



UNIVERSITÀ DEL SALENTO

Dipartimento di Ingegneria dell'Innovazione

**CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA
BIOMEDICA**

TESI MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA DELLA RIABILITAZIONE

**“VALUTAZIONE DEI POSSIBILI BENEFICI DERIVANTI
DALL’UTILIZZO DI UN’INNOVATIVA ORTESI DI BACINO
SULLA CINETICA DEL CAMMINO IN SOGGETTI CON
CEREBRO-LESIONE ACQUISITA”**

***“ASSESSMENT OF THE POTENTIAL BENEFITS OF AN
INNOVATIVE PELVIC ORTHOSIS ON GAIT KINETICS IN
INDIVIDUALS WITH ACQUIRED BRAIN INJURY”***

RELATORE

Chiar.mo Dott. Giulio Verrienti

CO-RELATORE

Chiar.mo BioIng. Mattia Inama

LAUREANDO

Nicolò Calogiuri

Indice

Lista abbreviazioni.....
ABSTRACT.....	I
ABSTRACT in lingua Italiana	I
CAPITOLO 1 – Analisi del Movimento.....	1
1.1 Introduzione.....	1
1.2 Acquisizione del Movimento	2
1.2.1 Sistemi Ottici.....	3
1.2.2 Sistemi Non Ottici.....	4
1.3 Gait Analysis	5
1.4 Analisi della Deambulazione di un Soggetto Sano	6
1.4.1 Ciclo del Passo (“Gait Cycle”).....	10
1.4.2 Sotto-Fasi nella Stance Phase	13
1.4.3 Sotto-Fasi della Swing Phase.....	15
1.5 Definizione di Cerebrolesione Acquisita	16
1.5.1 Glasgow Coma Scale	17
1.5.2 Esiti di una GCA	18
1.6 Analisi della Deambulazione nel Soggetto con Cerebrolesione Acquisita	19
1.6.1 Deambulazione Emiparetica	19
1.6.2 Deambulazione Parkinsoniana.....	20
1.6.3 Deambulazione Atassica	21
CAPITOLO 2 – Sistemi di Acquisizione.....	23
2.1 Sistemi Inerziali.....	23
2.1.1 Accelerometri.....	24
2.1.2 Magnetometri	27
2.1.3 Giroscopi.....	28
2.2 Strumentazione.....	29
2.2.1 Azienda Khymeia®.....	30
2.2.2 K-SENSOR+	30
CAPITOLO 3 – Ausili & Protesi.....	34
3.1 Ortesi: Definizioni Generali	34
3.1.1 Ortesi d’Anca	35
3.1.2 Tecnologie Attuali e Materiali Avanzati.....	36
3.2 ExoBand® Moveo®.....	37
3.2.1 Azienda Moveo®	37
3.2.2 Descrizione del Dispositivo	37
3.2.3 Materiali e Componenti Principali.....	38
3.2.4 Posizionamento del Dispositivo.....	39

3.2.5	Limitazioni e Rischi Residui.....	39
3.2.6	Scheda Tecnica e Certificazioni.....	40
CAPITOLO 4 – Materiali e metodi.....		41
4.1	Caratteristiche e Finalità dello Studio	41
4.1.1	Criteri di Inclusione	41
4.1.2	Criteri di Esclusione.....	41
4.1.3	Breve Descrizione dello Studio e Criteri Temporal.....	41
4.1.4	Condizioni di Valutazione Osservate.....	42
4.1.5	Time-Points di Osservazione e Terapie Usuali (Usual Care)	43
4.2	Set Up dei Sensori & Ortesi	44
4.3	Analisi Statistica dei Parametri di Deambulazione	46
4.3.1	Differenza tra Test Parametrici e Non Parametrici.....	46
4.3.2	Paired Samples t-Test.....	47
4.3.3	Analisi di Regressione Lineare	48
CAPITOLO 5 - Algoritmo in MATLAB®.....		50
5.1	Logica dell'Algoritmo	50
5.2	Descrizione dell'Algoritmo	55
5.2.1	Main Script.....	56
5.2.2	Mat2Ang_1 (M, type)	63
5.2.3	interpolaSegnali (Angoli, Tempi)	63
5.2.4	Segmentation (t, Ang_y_input, type).....	64
5.2.5	segmentSignalWithIDX (signal, start_idx, end_idx).....	65
5.2.6	extractAndCalculateGaitPeaks (segmento_foot, segmento_hip, segmento_knee, segmento_ankle)	65
CAPITOLO 6 – Risultati.....		68
6.1	Pazienti Arruolati	68
6.2	Considerazioni Generali	70
6.3	Risultati	71
6.3.1	Andamento Generale.....	71
6.3.2	Risultati per Condizione di Test.....	71
6.3.3	Risultati Soggetto Specifici.....	72
CAPITOLO 7 – Discussione ed Interpretazione dei Risultati		75
CAPITOLO 8 - Conclusioni.....		78
BIBLIOGRAFIA.....		
 Materiale Supplementare.....		I
Funzioni Algoritmo MATLAB®		I
Funzione Mat2Ang_1		I
Funzione interpolaSegnali.....		II

Funzione Segmentation.....	IV
Funzione segmentSignalWithIDX	VI
Funzione extractAndCalculateGaitPeaks.....	VII
Tabelle Paired Samples t-Test.....	XV
Lista delle figure.....	
Lista delle tabelle.....	

Lista abbreviazioni

sEMG: surface ElectroMyoGraphy
GA: Gait Analysis
SN: Sistema Nervoso
SNC: Sistema Nervoso Centrale
SNP: Sistema Nervoso Periferico
MOCAP: Motion Capture
LED: Light Emetting Diode
IMU: Inertial Measurement Unity
CdM: Centro di Massa
GCA: Grave Cerebrolesione Acquisita
sABI: severe Acquired Brain Injury
TBI: Traumatic Brain Injury
GCS: Glasgow Coma Scale
SNpc; Substantia Nigra pars compacta
HS: Heel Strike
TO: Toe Off
StD: Standard Deviation
ADL: Activity of Daily Living
MEMS: Micro Electro Mechanicla Systems
d.d.p.: Differenza di potenziale
tDCS: transcranial Direct Current Stimulation
RMS: Root Mean Square
VRRS: Virtual Reality Rehabilitation System
PNF: Proprioceptive Neuromuscular Facilitation
CAA: sistemi di Comunicazione Aumentativa e Alternativa
ASIS: Anterior Superior Iliac Spine
FE: Flesso-Estensione
EF: Estenso-Flessione
gdl: gradi di libertà
ns: non significativo

ABSTRACT

Restoring ambulatory function represents a clinical priority in intensive rehabilitation programs. The evolution of biomedical technologies has led to the development of specialized devices designed to facilitate verticalization, mobilization, and gait in individuals with neurological or orthopedic impairments, adapting to the various stages of functional recovery.

In this context, the present thesis aimed to analyze the potential benefits of using an innovative pelvic orthosis (*ExoBand® - Moveo®*) on gait kinetics in patients with severe Acquired Brain Injury (sABI), during the acute and subacute phases of the rehabilitation process.

The study was conducted on patients admitted to a specialized rehabilitation facility ("Casa di Cura Villa Verde – Lecce"), equipped with an Intensive Care Unit for sABI (*Terapia Intensiva per Gravi Cerebrolesioni Acute - TIGCA*) and an Intensive Neurorehabilitation Unit (*Reparto di Neuroriabilitazione Intensiva codice 75*).

The experimental approach was based on a technological synergy between the ExoBand® orthotic device and K-Sensor+ inertial sensors (developed by Khymeia®), placed on the lower limbs to collect real-time kinematic data. Using a custom algorithm developed in MATLAB® for signal processing, it was possible to provide a detailed description of gait dynamics under various observational conditions.

Statistical analysis – performed with MedCalc® software, incorporating paired sample tests and linear regression models – enabled the evaluation of the immediate effects of orthotic application as well as temporal trends observed during different acquisition sessions.

The results showed significant improvements in certain angular and temporal parameters, particularly in patients who were more cooperative and had better cognitive performance.

Looking ahead, the integration of rehabilitative devices with quantitative monitoring systems represents a promising direction for consolidating the results already obtained. The use of the orthosis demonstrated positive effects on gait, promoting a more stable and efficient walking pattern.

In this direction, the device is confirmed as a valuable clinical-rehabilitative support, even in acute settings, paving the way for increasingly personalized and evidence-based protocols aimed at further improving functional autonomy and quality of life in patients with sABI.

ABSTRACT in lingua Italiana

Il ripristino della funzione deambulatoria rappresenta una priorità clinica nei programmi di riabilitazione intensiva. L'evoluzione delle tecnologie biomediche ha portato alla progettazione di presidi specifici, in grado di facilitare la verticalizzazione, la mobilizzazione e il cammino in soggetti con compromissioni di natura neurologica o ortopedica, adattandosi alle diverse fasi del recupero funzionale. In questo contesto, il lavoro di tesi ha previsto uno studio finalizzato ad analizzare i potenziali benefici dell'impiego di un'innovativa ortesi di bacino (ExoBand®-Moveo®) sulla cinetica del cammino in Soggetti con Grave Cerebro-lesione Acquisita (GCA), nelle fasi acute e sub-acute del percorso riabilitativo.

Lo studio è stato condotto su Pazienti ricoverati in un Centro di Specializzato in Riabilitazione ("Casa di Cura Villa Verde – Lecce"), dotato di un Reparto di Terapia Intensiva per GCA (TIGCA) e di un Reparto di Neuroriabilitazione Intensiva (cod. 75). L'approccio sperimentale si è basato su una sinergia tecnologica tra il dispositivo ortesico ExoBand® e i sensori inerziali K-Sensor+ (realizzati da Khymeia®), posizionati a livello degli arti inferiori per acquisire dati cinematici in tempo reale. Mediante un algoritmo sviluppato ad hoc tramite il software MATLAB® per l'elaborazione dei segnali acquisiti – è stato possibile fornire una descrizione dettagliata delle dinamiche di deambulazione in diverse condizioni di osservazione.

L'analisi statistica - condotta con il software MedCalc®, integrando test per campioni appaiati e modelli di regressione lineare - ha consentito la valutazione degli effetti immediati derivanti dall'applicazione ortesica ed i trend temporali correlati, emersi durante le diverse sessioni di acquisizione. I risultati hanno mostrato miglioramenti significativi in alcuni parametri angolari e temporali, soprattutto nei Pazienti più collaboranti e con le migliori performances cognitive.

In prospettiva, l'integrazione tra dispositivi riabilitativi e sistemi di monitoraggio quantitativo rappresenta una direzione promettente per consolidare i risultati già ottenuti. L'uso dell'ortesi ha mostrato effetti positivi nella deambulazione, favorendo un cammino più stabile ed efficiente. In questa direzione, il dispositivo si conferma come un valido supporto clinico-riabilitativo, anche in contesti acuti, aprendo la strada a futuri protocolli sempre più personalizzati ed evidence-based, capaci di migliorare ulteriormente l'autonomia funzionale e la qualità della vita dei Pazienti con GCA.

CAPITOLO 1 – Analisi del Movimento

1.1 Introduzione

Con la dizione “**analisi del movimento**” si intende lo studio sistematico del movimento umano attraverso l'utilizzo di tecniche *non invasive e di dispositivi di diversa natura*. Il fine di tale studio consiste nel descrivere **cinematica**¹ [1] e **cinetica**² [2] dei segmenti corporei, fornendo contestualmente tutte le informazioni utili a caratterizzare il quadro biomeccanico del gesto motorio. L'analisi si concretizza nello studio di variabili nel contesto di:

- **Grandezze Cinematiche:** descrivono il movimento. Per ogni segmento corporeo, oggetto di studio, comprendono:
 - Posizione ed orientamento nello spazio;
 - Velocità (assoluta e relativa);
 - Accelerazione;
 - Angoli articolari di flessione, estensione, rotazione.
- **Grandezze Dinamiche:** costituiscono le cause del movimento
 - Forze esterne: Forze di contatto, gravità, reazione vincolare;
 - Momenti torcenti (torque): Forze rotazionali applicate alle articolazioni;
 - Impulso: Prodotto della forza per il tempo di applicazione;
 - Potenza, sia articolare che muscolare: Velocità con cui viene trasferita l'energia (forza \times velocità).
- **Grandezze Muscolari**
 - Attivazione muscolare;
 - Forza muscolare: capacità del muscolo di generare tensione;
 - Rigidità del muscolo/tendine;
 - Fatica muscolare.

¹ La cinematica è una branca della *meccanica*, che descrive il moto dei corpi senza considerare le cause che lo provocano. Il moto del corpo viene descritto analizzando spazio (posizione rispetto ad un altro corpo in un sistema di riferimento definito) e tempo (si fa riferimento a velocità ed accelerazione)

² Cinetica: Parte della meccanica che studia fenomeni di moto, in relazione alla costituzione materiale dei corpi interessati al movimento, e grandezze (energia cinetica, momenti cinetici, ecc.) ad essi relative.

Inoltre, nel caso della deambulazione, tale analisi include inevitabilmente specifiche grandezze temporali e spaziali, tra le quali è necessario menzionare le seguenti:

- **Cadenza:** numero di passi nel tempo (in genere minuti);
- **Lunghezza del passo:** distanza tra due appoggi consecutivi dello stesso piede;
- **Tempo di contatto:** durata del contatto del piede con il suolo;
- **Tempo di volo:** durata della fase aerea del piede.

Alcune di queste grandezze possono essere misurate direttamente: a titolo esemplificativo, l'attivazione muscolare può essere misurata tramite elettromiografia di superficie (*surface electromyography* - *sEMG*); al contrario, altre grandezze possono essere stimate tramite l'uso di modelli morfo-funzionali (come nel caso della posizione ed orientamento dei segmenti muscolari nello spazio). Tali modelli descrivono il corpo in maniera semplificata, schematizzando i segmenti ossei come corpi rigidi, ed approssimando cute e muscoli a tessuti molli. In questi modelli non viene presa in considerazione la deformazione dei tessuti né la diversa risposta degli stessi ai carichi, alle forze ed ai vincoli. Prima di affrontare nello specifico il tema della gait analysis (*GA* - trad. "*analisi del passo/dell'andatura*"), argomento cardine della presente tesi), risulta importante ribadire che lo studio di analisi del movimento non viene effettuata solo in condizioni patologiche, ma anche in condizioni di assoluta assenza di patologia.

1.2 Acquisizione del Movimento

La **motion capture**[3] (**MOCAP**) è una tecnologia che permette di registrare (spesso mediante l'uso di telecamere) e analizzare in modo quantitativo e oggettivo i movimenti di un Soggetto. Lo scopo principale di tale applicazione consiste nella valutazione della cinematica del movimento, in particolare in Pazienti con patologie neurologiche, ortopediche o in fase di recupero post-chirurgico. I dati raccolti, spesso attraverso l'uso di marker posizionati sui segmenti corporei, vengono elaborati tramite software specifici in grado di generare modelli 3D rappresentativi della biomeccanica corporea[4]. L'analisi di tali dati permette allo specialista del settore (medico, fisioterapista, bioingegnere) di:

- *Valutare l'efficacia degli interventi riabilitativi*, mediante la misura oggettiva dei cambiamenti nel range di movimento o nella fluidità dei gesti
- *Identificare eventuali anomalie o compensazioni del movimento*, rivelando schemi motori divergenti dal "cammino fisiologico"
- *Fornire un biofeedback in tempo reale*. Soprattutto in ambito riabilitativo, con il termine biofeedback si fa riferimento ad una particolare tecnica che rileva i segnali fisiologici del movimento (come posizione articolare, velocità o traiettoria) e li restituisce al Paziente in un formato

comprensibile, generalmente visivo o sonoro. L'obiettivo è quello di permettere al Paziente di **visualizzare e correggere i propri movimenti** in modo consapevole, in tempo reale, durante l'esercizio, favorendo una maggiore comprensione e un controllo diretto sulle funzioni neuromotorie.

Attualmente le tecnologie disponibili per il MOCAP si basano su due approcci differenti: sistemi ottici e sistemi non ottici. La differenza dipende dalla presenza o meno di telecamere (visibile-infrarosso). In base al tipo di studio che deve essere effettuato, il MOCAP viene normalmente completato mediante l'utilizzo di altra strumentazione (ad esempio sEMG, pedane di forza, etc.).

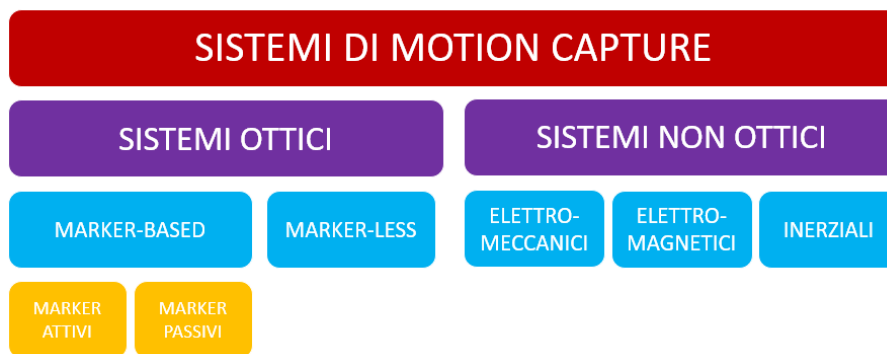


Figura 1.1: Schema dei MOCAP-Systems

1.2.1 Sistemi Ottici

La **stereofotogrammetria**³ è la tecnica che permette l'analisi cinematica dei segmenti anatomici tramite sistemi optoelettronici, posti all'interno di appositi **laboratori per l'analisi del movimento**. In alcuni di questi laboratori, in base ai sistemi optoelettronici utilizzati, vengono rispettate condizioni di luce predefinite. Affinché la registrazione della posizione di un segmento avvenga in maniera corretta, è necessario che esso venga osservato contemporaneamente da almeno due punti di vista differenti. La posizione di un segmento corporeo viene ricostruita, istante per istante, considerando una *terna spaziale caratteristica* (X, Y, Z) rispetto alla terna di riferimento del laboratorio. Nell'analisi del movimento, per favorire la ricostruzione della posizione dei punti tramite telecamere, vengono applicati sul corpo degli oggetti chiamati **marcatori (o marker)**. I markers si dividono in due tipologie, **attivi e passivi**, in base al modo in cui emettono o riflettono la luce per essere rilevati dalle telecamere[5].

I markers attivi sono, dei piccoli *diodi emettitori di luce* (cfr. ingl. Light Emitting Diodes -LEDs), che si illuminano a intervalli regolari. In questo caso, i marker emettono un segnale luminoso, che viene acquisito dalle telecamere. La problematica principale di questo tipo di marcatori consiste nella presenza di un sistema di alimentazione, comporta un maggiore ingombro – implicando difficoltà di posizionamento.

³ Per visione stereoscopica si intende la capacità di percepire la natura tridimensionale degli oggetti che ci circondano

I markers passivi sono semplici sfere, solitamente ricoperte da un materiale retro-riflettente. Non emettono luce propria. Il sistema di telecamere ad infrarossi identifica il riflesso dei marker come punti luminosi ad alta intensità su uno sfondo scuro[6]. Negli ultimi anni, infine, sono state sviluppate diverse tecniche che permettono lo studio del movimento senza la necessità di utilizzo di marcatori (*markerless*). Tali tecniche, molto utilizzate in diversi contesti (es. cinematografici), non vengono ancora routinariamente utilizzate in clinica, in quanto non ancora sufficientemente precise (nonostante i recenti progressi fanno facilmente ipotizzare una loro prossima implementazione anche in contesti clinici).

1.2.2 Sistemi Non Ottici

In questo tipo di sistemi non sono utilizzate telecamere, bensì **sensori inerziali** miniaturizzati. Il principio di funzionamento generale consiste in tre passaggi:

1. *Acquisizione dei dati* di movimento mediante i sensori
2. *Trasmissione* degli stessi dati - di solito in modalità wireless - ad un processore
3. *Elaborazione* da parte del processore.

Sensori Inerziali

I sensori maggiormente utilizzati sono detti **IMU** (cfr. ingl. **Inertial Measurement Unity** trad. “*unità di misura inerziali*”); nella forma più classica, ciascun IMU è costituita da tre sub-unità distinte (**giroscopio, magnetometro e accelerometro**). La registrazione simultanea, in tempo reale, di tutti e sei i gradi di libertà del segmento in analisi rappresenta certamente uno dei principali vantaggi di questi sistemi. Ulteriori vantaggi sono rappresentati dalla facilità di trasporto e dalla possibilità di utilizzo in diversi ambienti. Tra gli svantaggi, invece, si annoverano una minore accuratezza posizionale ed un errore intrinseco detto **errore di drift**⁴. Il time spending dovuto al posizionamento dei sensori e la loro taratura rappresenta un’ulteriore problematica relativa all’uso di questi sistemi.

Sistemi Elettromeccanici

I sistemi elettromeccanici si dividono in sistemi elettromeccanici resistivi e sistemi elettromeccanici a fibra ottica. I primi sono costituiti da barre mobili collegate tra loro con sensori potenziometrici applicati in corrispondenza delle articolazioni. La resistenza cambia in funzione dell’angolo in tempo reale. I secondi, invece, sfruttano la rifrazione della luce all’interno della fibra ottica: la luce, infatti, subisce delle variazioni (riduzione dell’intensità) dipendenti dall’angolo di curvatura della fibra. Sia i sistemi resistivi che quelli in fibra ottica presentano uno svantaggio non trascurabile: entrambi i tipi di sistemi sono, allo stato attuale, particolarmente ingombranti. Tale caratteristica limita i movimenti

⁴ errore di drift: si verifica quando il sensore è fermo, ma nella misurazione dei dati risulta come fosse in movimento, questo tipo di errore si cumula nel tempo (può essere minimizzato per via algoritmica).

possibili da parte del Paziente, in particolare quelli delle piccole articolazioni (es. interfalangee). Per quanto riguarda le fibre ottiche, bisogna anche considerare il fattore economico: i materiali ed il taglio delle sezioni iniziali e finali delle fibre presentano dei costi elevati.

Sistemi Elettromagnetici

I sistemi elettromagnetici sfruttano un *trasmettitore* che genera un campo magnetico ed un *insieme di sensori* posizionati in corrispondenza delle articolazioni. Ogni sensore trasmette ad un processore la propria posizione ed il proprio orientamento, registrando le differenze di campo magnetico nelle varie posizioni in cui si trova. Questo tipo di sensori sono molto precisi ed accurati. Tuttavia, la presenza di oggetti metallici o correnti elettriche può distorcere il campo magnetico, determinando la comparsa di artefatti.

1.3 Gait Analysis

La **GA** consiste nello studio sistematico della deambulazione. Tale studio, in genere, si rivela molto complesso, in quanto altrettanto complesso risulta essere il movimento prodotto durante la deambulazione [7]. Nonostante la deambulazione rappresenti un atto “naturale” - tanto da non richiedere (se non in casi estremi) una valutazione cognitiva continua da parte del sistema nervoso centrale (SNC) -, la reale applicazione della stessa nella cosiddetta “sequenza del passo” richiede una raffinatissima compartecipazione di *SN e sistema muscolo-tendineo*; in particolare, la “sequenza del passo” richiede:

- Attivazione della sequenza da parte del SNC;
- Trasmissione del sistema passo al sistema nervoso periferico (SNP);
- Raffinata contrazione muscolare specifica, altamente coordinata;
- Regolazione della forza: deve essere contestualizzata alle articolazioni disponibili;
- Reazione alle forze del terreno e adattamento.



Figura 1.2: Ciclo del passo

Lo studio di tale interazione è spesso molto utile nella gestione medica di patologie che colpiscono l'apparato locomotore, ma anche nella fase di riabilitazione successiva all'onset di una determinata patologia (in quanto la GA consente di valutare progressi ed eventuali anomalie da correggere)[8].

1.4 Analisi della Deambulazione di un Soggetto Sano

Prima di analizzare in dettaglio le caratteristiche della deambulazione, per rendere più semplice ed univoca la comprensione dei paragrafi successivi, si ritiene utile richiamare alcune nozioni di anatomia, fisiologia e biomeccanica.

Per poter affrontare l'analisi del passo, è fondamentale conoscere la posizione anatomica ed i piani di riferimento in base ai quali possono essere definite le varie sezioni corporee.

Anatomicamente si distinguono tre piani principali, in base ai quali può essere descritto il movimento dei segmenti corporei. In particolare si distinguono:

- **Il piano sagittale** (longitudinale, anteroposteriore): divide il corpo in una parte sinistra ed una parte destra.
- **Il piano coronale o piano frontale** (verticale): divide il corpo in una porzione dorsale ed una ventrale (rispettivamente posteriore e anteriore).
- **Il piano trasversale** (orizzontale): divide il corpo in una porzione *craniale* ed una *caudale* (rispettivamente superiore ed inferiore). I termini *cefalico/craniale* e *caudale* sono sinonimi di superiore e inferiore.
-

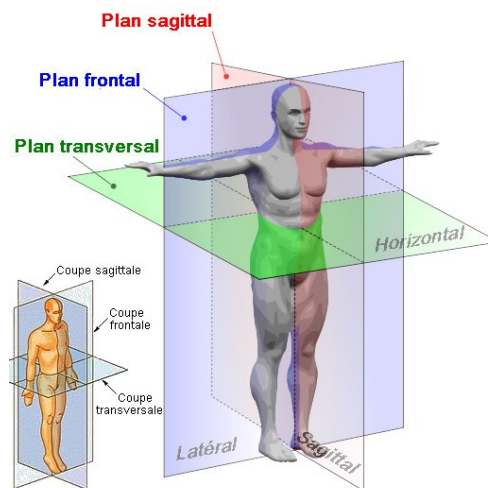


Figura 1.3: Posizione anatomica e piani principali

Le articolazioni in genere possono muoversi solo su uno o due di questi tre piani. I movimenti possibili sono i seguenti:

- **Flessione / Estensione:** sul piano sagittale⁵;
- **Abduzione / Adduzione:** sul piano frontale.
- **Rotazione interna / Rotazione esterna** avviene sul piano trasversale;

⁵ Per l'articolazione della caviglia questi movimenti sono generalmente chiamati flessione dorsale e flessione plantare.

Considerando gli arti inferiori, si ritiene utile visualizzare i movimenti possibili per ciascun segmento[7].

