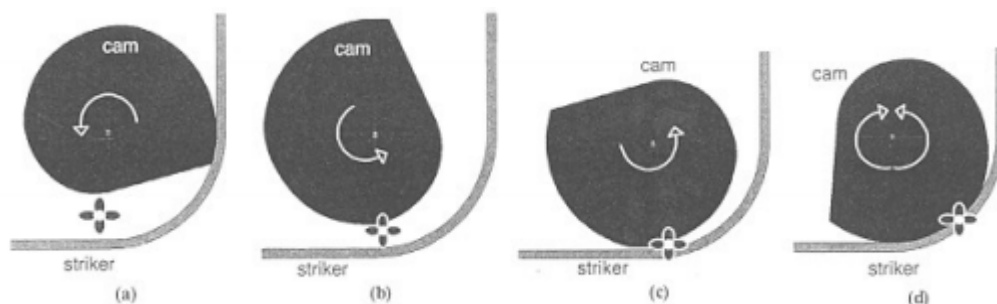


Figura 109: Fasi di distacco del fiore e funzionamento del prototipo sul campo [38].

Un altro interessante prototipo di pinza robotica per la raccolta del fiore dello zafferano, realizzato sempre presso l' Università degli Studi di Cagliari (Dipartimento di Ingegneria Meccanica Chimica e dei materiali), è stato progettato e costruito da uno studente magistrale durante la sua tesi finale [39]. Si tratta di un sistema a doppia attuazione dove la rotazione delle dita superiori è garantita da un servomotore, mentre la loro apertura e chiusura è governata mediante un solenoide.

La meccanica di apertura delle dita è la stessa sia per le dita superiori sia per quelle inferiori. La mano di raccolta è composta da un polso inferiore fisso, un polso superiore rotante, elementi per il collegamento dei due polsi, un solenoide e un servomotore per l'attuazione. Gli elementi di collegamento costituiscono anche la cerniera che permette la rotazione del polso superiore rispetto a quello inferiore. Il tutto è supportato da un sistema collegato a un'asta.

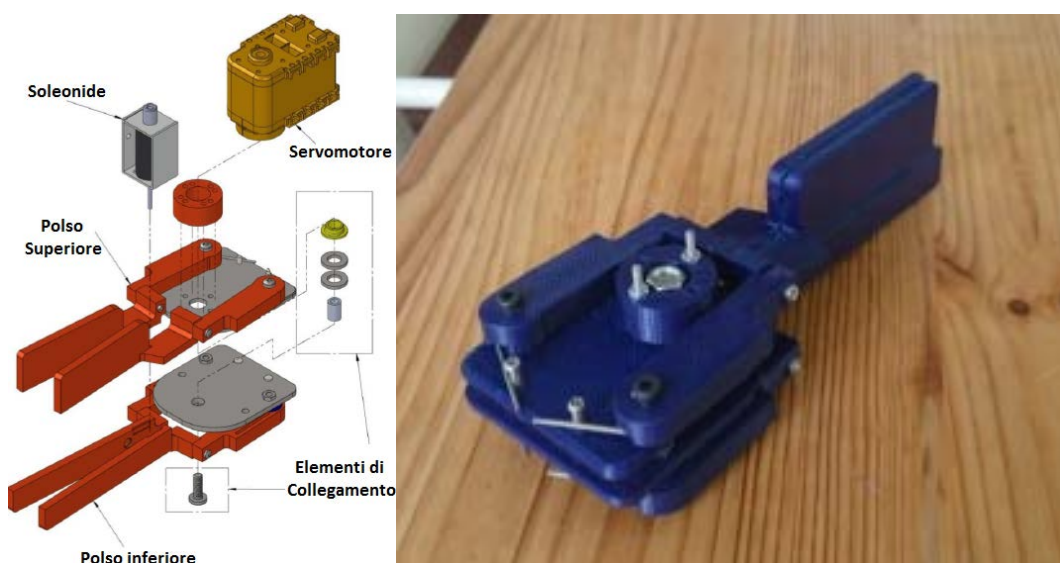


Figura 110: Esploso della mano di presa (a sinistra) e prototipo (a destra) [39].

Questo prototipo risulta particolarmente interessante in quanto è stato realizzato con la tecnica di prototipazione rapida ove per prototipazione rapida si intende l'insieme di tecnologie e tecniche industriali volte alla realizzazione di prototipi in tempi brevi, partendo da un modello geometrico tridimensionale CAD. Il prototipatore usato per la realizzazione della mano di presa è un dispositivo a deposizione di materiale fuso (FDM, fused deposition modelling).

Con questa tecnologia il materiale, generalmente termoplastico in barrette o fili, viene fuso e depositato su un piano di stampa mediante un estrusore; il moto dell'estrusore nello spazio è garantito da una meccanica che può essere di tipo cartesiano a tre assi o parallela, azionata da diversi motori passo-passo. In Figura 110 è rappresentato un esploso della mano di raccolta e il prototipo finale.

Come è possibile notare vi è interesse nel campo della progettazione e realizzazione di mani di presa e pinze robotiche adatte alla raccolta di colture agro-fruttifere ad alto valore aggiunto. Tutti i macchinari elencati e descritti sono soluzioni per la realizzazione di dispositivi spalleggiabili dall'operatore. Sono stati ideati partendo dalla struttura del fiore, avendo in mente di preservare la pianta durante la raccolta e basandosi sull'esperienza maturata sul campo degli operatori del settore.

### 2.3.1 Prototipo di macchina agevolatrice

In questo capitolo viene analizzato il sistema integrato costituito da mano di raccolta ad azionamento pneumatico ed aspiratore, che risucchia il fiore dopo il distacco. La macchina per la raccolta del fiore utilizzata durante i test è un dispositivo spalleggiabile ideato, progettato e costruito da studiosi dell'Università degli Studi di Cagliari [40]. Nella Figura seguente si possono distinguere due componenti principali:

- il primo (A) è la mano di raccolta progettato per distaccare dallo stelo il fiore, contenente i tre stigmi;
- il secondo (B) raccoglie il fiore distaccato tramite un collettore di aspirazione. L'aspirazione è generata da una ventola azionata da un motore elettrico.



Figura 111: Prototipo macchina agevolatrice per la raccolta dello zafferano.

In fase di distacco del fiore la mano di raccolta imita la procedura seguita dai raccoglitori, che, dopo aver individuato il fiore tra le foglie, tenendo lo stelo tra pollice e indice, con un movimento deciso, in avanti e verso il basso rompono lo stelo del fiore. In particolare il comportamento dello stelo può essere assimilato ad una trave soggetta a instabilità. In Figura 111 si possono individuare i componenti principali del sistema portatile:

- l'impugnatura (1) sulla quale si trova la valvola che viene attivata per azionare la pinza;
- la tracolla (3) che permette di effettuare la raccolta in posizione eretta, senza dover sostenere il peso del macchinario con le braccia;
- il condotto pneumatico (4) per alimentare l'attuatore pneumatico nel corpo pinza (8);
- il collegamento (7) tra i due componenti A e B;
- le dita (9) che effettuano il distacco del fiore, prima che venga aspirato attraverso la bocchetta di aspirazione (6).

In Figura 112 è mostrata la vista interna della mano di presa. Il corpo (1) è costituito da un telaio in lega di alluminio. Al suo interno si possono individuare l'attuatore pneumatico (2), avente alesaggio di 16 mm e corsa di 22,5 mm, agente su una traversa (3) che a sua volta preme su due corpi cilindrici (4). I due corpi cilindrici ruotano e traslano all'interno di due boccole (5).

Sulle boccole sono presenti due guide elicoidali (6) che vincolano il movimento di due perni inseriti all'interno dei corpi cilindrici in modo da far ottenere alle dita (7), collegate rigidamente ai due corpi cilindrici, un moto roto-traslatorio elicoidale.

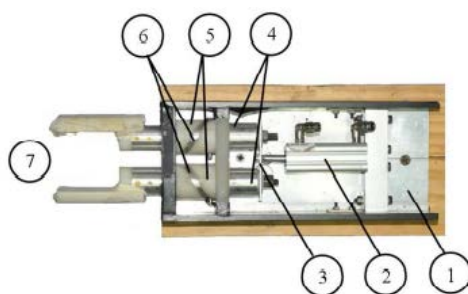


Figura 112: Vista interna della mano di presa.

La separazione del fiore è determinata da una rototraslazione con rotazione opposta delle due dita, che hanno un moto senza strisciamento dell'una sull'altra. La cerniera presente nel punto di collegamento tra A e B (Figura 111) viene sollecitata quando il cilindro pneumatico viene azionato. Per ottenere il corretto distacco del fiore, la flessione deve avvenire quando il movimento roto-traslatorio delle dita è completato. Ciò implica che la dinamica del cilindro debba essere sufficientemente veloce, in modo che si abbia un urto, sullo stelo del fiore, a fine corsa del cilindro.

Test sperimentali, effettuati con dei trasduttori di pressione e di posizione collegati ad un'opportuna apparecchiatura, hanno permesso di valutare sia le pressioni nella camera anteriore e posteriore del cilindro pneumatico sia la sua posizione nel tempo e quindi la velocità delle dita della mano che compie l'operazione di distacco del fiore.

La Figura 113a mostra i valori di pressione rispetto al tempo nelle due camere del cilindro durante la fase di scarico e durante la fase di mandata.

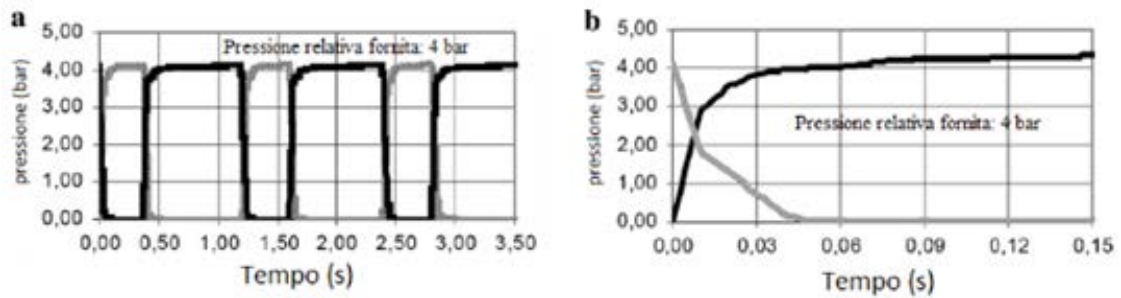


Figura 113: Andamento della pressione relativa nelle due camere del cilindro pneumatico [41].

In Figura 113b è rappresentato l'andamento della pressione relativa nelle due camere del cilindro durante la fase di di corsa in uscita del cilindro, che corrisponde alla fase di avvicinamento delle dita e di distacco del fiore [41].

In Figura 114 è rappresentato l'andamento della corsa del cilindro, corrispondente alla fase di fuori uscita dello stelo, in funzione del tempo, per le pressioni relative di 1,5 bar e di 4 bar. In ordinata i valori di fine corsa sono naturalmente gli stessi, ma si può notare come la pendenza della curva sia maggiore nel caso di pressione di alimentazione di 4 bar relativi.

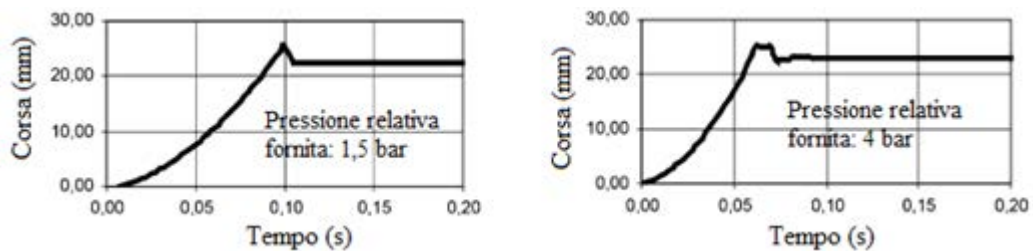


Figura 114: Andamento della pressione nella camera motrice del cilindro in fase di avvicinamento e distacco del fiore [41].

La fase di overshoot che si nota, in Figura 114, più pronunciata nel caso di alimentazione a 4 bar relativi, è dovuta ai fine corsa elastici del cilindro ed alle maggiori decelerazioni delle masse collegato allo stantuffo in moto. Questa fase di arresto a fine corsa, con i suoi effetti inerziali, consente la rotazione di beccheggio della pinza attorno alla cerniera ad asse orizzontale, che collega i due componenti A e B precedentemente descritti.

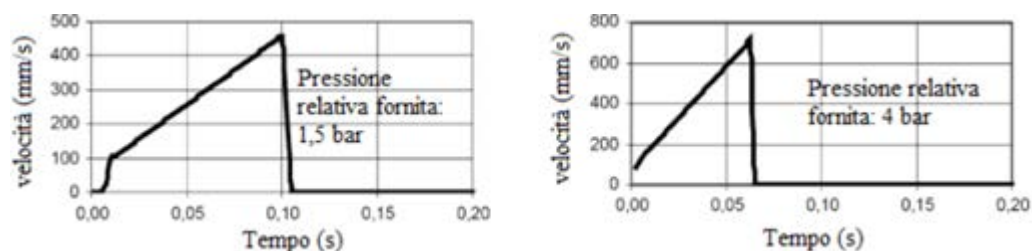


Figura 115: Velocità del pistone a differenti pressioni [41].

In Figura 115 è mostrata la velocità dello stantuffo del cilindro, sempre per le pressioni relative di alimentazione di 1,5 e 4 bar. Il rapporto di trasmissione tra velocità di traslazione dello stantuffo del cilindro e rotazione delle dita è di  $7.00 \times 10^{-3}$  m/rad. Per una pressione di 1,5 bar, la velocità raggiunge un picco di 0.45 m/s in 0.10 s, con un'accelerazione media di  $4.5 \text{ m/s}^2$ . Quando la pressione di alimentazione è di 4 bar, il valore massimo di velocità è 0.65 m/s raggiunto in 0,06 s, con un'accelerazione media di  $10 \text{ m/s}^2$ .

### 2.3.2 Modello dinamico della mano

Il modello dinamico proposto in questo capitolo riguarda il comportamento dinamico della mano descritta nel precedente capitolo. questo modello utilizza come dati di ingresso i valori rilevati sperimentalmente. Si avrà, quindi, una fase di caratterizzazione del sistema, una sua modellazione, l'analisi dei risultati elaborati dal modello ed una fase di validazione sperimentale dei dati ottenuti dal modello.

La mano è dotata di due dita, ciascun dito è vincolato, nel suo moto, da due guide elicoidali che impongono un moto roto-traslatorio delle dita stesse. Riferendosi al capitolo precedente ed alla Figura 111, l'attuatore pneumatico muove la traversa che a sua volta spinge entrambi i corpi cilindrici e quindi le due dita. I corpi cilindrici e la traversa non sono a diretto contatto, ma si trasmettono il moto tramite un cuscinetto reggispinta che si comporta come una frizione piana a secco. Il cuscinetto reggispinta permette ai corpi cilindrici e, quindi, alle dita di ruotare rispetto al loro asse. In Figura 116 è mostrata una sequenza del movimento roto-traslatorio delle dita, durante la fase di distacco del fiore.



Figura 116: Sequenza di rototraslazione delle dita.

Nella Figura 117 è rappresentato il diagramma di corpo libero di una delle due dita, della trasversa e dello stantuffo.

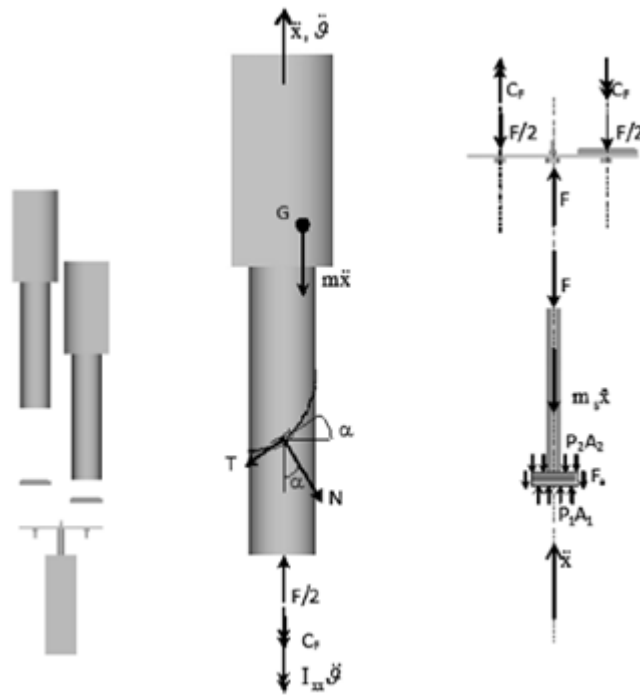


Figura 117: Diagramma di corpo libero di una delle due dita, della trasversa e dello stantuffo della mano di presa sotto studio [41].

Si possono scrivere sette equazioni per descrivere la dinamica del sistema, tra cui equazioni di equilibrio dinamico e condizioni cinematiche [41].

$$\frac{F}{2} - 2 \cdot N \cdot \cos(\alpha) - 2 \cdot T \cdot \sin(\alpha) - m \cdot \ddot{x} = 0 \quad (16)$$

$$2 \cdot N \cdot r \cdot \sin(\alpha) - 2 \cdot r \cdot T \cdot \cos(\alpha) - I_{xx} \cdot \ddot{\theta} - C_F = 0 \quad (17)$$

$$r \cdot \ddot{\theta} \cdot \tan(\alpha) = \ddot{x} \quad (18)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left( \frac{P}{2 \cdot \pi \cdot r} \right) \quad (19)$$

$$T = f \cdot N \quad (20)$$

$$C_F = \frac{F}{2} \cdot f_F \cdot \left( \frac{R_i + R_e}{2} \right) \quad (21)$$

$$P_1 \cdot A_1 - P_2 \cdot A_2 - F - m_s \cdot \ddot{x} - F_a = 0 \quad (22)$$

Dove:

- F è la forza applicata dall'attuatore pneumatico sulla trasversa, su ciascun corpo cilindrico la forza applicata sarà F/2 ;
- $\theta$  è la posizione angolare del dito;

- G è il baricentro del dito;
- m è la massa del dito;
- $\alpha$  è l'angolo dell'elica della camma elicoidale;
- N e T rispettivamente le due forze normale e tangenziale agente dalla camma elicoidale sul dito;
- $I_{xx}$  è il momento di inerzia del dito attorno al proprio asse di rotazione;
- $m_s$  la massa dello stantuffo e delle parti direttamente ad esso collegate,
- $P_1$  e  $P_2$  rispettivamente la pressione nelle camere anteriore e posteriore del cilindro;
- $A_1$  e  $A_2$  rispettivamente l'area anteriore e posteriore dello stantuffo;
- $F_a$  la forza di attrito nel cilindro;
- t il tempo;
- p il passo dell'elica;
- r il raggio cilindrico dell'elica,
- $R_i$  ed  $R_e$  rispettivamente raggio interno e raggio esterno del cuscinetti reggispira inteso come frizione piana;
- f ed  $f_F$  rispettivamente i coefficienti di attrito dell'elica e del cuscinetto reggispira.

Nella seguente tabella sono mostrati i dati caratteristici del corpo pinza. La forza di attrito  $F_a$ , determinata sperimentalmente, dipende dalle pressioni nelle due camere del cilindro e dalla velocità del pistone per una determinata condizione di lubrificazione, anche se la velocità in questo caso è trascurabile rispetto al contributo dato dalle pressioni. I risultati pervenuti riguardano la fase di uscita dell'aria, corrispondente alla fase di distacco del fiore.

m	Massa delle dita	$6.70 \cdot 10^{-2} \text{ kg}$
$I_{xx}$	Momento di inerzia delle dita attorno al loro asse di rotazione	$11.28 \cdot 10^{-6} \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$
$m_s$	Massa delle parti in movimento	$3.15 \cdot 10^{-2} \text{ kg}$
P	Passo dell'elica	$4.50 \cdot 10^{-2} \text{ m}$
r	Raggio cilindrico dell'elica	$1.35 \cdot 10^{-2} \text{ m}$
f	Coefficiente di attrito dovuto all'elica	0.20



$f_F$	Coefficiente di attrito della frizione	0.04
$R_i$	Raggio interno della frizione	$5.0 \cdot 10^{-3} m$
$R_e$	Raggio esterno della frizione	$17.0 \cdot 10^{-3} m$
$A_1$	Sezione anteriore del pistone	$1.131 \cdot 10^{-4} m^2$
$A_2$	Sezione posteriore del pistone	$0.84 \cdot 10^{-4} m^2$

Tabella 1: Caratteristiche del corpo pinza [41].

L'andamento delle pressioni  $P_1=P_1(t)$  e  $P_2=P_2(t)$  nelle camere del cilindro sono misurate sperimentalmente e l'andamento è mostrato in Figura 118. Le pressioni relative all'ambiente, agenti come alimentazione nell'attuatore pneumatico sono rispettivamente 150, 300 e 450 KPa. L'accelerazione  $\ddot{x}$  viene calcolata risolvendo il sistema di equazioni sopra descritto. Integrando due volte l'accelerazione nel tempo, si ottiene lo spostamento. Le condizioni iniziali vengono imposte all'inizio del distacco del fiore con lo stelo del cilindro retracts. La fase di separazione del fiore è fortemente influenzata dalla dinamica del sistema e vengono indicati i risultati operativi provenienti dalle prove sul campo.

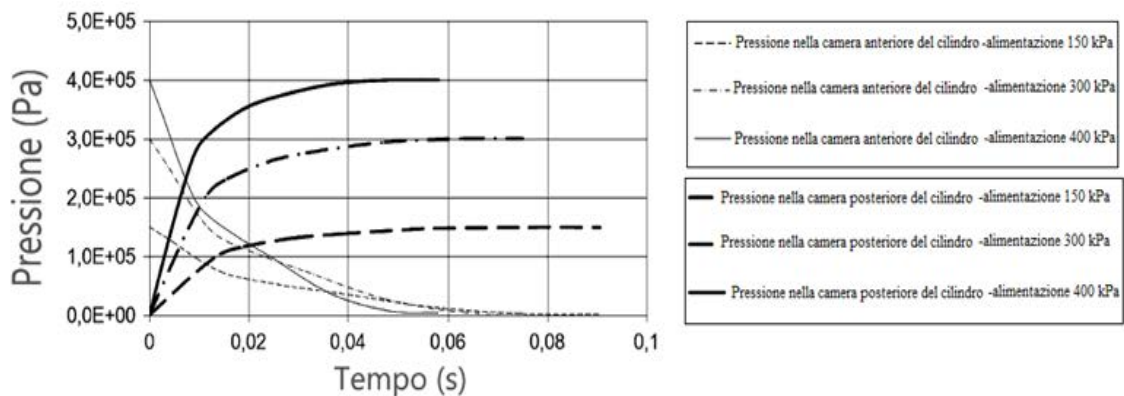


Figura 118: Andamento pressioni nelle camere del cilindro [41].

Il tempo necessario per eseguire l'intera corsa è un parametro discriminante per il successo del distacco. Infatti una pressione di alimentazione di almeno 3 bar aumenta notevolmente la percentuale di successo, e la velocità delle dita risulta adeguata al successo della fase di distacco. È stato scelto l'andamento della corsa rispetto al tempo per evidenziare e verificare la bontà delle prestazioni della pinza e per convalidare l'affidabilità dei risultati del modello rispetto alle misure sperimentali.

L'andamento della corsa del sistema è mostrato nella figura seguente dove vengono riportate sia la tendenza analitica che quella sperimentale. La pressione di alimentazione del cilindro pneumatico è quella utilizzata nelle prove sperimentali: 150, 300 e 400 kPa relative. L'andamento nel tempo della corsa del cilindro (mostrato in Figura 119), e quindi delle dita, calcolato con il modello analitico è in buon accordo con i dati sperimentali. Utilizzando il modello è possibile valutare l'influenza dei parametri più importanti sul comportamento del sistema, in particolare, la massa delle parti in moto e

l'attrito nel cilindro sono due dei principali parametri che influenzano la dinamica del sistema.

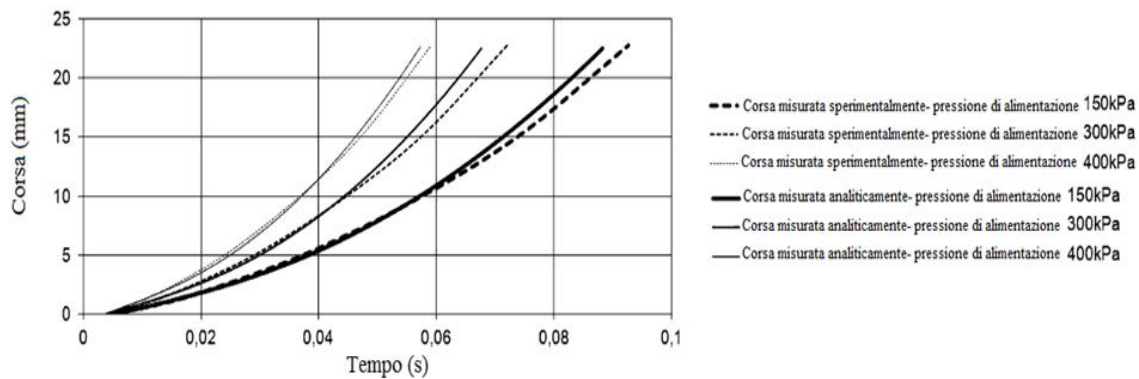


Figura 119: Andamento analitico e sperimentale della corsa del cilindro rispetto al tempo [41].

In Figura 119 i grafici mostrano l'andamento della corsa del cilindro in funzione del tempo, mentre in Figura 120 viene evidenziata la corsa dello stelo in funzione del tempo con tre diverse masse  $m$  delle dita e con tre diverse forze di attrito  $F_a$  nel cilindro.

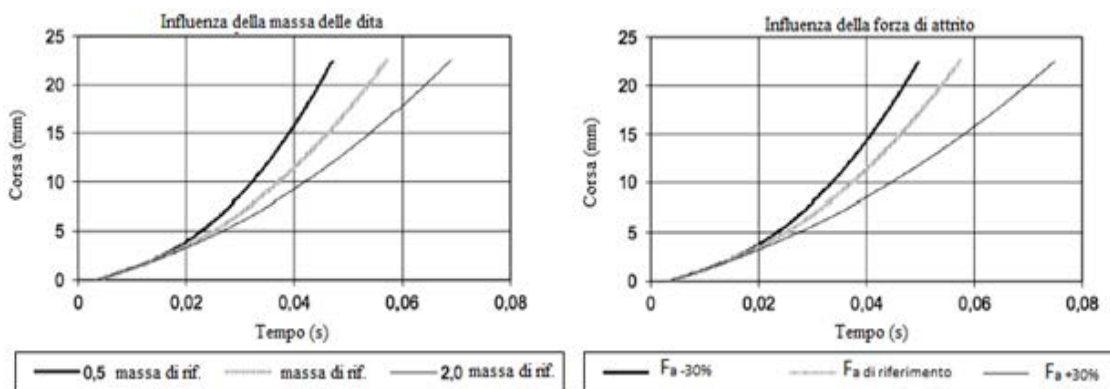


Figura 120: Andamento della corsa dello stelo del cilindro in funzione della massa del dito [41].

Le curve mostrano come la massa  $m$  del dito influenza in modo significativo le dinamiche del sistema, ma è anche possibile vedere che la forza di attrito  $F_a$  influenza maggiormente il comportamento della pinza, infatti una variazione del 30% di  $F_a$  implica un tempo totale della variazione di corsa come quella dovuta ad una variazione di massa del dito del 100% [41].

## 2.4 La metabolimetria nel comparto agricolo e la valutazione della spesa energetica umana per l'Internet of Farming

In generale i lavoratori agricoli, soprattutto quelli stagionali, raccolgono a mano un'ampia varietà di colture per le quali la raccolta meccanizzata non è stata ancora sviluppata o comunque non è stata ancora raggiunta la massa critica per poterla sviluppare. A questa categoria di lavoratori capita spesso di lavorare tante ore, trasportando carichi pesanti o assumendo posizioni con eccessiva adduzione/abduzione di segmenti del corpo o con posture fortemente asimmetriche, e spesso in condizioni climatiche estreme. Sebbene la ricerca ergonomica nel lavoro manuale sia ultimamente cresciuta (Meyers et al., 1998; Sakakibara et al., 1995; Calisto et al., 1997; Miles and Steinke, 1996; Baronet al., 2001), i rischi per la salute e la sicurezza associati alle attività lavorative manuali sono ancora alti.

Ricerche precedenti del New York Center for Farmic Medicine and Health (NYCAMH), riguardo la salute dei lavoratori nel comparto agricolo, suggeriscono che la possibilità di lesioni alla schiena, il collo e le spalle sono un problema comune tra i campi di raccolta (Earle-Richardson et al., 2003).

L'Internet of Farming può dare una svolta al monitoraggio della salute e sicurezza dei lavoratori in ambito agricolo in quanto può permettere di acquisire ed elaborare i consumi energetici dei singoli individui, da cui si possono acquisire informazioni con valenza critica finalizzate alla diagnosi precoce di potenziali sovraccarichi lavorativi. Grazie a ciò è possibile introdurre macchinari agevolatori in fase di raccolta evitando di far entrare in fatica metabolica i lavoratori del comparto analizzato.

Durante la raccolta a mano di colture ad alto valore aggiunto, come lo zafferano (Figura 121), i lavoratori eseguono ciclicamente attività ripetitive. Le attività cicliche vengono eseguite con i muscoli delle mani, delle braccia e delle spalle, oltre che delle gambe per le posture assunte.



Figura 121: Esempio di raccolta manuale dello zafferano.

Un'attività ciclica è generalmente a basso consumo se è di breve durata, ma la ripetizione con pause inter-ciclo eccessivamente brevi può limitare il recupero

metabolico e quindi portare le strutture muscolo-scheletriche interessate a sviluppare fatica, sia sinaptica (rallentamento del funzionamento delle sinapsi elettriche) che muscolare (riduzione progressiva della attività contrattile), inducendo quindi il lavoratore a interrompere la propria attività

Un esempio è dato dal comparto della raccolta delle mele dove il trasporto richiede un costo energetico umano elevato, oltre allo stress meccanico dovuto al carico da trasportare a cui è sottoposta la spina dorsale [42]. I fattori come la postura assunta durante il lavoro e i movimenti ciclici sono spesso associati a dolenzie croniche delle strutture muscolo-scheletriche del collo e delle spalle. Verosimilmente questi sono dovuti a un processo flogistico di lunga durata dove coesiste una forma di infiammazione attiva, la distruzione tissutale e il successivo tentativo di riparazione con produzione di tessuto granulare. Queste infiammazioni croniche possono derivare da un'infiammazione acuta (vedasi rabdomiolisi da sovraccarico della muscolatura interessata) non completamente risolta, per cui gli agenti flogogeni non sono stati raggiungibili dai sistemi di difesa e hanno generato un'infiammazione cronica. Ovviamente, una tale condizione patologica dà luogo a un maggiore affaticamento e a una bassa resa lavorativa [43].

Nonostante la disponibilità di numerosi metodi basati su osservazioni di posture di lavoro, una classificazione internazionale per lo stress fisico basato sul consumo di energia non esiste. Inoltre le posture lavorative sono classificate e approvate a livello internazionale anche se non è disponibile un'analisi dinamica con le forze in gioco.

Il metodo della calorimetria indiretta applicato in questo comparto può essere utilizzato per fare stime soggettive del livello di fatica metabolica e per confrontare metodi e fasi di lavoro differenti [44], nell'ottica di creare sistemi telemetrici con data-logger per successive elaborazioni. L'ideale sarebbe correlare gli strumenti utilizzati in agricoltura (come dispositivi agevolatori spalleggianti) con metabolimetri portatili in maniera tale da ottenere indici energetici di affidabilità e di diagnosi di possibile alterazione delle variabili metaboliche critiche negli operatori agricoli. Uno strumento interessante ed utile allo scopo è il metabolimetro portatile tascabile più piccolo al mondo, sviluppato dall'azienda Medical Graphics Italia Srl.



Figura 122: Metabolimetro portatile tascabile [Breezing della Medical Graphics Italia Srl]

Il metabolimetro portatile, mostrato in Figura 122, utilizza la calorimetria indiretta che misura i volumi di O<sub>2</sub> consumato e di CO<sub>2</sub> prodotta con sensori monouso. E' possibile la sincronizzazione diretta del Breezing con smartphone e tablet iOS o Android via bluetooth. In pochi secondi è possibile avere il consumo calorico e conoscere i substrati energetici utilizzati durante una data attività. Viste le caratteristiche questo apparecchio rientra in pieno nella visione dell'Internet of Farming.

In generale la metabolimetria o calorimetria indiretta è una metodica ben nota e ampiamente utilizzata per misurare il metabolismo. E' raccomandata per il trattamento di obesità e di valutazione del peso dall'Organizzazione Mondiale della Salute, Accademia della Nutrizione e Dietetica e dall'American College of Sports Medicine. Inoltre è da sempre utilizzata in ambito sportivo e consente di avere un'indicazione precisa sulle capacità e potenzialità di un atleta.

La spesa energetica totale (TDEE) nell'adulto ha diversi componenti:

- il metabolismo basale o spesa energetica basale (BEE) ossia la spesa energetica necessaria per il mantenimento delle funzioni vitali a riposo ed a digiuno (in condizioni di termoneutralità);
- l'effetto termico o termogenesi del cibo (TEF) ossia la spesa energetica richiesta per la digestione e l'assorbimento dei nutrienti;
- la spesa energetica per l'attività fisica (AEE).

Con il termine REE (resting energy expenditure) si intende la spesa energetica a riposo non a digiuno (in condizioni di termoneutralità) e quindi include sia il metabolismo basale che la TEF.

L'attività fisica, sia praticata nello sport che nell'attività lavorativa, è la componente più variabile della spesa energetica giornaliera e può portare ad un significativo aumento della spesa energetica in soggetti molto attivi. Considerando questo i soggetti si possono distinguere in base al loro livello di attività fisica come indicato nella Figura 123.



Figura 123: Distinzione soggetti in base al livello di attività fisica.

Il dispendio energetico con l'attività fisica ovviamente è variabile a seconda del tipo di attività. Può andare dal 15% circa per stili di vita sostanzialmente sedentari, fino a valori anche pari a 3-4 volte il MB (atleti e attività occupazionali particolarmente pesanti).

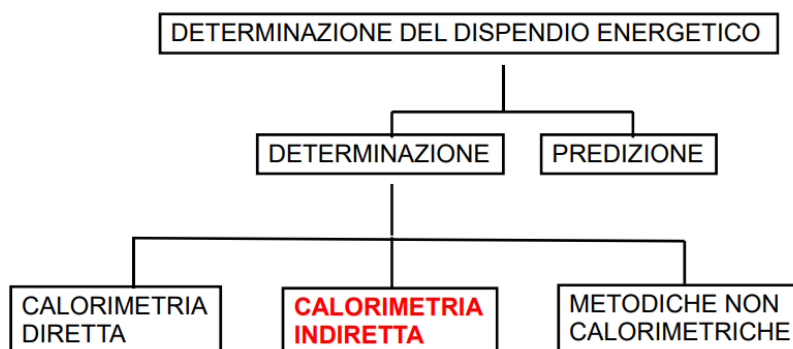
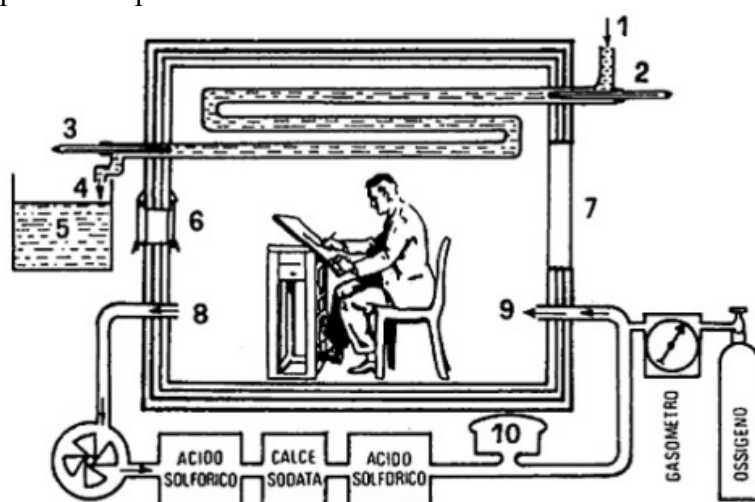


Figura 124: Tecniche per la determinazione del dispendio energetico.

La calorimetria diretta si basa sul principio che tutti i processi metabolici del corpo umano producono calore e che questo possa essere misurato. Richiede l'utilizzo di una camera metabolica (Figura 125) che rende possibile la misurazione del calore prodotto dal soggetto in esame che viene fatto soggiornare nella camera per almeno 24 ore.