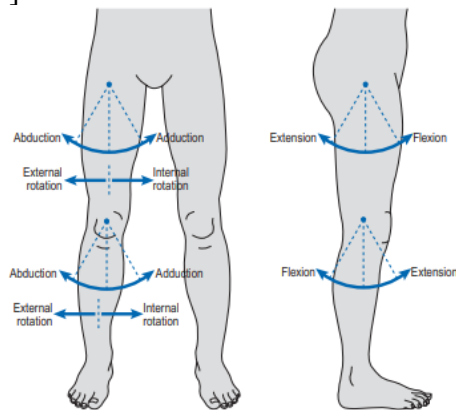


Figura 1.4: Movimenti di anca e ginocchio

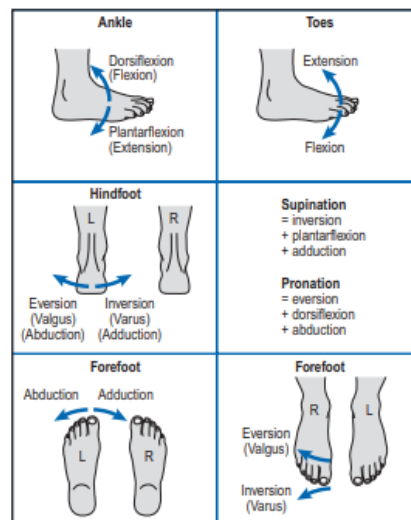


Figura 1.5: Movimenti piede e caviglia

Infine, in questo contesto, si ritiene in ultimo doveroso nominare i muscoli che permettono il movimento durante la deambulazione.

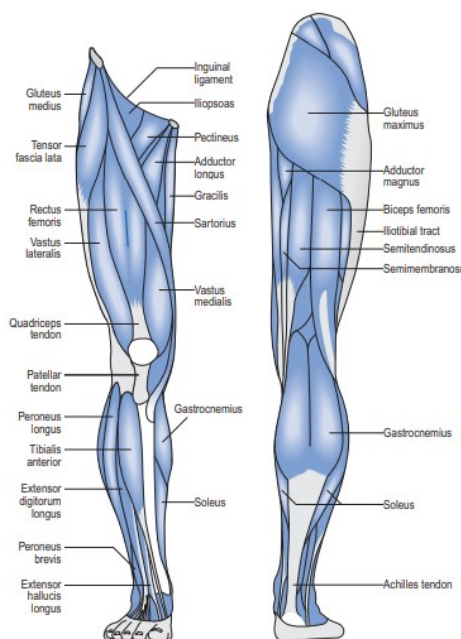


Figura 1.6: Muscoli superficiali della gamba

I muscoli che agiscono sull'articolazione dell'anca sono:

MUSCOLO/I	MOVIMENTO
Grande Psoas ed Iliaco, formano l'Iliopsoas	Deputati alla <i>flessione</i> dell'anca
Grande Gluteo	Deputato all' <i>estensione</i> dell'anca
Gluteo Medio e Gluteo Piccolo	Deputati all' <i>abduzione</i> dell'anca
Adduttore Grande, Adduttore Breve ed Adduttore Lungo	Deputati all' <i>adduzione</i> dell'anca
Quadrato del femore, Piriforme, Otturatore interno, Otturatore Esterno, Gemello Superiore e Gemello Inferiore	Deputati alla <i>rotazione esterna</i> dell'anca ⁶
Muscolo Pettineo	Deputato alla <i>flessione ed adduzione</i> dell'anca

Tabella I: Muscoli che agiscono sull'articolazione dell'anca

⁶ La rotazione interna del femore non è stata menzionata nell'elenco precedente; viene realizzata come azione secondaria dal gluteo medio, dal gluteo piccolo, dal grande psoas, dall'iliaco, dal pettineo e dal tensore della fascia lata

I muscoli che agiscono invece sull'articolazione dell'anca e ginocchio sono:

MUSCOLO/I	MOVIMENTO
<i>Retto femorale, fa parte del Quadricipite</i>	Deputato alla <i>flessione</i> dell'anca
<i>Tensore della Fascia Lata</i>	Deputato all' <i>abduzione</i> dell'anca e ginocchio
<i>Semimembranoso e Semitendinoso</i>	Deputati all' <i>estensione</i> dell'anca ed alla <i>flessione</i> del ginocchio
<i>Bicipite femorale, composto da Capo Lungo e Capo Corto</i>	Deputato all' <i>estensione</i> dell'anca ed alla <i>flessione</i> del ginocchio
<i>Muscolo Gracile</i>	Deputato all' <i>adduzione</i> dell'anca ed alla <i>flessione</i> del ginocchio

Tabella II: Muscoli che agiscono sull'articolazione di anca e ginocchio

Oltre ai muscoli suddetti ve ne sono altri che agiscono solo sull'articolazione del ginocchio, ovvero:

MUSCOLO/I	MOVIMENTO
<i>Vasto Mediale, Vasto Intermedio, Vasto Laterale che assieme al Retto Femorale formano il Quadricipite</i>	Deputato all' <i>estensione</i> del ginocchio
<i>Popliteo</i>	Deputato alla <i>rotazione interna</i> della tibia ⁷

Tabella III: Muscoli che agiscono sull'articolazione del ginocchio

⁷ questo movimento è possibile grazie alla flessione del muscolo

Alcuni dei muscoli che agiscono sull'articolazione del ginocchio agiscono anche su quella della caviglia:

MUSCOLO/I	MOVIMENTO
<i>Gastrocnemio e Soleo, legati per mezzo del Tendine d'Achille, formano il Tricipite della Sura</i>	Deputati principalmente alla <i>flessione plantare</i> della caviglia, anche se il <i>gastrocnemio</i> permette anche la <i>flessione</i> del ginocchio
<i>Muscolo Plantare</i>	Deputato alla <i>flessione plantare</i> della caviglia (debole flessore)

Tabella IV: Muscoli che agiscono sull'articolazione della caviglia

1.4.1 Ciclo del Passo (“Gait Cycle”)

Prima di poter valutare correttamente le alterazioni del cammino, risulta essenziale conoscere le caratteristiche di una deambulazione *normale* (che possa fungere da riferimento). In questo contesto, il concetto di “normale” non risulta sempre di facile lettura. Persone di età, sesso e conformazione fisica differenti presentano *patterns* di deambulazione differenti, senza che si possano ravvisare anomalie patologiche tra le stesse. Pertanto, quando si esamina la deambulazione di un determinato Soggetto, il confronto deve essere fatto con dati appropriati al profilo del Soggetto stesso. Un ulteriore aspetto da tenere necessariamente in considerazione consiste nel fatto che una camminata diversa dal normale non risulta essere necessariamente patologica. Infatti, alterazioni dell'andatura possono rientrare in adattamenti utili messi in atto dal corpo per compensare altre difficoltà, diverse da condizioni patologiche.

In questo contesto, è necessario fare chiarezza su alcuni termini usati finora e su quelli che verranno usati da ora in avanti. In primis i termini *gait* e *deambulazione*, fino ad ora sono stati intesi come sinonimi -e come tali continueranno ad essere intesi-, hanno significati diversi. Con il termine *gait* si intende il modo e lo stile dell'atto di camminare, mentre con il termine di *deambulazione* si intende il processo ciclico di movimento degli arti.

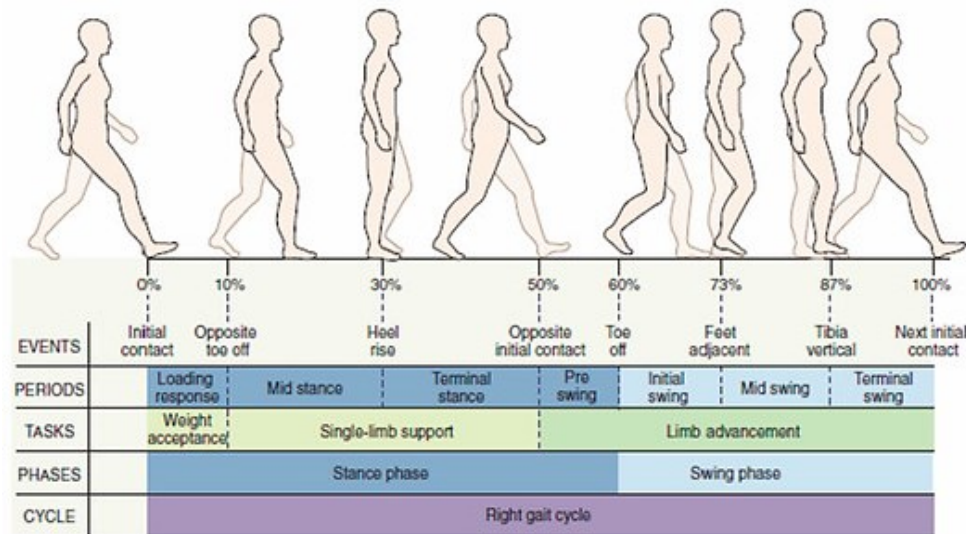


Figura 1.7: Gait Cycle

Il cammino è un'attività ciclica. Il ciclo di riferimento è detto "**Gait Cycle**", viene definito come il tempo che intercorre tra l'appoggio al terreno di un arto ed il successivo (si intende dello stesso arto). La durata del ciclo viene percentualizzata (da 0 a 100). Il ciclo del passo si compone di due fasi:

- **Fase di appoggio («stance phase»):** rappresenta circa il **60%** del ciclo del passo, corrisponde all'intervallo di tempo in cui l'arto è in contatto con il terreno, inizia con l'appoggio dell'arto in esame e termina quando il piede dello stesso arto perde il contatto con il terreno. All'interno di questa fase è possibile individuare due intervalli di **doppio supporto («double support»)**, *iniziale e terminale*, in cui entrambi gli arti sono in contatto con il terreno (appoggio bilaterale) ed il peso del corpo risulta, pertanto, distribuito. Sempre in questa fase si può identificare un intervallo di tempo in cui un solo arto (l'arto di riferimento) è in contatto con il terreno, **singolo appoggio («single support»)**. Durante la fase di singolo appoggio, risulta evidente che il peso del corpo ricada totalmente su un arto solo.
- **Fase di oscillazione («swing phase»):** rappresenta circa il **40%** del ciclo del passo, corrisponde all'intervallo di tempo in cui l'arto è staccato dal terreno ed oscilla nella direzione del cammino. Questa fase inizia quando l'arto non è più in contatto con il terreno, primo campione, e termina con l'ultimo campione, corrispondente all'istante precedente in cui si verifica il contatto dell'arto con il terreno.

In un cammino fisiologico (detto anche «cammino armonico⁸»), le durate percentuali della *fase di appoggio* e di quella *di oscillazione* sono circa il 60-62%

⁸ L'armonia è una caratteristica del cammino essenziale per una deambulazione efficiente. Generalmente definita come capacità che i sistemi coinvolti nella coordinazione motoria

ed il 40-42% rispettivamente. In caso di patologia si assiste, si assiste spesso ad un'alterazione di tali percentuali.

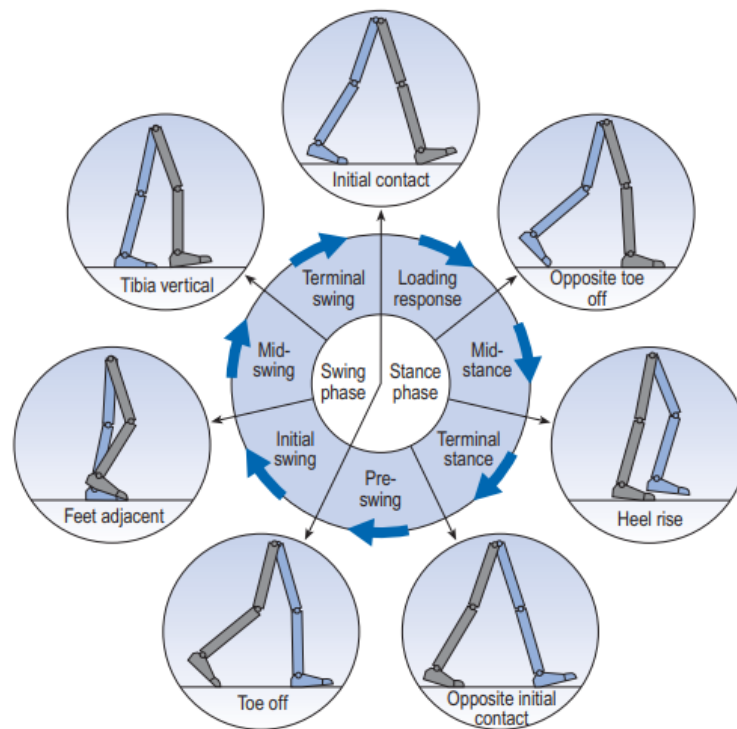


Figura 1.8: Fasi del ciclo del passo

Nella figura riportata, si evidenzia un ciclo del passo in riferimento al piede destro, rappresentato in grigio. Considerando sempre la figura riportata, i principali eventi che si susseguono durante un ciclo asso (piede destro) vengono identificati con i seguenti nomi:

1. **Contatto iniziale:** contatto iniziale del piede destro con il suolo
2. **Distacco del piede opposto:** il piede sinistro si solleva dal suolo
3. **Sollevamento del tallone:** il piede sinistro è sollevato ed oscilla in direzione del cammino
4. **Contatto iniziale del piede opposto:** contatto iniziale del piede sinistro con il suolo
5. **Distacco del piede:** momento in cui termina la stance phase del piede (ovviamente in riferimento al piede destro, che in questo momento è pronto a sollevarsi dal terreno)
6. **Piede adiacente:** indica il momento in cui il piede destro, superata la fase iniziale di oscillazione, risulta adiacente al piede sinistro (in piena fase di stance)
7. **Tibia verticale:** indica il momento in cui la tibia (relativa al piede destro) si trova in posizione verticale rispetto al terreno

possiedono di trasferire l'«aspirata»: simmetria del corpo umano in un cammino alternato, sincronizzato, simmetrico e ritmico.

Mediante questi eventi possono essere identificate delle *sotto-fasi* all'interno delle precedentemente descritte fasi di appoggio ed oscillazione. In particolare, nella stance phase si ritrovano 4 sotto-fasi: **risposta al carico, appoggio intermedio, appoggio terminale, pre-oscillazione**. Nella swing phase, invece, si descrivono: **oscillazione iniziale, intermedia e finale**. La suddivisione in sotto-fasi risulta essere particolarmente indicata da punto di vista funzionale. Per tale motivo segue una descrizione più dettagliata delle sotto-fasi stesse.

1.4.2 Sotto-Fasi nella Stance Phase

1. **Risposta al carico:** comprende il contatto iniziale (*initial contact*) e l'accettazione del carico (*weight acceptance*). Il contatto iniziale dell'arto con il terreno (*heel strike* -HS) avviene attraverso il calcagno. L'anca risulta leggermente flessa, il ginocchio esteso e l'articolazione della caviglia flessa dorsalmente. Il contatto iniziale si rappresenta, in genere, nei primi tre campioni (0- 2%) del ciclo del passo; permettendo il rotolamento del calcagno, consente l'accettazione del carico da parte dell'arto - quindi i successivi otto campioni (3-10%) del ciclo del passo. In questo intervallo, si verifica il doppio supporto iniziale, mentre si osservano i primi movimenti articolari. L'articolazione della caviglia si flette plantarmente, il ginocchio si flette e l'anca inizia ad estendersi. Questa sotto-fase è di particolare rilevanza, sia a livello meccanico che a livello cinetico: durante tale intervallo, infatti, avviene l'assorbimento del carico da parte dell'arto in appoggio, stabilizzando tutto il sistema locomotorio e garantendo la progressione del corpo (avanzamento). Il **centro di massa**⁹ (CdM) del corpo ricade all'interno della base di appoggio. Questa fase termina con il distacco dal suolo del piede controlaterale.

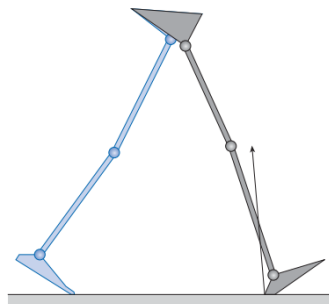


Figura 1.9: Initial Contact

⁹ Il centro di massa (CdM) è il punto medio ponderato di un oggetto o sistema. Rappresenta il punto in cui tutta la massa del corpo è idealmente concentrata e dove la forza di gravità agisce su di esso.

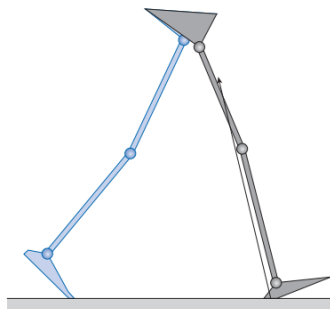


Figura 1.10: Loading Response

2. **Appoggio intermedio:** inizia con il distacco dell'arto controlaterale e termina quando la perpendicolare del CdM del corpo ricade sull'avampiede del piede in appoggio al suolo. In questa fase, corrispondente all'11-30% del ciclo, la caviglia inizia flettersi dorsalmente, il ginocchio inizia ad estendersi, l'anca continua ad estendersi. In questa fase si nota come il carico venga spostato in avanti permettendo una progressione del corpo.

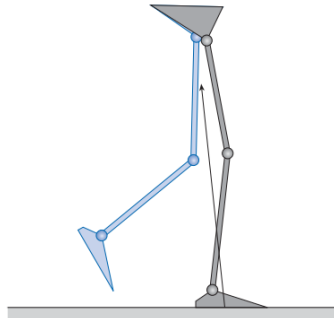


Figura 1.11: Mid Stance

3. **Appoggio terminale:** in questa fase, l'appoggio singolo si conclude, mentre si verifica il contestuale rotolamento dell'avampiede. L'appoggio terminale inizia con il sollevamento del tallone e termina con il contatto al terreno dell'arto controlaterale (31-49% del ciclo). La caviglia ha la sua massima dorsiflessione, il ginocchio completa l'estensione ed inizia la flessione, l'anca giunge al suo picco di estensione. Questa è probabilmente la fase più critica del ciclo del passo nonché la meno stabile, perché la proiezione del CdM sul terreno oltrepassa la linea dell'avampiede.

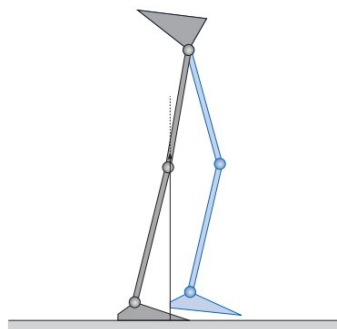


Figura 1.12: Heel Rise

4. **Pre-oscillazione:** rappresenta la sotto-fase in cui si conclude la stance phase; essa corrisponde al doppio supporto terminale, in quanto inizia con il contatto dell'arto controlaterale e termina con il distacco delle dita omolaterali (toe off -TO). Complessivamente, la pre-oscillazione corrisponde all'intervallo 50-60% del ciclo. In questa fase la caviglia aumenta la sua flessione plantare, il ginocchio continua la sua flessione, mentre l'anca riduce la sua estensione¹⁰. In questa fase si ha il rapido e definitivo trasferimento del carico dall'arto omolaterale all'arto controlaterale (il CdM torna nuovamente all'interno della base di appoggio).

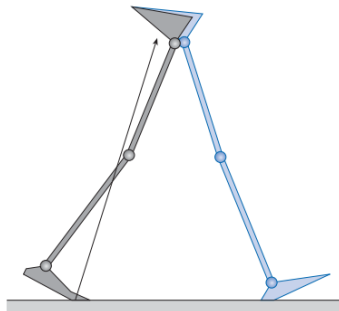


Figura 1.13: Opposite Initial Contact

1.4.3 Sotto-Fasi della Swing Phase

1. **Oscillazione iniziale:** inizia con il distacco dell'arto omolaterale dal suolo e termina quando questo è parallelo all'arto controlaterale in appoggio; questa fase corrisponde all'intervallo 61-73% del ciclo. In questa fase, l'arto si solleva dal suolo ed avanza mediante la flessione dell'anca e del ginocchio, la caviglia si dorsi-flette parzialmente.

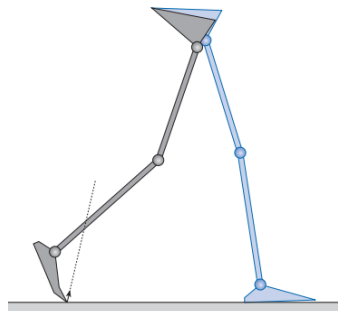


Figura 1.14: Toe Off

2. **Oscillazione intermedia:** corrisponde all'intervallo 74-87% del ciclo del passo ed inizia dalla posizione parallela degli arti e termina quando la tibia dell'arto omolaterale è perfettamente perpendicolare all'articolazioni di anca e ginocchio. La caviglia ha una posizione neutra, il ginocchio inizia la sua estensione mentre l'anca continua la sua flessione. Il CdM ricade esattamente sul piede in appoggio al terreno.

¹⁰ L'anca non indietreggia per ridurre l'estensione, ma è il bacino ad avanzare

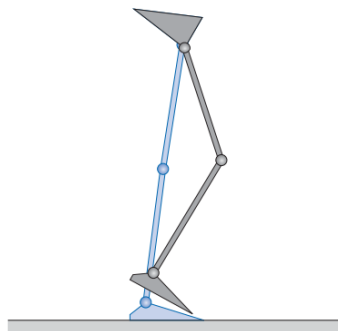


Figura 1.15: Feet Adjacent

3. **Oscillazione finale:** inizia con la fase terminale dell'oscillazione intermedia e termina con il contatto dell'arto omolaterale con il terreno, la gamba si trova davanti la coscia. Corrisponde all'intervallo 88-100% del ciclo del passo, in cui l'arto completa il suo avanzamento e si prepara al contatto con il suolo. La caviglia è minimamente dorsi-flessa, il ginocchio raggiunge la massima estensione e l'anca conclude la sua flessione.

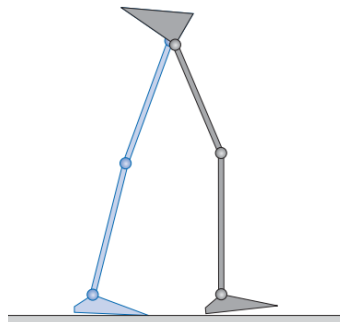


Figura 1.16: Tibia Vertical

1.5 Definizione di Cerebrolesione Acquisita

Per Grave Cerebrolesione Acquisita (GCA, cfr. ingl. “severe Acquired Brain Injury -sABI”) si intende un danno al SNC che può provocare menomazioni, temporanee o permanenti, sulla sfera motoria, sensitiva, cognitiva emozionale o comportamentale [9], quale conseguenza di uno stato possibile stato di *coma* più o meno prolungato[10].

Essa si configura come un danno cerebrale che si verifica dopo la nascita e che comporta quasi inevitabilmente la comparsa di uno stato di coma più o meno prolungato. Tale danno, la cui origine può essere di natura traumatica (ma non solo) [11], può determinare una potenziale ed ampia gamma di compromissioni che interessano il funzionamento fisico, cognitivo e/o psicologico [12].

Il trauma cranico (cfr. ingl. “Traumatic Brain Injury -TBI”), tipica causa di sABI, rappresenta, secondo le stime dell'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS), la prima causa di mortalità e disabilità nel mondo [13]. Inoltre il TBI in Europa è tra inserita tra i tipi di lesione più gravi in termini sia di mortalità che di implicazioni a lungo termine per i sopravvissuti [14]. Negli ultimi decenni l'aumento dell'incidenza di TBI è stato accompagnato da significativi progressi

nella medicina d'urgenza e nella neurochirurgia, il numero di sopravvissuti a TBI che portano diverse sequele è in aumento al punto che è stato descritto come un'"epidemia silenziosa" [15]. I traumi stradali rappresentano una tipica causa di trauma cranico. Gli incidenti stradali sono stati la causa più frequente (circa l'80% dei casi), soprattutto tra i giovani (età media: 22 anni). Il tasso di disabilità varia dal 2% al 45%, a seconda della gravità del trauma [16].

Tra le cause non traumatiche delle GCA si annoverano lesioni ad origine ischemica, emorragica e di natura infettiva ed entro certi limiti le lesioni di natura neoplastica

1.5.1 Glasgow Coma Scale

La **Glasgow Coma Scale (GCS)** è una scala neurologica utilizzata per valutare il livello di coscienza di un Paziente, in particolare in seguito a traumi cranici o in situazioni di coma. Valuta tre componenti: apertura degli occhi, risposta verbale e risposta motoria, assegnando un punteggio a ciascuna. La somma di questi punteggi fornisce un punteggio totale che indica il livello di compromissione della coscienza, con punteggi più bassi che indicano una maggiore gravità. La GCS mira a fornire una valutazione standardizzata e oggettiva dello stato neurologico di un individuo, utile per monitorare i cambiamenti nel tempo e per guidare le decisioni cliniche.

Domain	Response	Score
Eye opening	Spontaneous	4
	To speech	3
	To pain	2
	None	1
Best verbal response	Oriented	5
	Confused	4
	Inappropriate	3
	Incomprehensible	2
	None	1
Best motor response	Obedient	6
	Localizing	5
	Withdrawal	4
	Flexing	3
	Extending	2
	None	1
Total score	Deep coma or death	3
	Fully alert and oriented	15

Figura 1.17: GCS

I punteggi per ciascuna componente vengono sommati per ottenere un punteggio totale compreso tra 3 e 15. Un punteggio di 15 indica una completa risposta, mentre un punteggio di 3 indica una condizione di coma profondo.

1.5.2 Esiti di una GCA

Purtroppo, nonostante gli sforzi effettuati da un punto di vista neuro-riabilitativo, una GCA determina spesso la comparsa di esiti. Quest'ultimi possono essere di natura diversa; tuttavia, risulta possibile un loro raggruppamento in 3 macroaree [17]:

- **Esiti di natura sensomotoria:** riguardano i deficit nelle funzioni motorie e sensitive
- **Esiti di natura cognitiva:** uno dei risultati più comuni dei traumi cranici è l'insorgenza di alterazioni cognitive. Queste possono includere difficoltà nella concentrazione, nella memoria a breve termine e nei processi decisionali. In alcuni casi, i Pazienti possono sperimentare una riduzione delle capacità di risoluzione dei problemi. In questo tipo di esiti rientrano anche i disturbi del linguaggio
- **Esiti di natura psicologica e comportamentale,** viene alterato lo stato comportamentale dell'individuo, il suo modo di relazionarsi con gli altri ed il dominio delle emozioni.

Per motivi di attinenza con la presente tesi è necessario soffermarsi sulle conseguenze motorie di una sABI. A questo proposito, risulta necessario, in primis, sottolineare il fatto che le conseguenze motorie di una sABI possono essere condivise con patologie di tutt'altra natura (es. un deficit di forza può insorgere anche come conseguenza di una patologia neurodegenerativa ed essere completamente simile a quella derivante da un danno acquisito). Le conseguenze motorie di una sABI causano tipicamente un deficit del grado di forza, ma anche problemi di coordinazione e del tono muscolare (es. spasticità¹¹). Nello specifico, il deficit del grado di forza può essere parziale o completo. La plegia, detta anche paralisi, indica la completa incapacità di muovere un arto o una parte del corpo. La **paresi**, invece, si riferisce a una perdita parziale di movimento. In base alla distribuzione del deficit di forza, si distinguono:

- **Emiplegia (o emiparesi):** deficit limitato ad un lato del corpo
- **Paraplegia o paraparesi:** deficit limitato agli arti inferiori
- **Tetraplegia o tetraparesi:** deficit a carico di tutti e quattro gli arti

Per **atassia** si intende una condizione in cui è compromesso il controllo dei muscoli durante movimenti volontari. I disturbi atassici si evidenziano soprattutto in attività motorie comuni come camminare o afferrare oggetti ed è in genere la conseguenza di un danno al cervelletto, principale responsabile del coordinamento dei muscoli [18].

¹¹ Il muscolo in contrazione oppone resistenza al movimento che tende a crescere fino ad un rilassamento, in genere questa condizione si verifica a seguito di danni al sistema piramidale

1.6 Analisi della Deambulazione nel Soggetto con Cerebrolesione Acquisita

In questo paragrafo verranno approfondite le principali alterazioni della deambulazione che possono insorgere, quali conseguenza di una GCA. Il termine *disturbo della deambulazione* fa riferimento a una serie di alterazioni del ciclo del passo, generalmente riconducibili a lesioni del SN, sia centrale che periferico, e/o a compromissioni del sistema muscolo-scheletrico. Tali condizioni patologiche possono determinare una significativa riduzione della velocità del cammino, irregolarità e asimmetria nei movimenti del corpo, fino a rendere necessario l'impiego di ausili per consentire alla Persona di mantenere un certo grado di autonomia funzionale nella locomozione.

In seguito a patologia, possono insorgere dei patterns di deambulazione tipici per la patologia stessa. A questo proposito, bisogna sottolineare che:

- Tali patterns rappresentano esclusivamente dei modelli tipici e che, contestualmente,
- Ogni Soggetto affetto da patologia può presentare il proprio pattern di deambulazione (anche se spesso le *main features* del cammino presentate possono essere quasi sempre ricondotte a tali pattern tipici).

Anche tra gli esiti di GCA possiamo riscontrare la presenza di patterns tipici. Nelle prossime sezioni, verranno descritte principalmente:

- **La deambulazione emiparetica**
- **La deambulazione parkinsoniana**
- **La deambulazione atassica**

quali tipici modelli di deambulazione patologica, facilmente riscontrabili in Pazienti con pregressi sABI.

1.6.1 Deambulazione Emiparetica

Le lesioni unilaterali a carico del primo motoneurone e/o dei fasci piramidali associati determinano frequentemente alterazioni caratteristiche del ciclo del passo, riconducibili a un pattern motorio specifico noto come *deambulazione emiparetica*. Tale quadro è tipicamente associato a una postura rigida dell'arto inferiore affetto, con iperestensione del ginocchio e del bacino, associata a flessione plantare e inversione dell'articolazione tibio-tarsica. Tali caratteristiche risultano evidenti sia nella fase di swing che in quella di stance del passo.

Nel Soggetto non affetto da patologia, il sollevamento del piede da terra durante la fase di oscillazione è garantito dalla flessione dell'anca e del ginocchio (tali flessioni impediscono il contatto del piede con il terreno). Di conseguenza, per evitare il contatto del piede con il suolo e prevenire il rischio di *inciampo*, il Soggetto tende a compiere un movimento compensatorio in circonduzione (ossia uno spostamento laterale e semicircolare della gamba) dell'arto inferiore.

Da un punto di vista tempo-spaziale, si osservano alterazioni significative nella simmetria del passo: generalmente la lunghezza del passo risulta aumentata nel lato paretico e ridotta in quello sano. Inoltre, si rileva un incremento della percentuale temporale della fase di swing sull'arto affetto, con una corrispondente riduzione della fase di stance. Un'ulteriore peculiarità riguarda l'articolazione del ginocchio, che nei Soggetti emiparetici non segue l'andamento fisiologico simile all'oscillazione di un pendolo, ma piuttosto descrive traiettorie ellittiche, segno evidente di una compromissione nella dinamica articolare e nella coordinazione motoria.

1.6.2 Deambulazione Parkinsoniana

Nonostante il morbo di Parkinson non rientri tipicamente nelle GCA (essendo generalmente considerata una patologia neurodegenerativa), risulta utile menzionare le caratteristiche di una deambulazione parkinsoniana, in quanto in corso di alcune GCA (in dipendenza della localizzazione del danno a livello cerebrale) si possono evidenziare sintomi simili riscontrabili in corso di morbo di Parkinson. Nello specifico, il morbo di Parkinson è caratterizzato dalla perdita selettiva dei neuroni dopaminergici nella substantia nigra pars compacta (SNpc) del mesencefalo, una regione del cervello fondamentale per il controllo del movimento. Questa perdita neuronale porta a una marcata carenza di dopamina nei gangli della base, neurotrasmettitore cruciale per la regolazione del movimento, dell'umore e di altre funzioni cognitive [19].

Esistono quattro caratteristiche cardinali del morbo di Parkinson che possono essere raggruppate sotto l'acronimo TRAP (cfr. ingl. "Tremor, Rigidity, Akinesia, Postural instability"): Tremore a riposo, Rigidità, Acinesia (o bradicinesia) e Instabilità Posturale. Inoltre, la *postura flessa* e il *freezing* (blocchi motori) sono stati inclusi tra i sintomi tipici [20].

Andando ad analizzare meglio i sintomi motori possiamo descrivere:

- **Bradicinesia:** Lentezza nell'esecuzione dei movimenti volontari e riduzione dell'ampiezza degli stessi. È il sintomo più caratteristico e spesso invalidante.
- **Rigidità:** Aumento del tono muscolare che si manifesta come resistenza ai movimenti passivi degli arti [21].
- **Tremore a riposo:** Tremore ritmico e involontario.
- **Instabilità posturale:** Difficoltà a mantenere l'equilibrio, che si traduce in una tendenza a cadere, soprattutto in fasi avanzate della malattia.

Nelle fasi più avanzate della patologia, il morbo di Parkinson si caratterizza per:

- Passo lento, ridotto in altezza e lunghezza
- *Camptocormia:* atteggiamento posturale, tipico del Soggetto parkinsoniano, caratterizzato da:
 - tronco e capo in lieve flessione;
 - arti superiori addotti, con spalle anteposte e avambracci in semi-flessione e intra-rotazione;

- arti inferiori addotti, con cosce in semi-flessione sul tronco, gambe in leggera flessione e piedi in atteggiamento di iniziale varismo
- *Festinazione*: a progressiva accelerazione dei passi (solitamente con inclinazione in avanti), per cui i Pazienti accelerano per evitare di cadere in avanti.
- Limitata rotazione del tronco
- Riduzione delle sincinesie pendolari degli arti superiori durante la marcia

Alcuni di questi aspetti si possono riscontrare anche in alcuni Pazienti con GCA (e, precisamente, in quei Pazienti che presentano lesioni nelle regioni anatomiche *naturalmente* colpite in corso di morbo di Parkinson).

1.6.3 Deambulazione Atassica

L'atassia (dal greco *αταξία*, "disordine") non è una malattia a sé stante, ma un insieme di sintomi neurologici quali conseguenza della mancanza di coordinazione dei movimenti volontari. Questa incoordinazione è dovuta a una disfunzione delle vie nervose che elaborano e trasmettono le informazioni sensoriali (propriocettive) e motorie, fondamentali per il controllo dell'equilibrio, della postura e dell'esecuzione di movimenti fini e precisi. Le cause dell'atassia possono essere di natura diversa. Le strutture cerebrali più frequentemente coinvolte nelle atassie sono il cervelletto, responsabile primario della coordinazione motoria, dell'equilibrio e della postura, ma anche il midollo spinale (in particolare i cordoni posteriori che veicolano la sensibilità propriocettiva) e i nervi periferici.

Il pattern di deambulazione atassico è una delle manifestazioni più evidenti e caratterizzanti dell'atassia, in particolare quella di origine cerebellare o sensitiva. Si descrive come un'andatura incerta, barcollante, scoordinata e irregolare, spesso paragonata a quella di una Persona in corso di intossicazione da alcool. Le caratteristiche distintive includono [22]:

- **Base d'appoggio allargata (a gambe divaricate)**: Il Paziente allarga la distanza tra i piedi durante la deambulazione e la stazione eretta per aumentare la stabilità e compensare l'instabilità posturale.
- **Passi irregolari e dismisurati (dismetria)**: I passi possono essere di lunghezza e direzione variabili, spesso esagerati (ipermetria) o troppo corti (ipometria). Il Paziente ha difficoltà a posizionare il piede in modo preciso.
- **Movimenti oscillatori del tronco (titubazioni)**: Il tronco e la testa possono oscillare in modo irregolare, contribuendo al senso di instabilità.
- **Sbandamenti e tendenza alla caduta**: A causa della scarsa coordinazione e dell'instabilità, il Paziente tende a sbandare lateralmente o in direzioni imprevedibili, con un rischio elevato di cadute.
- **Andatura "talloneggiante" (nell'atassia sensitiva)**: In alcune forme di atassia (in particolare quella sensitiva), il Paziente può sollevare eccessivamente le ginocchia (*steppage atassico*) e battere con forza il

tallone a terra anziché appoggiare gradualmente il piede, nel tentativo di percepire meglio il contatto con il suolo e compensare la perdita della sensibilità propriocettiva.

CAPITOLO 2 – Sistemi di Acquisizione

2.1 Sistemi Inerziali

L'analisi strumentale del movimento si avvale di sensori capaci di convertire grandezze cinematiche e dinamiche, come posizione, velocità, accelerazioni e forze, in segnali elettrici acquisibili e processabili. Storicamente, la GA si è affidata a *sistemi stereofotogrammetrici*, noti per l'elevata precisione e accuratezza. Tuttavia, questi sistemi presentano notevoli limiti, tra cui:

- costi elevati
- sensibilità a variazioni di illuminazione
- potenziale distacco dei marker
- complessità del set-up sperimentale
- scarsa *trasportabilità*, che ne confina l'uso all'ambiente di laboratorio.

Un'alternativa tecnologica in rapida ascesa è rappresentata dalle IMU. A favorire tale successo vi è la rapida diminuzione negli anni del costo dei sistemi micro elettromeccanici (cfr. ingl. Micro Electro Mechanical Systems - MEMS). Grazie all'integrazione dei MEMS, in un singolo substrato di silicone possono coesistere tanti tipi di sensori multiasse, tutto racchiuso in piccoli contenitori a basso costo [23]. Questi dispositivi compatti, indossabili, hanno rivoluzionato la GA, grazie soprattutto alla loro portabilità e alla semplicità di utilizzo. Le IMU consentono l'acquisizione di dati in contesti non vincolati al laboratorio, come ad esempio durante le *attività quotidiane* (cfr. ingl. Activity of Daily Living - ADL), ampliando l'applicabilità della GA in ambiti clinici e di ricerca.

Una singola IMU integra le funzionalità di tre sensori distinti:

- **Accelerometri:** per misurare le accelerazioni lineari.
- **Giroscopi:** per rilevare le velocità angolari.
- **Magnetometri:** per calcolare l'orientamento assoluto rispetto al campo magnetico terrestre.

Nonostante i numerosi vantaggi, l'impiego delle IMU presenta delle criticità. La principale sfida risiede nel fatto che la posizione e la velocità non sono misurate direttamente, ma sono ricavate tramite integrazione numerica dei dati di accelerazione e velocità angolare. Questo processo richiede la conoscenza delle *condizioni iniziali* ed è intrinsecamente soggetto a *errori di drift* cumulativi. Inoltre, la natura complessa dei dati grezzi richiede l'implementazione di algoritmi di elaborazione specifici e sofisticati per estrarre informazioni clinicamente rilevanti, aumentando la complessità dell'analisi post-acquisizione.

2.1.1 Accelerometri

Gli accelerometri sono trasduttori che possono essere posizionati su varie parti del corpo umano per misurare accelerazioni dei segmenti corporei in esame nelle tre dimensioni. Comunemente si distinguono tre tipi comuni di accelerometri [24]:

- **Piezoelettrici:** sfruttano l'effetto piezoelettrico¹², in tali sistemi, un cristallo di quarzo o materiali ceramici vengono usati per produrre una carica elettrica tra due terminali;
- **Piezoresistivo:** opera misurando la resistenza di un cavo sottile quando è deformato da una massa di prova;
- **a capacità variabile:** il cambio della capacità è proporzionale all'accelerazione.

Ci sono molti produttori di accelerometri. La G-link (Microstrain)[25] e la Entran (EGAXT3)[26] producono accelerometri triassiali adatti per l'uso nell'analisi del movimento. Le velocità possono essere ottenute tramite integrazione dell'informazione di accelerazione, mentre una seconda integrazione restituirà lo spostamento come funzione del tempo. Nel calcolo di queste integrazioni, le condizioni iniziali devono essere note (cosa non sempre facile in alcuni tasks motori).

L'impiego degli accelerometri in ambito biomeccanico consente di stabilire una correlazione diretta tra le accelerazioni misurate e le forze che inducono il movimento corporeo. Per ottenere risultati ottimali, l'applicazione dei sensori su segmenti corporei considerandoli corpi rigidi riduce la possibilità di artefatti [27].

Sebbene la pratica clinica abbia visto progressi significativi nelle procedure di posizionamento e fissaggio dei dispositivi, permangono criticità. Gli errori di misura non trascurabili possono derivare da un set-up improprio e dal movimento relativo del dispositivo rispetto al segmento corporeo a cui è applicato. La corretta aderenza del sensore al segmento anatomico è quindi cruciale per minimizzare gli artefatti da movimento e garantire l'affidabilità dei dati acquisiti.

Da un punto di vista dei *principi di funzionamento*, gli accelerometri sono dispositivi in grado di trasdurre l'accelerazione di un corpo in un segnale elettrico. Tipicamente sfruttano le variazioni di un sistema schematizzabile come una massa-molla [28] (Figura 2.1), dove l'accelerazione è legata in maniera proporzionale alla forza d'inerzia, che per il III principio della dinamica è uguale alla reazione elastica della molla.

Per il II principio della dinamica e la legge di Hooke si ha dunque:

$$F_{acc} = -K * \Delta L$$

¹² Tale effetto è reversibile e si verifica su scale dell'ordine dei nanometri. Alcuni cristalli, se sottoposti all'azione di una sollecitazione esterna, generano una migrazione di cariche che, con l'utilizzo di un apposito circuito, può essere tradotto in una differenza di potenziale

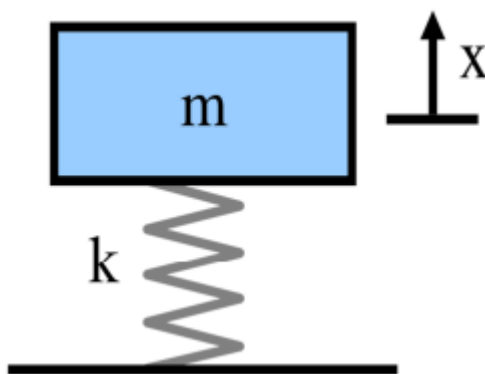


Figura 2.1: Schema Massa-Molla

Un'altra schematizzazione di un accelerometro è data dal sistema massa-molla-smorzatore (o *damper*) (Fig. 2.2) [24]. La massa mobile si muove in funzione dell'accelerazione subita, della costante elastica della molla e della costante viscoelastica del damper (C). La forza della sollecitazione esterna è legata allo spostamento subito, secondo l'equazione:

$$m \frac{d^2x(t)}{dt^2} + C \frac{dx(t)}{dt} + Kx(t) = F$$

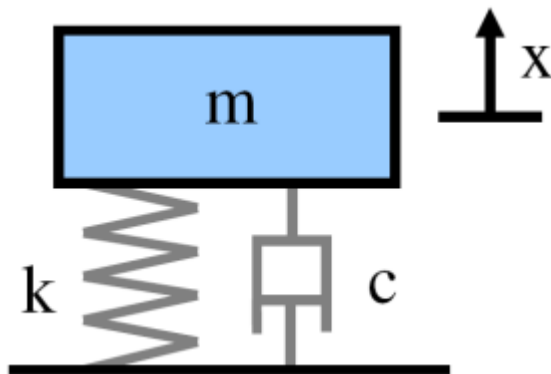


Figura 2.2: Schema Massa-Molla-Smorzatore

Queste sono le più comuni schematizzazioni per gli accelerometri. Tra le tipologie suddette, il più semplice accelerometro è quello resistivo mono-assiale. Esso può essere costruito con una massa nota, sospesa per mezzo di una molla in un alloggiamento, alla massa è consentito muoversi solamente nella direzione della molla, quindi, si può quantificare l'accelerazione della massa rispetto all'accelerazione gravitazionale. La resistenza elettrica varia in funzione dell'accelerazione subita. Tramite un ponte di Wheatstone¹³ (Figura 2.3) si può

¹³ Si tratta di un circuito elettrico costituito da quattro resistori a configurazione a ponte, utilizzato per misurare con elevata precisione una resistenza incognita (si veda Figura 2.3). Quando il ponte è "bilanciato" (ossia la tensione tra i due nodi centrali è nulla), il rapporto tra le resistenze nei due rami è noto, e da ciò si ricava il valore della resistenza sconosciuta. Questa configurazione, più in generale, può essere applicata anche per amplificare piccole variazioni di capacità.

trasformare questa variazione di resistenza in un una differenza di potenziale proporzionale all'ampiezza dell'accelerazione [29].

Il principale limite degli accelerometri mono-assiali consiste nella possibilità di quantificare unicamente la componente dell'accelerazione parallela alla direzione della molla. Questo limite può essere facilmente superato costruendo un accelerometro triassiale, montando tre accelerometri mono-assiali secondo direzioni ortogonali tra loro. In questo modo il dispositivo sarà in grado di generare in uscita il segnale di accelerazione sulle tre coordinate spaziali.

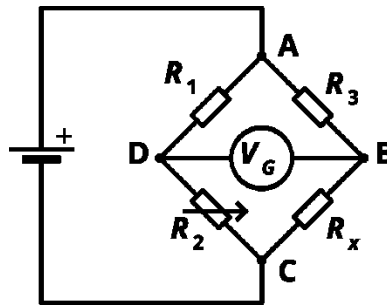


Figura 2.3: Ponte di Wheatstone

Nei sensori piezoresistivi, invece, l'elemento sensibile non è più una resistenza, bensì un cristallo piezoresistivo [30]. Quest'ultimo è in grado di variare la propria resistenza in funzione della forza applicata, quindi dell'accelerazione. Anche in questo caso come per il caso dei sensori resistivi precedentemente citati l'elemento sensibile è posto in configurazione a ponte di Wheatstone per amplificare le piccole variazioni di resistenza subite [24].

Negli accelerometri piezoelettrici, sono impiegati dei cristalli di materiale piezoelettrico. Essendo la deformazione dovuta ad una forza, che a sua volta dipende dall'accelerazione subita, diviene piuttosto semplice quantificare l'accelerazione che ha prodotto tale deformazione [24].

L'ultima tipologia è quella degli accelerometri a capacità variabile. Questo tipo di sensore è in grado di misurare l'accelerazione nelle tre dimensioni dello spazio. Il dispositivo si compone di una singola massa cubica con tre gradi di libertà di movimento, riferite alle traslazioni possibili. La massa è sospesa in un alloggiamento capacitivo tramite delle molle di gomma. L'accelerazione esterna al dispositivo, permette alla massa di muoversi all'interno dell'involucro, variando le capacità elettriche, inizialmente note, tra le armature del dispositivo [24]. Le variazioni di capacità elettrica sono, quindi, direttamente collegate allo spostamento della massa, a sua volta funzione delle accelerazioni subite e dell'effetto di gravità.

I limiti principali degli accelerometri sono costituiti sia dalle *oscillazioni sull'offset*, difficilmente quantificabili, nonché dalle *variazioni di temperatura*, che modificano proprietà elettriche quali resistenza e capacità.

2.1.2 Magnetometri

I magnetometri sono sensori che in genere operano sfruttando il principio dell'effetto Hall¹⁴, generando una differenza di potenziale in base all'intensità del campo magnetico a cui sono esposti. Il segnale elettrico in uscita risulta quindi direttamente proporzionale all'intensità del campo magnetico rilevato. In assenza di significative perturbazioni magnetiche esterne, i magnetometri sono in grado di misurare il vettore campo magnetico terrestre. Sebbene l'orientamento e l'intensità di tale campo varino in funzione della posizione geografica, esso può essere considerato un riferimento stabile e costante all'interno di un ambiente controllato. Questa caratteristica li rende strumenti essenziali per il calcolo dell'orientamento assoluto nei dispositivi di misura inerziale, contribuendo alla stima precisa della posizione angolare.

Esistono tre categorie principali di magnetometri: i sensori ad induzione, i magnetoresistori, ed i sensori ad effetto Hall [31]. I misuratori tradizionali si avvalgono del principio di induzione: una bobina viene fatta muovere (ad esempio, vibrando o ruotando) per modulare il *flusso magnetico* (F) del campo magnetico (B) che la attraversa [32]. La tensione indotta (V), proporzionale alla variazione del flusso nel tempo ($\partial F/\partial t$ o anche $d\Phi B/dt$), e quindi anche a B , viene poi convertita in un segnale di uscita. Quanto detto riprende la Legge di Faraday-Neumann-Lenz[33]:

$$V = - \frac{d\Phi B}{dt}$$

Tuttavia, questi sensori a induzione soffrono di diversi svantaggi, tra cui l'ingombro, un basso rapporto segnale/rumore e la complessità di utilizzo.

Sensori molto più semplici e compatti sono i magnetoresistori, dispositivi la cui *resistività* varia significativamente in funzione dell'intensità del campo magnetico[34]. La sensibilità (S), di questi sensori è definita dal rapporto tra la resistenza in presenza di campo esterno (R_B), e la resistenza in assenza di campo (R_0). Ovvero:

$$S = \frac{R_B}{R_0}$$

Il difetto principale di questo tipo di sensori è dato dalla non linearità tra variazione di resistenza e diminuzione dell'intensità di B .

I magnetometri ad effetto Hall sono considerati i dispositivi più versatili e con la sensibilità maggiore [31]. Il loro funzionamento si basa sulla generazione di una

¹⁴ L'effetto Hall è un fenomeno fisico in cui la corrente elettrica in un conduttore (cristallo semiconduttore nel caso dei sensori), attraversato da un campo magnetico perpendicolare, genera una tensione (detta tensione di Hall) sui lati del conduttore stesso. Questa forza, una conseguenza della forza di Lorentz, separa le cariche, creando un campo elettrico trasversale al conduttore, e viene sfruttata in applicazioni come i sensori di posizione

tensione trasversale (detta anche tensione di Hall) (V), quando un B , perpendicolare alla direzione del *flusso di corrente* (I), agisce sui portatori di carica. La S di questi sensori, definita come il rapporto tra la variazione della tensione di Hall e la variazione di campo magnetico, ed è massima in materiali con bassa resistività e spessore ridotto.

$$S = \frac{\partial V}{\partial B}$$

I sensori di campo magnetico ad effetto Hall risentono particolarmente delle variazioni di temperatura che modificano la mobilità degli elettroni nel cristallo semiconduttore. È chiaro, inoltre, che per effettuare una corretta misura del campo magnetico è necessario evitare la presenza di materiali ferromagnetici e apparecchiature elettroniche nelle vicinanze del sensore.

2.1.3 Giroscopi

I giroscopi sono trasduttori che convertono la velocità angolare in un segnale elettrico, rendendoli ideali per il tracciamento del movimento su lunghi periodi [35]. Questi sensori possono essere applicati a qualsiasi segmento corporeo per misurare l'andamento della velocità angolare nel tempo.

Nella GA, attualmente tra le tecnologie disponibili viene preferita quella dei giroscopi a massa vibrante (tale scelta è dettata da alcuni vantaggi come il costo contenuto, l'ingombro minimo e i bassi consumi energetici). Nonostante le diverse configurazioni, il loro principio di funzionamento si basa interamente sull'effetto di Coriolis che agisce su una massa [36], come illustrato in Figura 2.4. Una massa vibrante (m), forzata a oscillare lungo l'asse x , subisce una deflessione perpendicolare, lungo l'asse y , quando il sensore viene sottoposto a una velocità angolare (ω).

La forza di Coriolis (F_c), che genera tale spostamento, è direttamente proporzionale alla velocità angolare, secondo la relazione vettoriale [37]:

$$\vec{F}_c = 2m\vec{v} \wedge \vec{\omega}$$

dove v , rappresenta la velocità istantanea della massa vibrante. Questo spostamento trasversale sull'asse y è quindi direttamente correlato e misurabile, permettendo di quantificare la velocità angolare [38].

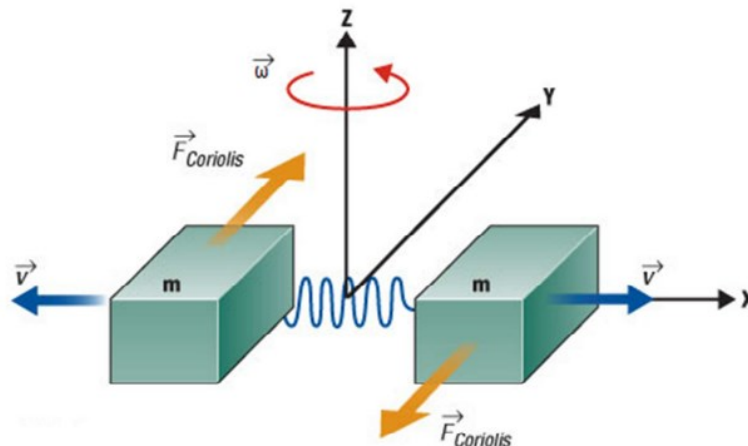


Figura 2.4: Effetto di Coriolis

Analogamente a quanto visto per gli accelerometri, è possibile costruire un giroscopio triassiale associando opportunamente tre giroscopi mono-assiali. Il limite principale dei giroscopi è la loro suscettibilità all'errore di integrazione nel calcolo delle variazioni di orientamento. Piccoli errori di off-set possono causare una *deriva del segnale*, portando a misurazioni inaccettabili.