E' la metodica di riferimento per la validazione delle altre tecniche perché è la tecnica più accurata di misurazione del dispendio energetico ma non è applicabile a livello ambulatoriale per la complessità ed il costo dell'attrezzatura necessaria.



Ingresso (1) ed uscita (4) dell'acqua, la cui temperatura è misurata dai termometri 2 e 3. Il passaggio del cibo e degli escreti avviene dallo sportello (6); dalla finestra (7) si osserva il soggetto nell'interno del calorimetro. L'aria prelevata in (8) da una ventola, è fatta passare attraverso acido solforico e calce sodata per privarla di vapor d'acqua e anidride carbonica. Il flusso di ossigeno e di aria che penetrano nella camera interna attraverso l'apertura 9, sono regolati dallo stabilizzatore di tensione in 10. Le tre pareti del calorimetro, che delimitano due spazi d'aria chiusi e termoregolati, permettono un perfetto isolamento termico della camera interna.

(Fidanza F., Liguori G. - Nutrizione Umana, Ed. Idelson, Napoli, 1984).

Figura 125: Schema calorimetro di Atwater-Rosa-Benedict.

La calorimetria indiretta si basa sull'assunzione che l'energia prodotta dalla combustione dei macronutrienti all'interno del corpo umano sia uguale a quella prodotta all'interno di una bomba calorimetrica e permette la stima della spesa energetica a partire dal consumo di ossigeno, dalla produzione di anidride carbonica e dall'escrezione urinaria di azoto. La quasi totalità dell'energia nell'uomo è ricavata da processi ossidativi, per cui si può valutare il consumo energetico in base alla velocità del consumo di ossigeno ( $VO_2$ ). Dal  $VO_2$  è possibile risalire al dispendio energetico conoscendo l'equivalente calorico per litro di ossigeno. Il  $VO_2$  viene misurato attraverso speciali macchinari chiamati metabolimetri, che analizzano respiro per respiro la quantità di ossigeno molecolare ( $O_2$ ) ed anidride carbonica ( $CO_2$ ) presenti nell'aria inspirata ed espirata dal soggetto durante una prova con carico lavorativo ad intensità crescente fino al raggiungimento del massimo sforzo sostenibile con conseguente registrazione dei valori massimi di  $VO_2$ .

Il rapporto tra quantità di anidride carbonica prodotta e quantità di ossigeno consumato è noto come quoziente respiratorio (QR) e varia a seconda del substrato che viene ossidato. Quindi il valore del QR fornisce una stima dei substrati, o miscuglio metabolico, utilizzati dal soggetto durante la misurazione:

- QR per i carboidrati=1,000;
- QR per i lipidi=0,707;
- QR per le proteine=0,809.

La calorimetria indiretta può essere effettuata in due modi. Nel primo (Whole body) il soggetto si trova in una camera chiusa e ventilata con un flusso costante, dalla quale sono continuamente raccolti dei campioni di aria per analizzarne la concentrazione di ossigeno e anidride carbonica. Nel secondo caso viene utilizzata una maschera o boccaglio. L'aria espirata viene quindi convogliata in un contenitore (Douglas bag) per analizzarne la concentrazione di ossigeno e anidride carbonica.



Figura 126: Esempio di metabolimetro portatile (a sinistra modello utilizzato presso studio medico "Lorrai") e stazione per prova da sforzo cardiopolmonare (a destra modello utilizzato presso centro Medico "I Mulini").

Il test da sforzo cardiopolmonare è ormai ampiamente diffuso come metodica per valutare l'adattamento allo sforzo sia nei soggetti sani che si dedicano all'attività sportiva, sia nei soggetti affetti da patologie cardiopolmonari. L'esercizio fisico è infatti in grado di sottoporre a stress funzionale il sistema cardiopolmonare ed i muscoli impegnati nello sforzo, consentendo di slantizzare i limiti ed i deficit adattativi. Per questi motivi, questo test rappresenta un metodo insostituibile: a tutt'oggi viene correntemente usato per determinare il grado di allenamento, di disabilità o di invalidità, così come l'efficacia di un programma di allenamento o di riabilitazione. Questo test permette di ottenere il massimo consumo di ossigeno ( $VO_2\max$ ), definito come potenza aerobica, ossia la massima quantità di ossigeno che un organismo può utilizzare in un minuto per produrre energia attraverso il metabolismo aerobico (ossidativo). Viene espresso in litri al minuto (L/min) come valore assoluto.

Nella sperimentazione attinente a questo lavoro di tesi i vari test che verranno successivamente trattati sono stati effettuati presso laboratori medici specializzati. Sono stati utilizzati sia sistemi metabolimetrici portatili che fissi (Figura 126).

L'obiettivo del caso presentato è la valutazione della fatica fisiologica e quindi del costo energetico provocato da operazioni di raccolta di colture ad alto valore aggiunto, come lo zafferano, con e senza macchina agevolatrice. Lo studio effettuato rientra nell'ottica dell'Internet of Farming e rappresenta un primo approccio all'analisi energetica delle attività svolte dal personale del comparto agricolo in fase di raccolta. In questo modo è possibile evidenziare i vantaggi dell'utilizzo di dispositivi di ausilio funzionale alla raccolta in maniera tale da correlarli al risparmio energetico dell'operatore, il tutto rispetto alla raccolta manuale del fiore dello zafferano.

## 2.4.1 Test preliminari presso Studio Medico Sportivo “Lorrai”

La prima sperimentazione è stata eseguita presso il “Centro Medico Sportivo diretto dal dottor Luigi Lorrai”, specialista in Medicina dello Sport e ricercatore esperto in materia di calorimetria indiretta, sito in Cagliari, ove sono stati sottoposti alla simulazione di raccolta dieci soggetti di genere maschile in età compresa tra 23 e 37 anni [45]. Nella tabella 2 sono mostrate le caratteristiche del campione sotto studio.

Peso Medio	Altezza Media	Età media
72,7	173,6	32,3
SD Peso	SD Altezza	SD Età
10,4	8,5	7,3

Tabella 2: Caratteristiche campione sotto studio composto da 10 soggetti di genere maschile.

Durante questi test sono stati elaborati in affiancamento ai medici sportivi i protocolli utilizzati per simulare sia la fase di raccolta manuale che quella di raccolta meccanizzata. La sperimentazione è stata suddivisa in due fasi:

- nella prima è stata ricreata la raccolta tradizionale, nella quale i soggetti chini hanno raccolto da terra delle biglie che simulavano i fiori di zafferano;
- nella seconda è stata simulata la raccolta dello zafferano tramite la macchina operatrice spalleggiabile descritta nel capitolo precedente;

Per quanto riguarda la fase di raccolta manuale è necessario assumere una posizione inclinata del bacino e della schiena, se non anche un inginocchiamento come mostrato nella Figura 127. Da indagini effettuate su lavoratori del settore dello zafferano, una persona rimane inchinata o inginocchiata anche 30 minuti di seguito senza sollevarsi. In media vengono colti circa 1000 fiori ogni 10 minuti che risulta pari a 1,6 fiori ogni secondo.



Figura 127: Esempio fase di raccolta manuale sul campo.

Da queste ipotesi di partenza è stato elaborato il seguente protocollo sperimentale utilizzato nella prima fase dei test e suddiviso nelle seguenti operazioni:

- a) Inizialmente il soggetto collegato tramite maschera al metabolometro portatile, utilizzando le due mani raccoglie le biglie più velocemente possibile e le tiene in mano durante un intervallo di tempo di 15/20 secondi.



b) Il soggetto poi riposiziona le biglie sul tappeto cercando di ricreare la forma iniziale il più velocemente possibile; impiegando un massimo di 2 secondi.

Le due fasi si ripetono in continuazione per un tempo totale di 10 minuti cronometrati. Le gambe del soggetto devono essere circa normali a piano di calpestio. E' ammessa una leggera inclinazione sul ginocchio (massimo di 10°).

Nella Figura 128 è mostrata la fase preparatoria di un soggetto sotto studio.



Figura 128: Uno dei 10 soggetti analizzati.

Nella figura 129 sono mostrate le fasi di simulazione della raccolta manuale e della raccolta con macchina agevolatrice.



Figura 129: Simulazione raccolta manuale ( a sinistra) e con macchina agevolatrice (a destra).

Di particolare importanza sono gli andamenti del consumo di ossigeno nei due casi. Nelle figure seguenti è mostrato l'andamento della  $VO_2$  espresso per unità di massa corporea (ml/kg/min) per un soggetto, durante l'utilizzo della macchina agevolatrice (Figura 130) e durante la raccolta manuale (Figura 131).

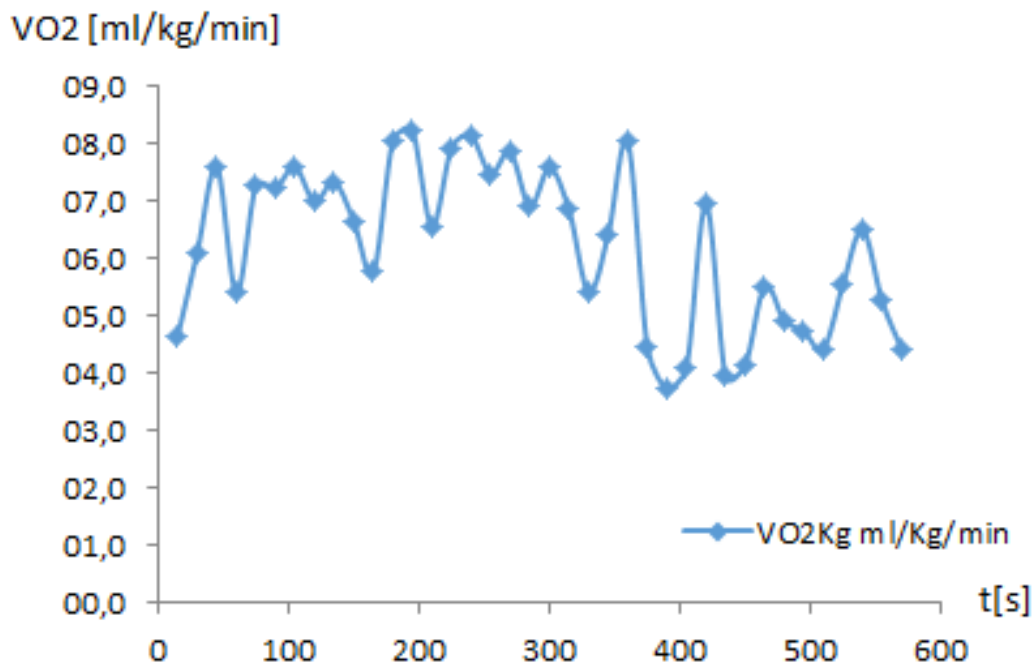


Figura 130: Consumo di Ossigeno in un soggetto tipo durante la simulazione con macchina agevolatrice.

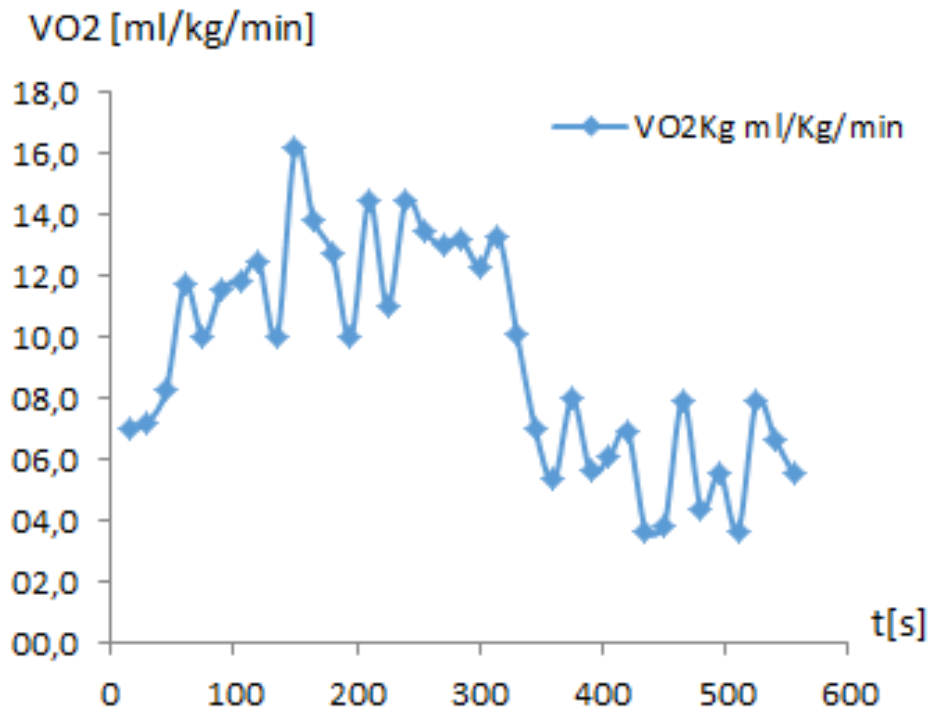


Figura 131: Consumo di Ossigeno in un soggetto tipo durante la simulazione di raccolta manuale.

Negli andamenti mostrati in Figura 130 e Figura 131. sono evidenti le differenze di consumo di  $VO_2$  che si attestano nel caso di raccolta manuale a circa 13 ml/kg/min

mentre durante la raccolta con macchina agevolatrice a circa 7,5 ml/kg/min con un risparmio apparente in questo caso di circa il 45%.

Come si può notare gli andamenti del VO<sub>2</sub> dopo i primi 5 minuti diminuiscono in quando, durante la simulazione, sono state effettuate delle piccole pause obbligatorie in quanto la posizione assunta dai soggetti causava un elevato sforzo fisico con fastidi e contrazioni muscolari dovute alla postura assunta.

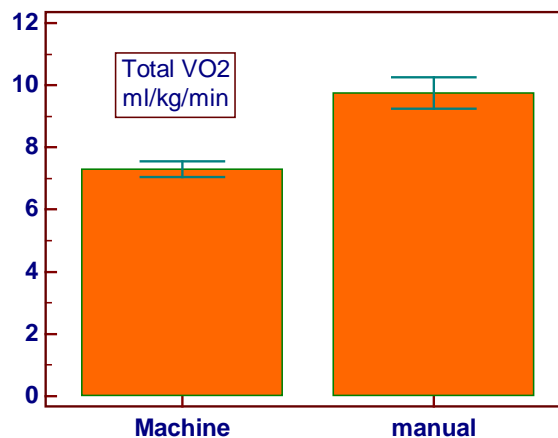


Figura 132: Consumo di ossigeno durante la simulazione con e senza macchina agevolatrice.

Una volta effettuati i test su tutti e 10 i soggetti, per validare l'utilizzo del prototipo di macchina agevolatrice correlata al risparmio energetico, è stata effettuata un'analisi statistica dei dati ottenuti.

In questo primo approccio effettuato presso il centro medico "Lorrai" è stato possibile notare subito la differenza di dispendio energetico nel caso di raccolta manuale e meccanizzata. Infatti, la Figura 132 mostra che i valori medi di VO<sub>2</sub> misurato durante la raccolta con la macchina agevolatrice ( $7,3 \pm 1,8 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ) erano del 21% inferiori a quelli relativi alla raccolta manuale ( $9,2 \pm 3,6 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ). I risultati del test statistico del t-Student per dati appaiati tra 197 coppie di rilevamenti ha evidenziato un'elevata significatività nella differenza tra queste due condizioni lavorative ( $P < 0,0001$ ). Nel grafico della Figura 133 è tracciata la retta di regressione lineare rappresentante l'equazione:

$$\text{VO}_2(\text{machine}) = 5,1190 + 0,2244 \text{VO}_2(\text{manual}) [\text{ml kg}^{-1} \text{min}^{-1}] \quad (23)$$

L'equazione (23) è stata calcolata su 197 coppie di punti e mette in evidenza che variazioni unitarie del consumo di ossigeno relativo alla raccolta manuale dello zafferano corrispondono a un consumo di ossigeno che è meno di un quarto della stessa (coefficiente angolare della retta di regressione pari a 0,22) quando la raccolta viene fatta con la macchina agevolatrice. La regressione lineare di cui sopra risultava altamente significativa ( $P < 0,0001$ ).

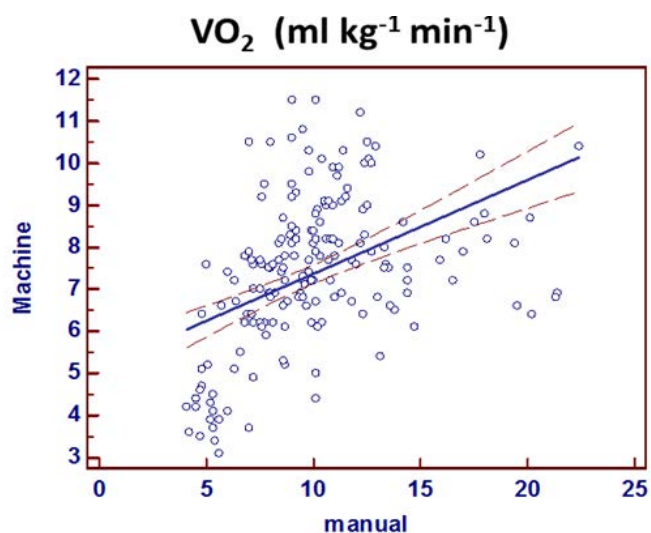


Figura 133: Retta di regressione lineare rappresentante l'equazione (23).

## 2.4.2 Sperimentazioni presso Centro Medico “I Mulini”

La sperimentazione preliminare mostrata nel paragrafo precedente è stata eseguita presso il “Centro Medico Sportivo Lorrain”, ove sono stati sottoposti alla simulazione di raccolta dieci soggetti di genere maschile in età compresa tra 23 e 37 anni [45].

Si poneva a questo punto l'esigenza di valutare a quale livello di carico lavorativo corrispondevano i valori di  $VO_2$  misurati con e senza macchina agevolatrice rispetto a  $VO_{2max}$  e al  $VO_2$  corrispondente alla soglia anaerobica ( $VO_{2AT}$ ), in modo da stabilire se e quale dei due metodi di raccolta dava luogo a un valore di  $VO_2$  uguale o superiore a quello della AT, situazione che, se appurata, mette i lavoratori praticanti il corrispondente metodo di raccolta dello zafferano in una condizione di rapido affaticamento metabolico.

Tenendo in considerazione che per ottenere il valore del  $VO_{2AT}$  è necessario sottoporre i soggetti a un test incrementale al cicloergometro, con la misura sia del consumo di ossigeno che della produzione di anidride carbonica in modo da individuare il RQ (Quoziente Respiratorio) come  $VO_2/VCO_2 = 1$ , è stata attuata una seconda sperimentazione presso il laboratorio di Medicina dello Sport del “Centro Medico I Mulini”, poliambulatorio di medicina specialistica situato a Selargius (CA) e coordinato dal dottor Gianmario Satta, specialista in medicina dello Sport e anche lui ricercatore esperto in valutazione funzionale dell'atleta.

In questa sessione sperimentale sono stati effettuati esperimenti di simulazione di raccolta dello zafferano su 13 soggetti di genere maschile in età compresa tra 23 e 37 anni [46]. Per ragioni pratiche i soggetti sono stati suddivisi in due gruppi di cui uno composto da 5 volontari (gruppo I) e l'altro composto da 8 volontari (gruppo II). I due gruppi di volontari sono quindi stati studiati in due giorni successivi. Le loro variabili antropometriche medie cumulative sono rappresentate nella Tabella 3.

Peso Medio	Altezza Media	Età media
76	177,2	31,2
SD Peso	SD Altezza	SD Età
7,18	6,72	9,68

Tabella 3: Caratteristiche del campione di 5 soggetti sotto studio [46].

La sperimentazione (mostrata in Figura 134), per entrambi i gruppi, è stata suddivisa in tre fasi:

- nella prima è stata simulata la raccolta dello zafferano tramite la macchina operatrice spalleggiabile descritta nel capitolo precedente;
- nella seconda è stata ricreata la raccolta tradizionale, nella quale i soggetti chini hanno raccolto da terra delle biglie che rappresentavano i fiori;
- nella terza è stato eseguito un test cardiopolmonare al cicloergometro con carico incrementale al pedale di 25 W al minuto, mantenendo costante la velocità di pedalata (60 rpm), fino a esaurimento, ovvero fino a quando il soggetto non è stato più in grado di erogare, agli stessi rpm, la potenza meccanica richiesta per superare il carico applicato al pedale.



Figura 134: Simulazione raccolta meccanizzata (a sinistra), manuale (al centro), Test CPX (a destra).

Durante il test CPX (Cardiopulmonary Stress Test) i soggetti sono stati connessi a un misuratore respiro per respiro di gas ( $O_2$  e  $CO_2$ ) tramite una maschera facciale in cui è stato inserito anche un pneumotacografo dal quale sono stati rilevati il volume respiratorio ( $V_T$ ) e la frequenza respiratoria (Bf). Sul torace del soggetto (Figura 135) sono stati applicati 12 elettrodi tipo disposable (10 anteriormente e 2 posteriormente) per l'assessment continuo delle 12 derivazioni ECG: 6 precordiali e 6 periferiche, i cui tracciati ECG sono stati monitorati continuamente su apposito display. Dai tracciati ECG è stata anche rilevata in continuo la frequenza cardiaca (HR: battiti/min). A ogni incremento di carico sono state misurate le pressioni arteriose massima e minima tramite sfigmomanometro brachiale. Il soggetto è stato monitorato costantemente durante ogni fase del protocollo a intervalli di 1 o 2 minuti durante il periodo di recupero.

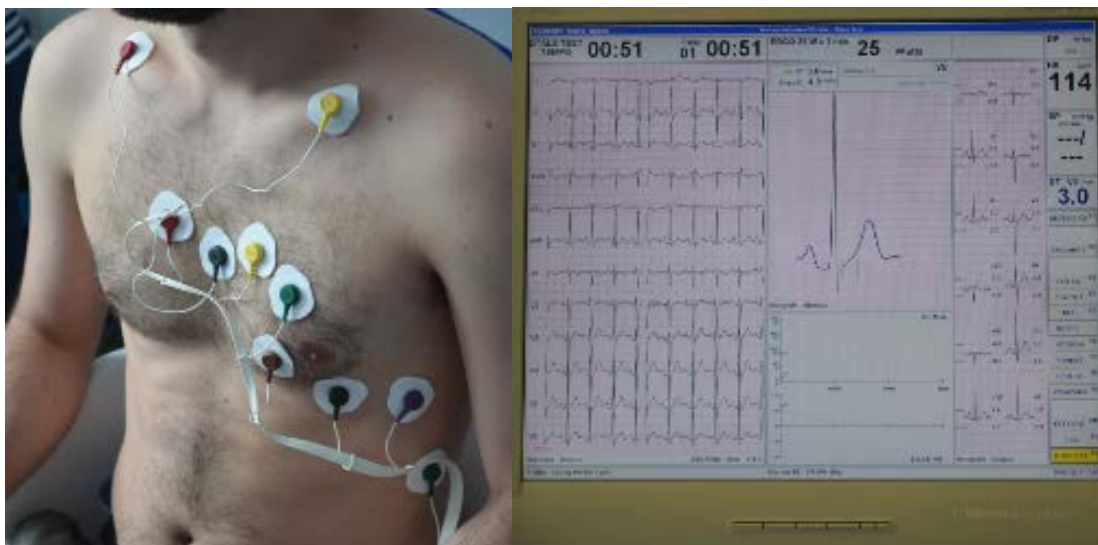


Figura 135: Disposizione elettrodi per ECG sul torace del soggetto e monitoraggio attività cardiaca.

Nel periodo di recupero, dal test al cicloergometro, i soggetti sono rimasti seduti e continuavano a pedalare con un carico al pedale di 25 W per ulteriori 3 minuti prima di fermarsi.

Nelle sperimentazioni è stato utilizzato il seguente protocollo:

- i primi tre minuti sono stati utilizzati per l'acquisizione delle condizioni di riposo pre-test;
- successivamente si è passati alla fase di raccolta con il macchinario, nello specifico sono stati effettuati 2,5 minuti di raccolta, 3 minuti di recupero, altri 2,5 minuti di raccolta e altri 3 minuti di recupero;
- la stessa modalità è stata utilizzata per la raccolta manuale con 2,5 minuti di raccolta, 3 minuti di recupero e nuovamente 2,5 minuti di raccolta e 3 minuti di recupero;
- il test incrementale, effettuato sul cicloergometro è stato effettuato con un incremento di 25 W al minuto sino a un carico incrementante per il quale il soggetto non era più in grado di mantenere la velocità di pedalata programmata di 60 rpm. Il periodo di recupero, che ha il compito di riportare i valori del consumo di ossigeno e della frequenza cardiaca ai valori iniziali, i soggetti sono rimasti seduti e continuavano a pedalare con un carico al pedale di 25 W per ulteriori 3 minuti prima di fermarsi.

Anche in questo caso sono stati monitorati il consumo di ossigeno per chilogrammo di peso corporeo ( $VO_2$ ), la produzione di anidride carbonica ( $VCO_2$ ), il quoziente respiratorio (QR), oltre che il così detto "Resting Energy Expenditure" (REE). Per completezza con il termine REE si intende la spesa energetica a riposo non a digiuno (in condizioni di termoneutralità) e quindi include sia il metabolismo basale che l'effetto

termico del cibo (TEF) ossia la spesa energetica richiesta per la digestione e l'assorbimento dei nutrienti.

In questa analisi sono stati considerati attentamente i processi anaerobici che influenzano il metabolismo. Per completezza vengono definiti i concetti di soglia aerobica e soglia anaerobica come segue. La soglia aerobica (Aerobic Threshold – AT) rappresenta il valore del consumo di ossigeno in corrispondenza del quale il QR assume valore unitario in quanto il combustibile utilizzato per produrre l'ATP necessario per la contrazione muscolare è dato dal solo glucosio ottenuto dalla glicogenolisi endomuscolare e il piruvato prodotto dalla fase glicolitica-anaerobica entra tutto nel ciclo di Krebs per cui non vi è sensibile produzione di acido lattico [47]. La soglia anaerobica (Anaerobic Threshold – AnT) invece rappresenta il valore del consumo di ossigeno per il quale il QR supera il valore unitario in quanto, non essendo la potenza metabolica del ciclo di Krebs sufficiente a soddisfare la crescente domanda di ATP da parte dei muscoli che aumentano la loro produzione di potenza meccanica. L'acido lattico così prodotto viene tamponato dal tampone ematico acido carbonico/bicarbonato di sodio, producendo quel surplus di anidride carbonica che fa aumentare il QR oltre l'unità. Tutto questo sancisce l'intervento preponderante del metabolismo anaerobico, e impone l'arresto dell'attività fisica entro pochi minuti [47].

Nel nostro caso poniamo particolare attenzione alla soglia anaerobica che definisce l'inizio dell'instaurarsi della fatica metabolica dell'individuo durante il test CPX al cicloergometro e durante la fase di raccolta come mostrato in Figura 136.

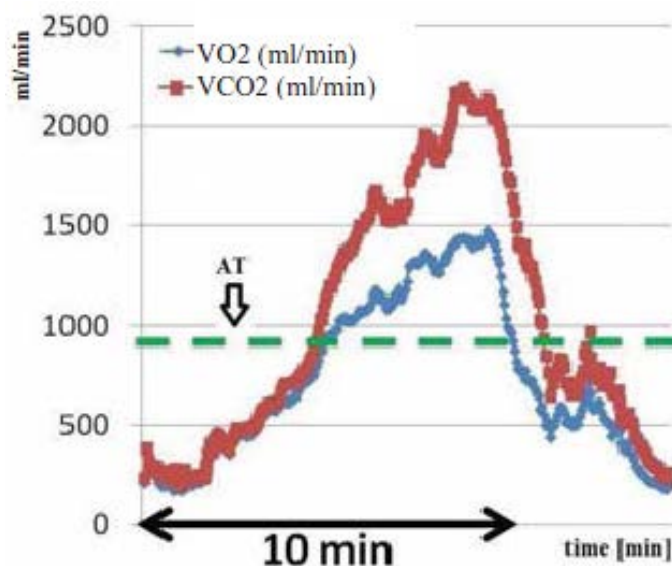


Figura 136: Andamento VO2 e CO2 ed evidenziazione soglia anaerobica durante fase di raccolta.

Dalla Figura 137 si può osservare che la sessione sperimentale è composta dalle seguenti fasi:

- prima fase di raccolta col dispositivo agevolatore (Device 1°) a cui segue intervallo a riposo seduto,
- seconda fase di raccolta col dispositivo facilitatore (Device 2°) con la pausa da seduto fino al recupero dei valori pre-test;
- prima fase di raccolta manuale (Manual 1°) a cui segue intervallo a riposo seduto,
- seconda fase di raccolta manuale (Manual 2°) con la pausa da seduto fino al recupero dei valori pre-test,
- test al cicloergometro denominato anche CPX test e recupero post test.

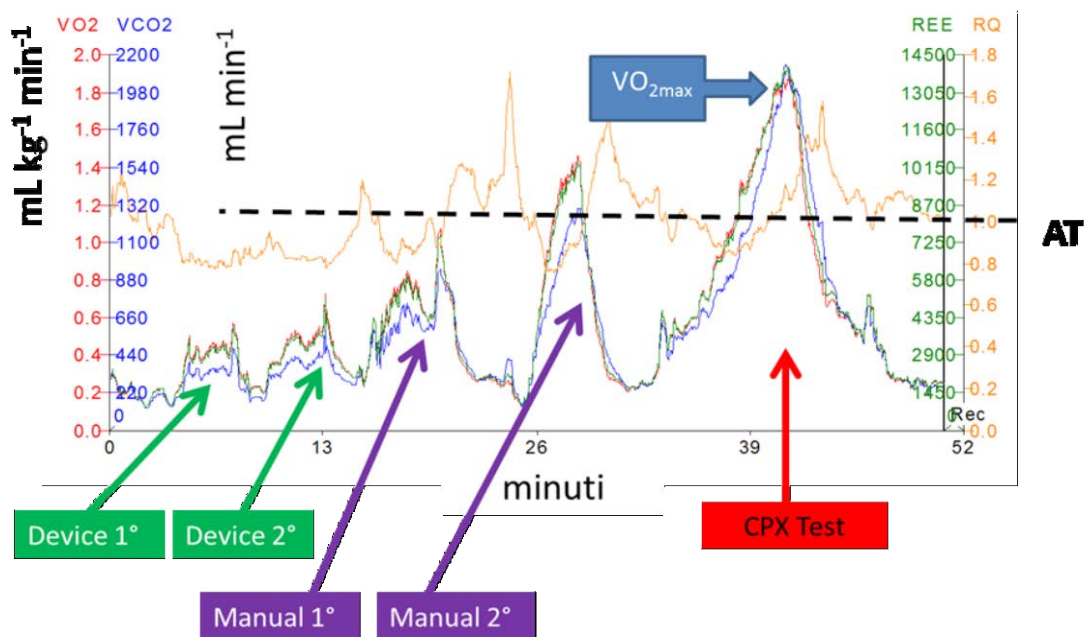


Figura 137: Andamento sessione sperimentale per un soggetto tipo.

In Figura 137 è rappresentato l'andamento dei valori misurati in un soggetto testato. I grafici di Figura 47 mostrano chiaramente che, durante la fase di raccolta manuale i valori di  $VO_2$  e di  $VCO_2$  erano oltre il 100% più alti di quelli relativi alla fase di raccolta con il dispositivo facilitatore, e che durante la fase manuale un valore di  $VCO_2$  era addirittura più alto di quello della soglia aerobica ( $AT$ ) che, a sua volta, si collocava intorno al 60% della  $VO_{2max}$ . E' interessante osservare che il  $QR$ , durante le fasi di recupero tra i test, tendeva ad assumere valori vistosamente più elevati di quelli relativi alle precedenti fasi di lavoro, e che questi incrementi del  $QR$  superavano abbondantemente il valore unitario dopo le due fasi di raccolta manuale.

Di seguito in Figura 138 è mostrato l'andamento del consumo di  $O_2$  e produzione di  $CO_2$  in un soggetto durante la fase di test incrementale al cicloergometro.



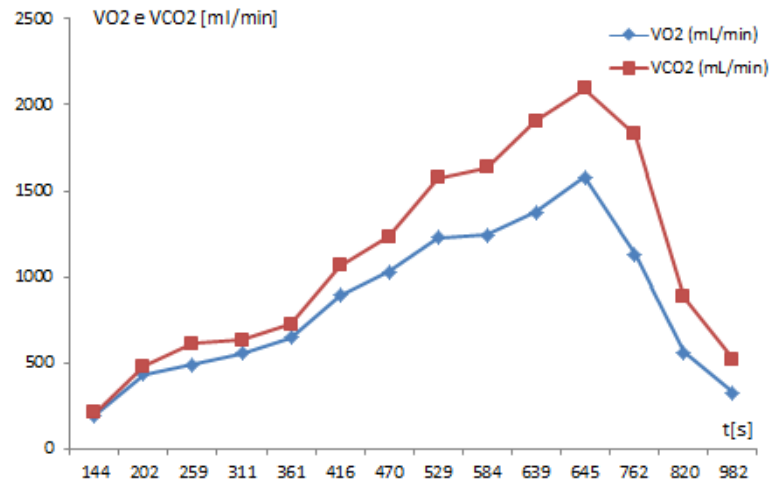


Figura 138: Andamento VO2 e CO2 durante il test CPX al cicloergometro.

Il grafico è coerente col test effettuato in quanto si tratta di un test da sforzo con carico incrementale di 25W al minuto. Come è possibile notare l'andamento di queste due variabili aumenta in relazione al carico applicato al pedale, e la forbice tra VCO<sub>2</sub> e VO<sub>2</sub> aumenta progressivamente, a favore della prima, con l'aumentare del tempo che corrisponde all'aumento del carico al pedale.

Il test da sforzo cardiopolmonare è caratterizzato da un andamento a rampa con step da 25 W ogni minuto sino al raggiungimento dell'esaurimento muscolare, che significa il raggiungimento della propria capacità funzionale. E' utile infatti conoscere la capacità funzionale degli addetti alla raccolta in quando questa caratteristica cambia da soggetto a soggetto e dalle condizioni ambientali di lavoro (per esempio tipologia e condizioni di terreno, temperatura, umidità e irraggiamento solare).

Altri interessanti parametri, come la frequenza cardiaca e il quoziente respiratorio, sono stati analizzati durante il test CPX e sono mostrati in Figura 139.

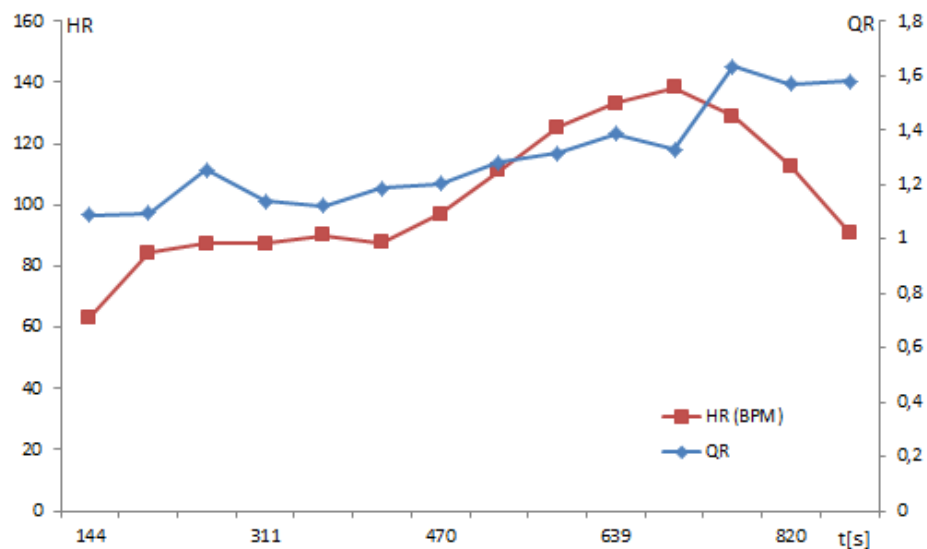


Figura 139: Andamento Frequenza cardiaca e quoziente respiratorio durante test al cicloergometro.

Entrambi gli andamenti sono coerenti col carico incrementale impostato ai pedali del cicloergometro. Da notare il valore del quoziente respiratorio maggiore di uno che denota un progressivo aumento del contributo anaerobico lattacido alla potenza metabolica erogata per soddisfare la domanda di ATP da parte dei muscoli in attività.

Altro interessante parametro che è stato monitorato è la ventilazione polmonare. Essa definisce la quantità d'aria che raggiunge gli alveoli in un minuto. Analiticamente è data dal prodotto della frequenza respiratoria per il volume d'aria corrente. Lo schema di flusso durante la prova al cicloergometro è mostrato nella seguente Figura 140.

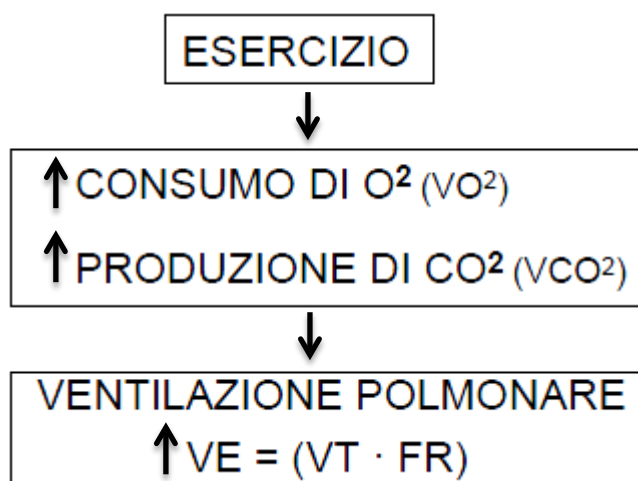


Figura 140: Schema di flusso riferito all'aumento della VE.

In Figura 141 è mostrata la risposta ventilatoria allo sforzo durante il test al cicloergometro. A riposo in un soggetto normodotato il volume corrente (VT) è di circa 500 ml mentre la frequenza respiratoria è di circa 12 atti/min. La ventilazione polmonare a riposo risulta dunque di circa 6 l/min. Questo valore è coerente con il valore iniziale monitorato su uno dei soggetti testati che in questo caso risulta di circa 10 l/min.

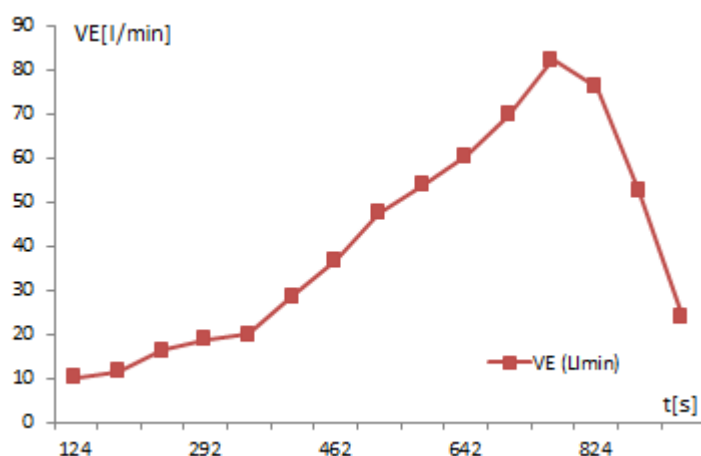


Figura 141: Risposta ventilatoria allo sforzo durante test CPX su un soggetto sotto studio.

Durante lo sforzo al cicloergometro si nota l'aumento della ventilazione polmonare sino a valori di circa 90 l/min. Questi valori sono coerenti a quelli rilevati in soggetti normodotati che solitamente si attestano intorno ai 100 l/min.

Nella sperimentazione attuata presso il centro medico "I Mulini", relativamente al gruppo I di volontari composto da 5 soggetti ed esaminato per primo, viene fatta un'analisi statistica più accurata rispetto alla sperimentazione precedentemente attuata presso il centro medico Lorrai [45]. Infatti, come mostra la Figura 142, i dati vengono rappresentati con i plot "Box and Whiskers" che prendono in considerazione eventuali differenze tra le mediane statistiche dei gruppi di dati in esame. Nel grafico A si può osservare che il box attinente ai valori di  $VO_2$  corrispondenti alla soglia anaerobica (AT) acquisita durante il CPX, calcolata utilizzando il metodo di Wassermann [48], è praticamente implementabile all'interno del box relativo ai valori di acquisiti durante la simulazione di raccolta dello zafferano con metodo manuale (MA). Infatti i valori delle due mediane erano molto simili ( $AT = 10,2 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ;  $MA = 9,4 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ). Il test di significatività di Mann-Whitney per campioni indipendenti dava un  $P < 0,6$  per cui tra i due gruppi di dati non vi era differenza significativa. Nel grafico B il box relativo ai valori di  $VO_2$  corrispondenti alla soglia anaerobica (AT) è chiaramente posizionato al di sopra di quello del box relativo ai valori di acquisiti durante la simulazione di raccolta dello zafferano con macchina agevolatrice (FA). Infatti, la mediana relativa a FA ( $6,7 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ) presentava un valore che era del 34% per cui tale differenza tra le mediane era altamente significativa ( $P < 0,009$ ).

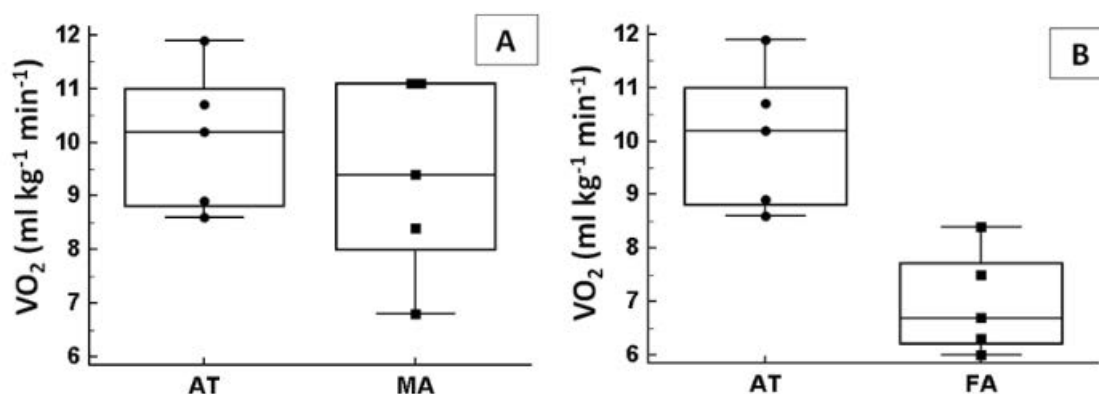


Figura 142: Campione di 5 soggetti. Distribuzione dei valori di  $VO_2$  corrispondenti all'AT (soglia anaerobica) rispetto a raccolta manuale (MA) e alla raccolta con macchina agevolatrice (FA)[46]. La linea interna in ogni box è la mediana di distribuzione.

Questo evidenzia il fatto che l'utilizzo del dispositivo permette all'operatore di non raggiungere subito lo stato di fatica fisica (e metabolica) come nel caso della raccolta manuale.

Successivamente è stato applicato il protocollo precedentemente descritto al gruppo II di volontari composto da 8 soggetti. Come mostrano i Box and Whiskers della Figura 143, i valori del  $VO_2$  rilevati in questo secondo gruppo sperimentale erano simili a quelli del precedente campione, ma più significativi vista la dimensione maggiore del

campione analizzato. Infatti, durante la raccolta manuale la mediana dei corrispondenti valori di  $VO_2$  era di  $10,5 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$  in AT mentre in MA era di  $9,6 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$  con un  $P < 0,2$  e quindi una differenza tra AT e MA non statisticamente significativa. Al contrario la mediana di FA era di  $6,1 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$  con un  $P < 0,0008$ , per cui il consumo di ossigeno relativo a quest'ultima modalità di raccolta, minore del 41% rispetto a quello della AT, era significativamente minore della soglia di affaticamento.

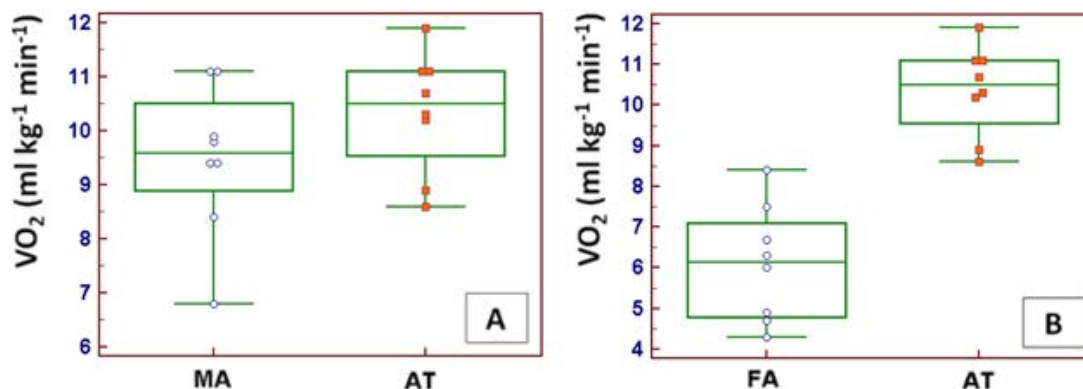


Figura 143: Campione di 8 soggetti. Distribuzione dei valori di  $VO_2$  corrispondenti all'AT (soglia anaerobica) rispetto alla raccolta manuale (MA) e alla raccolta con macchina agevolatrice (FA). La linea interna in ogni box è la mediana di distribuzione.

Nella Figura 144 è invece mostrato il confronto diretto tra consumo di ossigeno durante la simulazione della raccolta manuale e durante la simulazione della raccolta meccanizzata.

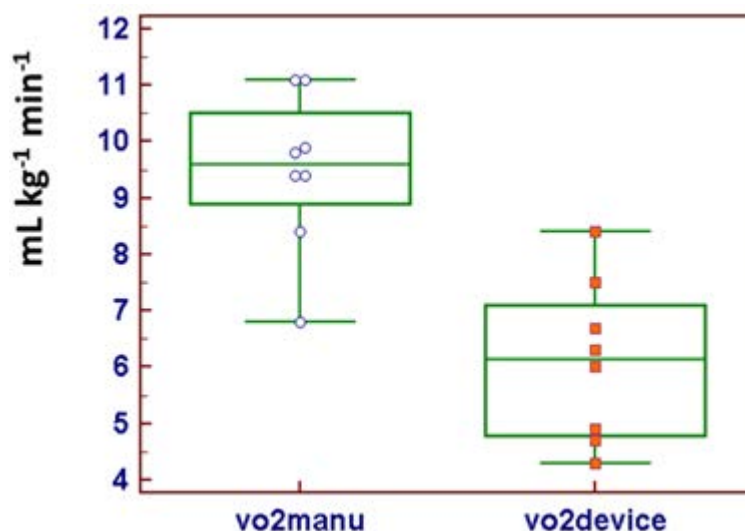


Figura 144: Campione di 8 soggetti. Confronto tra  $VO_2$  manuale e  $VO_2$  con macchina agevolatrice.

Le differenze in termini di  $VO_2$  consumato sono evidenti e i vantaggi della macchina agevolatrice sono ben evidenziati dalle differenze tra le due mediane. La Figura 144 mostra che il box rappresentante l'interquartile del consumo di ossigeno corrispondente alla raccolta manuale (vo2manu) è posizionato in un ambito di valori sensibilmente più elevati (da 8,9 a  $10,5 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ) rispetto al box rappresentante l'interquartile del

consumo di ossigeno corrispondente alla raccolta con il dispositivo agevolatore ( $vo_{2device}$ : 4,8 a 7,1 mL kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup>). Il consumo di ossigeno corrispondente alla mediana del  $VO_{2manu}$  (9,6 mL kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup>) è del 36% più elevato del valore della mediana corrispondente al  $VO_{2device}$  (6,1 mL kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup>). Queste differenze risultano altamente significative ( $P = 0,0078$ ).

Il  $VO_{2max}$  valutato tramite test al cicloergometro presso il centro medico “I Mulini” è un valore che può essere sostenuto per un massimo di 20-25 minuti e può essere utilizzato come un indice di confronto sulla massima potenza metabolica che un individuo può sostenere per lunghi periodi tempo [49,50].

Durante la sperimentazione descritta, il  $VO_{2max}$  è stato usato come parametro per normalizzare i valori di consumo di ossigeno di ogni soggetto, ovvero per avere un intervallo di valori relativi ai quali riferirsi, durante ciascuna fase del protocollo di lavoro attuato. Ciò che è particolarmente importante è il fatto che con il raggiungimento della AT, si entra in fatica metabolica, ovvero in una condizione per la quale il carico lavorativo che si sta producendo non potrà perdurare per un periodo di tempo indeterminato (salvo limiti di ordine non metabolico) in quanto il combustibile utilizzato, il glucosio, proviene dal solo glicogeno intramuscolare che è in quantità limitata.

### 2.4.3 Interpretazione biomedicale dati analizzati

I risultati di questa sperimentazione mettono chiaramente in evidenza che, in soggetti non particolarmente allenati alla capacità di lavoro aerobico quali sono quelli che vengono estemporaneamente reclutati per la raccolta manuale dello zafferano, il costo energetico in termini di consumo di ossigeno al minuto per chilogrammo di peso corporeo si posiziona a valori non statisticamente dissimili a quelli corrispondenti alla soglia aerobica. Al contrario, la raccolta di zafferano agevolata con il dispositivo mecatronico descritto in questo lavoro, determina un consumo di ossigeno che è di circa la metà rispetto a quello corrispondente alla soglia aerobica.

Inoltre, dall'esempio di tracciati tipo (Figura 137), si vede come, in corrispondenza delle pause tra la prima e la seconda fase di raccolta manuale, e la pausa tra la seconda fase e il test CPX, il quoziente respiratorio si elevava vistosamente ben oltre il valore unitario corrispondente alla soglia aerobica (rispettivamente:  $QR = 1,8$  e  $QR = 1,5$ ). Come è noto, in un soggetto sano si osserva un picco di QR oltre il valore 1,0 quando durante l'esercizio sono state reclutate fibre muscolari di potenza: le fibre grosse e pallide ma glicolitiche, le quali, pur capaci di sviluppare elevati valori di forza di contrazione, tendono ad affaticarsi rapidamente per via del rapido esaurimento della loro riserva di glicogeno. Questa condizione biomeccanico-metabolica viene, appunto, denunciata da un eccesso di  $CO_2$  espirata dopo 1-2 minuti dalla cessazione

dell'esercizio, e dipende dal fatto che con la fine dell'attività fisica il riposo delle cellule muscolari rosse, sottili e resistenti alla fatica, non consente più di ossidare, da parte loro, l'eccesso di acido lattico prodotto dall'attività delle cellule bianche potenti ma affaticabili, per cui si osserva una montata post-esercizio di lattato ematico che, stechiometricamente, corrisponde a un eccesso di CO<sub>2</sub> in espirazione, producendo valori di QR ben più alti della AT e della stessa AnT.

L'insieme di queste informazioni, provenienti dai dati sperimentali, ci consente quindi di ritenere che nei nostri soggetti il lavoro di raccolta manuale dello zafferano sia stato un'attività che può condurre rapidamente alla fatica metabolica e quindi, in tempi più o meno brevi, alla cessazione dell'attività da parte del lavoratore coinvolto. Al contrario, l'attuazione della raccolta dello zafferano con il dispositivo meccanico agevolatore, dà luogo a un consumo di ossigeno significativamente più basso sia di quello corrispondente alla raccolta manuale sia di quello corrispondente alla soglia aerobica. Inoltre, la Figura 137 mostra che in quest'ultima condizione lavorativa, il QR (tratto arancione) rilevato durante la prima pausa della raccolta era più elevato del valore 1,0 tra le fasi di raccolta, mentre il QR rilevato alla fine della raccolta, tramite dispositivo agevolatore, era più basso del valore unitario.

Il lavoro svolto in questo elaborato di dottorato rappresenta uno studio pilota per via del relativamente ridotto del numero di soggetti studiati. Tuttavia l'inequivocabile significatività statistica rilevata nelle comparazioni tra VO<sub>2</sub>-device e VO<sub>2</sub>-manu, e tra VO<sub>2</sub>-device e VO<sub>2</sub>-AT, così come la mancanza di significatività statistica tra VO<sub>2</sub>-manu e VO<sub>2</sub>-AT, ragionevolmente ci consente di ritenere che la macchina agevolatrice per la raccolta dello zafferano, qui testata, può rappresentare una notevole evoluzione per la filiera di questo prodotto agricolo, diminuendone i costi e aumentando il volume del raccolto.

La macchina agevolatrice per la raccolta del fiore dello zafferano e le analisi metabolimetriche effettuate rappresentano un primo passo verso l'ideazione di un sistema biomeccatronico telemetrico capace di monitorare l'operatore agricolo durante le fasi di lavoro.

# Capitolo 3 - Dispositivi meccanici indossabili con accumulo di energia elastica per la locomozione umana

## Introduzione

In questi ultimi anni, grazie alle spinte innovative nel campo del recupero energetico, è possibile trovare sul mercato svariate tipologie di sistemi indossabili capaci di migliorare le performance del cammino umano. Nell'ampio ventaglio di sistemi indossabili esistenti, in questo elaborato sono stati presi in considerazione i dispositivi meccanici passivi applicati alla deambulazione umana. Un dispositivo meccanico passivo è un sistema, che sfruttando geometrie particolari, è capace di restituire all'utilizzatore parte dell'energia meccanica accumulata. La deambulazione umana è un tipo di meccanismo estremamente efficiente, ma, in determinate condizioni, come per esempio nella configurazione della corsa, o in certe situazioni lavorative, esso risulta molto affaticante. I margini di miglioramento esistono, ma per progredire nasce la necessità di utilizzare le cosiddette “tecnologie ad accumulo di energia”. L'accumulo energetico, in fase di deambulazione umana, non è ancora stato sviluppato in maniera completa, ma grazie all'Internet delle cose (IoT) e allo sviluppo di sensori sempre più avanzati sono presenti ampi margini di sviluppo e miglioramento.

Nell'ambito di una normale deambulazione di soggetti normodotati, considerando il contatto del piede con il suolo, si ha una conversione di energia potenziale gravitazionale in energia elastica che viene accumulata dal sistema muscolo tendineo. In una persona normodotata il tendine d'Achille agisce come una molla che accumula energia potenziale elastica durante il contatto mentre i muscoli agiscono da tenditori, intervenendo attivamente sia nella movimentazione dell'arto sia nell'accumulo energetico. Questo particolare meccanismo naturale può essere sostituito o assistito da organi meccanici esterni. Un esempio in questo senso sono i dispositivi dotati di molle posizionate nelle calzature sportive. Questi elementi elastici hanno il compito di accumulare energia elastica durante il contatto con il suolo e di rilasciarla durante la fase di slancio.

Nel campo del fitness e del potenziamento muscolare sono ben noti i “Jumping Stilts” ed i “Bionic Boots”. Si tratta di sistemi indossabili ammortizzati elasticamente in grado di potenziare le capacità umane nell'atto della deambulazione. Essi consentono di raggiungere velocità superiori ai 40 km/h ed incredibili capacità di salto. Le acrobazie che gli atleti sono in grado di fare con questi apparecchi hanno portato alla nascita di nuovi sport e ad una loro rapida diffusione a livello mondiale. Questi sistemi indossabili sono strumenti dotati di un organo elastico che può essere considerato posto in parallelo al tendine d'Achille e quindi ne emula il principio di funzionamento. Attualmente questi dispositivi sono confinati al solo ambito sportivo e ricreativo ma non è sempre stato

così. In precedenza, durante la guerra fredda, furono infatti oggetto di ricerca da parte degli eserciti di entrambi gli schieramenti con l'obiettivo di incrementare le capacità di movimento dei soldati. Un esempio calzante è rappresentato dai "Rocket Boots", un progetto sovietico che combinava il principio del recupero di energia attraverso molle con quello di un motore realizzato con un cilindro in cui si aveva la combustione di una miscela aria-combustibile, innescata in una opportuna fase del passo.

Lo studio di queste tecnologie non si è mai interrotto: negli ultimi decenni l'attenzione è stata rivolta allo sviluppo di esoscheletri sensorizzati. Questi ultimi sono oggetto di ricerca di molte università, industrie e centri di ricerca. L'esoscheletro è un apparecchio mecatronico in grado di potenziare le capacità fisiche dell'utilizzatore che lo indossa; esso rappresenta una sorta di "muscolatura artificiale" collaborante con l'apparato muscolo-scheletrico o completamente sostitutiva di esso. Si tratta di strutture meccaniche poste in parallelo a singole sezioni corporee o a tutto il corpo, capaci di incrementare le capacità motorie dell'individuo.

Di esoscheletri ne esistono di vario tipo e il settore è in continua crescita e rapida evoluzione. Gli impieghi possono essere svariati. Come spesso accade nel settore delle tecnologie avanzate, i primi passi hanno riguardato il settore militare. Come mostrato nella seguente figura anche oggi il settore militare è uno dei principali settori in cui si hanno i maggiori sforzi per lo sviluppo di esoscheletri.

### Global Military Exoskeleton Market Revenue

By Geography, 2016 (US\$ Mn)

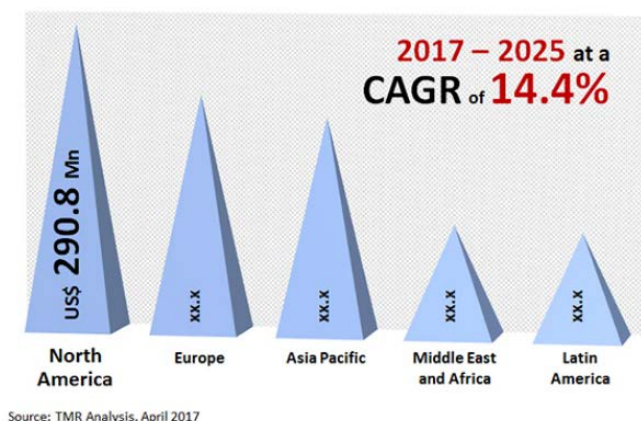


Figura 145: Mercato esoscheletri in campo militare a livello globale [TMR Analysis, Aprile 2017].

I primi tentativi di costruzione di un esoscheletro risalgono alla fine del 1800 e agli inizi del Novecento. È negli anni Sessanta che si comincia a delineare negli Stati Uniti quello che sarà l'antenato dell'esoscheletro moderno: una macchina sofisticata, capace di tradurre gli impulsi nervosi in segnali elettrici che consentono il movimento anche a chi non può più far uso delle gambe. È il caso degli esoscheletri per paraplegici.

Nel corso degli ultimi decenni si è passati da esoscheletri che rappresentano macchine pesanti ed ingombranti, che richiedevano grandi quantità di energia per il loro



funzionamento, a dispositivi leggeri, di ridotte dimensioni e facilmente indossabili. Il problema del consumo energetico e della conseguente breve autonomia rimane una tematica attuale ed ancora irrisolta. L'utilizzo di organi dotati di elementi elastici hanno permesso di affrontare efficacemente il problema. L'accumulo di energia in una fase e la restituzione in un'altra genera momenti e forze utili al moto e permette di ridurre la potenza del motore, il suo peso e quello degli organi di trasmissione.

Nel campo della riabilitazione e, in particolare, nei soggetti che hanno subito delle amputazioni al livello degli arti inferiori, l'applicazione di questo principio di recupero energetico alle protesi ha condotto ad un notevole miglioramento della vita quotidiana. Infatti da semplici organi passivi che riproducevano l'aspetto e, in minima parte, le funzioni dell'arto sano, si è giunti a protesi sensorizzate e attuate in grado di intervenire attivamente nella deambulazione.

In questo elaborato ci si è concentrati su sistemi meccanici passivi a recupero di energia. Questi sistemi sono dotati di organi elastici in grado di potenziare i movimenti dell'arto umano. E' possibile accumulare energia elastica durante il contatto con il suolo e restituirla durante la fase di slancio. Queste strutture sono generalmente realizzate in materiali ad alta efficienza strutturale, come i materiali compositi, utilizzando soprattutto fibra di carbonio. In questo modo si realizzano dispositivi leggeri e resistenti con un accumulo di energia anche superiore al 90% di quella in ingresso al sistema.

In questo lavoro verrà preliminarmente effettuata la modellizzazione del passo riferendosi ad uno schema corrispondente ad una catena cinematica seriale rappresentativa degli arti inferiori. Successivamente, verrà analizzata la cinematica del passo e l'energia scambiata. L'analisi verrà effettuata su un soggetto normodotato maschile nel caso di marcia normale e corsa, con e senza trampoli elastici noti come "Jumping Stilts".

Verranno effettuate riprese video che saranno poi elaborate attraverso un programma di analisi biomeccanica, ottenendo così dei dati grezzi. Questi verranno successivamente elaborati ottenendo, in un primo momento, le traiettorie dei punti di interesse e la velocità del soggetto. Successivamente, verranno calcolate le energie in gioco considerando due approcci. Un primo approccio modella il soggetto come un punto materiale concentrato nel suo centro di massa, un secondo, invece modella il soggetto come un sistema multi-corpo.

Infine, sono stati valutati, tramite tecniche di calorimetria indiretta, i consumi metabolici durante la marcia normale in due differenti casi corrispondenti all'utilizzo o meno dei Jumping Stilts

Le misurazioni del consumo di Ossigeno ( $VO_2$ ) e della produzione di Anidride Carbonica ( $CO_2$ ), sono state effettuate secondo l'approccio dell'IoT nell'ottica di un sistema mecatronico integrato come mostrato nella seguente figura.



Figura 146: Schema di principio sistema metabolimetrico portatile mediante approccio IoT.

In Figura 146 è mostrato lo schema di principio su cui si basa lo studio effettuato nell'ottica IoT. Nel seguito la trattazione sarà anche dedicata ai sistemi passivi con accumulo di energia elastica tramite molle. I sistemi analizzati sono presenti sul mercato soprattutto in ambito fitness. Verranno analizzate le prestazioni ed i vantaggi, come anche i difetti di questi dispositivi. Le considerazioni analitiche ed i risultati sperimentali saranno discussi per diverse configurazioni e per diverse condizioni di utilizzo.

### 3.1 Sistemi meccanici indossabili ad accumulo di energia per l'IoT

I sistemi meccanici indossabili ad accumulo di energia elastica analizzati in questo lavoro hanno come elemento in grado di accumulare energia elastica una molla opportunamente vincolata alla struttura.

In commercio esistono alcuni sistemi indossabili in grado di accumulare energia elettrica, come il prototipo "Hero" di Vibram e InStep NanoPower. Si tratta di una suola per scarpe al cui interno, sigillato per resistere alle infiltrazioni di polvere e liquidi, si trova un sistema integrato di accumulo e trasformazione dell'energia prodotta dal movimento umano.



Figura 147: Prototipo di sistema indossabile ad accumulo di energia elettrica, integrato nella suola della scarpa denominato "Hero" [Vibram e InStep NanoPower].

Questo sistema, inserito nell'inter-suola della calzatura, permette di generare una potenza fino ad un massimo di 3 W, in seguito ad un accumulo di energia realizzato con il solo effetto della normale camminata. La scarpa inoltre è anche dotata di una porta micro USB per ricaricare dispositivi esterni e di un chip Bluetooth che consente di comunicare, grazie ad una applicazione installata su smartphone, il numero di passi, il livello di carica raggiunto e la posizione GPS, il tutto in coerenza con l'approccio dell'IoT.

Nell'ambito dei sistemi meccanici indossabili ad accumulo di energia elastica le molle rappresentano un componente fondamentale del sistema. Le molle sono elementi meccanici in grado di immagazzinare quantità di energia elastica senza raggiungere livelli critici strutturali. Le molle sono progettate per realizzare grandi deformazioni, restando in campo elastico. In base al modo di deformarsi le molle sono classificate in funzione della sollecitazione come molle a flessione, torsione, trazione-compressione. In Figura 148 è rappresentato lo schema di un punto materiale di massa  $m$ , collegato ad una molla con costante elastica  $k$ .

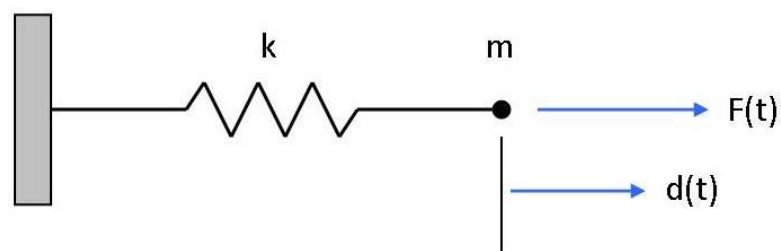


Figura 148: Rappresentazione di un punto materiale (massa  $m$ ) collegato ad una molla (costante elastica  $k$ ) [Wikipedia].

La relazione che lega forza applicata ed inflessione della molla è:

$$F = F(\delta, E, I / N / L) \quad T = T(\beta, G, I / N / L) \quad (24)$$

Dove  $F$  e  $T$  sono rispettivamente le azioni esterne di trazione/compressione e torsione,  $\delta$  e  $\beta$  deformazione longitudinale, a flessione o angolare,  $E$  e  $G$  i moduli elastici lineare e tangenziale, infine  $I$ ,  $N$  e  $L$  sono parametri geometrici (caratteristiche inerziali, numero

di spire, lunghezza). Questo consente la definizione della rigidità della molla espressa come:

$$K = \frac{\partial F}{\partial \delta} \qquad K = \frac{\partial T}{\partial \beta} \qquad (25)$$

Tale relazione è dipendente dal modulo elastico del materiale e dai parametri geometrici della molla stessa. In alcuni casi di interesse ingegneristico, la rigidità può essere considerata costante, con una relazione lineare fra azione e deformazione. La capacità di una molla di immagazzinare energia è espressa attraverso il coefficiente di utilizzazione  $C_u$  definito in (26).

$$C_u = U / U^I \qquad (26)$$

In questa relazione  $U$  è l'energia elastica effettivamente immagazzinata nella molla:

$$U = \frac{1}{2} \int_V \sigma \ \epsilon \ dV = F \frac{\delta}{2} \qquad U = \frac{1}{2} \int_V \tau \ \gamma \ dV = T \frac{\beta}{2} \qquad (27)$$

Mentre  $U^I$  rappresenta l'energia corrispondente alla massima sollecitazione agente nell'elemento. Nella seguente relazione (28)  $V$  è il volume e  $\sigma$  e  $\tau$  le sollecitazioni agenti.

$$U^I = \frac{1}{2E} \frac{V}{E} \sigma_{max}^2 \qquad U^I = \frac{1}{2G} \frac{V}{G} \tau_{max}^2 \qquad (28)$$

La molla, a seconda delle sue caratteristiche costruttive, può avere un comportamento differente come mostrato nella seguente Figura 149.

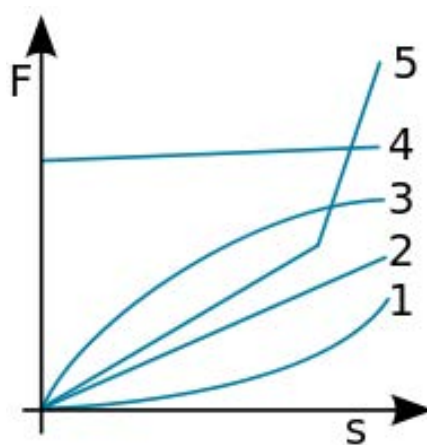


Figura 149: Caratteristiche delle molle: (1) progressiva (graduale), (2) lineare, (3) degressiva, (4) quasi costante, (5) progressiva (multi-linearità) [Wikipedia].

Gli elementi elastici sono tipicamente prodotti in materiali metallici ma, negli ultimi anni, si è assistito all'utilizzo di materiali compositi soprattutto nel caso di sistemi indossabili ad accumulo passivo di energia elastica. A seconda del tipo di materiale si ottengono prestazioni maggiori in termini di accumulo di energia potenziale elastica che è possibile utilizzare durante la fase di deambulazione.

Attraverso l'utilizzo di specifici sensori è possibile inoltre quantificare tale accumulo energetico ed eventualmente utilizzarlo, per la ricarica di dispositivi elettronici come gli smartphone, una volta convertito in energia elettrica o utilizzarlo senza conversione nella fase successiva del passo. Tramite sistemi metabolimetrici inoltre è possibile correlare le andature (corsa o marcia) ed estrapolare indici di qualità dei sistemi indossabili. Per esempio un minore o maggiore consumo di VO<sub>2</sub> rispetto alla marcia (o corsa) con o senza i dispositivi ammortizzati indossabili.

### 3.1.1 Dispositivi indossabili ad accumulo di energia per gli arti inferiori

I trampoli da salto o trampoli a molla sono trampoli speciali che consentono a chi li indossa di correre, saltare ed eseguire varie acrobazie. Sono dotati di molle a balestra in fibra di vetro e sono stati brevettati negli Stati Uniti nel 2004 con il marchio "PowerSkip", commercializzato per uso ricreativo ed estremo. La struttura è principalmente di alluminio. L'utilizzo di questi trampoli è anche definito come "bocking" o "powerbocking", in onore dell'inventore Alexander Böck [51].

Böck esplorò metodi creativi per la propulsione della deambulazione studiando il funzionamento del tendine d'Achille in altri animali come il canguro e creò allora un dispositivo che permetteva ad un umano di imitare il salto di questi animali.

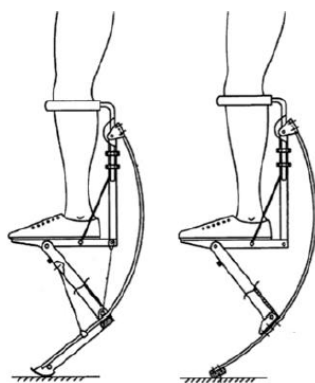


Figura 150: Jumping Stilts [Brevetto: US6719671B1].

I Jumping Stilts consentono di saltare sino a 2,1 m di altezza e 2,7 m in lunghezza e di correre ad una velocità di picco di 46,6 km/h. Queste incredibili prestazioni e le straordinarie evoluzioni che gli atleti sono in grado di compiere con essi hanno permesso una rapida diffusione di questo sport. In poco più di un decennio l'utilizzo dei Jumping Stilts si è diffuso rapidamente.

Altri dispositivi ammortizzati, di particolare interesse sono i “Bionic Boots”, mostrati in Figura 151 [52]. Questi trampoli sono l’ultima versione di una lunga serie di prototipi con cui l’inventore Keahi Seymour ha realizzato il suo sogno d’infanzia, quello di correre come fanno i grandi felini nella savana.



Figura 151: Bionic Boots [52].

I Bionic Boots sono stivali che permettono di correre appoggiando al suolo solo la punta, invece che tutta la pianta del piede. Poggiando solo le punte dei piedi (come mostrato in Figura 151a) gli stivali allungano artificialmente l’arto e quindi il passo, incrementando velocità ed efficienza. Si vengono a creare due leve, una principale ed una per le dita dei piedi, entrambe collegate a molle in gomma (1 e 3 di Figura 151b) che imitano il comportamento dei tendini dell’animale, in analogia ai canguri. In fase di atterraggio la leva principale allunga le molle (1 di Figura 151b) mentre quando queste si contraggono la leva secondaria oscilla su un perno (2 di Figura 151b) oltre il tallone spingendo la leva principale e sollevando l’utente mentre rilascia l’energia accumulata. Sempre considerando la Figura 151b, vi sono due serie di molle: la prima (1) congiunge la leva principale alla scocca dello stivale, mentre la seconda (3) collega la leva secondaria allo zoccolo in gomma (4) che entra in contatto con il suolo.

Le molle sono realizzate attraverso l’unione di varie fasce elastiche in gomma il cui numero può essere modificato per adattare il dispositivo al peso dell’individuo. La scocca (5) è in fibra di carbonio mentre il resto dei componenti in alluminio (Ergal, utilizzato in ambito aeronautico) ad alte prestazioni, con l’obiettivo di ridurre al minimo il peso. Questo dispositivo risulta poco manovrabile essendo stato progettato esclusivamente per la corsa veloce riuscendo a spingere un uomo adulto sino a circa 40 km/h. Rispetto ai “Jumping Stilts” non è stato ideato per incrementare le capacità di salto.

Dispositivi di particolare interesse sono i “Rocket boots”. Gli stivali a razzo sono un’invenzione dello scienziato russo Viktor Gordeyev [53]. I “Rocket Boots”, mostrati in Figura 152, sono pensati per consentire a una persona di viaggiare più velocemente e più lontano. La potenza proviene da pistoni riempiti con una miscela di carburante-aria, e sparati per compressione nel momento in cui l’utilizzatore poggia il piede a terra. Nel momento in cui lo stantuffo si muove, la piattaforma sotto il piede si abbassa, lanciando l’utente in avanti verso il prossimo passo. Il progetto finale proponeva una scocca metallica con un basamento per il piede, su cui vennero montati due pistoncini da 30 cm alimentati da un piccolo serbatoio ed un carburatore, una candela ha il compito di

accendere la miscela. Questo dispositivo, dall'autonomia di 25 minuti ed un peso di circa 1 kg per stivale, consente di raggiungere una velocità di 40 km/h con falcate anche di 4 m. È l'unico fra i suoi simili ad avere una vera e propria propulsione esterna e non si basa sul semplice recupero dell'energia potenziale.



Figura 152: Rocket boots o Gas powered boots [53].

Gli stivali furono inizialmente sviluppati negli anni 1970 per l'esercito russo, ma lo sviluppo fu sospeso fino al 2000. Il progetto fu riavviato dagli scienziati dell'università di Ufa in Russia, con lo scopo di sviluppare un prodotto per il mercato civile e militare. Altre scarpe particolari sono le "Kangoo Jumps" [54] (Figura 153) che permettono, attraverso un allenamento mirato, di bruciare calorie e tonificare i muscoli del corpo. Sono delle calzature simili agli stivaletti del rollerblade. Hanno una molla sulla suola che fa rimbalzare l'utilizzatore durante lo svolgimento dell'attività fisica.