Inoltre, per ottenere un orientamento assoluto, e non solo la sua variazione, è necessario un riferimento iniziale. Per questo motivo, i giroscopi vengono spesso associati a magnetometri per compensare la deriva del segnale nel tempo.

Nella GA, i giroscopi permettono di ottenere grafici di velocità angolare-tempo con patterns distintivi. L'analisi di tali profili permette di estrarre parametri del cammino specifici, quali il rapporto tra velocità e lunghezza del passo, e la durata delle fasi di stance e swing.

Queste informazioni si dimostrano particolarmente utili in contesti clinico-riabilitativi. Ciò ha portato a un aumento significativo nell'adozione di tali dispositivi nei laboratori di analisi del movimento, ma anche nel contesto di acquisizioni condotte in ambiente esterno [39].

2.2 Strumentazione

I sensori utilizzati durante lo studio, alla base di questa tesi, sono stati realizzati da Khymeia® e presenti in uno dei loro dispositivi commerciali: HomeKit VRRS¹⁵ Engine®. Questo dispositivo rende possibile la Tele-riabilitazione domiciliare, cognitiva, logopedica, posturale, facciale, respiratoria, Stimolazione trans-cranica a corrente diretta (cfr. ingl. transcranial Direct Current Stimulation – tDCS) e con la sensoristica di cui è equipaggiato anche motoria, sia neurologica che muscolo scheletrica [41].

¹⁵ I dispositivi VRRS – Virtual Reality Rehabilitation System – sono i più avanzati, completi e clinicamente testati sistemi di realtà virtuale per la riabilitazione e tele-riabilitazione al mondo[40].

2.2.1 Azienda Khymeia®

Khymeia® è un'azienda italiana che, dal 1998 si occupa di ricerca e progettazione di soluzioni cliniche innovative volte al miglioramento della qualità di vita delle persone [42]. L'azienda nasce nel 1998 integrando le ricerche dei Prof. Emilio Bizzi e Lamberto Piron, condotte al Massachusetts Institute of Technology di Boston, sul concetto di augmented feedback¹⁶. In particolare, il principale campo operativo della suddetta azienda riguarda la riabilitazione.

La visione dell'azienda è quella di permettere l'accesso ad ogni Paziente alle migliori soluzioni possibili per i propri bisogni. Questo obiettivo viene perseguito mediante attività di ricerca (tramite collaborazione con centri di ricerca internazionali), volte alla realizzazione soluzioni "pionieristiche" ed efficaci in ambito health and tech (come ad esempio l'impiego della Realtà Virtuale alla Teleriabilitazione). Non a caso la mission di Khymeia® è quella di: "realizzare le più innovative tecnologie per tradurre le esigenze cliniche e i risultati della ricerca scientifica in soluzioni al servizio del Paziente."

2.2.2 K-SENSOR+

I sensori inerziali K-Sensor+ sono dispositivi indossabili progettati per la riabilitazione degli arti inferiori e del tronco. Il loro utilizzo è possibile grazie al fissaggio sui segmenti corporei per mezzo di apposite fasce in velcro [44].



Figura 2.5:K-SENSOR+

Il sistema K-Sensor+ è progettato per garantire un'interazione semplice e intuitiva da parte dell'Utente, pur mantenendo un'elevata affidabilità nelle applicazioni cliniche e riabilitative.

Ogni sensore è dotato di un pulsante di accensione, tramite il quale è possibile gestire lo stato operativo del dispositivo. L'attivazione avviene con una pressione di circa un secondo, mentre lo spegnimento richiede una pressione prolungata di

¹⁶ Corrisponde ad un feedback aumentato, ovvero informazioni supplementari, provenienti da fonti esterne (ad esempio Tecnologia – sensoristica wearable), che migliorano o si aggiungono al feedback naturale, interno (intrinseco al task svolto) che una persona riceve dal proprio corpo mentre apprende un'abilità motoria [43]

circa cinque secondi, segnalata dall'assenza di illuminazione del LED. La presenza della porta micro-USB consente la ricarica diretta del sensore, rendendo il dispositivo facilmente riutilizzabile in contesti clinici intensivi.

Il LED di stato svolge un ruolo cruciale nel fornire feedback immediato all'operatore sanitario in fase di utilizzo. Le segnalazioni luminose permettono di distinguere con chiarezza i diversi stati funzionali [45]:

- **OFF:** dispositivo spento o in standby (la ri-attivazione avviene tramite un semplice movimento del sensore);
- **Luce lampeggiante:** sensore acceso e in attesa di collegamento;
- **Luce lampeggiante sincronizzata con altri sensori e con il dongle¹⁷:** connessione stabilita e sistema attivo;
- **Luce in dissolvenza:** fase di ricarica in corso;
- **Luce fissa:** ricarica completata;
- **Tre impulsi rapidi:** batteria scarica.

Operatività del Sistema

L'operatività del sistema K-Sensor+ si fonda su una serie di procedure che garantiscono un utilizzo sicuro ed efficace all'interno dei protocolli clinici e riabilitativi. La prima fase riguarda la connessione ai sistemi di riferimento. Nei dispositivi come VRRS ed HomeKit, il dongle risulta già integrato nella strumentazione e non richiede ulteriori configurazioni da parte dell'operatore. Negli altri sistemi, invece, è necessario collegare il dongle a una porta USB dell'unità centrale ed attivare manualmente i sensori mediante l'apposito pulsante. La corretta connessione viene confermata dal lampeggiamento sincrono dei LED e dall'avvio dell'esercizio riabilitativo, momento in cui il sistema diventa pienamente operativo [45].

Dal punto di vista ergonomico, il sistema è stato progettato per un'elevata *indossabilità*. I sensori vengono fissati alle fasce in dotazione tramite velcro e applicati nelle posizioni richieste dal protocollo riabilitativo. Tale caratteristica conferisce al sistema una notevole flessibilità, consentendo l'adattamento a differenti distretti corporei e a diverse tipologie di esercizi, sia per arti inferiori che per il tronco.

A completamento della preparazione, è inoltre possibile eseguire una calibrazione iniziale (offset), mediante la quale il terapista può impostare la postura assunta dal Paziente come configurazione di riferimento, utilizzando un comando specifico da tastiera.

¹⁷ Un dongle 4G, noto anche come modem USB 4G o scheda dati 4G, è un dispositivo che consente la connettività Internet wireless utilizzando una rete cellulare 4G. Di solito si collega a una porta USB (Universal Serial Bus) di un computer o di un altro dispositivo compatibile e consente di accedere a Internet con una trasmissione di dati ad alta velocità su una rete cellulare [46]. Nella strumentazione usata per lo svolgimento di questa tesi il dongle era integrato nel tablet associato ai sensori.

Specifiche Tecniche

Dal punto di vista tecnico, K-Sensor+ si caratterizza per un design compatto ($47 \times 30 \times 13$ mm, 16 g) e una notevole capacità di campionamento, con una **frequenza interna di 1000 Hz** e una **latenza di trasmissione di 30 ms**, parametri che ne garantiscono l'idoneità per applicazioni di analisi del movimento in tempo reale [44].

L'autonomia della batteria, pari a circa 6 ore di utilizzo continuo¹⁸, rende il dispositivo adeguato a sessioni cliniche e di ricerca senza necessità di ricariche frequenti. Inoltre, il sistema è in grado di mantenere un buffer di dati di *10 secondi* per la ritrasmissione, riducendo la perdita di informazioni in caso di interruzioni momentanee della comunicazione [44].

Le prestazioni in termini di accuratezza sono di livello elevato:

- **Roll/Pitch:** $0,5^\circ$ Root Mean Square (RMS -trad. valore quadratico medio) in condizioni statiche e $0,75^\circ$ RMS in condizioni dinamiche;
- **Heading:** 1° RMS statico e $1,5^\circ$ RMS dinamico.

Il dispositivo è equipaggiato con sensori triassiali (giroscopio, accelerometro, magnetometro) per la rilevazione di **velocità angolare** ($\pm 2000^\circ/\text{s}$), **accelerazione** ($\pm 160 \text{ m/s}^2$) e **campo magnetico** ($\pm 1,9$ Gauss), garantendo una descrizione completa della cinematica del movimento [44].

¹⁸ ricarica massima raggiunta in 2 ore

Tabella Riassuntiva delle Specifiche Tecniche [45]

Parametro	Valore
Dimensioni sensore	47 × 30 × 13 mm
Peso sensore	16 g
Frequenza di campionamento	1000 Hz
Latenza	30 ms
Buffer di ritrasmissione	10 s
Autonomia batteria	6 h (uso continuo)
Tempo di ricarica	~ 2 h
Range operativo in temperatura	0 – 50 °C
Comunicazione (spazio aperto)	Fino a 20 m
Comunicazione (spazio chiuso)	Fino a 10 m
Accuratezza statica Roll/Pitch	0,5° RMS
Accuratezza statica Heading	1° RMS
Accuratezza dinamica Roll/Pitch	0,75° RMS
Accuratezza dinamica Heading	1,5° RMS
Sensori interni	3 assi (velocità angolare, accelerazione, campo magnetico)
Campo di misura velocità ang.	±2000 °/s
Campo di misura accelerazione	±160 m/s ²
Campo magnetico	±1,9 Gauss
Dimensioni dongle	20,4 × 45 × 10,6 mm
Peso dongle	8 g

Tabella V: Specifiche tecniche Ksensor+

CAPITOLO 3 – Ausili & Protesi

In questa tesi è stato condotto uno studio utilizzando un'ortesi d'anca, nello specifico il dispositivo "ExoBand®" sviluppato da **Moveo®**. ExoBand® è il primo esoscheletro morbido autoalimentato al mondo, privo di motori e batterie [47]. Prima di approfondire le caratteristiche specifiche di questo dispositivo, segue una breve panoramica preliminare delle ortesi in generale, con particolare riguardo per i dispositivi dedicati all'anca.



Figura 3.1: ExoBand®

Nel corso dell'ultimo mezzo secolo, il settore dei presidi ortopedici ha registrato una notevole evoluzione tecnologica, portando allo sviluppo di ortesi e ausili sempre più efficaci nel soddisfare le esigenze dei Pazienti.

Parallelamente, si è verificata una significativa evoluzione anche nei materiali impiegati per la fabbricazione di tali dispositivi. Prima degli anni '60, le ortesi erano prevalentemente realizzate in metallo e cuoio. Successivamente, l'introduzione di resine polimeriche (come polietilene e polipropilene) ha segnato un'importante transizione. Più di recente, la produzione si è spostata verso l'utilizzo di materiali compositi avanzati, quali la fibra di carbonio, tessuti in fibre polimeriche e leghe ultraleggere, come il titanio, ottimizzando così il rapporto tra resistenza strutturale e peso del dispositivo [48].

3.1 Ortesi: Definizioni Generali

Per ortesi si intende un dispositivo esterno in grado di modificare (generalmente potenziando) le caratteristiche strutturali e/o funzionali del sistema neuro-muscolo-scheletrico del Soggetto al quale è stato applicato [49].

La funzione principale di un'ortesi è quella di migliorare la funzionalità di una parte del corpo generalmente compromessa, fornendo supporto, allineamento (contro un eventuale sbilanciamento muscolare), protezione, stabilizzazione e/o correzione (assorbimento ipercinesie) [50]. In sostanza, si tratta di un ausilio che ha lo scopo di migliorare o supportare una funzione compromessa di una parte del corpo esistente, non di sostituirla. L'ortesi agisce in sinergia con la struttura biologica per ottimizzare le prestazioni funzionali. In ambito internazionale le ortesi vengono classificate in base al segmento corporeo su cui sono applicate (ad esempio, ortesi del tronco, dell'arto superiore o inferiore), alla loro forma e alle caratteristiche strutturali.

Risulta necessario, a questo punto, distinguere le ortesi da protesi ed altri ausili. A questo proposito, si ricorda infatti che la distinzione fondamentale tra ortesi protesi ed ausili risiede nel loro scopo; in particolare le protesi sono dispositivi o apparati artificiali progettati per sostituire una parte del corpo mancante, come un arto, un'articolazione o un organo (in alcuni casi si parla di organo artificiale). L'obiettivo primario delle protesi consiste nel ripristino della forma anatomica e della funzionalità mancante a seguito di amputazione, malformazione congenita o altra patologia [51]. Al contrario, gli ausili tecnici (o, più semplicemente "ausili") comprendono qualsiasi prodotto, strumento, attrezzatura o sistema tecnologico, fabbricato appositamente o di serie, che venga utilizzato da una persona con disabilità per prevenire, compensare, alleviare o neutralizzare una menomazione, una disabilità o una partecipazione sociale limitata [52]. Rispetto alle ortesi, gli ausili non sono direttamente applicati sul corpo, ed il loro scopo è quello di facilitare l'interazione dell'individuo con l'ambiente circostante. È importante precisare che questi ultimi non correggono alcuna funzione corporea, ma compensano una limitazione funzionale del Soggetto. Questa categoria è molto ampia e include una vasta gamma di dispositivi, dagli stabilizzatori-deambulatori, i bastoni (quadripodi, tripodi, stampelle) a una sedia a rotelle, fino a tecnologie più sofisticate come sistemi di Comunicazione Aumentativa e Alternativa (CAA) o ausili per l'udito[53].

3.1.1 Ortesi d'Anca

Traumi, processi di invecchiamento, ictus e patologie neurologiche sono cause comuni di compromissione delle funzioni motorie, che ostacolano l'autonomia nelle ADL. Nello specifico, le disfunzioni a carico degli arti inferiori conducono verso schemi di andatura patologici, limitando la mobilità del Paziente. In tale contesto, la Riabilitazione, in quanto tale, rappresenta il core terapeutico fondamentale per ripristinare le capacità motorie e migliorare l'indipendenza funzionale [54]. Sebbene la deambulazione umana si basi sulla rotazione combinata delle articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia, la ricerca biomeccanica ha dimostrato che l'articolazione dell'anca è il principale generatore di potenza meccanica. Questa articolazione contribuisce con circa il 45% della potenza totale durante un ciclo del passo, confermando il suo ruolo primario nel mantenimento e nella propulsione della locomozione [55]. Il trattamento delle patologie e dei traumi dell'articolazione dell'anca è stato caratterizzato da un'evoluzione significativa, passando da approcci conservativi a soluzioni

ortese che sempre più sofisticate. Storicamente, i dispositivi di supporto per l'anca erano principalmente realizzati in materiali rigidi come gesso, metallo e cuoio. Nella maggior parte dei casi, l'obiettivo consisteva nel raggiungimento di una completa immobilizzazione per favorire la guarigione di fratture o la correzione di deformità congenite, come nel caso della lussazione congenita dell'anca.

Un punto di svolta si è raggiunto con l'introduzione di materiali più leggeri e modellabili e con lo sviluppo di approcci terapeutici meno invasivi. In particolare, il progresso nell'ingegneria biomedica e nella scienza dei materiali ha permesso la transizione verso ortesi più confortevoli e funzionali, in grado di fornire un supporto dinamico [56]. In questo contesto, il progresso tecnologico ha determinato la comparsa di due tipi diversi di ortesi, rispettivamente "passive" e "attive".

Ortesi Passive ed Orteti Attive

- **Ortesi Passive:** Questi dispositivi agiscono principalmente come supporti meccanici statici. Il loro scopo è limitare o impedire il movimento di un'articolazione per favorire la stabilità, il riposo e la guarigione dei tessuti.
- **Ortesi Attive:** Rappresentano l'avanguardia tecnologica nel campo della Riabilitazione neurologica ed ortopedica. Questi dispositivi incorporano attuatori motorizzati, sensori e sistemi di controllo elettronici per fornire una forza motrice all'articolazione. A differenza delle ortesi passive, che limitano il movimento, le ortesi attive sono progettate per assistere, potenziare o addirittura ripristinare la funzionalità motoria [57]. Un esempio tipico è un esoscheletro robotico per l'anca. Quando un Utente indossa un esoscheletro robotico dell'anca per eseguire un esercizio di riabilitazione dell'andatura, il dispositivo trasmette le forze per azionare gli arti inferiori, tracciando la traiettoria di riabilitazione pianificata in modo lento, fluido e sicuro [58]. Queste tecnologie sono particolarmente promettenti nella Riabilitazione di Pazienti con lesioni del midollo spinale, ictus o malattie neuromuscolari, in quanto permettono un'assistenza al movimento e una riprogrammazione dei pattern motori [59].

3.1.2 Tecnologie Attuali e Materiali Avanzati

Le moderne ortesi dell'anca sfruttano materiali compositi (es. fibra di carbonio), in quanto quest'ultimi offrono un eccellente rapporto resistenza-peso, garantendo, allo stesso tempo, robustezza e leggerezza. I componenti metallici sono spesso realizzati con leghe di alluminio o titanio per la loro elevata biocompatibilità e resistenza alla corrosione. I componenti in tessuto vengono attualmente realizzati sfruttando polimeri ad alta elasticità e resistenza a rottura.

Inoltre, con l'integrazione di IMU, sensori di forza e di pressione e sistemi di feedback in tempo reale è possibile monitorare la cinematica dell'articolazione e l'interazione tra ortesi ed Utente.

3.2 ExoBand® Moveo®

ExoBand® è un'ortesi d'anca passiva concepita per supportare e migliorare la deambulazione in Soggetti con deficit motori prodotta da Moveo®. Prima di descrivere il prodotto, viene presentata l'Azienda Produttrice e la sua mission aziendale.

3.2.1 Azienda Moveo®

Moveo® S.r.l., con sede a Padova, nasce dall'esperienza decennale dell'ingegnere Fausto Panizzolo e da un percorso di ricerca avviato presso Harvard University. La *mission aziendale* è sviluppare dispositivi leggeri, semplici e confortevoli per incrementare l'autonomia e la qualità di vita di persone con difficoltà di deambulazione[60]. L'approccio alla base dello sviluppo dei loro dispositivi è detto **data-driven**. Quest'ultimo si fonda sull'uso sistematico di dati sperimentali e di monitoraggio per guidare ogni fase del progetto, dalla prototipazione alla validazione clinica. Inoltre, lo sviluppo dei dispositivi avviene mediante un approccio **evidence-based**; in particolare, integrando i dati ottenuti dai test con le migliori prove scientifiche disponibili, si garantisce che le soluzioni sviluppate rispondano a criteri di efficacia e sicurezza dimostrabili. Questa sinergia tra dati oggettivi e ricerca clinica assicura dispositivi affidabili e supportati da solide evidenze[61].

3.2.2 Descrizione del Dispositivo

ExoBand® è un'**ortesi d'anca passiva**, costituita da **una cintura e due cosciali** collegati da un **meccanismo elastico**. Tale sistema immagazzina l'energia prodotta nella fase iniziale del passo e la rilascia nella fase di spinta, facilitando l'attivazione dei flessori d'anca e promuovendo una deambulazione più efficiente[60].

L'uso previsto comprende:

- sostegno della deambulazione in Soggetti con disabilità motorie di origine neurologica o ortopedica [62]. Tra le patologie target rientrano[47]:
 - malattie neurodegenerative (Parkinson, sclerosi multipla, atassie),
 - neuromuscolari (distrofie, polineuropatie),
 - lesioni cerebrali acquisite (ictus, trauma, neoplasie),
 - lesioni midollari incomplete,
 - riabilitazione post-chirurgica (anca, ginocchio).
- miglioramento di una postura scorretta o patologica [62].

I benefici clinicamente osservati con l'impiego di ExoBand® comprendono:

- un marcato miglioramento della stabilità del tronco,
- una significativa riduzione del rischio di cadute,
- un incremento della distanza percorsa,
- il raggiungimento di un maggiore equilibrio e simmetria del cammino.

Diversi studi clinici hanno inoltre quantificato tali vantaggi [47]: nei Soggetti anziani è stata riscontrata una riduzione del costo metabolico del cammino di circa il 4%, mentre in Pazienti neurologici un programma di training di cinque settimane ha prodotto un aumento della capacità di deambulazione di circa il 15%, con incrementi della velocità di cammino fino al 14% rispetto alla sola fisioterapia.

Uno dei principali vantaggi dell'ortesi consiste nell'assenza di componenti attive come motori, sensori o batterie. In tale maniera, si consente inoltre un utilizzo prolungato senza necessità di ricarica o manutenzione elettronica. Allo stesso tempo, si mantiene il dispositivo leggero e facilmente gestibile.

3.2.3 Materiali e Componenti Principali

- **Cintura e meccanismo:**
 - guscio d'aria 100 % poliestere;
 - Cordura® (40 % cotone Lycra, 60 % poliammide);
 - fibra di nylon 618;
 - PVC 82 %/PES 18 %; spandex/poliestere;
 - ottone nichelato;
 - poliossimetilene (POM);
 - polipropilene;
 - resina poliammidica/poliuretanica;
 - leghe di acciaio inossidabile e magneti NdFeB; PTFE.
- **Cosciali:** materiali analoghi alla cintura, con aggiunta di acciaio zincato, manicotti in lega di alluminio e Dyneema® SK78 ad alta resistenza.

Il dispositivo è disponibile in **cinque taglie** (XS, S, M, L, XL) e le cinghie regolabili consentono l'adattamento a diverse morfologie corporee.

Cintura – Circonferenza bacino		Cosciali – Circonferenza coscia	
			
TAGLIA	CM	TAGLIA	CM
XS (5-10 ANNI)	60/75	XS	25/35
S	75/87	S	30/39
M	88/95	M	40/49
L	96/125	L	50/60
XL	126/140	XL	61/75

Figura 3.2: Taglie di Cintura e Cosciali

3.2.4 Posizionamento del Dispositivo

Il corretto posizionamento è essenziale per garantire efficacia e sicurezza:

1. Collocare la cintura all'altezza delle creste iliache anteriori (cfr. ingl. Anterior Superior Iliac Spine -ASIS) e allineare la parte posteriore con la colonna vertebrale.
2. Serrare la cinghia in velcro, mantenendo le fibbie scorrevoli in corrispondenza delle ASIS.
3. Agganciare i cosciali in prossimità della rotula, fissandoli con le ali in tessuto e regolando la tensione tramite il meccanismo del tenditore fino a percepire un "clic" che conferma il corretto innesto.



Figura 3.3: Corretto posizionamento di ExoBand®

Un'accurata applicazione e regolazione da parte di personale sanitario qualificato è indispensabile per evitare sovraccarichi, compressioni e per ridurre i rischi residui indicati nel manuale d'uso [62].

3.2.5 Limitazioni e Rischi Residui

Il dispositivo non è in grado di correggere gravi dismorfismi vertebrali, richiede un periodo di adattamento per raggiungere la massima efficienza e non deve essere utilizzato da donne in gravidanza o da Soggetti con patologie gravi dell'apparato locomotore senza valutazione medica. In particolare, il principale rischio riguarda l'inefficienza del dispositivo se il Paziente non ha controllo del tronco o fase estensoria del passo [47]. Il produttore segnala rischi residui inevitabili (ad es. irritazioni cutanee, dolori muscolari o lesioni da rilascio incontrollato degli elastici) che impongono un attento rispetto delle istruzioni d'uso.

3.2.6 Scheda Tecnica e Certificazioni

ExoBand® è classificato come **dispositivo medico di Classe I** ed è conforme al **Regolamento (UE) 2017/745** sui dispositivi medici, nonché alle norme **EN ISO 15223-1:2021** (norma relativa ai simboli per dispositivi medici), **EN ISO 20417:2021** (norma relativa alle informazioni fornite dal fabbricante) e **EN ISO 14971:2020** (norma relativa alla gestione del rischio) [62].

CAPITOLO 4 – Materiali e metodi

4.1 Caratteristiche e Finalità dello Studio

Lo studio ha arruolato un campione di Pazienti adulti (≥ 18 anni) ricoverati con diagnosi di sABI, risalente a non più di quattro mesi prima dell'inizio della ricerca. Lo scopo principale del presente studio consiste nella valutazione dell'efficacia dell'ortesi "ExoBand®", sviluppata da Moveo® tramite l'impiego di sensori inerziali (Ksensor+) realizzati da Khymeia®, in Pazienti neurologici acuti e sub-acuti. I Pazienti sono stati adeguatamente informati sulle finalità, modalità di esecuzione e rischi dello studio ed hanno dato il consenso informato per partecipare allo studio. Lo studio è stato condotto in conformità con la versione rivista della Dichiarazione di Helsinki [10].

4.1.1 Criteri di Inclusione

- Pazienti adulti (≥ 18 anni) con precedente diagnosi di sABI
- GCS=15¹⁹
- Diagnosi formulata in un periodo antecedente non superiore a giorni 120 al momento di inclusione nello studio
- Capacità (conservata o riacquisita) da parte del Soggetto di percorrere (anche in condizioni di non piena autonomia) un tragitto rettilineo di lunghezza pari a 10 m in maniera continuativa
- Presenza di lateralità di deficit, anche se di lieve entità
- Capacità (conservata o riacquisita) da parte del Soggetto di comprendere le finalità dello studio e di sottoscriverne apposito Consenso Informato

4.1.2 Criteri di Esclusione

- Pazienti non in possesso di suddetti criteri di inclusione
- Pazienti non inclini a sottoscrivere apposito Consenso Informato

4.1.3 Breve Descrizione dello Studio e Criteri Temporal

In questo studio, i Soggetti esaminati sono stati invitati a deambulare in un percorso rettilineo della lunghezza di *10 metri in 5 condizioni di valutazione diversa* (successivamente descritte). Durante questi test, gli angoli articolari delle principali articolazioni degli arti inferiori sono stati acquisiti mediante appositi sensori. Per ogni condizione di valutazione sono stati acquisiti due campioni ("andata" e "ritorno"), appositamente mediati aritmicamente nella valutazione finale per restituire valori quanto più veritieri.

Date le caratteristiche sperimentali della presente tesi, considerando la disponibilità della sede in cui la presente tesi è stata svolta e le peculiarità dei

¹⁹ Un punteggio di 15 alla GCS indica il livello massimo di coscienza: apertura spontanea degli occhi, risposta verbale orientata e risposta motoria adeguata. In altri termini, il paziente è completamente vigile e collaborante (cfr. Paragrafo 1.5.1)

criteri di inclusione, l'entità del campione da esaminare non è stata preventivamente definita. Al contrario, è stato introdotto un criterio temporale secondo il quale tutti i Soggetti in possesso di suddetti criteri di inclusione in un intervallo di sessanta giorni (a partire dal 01.08.2025) venissero arruolati all'interno dello studio.