Figura 153: Kangoo Jumps [54].

Sono state brevettate dallo svizzero Denis Naville e sono apparse per la prima volta intorno agli anni 1990. E' uno strumento molto efficace per migliorare la capacità cardio-vascolare, il tono e la massa muscolare. Il continuo movimento a rimbalzo rinforza le articolazioni, la spina dorsale e le caviglie. Infatti grazie all'effetto rimbalzo, l'impatto sul terreno viene attenuato fino all'80% rispetto alle tradizionali scarpe da ginnastica.

Queste speciali calzature permettono di migliorare anche la postura. Infatti, durante l'attesa in equilibrio in posizione statica, si attivano quei muscoli che favoriscono il mantenimento della posizione eretta di busto e schiena. Il rimbalzo, poi, costringe i muscoli erettori del tronco a contrazioni continue, e ciò rafforza la muscolatura della colonna vertebrale.

### 3.1.2 Protesi per arto inferiore

Sin dall'antichità l'uomo è stato costretto a svolgere attività pericolose. I danni al proprio corpo, come amputazioni o menomamenti non sono mai mancati, ma la natura umana ha sempre spinto l'uomo nel cercare di ricostruire la propria integrità corporea persa a seguito di qualche incidente. Questo è stato possibile grazie alle protesi, strumenti esterni aventi il compito di riprodurre il più fedelmente possibile le funzioni dell'arto perso.

L'evoluzione della protesi è lunga e complessa [55] e come nello sviluppo di qualsiasi altro campo, alcune idee e invenzioni sono state ampliate, come ad esempio il piede in posizione fissa, mentre altri sono caduti nel dimenticatoio o diventati obsoleti, come ad esempio l'uso del ferro in una protesi.

Gli egizi furono i primi veri pionieri della tecnologia protesica. I loro rudimentali arti protesici erano costruiti in fibra vegetale e legno e venivano utilizzati più per l'estetica che per uno scopo funzionale. In Figura 154 è mostrato il più antico dito protesico installato su una mummia risalente al periodo 2750-2625 a.C.

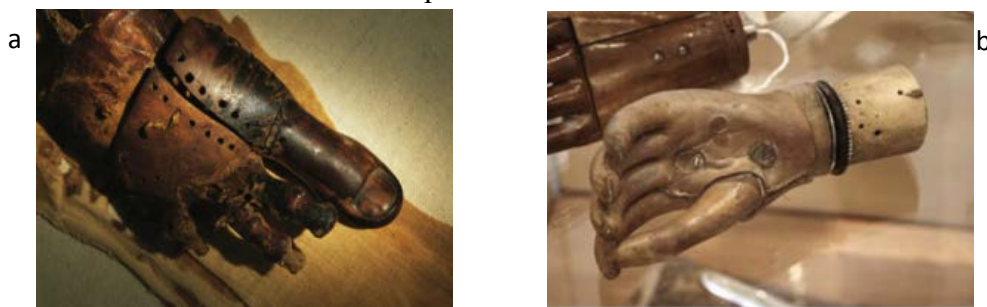


Figura 154: Protesi piede rinvenuta in mummia Egizia (a) e protesi mano del medioevo (b) [55].

Il Medioevo vide uno scarso avanzamento in ambito delle protesi. La maggior parte delle protesi del tempo sono state fatte per nascondere le deformità o lesioni subite in battaglia, con scarsa attenzione alla funzionalità. Al di fuori della battaglia, solo i ricchi hanno avuto la fortuna di essere dotati di una protesi funzionale per la gamba o la mano. Era comune per gli artigiani e gli armaioli, la progettazione e la creazione di arti artificiali come quello mostrato in Figura 154b.

Il Rinascimento ha inaugurato nuove prospettive dell'arte, della filosofia, della scienza e della medicina. Ritornando alle scoperte mediche dei Greci e dei Romani in materia di protesi, il Rinascimento ha dimostrato di essere una rinascita nella storia della protesi. Le protesi in questo periodo sono generalmente fatte di ferro, acciaio, rame e legno e acquistano oltre che un ruolo estetico anche un ruolo funzionale.

Nei secoli successivi si è assistito ad un incessante miglioramento sia in campo medico che ingegneristico. Le procedure di amputazione sono migliorate, permettendo di salvare una maggior porzione dell'arto e funzionalità grazie al continuo miglioramento delle varie componenti. Attraverso l'utilizzo di molle e di tensori si cercava di simulare il più accuratamente possibile il movimento naturale. Si sperimentarono nuovi materiali per ridurre il peso dello strumento sostituendo, dove possibile, i metalli con cuoio e carta per poi approdare all'alluminio nel primo periodo del XX secolo.



I moderni dispositivi protesici sono molto leggeri, realizzati in metalli leggeri, come l'alluminio, oppure in materiali plastici o compositi come la fibra di carbonio. Si cercano di riprodurre il più fedelmente possibile le funzioni dell'arto amputato tramite la meccanica e l'elettronica per un controllo minuzioso ed intelligente delle componenti. Si passa da dispositivi passivi ad attivi che tramite microprocessori ed attuatori, riescono a generare forze e momenti in modo autonomo ottimizzando la funzionalità della protesi

Nelle pagine successive verranno trattate le protesi per arto inferiore dotate di componenti elastiche. Si tratta di protesi dotate di componenti realizzati in materiali compositi come la fibra di carbonio. Grazie alla loro particolare configurazione, si comportano come molle, accumulano energia potenziale nella prima parte del passo e la cedono successivamente come forza propulsiva. Al giorno d'oggi questi dispositivi stanno avendo una notevole diffusione grazie al miglioramento del confort e della deambulazione offerta da un attivo intervento della protesi nel passo.

Un esempio di particolare interesse per il loro debutto nel mondo paraolimpico è quello del caso Pistorius. Egli, grazie ad una coppia di protesi in fibra di carbonio, è riuscito ad ottenere notevoli risultati e dopo una lunga diatriba legale, a gareggiare alle olimpiadi con i normodotati.

Il piede umano sostanzialmente è un capolavoro di ingegneria ed un'opera d'arte. È composto da 33 articolazioni, 26 ossa, 107 legamenti e oltre 20 muscoli. Risulta chiaro che replicare in maniera artificiale il piede umano è una vera impresa. Il piede protesico si basa sostanzialmente sulla volontà di riproduzione del "ciclo del passo" che è l'unità base della dinamica del cammino. Nello specifico può essere definito dall'intervallo di tempo tra i due appoggi consecutivi del piede suddivisi in due periodi, appoggio (stance) in cui il piede è a contatto col terreno e oscillazione (swing) in cui il piede è sospeso.

Tecnicamente i parametri principali di ogni dispositivo, soprattutto per quanto riguarda la lamina che costituisce il piede, sono: la resistenza alla fatica, che determina i cambiamenti di forma e proprietà del materiale su cicli di carico lunghi; e la rigidità o duttilità, che valuta la resistenza alle deformazioni provocate al materiale sotto-sforzo fino al limite della rottura.

Il piede sostanzialmente deve garantire sicurezza e stabilità in fase statica e armonia e risposta energetica in fase dinamica. Tenendo presente che il dispendio energetico di un amputato è superiore a quello di un normodotato (tra il 15% e il 65%) la risposta energetica del piede svolge un ruolo fondamentale per una persona che indossa una protesi per parecchio tempo. In base al livello di attività ci sono tutta una gamma di piedi disponibili per le più svariate attività.

La funzionalità che il piede protesico acquisisce determina la sua forma, la geometria e l'abbinamento con i vari moduli di collegamento. Attualmente in commercio è presente una vasta gamma di piedi protesici che rispondono al meglio alle varie esigenze tra cui semplicità di utilizzo e leggerezza per chi ha poca mobilità, fino ai piedi più avanzati che consentono al paziente di correre.

I piedi protesici sono classificati in: piedi rigidi e dinamici; piedi articolati; piedi pluriassiali; piedi a restituzione di energia I piedi protesici [56] possono essere divisi in due grandi categorie: rigidi e articolati. I più semplici sono i piedi SACH (mostrati in Figura 155) e quelli dinamici formati da una scocca atta a simulare il piede, un riempimento ed un attacco per la caviglia, che differiscono solo per la rigidità della parte anteriore che permette in quelli dinamici di adattarsi meglio su superfici non piane.



Figura 155: Piede rigido (a) e dinamico (b) [www.amputech.it].

Altra categoria sono i piedi mono o pluri-assiali che permettono di adattarsi bene a tutte le superfici migliorando di conseguenza anche la deambulazione grazie a dei piccoli “ammortizzatori” che permettono al piede di inclinarsi su più assi, in genere non sono adatti ad un uso intensivo o sportivo.



Figura 156: Piede articolato pluriassiale (a) e a recupero di energia (b) [www.amputech.it].

I piedi a restituzione di energia invece sono più adatti a chi fa un utilizzo intensivo della protesi. Il piede accumula energia nella fase di carico e la restituisce in fase di spinta migliorando così la reattività complessiva dell'azione, il punto estremo di questa categoria sono le famose "balestre" in carbonio usate dagli atleti per correre.

Questo è un organo attivo che al contrario degli altri reagisce ai carichi a cui è sottoposto, attuando una virtuale compensazione del peso, fornendo un miglior controllo della protesi stessa e riducendo il carico sulle strutture scheletriche. Al contrario delle altre parti protesiche la loro adozione comporta una immediata sensazione di comfort senza la necessità di attendere che il paziente entri in confidenza con esse, ciò è dovuto al loro ruolo attivo nella deambulazione che le porta ad un livello

superiore rispetto a componenti simili. Le molle di cui sono dotati questi organi meccanici sono normalmente in fibra di carbonio.

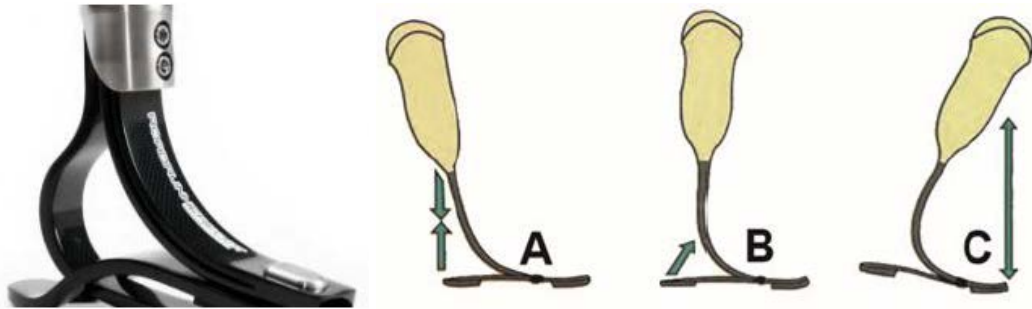


Figura 157: Piede a restituzione di energia e fasi di carica e scarica [www.amputech.it].

I piedi “flex sprint” [57] accumulano energia potenziale elastica deformandosi sotto l'azione del peso corporeo durante le fasi d'appoggio calcaneare e dell'avampiede, restituendola alla diminuzione del carico, fornendo una spinta in avanti e verso l'alto.

In ogni caso è stato dimostrato che questo genere di piede restituisce circa il 90% dell'energia accumulata, mentre un piede SACH (modello rigido di base) solo il 30%, a differenza del piede umano che ne restituisce circa il 240% dimostrato da studiosi come Buckley, Czerniecki, Gailey e Geil. In ogni caso questo settore è in continua evoluzione e sicuramente col tempo le performance dei dispositivi continueranno a migliorare.

Salendo di livello tecnologico vi sono le più moderne caviglie mobili, sia idrauliche che meccatroniche. Queste permettono al piede di inclinarsi per seguire in maniera molto più naturale le inclinazioni del terreno, o semplicemente appoggiarsi al suolo quando si è in posizione seduta come farebbe un piede reale. Entrambi sono adatti sia ad amputati transfemorali che transtibiali, e si interfacciano in maniera naturale con i ginocchi elettronici-bionici, i lati negativi, rispetto ai molti positivi che offrono, sono il peso e il costo, in entrambi i casi abbastanza elevati.



Figura 158: Piede idraulico ed elettronico (a) e meccatronico (b) [www.amputech.it].

Al culmine della piramide di questo settore troviamo il piede meccatronico che a differenza della caviglia permette una mobilità maggiore anche nella parte terminale del piede. Questo dispositivo innovativo, sarà un nuovo punto di partenza per la sperimentazione in questo settore.

Nell'ambito delle protesi da corsa fu negli anni 80' che si assistette per la prima volta allo sviluppo di un piede protesico adatto alla corsa sportiva [58,59]. Due parti di fibra

di carbonio, materiale leggero, flessibile e resistente da tempo usato in campo aeronautico, vennero usati per costruire un piede protesico flessibile, capace di comprimersi sotto il peso corporeo immagazzinando energia. Quando il peso corporeo viene spostato sul piede concorrente la fibra di carbonio torna alla sua forma originaria restituendo energia durante la decompressione. Questo fu denominato “flex foot” (Figura 159, prodotto dalla Össur), fu il primo a fornire una spinta attiva durante la deambulazione e vide il suo esordio nelle Para Olimpiadi del 1988.

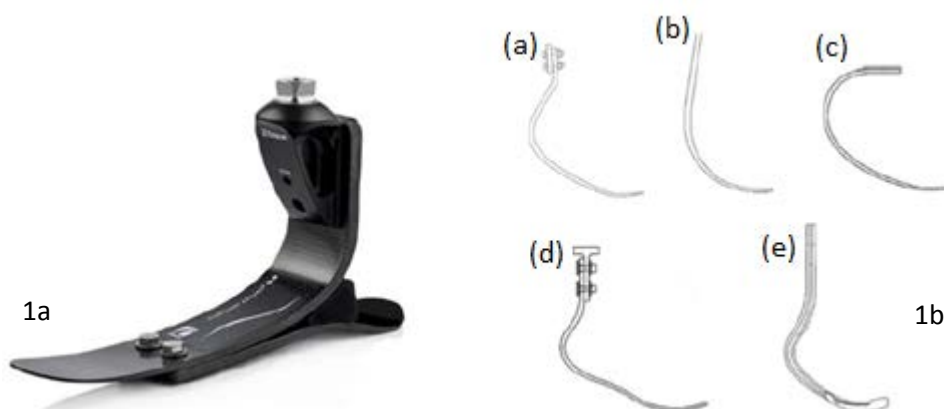


Figura 159: Sistema Flex foot (1a) e esempi di protesi da corsa (1b) [www.amputech.it].

Le proprietà energetiche possono essere calcolate dalla meccanica articolare durante l’analisi del passo, in cui l’accumulo ed il rilascio dell’energia sono calcolati come integrale della potenza della caviglia, definita con la seguente equazione:

$$P = M \times \omega \quad (29)$$

In cui M è il momento all’articolazione della caviglia,  $\omega$  la sua velocità angolare e P la potenza corrispondente.

Negli ultimi anni sono sorti molti dibattiti riguardo l’utilizzo di tali protesi nelle competizioni olimpiche. Il loro uso non era contemplato dal regolamento che proibiva qualsiasi dispositivo dotato di molle. Inoltre il dibattito si è fatto più acceso quando Oscar Pistorius, atleta sudafricano con amputazione bilaterale degli arti inferiori, chiese di partecipare alle competizioni olimpiche ma le stesse protesi che gli permettevano di correre lo tenevano fuori da tale mondo. Si rendeva pertanto necessario uno studio a riguardo che smentisse o confermasse le supposizioni per cui tali protesi fossero un vantaggio eccessivo rispetto ai colleghi normodotati.

Gli studiosi Weyand e Bundle [60] sostenevano che vi erano tre variabili meccaniche da cui dipendeva la velocità di un corridore umano:

- la velocità con cui si riposizionano gli arti;
- la distanza in avanti percorsa dal corpo quando il piede è in contatto col terreno;
- la forza che gli arti riescono ad esercitare sul terreno in funzione del peso corporeo.

Le proprietà inerziali del piede protesico incidono pesantemente sul tempo di oscillazione e sulla frequenza del passo nella corsa. Nei soggetti amputati si ha una

massa ed un momento di inerzia inferiori. Tali caratteristiche possono aver consentito una innaturale riduzione dei tempi di oscillazione della gamba.

Nello studio portato avanti da Weyard e Bundle viene mostrato che un soggetto con amputazione bilaterale giungeva ad una riduzione del 21% del tempo di oscillazione dell'arto con un relativo aumento di frequenza del 15% rispetto ad uno sprinter normodotato. Analizzando la durata del contatto hanno mostrato un aumento del 9,6% rispetto a sprinter normodotati. Facendo analoghi test su soggetti con amputazioni monolaterali hanno visto che ad alte velocità essi aumentavano la velocità dell'arto naturale per raggiungere quella dell'arto protesico, senza mostrare asimmetrie fra i due. Passando ad analizzare lo scambio di forza col terreno si nota un andamento opposto. Le forze di reazione erano molto superiori nel caso del velocista normodotato. Vari studi hanno dimostrato che questi dispositivi protesici danneggiano la produzione di forza limitando la velocità massima di un soggetto con amputazione.

La caviglia umana produce più lavoro di qualsiasi altra articolazione dell'arto inferiore ed è stato calcolato che, ad una velocità di 2,8 m/s, abbia un'efficienza del 240% immagazzinando e restituendo energia dal tendine d'Achille, dall'arco longitudinale del piede e dalla flessione plantare attiva. Al contrario, nelle stesse condizioni, un piede SACH ha un'efficienza del 31% ed un "flex foot" dell'84% come affermato da grandi studiosi della biomeccanica come Buckley, Czerniecki, Gailey e Geil.

L'energia totale generata durante la fase di appoggio da parte di soggetti con amputazione, nonostante la compensazione che avviene a livello dell'anca, risulta essere il 70% di quella generata da un soggetto normodotato.

Nonostante la netta inferiorità nella produzione di energia, da vari studi è emerso che il costo energetico della corsa per un individuo con amputazione che utilizzava tali protesi non si discostava significativamente da quello di un individuo normodotato.

La rigidità della molla e la forma della protesi influiscono sulla flessione plantare e dorsale e quindi sulla velocità massima raggiungibile dal velocista. Inoltre aumentando la rigidità si è assistito ad una maggiore simmetria nella corsa ed un aumento dell'angolo di flessione plantare con conseguente riduzione dei momenti di estensione dell'anca.

Infine gli studiosi hanno dimostrato come l'utilizzo di tali molle non fosse un vantaggio per questi atleti. Nonostante il miglioramento di alcuni parametri rispetto ai soggetti normodotati, come l'aumento della frequenza del passo e del tempo di contatto col terreno, la notevole riduzione di potenza generata dagli arti inferiori ne limita notevolmente le potenzialità.

### 3.1.3 Protesi esoscheletriche ed endoscheletriche

Le protesi esoscheletriche sono sistemi in cui le pareti esterne sono rigide, con funzioni portanti che determinano la forma cosmetica esteriore. Sono realizzate con materiali come legno, resine epossidiche da laminazione e poliuretani espansi che le rendono affidabili, resistenti e sicure [61]. Sono dei dispositivi che sostituiscono del tutto un arto o una sua parte mancante a seguito di amputazione. Queste protesi possono essere indossate e tolte, sostituite, riparate e ogni paziente può averne un corredo per utilizzare la più adatta alle varie esigenze. Con l'avanzamento della tecnologia il sistema esoscheletrico è stato quasi completamente abbandonato perché non è in grado di soddisfare alcune esigenze dei pazienti a causa del limitato movimento che queste protesi impongono.

Oltre al deficit motorio questo ausilio protesico non permette di applicare la vasta gamma di componenti quali rotatori, ammortizzatori e strutture elastiche sempre più sofisticate, tipici invece delle protesi endoscheletriche.

Le protesi esoscheletriche costituiscono un dispositivo pesante che non consente di ottenere una buona cosmesi perché la struttura esterna del gamba e del ginocchio è rigida.



Figura 160: Protesi arto inferiore (a) e endoprotesi modulari Ottoblock (b) con evidenziati i nuclei di registrazione.

Le endoprotesi ortopediche sono invece dei sistemi impiantabili in modo permanente all'interno della superficie corporea dove andranno a svolgere il loro ruolo in diretto contatto con i tessuti del soggetto. Le endoprotesi raggruppano le protesi articolari, cioè quei sistemi artificiali che sostituiscono del tutto o in parte un'articolazione che, a causa di patologie degenerative o traumatiche non funziona più in modo adeguato [62].

Le protesi endoscheletriche o modulari sono formate da singoli componenti chiamati moduli intercambiabili. La versatilità di queste protesi è data dalla possibilità di separare la funzionalità ricercata dalla forma della protesi stessa, cosa non possibile nelle protesi esoscheletriche. Vi è una grande grande varietà di moduli quali tubi, giunti,

articolazioni di ginocchio e caviglia utili a soddisfare le esigenze funzionali del soggetto.

Questo tipo di protesi permette l'intervento sui singoli componenti che la formano, di modo che anche a protesi finita si possono effettuare registrazioni e correzioni specifiche per il tipo di attività che l'utente andrà a svolgere. In una protesi modulare gli elementi che permettono la registrazione, al fine di allinearla al meglio rispetto al moncone, sono i nuclei di registrazione e gli adattatori. I nuclei di registrazione, come ad esempio quelli a forma di piramide, è possibile effettuare in qualsiasi istante modifiche nei tre piani di allineamento, indipendentemente l'uno dall'altro. Modificando invece l'angolo dell'adattatore distale e prossimale è possibile, per esempio, effettuare una traslazione parallela dei componenti sul piano sagittale e frontale [62].

In Figura 160b i cerchi rossi indicano i diversi tipi di piedi protesici: quello per lo sprinting presenta una forma a J, per il running a C. La forma è strettamente legata alla capacità di rilasciare l'energia elastica acquisita durante il movimento. I cerchi blu indicano i nuclei di registrazione che nel caso di protesi da running presentano una forma a L per collegare l'articolazione del ginocchio al piede protesico, mentre in quella da sprinting sono a piramide per agevolare il corretto allineamento della protesi. Infine i cerchi verdi evidenziano delle soles specifiche ( a seconda del tipo di terreno) che servono per aumentare il grip.

I vantaggi che si ottengono con le protesi endoscheletriche rispetto a quelle esoscheletriche sono molti. I più significativi sono di seguito elencati:

- semplicità: rapido allestimento e assemblaggio dei componenti della protesi;
- versatilità: semplice modifica dell'allineamento delle varie parti della protesi per ottenere l'assetto ottimale, anche quando la protesi è terminata;
- modularità: rapidità e facile intercambiabilità dei moduli, in particolare delle articolazioni, in relazione ai materiali scelti ed alla funzionalità richiesta;
- leggerezza: riduzione del peso della struttura scheletrica, grazie all'utilizzo di materiali come leghe leggere in titanio e compositi in fibre di carbonio;
- flessibilità: disponibilità di un'ampia gamma di componenti ed articolazioni realizzate in diversi materiali ed impiegabili in funzione delle specifiche esigenze del paziente.

Nei prossimi capitoli verranno trattati i dispositivi elastici indossabili passivi, ad accumulo di energia, ed in particolare, nel caso in studio, verrà analizzato un modello di questi dispositivi denominato "Jumping Stilts", utilizzati nel settore del fitness.

## 3.2 Dispositivi elastici passivi indossabili

Nell'ambito dei dispositivi elastici ad accumulo di energia, l'energia metabolica umana necessaria alla deambulazione può essere parzialmente sostituita da una fonte esterna passiva [63]. Non potendo basarsi su un apporto esterno di energia si è costretti ad agire sul rendimento del sistema massimizzandolo in maniera tale da ridurre il tasso metabolico della deambulazione.

Analizzando la deambulazione umana si nota come il camminare ad una velocità costante non richiede, in teoria, nessun apporto di potenza. E' possibile notare che vi è consumo di energia chimica per la contrazione muscolare e per vincere gli attriti interni che inevitabilmente si sviluppano. Per migliorare il rendimento complessivo si può intervenire cercando di ridurre al minimo questo dispendio energetico ed in particolare è possibile agire sostenendo l'apparato muscolo-tendineo nelle sue attività.

Un interessante ricerca è stata effettuata da un gruppo di ricercatori dell'Università Carnegie Mellon di Pittsburgh in Pennsylvania [63]. Gli studiosi hanno realizzato un sistema esoscheletrico leggero, mostrato in Figura 161, che riesce a riprodurre alcune delle funzioni del sistema muscolo tendineo della gamba durante la deambulazione.

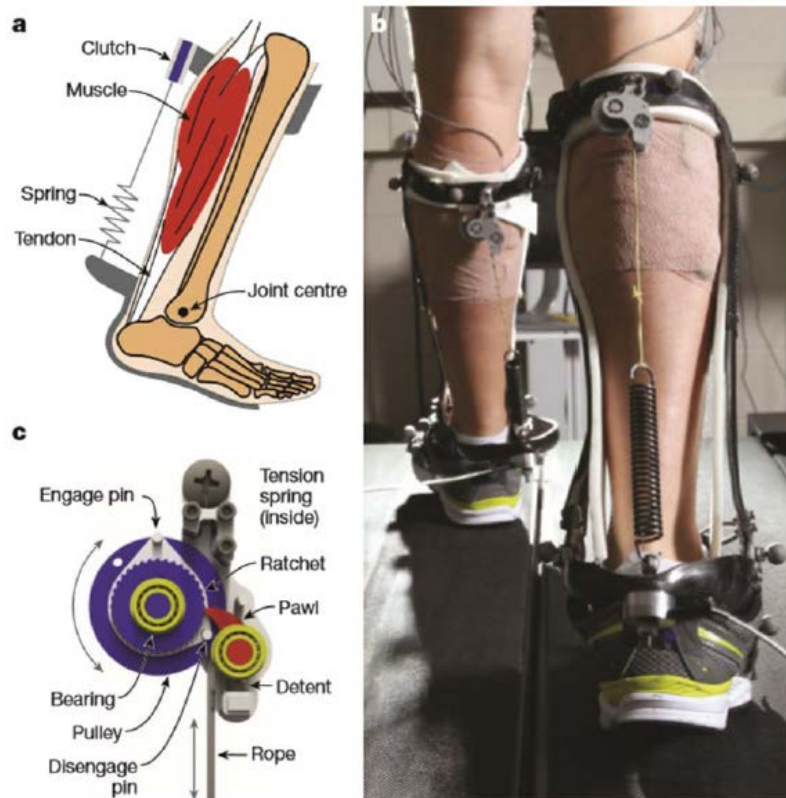


Figura 161: Schema di posizionamento rispetto all'arto (a); Foto del prototipo in funzione(b). Schema della frizione utilizzata(c). Da [63].

Il dispositivo in questione è dotato di una molla posta in parallelo al tendine d'Achille e collegata all'arto attraverso un telaio in composito leggero dotato di una leva nell'articolazione della caviglia. Una frizione impegna la molla quando il piede è poggiato al suolo e la disimpegna quando questo è in aria consentendo il movimento



libero della caviglia. Si tratta di una frizione completamente meccanica che non ha nessun motore o controllore a bordo e quindi non richiede nessun lavoro esterno per la sua attivazione.

Questo modello è stato ispirato dal fatto che i fasci muscolari del polpaccio agiscono come una frizione, mantenendo in tensione il tendine d'Achille che, al contrario, agisce come una molla. Il rilascio di questo libera una notevole quantità di energia meccanica, superiore a quella rilasciata da qualsiasi altro sistema articolare del corpo umano.

L'intero esoscheletro ha un peso molto ridotto di circa 0,5 kg per arto. Il peso può variare di poco in base alle dimensioni dell'utilizzatore che comportano un differente dimensionamento di alcuni componenti come il telaio e la molla.

I test sono stati svolti su un campione di 59 individui. Questi hanno dovuto camminare su un tapis roulant ad una velocità costante di 1,25 m/s mentre indossavano l'esoscheletro su entrambe le gambe. Si è notato che l'esoscheletro produceva un modello di coppia simile a quello della caviglia biologica ma di ampiezza inferiore riducendo il momento prodotto sull'articolazione dai muscoli del polpaccio e, di conseguenza, riducendo l'attività di tali muscoli.

Gli angoli dell'articolazione durante la deambulazione con l'esoscheletro differiscono di poco dimostrando che esso non interferisce sulle normali attività dell'articolazione. Inoltre sono stati svolti dei test di controllo con indosso gli esoscheletri privati delle molle non mostrando alcun aumento significativo del costo metabolico della deambulazione. In seguito si sono stati svolti diversi test con una gamma di molle con rigidità compresa fra 0 e 400 Nm/rad (Figura 162).

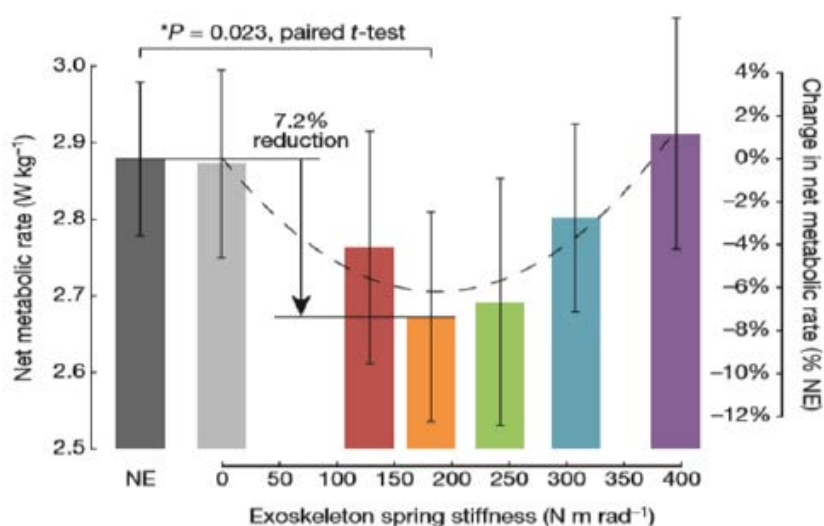


Figura 162: Riduzione del costo metabolico in funzione della rigidità della molla utilizzata [63].

Si è potuto notare che per bassi valori di rigidità il costo metabolico non subisce evidenti riduzioni. Al crescere della rigidità della molla si nota un iniziale riduzione del costo metabolico sino ad un minimo per un valore intermedio della gamma. Ad un ulteriore crescita si assiste ad un aumento del costo metabolico sino a superare quello naturale.

La molla da 180 Nm/rad ha ridotto il costo metabolico della deambulazione da 2,88 W/kg a 2,67 W/kg (con un errore di  $\pm 0,1$  W/kg) relativa ad una riduzione del  $7,2\% \pm 2,6\%$  del costo metabolico. La riduzione osservata è simile a quella di altri dispositivi ad alta potenza ed equivalente all'effetto di togliere uno zaino da 4 kg dalla schiena.

Il costo metabolico della camminata è calcolato sottraendo al costo metabolico totale misurato quello basale. Normalmente è difficile attribuire un cambiamento del metabolismo dell'intero corpo ad un singolo cambiamento nella meccanica muscolare ma con questo dispositivo si ha un'associazione diretta alla riduzione delle forze muscolari che assistono l'articolazione della caviglia.

### 3.2.1 I Jumping Stilts

Nel nostro caso, i trampoli ammortizzati sotto studio sono i cosiddetti “Jumping Stilts” mostrati in Figura 163. Sono composti da una struttura metallica in lega di alluminio. Due maglie rigide (A) e (B) collegano un giunto (4) posto sulla piattaforma del piede (1). Tramite le cinghie ed un basamento rigido l'articolazione della caviglia risulta bloccata. La maglia superiore (A) è legata alla gamba nella piattaforma e vincola la posizione del ginocchio (5). Il collegamento inferiore (B) funziona come il piede del dispositivo. L'aderenza al suolo è garantita da cuscinetti in gomma (2) comunemente chiamati zoccoli.

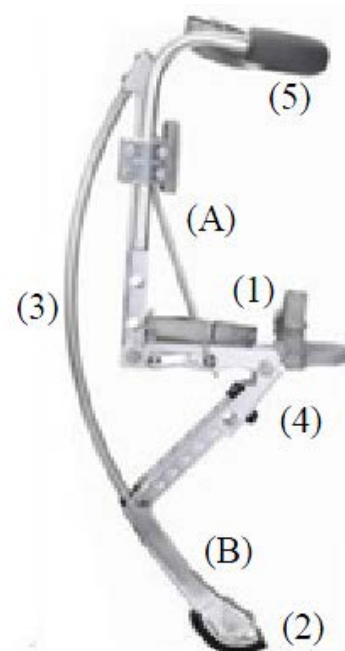


Figura 163: Jumping Stilts utilizzati durante i test.

Il sistema di leve collega la molla a balestra alla struttura permettendole di comprimersi ed accumulare sia l'energia potenziale che l'energia muscolare del soggetto durante il contatto col terreno e di rilasciarla subito dopo il suo distacco. In questa maniera viene fornita una notevole forza propulsiva. I collegamenti del dispositivo permettono di adattarsi all'antropometria di diversi utenti.

In questo lavoro è stato analizzata l'andatura del soggetto sul piano sagittale con indosso i trampoli ammortizzati. E' stata condotta una registrazione video del passo lungo il piano sagittale di un soggetto, con e senza i trampoli ammortizzati. Tramite un software di analisi biomeccanica [64] sono state estrapolate le traiettorie dello zoccolo in volo e del centro di massa del soggetto.

Infine, la convalida del modello è stata condotta confrontando la soluzione della cinematica diretta con i valori estrapolati nel post process dai fotogrammi del video. Il comportamento elastico della molla a balestra in fibra di vetro è stato considerato lineare. La rigidità  $k$  della molla è stata misurata tramite un test statico ed è risultata pari a 9,2 kN/m.

In Figura 164 è mostrata l'analogia geometrica tra la molla a balestra e gruppo muscolo tendineo. Nonostante l'evidente corrispondenza geometrica, è obbligatorio osservare attentamente il funzionamento del sistema.

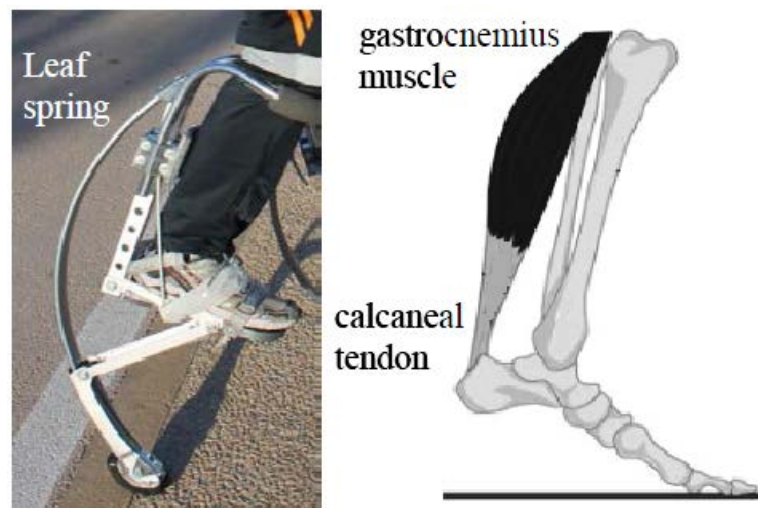


Figura 164: Analogia tra molla a balestra dei JS e sistema muscolo tendineo.

Il tendine di Achille o tendine calcaneale, può essere considerato inestensibile sotto carico fisiologico normale quando l'attuazione nella gamba umana viene eseguita dal muscolo che agisce come un motore (che trasmette la forza all'osso). Al contrario, la molla a balestra nei trampoli elastici lavora perfettamente come un accumulatore di energia elastica.

### 3.2.2 Modello cinematico e prove effettuate

La gamba del soggetto dotata di Jumping Stilts è stata modellata come una catena cinematica seriale. Per ogni corpo della gamba è stato definito un sistema di riferimento in accordo con la convenzione di Denavit-Hartenberg standard. La convenzione di Denavit-Hartenberg è una procedura che consente il calcolo della cinematica diretta per strutture complesse di manipolatori seriali. La procedura si svolge in due fasi, nella prima fase vengono assegnate le terne cartesiane solidali a ciascun braccio e nella seconda sono definiti i parametri cinematici che caratterizzano tali terne. La convenzione permette quindi di avere l'orientazione e la posizione di ogni corpo per

ogni istante del moto. In letteratura esistono vari approcci alla deambulazione umana tramite questa convenzione [65-67], ma nessuno ha mai trattato il caso sotto studio. Ovviamente tramite la convenzione sono definiti anche i parametri geometrici della catena cinematica. Nella figura seguente sono mostrati i parametri di Denavit-Hartenberg che definiscono posizione e orientamento della terna del braccio  $i$  rispetto alla terna del braccio  $i-1$ .

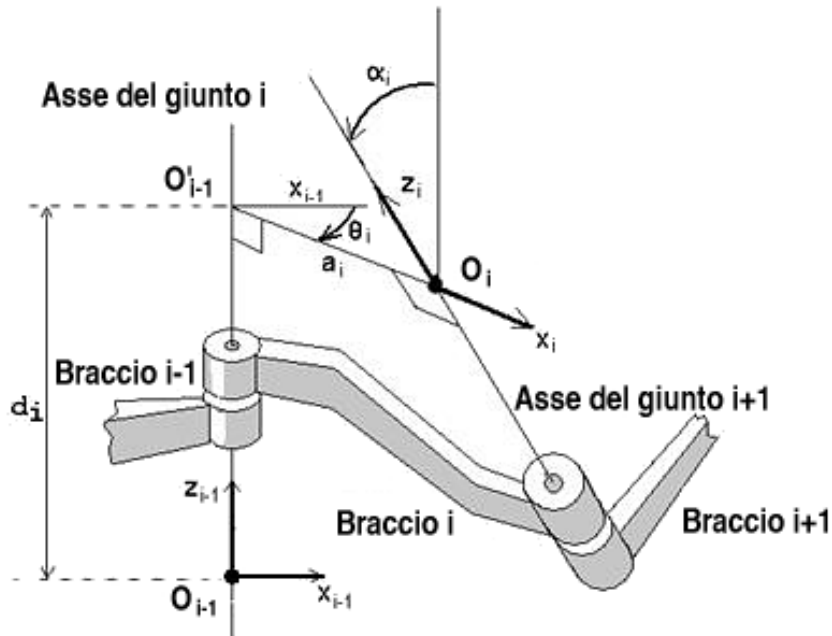


Figura 165 : Parametri cinematici di Denavit-Hartenberg.

La retta passante per i punti  $O_i$ ,  $O'_{i-1}$  è la normale comune tra  $z_{i-1}$  e  $z_i$  mentre i parametri DH sono:

- $a_i$  è la distanza tra  $O'_{i-1}$  e  $O_i$  misurata lungo  $x_i$  positiva;
- $d_i$  è la coordinata di  $O'_{i-1}$  sull'asse  $z_{i-1}$ ;
- $\alpha_i$  è l'angolo intorno all'asse  $x_i$  formato dagli assi  $z_i$  e  $z_{i-1}$ ;
- $\theta_i$  è l'angolo intorno all'asse  $z_i$  formato dagli assi  $x_i$  e  $x_{i-1}$ .

Nel caso in studio il bacino del soggetto e gli arti inferiori, equipaggiati con i trampoli ammortizzati, sono stati modellizzati come una catena cinematica seriale, con uno zoccolo in contatto con il terreno (come base della catena) e l'altro zoccolo a volo libero (come End-Effector).

La catena cinematica seriale è costituita da sei giunti, di cui cinque rotazionali (R) e uno prismatico (P). Il giunto prismatico tiene conto dello spostamento consentito ai trampoli durante il movimento.

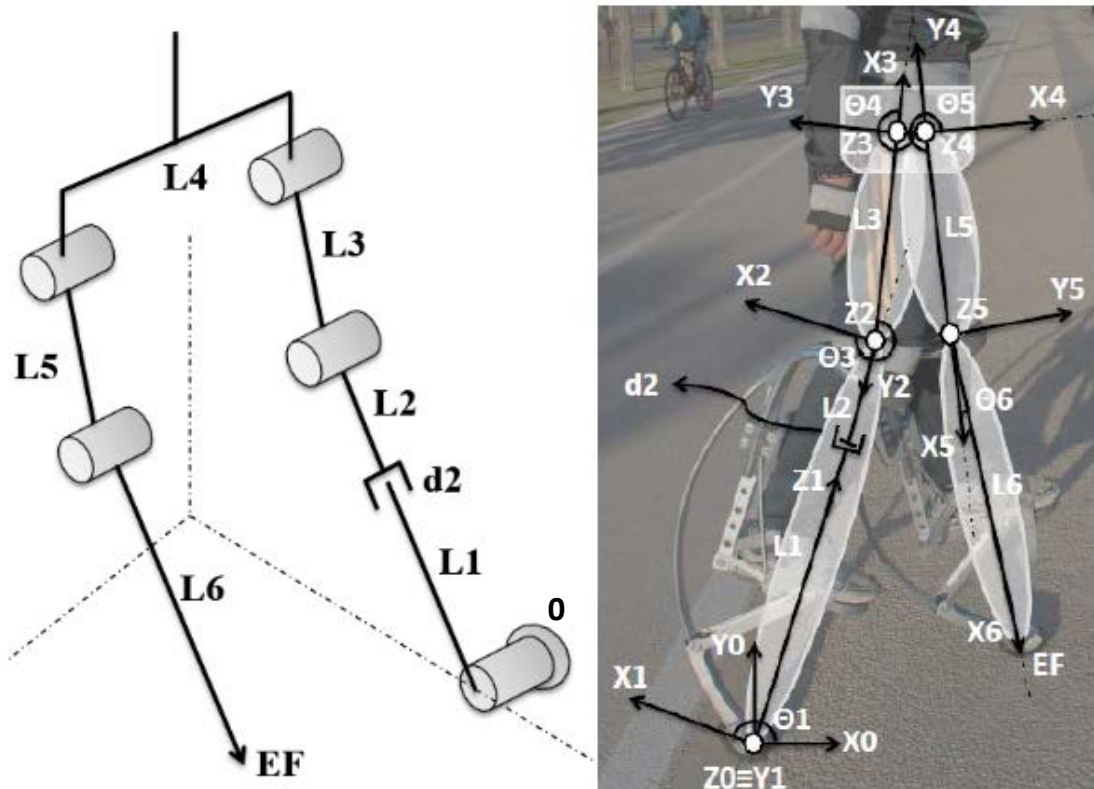


Figura 166: Schema del manipolatore seriale (a sinistra) e convenzione di Denavit Hartemberg (a destra) [68].

Considerando lo schema del manipolatore seriale mostrato in Figura 166:

- il giunto (0) simula lo zoccolo in contatto con il terreno;
- i giunti (1) e (2) modellano la parte inferiore della gamba con indosso i Jumping Stilts;
- il giunto (3) rappresenta la coscia e il giunto (4) il bacino;
- i giunti (5) e (6) rappresentano le parti della gamba sospesa in aria durante il passo.

In base alla convenzione utilizzata è possibile definire la seguente tabella che riassume i parametri di Denavit-Hartenberg utili al calcolo della cinematica diretta.

	$\alpha_i$	$a_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	$\pi/2$	0	0	$\Theta_1$
2	$-\pi/2$	0	$L_1+L_2+d_2$	0
3	0	$L_3$	0	$\Theta_3$
4	0	0	0	$\Theta_4$
5	0	$L_5$	0	$\Theta_5$
6	0	$L_6$	0	$\Theta_6$

Tabella 4: Parametri di Denavit-Hartenberg.

Nella tabella 4,  $\theta_i$  ( $i = 1,3,4,5,6$ ) e  $d_2$  sono le variabili dei giunti mentre gli altri termini sono parametri geometrici.  $L_4$  viene impostato su zero in quanto il modello si trova sul piano sagittale dell'individuo.

La posizione del sistema di riferimento rispetto al sistema di riferimento (i-1) è data dalla trasformazione affine definita dalla matrice omogenea seguente, in cui  $c$  sta per coseno e  $s$  per il seno dell'angolo.

$${}^{i-1}A_i = \begin{pmatrix} c\theta_i & -c\alpha_i s\theta_i & s\alpha_i s\theta_i & \alpha_i c\theta_i \\ s\theta_i & c\alpha_i c\theta_i & -s\alpha_i c\theta_i & \alpha_i s\theta_i \\ 0 & -s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (30)$$

La posizione dell'End Effector che rappresenta lo zoccolo libero in aria, rispetto alla base 0 (zoccolo poggiato a terra) è data dal prodotto delle seguenti matrici:

$${}^0A_6 = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 {}^3A_4 {}^4A_5 {}^5A_6 \quad (31)$$

E' evidente quindi che la posizione finale dipende dai parametri geometrici e dalle variabili dei giunti considerati. La sperimentazione per esigenze di spazio è stata eseguita su una pista esterna. Inizialmente è stata effettuata una registrazione video dell'andatura, in sincronia al piano sagittale del soggetto, utilizzando una videocamera ad alta risoluzione (modello D5100, Nikon). Nella fase di post-processo sono stati posizionati cinque markers geometrici, in conformità al modello di Denavit-Hartenberg utilizzato, come mostrato nella seguente figura.



Figura 167: Disposizione markers digitali sul soggetto.

E' stata effettuata l'acquisizione di un passo completo, suddiviso in 17 fotogrammi separati da 40 ms per una durata totale di 0,68 s. Tuttavia, per esigenze di computazione solo 5 fotogrammi sono stati considerati per la simulazione della catena seriale cinematica (rappresentata in Figura 166).



Figura 168: Fotogrammi analizzati (da destra verso sinistra) e sistema di riferimento solidale con lo zoccolo a terra.

Il video del passo è stato elaborato utilizzando un software di analisi biomeccanica [64] in grado di raccogliere le traiettorie dei marker digitali posizionati secondo Figura 167. La figura seguente mostra rispettivamente la traiettoria dello zoccolo a volo libero (EF), che rappresenta l'End Effector della catena seriale e la traiettoria del centro di massa (BC) durante il mezzo passo. Dalla Figura 169b è evidente che il bacino mostra una notevole variazione dell'altezza (circa 15 cm) a causa dei dispositivi ammortizzati.

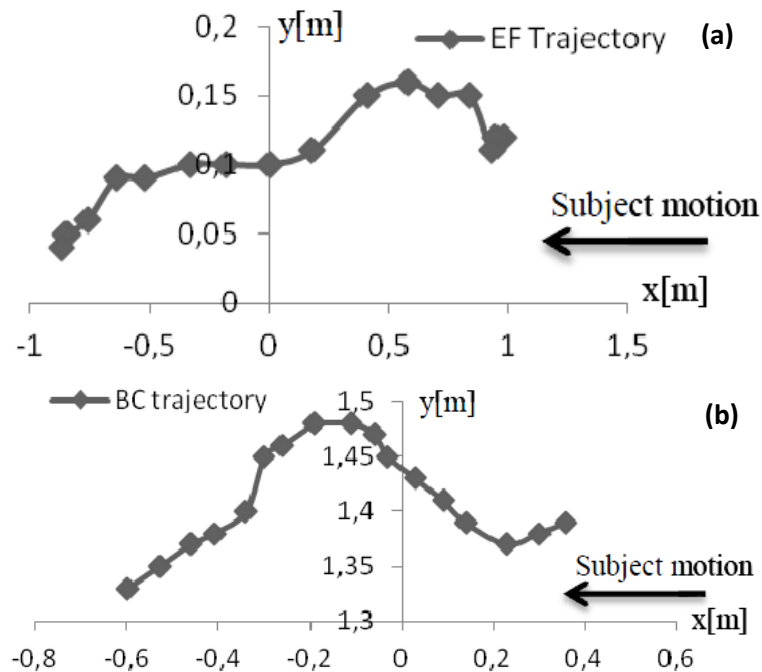


Figura 169: Traiettoria End Effector (a) e centro di massa (b) [68].

La velocità media dall'analisi biomeccanica è risultata essere di circa 1,8 m/s. In Figura 170 è mostrato l'andamento della velocità e dell'accelerazione dell'End Effector (zoccolo volante) durante il mezzo passo considerato.

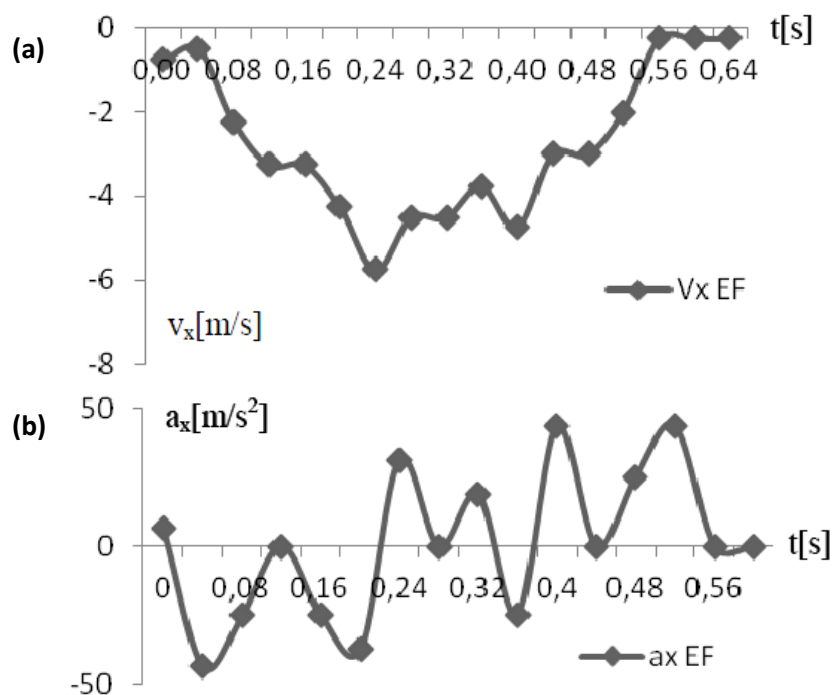


Figura 170: Velocità (a) e accelerazione (b) dell'End Effector [68].

Per quanto riguarda la velocità (Figura 170a) dello zoccolo volante (End Effector) è evidente che essa raggiunge il massimo a metà passo mentre tende a zero agli estremi. In seguito sono stati selezionati cinque fotogrammi (Figura 168), registrati nel ciclo del mezzo passo, ed è stato applicato un apposito algoritmo di calcolo per validare il modello cinematico assunto. La Figura 171 mostra il confronto tra modello e valori sperimentali delle coordinate  $x$ ,  $y$  del marker posizionato sullo zoccolo volante (End-Effector della catena cinematica).

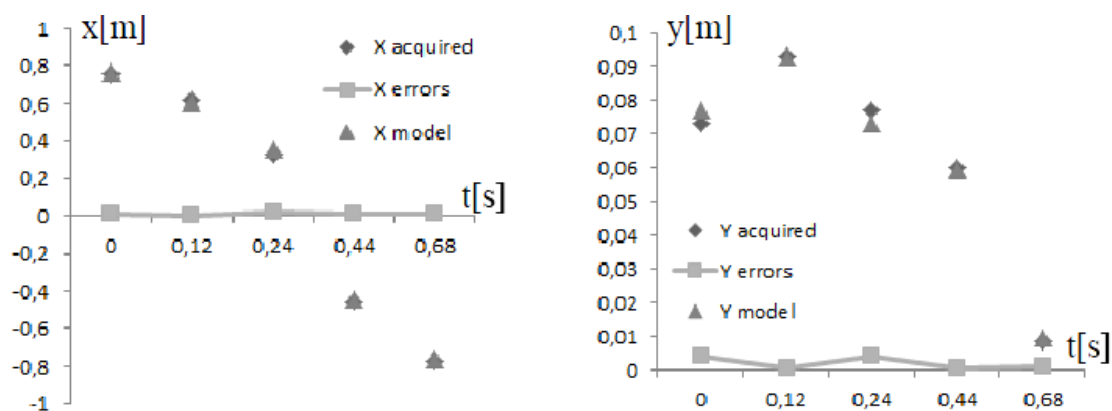


Figura 171: Confronto tra valori di posizione sperimentali e quelli calcolati per l'End Effector ed errore assoluto corrispondente [68].

Come si può vedere, i dati del modello sono in buon accordo con i dati sperimentali sia lungo l'asse  $x$  che lungo l'asse  $y$ . Lo stesso è possibile dire per quanto riguarda l'andamento delle velocità come mostrato in Figura 172.



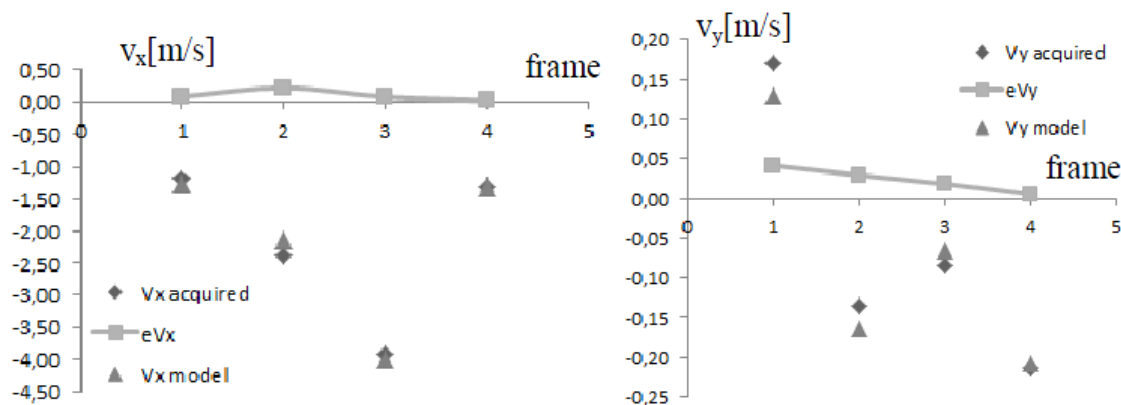


Figura 172: Confronto tra valori velocità sperimentali e quelli calcolati per l'End Effector ed errore assoluto corrispondente [68].

In questo primo approccio [68] il modello è stato validato risolvendo il problema della cinematica diretta. I risultati ottenuti si sono rivelati accettabili ma, va notato che i pochi fotogrammi utilizzati (in totale 5) per validare il modello, anche se significativi, non sono stati in grado di cogliere con precisione la cinematica completa dello zoccolo volante (End Effector).

### 3.2.3 Modello dinamico e prove realizzate

Per quanto riguarda il modello dinamico l'obiettivo dell'analisi è stato quello di valutare le energie coinvolte durante il ciclo del passo di un soggetto dotato di dispositivi ad accumulo di energia elastica (Jumping Stilts). Per confronto, la stessa valutazione è stata effettuata in un ciclo di andatura senza trampoli (andatura naturale).

La sperimentazione per esigenze di spazio è stata eseguita su una pista esterna. Inizialmente è stata effettuata una registrazione video dell'andatura, in sincronia al piano sagittale del soggetto, utilizzando una videocamera ad alta risoluzione (modello D5100, Nikon). In seguito i fotogrammi del video sono stati post-elaborati per ottenere le traiettorie sul piano sagittale di undici indicatori (punti geometrici) posizionati sul soggetto. Infine è stato sviluppato un codice numerico per costruire un modello multi-corpo in grado di calcolare l'energia meccanica durante l'andatura.

Inoltre, i risultati del modello multi-corpo [69] sono stati confrontati con quelli di un modello semplificato basato sul movimento del centro di massa [70,71] del soggetto.

Secondo l'approccio multi-corpo (MB), viene considerato il contributo energetico di ciascun segmento che forma il corpo umano. Invece, secondo l'approccio del centro di massa (CM), il soggetto viene modellato come un singolo punto che trattiene l'intera massa del corpo umano. Come è evidente, l'approccio CM non tiene conto dei movimenti relativi delle parti del corpo rispetto al centro di massa. Questa drastica semplificazione potrebbe non essere accettabile quando le masse di tali corpi diventano comparabili o almeno non trascurabili rispetto alla massa totale del corpo umano.

Nel caso di approccio multi-corpo è stato necessario segmentare il corpo del soggetto in esame secondo la tabella seguente.

Name	Body Segment	Male		
		5th%	50th%	95th%
Lower torso (pelvis)	1	8.24	10.00	11.99
Middle torso (lumbar)	2	9.01	10.95	13.13
Upper torso (chest)	3	15.30	18.58	22.28
Upper arm	4, 9	1.84	2.23	2.67
Lower arm	5, 10	1.14	1.39	1.66
Hand	6, 11	0.43	0.52	0.63
Neck	7	1.48	1.80	2.16
Head	8	4.07	4.95	5.93
Upper leg	12, 15	6.96	8.45	10.13
Lower leg	13, 16	2.84	3.45	4.14
Foot	14, 17	0.85	1.03	1.23
Total		66.22	80.42	96.41

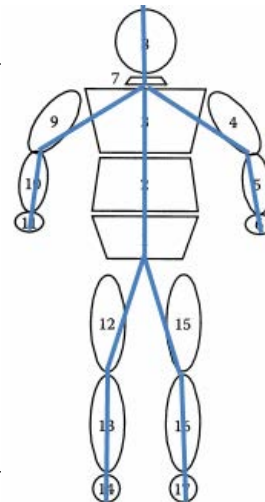


Tabella 5: Percentuale massa segmenti corpo uomo  
(Adapted from RL Huston, Principles of Biomechanics CRC Press 2009).

La sperimentazione è stata condotta su un soggetto sano di 28 anni, di genere maschile, altezza di 170 cm e peso di 75 kg. Di seguito è presentata la stima delle masse riferite ai segmenti corporei riguardanti il soggetto sotto esame. La prima con l'utilizzo dei Jumping Stilts (peso 7 kg), la seconda senza l'ausilio di questi ultimi.

Stima massa segm.corporei con trampoli			Stima massa segm.corporei no trampoli		
	Segmento	Massa [kg]		Segmento	Massa [kg]
7+8	TH+NB	6,0675	7+8	TH+NB	6,0675
4	NB+LE	2,0025	4	NB+LE	2,0025
5+6	LE+LH	1,7175	5+6	LE+LH	1,7175
9	NB+RE	2,0025	9	NB+RE	2,0025
10+11	RE+RH	1,7175	10+11	RE+RH	1,7175
1+2+3	NB+J2	35,55	1+2+3	NB+J2	35,55
12	J2+J3	7,5975	12	J2+J3	7,5975
15	J2+J1	7,5975	15	J2+J1	7,5975
13+14	J3+EF	11,0275	13+14	J3+EF	4,0275
16+17	J1+J0	11,0275	16+17	J1+J0	4,0275
<b>totale</b>		<b>86,3075</b>	<b>totale</b>		<b>72,3075</b>
<b>% errore</b>		<b>3,025281 %</b>	<b>% errore</b>		<b>3,59 %</b>

Tabella 6: Stima massa segmenti corporei, con e senza trampoli ammortizzati, calcolata secondo dati antropometrici indicati in Tabella 5.

La figura seguente mostra il posizionamento dei markers geometrici sul soggetto con e senza i trampoli ammortizzati in accordo con l'approccio multi-corpo.

Per motivi di chiarezza i markers (Figure 173 e 174a) indicano: TH Top Head, NB Neck base, LE Left Elbowl, RE Right Elbowl, J2 BC Body Center, LH Left hand, RH Right hand, J1 RK Right Knee, J3 LK Left Knee, J0 B0 Base, EF End Effector.

Oltre al posizionamento dei markers digitali in fase di post analisi, è stata effettuata anche una calibrazione delle lunghezze sui due piani x-y (linee verdi) come mostrato in Figura 173.

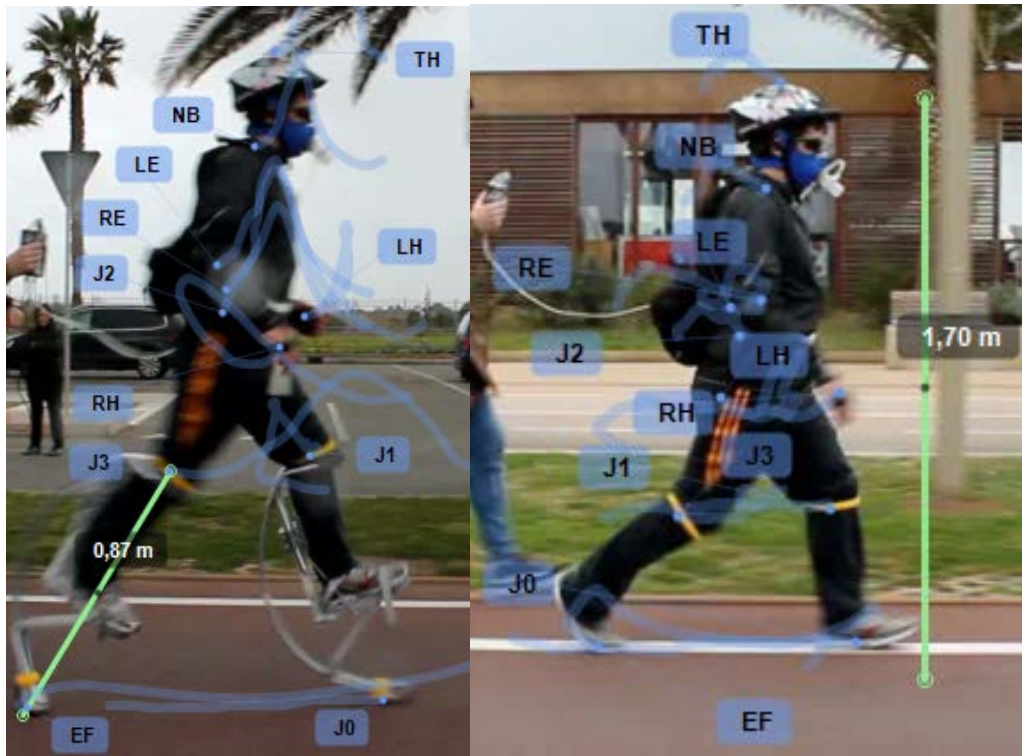


Figura 173: Posizionamento markers geometrici sul soggetto, con e senza i trampoli ammortizzati [72].

Invece, secondo l'approccio del centro di massa (CM), il soggetto viene modellato come un singolo punto che trattiene l'intera massa del corpo umano.

Il modello computazionale calcola l'energia meccanica del corpo umano ad ogni configurazione (corrispondente ad ogni istante) del ciclo del mezzo passo partendo dai dati fittati delle traiettorie dei markers ottenute dall'analisi video post-processo.

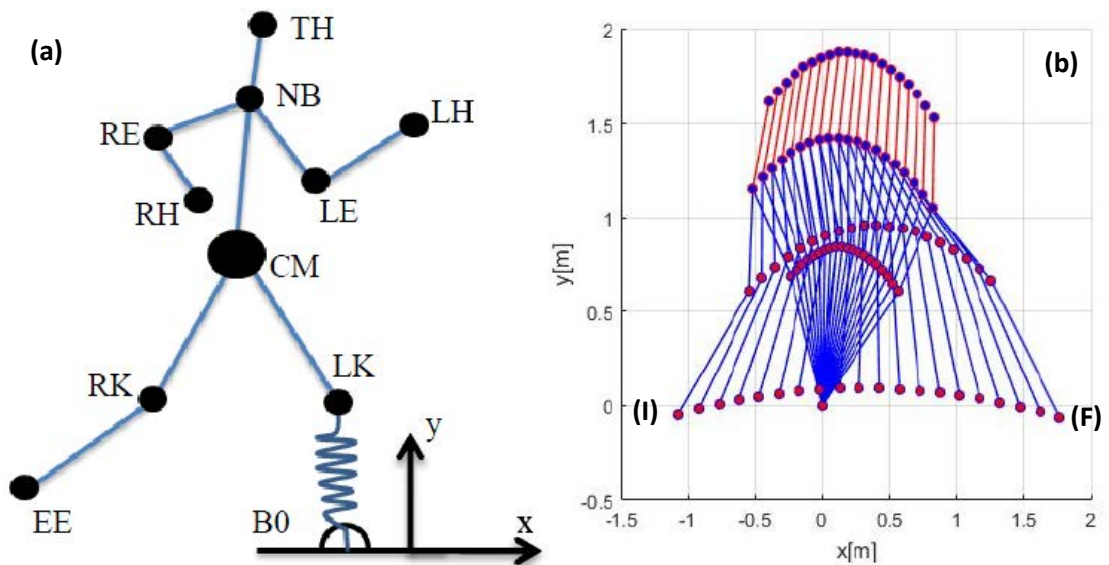


Figura 174: Posizionamento dei markers e del sistema di riferimento (a), Segmenti parte bassa del corpo con Jumping Stilts durante il mezzo passo (b) [72].

In Figura 174b, come si può notare, si va sotto il piano 0, con alcuni valori negativi dello zoccolo volante (End Effector). Questo è dovuto al fatto che i markers, sono punti geometrici digitali, e non marcatori ottici come quelli usati nei laboratori di biomeccanica, le cui traiettorie sono state calcolate in fase post processo tramite un software per analisi biomeccaniche [64]. E' bene ricordare che la sperimentazione per esigenze di spazio è stata eseguita su una pista esterna.

Le posizioni dei punti lungo il piano x-y sono state ottenute in due passaggi e non direttamente (tramite i marcatori ottici) introducendo quindi errori. Inoltre la registrazione del video, in sincronia al piano sagittale del soggetto con indosso i "Jumping Stilts", è stata effettuata con una frequenza di campionamento di 25 Hz (tempo di campionamento pari a 40 ms) e questo ha richiesto l'utilizzo del metodo di "fitting" dei dati.

In base alla conservazione dell'energia abbiamo:

$$L_{IF} = \Delta U_{IF} \quad (32)$$

Dove  $L_{IF}$  è il lavoro svolto dai motori (muscoli) e dalle forze dissipative necessarie per spostare il corpo umano dalla posizione iniziale (I) alla posa finale (F) eseguendo un mezzo passo.

$$\Delta U_{IF} = (U_F - U_I) \quad (33)$$

è la variazione dell'energia totale del corpo umano tra le due posizioni (iniziale e finale).

Ad un istante arbitrario t, l'energia totale del corpo umano è pari a:

$$U_{TOT} = U_G + E_K + U_S \quad (34)$$

dove  $U_G$  è l'energia totale gravitazionale. Secondo l'approccio multi-corpo l'energia gravitazionale totale è espressa secondo la seguente espressione:

$$U_G = g \sum_{i=1}^n m_i y_{ci} \quad (35)$$

dove  $y_{ci}$  è la coordinata y del centro di massa del link i,  $m_i$  è la sua massa e n è il numero totale di corpi (n = 10).

L'energia cinetica totale è pari a:

$$E_k = \sum_{i=1}^n E_{ki} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (m_i v_{ci}^2 + I_i \omega_i^2) \quad (36)$$

dove  $v_{ci}$  è la velocità del centro di massa del link i (punto medio del segmento i),  $\omega_i$  è la velocità angolare del link i e  $I_i$  è il suo momento di inerzia rispetto al  $c_i$  (centro di massa del link i). Nel caso del modello con i Jumping Stilts, l'energia elastica  $U_S$  è espressa come:

$$U_S = \frac{1}{2} k L_S^2 \quad (37)$$

dove k è la rigidità misurata e  $L_S = L(t) - L_0$  con  $L(t)$  la lunghezza della molla nell'istante t e  $L_0$  la lunghezza della molla a riposo.

Le Figure seguenti mostrano le curve delle energie nel tempo senza (Figura 175) e con i trampoli ammortizzati (Figura 176) rispettivamente. Ogni energia è stata normalizzata al suo massimo.

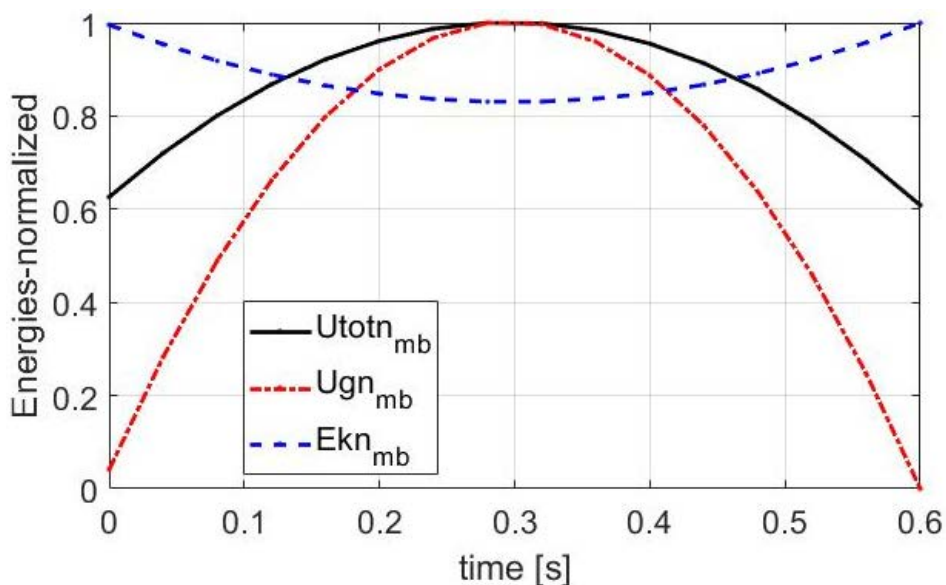


Figura 175: : Approccio multi-corpo. Energie normalizzate senza Jumping Stilts [72].

Come previsto, abbiamo trovato il massimo dell'energia gravitazionale quando l'energia cinetica ha raggiunto il suo minimo in entrambi i casi. Dalla Figura 175 si può notare che approssimativamente  $\Delta U_{IF} = 0$  mostrando così che, in base all'equazione di conservazione dell'energia, nessun lavoro viene eseguito in un mezzo passo (e per la simmetria in un passo completo). Come è possibile notare, vi sono due fasi simmetriche rispetto al semiperiodo ( $t = 0.3$  s).

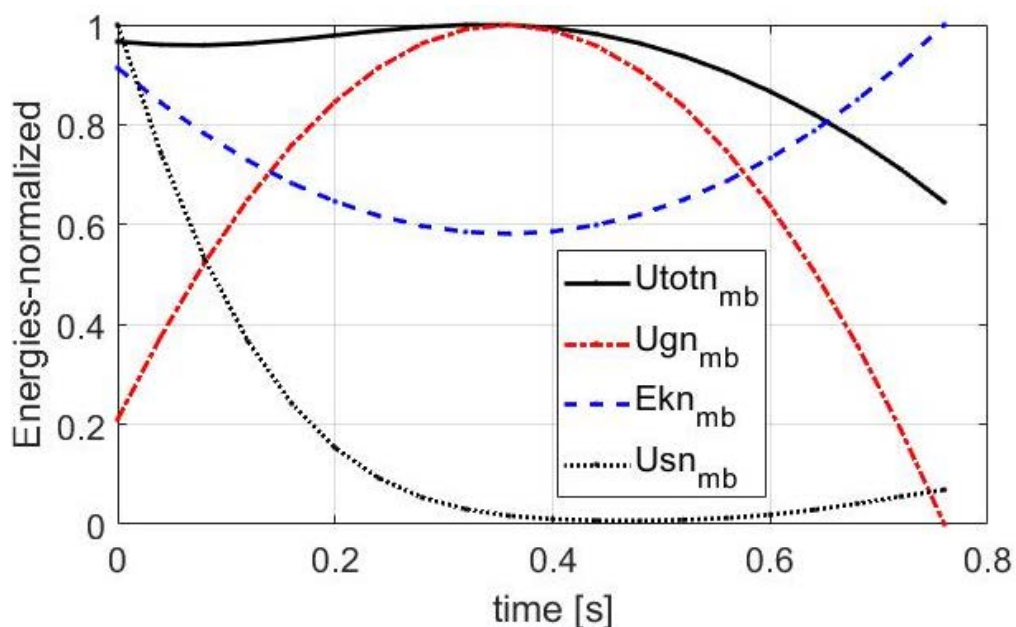


Figura 176: Approccio multi-corpo. Energie normalizzate con i Jumping Stilts [72].

In Figura 176 si può notare che il dispositivo rilascia la sua energia elastica mentre il movimento procede. Questa energia elastica si trasforma in energia gravitazionale che raggiunge il suo massimo quando l'energia elastica si avvicina al minimo. Vale la pena notare che in questo caso non c'è più simmetria nell'energia totale ( $\Delta U_{TOT} < 0$ ) a causa

della presenza del trampolo ammortizzato. In un ciclo di mezza passo, abbiamo ancora trovato  $\Delta U_G + \Delta E_K = 0$  mostrando così che il lavoro svolto dalla molla è positivo. La simmetria verrà ripristinata in un ciclo di andatura completo quando l'altro trampolo a molla sarà compresso e l'energia gravitazionale sarà trasformata in energia elastica.

Nella Figura seguente sono mostrate le differenze tra gli approcci multi-corpo (MB) e centro di massa (CM) per l'energia cinetica nei due casi analizzati. Ogni energia cinetica è normalizzata al suo massimo.