4.1.4 Condizioni di Valutazione Osservate

Partendo da una posizione eretta, i Pazienti sono stati invitati a percorrere un tragitto rettilineo ed in piano, in ambiente chiuso e libero da ostacoli, della lunghezza di 10 metri in 5 diverse condizioni di valutazione. Tra una condizione e l'altra, sono state effettuate delle opportune pause per garantire il recupero e la sicurezza dei ai Soggetti arruolati.

I Pazienti avevano a disposizione, sul pavimento, due riferimenti spaziali: una linea rossa continua che indicava la direzione (per mantenere un cammino rettilineo) e due segmenti rossi, posti perpendicolarmente alla linea per indicare rispettivamente 5m e 10m.

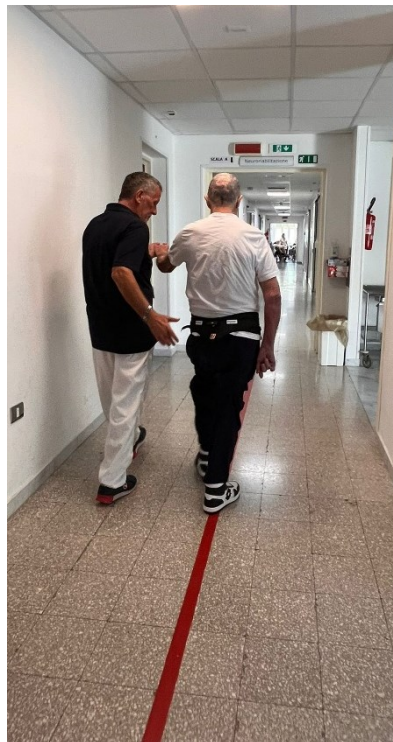


Figura 4.1: 10m walk test

Di seguito vengono riportate le diverse configurazioni in ordine di svolgimento delle attività (si veda anche tabella VI):

1. Valutazione senza utilizzo di ExoBand®; sensori posizionati sull'arto paretico.
2. Valutazione con utilizzo di ExoBand®, attivante solo sul l'arto paretico; sensori posizionati sull'arto paretico.

3. Valutazione con utilizzo di ExoBand®, attivante entrambi gli arti. Sensori posizionati sull'arto paretico.
4. Valutazione con utilizzo di ExoBand®, attivante entrambi gli arti. Sensori posizionati sull'arto privo di deficit di forza (da ora in poi definito "arto sano").
5. Valutazione senza utilizzo di ExoBand®; sensori posizionati sull'arto sano.

NUMERO TEST	POSIZIONAMENTO DEI SENSORI	UTILIZZO DELL'ORTESI
Test 1	Arto paretico	No
Test 2	Arto paretico	Sì, con cosciale solo sull'arto paretico
Test 3	Arto paretico	Sì, con cosciali su entrambi gli arti
Test 4	Arto sano	Sì, con cosciali su entrambi gli arti
Test 5	Arto sano	No

Tabella VI: Tabella descrittiva dei test eseguiti

4.1.5 Time-Points di Osservazione e Terapie Usuali (Usual Care)

Tutti i Pazienti arruolati si sono sottoposti almeno due volte per ciascuna settimana ad apposita valutazione. La durata massima del presente studio per ciascun Paziente è stata di 30 giorni. Per le valutazioni statistiche sono stati considerati tre time points (t_0 , t_1 , t_2 , corrispondenti rispettivamente al primo utilizzo di ExoBand®, a 15 giorni dal primo utilizzo, a 30 giorni dal primo utilizzo).

Tutti i Pazienti, per tutta la durata dello studio, sono stati sottoposti alle terapie riabilitative usuali²⁰ applicate convenzionalmente dal Centro, sede del presente studio. Durante le normali sessioni di fisio-chinesio-terapia, in particolare, vengono regolarmente eseguiti interventi di mobilizzazione passiva, esercizi assistiti o attivi, mobilizzazione e transfer posturali letto-carrozzina e viceversa, deambulazione con assistenza fisica, esercizi mirati ad aumentare l'autonomia nello svolgimento delle ADL. Si segnala che durante le regolari sessioni di fisio-chinesio-terapia, i Pazienti hanno potuto avere regolarmente accesso ad ExoBand®.

²⁰ I trattamenti usuali ("usual care") svolti fanno riferimento all'unità ad alta specializzazione riabilitativa per GCA (cod. 75). Una Persona affetta da GCA dopo la fase di ricovero ospedaliero per trattamenti rianimatori o neurochirurgici, dopo la fase acuta e post acuta, è in genere sottoposta ad interventi medico-riabilitativi di tipo intensivo, anch'essi da effettuare in regime di ricovero ospedaliero. Tali trattamenti possono durare da alcune settimane ad alcuni mesi. Nella maggior parte dei casi, dopo la fase di ospedalizzazione, permangono sequele che rendono necessari interventi di carattere sanitario e sociale a lungo termine, volti ad affrontare menomazioni e disabilità persistenti, e difficoltà di reinserimento familiare, sociale, scolastico e lavorativo.

4.2 Set Up dei Sensori & Ortesi

L'analisi svolta sulla deambulazione dei Pazienti è stata possibile grazie all'impiego dei sensori (K-SENSOR+) realizzati da Khymeia® e dell'ortesi realizzata da Moveo®.



Figura 4.2: HomeKit VRRS Engine (a) e Khymeia® Sensors (b)

In particolare sono stati utilizzati 3 sensori inerziali (Fig. 4.1); posizionati rispettivamente S1 sul dorso del piede, S2 sulla tibia, S3 sull'anca nella medesima configurazione di S2 (Fig. 4.2). Il posizionamento dei sensori è stato possibile grazie all'utilizzo di fasce in velcro presenti nell'HomeKit ®²¹ di Khymeia® (Fig. 4.1). L'ortesi invece è stata posizionata seguendo le istruzioni indicate nel fascicolo illustrativo, rispettando tutti i criteri.

²¹ Il sistema HomeKit VRRS Engine, sviluppato da Khymeia®, rappresenta una delle soluzioni più avanzate per la tele-riabilitazione domiciliare. Il dispositivo è progettato per consentire attività riabilitative non solo di tipo cognitivo, logopedico e respiratorio, ma anche motorio, con un approccio integrato che sfrutta la realtà virtuale e la supervisione a distanza [40]. Secondo la normativa europea, il sistema è classificato come dispositivo medico di classe I ai sensi del Regolamento (UE) 2017/745 e come apparecchio elettromedicale di classe II secondo la classificazione IEC 60601. Inoltre, esso è certificato come apparecchio elettromedicale con parti applicate di tipo B, ovvero con un livello di protezione adeguato al contatto diretto con il Paziente.



Figura 4.3: Posizionamento Sensori (a) e dell'ortesi (b)

I sensori, disposti su entrambi gli arti (prima su quello paretico e poi su quello sano), hanno permesso di raccogliere una maggiore quantità di dati relativi alla GA. In questo modo è stato possibile confrontare le misurazioni tra i due arti e tra i vari task eseguiti dai Soggetti.

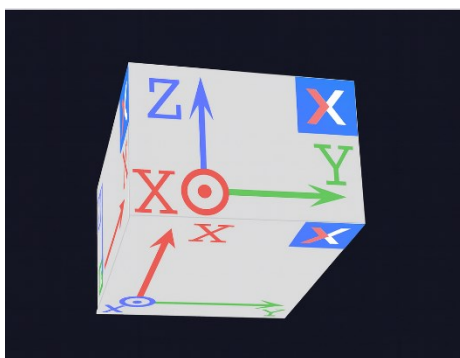


Figura 4.2: Sensor (digital view) all'interno del software Xsens MT Manager 2022.2

Per acquisire i dati dai sensori è stato utilizzato il software *Xsens MT Manager 2022.2*. I dati restituiti dal software in formato txt, sono stati elaborati per mezzo di un apposito algoritmo realizzato in MATLAB® ²² (data l'importanza dell'algoritmo per lo svolgimento della presente tesi, è stato dedicato un intero capitolo alla sua discussione). Le features estratte per mezzo dell'algoritmo, racchiuse in tabelle sono state riorganizzate in Microsoft Excel® (Microsoft

²² MATLAB® è un prodotto di Mathworks, ditta specializzata nello sviluppo di software per il calcolo e la simulazione

Corporation, Redmond, Washington) [63], per poter essere ulteriormente processate con il software di analisi statistica MedCalc® (MedCalc® Software Ltd., Ostend, Belgium) [64].

4.3 Analisi Statistica dei Parametri di Deambulazione

La valutazione della deambulazione nei Pazienti con GCA in fase acuta risulta di notevole rilevanza. Nel presente studio sono stati coinvolti Pazienti (successivamente denominati P, con numerazione a seguire, in base alla data di inclusione nello studio), sottoposti, a cinque diverse prove di camminata (Test 1–5), eseguite con o senza ausilio ortesico e con posizionamento dei sensori inerziali sia sull'arto paretico sia su quello sano (tabella VI). Da ogni test, per la successiva analisi statistica sono stati considerati due parametri cinematici fondamentali: l'ampiezza di flesso-estensione (FE) e quella di estenso-flessione (EF) dell'articolazione dell'anca

L'obiettivo principale dello studio consisteva nella valutazione dell'efficacia dell'ortesi, confrontando le condizioni “con” e “senza” l'utilizzo dell'ortesi nello stesso Paziente, sull'arto paretico e gli eventuali effetti sull'arto sano.

Per condurre l'analisi sono stati utilizzati diversi approcci statistici mediante il software MedCalc®, ampiamente validato per l'analisi biomedica. La scelta dei test statistici si è basata sulla natura dei dati, sulla numerosità dei campioni e sulla verifica delle assunzioni di base. Prima di descrivere i test utilizzati è opportuno fare un piccolo richiamo su test parametrici e non parametrici.

4.3.1 Differenza tra Test Parametrici e Non Parametrici

I **test parametrici** appartengono alla famiglia dei metodi statistici che si basano su alcune assunzioni fondamentali relative alla distribuzione dei dati. In particolare, assumono che i dati o più frequentemente le differenze tra coppie di dati analizzate provengano da una *distribuzione normale*. Questa condizione è cruciale perché i test parametrici basano la stima delle probabilità (p-value) su proprietà teoriche della distribuzione normale. Questi test sono potenti quando le condizioni sono rispettate, ma possono produrre risultati distorti in presenza di deviazioni marcate da tali assunzioni [65]. In campioni di piccole dimensioni ($n < 30$), la deviazione dalla normalità può condizionare pesantemente la validità del test. Un'ulteriore assunzione dei test parametrici è che i gruppi confrontati presentino una *varianza simile*. La violazione di questa assunzione (eteroschedasticità) può portare a una sovrastima o sottostima della significatività.

I **test non parametrici** sono stati sviluppati per ridurre la dipendenza da presupposti distribuzionali. Essi operano infatti non sui valori grezzi, ma sui *ranghi dei dati*. Ogni valore viene ordinato in base alla sua grandezza, e le analisi statistiche si fondano sulle differenze di posizione (ranghi medi) piuttosto che su differenze assolute di media o varianza. Questo approccio li rende meno sensibili alle deviazioni dalla normalità o all'eterogeneità delle varianze. Ciò comporta una

maggior robustezza rispetto ai test parametrici in condizioni di distribuzione non normale o campioni piccoli, a fronte però di una minore potenza statistica quando invece le condizioni parametriche sono rispettate.[66].

In questo studio sono stati dunque applicati:

- **Paired samples t-test** e per i confronti tra I test eseguiti dallo stesso Paziente, parametrico.
- **Analisi di regressione lineare** per modellizzare l'andamento temporale di ciascun Paziente.

L'utilizzo combinato di questi strumenti ha consentito di delineare un quadro articolato dell'efficacia dell'ortesi.

4.3.2 Paired Samples t-Test

La struttura dei dati a disposizione, dopo una piccola riorganizzazione su Microsoft Excel®, ha permesso un confronto tra i valori ottenuti in ogni test dallo stesso Paziente (stesse sedute, stesso Soggetto, misure ripetute). Questo configura un **disegno appaiato (paired)**: ogni misura “con ortesi” ha la sua controparte “senza ortesi” (o con diversa configurazione ortesica) nello stesso individuo. In statistica, ciò richiede un test che lavori sulle differenze intra-Soggetto ($\Delta =$ condizione B – condizione A), controllando la variabilità inter-individuale e massimizzando la potenza del confronto.

Il **paired samples t-test** valuta se la media delle differenze tra due condizioni appaiate è diversa da zero (ipotesi nulla: $\mu\Delta = 0$). Lavora dunque sull'insieme delle differenze (una per ogni seduta del Paziente) e verifica, tramite la statistica t , se l'osservato è compatibile con l'ipotesi di assenza di effetto. MedCalc® esplicita chiaramente questa formulazione e, per impostazione predefinita, riporta **p-value a due code** [67]. Questo test si fonda su delle assunzioni, ovvero:

- **Scala metrica/continua** delle misure e **indipendenza** delle coppie (le N differenze di uno stesso Paziente devono essere generate da sedute distinte).
- **Normalità delle differenze (Δ)**: è l'assunzione chiave in un paired t-test. Non si richiede omoscedasticità “tra gruppi” (qui non ci sono gruppi indipendenti), ma è **buona pratica** verificare che le **differenze** siano approssimativamente gaussiane (Shapiro–Wilk o Shapiro–Francia) e che non vi siano outlier estremi in Δ^{23} .

²³ Nell'utilizzo del software, per valutare la normalità è stato utilizzato il Shapiro-Wilk sulla serie delle differenze, come proposto dal software di analisi stesso.

Il paired samples t-test è stato eseguito per i seguenti confronti su ogni Paziente:

- Confronto dei risultati relativi all'arto paretico: Test 1 vs Test 2 (senza l'utilizzo dell'ortesi rispetto all'utilizzo della stessa sul solo arto paretico)
- Confronto dei risultati relativi all'arto paretico: Test 1 vs Test 3 (senza l'utilizzo dell'ortesi rispetto all'utilizzo della stessa su entrambi gli arti)
- Confronto dei risultati relativi all'arto paretico: Test 2 vs Test 3 (con l'utilizzo dell'ortesi sul solo arto paretico rispetto all'utilizzo della stessa su entrambi gli arti), questo confronto è stato effettuato per valutare la migliore condizione di utilizzo del dispositivo
- Confronto dei risultati relativi all'arto sano: Test 5 vs Test 4 (senza l'utilizzo dell'ortesi rispetto all'utilizzo della stessa su entrambi gli arti), questo confronto è stato effettuato per valutare se il dispositivo genera dei miglioramenti nella deambulazione anche sull'arto sano.

4.3.3 Analisi di Regressione Lineare

Dai dati ottenuti grazie al software realizzato su MATLAB®, ed una prima riorganizzazione degli stessi su Microsoft Excel® è stato possibile eseguire un test di regressione lineare sul software MedCalc®. Ovvero, per ciascun Paziente e ciascun test (ogni test è composto da 2 set di dati uno relativo alla FE ed uno alla EF), è stata stimata una regressione lineare semplice con il tempo (indice delle sessioni di svolgimento di ogni test) come variabile indipendente (X) e il parametro cinematico come variabile dipendente (Y). L'equazione generale è:

$$Y_i = \alpha + \beta X_i + \varepsilon_i$$

Dove β (pendenza, "slope") quantifica la variazione della media per unità di tempo: $\beta > 0$ indica miglioramento nel tempo (valori crescenti), altrimenti peggioramento. MedCalc® fornisce α (intercetta), β , IC95%²⁴ dei coefficienti, statistica t e p-value, oltre a R^2 e tabella ANOVA del modello. Inoltre MedCalc® esegue il test F del modello, equivalente al t test, sulla pendenza nella regressione semplice [68].

Questo test richiede che i residui ε_i rispettino alcune condizioni:

- **Normalità dei residui:** verificabile con test formali (es. Shapiro–Wilk, D'Agostino–Pearson) o con ispezione grafica (istogramma, Q–Q plot). Nel caso specifico dei suddetti dati è stato eseguito il Shapiro–Wilk.
- **Omoschedasticità** (varianza costante dei residui) e **linearità** della relazione: ispezionabili con grafico **residui vs valori attesi** (assenza di pattern a imbuto) e con **diagramma di dispersione** + retta di regressione.

²⁴ **IC95% (Intervallo di Confidenza al 95%):** intervallo di valori entro il quale, con una probabilità del 95%, si trova il vero valore del parametro stimato (ad esempio la media o la pendenza della regressione). Un IC95% che non include lo zero indica che l'effetto stimato è statisticamente significativo al livello $\alpha=0,05$.

Nel caso specifico dei suddetti dati è stato visualizzato il diagramma di dispersione con la retta di regressione.

- **Indipendenza dei residui:** in dati longitudinali (serie per sessione) è buona pratica controllare l'assenza di autocorrelazione (es. tramite test dedicati); in MedCalc® la verifica è supportata dall'ispezione grafica dei residui nel tempo.

CAPITOLO 5 - Algoritmo in MATLAB®

In questo capitolo viene presentato l'algoritmo sviluppato in MATLAB®, utilizzato per l'elaborazione dei dati acquisiti durante i test motori svolti dai Pazienti durante il suddetto studio. Lo scopo dell'algoritmo è quello di ottenere i parametri di flessione ed estensione dell'articolazione coxo-femorale relativi ad ogni test svolto da ogni Paziente durante le sessioni di acquisizione. Questo al fine di effettuare una successiva analisi statistico-clinica sull'efficacia del dispositivo ExoBand® in Pazienti che hanno subito una GCA. L'algoritmo permette inoltre di ottenere informazioni fondamentali per la GA quali:

- L'identificazione degli eventi contatto iniziale del piede al terreno, appoggio totale del piede al suolo²⁵ e distacco del piede dal terreno,
- Il numero e la durata dei passi eseguiti dai Pazienti in ogni test,
- Le percentuali delle fasi di stance e swing in ogni passo, nonché i valori medi,
- Le curve articolari di anca ginocchi e caviglia,
- Le curve rappresentative del movimento sei segmenti corporei (piede, tibia, femore),
- I valori massimi di flessione ed estensione per ogni articolazione, accompagnati dagli indici percentuali (del ciclo del passo) in cui si verificano.

Dapprima verranno illustrate le basi logiche che guidano il processo di analisi, con particolare riferimento all'estrazione delle curve relative ai segmenti corporei e agli angoli di flessione ed estensione delle articolazioni degli arti inferiori nonché alla definizione delle *features* di interesse ai fini dell'analisi statistica. Successivamente sarà proposta una descrizione dettagliata delle singole sezioni del codice e delle funzioni implementate nello script principale, evidenziandone il ruolo all'interno del flusso operativo complessivo.

5.1 Logica dell'Algoritmo

L'algoritmo sviluppato in MATLAB® per l'elaborazione dei dati inerziali segue una struttura sequenziale, articolata in fasi ben definite. Per una maggiore chiarezza, la logica del codice è rappresentata attraverso un diagramma di flusso (Figura 5.1), che sintetizza visivamente i passaggi principali. Parallelamente viene descritto il flusso logico in forma testuale, così da offrire una comprensione completa e coerente del processo.

²⁵ Piede a contatto con il suolo in posizione parallela allo stesso

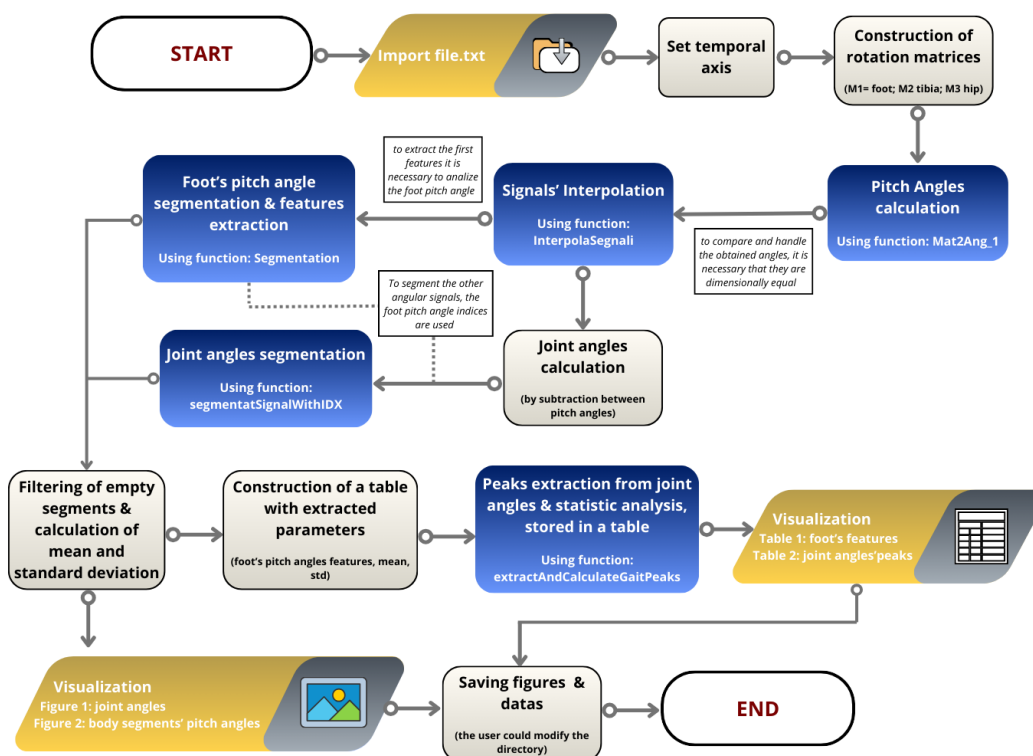


Figura 5.1: Flow Cart descrittivo dell'algoritmo MATLAB®

Il punto di partenza è costituito dall'importazione dei file .txt prodotti dal software *Xsens MT Manager*, contenenti i dati grezzi acquisiti dai sensori. Per ogni acquisizione, il software genera un file .mtb da cui vengono estratti i tre file .txt, ciascuno corrispondente a un sensore (piede, tibia, femore).

MT_012100F3_000.mtb	16/07/2025 10:06	File MTB	673 KB
MT_012100F3_000-000_00B4CAFO	16/07/2025 10:07	Documento di testo	525 KB
MT_012100F3_000-000_00B4CB9F	16/07/2025 10:07	Documento di testo	522 KB
MT_012100F3_000-000_00B4CBA7	16/07/2025 10:07	Documento di testo	518 KB

Figura 5.2: File.mtb e file.txt

Questi file includono informazioni fondamentali (Figura 5.2) quali: il *Packet Counter*, le accelerazioni lineari sui tre assi, le velocità angolari e i nove valori della matrice di rotazione (3×3).

- *Packet Counter*: contatore che assicura la corretta sequenza temporale dei campioni.
- *Accelerazioni (X, Y, Z)*: misurate in m/s^2 .
- *Velocità angolari (X, Y, Z)*: misurate in rad/s .
- *Matrice di rotazione 3×3*: descrive l'orientamento del sensore rispetto a un sistema di riferimento globale.

```

// General information:
// MT Manager version: 2022.2.0
// SDK version: 2022.2.0 build 7381 rev 124627 built on 2023-07-19
// Device information:
// DeviceId: 000ACAB0
// ProductCode: HW2-3A766
// Firmware Version: 4.6.0
// Hardware Version: 2.0.0
// Device settings:
// Filter Profile: human(46.1)
// Option Flags: Orientation Smoother Disabled, Position/Velocity Smoother Disabled, Continuous Zero Rotation Update Disabled, AWS Disabled, ICC Disabled
// Coordinate system: ENU
PacketCounter  Acc_X      Acc_Y      Acc_Z      Gyr_X      Gyr_Y      Gyr_Z      Mat[1][1]  Mat[2][1]  Mat[3][1]  Mat[1][2]  Mat[2][2]  Mat[3][2]  Mat[1][3]
15500  4.424971  -0.659826  9.152442  0.001651  0.002521  0.006422  -0.854368  0.286245  0.433727  -0.343936  -0.937127  -0.059816  0.399594
15509  4.440391  -0.612865  9.226322  0.007737  0.003357  0.006122  -0.854378  0.286210  0.433730  -0.343882  -0.937159  -0.059778  0.399594
15510  4.420561  -0.624516  9.252340  0.006891  0.003322  0.004673  -0.854377  0.286203  0.433737  -0.343861  -0.937169  -0.058943  0.399615
15511  4.403925  -0.626660  9.210003  0.003345  0.002287  0.010919  -0.854462  0.285931  0.433740  -0.343575  -0.937272  -0.059566  0.399600
15512  4.468516  -0.628870  9.218187  0.001487  0.005356  0.008347  -0.854481  0.285894  0.433735  -0.343541  -0.937285  -0.059990  0.399668
15513  4.442614  -0.618214  9.259608  0.004515  0.006930  0.011445  -0.854553  0.285730  0.433702  -0.343360  -0.937349  -0.059005  0.399670
15514  4.416573  -0.616919  9.200007  -0.000115  0.005147  0.000422  -0.854572  0.285692  0.433691  -0.343331  -0.937357  -0.059042  0.399655
15515  4.326111  -0.766962  9.210257  0.001591  0.003851  0.008146  -0.854560  0.285737  0.433685  -0.343390  -0.937334  -0.059060  0.399629
15516  4.398290  -0.666861  9.196342  0.000496  -0.000698  0.006096  -0.854547  0.285709  0.433727  -0.343379  -0.937336  -0.059089  0.399666
15517  4.421476  -0.660341  9.194007  0.000316  0.004717  0.001975  -0.854591  0.285588  0.433721  -0.343242  -0.937307  -0.059081  0.399602
15518  4.415342  -0.637447  9.200561  -0.000243  0.002835  0.001925  -0.854578  0.285686  0.433734  -0.343269  -0.937376  -0.059091  0.399696
15519  4.415132  -0.637490  9.200658  0.001586  0.001265  0.001173  -0.854599  0.285512  0.433754  -0.343173  -0.937411  -0.059090  0.399733
15520  4.438107  -0.638970  9.195080  -0.001042  0.007509  0.000022  -0.854597  0.285562  0.433725  -0.343225  -0.937392  -0.059104  0.399693
15521  4.453230  -0.584300  9.232515  -0.000487  0.005671  0.003850  -0.854637  0.285468  0.433709  -0.343128  -0.937425  -0.059132  0.399689

```

Figura 5.3: Tabella contenuta nel file.txt

Una volta importati i dati, si procede con la **definizione dell'asse temporale**. A tal fine è necessario definire la frequenza di campionamento. Questa, non è esplicitata nei file .txt, ma risulta necessaria per ricostruire correttamente la variabile temporale. In particolare viene scelta tra 10, 40, 100 o 120 Hz, ovvero i valori che possono essere selezionati all'interno del software *Xsens MT Manager*. Nelle acquisizioni effettuate è stata scelta la frequenza di 100Hz ed è stata riportata come tale nell'algoritmo.