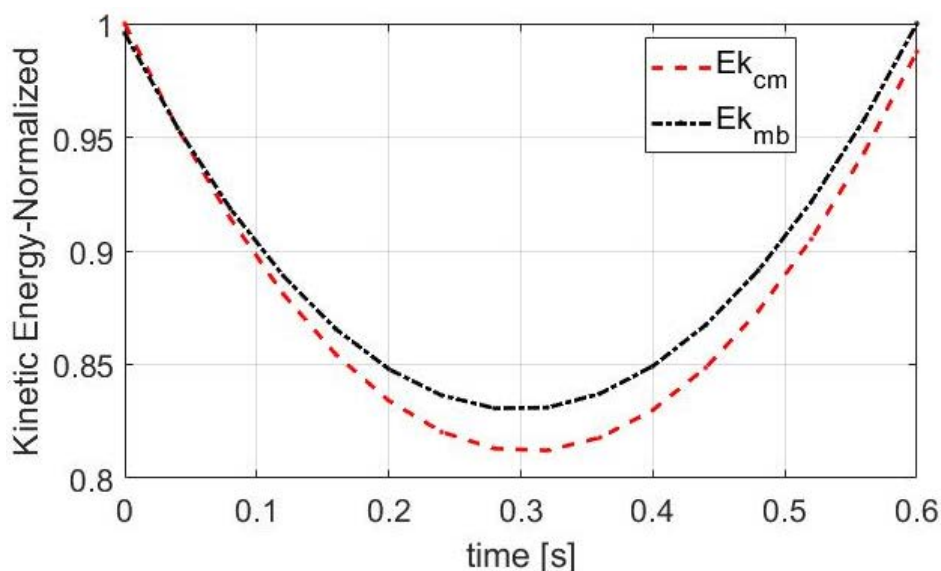


Figura 177: Approccio CM e MB: Energia cinetica senza i “Jumping Stilts” [72].

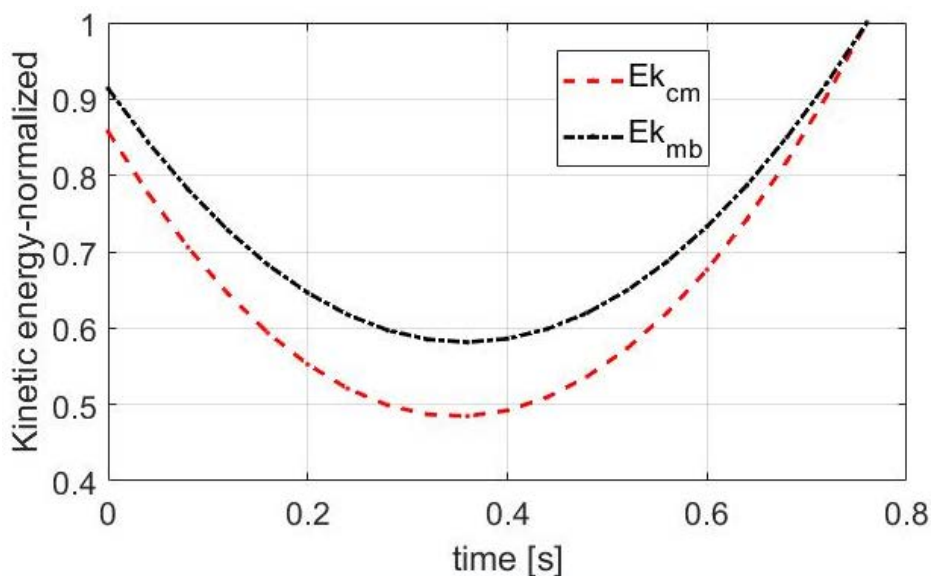


Figura 178: Approccio CM e MB: Energia cinetica con i “Jumping Stilts” [72].

E' possibile notare che la differenza nei due approcci aumenta quando si considera l'andatura con i trampoli (errore assoluto di circa il 10%) rispetto a quella senza trampoli (errore assoluto di circa il 2%). Quindi l'energia cinetica associata ai “Jumping Stilts”, in particolare quella del trampolo volante, non può essere omessa come succede nel caso dell'approccio CM.

### 3.2.4 Correlazione tra energia meccanica ed energia metabolica

L'obiettivo di questa analisi è quello di correlare l'energia meccanica in uscita all'energia metabolica in ingresso.

Allo scopo di calcolare l'efficienza dell'intero corpo umano durante la deambulazione sono necessarie due misure: energia in ingresso ed energia in uscita.

In questo ambito il rendimento è dato dal rapporto tra energia meccanica prodotta ed energia metabolica spesa:

$$Efficienza \% = \frac{Energia\ meccanica\ muscolare}{Energia\ metabolica\ muscolare} 100 \quad (38)$$

### 3.2.5 Calcolo dell'energia meccanica sviluppata durante la marcia con e senza Jumping Stilts

In Figura 179 e 180 sono mostrati gli andamenti dell'energia meccanica nel caso di marcia normale senza Jumping Stilts e di marcia normale con Jumping Stilts rispettivamente in un lasso di tempo di 10 s.

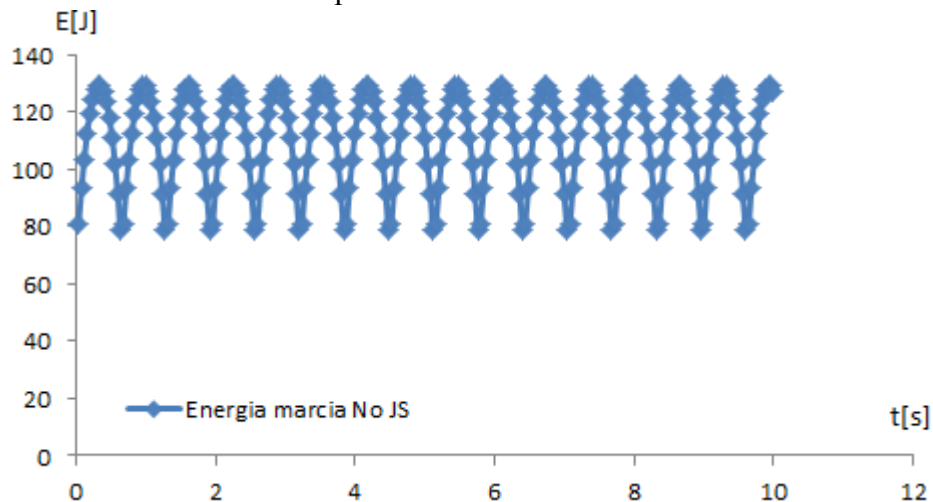


Figura 179: Andamento energia meccanica durante la marcia normale senza trampoli ammortizzati.

Il lasso di tempo di 10 s rappresenta il periodo di campionamento del metabolimetro portatile. Per ovviare a situazioni di non sincronismo è stata considerata l'ipotesi di mezzo passo simmetrico in entrambi i casi (marcia normale con e senza Jumping Stilts). Per quanto riguarda la marcia senza trampoli il mezzo passo avviene in 0,64s per un totale in 10s di 15,625 mezzi passi (Figura 179). Nel caso di marcia normale con trampoli ammortizzati il mezzo passo avviene in 0,8s per un totale in 10s di 12,5 mezzi passi (Figura 180).

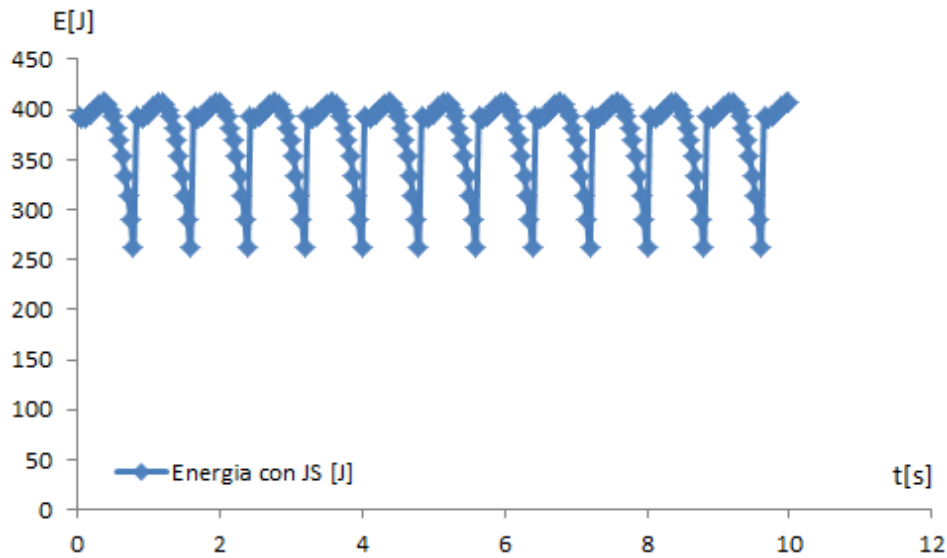


Figura 180: Andamento energia meccanica durante la marcia normale con trampoli ammortizzati.

L'energia meccanica è stata calcolata tramite il modello dinamico multi-corpo precedentemente descritto. L'energia metabolica richiesta è stata misurata tramite metabolimetro portatile come descritto nel successivo capitolo.

L'andamento della potenza meccanica, calcolata secondo il modello dinamico precedentemente descritto, è mostrata in Figura 181. E' possibile notare l'andamento lineare nel caso di marcia normale senza trampoli ammortizzati e l'andamento a parabola nell'altro caso. I valori negativi della potenza descrivono la fase di frenata nel mezzo passo considerato e cioè la potenza meccanica esercitata dai muscoli.

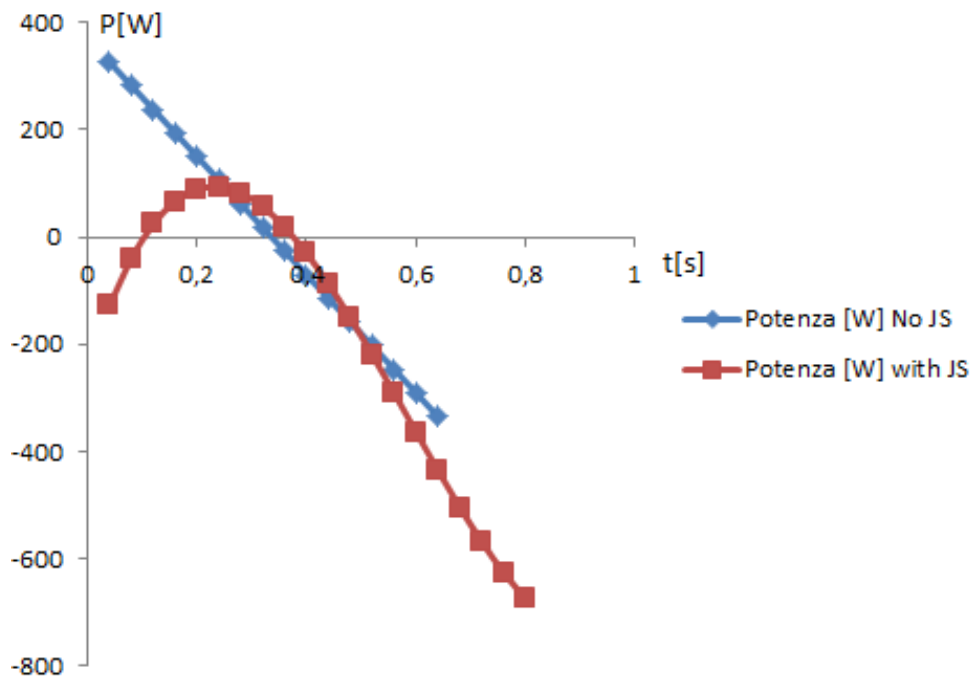


Figura 181: Potenza meccanica da modello multi-corpo durante marcia normale con e senza JS.



### 3.2.6 Valutazione dell'Energia Metabolica coinvolta durante la marcia con e senza Jumping Stilts

La sperimentazione è stata condotta su un soggetto sano di 28 anni, di genere maschile, altezza di 170 cm e peso di 75 kg. Le variabili bioenergetiche sono state rilevate tramite il metodo della calorimetria indiretta utilizzando un metabolimetro indossabile del peso totale di circa 800 g (VO-2000, MedGrapics, USA).



Figura 182: Metabolimetro portatile utilizzato.

Il VO-2000 consente l'acquisizione, respiro per respiro e in condizione di libera deambulazione nell'ambiente, del volume di ossigeno consumato in un minuto, della produzione nell'aria espirata di anidride carbonica in un minuto e della ventilazione polmonare espiratoria in un minuto, in un soggetto libero di muoversi nello spazio. Inoltre, il metabolimetro calcola il quoziente respiratorio sulla base del quale è possibile calcolare le soglie aerobica e anaerobica. Quest'ultima rappresenta il valore di carico lavorativo oltrepassato il quale il soggetto va incontro a fatica metabolica e quindi, in un tempo più o meno prolungato, smette l'attività fisica. Il VO-2000 restituisce valori dei sopracitati parametri con una cadenza di 10 secondi.

Più specificatamente, le variabili metaboliche considerate durante la sperimentazione sono state le seguenti:

- consumo di ossigeno in un minuto ( $\text{VO}_2$ ) sia relativo alla massa corporea in toto, in  $\text{ml min}^{-1}$ , sia normalizzato per unità di massa corporea, in  $\text{ml min}^{-1} \text{kg}^{-1}$ ;
- la produzione di anidride carbonica ( $\text{VCO}_2$ ) in  $\text{ml min}^{-1}$ ;
- il quoziente respiratorio (RER, respiratory exchange ratio);
- la ventilazione polmonare espiratoria ( $\text{V}_E$ ) in  $\text{l min}^{-1}$ ;
- la potenza metabolica ossidativa consumata nella modalità locomotoria considerata ( $\text{P}_M$ ), in  $\text{J s}^{-1} \text{kg}^{-1}$ , ricavata dalla conversione del  $\text{VO}_2$ , normalizzato per il peso corporeo ( $\text{ml/kg}$ ), in valori di energia, moltiplicandolo per l'equivalente calorico dell'ossigeno consumato, considerato di 21 kJ/litro;
- il costo energetico ossidativo della modalità locomotoria considerata ( $\text{C}_E$ ) in  $\text{J m}^{-1} \text{kg}^{-1}$ , ricavato come  $\text{C}_E = \text{P}_M / v$  dove  $v$  è la velocità media della locomozione.

Nella fase di preparazione del soggetto (mostrata in Figura 183) che si sottoporrà allo studio e che ha già indossato i trampoli elastici, si sta procedendo al posizionamento della maschera facciale a cui verrà connesso il flussimetro/pneumotacografo del VO-2000 per la misura del flusso respiratorio istantaneo.



**Figura 183: Fase di preparazione analisi gas aspirati/espirati e taratura strumentazione.**

Una volta completata la preparazione del soggetto e ultimata la taratura della strumentazione si è passati alla fase test. Nella figura seguente è mostrato il soggetto pronto alla fase di acquisizione dei parametri metabolici.



**Figura 184: Soggetto pronto alla fase di acquisizione dei parametri metabolici.**

La Figura 184 mostra il soggetto in piedi sui trampoli elastici con sul viso la maschera respiratoria corredata di flussimetro connesso, tramite appositi tubi, al dispositivo VO-2000 inserito dentro lo zaino portato sulla schiena, insieme alla batteria per il suo funzionamento.

Nella marcia naturale la frequenza dei passi è stata di  $95 \text{ min}^{-1}$  mentre nella marcia con i trampoli la frequenza dei passi è stata di  $86 \text{ min}^{-1}$ , ovvero appena del 10% più bassa. Nella corsa naturale la frequenza dei passi è stata di  $145 \text{ min}^{-1}$  mentre in quella con i trampoli elastici era di  $136 \text{ min}^{-1}$ , ovvero minore solo del 6%. La lunghezza media del passo durante la corsa naturale (0,95 m) era maggiore di quella della marcia naturale (0,70) mentre la lunghezza del passo della marcia con i trampoli (1,50 m) era minore di quella della corsa con i trampoli (1,35 m).

### 3.2.6.1 Calcolo del rendimento nella marcia senza trampoli elastici

Nella Tabella n.7, di cui sotto, sono riportati i valori del consumo di ossigeno per unità di massa corporea ( $\text{VO}_2\text{-kg}$  in  $\text{ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ ) e per l'intera massa del corpo ( $\text{VO}_2$  in  $\text{ml min}^{-1}$ ), della produzione di anidride carbonica ( $\text{VCO}_2$  in  $\text{ml min}^{-1}$ ) e del quoziente respiratorio (RER), così come rilasciati dal software del VO-2000, durante il test di marcia senza trampoli elastici. Si può facilmente osservare che l'acquisizione delle variabili metaboliche aveva una cadenza di una stringa ogni 10 secondi.

	Time-[min]	$\text{VO}_2\text{-kg}$ [ $\text{ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ ]	$\text{VO}_2$ [ $\text{ml min}^{-1}$ ]	$\text{VCO}_2$ [ $\text{ml min}^{-1}$ ]	RER
Rest	13:00	3,3	247,5	292	1,19
marciaN	13:10	4,2	315	338	1,1
	13:20	4,6	345	350	1,04
	13:30	4,8	360	362	1,01
	13:40	5,1	382,5	354	0,94
	13:50	5,1	382,5	354	0,94
	14:00	5,2	390	348	0,9
	14:10	5,2	390	344	0,89

Tabella 7: Parametri metabolici rilevati durante marcia senza trampoli elastici.

Dalla tabella 7 si può calcolare il valore medio del  $\text{VO}_2$ , acquisito durante i 60 secondi di durata del test (marciaN), come valore riferito alla massa corporea in toto. Questo valore risulta essere di  $366,4 \text{ ml min}^{-1}$  ( $\text{VO}_{2\text{medio}}$ ).

Il passaggio da  $\text{ml/min}$  di  $\text{O}_2$  a Watt è stato ottenuto considerando 1l di  $\text{O}_2$  pari a 20,92 kJ. Successivamente visto il tempo di campionamento del metabolimetro ( $T_{\text{cmet}}$ ) pari a 10s si è ottenuto il valore di Energia Metabolica. Quindi l'Energia Metabolica media ( $E_{\text{Met}}$ ) sarà pari a:

$$E_{\text{Met}} = (\text{VO}_{2\text{medio}} / 60 \text{ s}) \times (21 \text{ J}) \times (T_{\text{cmet}}) = \quad (39)$$

$$= (366,4 \text{ ml} / 60 \text{ s}) \times (21 \text{ J}) \times (10 \text{ s}) = 1282,4 \text{ J}$$

Tuttavia, questo valore di energia metabolica relativa alla marcia comprende la quota di spesa relativa alla condizione di riposo precedente la marcia ( $E_{\text{R}}$ ), rilevabile dalle

stringa “Rest” della Tabella 7 ( $VO_2 = 247,5 \text{ ml min}^{-1}$ ), più la spesa ascrivibile al costo netto della locomozione ( $E_{Mn}$ ). Quindi:

$$E_{Met} = E_R + E_{Mn} \quad (40)$$

da cui:

$$E_{Mn} = E_{Met} - E_R \quad (41)$$

Poiché:

$$E_R = (247,5 \text{ ml} / 60 \text{ s}) \times (21 \text{ J}) \times (10 \text{ s}) = 866 \text{ J} \quad (42)$$

Si avrà:

$$E_{Mn} = 1282,4 - 866 = 416,4 \text{ J} \quad (43)$$

Tenuto conto che, come mostra il grafico della Figura 179, l’andamento dell’energia meccanica prodotta nel caso di marcia normale senza Jumping Stilts ( $E_{Mec-n}$ ) oscillava mediamente intorno ai 105 J, allora si avrà che il rendimento della marcia senza trampoli elastici ( $\mu_{Mn}$ ) era mediamente:

$$\mu_{Mn} = E_{Mec-n} / E_{Mn} = 105 \text{ J} / 416,4 \text{ J} = 0,25 \quad (44)$$

La Figura 185 descrive l’andamento nel tempo del rapporto tra Energia Meccanica ( $E_{Mec-n}$ ) ed Energia Metabolica ( $E_{Mn}$ ): il rendimento ( $\mu_{Mn}$ ), nel caso di marcia normale senza trampoli ammortizzati. Si può osservare che l’andamento di questa variabile è inizialmente decrescente, con valori iniziali di quasi 0,55 e, intorno ai 40 s dall’inizio del test (l’intervallo di tempo in cui venivano acquisiti i valori di consumo di ossigeno mentre il soggetto camminava era di 70 s) l’andamento del rendimento si attesta su un valore di circa 0,27.

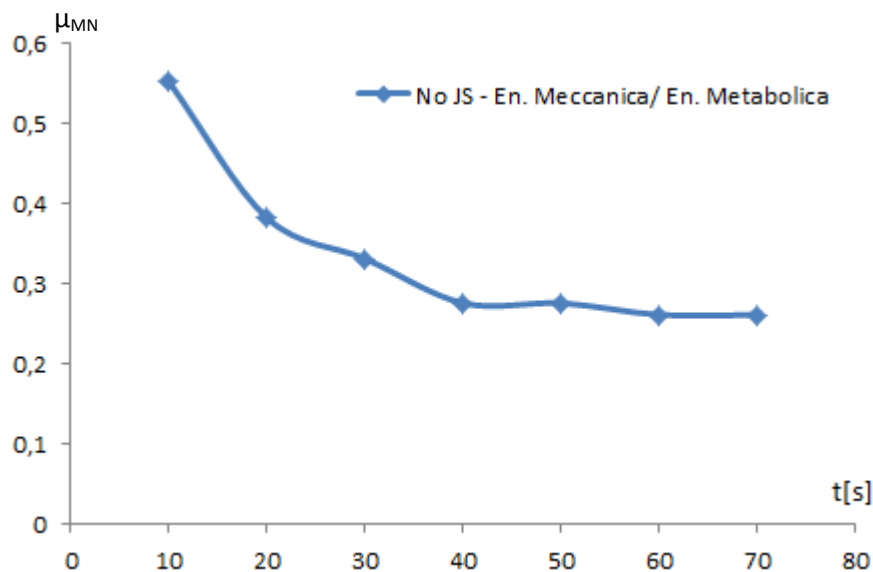


Figura 185: Rapporto tra Energia Meccanica ed Energia Metabolica senza JS, con valore medio pari a 0,33.

La progressiva riduzione del rendimento  $\mu_{Mn}$ , mostrata dal grafico, è dovuta al fatto che, con l'inizio dell'attività fisica, l'energia metabolica per la sua attuazione viene fornita in buona misura da meccanismi non ossidativi, o anaerobici che, a loro volta sono in parte di tipo allattacido, ovvero l'adenosin-trifosfato (ATP) necessario per la contrazione muscolare e fornito dal rapido meccanismo costituito dal sistema creatinfosfato – creatina, che però non compare al denominatore della frazione che da luogo al  $\mu_{Mn}$  in quanto non rilevabile dal VO-2000. Lo strumento, infatti, acquisisce solo i valori del consumo di ossigeno, il quale all'inizio del movimento è insufficiente per soddisfare la richiesta di ATP, e da luogo al così detto debito di ossigeno allattacido. Di conseguenza, poiché il denominatore riporta un valore di costo energetico inferiore a quello reale, il valore della frazione che definisce il  $\mu_{Mn}$  sarà più elevato del dovuto. Tuttavia, con un certo ritardo dipendente dalla potenza meccanica richiesta, il meccanismo ossidativo/aerobico entra in piena efficienza e quindi il denominatore della frazione corrisponderà a tutta l'energia metabolica spesa per cui, esso aumenterà rispetto alla fase di debito di ossigeno, stabilizzandosi a un valore corrispondente a tutta l'energia necessaria per attuare l'attività fisica richiesta. Nel nostro caso, come mostra il grafico di cui sopra, il  $\mu_{Mn}$  si stabilizzava a un valore di circa 0,27.

### 3.2.6.2 Calcolo del rendimento nella marcia con trampoli elastici

Nella Tabella n.8, sono riportati i valori del consumo di ossigeno per unità di massa corporea ( $VO_{2\text{-kg}}$  in  $\text{ml min}^{-1} \text{kg}^{-1}$ ) e per l'intera massa del corpo ( $VO_2$  in  $\text{ml min}^{-1}$ ), della produzione di anidride carbonica ( $VCO_2$  in  $\text{ml min}^{-1}$ ) e del quoziente respiratorio (RER), così come rilasciati dal software del VO-2000, durante il test di marcia con i trampoli elastici. Si può facilmente osservare che le acquisizioni delle variabili metaboliche aveva una cadenza di una stringa ogni 10 secondi.

Dalla tabella si può calcolare il valore medio del  $VO_2$ , acquisito durante i 70 secondi di durata del test (marciaT), come valore riferito alla massa corporea in toto. Questo valore risulta essere di  $591,2 \text{ ml min}^{-1}$  ( $VO_{2\text{medio}}$ ).

	Time-[min]	$VO_{2\text{-kg}}$ [ $\text{ml min}^{-1} \text{kg}^{-1}$ ]	$VO_2$ [ $\text{ml min}^{-1}$ ]	$VCO_2$ [ $\text{ml min}^{-1}$ ]	RER
Rest	04:20	3,3	247,5	292	1,19
marciaN	04:30	5,7	427,5	316	0,75
	04:40	7	525	388	0,75
	04:50	7,9	592,5	456	0,78
	05:00	8,5	637,5	532	0,84
	05:10	9,1	682,5	600	0,9
	05:20	9,1	682,5	600	0,9

Tabella 8: Parametri metabolici rilevati durante marcia senza trampoli elastici.

Il passaggio da  $\text{ml/min}$  di  $O_2$  a Watt è stato ottenuto considerando 1l di  $O_2$  pari a 20,92 kJ. Successivamente visto il tempo di campionamento del metabolimetro ( $T_{\text{cmet}}$ ) pari a 10s si è ottenuto il valore di Energia Metabolica. Quindi l'Energia Metabolica media ( $E_{\text{Met}}$ ) in questo caso sarà pari a:

$$E_{Met} = (VO_2_{medio} / 60 \text{ s}) \times (21 \text{ J}) \times (T_{cmet}) = \quad (45)$$

$$= (591,2 \text{ ml} / 60 \text{ s}) \times (21 \text{ J}) \times (10 \text{ s}) = 2068,5 \text{ J}$$

Tuttavia, questo valore di energia metabolica relativa alla marcia con i trampoli elastici comprende la quota di spesa relativa alla condizione di riposo precedente la marcia ( $E_R$ ), rilevabile dalle stringa “Rest” della Tabella 8 ( $VO_2 = 247,5 \text{ ml min}^{-1}$ ), più la spesa ascrivibile al costo netto della locomozione con i trampoli elastici ( $E_{Mt}$ ). Quindi otteniamo:

$$E_{Met} = E_R + E_{Mt} \quad (46)$$

da cui:

$$E_{Mt} = E_{Met} - E_R \quad (47)$$

Poiché:

$$E_R = (247,5 \text{ ml} / 60 \text{ s}) \times (21 \text{ J}) \times (10 \text{ s}) = 866 \text{ J} \quad (48)$$

Si avrà:

$$E_{Mt} = 2068,5 - 866 = 1202,5 \text{ J} \quad (49)$$

Tenuto conto che, come mostra il grafico della figura 180, l’andamento dell’energia meccanica prodotta nel caso di marcia con i Jumping Stilts ( $E_{Mec-n}$ ) oscillava mediamente intorno ai 375 J, allora si avrà che il rendimento della marcia senza trampoli elastici ( $\mu_{Mt}$ ) era mediamente:

$$\mu_{Mt} = E_{Mec-t} / E_{Mt} = 375 \text{ J} / 1202,5 \text{ J} = 0,31 \quad (50)$$

La Figura 186, di cui sotto, descrive l’andamento nel tempo del rapporto tra energia meccanica ( $E_{Mec-t}$ ) ed energia metabolica ( $E_{Mt}$ ), ovvero del rendimento  $\mu_{Mt}$ , nel caso di marcia con trampoli ammortizzati. Si può osservare che l’andamento di questa variabile è inizialmente decrescente, con valore iniziale di 0,48, attestandosi a valori intorno a 0,3 a partire da 40 s dall’inizio del test, con andamento asintotico fino ai 70 s dall’inizio del test ( intervallo di tempo in cui venivano acquisiti i valori di consumo di ossigeno mentre il soggetto camminava ).

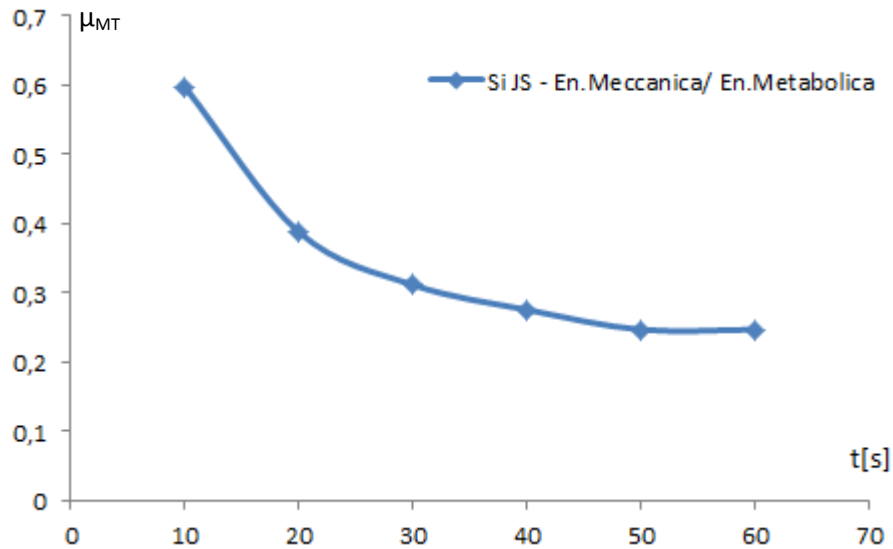


Figura 186: Rapporto tra Energia Meccanica ed Energia Metabolica con JS, con valore medio pari a 0,41.

Nella Figura 187, di cui sotto, estratta dal volume pubblicato da Pietro Enrico Di Prampero nel 1985 [73], il grafico in alto rappresenta l'andamento del rendimento ( $\eta = W/C$ ), con al numeratore (W) il lavoro meccanico totale e al denominatore il costo energetico ossidativo (C) al netto del valore di riposo pre-test, in un soggetto sano e in condizioni di ottima fitness del peso di 70 kg, durante la marcia in piano a velocità crescenti. Si può osservare che per una velocità di marcia di  $1 \text{ m s}^{-1}$ , il  $\eta$  si attestava su un valore di 0,3. Si tratta quindi di un valore che risultava solo del 15% superiore rispetto al valore rilevato in questo esperimento nel test di marcia senza trampoli elastici ( $\mu_{Mn} = 0,25$ ), ma che era praticamente identico a quello rilevato durante la marcia con i trampoli elastici ( $\mu_{Mn} = 0,31$ ).

Tenendo conto che:

- il nostro soggetto era praticamente un sedentario;
- che lo stesso risultava essere sovrappeso di circa 10 kg in quanto il suo BMI superava la soglia di  $25 \text{ kg per m}^2$  di superficie corporea;
- la variabilità individuale, notoriamente elevata quando si considerano variabili complesse, nel caso di uno studio attuato su un solo soggetto, come è il caso di quello presente, può comportare valori sorprendentemente diversi da quelli aspettati sulla base di medie statistiche attuate su numeroso soggetti dove le singole variabilità individuali sono appiattite;

tutto questo ragionevolmente consente di considerare il valore di  $\mu_{Mn}$  qui ottenuto come attendibile.

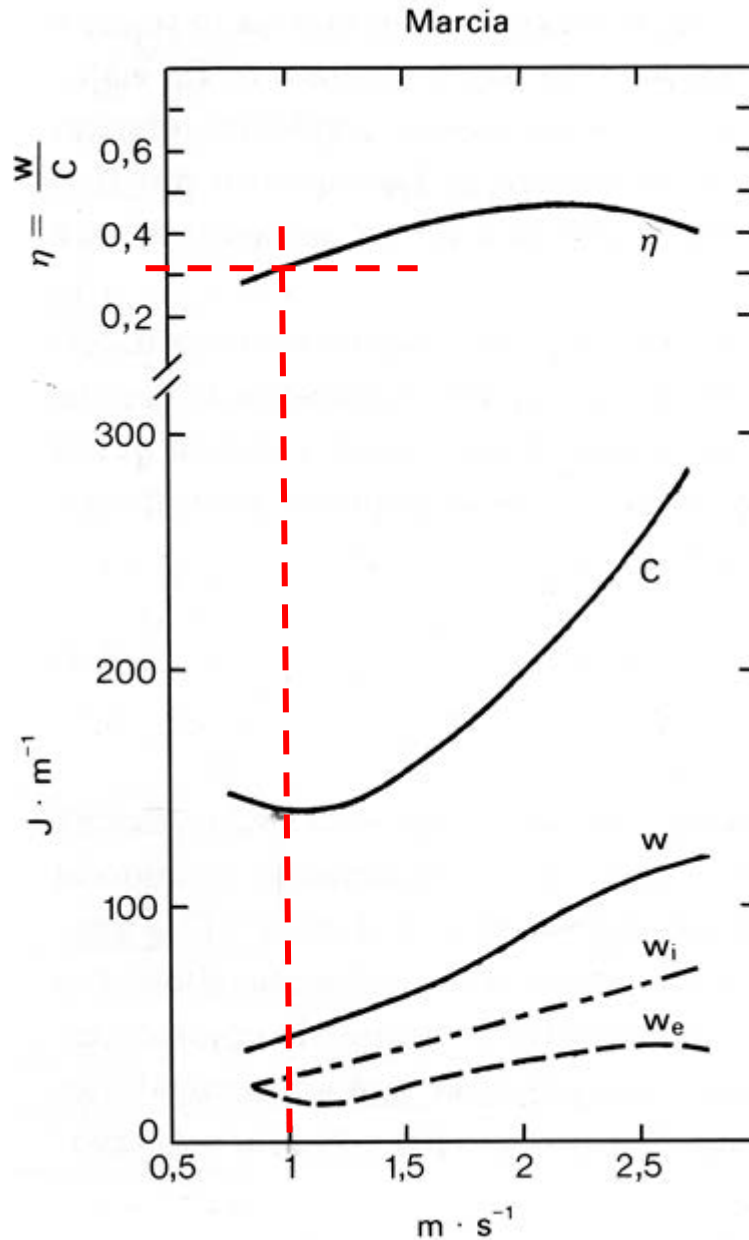


Figura 187: Andamento del: rendimento ( $\eta$ ), lavoro meccanico interno ( $w_i$ ), lavoro meccanico esterno ( $w_e$ ) e lavoro meccanico totale ( $w$ ) in un soggetto sano e in condizioni di ottima fitness del peso di 70 kg, durante la marcia in piano a velocità crescenti [73].

La figura 188, seguente, mette in comparazione gli andamenti del  $\mu_M$  rilevato sia durante la marcia normale e sia durante la marcia con i trampoli. Si può osservare che con l'inizio della marcia entrambi i  $\mu_M$  presentavano il loro massimo.

Come precedentemente descritto, questo era dovuto al fatto che, con l'inizio dell'attività fisica, l'energia metabolica per la sua attuazione viene fornita in buona misura da meccanismi anaerobici sia allattacidi che lattacidi, che però non compaiono al denominatore della frazione che da luogo al  $\mu_M$  in quanto non rilevabile dal VO-2000. Si tratta comunque di transienti che con l'entrare in piena efficienza del meccanismo



aerobico/ossidativo tendono progressivamente a ridurre il loro contributo energetico fino alla sua estinzione, quando l'attività fisica viene attuata con velocità costante.

Tuttavia, la Figura 188 mette in evidenza che il  $\mu_{Mt}$  iniziale aveva un valore più elevato di quello relativo al  $\mu_{Mn}$ . Questo verosimilmente, come meglio verrà descritto nel prossimo paragrafo, era dovuto al fatto che la marcia con i trampoli reclutava in maniera più consistente fibre muscolari bianche, con totale vocazione lattacida, ai fini della potenza meccanica anaerobica iniziale. Quindi, il denominatore della frazione del rendimento, all'inizio della marcia con i trampoli risultava proporzionalmente minore di quello relativo alla marcia senza i trampoli, da cui un maggior valore iniziale nella marcia con trampoli rispetto alla marcia normale.

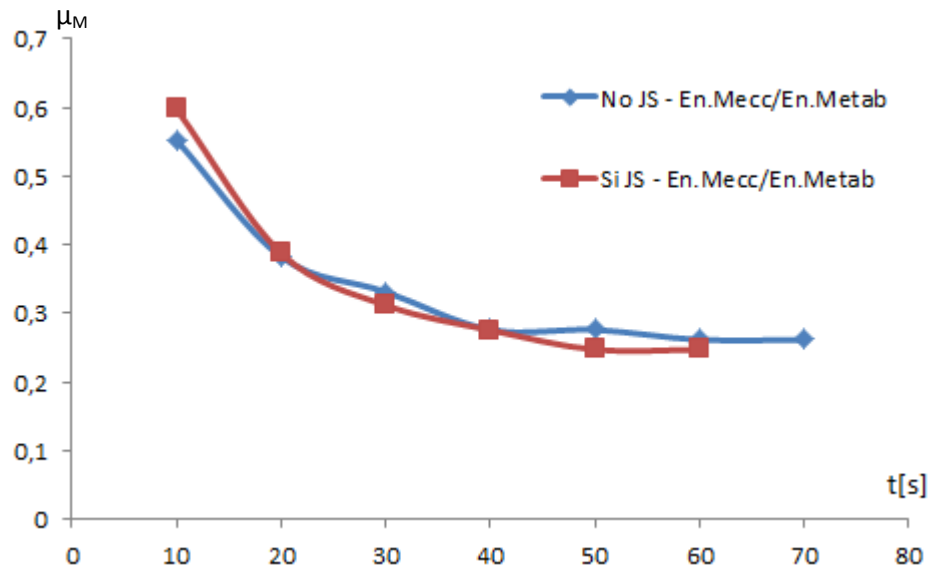


Figura 188: Confronto andamenti rendimento nei due casi: Marcia con JS e Marcia senza JS.

Per via di limiti tecnici del sistema di rilevamento dinamico delle variabili cinematiche, durante la corsa normale e con i trampoli non è stato possibile effettuare il calcolo dei rispettivi valori di energia e potenza meccanica erogata, e quindi non è stato neanche possibile calcolare i relativi valori di rendimento meccanico.

### 3.2.6.3 Andamento delle variabili metaboliche durante i due tipi di locomozione e loro inquadramento in un'ottica di ambito biomedico

La Figura 189 mostra l'andamento temporale di tutte variabili metaboliche rilevate durante il test di marcia e corsa con e senza i trampoli elastici:

- $VO_2$  - consumo di ossigeno in  $ml\ min^{-1}\ kg^{-1}$ ,
- $VCO_2$  - produzione di anidride carbonica in  $ml\ min^{-1}$ ,
- VE BTPS - ventilazione polmonare in  $l\ min^{-1}$ ,
- RQ - quoziente respiratorio.

In successione, il primo e il secondo picco riguardano rispettivamente la marcia e la corsa con i trampoli elastici, il terzo e il quarto picco riguardano rispettivamente la marcia e la corsa naturali.

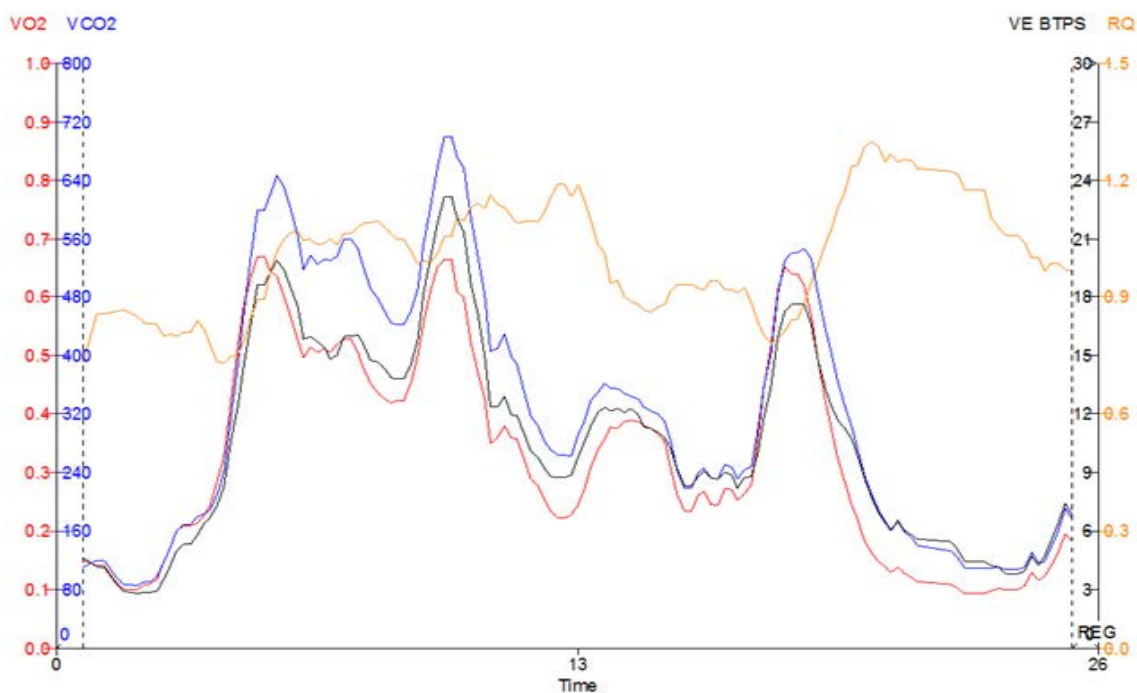


Figura 189: Andamento temporale variabili metaboliche rilevate durante il test.

Nella Figura 189 è rappresentato, nello specifico, l'andamento del consumo di ossigeno ( $VO_2$ , tracciato in azzurro) e della produzione di anidride carbonica ( $VCO_2$ , tracciato in rosso) rilevati durante i 25 minuti in cui il soggetto compiva, in successione, i test di marcia e di corsa con i trampoli elastici e di marcia e di corsa senza trampoli.

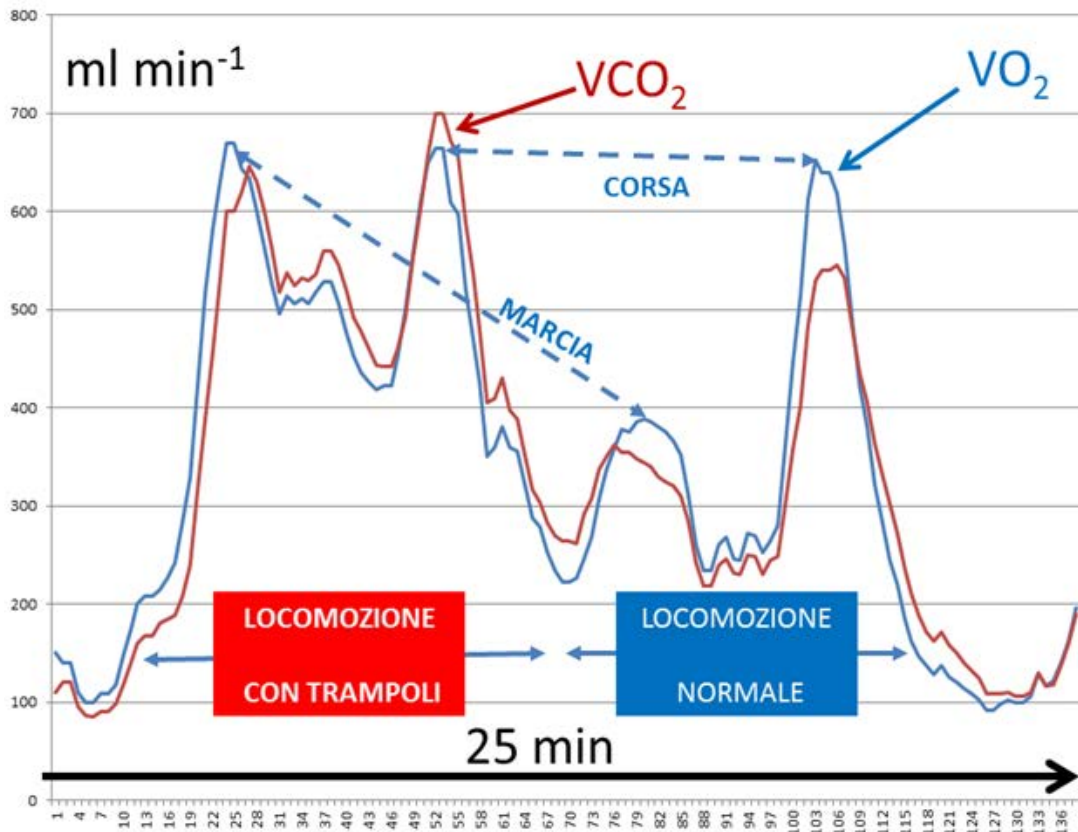


Figura 190: Andamento consumo di Ossigeno ( $O_2$ ) e produzione di Anidride carbonica ( $CO_2$ ).

In Figura 190 sono evidenziati, con linee tratteggiate di collegamento, i picchi del consumo di ossigeno (in  $ml\ min^{-1}$ ) corrispondenti ai due test di marcia e ai due test di corsa.

Si può osservare come il picco del  $VO_2$  rilevato durante la marcia con i trampoli (670 ml) era di circa 1,7 volte più elevato di quello rilevato durante la marcia normale (388 ml). Inoltre, si nota che, durante il recupero dalla marcia con i trampoli i valori di  $CO_2$  espirata erano più elevati di quelli dell' $O_2$  consumato. Questo dimostra che, durante la marcia con i trampoli, vi è stato un importante contributo energetico di tipo anaerobico lattacido. Infatti, poiché con il cessare dell'attività fisica le fibre muscolari sottili, ma aerobiche, riducono la loro domanda energetica per buona parte fornita dall'ossidazione di acido lattico, l'eventuale lattato prodotto dalle fibre muscolari glicolitiche incrementa la sua stessa concentrazione ematica e quindi l'attività del sistema tampone acido carbonico-bicarbonato di sodio. In questo modo si ha produzione finale di acido carbonico che si idrolizza in  $CO_2$  e  $H_2O$ , da cui deriva l'eccesso di  $CO_2$  nell'aria espirata segnalato appunto dai valori più elevati di  $CO_2$  rispetto all' $O_2$  (come mostra il grafico di cui sopra). Al contrario, durante la marcia normale i valori di  $CO_2$  erano sempre inferiori a quelli di  $O_2$ , per cui in questa condizione di marcia non venivano reclutate fibre muscolari glicolitiche. Queste evidenze danno anche ragione del fatto che, all'inizio dei test di marcia il valore iniziale di  $\mu_{Mt}$  era superiore a quello di  $\mu_{Mn}$ .

Tuttavia, mentre il picco di  $VO_2$  della corsa con i trampoli (664 ml) era praticamente simile a quello della corrispondente marcia, il picco di  $VO_2$  della corsa normale (652 ml) era di circa 1,7 volte più elevato di quello della corrispondente marcia, mentre i due picchi di  $VO_2$  corrispondenti alle due modalità di corsa erano praticamente simili, e ciò nonostante la velocità della corsa con i trampoli ( $3,05 \text{ m s}^{-1}$ ) fosse di circa il 30% più elevata di quella rilevata nella corsa normale ( $2,29 \text{ m s}^{-1}$ ).

Si osserva inoltre che, inizialmente, la  $VCO_2$  si manteneva a valori più bassi di quelli corrispondenti del  $VO_2$  ma, a partire dalla fine della marcia con i trampoli, la  $VCO_2$  prima eguagliava la  $VO_2$  e poi la superava di circa  $36 \text{ ml min}^{-1}$  in corrispondenza del picco della corsa con i trampoli, mantenendosi sempre più elevata fino alla marcia senza trampoli. Qui la  $VCO_2$  ridiminuiva di  $122 \text{ ml min}^{-1}$ , rispetto al corrispondente valore della  $VO_2$ , in coincidenza con il picco della corsa normale.

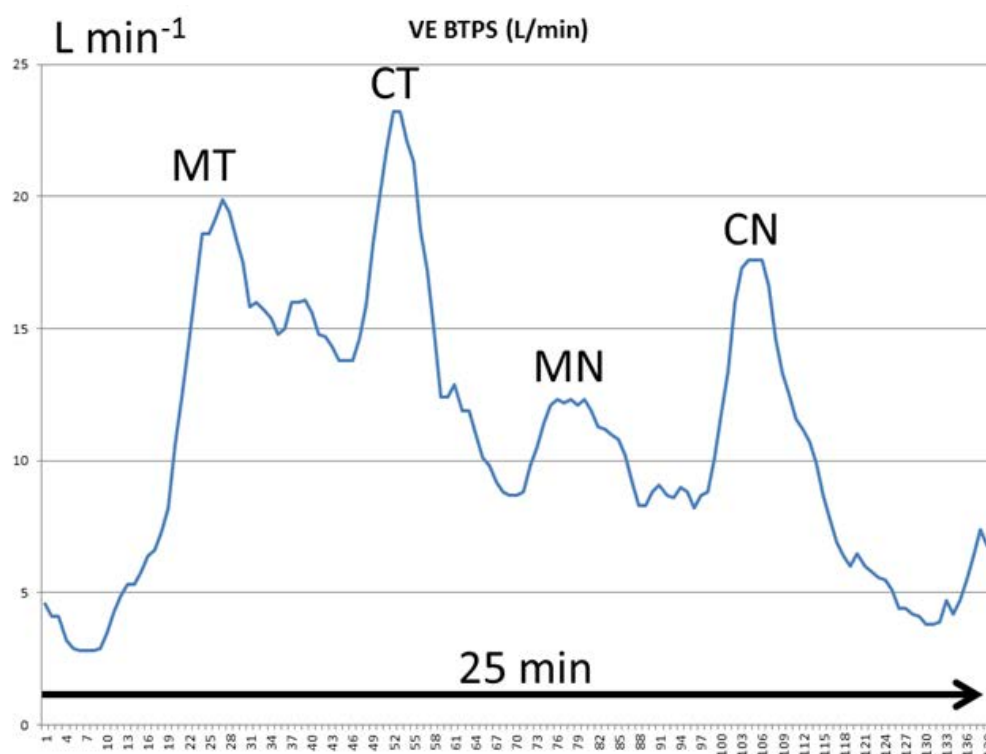


Figura 191: Andamento ventilazione polmonare (VE).

La Figura 191 mostra l'andamento della ventilazione polmonare (VE), in  $L \text{ min}^{-1}$ , normalizzata per un volume d'aria riportato alla pressione di vapor saturo e alla temperatura di  $37^\circ \text{ C}$  (BTPS). Si può osservare come la VE presenti un trend simile a quello delle due variabili metaboliche osservate nella figura II. Tuttavia la Figura 191 mette in evidenza che, in corrispondenza del picco della corsa con i trampoli (CT), il picco di VE era più elevato di quello precedentemente rilevato durante la marcia con i trampoli (MT), e ciò nonostante un praticamente coincidente valore del  $VO_2$ . Al contrario, come si può evincere anche dai grafici della Figura 189, durante la corsa naturale (CN) il picco di VE era di poco superiore a quello di  $VO_2$ . Questo particolare andamento della VE rispetto a quello della  $VO_2$  si può spiegare col fatto che la

ventilazione viene agganciata dalle variazioni della  $VCO_2$  in modo da attuare il tamponamento isocapnico del pH, verosimilmente dovuto all'incremento del lattato ematico. Infatti, mentre nel picco corrispondente alla corsa con i trampoli la  $VCO_2$  superava la  $VO_2$ , nel picco corrispondente alla corsa senza trampoli la  $VCO_2$  era inferiore alla  $VO_2$ . E questo fa ritenere che nella corsa con i trampoli l'impegno anaerobico-lattacido fosse più consistente di quello relativo alla corsa senza trampoli.

In Figura 192 è rappresentato l'andamento del quoziente respiratorio (RER), il quale è adimensionale in quanto generato dal rapporto tra due flussi:  $VCO_2/VO_2$ . Come si può osservare, in corrispondenza dell'impegno con i trampoli elastici sia nella marcia che nella corsa, il RER presentava un valore superiore a 1 così come in coincidenza con la corsa normale. Viceversa, durante la marcia normale il RER si posizionava su valori al di sotto di 1.

Durante la locomozione umana, l'aumento di potenza muscolare richiesto dalla corsa rispetto alla marcia implica il reclutamento di fibre muscolari bianche a vocazione glicolitica, più che ossidativa. Queste ultime, utilizzando il meccanismo glicolitico-lattacido, danno luogo a un incremento della pressione parziale di  $CO_2$  nel sangue causato dal tamponamento degli idrogenioni rilasciati dall'acido lattico da parte del tampone bicarbonato. Ciò dà luogo a un surplus di  $CO_2$  nell'aria espirata da cui un  $RER > 1$ .

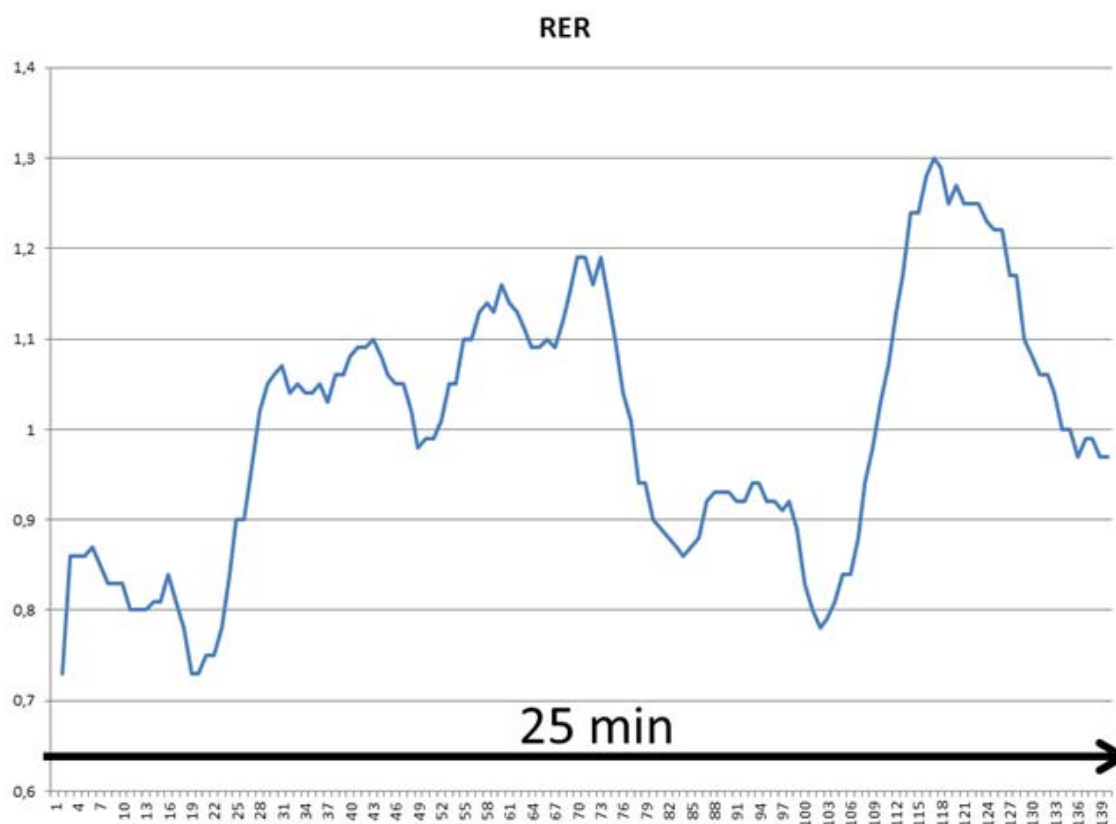


Figura 192: Andamento del quoziente respiratorio (RER).

Per ciascuna delle condizioni locomotorie attuate dal soggetto in esame: marcia normale “marciaN”, corsa normale “corsaN”, marcia con i trampoli elastici “marciaT”, corsa con i trampoli elastici “corsa T”, le barre rappresentate nel grafico della Figura 193 indicano, rispettivamente, i valori medi di: potenza metabolica ossidativa impegnata ( $PM = J s^{-1} kg^{-1}$ ), velocità sul piano orizzontale ( $v = m s^{-1}$ ), costo energetico ( $CE = J m^{-1} kg^{-1}$ ), aventi in comune l’asse delle ordinate.

La Figura 193 mette in evidenza che la PM della corsa normale, pari a  $4,12 J m^{-1} kg^{-1}$ , era di circa il 34% più elevata rispetto alla PM della marcia normale ( $2,71 J m^{-1} kg^{-1}$ ). Al contrario, nella locomozione con i trampoli elastici la PM della corsa ( $5,05 J m^{-1} kg^{-1}$ ) superava quella della marcia attuata con la stessa modalità locomotoria ( $4,49 J m^{-1} kg^{-1}$ ) solo del 11%.

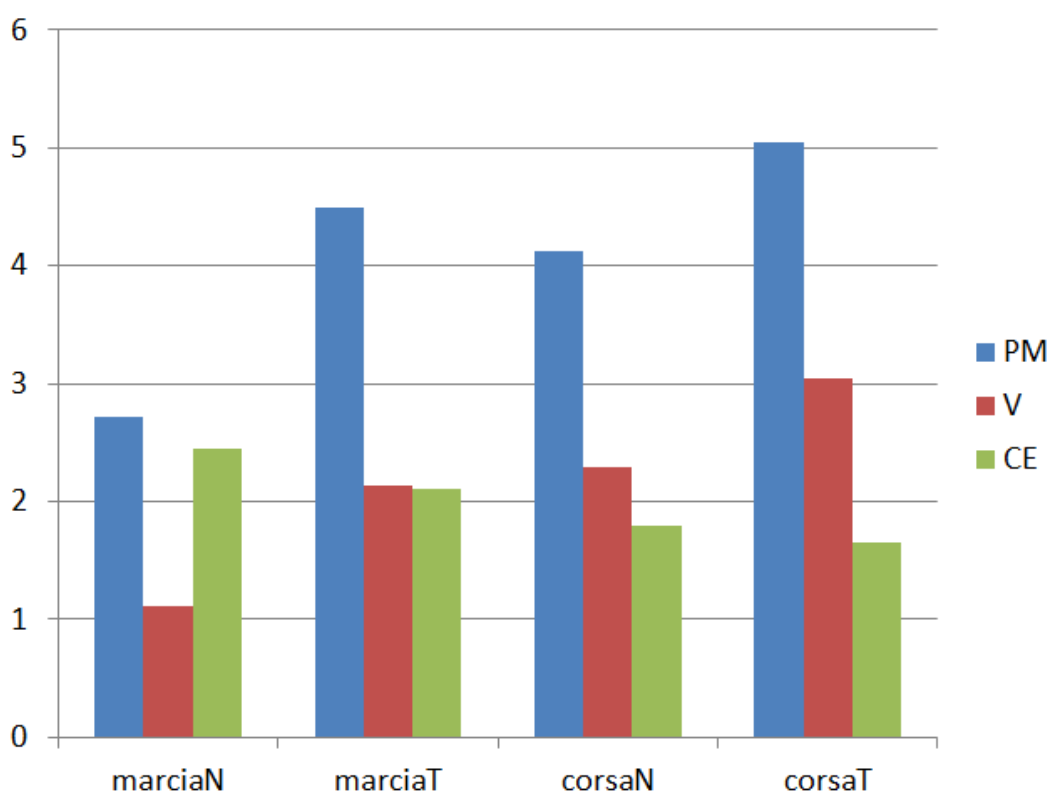


Figura 193: Valori medi di: potenza metabolica ossidativa impegnata ( $PM = J s^{-1} kg^{-1}$ ), velocità sul piano orizzontale ( $v = m s^{-1}$ ), costo energetico ( $CE = J m^{-1} kg^{-1}$ )

Come aspettato, il valore più basso di velocità ( $v$ ) si rilevava durante la “marciaN” ( $1,11 m s^{-1}$ ), mentre nella “marciaT” la velocità ( $2,14 m s^{-1}$ ) era praticamente doppia: + 93%. Nel passaggio tra marcia e corsa l’incremento maggiore (+ 206%) si verificava nella “corsa N” ( $2,29 m s^{-1}$ ), mentre nella “corsa T” ( $3,48 m s^{-1}$ ) l’incremento di velocità rispetto alla marcia era solo del 43%. Se ora si confronta la velocità di “corsaT” con la velocità di “corsaN” la prima sopravanzava la seconda del 25%.

Il grafico, di Figura 193, mostra anche che il più basso CE si aveva in corrispondenza della “corsaT” ( $1,65 J s^{-1} kg^{-1}$ ) che risultava anche del 21% più basso di quello della “marcia T” ( $2,1 J s^{-1} kg^{-1}$ ). Il valore più elevato di CE era invece quello della “marcia

N” ( $2,44 \text{ J s}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ ) che era anche del 26% più elevato di quello della “corsa N” ( $1,8 \text{ J s}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ ). Tra condizione N e condizione T nella marcia si aveva che nella prima il CE sopravanzava la seconda del 16% mentre nella corsa si aveva che il CE di N sopravanzava quello di T del 9%.

Dai risultati di questo studio è possibile notare che, sulla base dell’equazione:  $CE = PM/v$ , confrontando il costo energetico aerobico CE della locomozione con i trampoli elastici, con il CE relativo alla locomozione naturale, nella condizione con i trampoli tale variabile bioenergetica risulta di valore inferiore alla condizione “naturale” sia nella marcia che nella corsa. Inoltre marcia e corsa delle due modalità locomotorie sono state attuate con frequenze del passo simili.

Una possibile spiegazione del fatto che la locomozione con i trampoli elastici da luogo a riduzione del suo costo energetico può essere ricercata nella capacità di questi ultimi di sommare all’energia elastica accumulata nei tendini achillei, durante la caduta del piede alla fine del passo, quella contemporaneamente accumulata dalla molla posta meccanicamente in parallelo al tendine, del quale quindi rappresenta un potenziamento. Questa condizione, durante la fase di spinta del passo successivo generata dai muscoli del tricipite della sura (il polpaccio) con impegno di potenza metabolica, amplificherebbe la componente di forza passiva, di natura elastica, che si somma alla PM, di fatto aumentando l’output di velocità (a parità di PM impegnata) [73].

Altro interessante risultato che si evince da questo studio riguarda l’osservato incremento del RER, oltre il valore unitario, durante la corsa con i trampoli elastici rispetto alla corsa naturale, nonostante i valori di consumo di ossigeno fossero praticamente gli stessi. Questo può essere messo in relazione con un maggior reclutamento di fibre muscolari pallide, di potenza, che sono caratterizzate dal prediligere un metabolismo per la produzione di adenosintrifosfato (ATP) di tipo glicolitico, e quindi anaerobico. Questa specificità fa sì che, durante la scissione del glicogeno muscolare, si produca un eccesso di acido piruvico che, per evitare il blocco da prodotto degli enzimi a ciò preposti, viene trasformato dagli enzimi lattico-deidrogenasi, intracellulari, in acido lattico, il quale si riversa nel sangue e viene immediatamente tamponato dal sistema acido carbonico/bicarbonato di sodio, con un eccesso di  $\text{CO}_2$  nel sangue venoso che viene eliminato con la respirazione, da cui un  $\text{RER} > 1$  [74].

Da quanto sopra esposto risulta interessante l’applicazione della corsa con trampoli elastici in ambito allenologico in quanto questi dispositivi sembrerebbero adatti a incrementare l’attivazione delle fibre muscolari bianche, e quindi utilizzabili nell’allenamento delle attività sportive di tipo lattacido.





# **Capitolo 4 - Architettura IoT per l'acquisizione in remoto e la gestione di grandezze biomediche**

## **Introduzione**

In questo capitolo conclusivo viene proposta, in linea generale, l'architettura IoT sviluppata dal gruppo di ricerca di Fisiologia degli Sport dell'Università di Cagliari coordinato da prof. Alberto Concu, ideata per l'invio e la ricezione di parametri emodinamici e metabolici. Il monitoraggio cardiovascolare e il consumo metabolico, sia in ambito lavorativo che nel campo della diagnosi medica preventiva, analizzato nei precedenti capitoli, è una metodica sempre più diffusa, utile sia come strumento di raccolta e controllo costante di parametri vitali in soggetti con patologie accertate o da diagnosticare, sia come ausilio alla prevenzione in soggetti impegnati in attività lavorative o sportive ad elevato impegno metabolico.

Il paradigma di gestione della salute del cittadino, grazie alle tecnologie bio-meccatroniche, sta modificando i sistemi di monitoraggio esistenti. La domanda del sistema sanitario, per un'assistenza accurata, puntuale ed efficiente non si limita più alla sola cura degli episodi acuti, ma tratta la salute come un bene da gestire e conservare nel lungo termine che, come mostrato nei capitoli precedenti, non si limita solo alla IoT in Home Care, ma anche al monitoraggio preventivo sul luogo del lavoro o durante attività sportive. In questa visione la telematica, convergenza tra tecnologie di telecomunicazione ed informatiche, permette l'abbattimento delle barriere geografiche e può diventare uno strumento indispensabile per la gestione e il monitoraggio della salute delle persone.

## 4.1 Architettura della piattaforma IoT

Per definire il layout della piattaforma IoT, di monitoraggio diagnostico tramite sistemi bio-meccatronici, è stata effettuata una analisi dei casi di applicazione previsti. Tra questi rientrano il monitoraggio clinico in zone remote, in ambito lavorativo e durante attività sportive. A questo punto è possibile delineare i tratti architeturali che definiscono la piattaforma in questione. Da un punto di vista strutturale, la piattaforma per acquisizione e invio di dati biomedici emodinamici e metabolici, quali ECG, ICG, VO<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> analizzati nei precedenti capitoli, si configura come una Web Application distribuita costituita da quattro livelli software aventi ruoli funzionali differenti, come visibile nella seguente figura, ma strettamente cooperanti tra loro. Per completezza una Web Application distribuita è un'applicazione accessibile e fruibile via web per mezzo di un network, come ad esempio una Intranet all'interno di un sistema informatico o attraverso la Rete Internet, ovvero in una architettura tipica di tipo client-server, che offre determinati servizi all'utente client.

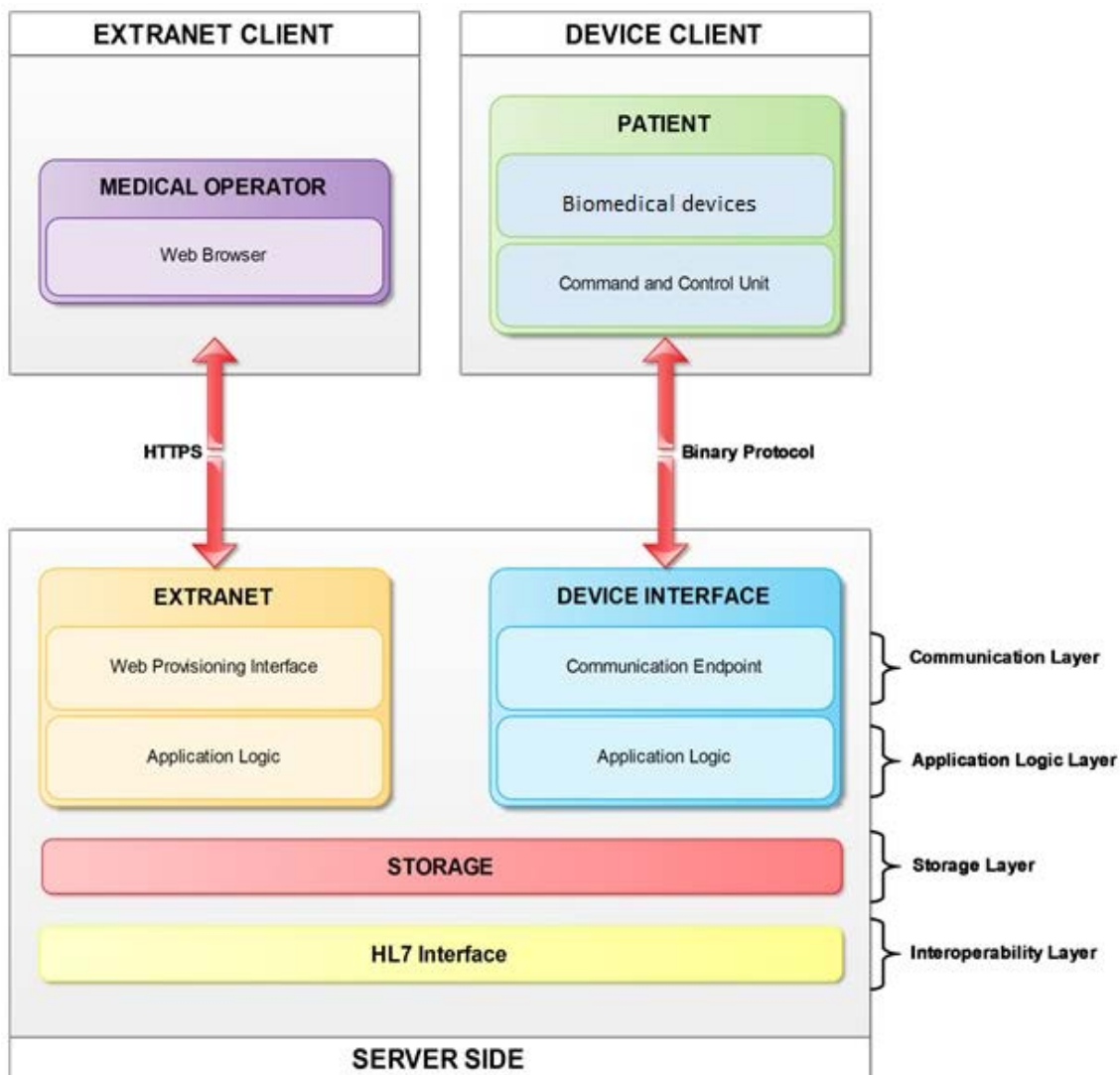


Figura 194: Rappresentazione architettura complessiva piattaforma IoT per invio e ricezione dati biomedici.

Di seguito vengono brevemente descritte le principali caratteristiche di ciascun livello (layer) software della piattaforma.

#### 4.1.1 Communication Layer

Il Communication Layer, della piattaforma IoT, è delegato a gestire le interazioni esistenti tra gli applicativi che la compongono e i client esterni che si interfacciano ad essi. Come visibile in Figura 194, la piattaforma supporta la comunicazione e l'interazione con due differenti classi di client, che si interfacciano con due distinte sezioni applicative del sistema di telemedicina.

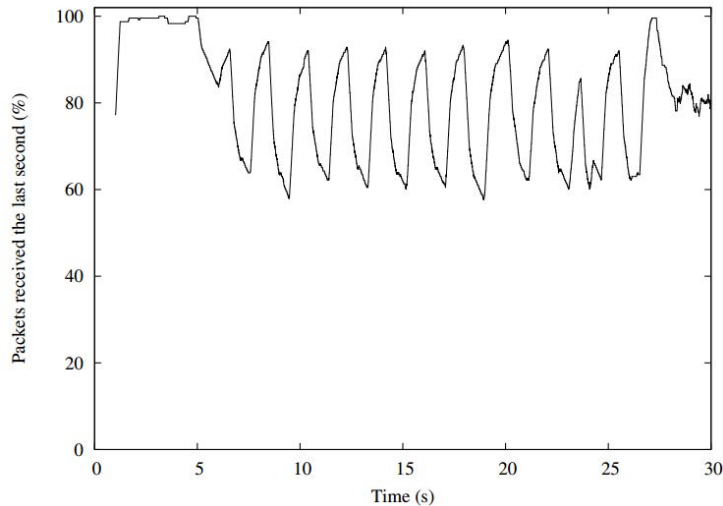
La prima classe di client è costituita dagli strumenti utilizzati per accedere ai servizi erogati dal modulo extranet della piattaforma, tipicamente fruiti da operatori del settore sanitario che partecipano attivamente al processo di telemedicina. La extranet della piattaforma espone le funzioni di configurazione del sistema, di gestione dei pazienti, di visualizzazione e processamento dei dati e di amministrazione dei dispositivi assegnati ai pazienti. Questi compiti sono gestiti dallo staff medico della struttura sanitaria (o dal singolo operatore sanitario) che intende fornire servizi di telemedicina ai propri pazienti. L'intera interfaccia grafica (User Interface - UI) di interazione che viene generata come strumento di supporto per la User eXperience (UX) è accessibile per gli utenti attraverso l'uso di un thin client costituito da un browser web recente, che disponga di un sufficiente livello di compliance rispetto ai principali standard di settore (come Google Chrome o Mozilla Firefox o Microsoft Internet Explorer in versioni successive alla 10). Tutti i processi di interazione che si verificano tra i client della extranet e la logica applicativa della piattaforma sono veicolati utilizzando un protocollo di trasporto sicuro, il protocollo HTTPS [75] utilizzando una configurazione che prevede lo scambio di messaggi HTTP [76] al di sopra di un canale di crittografia TLS [77].

La seconda classe di client è invece costituita dai sistemi di acquisizione e trasmissione di biosegnali della piattaforma che vengono forniti ai pazienti che debbano essere sottoposti a monitoraggio in home care mediante il sistema di telemedicina. Come riportato nella Figura 4, i client assegnati ai pazienti per rilevare e trasmettere i segnali di interesse sono costituiti da due unità principali, un dispositivo di sensing (ossia il nuovo device CORE) che si occupa, attraverso una apposita logica di rilevamento, di acquisire i dati fisiologici avvalendosi di specifici sensori, contrassegnato dalla denominazione di Sensing Unit (SU) e da una seconda unità di comando e controllo, denominata Command and Control Unit (CCU), tipicamente costituita da uno smartphone o da un tablet pc. I dati raccolti dalla SU vengono quindi trasmessi e memorizzati dalla CCU che si occupa successivamente di inviarli al lato server della piattaforma, interfacciandosi con un apposito modulo di scambio dei dati appartenente al Communication Layer. Poiché la tipologia di connettività disponibile per la CCU è normalmente rappresentata da un accesso alla rete internet operante al di sopra di una rete telefonica digitale wireless, il sistema di scambio delle informazioni tra questa classe di client e il lato server della piattaforma è stato modellato tenendo conto delle

peculiarità che contraddistinguono questa tipologia di canale di comunicazione. Nonostante la maturazione del settore e i progressi tecnologici che hanno caratterizzato negli ultimi anni le reti dati digitali degli operatori di telefonia mobile, restano tuttora presenti alcune criticità che devono essere tenute in considerazione sin dalla fase di design.