In questa fase viene inoltre verificata la coerenza²⁶ tra i sensori. In particolare, viene eseguito un confronto tra le dimensioni della colonna Packet Counter per verificare se tutti e 3 i sensori abbiano acquisito lo stesso numero di dati. Se così non dovesse essere si procederà con un'apposita funzione (`interpolaSegnali`) ad uniformare i dati.

Successivamente, i dati delle nove colonne relative alla matrice di rotazione vengono riorganizzati per ricostruire la **matrice 3×3 di rotazione** per ciascun campione temporale. A partire da tali matrici, attraverso la funzione `Mat2Ang_I`, vengono calcolati gli **angoli di Tait-Bryan** (Roll, Pitch, Yaw). Per le successive analisi verrà utilizzato solo l'angolo di pitch, che riflette direttamente i movimenti di flessione ed estensione dei segmenti corporei e delle articolazioni considerate.



Figura 5.4: Sezione iniziale dell'algoritmo

Per poter confrontare i dati provenienti dai diversi sensori, è necessario che i segnali abbiano la stessa dimensione, ovvero lo stesso numero di campioni distribuiti sugli stessi istanti temporali, così da garantire una corrispondenza univoca tra i dati di ciascun sensore. Tale condizione è garantita dall'**interpolazione** (funzione `interpolaSegnali`), che uniforma i segnali (angolo di pitch di ogni segmento corporeo, estratti da S1, S2, S3) e corregge eventuali valori mancanti.

Una volta ottenuti i segnali coerenti, è possibile calcolare gli **angoli articolari** per caviglia e ginocchio ed anche mediante sottrazione punto a punto dei pitch dei segmenti distali e prossimali corrispondenti. A questo livello viene applicato un offset angolare, che si ottiene sottraendo la posizione di partenza in modo da allineare i segnali alla configurazione di riferimento (0°), da cui si fa convenzionalmente iniziare il movimento articolare.

²⁶ se uno o più sensori non riesce ad acquisire correttamente i dati inserisce dei NaN nel file.txt

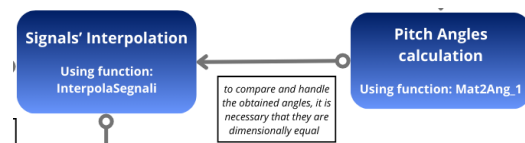


Figura 5.5: Funzioni Mat2Ang_1 ed InterpolSegnali

La fase successiva riguarda la **segmentazione dei passi**. Tramite la funzione *segmentation*, si analizza l'andamento del pitch del piede, individuando automaticamente gli eventi caratteristici del ciclo del passo (la descrizione dettagliata della funzione e delle sue modalità di implementazione verrà presentata nella sezione successiva 5.2 *descrizione dell'algoritmo*):

- Contatto iniziale del piede con il terreno (cfr. ingl. Heel Strike -HS),
- Distacco del piede dal terreno (cfr. ingl. Toe Off -TO)
- Piede completamente a contatto con il terreno (cfr. ingl. Foot Flat -FF²⁷).

In base agli indici temporali di tali eventi, il segnale viene suddiviso in segmenti corrispondenti a singoli passi validi²⁸ (il segnale continuo rappresentativo della deambulazione del Soggetto viene rappresentato come una successione di passi). Contestualmente, vengono calcolate le prime features temporali: durata di ciascun passo [s] e percentuali relative delle fasi di stance e swing (ottenute dal calcolo della durata temporale di ogni fase).

Gli indici dei passi validi estratti vengono poi utilizzati dalla funzione *segmentSignalWithIDX* (il funzionamento quest'ultima è illustrato in dettaglio nella sezione successiva 5.2 *descrizione dell'algoritmo*) per segmentare in modo coerente anche i segnali relativi ai sensori posizionati su tibia e femore, nonché dei segnali relativi alle articolazioni di caviglia ginocchio ed anca; garantendo un'analisi articolare sincronizzata. Ovvero ogni segnale, relativo ai segmenti corporei ed alle articolazioni, risulta suddiviso in segmenti consecutivi, corrispondenti ai passi svolti dal Soggetto.

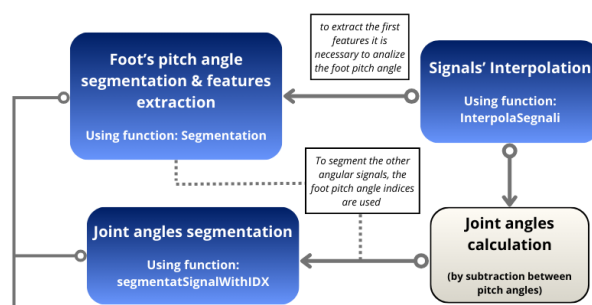


Figura 5.6: Funzioni Segmentation e segmentSignalWithIDX

Terminata la segmentazione, si procede alla **rimozione** dei segmenti vuoti o non considerati validi, assicurando che l'elaborazione sia basata su passi reali e

²⁷ Nell'algoritmo si fa riferimento a questo evento come *zero_cross*, in quanto coincide con l'attraversamento per la linea degli zero gradi del segnale di pitch

²⁸ Un passo viene considerato valido quando compreso tra due eventi consecutivi di Heel Strike, posti ad una distanza di almeno 0.2 s (in campioni)

corretti (le motivazioni e la logica di esclusione dei segmenti vuoti saranno chiarite nella sezione successiva 5.2 *descrizione dell'algoritmo*). Su questa base, l'algoritmo calcola le **curve medie** e le **deviazioni standard** dei cicli di cammino per ogni sensore e articolazione.

La rappresentazione grafica (Figura 5.6 e 5.7) permette di visualizzare sia i segnali grezzi sia i cicli medi normalizzati a 100 campioni, con indicazione degli eventi principali (HS, TO, FF/zero-cross). Le procedure per la costruzione delle curve medie e per il calcolo della deviazione standard, nonché la descrizione dettagliata della rappresentazione grafica saranno approfondite nella sezione successiva 5.2 *descrizione dell'algoritmo*.

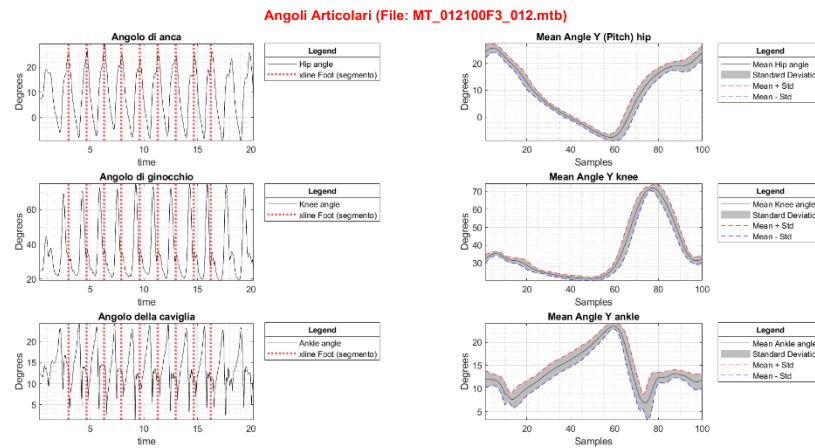


Figura 5.7: Rappresentazione angoli articolari

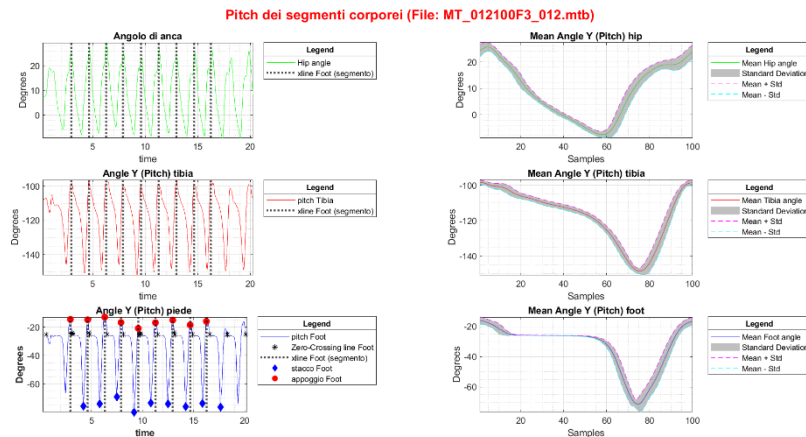


Figura 5.8: Rappresentazioni angoli di pitch dei segmenti corporei

Parallelamente, viene effettuata l'**estrazione dei picchi articolari** (massima flessione ed estensione in ogni angolo articolare) mediante la funzione *extractAndCalculateGaitPeaks*. Questa fase identifica i valori massimi di flessione ed estensione per ogni articolazione, all'interno di ciascun ciclo del passo nelle finestre temporali di riferimento²⁹ -citate di seguito-. La funzione restituisce per ciascuna articolazione i valori medi di picco, le deviazioni standard

²⁹ Le finestre temporali degli eventi di massima estensione e/o flessione delle articolazioni, sono indicate nella letteratura scientifica sfruttando indici percentuali.

(StD) e la posizione percentuale dei picchi all'interno del ciclo (anche questi in valore medio ed StD).

Finestre temporali degli eventi di massima flessione ed estensione secondo la letteratura scientifica, indicate tramite indici percentuali.

- **Per l'anca** vengono isolati la *flessione all'initial contact* (0–15%), la *flessione massima in terminal swing* (70–100%) e l'*estensione in terminal stance* (circa 30–80%) [69];
- **Per il ginocchio** si considerano la *flessione in loading response* (5–20%), la *flessione massima in initial swing* (55–90%) e le *estensioni in initial contact* (1–10%) e in *mid-terminal stance* (30–50%)[70];
- **Per la caviglia**, infine, sono individuate la *dorsiflessione che attraversa mid e terminal stance* (5–70%) e in *swing* (60–100%), oltre alle *plantarflessioni in loading response* (1–15%) e in *pre-swing* (50–85%) [71] [72].

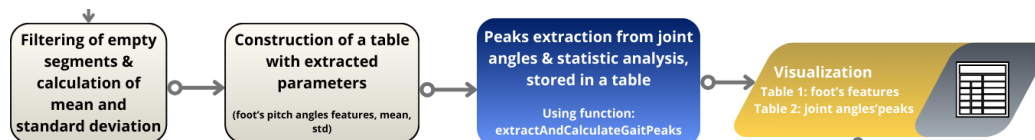


Figura 5.9: Estrazione delle features di interesse e costruzione delle tabelle riepilogative

Infine, tutti i dati vengono archiviati. Le figure sono salvate in formato .png (per la consultazione rapida) e .fig (per eventuali modifiche future in MATLAB®), mentre i dati numerici sono salvati in file .mat, che includono tabelle (salvate anche in formato .xlsx), indici degli eventi, variabili di riferimento e strutture con i dati dei picchi.

5.2 Descrizione dell'Algoritmo

Il codice sviluppato in MATLAB®, come precedentemente citato, rappresenta il nucleo operativo dell'analisi dei dati acquisiti dai sensori inerziali. La sua struttura segue la logica schematizzata nel diagramma di flusso e si articola in blocchi funzionali che corrispondono alle diverse fasi di elaborazione. In questa sezione verrà approfondito ogni singolo blocco e verranno descritte in modo accurato le funzioni utilizzate.

In apertura, è utile precisare la corrispondenza tra i file e i distretti anatomici:

- il file.txt relativo al **sensore_1** corrisponde ai dati provenienti dal **pie**de (foot),
- il file.txt relativo al **sensore_2** corrisponde ai dati provenienti dalla **tibia**,
- il file.txt relativo al **sensore_3** corrisponde ai dati provenienti dal **femore**³⁰ (hip);

³⁰ In questo caso è necessario fare una precisazione. I dati estratti dal sensore 3 sono relativi al segmento corporeo del femore, questi stessi dati vengono anche usati per descrivere l'angolo

questa mappatura viene mantenuta coerente lungo tutto il flusso ed è già riflessa nelle variabili.

5.2.1 Main Script

Nella fase iniziale vengono importati i file .txt generati dal software *Xsens*, che contengono le informazioni relative a piede, tibia e femore. I dati sono letti e organizzati in matrici, in modo da separare le componenti necessarie all'analisi. Successivamente si definisce la **frequenza di campionamento** e si costruisce un **asse temporale coerente** per i tre sensori, uniformando le lunghezze dei vettori ed eliminando eventuali incongruenze. Per migliorare l'affidabilità dell'analisi, la finestra iniziale e finale dei segnali viene esclusa per evitare eventi spurii, mantenendo solo l'intervallo utile

Il seguente blocco mostra come vengono caricati i dati e impostata la frequenza di campionamento, con la costruzione dell'asse temporale:

```
sensore_1 = importdata('MT_012100F3_029-000_00B4CAF0.txt');
sensore_2 = importdata('MT_012100F3_029-000_00B4CBA7.txt');
sensore_3 = importdata('MT_012100F3_029-000_00B4CB9F.txt');

data_foot = sensore_1.data;
data_tibia = sensore_2.data;
data_hip   = sensore_3.data;
```

```
Fs = 100; % Frequenza di campionamento
t_1 = time/Fs; t_2 = time/Fs; t_3 = time/Fs;
```

A partire dai dati grezzi si ricostruiscono le matrici di rotazione 3×3 per ciascun sensore, che vengono poi trasformate negli **angoli di Tait-Bryan** (Roll, Pitch, Yaw) mediante la funzione dedicata `Mat2Ang_1` (descritta nel dettaglio successivamente). Nel presente lavoro si adotta la convenzione “ZXY”, particolarmente adatta a rappresentare il movimento analizzato; la funzione gestisce inoltre in modo esplicito le condizioni di *gimbal lock*³¹, così da restituire angoli robusti anche nei casi limite. Tra i tre angoli, il pitch costituisce la variabile principale perché direttamente associata ai movimenti di flessione estensione. L'estrazione avviene come segue:

```
Ang_1_ZXY = Mat2Ang_1(M_1, 'ZXY');
Ang_2_ZXY = Mat2Ang_1(M_2, 'ZXY');
Ang_3_ZXY = Mat2Ang_1(M_3, 'ZXY');
```

Per rendere confrontabili i dati provenienti dai tre sensori, i segnali vengono uniformati su un asse temporale comune ed eventuali valori mancanti sono colmati. Questo doppio passaggio è realizzato dalla funzione `interpolaSegnali`

articolare dell'anca. Non essendoci un quarto sensore posizionato sul tronco, l'angolo relativo all'articolazione coxo femorale è ottenuto considerando l'angolo di pitch di tale sensore.

³¹ Il *gimbal lock* è una singolarità nelle rappresentazioni con angoli di Eulero/Tait-Bryan: quando l'angolo centrale fa allineare due assi di rotazione (ad es. nell'ordine **ZXY** con *pitch* $\approx \pm 90^\circ$), si perde un grado di libertà e *roll* e *yaw* diventano indistinguibili, con soluzioni non univoche e instabilità numeriche; per evitarlo si adottano accorgimenti software (come in questo caso) o si usano quaternioni

(descritta successivamente), che prima riallinea i segnali sul vettore temporale più lungo e poi esegue un'interpolazione lineare sui NaN, per ottenere tracce continue e sincronizzate; l'operazione avviene con il seguente richiamo:

```
[AngoliInterpolati, t_comm_final] =  
interpolaSegnali(AngoliDaInterp, TempiDaInterp);
```

Gli angoli articolari vengono quindi ricavati per differenza tra i pitch dei segmenti distali e prossimali: l'angolo articolare della caviglia, per esempio, si ottiene come pitch del piede meno pitch della tibia.

```
Ang_Ankle_ZXY.y = Ang_1_ZXY_interp - Ang_2_ZXY_interp;
```

In questa sezione di codice viene applicato un offset angolare, che si ottiene sottraendo la posizione di partenza, per allineare i segnali alla configurazione di riferimento (0°), da cui si fa convenzionalmente iniziare il movimento articolare.

Una volta ottenuti gli angoli di ogni segmento corporeo e di ogni articolazione si procede con la segmentazione del ciclo del passo, a partire dall'analisi del pitch del piede. La funzione `segmentation` (descritta in seguito) individua automaticamente gli eventi caratteristici: HS, TO, FF/ zero_cross.

Dopo l'operazione di **allineamento** (sottrazione del valore iniziale del sensore) e la definizione del tempo di campionamento, all'interno della funzione gli **attraversamenti dello zero** (FF) sono individuati tramite il cambio di segno del segnale (`diff(sign(...))`), distinguendo passaggi da + a - e da - a +. Per le analisi successive però si considerano solo i passaggi da + a -.

A partire dagli indici di due FF (zero_cross) consecutivi, vengono individuati gli eventi di **Heel Strike (HS)** tramite il comando `findpeaks`. Viene imposta un'altezza minima di picco di 20° e una distanza minima tra picchi $\approx 0,2 \text{ s}^{32}$ (in campioni), così da evitare duplicazioni. Il **Toe Off (TO)** è il minimo locale interno a ciascun intervallo delimitato da HS consecutivi (che viene assunto come passo valido). La funzione richiede almeno due HS per procedere e scarta eventuali passi (due picchi consecutivi che superano i 20° ma con distanza minima inferiore a 0,2 s). questa porzione di segnale scartata come passo viene inglobata nel successivo passo considerato valido.

Suddiviso il segnale del piede da un evento di HS al successivo (tramite gli indici temporali di tali eventi), che identifica così un ciclo di passo completo; per ogni ciclo viene calcolata la **durata totale** [s] e la scomposizione in **stance** (HS→TO) e **swing** (TO→HS successivo), riportando **durate assolute e percentuali** sul ciclo. È inoltre verificata la coerenza che *stance + swing = durata del passo*.

Gli intervalli temporali identificati, corrispondenti ad ogni passo valido, sono successivamente utilizzati per segmentare in modo coerente i segnali relativi ai pitch dei segmenti corporei di tibia, femore e gli angoli articolari. Ciò avviene attraverso la funzione `segmentSignalWithIDX` (descritta successivamente), che

³² Questa soglia temporale era stata inizialmente fissata a 0,5 s, ma con il progredire del miglioramento nella deambulazione dei Soggetti è stata abbassata

normalizza ciascun ciclo a 100 campioni (0–100% del ciclo del passo) con `linspace + interp1`, così da abilitare il confronto punto-a-punto tra cicli di diversa durata e il calcolo di **medie** e **deviazioni standard**. I segmenti troppo corti sono lasciati vuoti e saranno scartati a valle.

Qualora la normalizzazione non sia possibile (ad es. segmenti non sufficienti per 1×100 punti), il segmento è marcato come vuoto ed escluso dalle statistiche e dalle figure. Questo garantisce che solo cicli **completi e consistenti** contribuiscano alle medie. Raccolti i cicli normalizzati (1×100) per i segnali di piede, tibia, femore e per le articolazioni (caviglia, ginocchio, anca), nel main script viene calcolata la *media campione-per-campione* e la *deviazione standard* (StD). La normalizzazione a 100 campioni rende omogenei i cicli e consente di sovrapporre medie e bande di variabilità (\pm StD) per ogni distretto.

L'analisi si arricchisce con l'estrazione dei picchi articolari, realizzata dalla funzione `extractAndCalculateGaitPeaks` (descritta in seguito), che identifica per ogni passo i massimi di flessione ed estensione clinicamente rilevanti per ogni angolo articolare (anca ginocchi e caviglia) entro finestre temporali in accordo con la letteratura (**initial contact**, **loading response**, **terminal stance** e **swing**).

- **Per l'anca** vengono isolati la *flessione all'initial contact* (0–15%), la *flessione massima in terminal swing* (70–100%) e l'*estensione in terminal stance* (circa 30–80%) [69];
- **Per il ginocchio** si considerano la *flessione in loading response* (5–20%), la *flessione massima in initial swing* (55–90%) e le *estensioni in initial contact* (1–10%) e in *mid-terminal stance* (30–50%)[70];
- **Per la caviglia**, infine, sono individuate la *dorsiflessione che attraversa mid e terminal stance* (5–70%) e in *swing* (60–100%), oltre alle *plantarflessioni in loading response* (1–15%) e in *pre-swing* (50–85%) [71] [72].

Una volta raccolti i picchi su tutti i cicli, la funzione calcola **media** ed **StD** sia dei valori sia delle posizioni (campioni percentuali 1–100) e compila una **tabella** riassuntiva pensata per la leggibilità e il confronto tra sessioni. Il richiamo è il seguente:

```
[all_gait_peaks, Tabella_PicchiMedi_Articolari] = ...  
    extractAndCalculateGaitPeaks(segment_foot, segment_hip,  
    segment_knee, segment_ankle);
```

La procedura di elaborazione dei dati si conclude con la produzione di due figure principali, esportate sia in formato **.png** per la consultazione immediata, sia in formato **.fig** per consentire eventuali modifiche successive all'interno di MATLAB®. In parallelo, le tabelle dei parametri temporali e dei picchi articolari vengono salvate in formato **.mat** (per analisi successive in ambiente MATLAB®) e convertite in **.xlsx**, così da poter essere facilmente integrate in software statistici.

La prima figura (Figura 5.7) è ottenuta dalla funzione `extractAndCalculateGaitPeaks` a partire dai segnali angolari filtrati e

segmentati in cicli di passo. I dati sono stati normalizzati su 100 campioni per ciascun ciclo, in modo da poter confrontare tra loro più passi indipendentemente dalla loro durata temporale.

La suddetta figura si compone di **sei subplot**, tre a sinistra e tre a destra, organizzati in coppie. Osservando la colonna sinistra (Figura 5.10), si può osservare l'andamento temporale degli angoli di anca ginocchio e caviglia:

- **Angolo di anca:** Mostra l'andamento dell'angolo di flessione-estensione dell'anca nel tempo (linea nera continua), con le **linee verticali rosse tratteggiate** che identificano i singoli cicli di passo (derivati dal segnale di riferimento del piede).
- **Angolo di ginocchio:** Riporta la cinematica di flessione-estensione del ginocchio. Anche qui i cicli sono marcati dalle linee rosse verticali.
- **Angolo di caviglia:** Illustra l'andamento temporale del movimento di dorsi/plantarflessione della caviglia, segmentato nei vari passi.

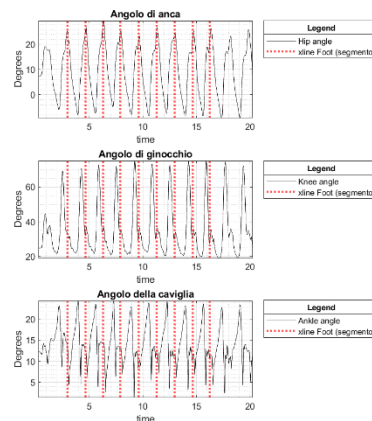


Figura 5.10: Andamento temporale dell'angolo articolare di anca, ginocchio e caviglia

Questi grafici permettono di osservare direttamente la variabilità dei cicli nel tempo e di individuare eventuali irregolarità tra i passi.

Osservando la colonna destra invece (Figura 5.11), si possono osservare le curve medie normalizzate

- **Mean Angle Y (Pitch) hip:** Media dei cicli del femore con banda di deviazione standard (area grigia). Le curve tratteggiate rossa e blu indicano rispettivamente media +1StD e media -1StD.
- **Mean Angle Y knee:** Stessa rappresentazione per il ginocchio, con evidenza del picco massimo in fase di oscillazione.
- **Mean Angle Y ankle:** Mostra la curva media della caviglia. Qui si evidenziano i due picchi principali: dorsiflessione in fase di stance e plantarflessione in fase di push-off.

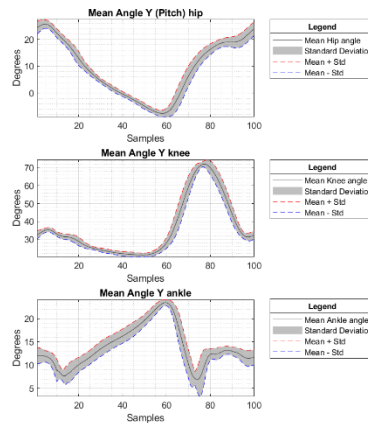


Figura 5.11: Curve medie normalizzate degli angoli articolari di anca ginocchio e caviglia

La seconda figura, invece, (Figura 5.8) riguarda gli angoli dei segmenti corporei (non delle articolazioni), anch'essi calcolati nel piano sagittale. È prodotta dallo script `segmentPitchAnalysis` che, sfruttando le matrici di rotazione derivate dai sensori inerziali, estrae l'orientamento (pitch) di femore, tibia e piede.

La figura è organizzata anch'essa in due colonne parallele (andamento temporale a sinistra, curve medie a destra). Nella prima colonna (sinistra, Figura 5.12) è possibile osservare l'andamento temporale del pitch relativo ai segmenti corporei di anca, tibia e piede:

- **Angolo di anca:** Andamento del pitch del segmento femorale (verde). Le linee nere verticali identificano i cicli di passo.
- **Angolo di tibia:** Mostra il pitch tibiale (rosso). Le linee nere verticali identificano i cicli di passo.
- **Angolo di piede:** Segnale del pitch del piede (blu), con sovrapposte le stelle nere che indicano i punti di zero-crossing (**eventi fi FF**), e i marker di **stacco del piede dal terreno TO** (diamanti blu) e **appoggio del piede a terra HS** (cerchi rossi) rilevati automaticamente dall'algoritmo.

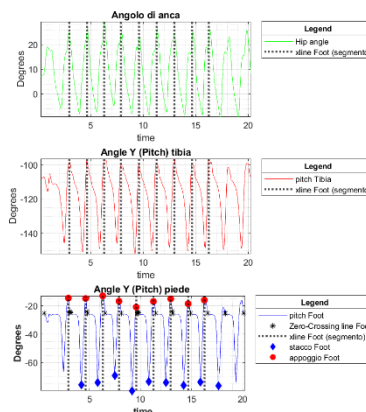


Figura 5.12: Andamento temporale del pitch relativo ai segmenti corporei di femore, tibia e piede

Nella seconda colonna della figura (destra, Figura 5.13), invece è possibile osservare le curve medie normalizzate:

- **Mean Angle Y (Pitch) hip:** Pitch medio del segmento femorale con intervallo di deviazione standard.
- **Mean Angle Y (Pitch) tibia:** Pitch medio tibiale, evidenzia chiaramente l'escursione in flessione-estensione durante stance e swing.
- **Mean Angle Y (Pitch) foot:** Pitch medio del piede, utile per caratterizzare le fasi di contatto e stacco dal suolo

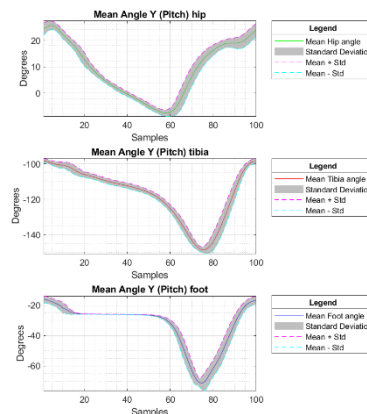


Figura 5.13: Curve medie normalizzate di anca, tibia e piede

Oltre alla produzione delle due figure principali (Figura 5.7 e Figura 5.8), lo script prevede anche la generazione automatica di un file in formato **.mat** per ogni sessione di acquisizione. Ciascun file contiene tutte le **variabili cinematiche elaborate** e le **tabelle riassuntive dei parametri** estratti. La loro organizzazione segue una logica modulare, che facilita l'accesso ai dati sia per la visualizzazione che per successive analisi statistiche. In particolare, le principali componenti del file sono:

- **Segnali grezzi e filtrati:**
 - Frequenza di campionamento
 - Angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia per ogni ciclo di passo.
 - Pitch dei segmenti (femore, tibia, piede) sincronizzati con gli eventi di HS e TO.
- **Cicli normalizzati:**
 - Tutti i cicli del passo sono interpolati e riportati su 100 campioni, rendendo confrontabili prove di durata diversa. Sono archiviati in matrici separate per ciascuna articolazione e segmento.
- **Curve medie e variabilità:**
 - Per ogni angolo articolare e per ogni segmento corporeo è salvata la curva media normalizzata.
 - In parallelo vengono archiviati deviazione standard, curva media +1SD e curva media -1SD.

- **Tabelle dei parametri temporali:**
 - Numero di passi rilevati.
 - Durata di ogni passo, media della durata di un passo rispetto ai cicli del passo individuati.
 - Durata delle fasi di stance e swing per ogni passo e percentuale rispetto alla durata totale del passo.
 - Medie delle fasi di stance e swing rispetto a tutti i cicli del passo individuati.
 - Eventi di HS e TO (con istanti temporali in campioni normalizzati).

Num_Passo	Durata_Totale_Sec	Durata_Swing_Sec	Percent_Swing	Durata_Stance_Sec	Percent_Stance
{'1' }	1.56	0.37	23.718	1.19	76.282
{'2' }	1.37	0.39	28.467	0.98	71.533
{'3' }	1.46	0.4	27.397	1.06	72.603
{'4' }	1.37	0.41	29.927	0.96	70.073
{'5' }	1.43	0.4	27.972	1.03	72.028
{'6' }	1.4	0.39	27.857	1.01	72.143
{'7' }	1.42	0.4	28.169	1.02	71.831
{'8' }	1.4	0.38	27.143	1.02	72.857
{'9' }	1.54	0.56	36.364	0.98	63.636
{'10' }	1.53	0.48	31.373	1.05	68.627
{'Medie'}	1.448	0.418	28.839	1.03	71.161

Figura 5.14: Esempio Tabella parametri temporali

- **Tabelle dei picchi articolari**
 - Valore massimo e minimo di ciascun ciclo per anca, ginocchio e caviglia.
 - Istante di occorrenza (espresso come campione da 1 a 100).
 - Media e deviazione standard dei picchi, organizzati in forma tabellare.

EventType	Mean_Value_Deg	Std_Dev_Deg	Mean_Location_Sample	Std_Location_Sample
{'Anca_Flessione_Picco_1' }	29.405	1.2199	4.1111	0.78174
{'Anca_Flessione_Picco_2' }	27.837	4.7551	91.8	1.3038
{'Anca_Estensione_Picco_3' }	-1.3343	1.66	55.333	3
{'Ginocchio_Flessione_Picco_1' }	25.496	1.4916	9.9	3.8427
{'Ginocchio_Flessione_Picco_2' }	63.066	1.7631	75.2	3.4577
{'Ginocchio_Estensione_Picco_1' }	23.407	1.3243	9.5	0.83666
{'Ginocchio_Estensione_Picco_2' }	16.059	1.2573	39.9	4.0125
{'Caviglia_DorsiFlessione_Picco_1' }	12.448	0.77794	56.778	2.5874
{'Caviglia_DorsiFlessione_Picco_2' }	3.3707	4.7567	83.9	12.432
{'Caviglia_PlantarFlessione_Picco_1' }	-5.2313	1.0006	9.2222	1.9861
{'Caviglia_PlantarFlessione_Picco_2' }	-12.012	2.4038	71.3	3.1287

Figura 5.15: Esempio tabella picchi articolari

- **Metadati di acquisizione**
 - Identificativo del file di origine (.mtb).
 - Data e ora della registrazione.
 - ID del Soggetto e numero della sessione sperimentale.

Di seguito vengono descritte nel dettaglio le funzioni utilizzate nel main script. Nella sezione “Materiale Supplementare” di questa tesi si trova lo script completo di ogni funzione

5.2.2 Mat2Ang_1 (M, type)

La funzione *Mat2Ang_1* ha il compito di convertire una sequenza di matrici di rotazione $3 \times 3 \times N$, fornite dai sensori inerziali, negli **angoli di Tait–Bryan** (roll, pitch, yaw), espressi in gradi.

Il funzionamento si basa sulla definizione di un ordine di rotazione (*type*), che nel presente lavoro è fissato su "ZXY", particolarmente adatto per descrivere i movimenti di flessione-estensione degli arti inferiori. La funzione implementa comunque tutti e sei gli ordini possibili (XYZ, XZY, YXZ, YZX, ZXY, ZYX).

Per ogni istante temporale *iii*, la funzione legge i coefficienti della matrice di rotazione e applica le relazioni trigonometriche opportune. La funzione gestisce inoltre in modo esplicito il Gimbal Lock.

Il risultato è una struttura *Ang* che contiene tre vettori riga (uno per ciascun asse), pronti per l'uso nelle fasi successive. In questo modo si ottiene una rappresentazione continua e consistente dell'orientamento dei segmenti corporei, base di partenza per tutte le elaborazioni successive.

5.2.3 interpolaSegnali (Angoli, Tempi)

La funzione *interpolaSegnali* garantisce che i segnali provenienti dai diversi sensori abbiano la stessa dimensione e siano allineati sullo stesso asse temporale. Questo passaggio è fondamentale per poter confrontare i dati ed effettuare calcoli combinati, come quelli sugli angoli articolari.

La funzione opera in più fasi logiche:

- Verifica la consistenza, ovvero che il numero di segnali corrisponda al numero di vettori temporali
- Identifica il vettore temporale più lungo come riferimento (*t_comm*) e riallinea gli altri (se di dimensioni diverse) tramite interpolazione lineare.
- Gestisce i NaN con interpolazione locale, così da ottenere segnali continui e confrontabili.

In dettaglio la funzione riceve due *cell array paralleli*: uno con i vettori dei pitch e uno con i rispettivi tempi; dopo averli ricevuti restituisce i segnali interpolati, privi di NaN, insieme al tempo comune *t_comm*, scelto come il vettore più lungo disponibile. Dopo aver verificato la coerenza degli input; ovvero che ogni segnale angolare (relativo a piede tibia e femore) sia correlato al proprio vettore temporale (il numero di campioni del segnale angolare deve essere uguale al numero di campioni del vettore temporale corrispondente), seleziona *t_comm* e riesegue il *resampling* dei soli segnali non già allineati:

```
Angoli_resampled{i} = interp1(Tempi{i}, Angoli{i}, t_comm,
'linear', 'extrap');
```

In un secondo passaggio, effettua il riempimento dei NaN limitandosi ai punti validi per definire l'interpolante (interpolazione lineare) e, con `extrap`, evita buchi agli estremi quando i domini temporali non coincidono perfettamente. Il risultato è una terna di segnali continua, sincronizzata e pronta per il calcolo degli angoli articolari.

5.2.4 Segmentation (t, Ang_y_input, type)

La funzione *segmentation* rappresenta il nucleo della logica di individuazione degli eventi caratteristici del passo e della conseguente suddivisione del segnale in cicli di cammino. Essa lavora sul **pitch del piede**, considerato come riferimento per l'intera analisi.

La sequenza operativa è la seguente:

- **Pre-processing:** il segnale viene prima normalizzato sottraendo il valore iniziale, così da eliminare l'inclinazione di partenza. In questa sezione si ricava anche l'intervallo temporale tra campioni consecutivi ($\Delta t = 1/fs$), utile a convertire i vincoli temporali espressi in secondi nel corrispondente numero di campioni necessario per le soglie di rilevamento.
- **Individuazione degli eventi:**
 - Gli **attraversamenti dello zero** (foot-flat, FF) vengono calcolati rilevando i cambi di segno del pitch.
 - Gli **Heel Strike (HS)** sono identificati come picchi positivi del pitch tramite la funzione `findpeaks`, imponendo due condizioni:
 - Altezza minima di picco di 20° per filtrare i picchi rilevanti;
 - Distanza minima tra i picchi di circa 0,2 s per evitare duplicazioni.
 - I **Toe Off (TO)** sono individuati come i minimi locali all'interno di ciascun intervallo delimitato da due HS successivi.

L'individuazione degli eventi è contestuale al salvataggio degli indici sull'asse temporale nei quali si verificano. Ciò è fondamentale per l'estrazione delle successive features:

- **Calcolo dei parametri temporali:** a partire dagli eventi rilevati, vengono calcolati la **durata del passo** (tra due indici temporali di HS consecutivi), le durate delle fasi di **stance** (dall'indice temporale di HS a quello di TO) e di **swing** (dall'indice temporale di TO dall'indice temporale di HS), sia in secondi che in percentuale rispetto alla durata del passo.
- **Gestione dei segmenti non validi:** gli intervalli tra i picchi di HS troppo brevi ($< 0,2$ s) vengono scartati come passi, ma tale porzione di segnale viene accorpata al passo successivo considerato valido, al fine di garantire che vengano considerati soltanto cicli validi.

La funzione restituisce un insieme completo di parametri: numero di passi, durate e percentuali delle fasi, indici temporali di HS e TO, e gli attraversamenti dello zero. Si tratta quindi del modulo centrale per la definizione oggettiva della cinematica del passo.

5.2.5 `segmentSignalWithIDX` (signal, start_idx, end_idx)

La funzione *segmentSignalWithIDX* permette di estendere la segmentazione calcolata sul piede agli altri segnali (tibia, femore, e successivamente angoli articolari), così da avere una suddivisione coerente su tutto il corpo. La funzione applica a un qualunque segnale (tibia, femore o angoli articolari) gli stessi intervalli HS-HS individuati sul piede e normalizza ciascun segmento a 100 campioni, così da rappresentare l'intero ciclo dal 0% al 100%.

Prima di procedere, la funzione controlla la coerenza degli indici di segmentazione, ovvero verifica che le coppie di indici di inizio e fine di ciascun ciclo rientrino nei limiti della lunghezza del segnale e siano presenti in numero uguale. In questo modo si evitano errori di indicizzazione (*out-of-bounds*³³), senza alcuna eliminazione di campioni validi.

Per ogni ciclo delimitato da due HS consecutivi, viene estratto il tratto compreso tra gli indici di inizio e fine e, se la lunghezza non corrisponde già a 100 campioni, il segmento viene interpolato linearmente su una griglia regolare generata con **linspace** e **interp1**, forzando infine il formato riga 1×100. I segmenti troppo corti, frutto di rilevazioni spurie, sono lasciati vuoti e vengono scartati nelle fasi successive.

Il risultato finale è un insieme di cicli, tutti della stessa lunghezza (1×100 campioni), perfettamente confrontabili fra loro: un prerequisito indispensabile per il calcolo di medie e deviazioni standard, che saranno presentate nelle sezioni successive.

5.2.6 `extractAndCalculateGaitPeaks` (segmento_foot, segmento_hip, segmento_knee, segmento_ankle)

La funzione *extractAndCalculateGaitPeaks* ha il compito di individuare e quantificare i **picchi caratteristici delle articolazioni** (anca, ginocchio e caviglia) durante il ciclo del passo, fornendo un'analisi oggettiva e quantitativa dei valori di flessione ed estensione in ogni articolazione. Essa rappresenta quindi un passaggio cruciale per tradurre le curve cinematiche in parametri clinicamente interpretabili.

Il funzionamento della funzione può essere descritto come un flusso logico ben definito:

³³ per *out-of-bounds* si intende il controllo che gli indici di inizio e fine ciclo non escano dai limiti del segnale. Non vengono scartati campioni, ma solo verificata la validità degli intervalli prima dell'interpolazione.

1. **Input dei dati normalizzati**

La funzione riceve in ingresso i cicli di cammino già normalizzati a 100 campioni, corrispondenti a una scala di 0–100% del passo. Tali cicli riguardano le articolazioni di interesse: anca, ginocchio e caviglia.

2. **Individuazione preliminare dei picchi locali**

Per ogni ciclo, vengono individuati tutti i massimi e minimi locali delle curve cinematiche mediante la funzione `findpeaks`, applicata sia al segnale sia al suo opposto³⁴. Questo consente di ottenere un insieme completo di potenziali picchi (positivi e negativi), che rappresentano candidati eventi cinematici.

3. **Selezione dei picchi clinicamente rilevanti**

I picchi rilevati vengono poi confrontati con finestre percentuali predefinite, stabilite in accordo con la letteratura sul ciclo del passo.

- **Per l'anca** vengono isolati la *flessione all'initial contact* (0–15%), la *flessione massima in terminal swing* (70–100%) e l'*estensione in terminal stance* (circa 30–80%) [69];
- **Per il ginocchio** si considerano la *flessione in loading response* (5–20%), la *flessione massima in initial swing* (55–90%) e le *estensioni in initial contact* (1–10%) e in *mid-terminal stance* (30–50%) [70];
- **Per la caviglia**, infine, sono individuate la *dorsiflessione che attraversa mid e terminal stance* (5–70%) e in *swing* (60–100%), oltre alle *plantarflessioni in loading response* (1–15%) e in *pre-swing* (50–85%) [71] [72].

L'adozione di finestre temporali **ampie ma specifiche** permette di mantenere robustezza rispetto alla variabilità inter-Soggetto e alla velocità di cammino, assicurando al tempo stesso che il picco individuato corrisponda all'evento clinico atteso.

4. **Raccolta e analisi statistica dei picchi**

Una volta selezionati i picchi rilevanti per ciascun ciclo, la funzione procede al calcolo delle statistiche descrittive:

- **Ampiezza** (in gradi) → media e deviazione standard dei valori dei picchi.
- **Posizione temporale** (in campioni da 1 a 100) → media e deviazione standard delle posizioni dei picchi.

Questo doppio livello di analisi consente di descrivere non solo l'entità del movimento, ma anche la sua collocazione temporale nel ciclo del passo.

5. **Produzione della tabella riassuntiva**

I risultati vengono organizzati in una tabella finale, con le seguenti colonne:

³⁴ Findpeaks individua solo picchi positivi, quindi per individuare la massima estensione in una curva articolare (minimo locale) è necessario cambiare di segno il segnale

- *EventType* (tipo di evento/picco clinico)
- *Mean_Value_Deg* (valore medio in gradi)
- *Std_Dev_Deg* (deviazione standard del valore in gradi)
- *Mean_Location_Sample* (posizione media, in campioni 1–100)
- *Std_Location_Sample* (deviazione standard della posizione).

Tale tabella viene restituita sia come variabile MATLAB, utile per ulteriori elaborazioni, sia esportata in formato `.mat` e `.xlsx` per consentire la documentazione e il confronto tra sessioni sperimentali.

CAPITOLO 6 – Risultati

6.1 Pazienti Arruolati

Nel periodo in esame (01.08.2025-30.09.2025) è stato possibile arruolare 4 Pazienti, regolarmente in possesso dei requisiti di inclusione. Tutti i Pazienti arruolati sono stati successivamente inclusi nello studio. Tutti i Pazienti sono stati sottoposti a un esame clinico, neurologico e funzionale completo.

Segue una breve descrizione dello status neuromotorio dei Pazienti arruolati al momento dell'inclusione nel presente studio ed una tabella riepilogativa (Tabella VII).

Soggetto 1

Al momento dell'arruolamento nel presente studio, il Soggetto 1 presentava una paresi dell'emilato destro, ben visibile nella flessione-estensione dell'anca e nella dorsiflessione della caviglia. Inoltre, osservando entrambi gli arti durante la deambulazione era possibile notare un'estensione minore del ginocchio destro, rispetto al sinistro, durante la fase di swing ed una leggera diminuzione della lunghezza del passo destro. Il Soggetto 1 era comunque in grado di deambulare autonomamente con il supporto/supervisione del fisioterapista. Il Soggetto 1 si presentava collaborante, perfettamente orientato nel tempo e nello spazio e ben performante da un punto di vista cognitivo.

Paziente 2

Al momento dell'arruolamento nel presente studio, il Soggetto 2 presentava una leggera paresi nell'emilato destro, osservabile in confronto con l'arto sinistro. In particolare, il Soggetto 2 presentava una riduzione della flessione-estensione dell'anca e del ginocchio. Tale riduzione influenza la lunghezza del passo destro. Il Soggetto 2 risultava, in ogni caso, in grado di deambulare autonomamente con il supporto/supervisione del fisioterapista. Il Soggetto 2 si presentava collaborante, poco orientato nel tempo e nello spazio e, solo parzialmente, ben performante da un punto di vista cognitivo.

Paziente 3

Al momento dell'arruolamento nel presente studio, il Soggetto 3 presentava una emiparesi lieve dell'emilato sinistro; il Soggetto 3 necessitava del supporto del girello con piano di appoggio antibrachiale per poter deambulare, oltre all'aiuto/supervisione del fisioterapista. Il Soggetto 3, inoltre, tendeva ad avere un pattern di deambulazione *detto a forbice*³⁵ (cfr. ingl. "scissoring gait"). Inoltre, risultava possibile notare un'instabilità durante tutta la deambulazione ed una riduzione accentuata della flessione-estensione dell'anca. Visibilmente limitata la dorsiflessione della caviglia. Il Soggetto 3 si presentava solo in parte collaborante, poco orientato nel tempo e nello spazio e poco performante da un punto di vista cognitivo.

³⁵ Andatura anomala caratterizzata dall'incrocio delle gambe o dal loro sfregamento durante il passo, causata principalmente dalla spasticità nei muscoli adduttori dell'anca, che restano contratti e portano a rotazione interna dell'anca e adduzione delle cosce

Paziente 4

Al momento dell'arruolamento nel presente studio, il Soggetto 4 presentava una lievissima difficoltà di movimento (lieve) nel lato sinistro. Il Soggetto 4 deambula autonomamente con il supporto/supervisione del fisioterapista. Non si evidenziano clinicamente evidenti differenze nella flessione-estensione di anca, ginocchio e caviglia tra i due arti. Il Soggetto 4 si presentava collaborante, discretamente orientato nel tempo e nello spazio, ma poco performante da un punto di vista cognitivo. Si sottolinea che il Soggetto 4 ha evidenziato nel corso dello studio un'evoluzione funzionale della propria capacità di deambulazione: mentre, inizialmente, il Paziente necessitava del supporto/supervisione del Fisioterapista per deambulare, successivamente e per tutto il corso dello studio il Soggetto è stato in grado di deambulare autonomamente

Tutti i dati raccolti ed ulteriori caratteristiche demografiche sono stati sintetizzati nella seguente tabella.

PAZIENTE	GENERE	ETÀ	DIAGNOSI	LATERALITÀ	SUPERVISIONE ATTIVA	PRESIDIO PER DEAMBULARE
Paziente 1	Uomo	80 anni	Ictus cerebri nel territorio dell'arteria cerebrale media di destra	Sinistra	Sì	No
Paziente 2	Donna	65 anni	Emorragia intraparenchimale in sede temporale sinistra	Sinistra	Sì	No
Paziente 3	Donna	48 anni	Ematoma subdurale sinistro fronto-temporo-parietale	Destra	Sì	Sì
Paziente 4	Uomo	66 anni	Ictus ischemico in fase subacuta/acuta nel territorio dell'arteria cerebrale media di sinistra	Sinistra	Sì	No

Tabella VII: anamnesi Pazienti

6.2 Considerazioni Generali

Al termine dello studio effettuato, è stato possibile trarre alcune conclusioni di carattere generale.

In primo luogo l'utilizzo dell'ortesi ExoBand® – Moveo®, è risultato abbastanza facile ed intuitivo, anche grazie alla semplicità intrinseca del sistema. Inoltre i materiali utilizzati per la produzione del dispositivo sembrano essere di buona fattura: a supporto di ciò, si è registrata la totale assenza di segni di usura, nonostante l'utilizzo intensivo dell'ortesi nel corso della durata della suddetta tesi (il dispositivo ExoBand®-Moveo® usato durante lo studio non era mai stato utilizzato prima dello studio stesso).

Inoltre, l'utilizzo della sensoristica fornita da Khymeia® è risultato particolarmente indicato per il tipo di studio condotto. Il design dei sensori, ed in particolare le loro dimensioni, ne hanno reso il posizionamento sui segmenti corporei di interesse estremamente pratico e rapido. Non affatto trascurabili sono state le prestazioni delle batterie dei dispositivi. La ricarica rapida di tali sensori ha permesso un utilizzo di tipo prolungato ed intensivo senza necessità di interruzioni.

I Pazienti coinvolti nello studio si sono dimostrati soddisfatti dall'utilizzo dell'ortesi. In particolare, non è stato riportato, da alcuno dei Soggetti esaminati, limitazioni dovute alle dimensioni dell'ortesi ExoBand® o alla sua meccanica. Alcuni tra i Soggetti esaminati hanno espresso la volontà di continuare ad utilizzare il dispositivo anche oltre i termini dello studio in oggetto.

I Fisioterapisti, costantemente presenti durante tutto il periodo di svolgimento dello studio, hanno espresso un parere favorevole nell'impiego dei sensori - Khymeia®. In particolare, è stata riconosciuta l'importanza dei dati forniti, ponendo le basi per ottenere un feedback oggettivo, fondamentale per il monitoraggio delle attività riabilitative. Quest'ultimo risulta essere apprezzato anche da parte dei Pazienti, incuriositi dalla possibilità di vedere graficamente l'entità dei propri progressi.

Si segnala, infine, che non si sono verificati episodi avversi di nessun tipo.

Nonostante durante il periodo dello studio i Pazienti inclusi siano stati sottoposti a innumerevoli acquisizioni, le principali valutazioni (utilizzate per l'analisi statistica) sono state effettuate all'inizio del training (t_0), a due settimane dall'inizio del training (t_1) e a 30 giorni dall'inizio del training (t_2). Un Paziente (P3) non ha completato lo studio per la sua interezza, avendo sostenuto solo due settimane di training (tuttavia, è stato possibile utilizzare alcuni dati relativi al t_0 e al t_1).

6.3 Risultati

L'obiettivo di tale studio è stato quello di valutare l'effetto acuto dell'ortesi sui principali parametri angolari di **FE** ed **EF**³⁶, confrontando le varie condizioni intra-Paziente. A complemento, le analisi di regressione, ed il paired sample t-test, hanno consentito di esplorare l'andamento temporale dei parametri lungo le sessioni ed i confronti tra i vari test eseguiti dai Pazienti.

6.3.1 Andamento Generale

Dall'analisi dei dati medi emerge che nel **Test 1** (condizione senza ortesi sull'arto paretico) si osserva, al tempo t_1 , un incremento dell'angolo di FE in tutti i Pazienti e, parallelamente, un aumento in valore assoluto dell'angolo di EF. Questo andamento, riscontrato in modo consistente (con valori medi di flessione che passano da $\sim 25^\circ$ nelle prime acquisizioni a oltre 30° in alcuni casi nelle ultime, come nel P1), conferma un miglioramento globale del range articolare.

6.3.2 Risultati per Condizione di Test

Test 2 (ExoBand® solo su arto paretico, sensori sull'arto paretico)

Al t_0 , tre Pazienti su quattro (P1, P2 e P4) hanno mostrato un incremento dell'angolo di FE rispetto alla condizione senza ortesi. Ad esempio, nel Soggetto 1 si rileva un aumento da $24,3^\circ$ a circa 28° , mentre il Soggetto 4 registra un incremento simile. Tuttavia, questo trend non si riproduce al t_1 , dove le curve tornano a valori comparabili o inferiori a quelli ottenuti senza ortesi. Per quanto riguarda l'angolo di EF, sempre al t_0 , tre Pazienti su quattro (P1, P3 e P4) mostrano una riduzione significativa. Questo andamento permane anche a t_1 .

Test 3 (ExoBand® su entrambi gli arti, sensori sull'arto paretico)

Al t_0 si osserva un aumento dell'angolo di FE in tre Pazienti su quattro (P1, P2 e P4). Nei P2 e P3, inoltre, i valori raggiunti risultano superiori a quelli osservati in Test 2: per esempio, il Paziente 2 passa da $25,9^\circ$ (senza ortesi) a oltre 30° con ortesi su entrambi gli arti.

Test 4 (ExoBand® su entrambi gli arti, sensori sull'arto sano)

I dati non mostrano variazioni significative né sull'angolo di FE né su quello di EF.

Test 5 (senza ortesi, sensori arto sano)

Analogamente al Test 4, i valori rimangono stabili nel tempo, indicando l'assenza di influenze dirette del dispositivo sull'arto sano.

³⁶ L'angolo di FE è per costruzione positivo: sottrazione tra il valore del primo picco di flessione (positivo) dell'anca durante il ciclo del passo ed il valore di picco di estensione (negativo) dell'anca durante il ciclo del passo. L'angolo di EF è per costruzione negativo: sottrazione tra il valore di picco di estensione (negativo) dell'anca e il valore del secondo picco di flessione (positivo) dell'anca. I suddetti calcoli fanno riferimento a valori medi di picco per ogni test di deambulazione acquisito. Nella presentazione dei risultati e successiva discussione si considera l'angolo di EF in valore assoluto.