La prima problematica consiste nella possibile mancanza di disponibilità della connessione dati stessa, per motivi transienti (debolezza del segnale, collocazione della CCU in zone d'ombra, temporanei sovraccarichi o malfunzionamento di una cella o di porzioni della rete etc.) o permanenti (guasti di lunga durata della rete, celle difettose, mancanza completa di copertura nella zona delle operazioni della CCU).

La seconda problematica è quella relativa alla limitatezza della banda effettivamente disponibile per effettuare la comunicazione tra la CCU e il lato server della piattaforma. Infatti, sebbene l'evoluzione degli standard di comunicazione wireless per i dati digitali (passati nel giro di pochi anni dal GSM, all'Edge, all'UMTS alle versioni del HSDPA sino ad arrivare al più recente LTE) abbia apportato notevoli miglioramenti in termini di riduzione di pacchetti persi, latenza e banda disponibile per ciascun utente mobile connesso ad un determinata cella, come dimostrato ad esempio in [78] e in [79], ancora oggi esistono condizioni di instabilità della connessione che possono determinare sensibili esperienze di packet loss anche in condizioni stazionarie nelle quali sia presente una copertura di segnale ideale. Nella seguente figura è mostrata la perdita di pacchetti dati in una connessione di tipo HSDPA.



**Figura 195: Esempio di packet loss per una connessione HSDPA con un solo utente stazionario collegato e una target rate di 2.8Mbps [78]**

Inoltre i progressi effettuati in termini di banda disponibile sono stati focalizzati principalmente sul flusso di dati in downstream (ricezione), per rendere quanto più rapido possibile il modello di fruizione dei contenuti del Web, che è fortemente sbilanciato nella direzione di comunicazione che va dalle Web Applications verso i terminali degli utenti, come dimostrato ad esempio da una prova comparativa effettuata in [80] e riportata in Figura 196.

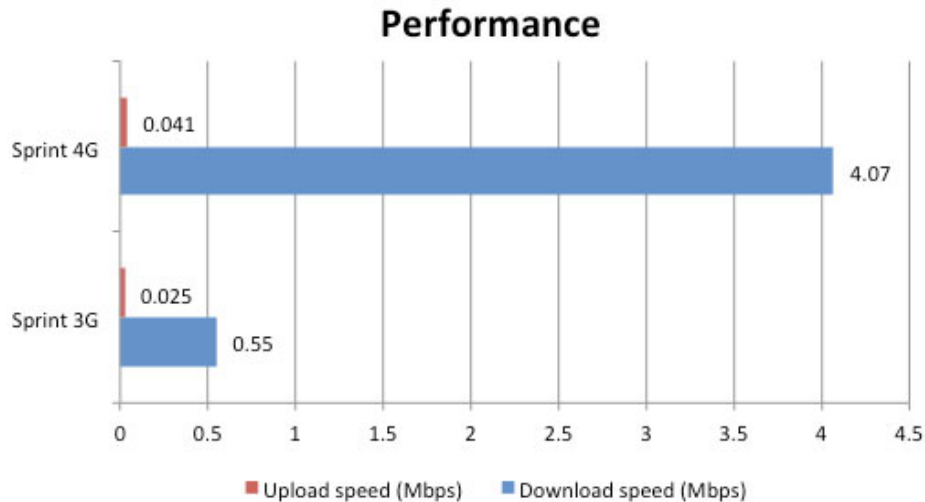


Figura 196: Misurazioni comparative tra connessioni 3G e 4G [81].

La terza problematica affrontata consiste nei costi della comunicazione dei dati attraverso reti digitali di telefonia mobile. Anche in questo caso le recenti evoluzioni del mercato hanno determinato, negli ultimi anni, la comparsa di tipologie di offerta per il traffico dati più convenienti per gli utenti, grazie all'introduzione di modelli di tariffazione flat basati su corrispettivi forfettari per quantità predefinite di traffico effettuato. Tuttavia, il costo del traffico su dispositivi mobili è superiore rispetto a quello del traffico dati su linee fisse e, pertanto, è necessario porre in essere tutti i meccanismi di riduzione della quantità di banda occupata al fine di contenere i costi complessivi legati ai trasferimenti delle informazioni digitali.

Per soddisfare i requisiti posti dalla gestione delle criticità appena elencate, che derivano dalle caratteristiche peculiari delle connessioni a internet che fanno uso di reti digitali per la telefonia wireless, è stato sviluppato dal gruppo di ricerca un apposito protocollo binario altamente ottimizzato, capace di associare caratteristiche di crittografia forte dei dati e di controllo dell'integrità dei messaggi ad un sistema di compressione e di invio incrementale delle informazioni da trasmettere. Questo protocollo permette di ottenere performances superiori rispetto a protocolli standard caratterizzati da minore concisione nella trasmissione delle informazioni e permette di soddisfare simultaneamente tutti i requisiti precedentemente elencati.

#### 4.1.2 Application logic layer

Il secondo livello della piattaforma visibile in Figura 194 è costituito dalla logica applicativa del sistema. Anche in questo livello, analogamente a quanto riportato per il Communication Layer, è visibile una divisione in due distinte aree funzionali.

La prima area è relativa alla business logic che sta alla base del funzionamento della extranet del sistema. In questa parte del sistema sono contenuti tutti i moduli applicativi che, esponendo un'interfaccia attraverso il layer di comunicazione della extranet, permettono di interagire con la configurazione del deployment della piattaforma IoT, di gestire gli utenti del sistema, i pazienti, i dati acquisiti e gli strumenti utilizzati, come il

corpetto a cardiometria ad impedenza e il metabolimetro portatile, utilizzati per il monitoraggio in remoto.

La seconda area applicativa è invece quella che sovrintende al meccanismo di ricezione dei dati dai pazienti/soggetti monitorati, alla trasmissione delle configurazioni dei dispositivi remoti, alla trasmissione dei protocolli di monitoraggio ai dispositivi remoti, al processamento dei dati ricevuti e all'archiviazione dei dati non processati e processati. L'insieme di queste due aree della piattaforma è responsabile dell'erogazione dell'intero set di funzioni fruibili dalle due tipologie di classi di client autorizzati ad accedere al sistema di telemedicina.

### 4.1.3 Storage layer

Il livello di storage del sistema, sempre visibile in Figura 194, è responsabile dell'archiviazione e della memorizzazione permanente di tutte le informazioni contenute all'interno del sistema di telemedicina, che vanno dai dati di configurazione di un determinato deployment sino ai dati dei tracciati acquisiti dai pazienti in remoto.

I due moduli del layer applicativo si appoggiano interamente al modulo di storage per effettuare la memorizzazione delle informazioni che gestiscono e per richiamarle dallo stato di archiviazione in seguito ad interrogazioni mirate (ad esempio query in un RDBMS). Il livello di storage si articola in tre sistemi di archiviazione differenti: un modulo di memorizzazione di dati su filesystem, un secondo modulo di memorizzazione di dati strutturati in un apposito sistema di Relational Database Management System (RDBMS) e, per finire, un sistema di archiviazione basato su grafi.

Il primo modulo viene utilizzato dalla piattaforma per memorizzare prevalentemente file processati e non processati quali i campionamenti dei segnali acquisiti dai pazienti monitorati in remoto.

Il secondo modulo è funzionale al salvataggio e all'interrogazione di dati anagrafici, dati di accesso, dati di autorizzazione, dati di sintesi estratti dai processamenti e così via. In entrambi i moduli di archiviazione sono stati implementati dei meccanismi a supporto dei requisiti di integrità dei dati che sono stati descritti in precedenza.

Il terzo e ultimo modulo di archiviazione utilizza il modello dei grafi per definire i dati e le loro relazioni. Questo modulo di archiviazione viene utilizzato esclusivamente dal sistema di autorizzazione della piattaforma.

### 4.1.4 Interoperability layer

Il layer di interoperabilità costituisce l'interfaccia della piattaforma verso sistemi esterni. Questo layer si appoggia prevalentemente a meccanismi di comunicazione standard nell'ambito dello scambio di informazioni tra sistemi informatici in un'ottica Machine To Machine (M2M). La forma di comunicazione utilizzata consiste pertanto in una interfaccia di Web Services che utilizza il protocollo standard HL7 per rendere possibile

l'interscambio di alcune tipologie di dati tra la piattaforma e sistemi informativi di terze parti.

Considerando la sua peculiarità nello schema complessivo della piattaforma questo layer necessita di una ulteriore descrizione strutturale. Un gateway di interoperabilità, in alcune tipologie di use case previsti per il monitoraggio remoto di parametri biomedici (come per esempio tracciati ECG ed ICG e grandezze metaboliche come VO<sub>2</sub> ed CO<sub>2</sub>), può occupare una posizione infrastrutturale ibrida. Questo componente, poiché consente di effettuare interazioni dall'esterno con la piattaforma di telemedicina, deve trovarsi in una posizione che lo renda fisicamente accessibile a chiamate provenienti da sistemi di terze parti.

Infrastrutture IT di grandi dimensioni, come quelle presenti in alcune grandi strutture sanitarie nazionali, possono effettuare una suddivisione delle reti interne in aree a sicurezza differente, con uso di demilitarized zones (DMZs) e gateway di rete o di livello applicativo che costituiscono dei filtri tra partizioni del network aventi differenti requisiti di sicurezza.

In scenari complessi, come quelli descritti, è estremamente poco probabile che il gateway di interoperabilità venga collocato su infrastrutture che si trovano, da un punto di vista della topologia del network ospitante, in prossimità rispetto a quelle utilizzate per il deployment delle restanti parti della piattaforma. Questa considerazione implica che, soprattutto nel caso in cui nel deployment vengano utilizzate infrastrutture IT ad uso misto, risulta più complesso prevedere dei requisiti stringenti sull'host che sono invece perfettamente ragionevoli per le infrastrutture utilizzate per il resto della piattaforma. Queste peculiarità dell'Interoperability Layer sono quindi state tenute in debita considerazione nell'analisi dell'infrastruttura a supporto della piattaforma.

## 4.2 La telemedicina e i sistemi mecatronici sviluppati

La telematica applicata al settore della sanità definisce l'ambito del monitoraggio remoto in campo clinico definito "Telemedicina". La telemedicina è in grado di soddisfare il bisogno crescente di soluzioni che mettano in contatto pazienti e medici con competenze specialistiche, indipendentemente dal luogo in cui essi si trovano fisicamente.

Nei capitoli, precedentemente trattati, si è partiti da esigenze di monitoraggio di parametri emodinamici e metabolici sviluppando modelli applicativi ed organizzativi efficaci, che producono risparmi energetici metabolici ed un aumento di funzionalità del sistema di monitoraggio. In quest'ambito, la possibilità di monitorare costantemente i parametri clinici significativi attraverso l'uso delle tecnologie informatiche, ha reso possibile l'implementazione di modelli diagnostici alternativi a quelli di uso corrente. Infatti, tramite un servizio di assistenza remota i pazienti possono essere assistiti direttamente a casa loro, in luoghi remoti, o addirittura in ambito lavorativo, con indubbi vantaggi economici e sensibili miglioramenti della qualità di vita percepita dall'utenza.

Il test mostrato in Figura 197 è stato attuato in ambienti interni presso alcune strutture dell'Università di Cagliari, ed in particolare, presso il LABFS ( Laboratorio di Fisiologia degli Sport) situato presso la sezione di Fisiologia del Dipartimento di Scienze Mediche dell'Università di Cagliari in via Porcell, e il LABMR ( Laboratorio di Meccanica e Robotica), situato presso i laboratori di Ingegneria nella Cittadella Universitaria di Monserrato.



Figura 197: Schema di principio per invio e ricezione dati emodinamici.

In questa sperimentazione è stato simulato un intervento di emergenza su un presunto paziente in acuzie cardiorespiratoria (in realtà un giovane maschio sano) al quale veniva fatta indossare l'unità UPV in un'ipotetica località remota (LABMR) mentre il RDC (centro remoto di diagnosi) si trovava nel sotto piano presso il LABFS. A sua volta, il server messo a disposizione da Nomadyca s.r.l., e gestito dall'ingegner Andrea Fois, e a cui afferivano i dati inviati dalla UPC e da cui ripartivano diretti al RDC, si trovava in remoto rispetto alla UPV e al RDC, in quanto installato presso l'azienda "Tiscali" in località "Sa Illetta" a Cagliari.

I dati acquisiti dalla UPV, indossata dal paziente e condizionati dalla UPC vengono inviati al server remoto (1). Dal server giungono in tempo reale, al RDC (2), i valori di: elettrocardiogramma, gettata cardiaca, contrattilità miocardica, pressione arteriosa massima e ventilazione polmonare (3). I medici di stanza presso il RDC (il LABFS)



hanno valutato clinicamente i parametri cardiocircolatori e respiratori del paziente e li hanno ritenuti validi ai fini di una diagnosi dello stato cardiorespiratorio del paziente simulato. I medici del RCD hanno quindi contattato il personale in remoto presso la presunta località turistica (il LABMR) dando loro indicazioni di primo soccorso specialistico.

Altra sperimentazione simile è stata attuata in ambiente esterno (località turistica marina), simulando sempre un intervento di emergenza su un presunto paziente in acuzie cardiorespiratoria. Il RCD manteneva la sua locazione presso l'ambulatorio di medicina dello sport del LABFS. La centrale RCD quindi si interfacciava in remoto con il sistema di emergenza territoriale composto dalla UPV, indossata dal paziente nel sito turistico prescelto (Figura 198), e dal presidio sanitario mobile (PSM), coordinato dalla cooperativa di assistenza medica SAM (società partner del progetto), il quale era in movimento/avvicinamento al sito.

L'interazione tra l'operatore turistico che assisteva il paziente in loco facendogli indossare la UPV e gestendo la UPC, i sanitari a bordo della PSM e quelli di stanza presso il RCD, consentiva il continuo monitoraggio dell'evoluzione del quadro clinico della vittima simulata, gestendo flussi di dati biomedicali in entrata dall'area dell'evento e rimandandoli al mezzo di soccorso avanzato in movimento e quindi all'operatore sanitario nel sito turistico. I medici di stanza presso la RCD hanno valutato clinicamente i parametri cardiocircolatori e respiratori del paziente, ottenuti dall'elaborazione automatica dei tracciati acquisiti dai sensori della UPV, comparandoli con i valori dei parametri cardiocircolatori e respiratori rilevati dagli stessi tracciati tramite la loro elaborazione visuo-manuale.



Figura 198: Invio dati emodinamici da località turistica o remota.

E' quindi possibile concludere che il corpetto strumentato (definito UPV) assieme al dispositivo portatile di controllo (definito UPC) definisce un sistema bio-meccatronico capace di inviare i parametri emodinamici ad un centro di controllo remoto (RCD). In generale i valori inviati battito-per-battito sono: elettrocardiogramma (ECG), frequenza cardiaca (FC), pressione arteriosa massima (PAM), portata cardiaca (PC) e gittata sistolica (GS), periodo di pre-eiezione ventricolare (PEP) e tempo di eiezione

ventricolare (TEV), contrattilità miocardica (CM) e consumo di ossigeno del miocardio (MVO<sub>2</sub>). Inoltre è possibile ottenere anche gli indicatori dei valori respiro-per-respiro della frequenza (FR) e del volume corrente (VC) respiratorio e quindi della ventilazione polmonare (VP). Integrando le informazioni cardiodinamiche con quelle spirometriche è possibile anche calcolare il rapporto ventilazione/perfusione (VP/PC).

Per quanto riguarda l'analisi metabolimetrica in ambito agricolo e in ambito sportivo/fitness, l'architettura di invio e ricezione delle grandezze metaboliche è la stessa. Nella figura seguente è mostrato lo schema di principio per l'invio e la ricezione di variabili metaboliche utilizzato durante lo sviluppo di questo lavoro.



Figura 199: Schema di principio per invio e ricezione grandezze metaboliche.

In linea generale, è possibile affermare che, l'architettura IoT utilizzata durante le sperimentazioni è risultata affidabile per l'invio e la ricezione di svariate tipologie di dati biomedici, ed ottimizzata per la gestione di dati emodinamici e metabolici, per l'appunto gestiti durante le sperimentazioni esposte ed analizzate in questo elaborato.

## Conclusioni

Lo studio relativo alla ricerca condotta si è concretizzato in tre sistemi meccatronici che, benché discussi in tre capitoli separati, sono strettamente correlati tra loro, essendo stati pensati e concepiti per poter essere gestiti in ottica di Internet delle Cose (IoT).

Sono stati discussi sistemi diagnostici non invasivi, macchine agevolatrici per ausilio funzionale al risparmio energetico umano in ambito agricolo e sistemi indossabili passivi ad accumulo di energia per la locomozione umana rientranti, questi ultimi, in un'ottica 4.0 di realtà aumentata. I sistemi realizzati consentono il monitoraggio di parametri biomedici come variabili respiratorie, emodinamiche e metaboliche, sul luogo di lavoro ed anche in aree remote o non facilmente accessibili e quindi, sempre in un'ottica 4.0, poiché viene fatto uso di tecnologie che permettono di raccogliere ed elaborare la grande massa di informazioni che transitano attraverso internet, il contesto si implementa nell'ambito dei Big Data che consente di utilizzare al meglio la gran massa di dati grezzi forniti dai diversi sensori, dei quali, diversamente, una parte rilevante rimarrebbe inutilizzata.

Tra i pregi del sistema meccatronico indossabile, con integrata la tecnologia della Cardiometria ad Impedenza Elettrica (ICG), trattato nel primo capitolo, si possono evidenziare: l'efficacia del sistema di accostamento degli elettrodi inferiori alla cute del soggetto e il dimensionamento ad hoc degli attuatori pneumatici espressamente realizzati per questo progetto. Il sistema di accostamento degli elettrodi inferiori permette l'adattamento del corpetto a differenti misure toraciche, ampliando quindi la possibilità di utilizzo su più soggetti e facilitandone la vestizione. Gli attuatori pneumatici sono stati pensati per venire incontro alle criticità derivanti dagli artefatti da movimento. Gli attuatori pneumatici, una volta pressurizzati, agiscono tra il supporto degli elettrodi inferiori e la cute, assumendo una disposizione lievemente obliqua rispetto al piano cutaneo e massimizzando il contatto tra elettrodo e cute. In questo modo è possibile ottenere e garantire durante la misura la qualità del segnale.

Per quanto riguarda la valutazione del risparmio energetico metabolico in agricoltura, durante la fase di raccolta di spezie ad alto valore aggiunto, come lo zafferano, sono stati evidenziati i vantaggi derivanti dall'utilizzo di dispositivi agevolatori, e in particolare di quello presentato nel secondo capitolo dell'elaborato. Si è analizzata, inoltre, la soglia anaerobica tramite test al cicloergometro e si è potuto notare in maniera rigorosa che, durante la raccolta manuale, i lavoratori si trovano in una condizione di rapido affaticamento metabolico, dovuta alla maggiore vicinanza alla soglia anaerobica rispetto alla situazione di utilizzo del dispositivo agevolatore, con il quale, invece, i lavoratori si trovano in una condizione lontana dalla soglia anaerobica operando senza affaticamento. Inoltre sono stati elaborati, in affiancamento ai medici sportivi, i protocolli utilizzati per simulare sia la fase di raccolta manuale che quella di raccolta meccanizzata del fiore di zafferano.

Nel terzo capitolo è stata introdotta una metodologia di analisi, tramite markers geometrici, applicata alla deambulazione umana, con e senza i dispositivi ad accumulo di energia elastica studiati, denominati “Jumping Stilts”. La gamba del soggetto dotata dei “Jumping Stilts” è stata modellata come una catena cinematica seriale. In un primo approccio il modello è stato validato risolvendo il problema della cinematica diretta. Successivamente, è stato sviluppato il modello dinamico utilizzando due approcci: centro di massa e multi-corpo. L’obiettivo dell’analisi è stato quello di valutare le energie coinvolte (meccanica e metabolica) durante il ciclo del mezzo passo, con andatura normale, di un soggetto dotato di dispositivi ad accumulo di energia elastica. Per confronto, la stessa valutazione è stata effettuata in un ciclo di andatura senza trampoli sempre con andatura naturale. Infine i risultati ottenuti sono stati esposti, discussi e confrontati con altri articoli affini in letteratura, evidenziandone la validazione metodologica e sperimentale.

E’ importante sottolineare che la piattaforma IoT, per la gestione di sistemi meccatronici per diagnosi ed ausilio funzionale, pone al centro dei propri obiettivi il paziente e il suo stato di salute. Questo grazie alla progettazione di sistemi meccatronici espressamente attuati per essere integrati in ambito IoT, come quelli sviluppati e descritti in questo elaborato.

In definitiva, i numerosi vantaggi offerti dal sistema meccatronico diagnostico, con piattaforma IoT per la gestione di grandezze biomediche da remoto, sono:

- Massima attenzione alla salute del lavoratore, dell’atleta e in genere della persona e migliore sfruttamento del lavoro ottenendo un completo monitoraggio del suo stato, grazie al sistema meccatronico inserito in piattaforma IoT;
- Prevenzione di eventuali situazioni di pericolo in campo o durante allenamenti per le persone;
- Ottimizzazione della produzione che coinvolge lavoratori che vengono a essere, tramite i sistemi meccatronici utilizzati, inseriti in un sistema monitorato e controllato in tempo reale in ambito IoT;
- Migliore utilizzo delle diverse competenze ingegneristiche, mediche e gestionali in grado di interagire tramite IoT;
- Migliore assistenza sanitaria alle comunità territorialmente sparse, come i piccoli centri urbani, i paesi di montagna difficilmente raggiungibili, le isole e i centri turistici isolati;
- Possibilità di conoscere in tempo reale tramite IoT la situazione fisica dei lavoratori e la produttività lavorativa.

E’ possibile concludere che, se estesi su larga scala, i sistemi bio-meccatronici con piattaforma IoT sono in grado di favorire una interazione tra persona, sistema produttivo e sistema sanitario realizzando una delocalizzazione del monitoraggio diagnostico preventivo che rientra pienamente nell’ambito dell’industria 4.0 [82].

# Bibliografia

1. Steven H. Collins, M. Bruce Wiggin & Gregory S. Sawicki. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. *Nature* Vol.522 ,11 June 2015.
2. A. Capone. *Protocolli per l'Internet delle cose: da piccole a grandi distanze*. Politecnico di Milano, 2016
3. Domenico Gabrielli, Manuela Benvenuto, Matteo Baroni, Fabrizio Oliva, Alessandro Capucci. Prevenzione primaria della morte cardiaca improvvisa mediante defibrillatore indossabile. *G Ital Cardiol* 2015;16(7-8):418-425.
4. Porter JM, Swain ID. Measurement of cardiac output by electrical impedance plethysmography. *J Biomed Eng.*1987 Jul, 9(3):222-31.
5. Analog Devices Inc. . "AD5933 Datasheet Document," 2012.
6. Fernando Seoane, Javier Ferreira, Juan Jose Sanchez' and Ramon Bragòs. An analog front-end enables electrical impedance spectroscopy system on-chip for biomedical applications. *Physiol. Meas.* 29 (2008) S267–S278.
7. J. Ferreira, F. Seoane, and K. Lindecrantz, "AD5933-based electrical bioimpedance spectrometer. Towards textile-enabled applications." pp. 3282-5.
8. <http://www.gtwm.gatech.edu/>
9. Fernando Seoane, Javier Ferreira, Lorena Alvarez, Ruben Buendia, David Ayllón, Cosme Llerena and Roberto Gil-Pita. Sensorized Garments and Textrode-Enabled Measurement Instrumentation for Ambulatory Assessment of the Autonomic Nervous System Response in the ATREC Project. *Sensors* 2013, 13, 8997-9015; doi:10.3390/s130708997.
10. J. C. Marquez, M. Rempfler, F. Seoane, K. Lindecrantz. Textrode enabled transthoracic electrical bioimpedance measurements towards wearable applications of impedance cardiography. *J Electr Bioimp*, vol. 4, pp. 45–50, 2013.
11. H. De Cannière, C. JP Smeets, P. Vandervoort, S. Lee, G. Squillace, M. Vandecasteele, L. Grieten. A Wearable Bioimpedance Device for Respiratory Monitoring. *Biomedica 2015 The European Life Sciences Summit 2-3 June 2015 C-Mine, Genk, Belgium*.
12. Fois A, Kalb A, Crisafulli A, Tocco F, Milia R, Cuccu A, Toccu G, Mandas B, Concu A. Laboratorio di Fisiologia degli Sport, Dipartimento di Scienze Applicate ai Biosistemi, Università di Cagliari; MASHIN S.C.a R.L., Società Consortile a Responsabilità Limitata; Elettronica Kalb, Ditta Individuale; ArtWare S.a.s.; 2C Technologies S.R.L. Validazione di una piattaforma ICT per il monitoraggio in telemedicina del profilo cardiodinamico.
13. David B. Geselowitz, An Application of Electrocardiographic Lead Theory to Impedance Plethysmography. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, Vol. BME-18, n1, January 1971.
14. Malmivuo, Plonsey – *Bioelectromagnetism – Principles and application of bioelectric and biomagnetic fields* - Oxford University Press 1995.
15. <https://www.adinstruments.com/products/powerlab>.
16. H. H. Woltjer, H. J. Bogaard and P. M. J. M. de Vries. The technique of impedance cardiography. *European Heart Journal* (1997) 18, 1396-1403
17. Webster, *Medical instrumentation: application and design*. 3Ed, Wiley 1998.
18. Kalb et al., A portable device to assess underwater changes of cardiodynamic variables by impedance cardiography. *Journal of Physics*. 407:012026, 2012
19. Sayadi, O., & Shamsollahi, M. B., A model-based Bayesian framework for ECG beat segmentation. *Physiological Measurement*, 30(3), 335, 2009
20. Sameni, R. et al., A nonlinear Bayesian filtering framework for ECG denoising, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54(12), 2172-2185, 2007.
21. Concu A. and Marcello C. Stroke volume response to progressive exercise in athletes engaged in different types of training *Eur. J. Appl. Physiol.*, 66:11-17, 1993.

22. Crisafulli A., Piras F., Chiappori P., Vitelli S., Caria M.A., Lobina A., Milia R., Tocco F., Concu A., Melis F. (2007), Estimating stroke volume from oxygen pulse during exercise. *Physiol. Meas.* 28:1201-1212.
23. <http://www.cabconceptcluster.com/smart-cab/>
24. Michalos G, Makris S, Papakostas N, Mourtzis D, Chryssolouris G (2010) Automotive Assembly Technologies Review: Challenges and Outlook for a Flexible and Adaptive Approach. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology* 2(2):81–91.
25. Papakostas N, Michalos G, Makris S, Zouzias D, Chryssolouris G (2011) Industrial applications with cooperating robots for the flexible assembly. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing* 24(7):650–660.
26. R. S. H. S. Gareth J. Monkman, Stefan Hesse, Robot Grippers. Weinheim: WILEY-VCH, 2007.
27. Shivaji BACHCHE, Koichi OKA, Hideto SAKAMOTO. Design and Modeling of Gripper and Cutting Tool System for Sweet Pepper Harvesting Robot Hand. The 20th MAGDA Conference in Pacific Asia, November 14-16, 2011, Kaohsiung, Taiwan.
28. Y. C. Chiu, P. Y. Yang, S. Chen. Development of the end effector of a picking robot for greenhouse-grown tomatoes. *Applied Engineering in Agriculture*, Vol. 29(6): 1001-1009, 2013 American Society of Agricultural and Biological Engineers.
29. <https://areeweb.polito.it/struttura/cemed/rblx/robolexicOn/MANO.htm>
30. Ferraresi C., Manuello A. Self-adaptive three-fingered robot hand with tactile sensors. 4th Int. Symp. on Measurement and Control in Robotics, At Smolenice. June 1995
31. Carello M., Ferraresi C., Visconte C. (2003) A new flexible pneumatic finger for a fruit-harvesting hand. In 7th International Symposium on Fluid Control, Measurement and Visualization, 25-28 August 2003.
32. Joseph Ryan Davidson. Mechanical Design and field evaluation of a robotic apple harvester. PhD dissertation. Washinton State University. School of Mechanical and Materials Engineering, May 2016.
33. Saffron Market Analysis By Application (Food, Medical, Cosmetics), By Region (North America, Europe, Asia Pacific, South & Central America, Middle East & Africa, And Segment Forecasts, 2018 – 2025.
34. Sabbi Jan, Aijaz A.Wani, Azra N. Kamili, Mahpara Kashtwari. Distribution, chemical composition and medicinal importance of saffron (*Crocus sativus* L.). *AJPS* Vol.8(12), pp. 537-545, December 2014.
35. Libro Bianco, Zafferano in Europa. Problemi e strategie valorizzare la qualità e migliorare la competitività.
36. <https://financialtribune.com/articles/economy-domestic-economy/16480/iran-accounts-for-94-of-world-saffron-production>.
37. Manuello A., Niccolini G., Ricciu R. 2014. A portable light weight system for saffron harvesting. Proceedings of the RAAD 2014; 23rd International Conference on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region. September 3-5, 2014, Smolenice Castle, Slovakia: pp. 2.
38. Ruggiu M., Manuello A. A mechanical device for harvesting *Crocus sativus* (Saffron) flowers. *American Society of Agricultural and Biological Engineers. Applied Engineering in Agriculture*. Vol. 22(4): 491-498.
39. Luca Usai. Progetto e realizzazione di un dispositivo per la raccolta meccanizzata dello zafferano. Tesi di laurea specialistica in Ingegneria Meccanica, a.a. 2015/2016.
40. Andrea Manuello bertetto, Gianni Niccolini, Roberto Ricciu. 2014. A portable light weight system for saffron harvesting. Proceedings of the RAAD 2014; 23rd International Conference on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region. September 3-5, 2014, Smolenice Castle, Slovakia: pp. 2.
41. Andrea Manuello Bertetto, Roberto Ricciu, Maria Grazia Badas. 2014. A mechanical saffron flower harvesting system. Springer Science + Business Media Dordrecht 2014: pp. 2785-2795.
42. Paola Callea, Giuseppe Zimbalatti, Elisabeth Quendler, Alfred Nimmerichter, Norbert Bachl, Bruno Bernardi, Dario Smorto, Souraya Benalia. Occupational illnesses related to physical strains in apple harvesting. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine* 2014, Vol 21, No 2, 407–411.
43. Madeleine P, Lundager B, Voigt M, Arendt-Nielsen L. Shoulder muscle coordination during chronic and acute experimental neck-shoulder pain. *An occupational pain study. European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology* 1999; 79:127.
44. Tuure MV. Determination of physical stress in agricultural work, *International Journal of Industrial Ergonomics* 1992; 10: 275–284.

45. A. Manuello Bertetto, M. Garau, R. Ricciu, L. Lorrari, A. Concu. Human energy consumption during harvesting of saffron flowers. RAAD 2016: Advances in Robot Design and Intelligent Control pp 259-268.
46. A. Manuello Bertetto, M. Garau, R. Ricciu, G. Satta, P. Chiappori, A. Concu. Human energy involved in manual and mechanically facilitate harvesting of saffron flowers. RAAD 2017: Advances in Service and Industrial Robotics pp 931-938.
47. Crisafulli A, Pittau GL, Lorrari L, Carcassi AM, Cominu M, Tocco F, Melis F, Concu A (2006), Poor reliability of heart rate monitoring to assess oxygen consumption during field training. *Int. J. Sport Med.*, 27: 55-59
48. Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Whipp BJ, Principles of exercise testing and interpretation. (2006), Lea and Febiger, USA.
49. Pietro Enrico di Prampero. 1985. La locomozione umana su terra, in acqua, in aria. Fatti e teorie. EDI-ERMES.
50. Jack H. Wilmore, David L. Costill. 2005. Fisiologia dell'esercizio fisico e dello sport. CALZETTI MARIUCCI
51. <https://www.inventor-strategies.com/jumping-stilts.html>.
52. "World's Fastest Man: How I Built Bionic Boots", *makezine.com* 2015/02/26, Keahi Seymour.
53. "Petrol-powered boot lifts off", *BBC News* 05/08/2000.
54. [http://www.kenguruh.de/kenguruh\\_english/Kangoo\\_jumps/kangoo\\_jumps.html](http://www.kenguruh.de/kenguruh_english/Kangoo_jumps/kangoo_jumps.html).
55. [http://www.pietrodifalco.com/tecnico-ortopedico\\_\\_trashed/protesi/storia-delle-protesi](http://www.pietrodifalco.com/tecnico-ortopedico__trashed/protesi/storia-delle-protesi).
56. "Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review" Lee Nolan Ph.D, *www.sciencedirect.com* "Foot and Ankle Surgery" 14 (2008) 125–129
57. "Running-specific prostheses: The history, mechanics, and controversy" Hiroaki Hobaru. Article in *Journal of the Society of Biomechanisms* · January 2014
58. "Manuale dispositivi ortopedici e classificazione ISO", ITOP S.p.A. Officine Ortopediche, F. Mattogno, G. Rosellini, E. Di Stanislao, L. Chiapparelli, R. Pellegrini, M. Borzi, 2015.
59. "I Piedi Protesici", Corso Nazionale di Aggiornamento SIMFER, 15-17/11/2010, Giuseppe Tombolini.
60. Peter G. Weyand and Matthew W. Bundle. Artificial limbs do / do not make artificially fast running speeds possible. *Articles in PresS. J Appl Physiol* (November 5, 2009)
61. "Gravity Balancing of a Human Leg using an External Orthosis" Abbas Fattah and Sunil K. Agrawal *IEEE International Conference on Robotics and Automation Roma, Italy, 10-14/04/2007*.
62. Shiqian Wang, Wietse van Dijk, Herman van der Kooij. "Spring uses in exoskeleton actuation design". Article · June 2011 with 341 Reads DOI: 10.1109/ICORR.2011.5975471 Source: PubMed
63. Steven H. Collins, M. Bruce Wiggin & Gregory S. Sawicki. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. *Nature* Vol.522 ,11 June 2015.
64. <https://www.kinovea.org/>.
65. M. G. Pandy, N. Berme, Quantitative Assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model-part1. Normal gait, *Journal of Biomechanics*, Volume 22, Issues 6–7, 1989, Pages 717-724.
66. C. Hayot, S. Sakka, P. Lacouture, Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force, *Human Movement Science* 32 (2013) 279–289.
67. M. G. Pandy, N. Berme, Synthesis of human walking: A planar model for single support. *Journal of Biomechanics*, Volume 21, Issue 12, 1988, Pages 1053-1060.
68. M. Garau, A. Manuello Bertetto, M. Ruggiu. On the kinematics of the gait with jumping stilts. *Advances in Service and Industrial Robotics Proceedings of the 27th International Conference on Robotics in Alpe-Adria Danube Region (RAAD 2018)*.
69. Winter, D.A.: A new definition of mechanical work done in human movement. *J Appl Physiol*. 46(1), 79-83 (1979).

70. Cavagna, G.A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). The source of external work in level walking and running. *J. Physiol.*, 262:639-657.
71. Tanja Jurcevic Lulic, Aleksandar Susic, Janos Kodvanj. Biomechanical analysis of walk-ing: Effects of gait velocity and arm swing amplitude. *Periodicum Biologorum* Vol. 112, No 1, 13–17, 2010.
72. Manuello Bertetto A., Garau M., Ruggiu M. Energy analysis of the human gait: a comparison between natural gait and with jumping stilts. IFIT2018.
73. Di Prampero PE, la locomozione umana su terra, in acqua, in aria. EdiErmes, 1985.
74. Concu A et al. Field tests for mechanical efficiency evaluation in matching volleyball players. *International Journal of Sports Medicine* 19:53-56, 1998.
75. E. Rescorla, "HTTP Over TLS," IETF - Network Working Group , 2000.
76. R. Fielding, U. C. Irvine, J. Gettys and J. Mogul, "Hypertext Transfer Protocol -- HTTP/1.1," IETF - Network Working Group, 1999.
77. T. Dierks and E. Rescorla, "The Transport Layer Security (TLS) Protocol," IETF - Network Working Group, 2008.
78. H. a. H. P. a. G. C. a. H. B. Riiser, "Performance measurements and evaluation of video streaming in HSDPA networks with 16QAM modulation," in *Multimedia and Expo, 2008 IEEE International Conference on*, 2008.
79. R. J. M. M. a. E. W. Jan Derksen, "HSDPA performance and evolution," *Ericsson Review*, vol. 3, pp. 117--120, 2006.
80. B. Nadel, "3G vs. 4G: Real-world speed tests," *ComputerWorld*, 2010.
81. W. Reese, «Nginx: the high-performance web server and reverse proxy,» *Linux Journal*, n. 173, p. 2, 2008.
82. Annalisa Magone e Tatiana Mazali, *Industria 4.0*, Guerrini e Associati, Milano, 2018.