6.3.3 Risultati Soggetto Specifici

Di seguito verranno presentati i risultati Soggetto specifici, ottenuti dalle analisi statistiche svolte tramite il software MedCalc®.

6.3.3.1 Paziente 1

Nel P1, mediante l'analisi dei paired samples t-test e l'analisi delle regressioni, si dimostrano, in maniera chiara ed evidente, gli effetti positivi derivanti dall'uso dell'ortesi. Al confronto tra i test senza l'utilizzo dell'ortesi rispetto all'utilizzo della stessa sul solo arto paretico (Test 1 vs Test 2), il dispositivo applicato sul solo arto paretico ha determinato un incremento significativo della FE (+2,1°, $p < 0,001$), mentre l'EF ha mostrato solo un trend positivo non significativo. L'applicazione bilaterale (Test 1 vs Test 3) ha confermato un miglioramento della FE (+2,4°, $p = 0,002$) e un incremento marginale ma significativo dell'EF (+2,0°, $p \approx 0,048$). Tuttavia, il confronto diretto tra l'utilizzo del dispositivo sul solo arto paretico rispetto all'utilizzo su entrambi gli arti (Test 2 vs Test 3) non ha evidenziato vantaggi aggiuntivi dell'applicazione bilaterale rispetto alla sola ortesi sull'arto paretico.

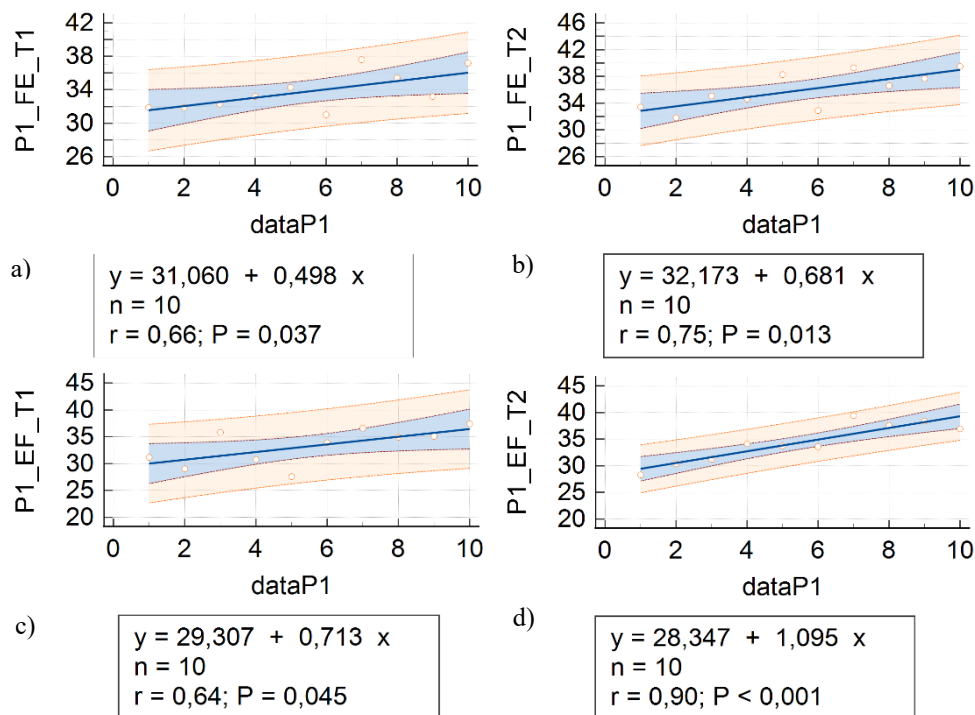


Figura 6.1: Regressione Lineare Test 1 e 2, Paziente 1

Sul lato sano, valutazione di eventuali vantaggi dell'uso dell'ortesi sull'arto sano (Test 5 vs Test 4), si è osservata una lieve riduzione di FE ed EF con ortesi bilaterali, non significativa. Le regressioni temporali hanno confermato un andamento positivo e progressivo in più test, coerente con i guadagni acuti. In sintesi, per P1 l'ExoBand® è efficace nel migliorare l'escursione del lato paretico, con effetti sia acuti sia cronici.

6.3.3.2 Paziente 2

Per P2, dall'analisi dei paired samples t-test non sono emersi benefici significativi sull'arto paretico. Nessun confronto tra i dati (Test 1 vs Test 2 e Test 1 vs Test 3), ottenuti dai test senza l'uso dell'ortesi e dai test con l'utilizzo della stessa (monolaterale e bilaterale) ha mostrato variazioni apprezzabili di FE o EF. Al contrario, si è osservata una tendenza alla riduzione delle escursioni, seppur non significativa.

Dati interessanti emergono dalla valutazione dell'arto non paretico: il confronto Test 5 vs Test 4 ha mostrato una drastica riduzione significativa sia della FE ($-7,4^\circ$, $p < 0,001$) sia della EF ($-4,9^\circ$, $p = 0,009$) con ortesi bilaterali. Anche le regressioni confermano l'assenza di trend migliorativi, con slopes piatti o non significativi. Complessivamente, in P2 l'ortesi non migliora l'arto paretico, ma riduce in modo marcato la mobilità del sano.

6.3.3.3 Paziente 3

Nel P3 è stato possibile eseguire solo parte delle acquisizioni inizialmente previste; per tale ragione è stato escluso dall'analisi statistica, svolta per il seguente studio.

6.3.3.4 Paziente 4

Per P4 non sono stati riscontrati miglioramenti significativi con l'uso dell'ortesi sull'arto paretico (Test 1 vs Test 2 e Test 1 vs Test 3). Il confronto Test 2 vs Test 3, relativo al confronto dei risultati con l'uso dell'ortesi sul solo arto paretico rispetto all'utilizzo della stessa su entrambi, mostra solo un lieve trend positivo in EF ($+1,5^\circ$), non significativo. Sul lato sano (Test 5 vs Test 4) si osserva una riduzione di circa $2-3^\circ$ sia in FE sia in EF, vicina ma non oltre la soglia di significatività ($p \approx 0,08-0,09$). Osservando i dati da t_0 a t_1 e le curve di regressione negli stessi indici temporali si può evincere una caratteristica diversa dall'andamento totale dei dati. In particolare da t_0 a t_1 il trend delle curve di regressione è positivo, mentre risulta negativo da t_1 a t_2 . Ciò può essere giustificato dal fatto che nelle prime 5 sessioni di acquisizione dati il Paziente aveva il supporto/supervisione del fisioterapista nella deambulazione, mentre a partire dalla 5° sessione, fino al termine dello studio il Soggetto è stato in grado di deambulare autonomamente.

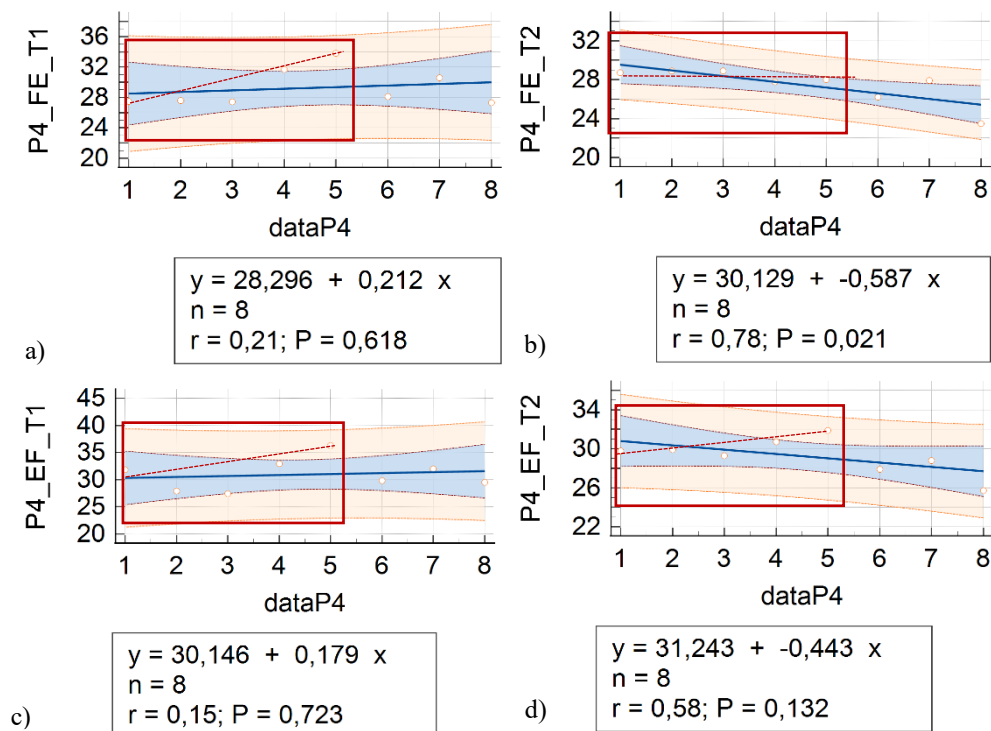


Figura 6.2: Regressione Lineare Test 1 e 2, Paziente 2

Le regressioni temporali hanno confermato l'assenza di miglioramenti progressivi. In sintesi, per P4 l'ortesi non porta benefici diretti, ma può avere un effetto contenitivo sull'arto sano.

Nella sezione "Materiale supplementare" della seguente tesi verranno riportate le tabelle riassuntive dei risultati ottenuti tramite il paired samples t-test per i Pazienti 1,2 e 4.

CAPITOLO 7 – Discussione ed Interpretazione dei Risultati

Nel periodo di svolgimento del presente lavoro, è stato possibile reclutare ed includere quattro Pazienti con GCA, in fase acuta e subacuta. Sebbene il numero dei Pazienti inclusi sia estremamente ridotto, è stato tuttavia, possibile, ricavare dei dati oggettivi, in parte rispondenti ai quesiti clinici dello studio.

Tutti i Soggetti arruolati sono stati sottoposti, durante il periodo dello studio, a molteplici acquisizioni necessarie per valutare gli effetti dell'ortesi ExoBand® sulla cinematica dell'anca durante la deambulazione. I parametri principali analizzati riguardano l'angolo di FE e l'angolo di EF, osservati mediante sensori inerziali applicati alternativamente all'arto paretico e all'arto sano. I risultati emersi, sia sul piano individuale che collettivo, offrono diversi spunti di riflessione, sebbene gli stessi siano limitati dal già citato ridotto numero di Pazienti in esame (variabile dipendente) e dalla fisiologica variabilità interindividuale della deambulazione (variabile indipendente).

I dati raccolti nei diversi test di deambulazione, hanno permesso di evidenziare andamenti specifici nei singoli Pazienti e differenze interindividuali significative. L'obiettivo non è soltanto descrivere variazioni numeriche di angoli articolari o differenze statistiche tra test, ma soprattutto comprendere il significato clinico di tali variazioni. Nello specifico, con la presente tesi si è cercato di rispondere a due quesiti clinici:

- Quali sono gli effetti derivanti dall'uso dell'ortesi sugli angoli di FE e di EF?
- Il miglioramento clinico, se apprezzabile, è da attribuire a un effetto diretto del dispositivo, al percorso fisioterapico parallelo o al decorso naturale della patologia?

Prima di cercare di rispondere a queste domande, in maniera schematica, si può dire che rispetto agli altri Pazienti arruolati, il Soggetto 1 (P1) rappresenta il caso più responsivo. P1, infatti, risponde in maniera ottimale, mostrando un incremento significativo della FE del lato paretico già con l'applicazione monolaterale e un ulteriore, seppur modesto, beneficio con l'applicazione bilaterale. Parallelamente, le analisi di regressione hanno documentato trend positivi nel tempo, a conferma che i miglioramenti acuti osservati si accompagnano ad una successiva progressione del recupero nel tempo. Al contrario, nei Pazienti 2 e 4 non si sono registrati miglioramenti robusti del lato paretico; al contrario, l'effetto più consistente è stato una riduzione dell'escursione articolare dell'arto sano quando l'ortesi veniva applicata bilateralmente. In particolare, in P2 tale riduzione è risultata statisticamente significativa sia per FE sia per EF, suggerendo un effetto di contenimento più che di facilitazione motoria.

Dall'analisi dei dati aggregati emergono alcune tendenze generali comuni a tutti i Pazienti. Osservando l'andamento nel tempo nel Test 1, condotto senza ortesi e con sensori sull'arto paretico (considerato come baseline), si riscontra in tutti i Pazienti un incremento generale sia dei valori di FE che di EF. Questo pattern, suggerisce un miglioramento della mobilità articolare. Tale andamento positivo potrebbe essere attribuito ad un insieme di fattori, tra i quali debbono essere necessariamente citati - insieme all'utilizzo temporaneo dell'ortesi - l'intervento riabilitativo fisioterapico (usual care) e il decorso naturale della patologia. Osservando invece, la prima valutazione (t_0) si osserva che i Pazienti 1 e 2 presentano valori di flesso-estensione (FE) più alti rispetto ai Pazienti 3 e 4. Al contrario, per l'estenso-flessione (EF) non si rilevano differenze significative tra i Soggetti.

Nel complesso, i risultati confermano che l'ortesi ha mostrato effetti positivi sin dalla prima valutazione (t_0), soprattutto quando applicata a entrambi gli arti. Questi risultati suggeriscono che l'ortesi introduce una variabile biomeccanica legata alla sua caratteristica elastica, favorendo un miglior controllo della deambulazione. L'applicazione bilaterale dell'ortesi sembra stabilizzare la deambulazione e garantire maggiore simmetria del passo e un aumento dell'escursione articolare in flesso-estensione. Tuttavia, a distanza di due settimane (t_1), tali effetti non risultano più così evidenti (mancanza di significatività).

Un ulteriore elemento critico è rappresentato dall'effetto dell'ortesi sull'angolo di EF: l'aumento costante osservato alla prima valutazione (t_0) ed a due settimane (t_1) potrebbe essere una caratteristica funzionale necessaria per consentire una maggiore escursione in flessione; data la ridotta casistica, questa considerazione, tuttavia, dovrebbe essere approfondita - eventualmente anche mediante ulteriori studi.

I dati complessivi, infine, mostrano benefici, che tuttavia risultano non significativi, né nell'arto sano né nella condizione di valutazione bilaterale con sensori applicati a tale arto (Test 4 e Test 5). Questi dati supportano l'idea che i benefici generati dall'ortesi siano concentrati principalmente sull'arto paretico, piuttosto che sull'arto sano.

Analizzando i dati su base individuale, si possono ricavare i seguenti risultati e le relative valutazioni:

1. **Incremento della FE:** in tre Pazienti su quattro (1, 2 e 4), alla data di inizio dello studio (t_0), l'applicazione dell'ortesi sull'arto paretico (Test 2) o su entrambi gli arti (Test 3) ha prodotto un aumento dell'angolo di FE rispetto alla condizione senza ortesi. Ad esempio, il Paziente 1 registra valori superiori ai 28° con ortesi, rispetto ai circa 24° senza, mentre il Paziente 2 raggiunge incrementi oltre i 30° in condizione bilaterale. Questi risultati, seppur variabili in entità, confermano la capacità dell'ExoBand® di favorire un maggiore arco di movimento in flessione durante la deambulazione.
2. **Aumento dell'EF:** parallelamente, in tre Pazienti su quattro (1, 3 e 4) si osserva al primo giorno di acquisizione dati (t_0) un aumento dell'angolo di

EF con l'utilizzo dell'ortesi. Questo fenomeno è riproducibile anche a due settimane (t_1) e può riflettere una caratteristica biomeccanica del dispositivo. L'elasticità intrinseca di ExoBand®, infatti, potrebbe determinare una limitazione controllata della fase estensoria, funzionale a favorire la successiva fase flessoria.

3. **Assenza di effetti sull'arto sano:** i dati confermano che, nei Pazienti analizzati, l'applicazione dell'ortesi non produce variazioni significative nei parametri cinematici dell'anca dell'arto sano.

Nella seguente tabella (Tabella VIII.) sono riportati schematicamente le evidenze principali evidenziate mediante lo studio:

TEST	CONDIZIONE	TEMPO	EVIDENZE PRINCIPALI	PAZIENTI COINVOLTI
1	Senza ortesi, sensori arto paretico	t_0	P1 e P2 mostrano valori di FE maggiori rispetto a P3 e P4; in EF non ci sono differenze significative	P1, P2 (FE più alti)
1	Senza ortesi, sensori arto paretico	t_1	Incremento generale di FE ed EF in tutti i Pazienti	Tutti
2	Ortesi arto paretico, sensori arto paretico	t_0	↑ FE in 3/4 Pazienti; ↑ EF in 3/4 Pazienti	FE: P1, P2, P4; EF: P1, P3, P4
2	Ortesi arto paretico, sensori arto paretico	t_1	L'incremento di FE non si mantiene; EF rimane stabile (senza variazioni aggiuntive)	FE: P1, P2, P4; EF: P1, P3, P4
3	Ortesi entrambi gli arti, sensori arto paretico	t_0	↑ FE in 3/4 Pazienti; in 2/4 Pazienti i valori di FE sono maggiori rispetto al Test 2	Incremento FE: P1, P2, P4; incremento superiore: P2, P3
3	Ortesi entrambi gli arti, sensori arto paretico	t_1	Benefici meno evidenti, senza differenze significative rispetto al baseline	Incremento FE: P1, P2, P4; incremento superiore: P2, P3
4	Ortesi entrambi gli arti, sensori arto sano	$t_0 - t_1$	Nessuna variazione significativa	Tutti
5	Senza ortesi, sensori arto sano	$t_0 - t_1$	Nessuna variazione significativa	Tutti

Tabella VIII: Tabella riassuntiva delle evidenze principali

CAPITOLO 8 - Conclusioni

Il presente lavoro presentava come obiettivo primario la valutazione dei possibili benefici derivanti dall'utilizzo di un'innovativa ortesi di bacino, ExoBand® (realizzata da Moveo®), nella riabilitazione del cammino in Pazienti con Grave Cerebrolesione Acquisita (sABI). L'approccio metodologico ha previsto la combinazione tra il dispositivo ortesico e un sistema di acquisizione basato su sensori inerziali K-Sensor+. I dati estratti tramite queste IMU sono stati elaborati attraverso un algoritmo sviluppato in MATLAB®. Tale integrazione ha permesso di ricostruire in modo oggettivo e quantitativo le dinamiche articolari, estraendo parametri cinematici e tempo-spaziali del movimento.

Da un punto di vista clinico, i risultati hanno mostrato un quadro eterogeneo. In taluni casi (Soggetto 1), l'impiego dell'ortesi sul lato paretico ha determinato un incremento statisticamente significativo dell'escursione articolare in flessione-estensione, con miglioramenti immediati già al primo utilizzo e tendenze positive nel tempo. In altri casi (ad es. Soggetti 2 e 3), non si sono registrati benefici statisticamente rilevanti: le differenze osservate rientravano nella variabilità intrinseca e non permettono di attribuire il miglioramento all'utilizzo dell'ortesi con ragionevole certezza. È interessante notare come, in alcuni Soggetti, l'utilizzo bilaterale abbia comportato una riduzione dell'escursione sull'arto sano, interpretabile non come un peggioramento, ma come una strategia di stabilizzazione del passo. Si sottolinea, infine, come sia emerso la seguente osservazione clinica: i benefici più evidenti sono stati riscontrati nei Pazienti con le migliori performance cognitive, a supporto del fatto che il mantenimento di buone capacità cognitive dopo l'evenienza di una GCA gioca un ruolo determinante nel recupero della deambulazione.

Nonostante il numero ridotto del campione, la base metodologica utilizzata per la presente tesi ne costituisce un punto di forza. Allo stesso tempo, l'incremento del numero di Pazienti arruolati rappresenterà un passo fondamentale per ampliare e generalizzare i risultati preliminari di questo studio, approfondendo la variabilità interindividuale. Allo stesso tempo, è facile prevedere in prospettiva ulteriori studi di approfondimento mirati ad evidenziare eventuali ulteriori benefici aggiuntivi derivanti dall'utilizzo di ExoBand.

In conclusione, lo studio condotto dimostra come l'integrazione tra un'ortesi innovativa e sistemi di misura avanzati possa costituire, nel corso della riabilitazione motoria di Pazienti con GCA, una metodica di rilievo, certamente promettente ed oggettivabile. Infatti, i dati acquisiti mediante queste tecniche permettono una valutazione naturale di eventuali deficit, non solo permettendo al clinico di individuare il dispositivo con le caratteristiche più adeguate alle necessità del Paziente, ma portando l'approccio riabilitativo ad essere sempre più mirato, personalizzato e fondato su evidenze misurabili.

BIBLIOGRAFIA

- [1] «Cinematica - Enciclopedia», Treccani. Consultato: 2 settembre 2025.
[Online]. Disponibile su:
[https://www.treccani.it/enciclopedia/cinematica_\(Enciclopedia-Italiana\)/](https://www.treccani.it/enciclopedia/cinematica_(Enciclopedia-Italiana)/)
- [2] «Cinètica - Significato ed etimologia - Vocabolario», Treccani. Consultato: 2 settembre 2025. [Online]. Disponibile su:
<https://www.treccani.it/vocabolario/cinetica/>
- [3] L. Mündermann, S. Corazza, e T. P. Andriacchi, «The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications», *J NeuroEngineering Rehabil*, vol. 3, fasc. 1, p. 6, mar. 2006, doi: 10.1186/1743-0003-3-6.
- [4] W. W. T. Lam, Y. M. Tang, e K. N. K. Fong, «A systematic review of the applications of markerless motion capture (MMC) technology for clinical measurement in rehabilitation», *J NeuroEngineering Rehabil*, vol. 20, fasc. 1, p. 57, mag. 2023, doi: 10.1186/s12984-023-01186-9.
- [5] «Bioingegneria della postura e del movimento / a cura di Angelo Cappello, Aurelio Cappozzo e Pietro Enrico di Prampero - Università Roma Tre». Consultato: 25 agosto 2025. [Online]. Disponibile su:
https://discovery.sba.uniroma3.it/discovery/fulldisplay/alma990004283710202653/39RM_CABTRE:39CAB_V1
- [6] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, e L. Chiari, «Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background», *Gait Posture*, vol. 21, fasc. 2, pp. 186–196, feb. 2005, doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.01.010.
- [7] M. W. Whittle, *Gait Analysis: An Introduction*. Butterworth-Heinemann, 2014.
- [8] «Gait Analysis: che cos'è, come si svolge, durata e indicazioni», Attività Privata- Policlinico Gemelli. Consultato: 25 agosto 2025. [Online]. Disponibile su: <https://privato.policlinicogemelli.it/approfondimenti/gait-analysis/>
- [9] «GCA_Protocollo_v2.0.pdf». Consultato: 28 agosto 2025. [Online]. Disponibile su:
https://tiresia.marionegri.it/attachments/GCA/GCA_Protocollo_v2.0.pdf
- [10] on behalf of C.I.R.C.LE (Comorbidità in Ingresso in Riabilitazione nei Pazienti con grave CerebroLEsione acquisita) study group *et al.*, «Identifying clinical complexity in patients affected by severe acquired brain injury in neurorehabilitation: a cross sectional survey», *Eur J Phys Rehabil Med*, vol. 55, fasc. 2, mag. 2019, doi: 10.23736/S1973-9087.18.05342-X.
- [11] R. De Luca, R. S. Calabrò, e P. Bramanti, «Cognitive rehabilitation after severe acquired brain injury: current evidence and future directions», *Neuropsychol Rehabil*, vol. 28, fasc. 6, pp. 879–898, set. 2018, doi: 10.1080/09602011.2016.1211937.
- [12] R. Teasell *et al.*, «A systematic review of the rehabilitation of moderate to severe acquired brain injuries», *Brain Inj*, vol. 21, fasc. 2, pp. 107–112, feb. 2007, doi: 10.1080/02699050701201524.

- [13] C. H. K. Mak *et al.*, «Traumatic Brain Injury in the Elderly: Is it as Bad as we Think?», *Curr Transl Geriatr Exp Gerontol Rep*, vol. 1, fasc. 3, pp. 171–178, 2012, doi: 10.1007/s13670-012-0017-2.
- [14] A. Brazinova *et al.*, «Epidemiology of Traumatic Brain Injury in Europe: A Living Systematic Review», *J Neurotrauma*, vol. 38, fasc. 10, pp. 1411–1440, mag. 2021, doi: 10.1089/neu.2015.4126.
- [15] L. Lorenz e G. Katz, «Severe Brain Injury in Massachusetts: Assessing the Continuum of Care», *Issue Brief (Mass Health Policy Forum)*, fasc. 45, pp. 1–62, dic. 2015.
- [16] K. D. Cicerone, «Participation as an outcome of traumatic brain injury rehabilitation», *J Head Trauma Rehabil*, vol. 19, fasc. 6, pp. 494–501, 2004, doi: 10.1097/00001199-200411000-00006.
- [17] «Cerebrolesioni acquisite - Patologie trattate a Montecatone», Istituto di Montecatone Ospedale di Riabilitazione. Consultato: 28 agosto 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.montecatone.com/patologie/cerebrolesioni-acquisite/>
- [18] «Atassia: che cos'è, cause e trattamenti», Humanitas. Consultato: 28 agosto 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.humanitas.it/sintomi/atassia/>
- [19] A. Björklund e S. B. Dunnett, «Dopamine neuron systems in the brain: an update», *Trends Neurosci*, vol. 30, fasc. 5, pp. 194–202, mag. 2007, doi: 10.1016/j.tins.2007.03.006.
- [20] «Morbo di Parkinson - Malattie neurologiche», Manuali MSD Edizione Professionisti. Consultato: 28 agosto 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.msdmanuals.com/it/professionale/malattie-neurologiche/disturbi-del-movimento-e-cerebellari/morbo-di-parkinson>
- [21] E. Broussolle, P. Krack, S. Thobois, J. Xie-Brustolin, P. Pollak, e C. G. Goetz, «Contribution of Jules Froment to the study of parkinsonian rigidity», *Mov Disord*, vol. 22, fasc. 7, pp. 909–914, mag. 2007, doi: 10.1002/mds.21484.
- [22] M. W. Parsons e M. M. Braun, A c. di, *Clinical neuropsychology: A pocket handbook for assessment (4th ed.)*. Washington: American Psychological Association, 2024. doi: 10.1037/0000383-000.
- [23] «MEMS inertial sensors: A tutorial overview», *ResearchGate*, ago. 2025, doi: 10.1109/MCOM.2013.6495768.
- [24] «Meccanica Sperimentale». Consultato: 4 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: https://e-l.unifi.it/pluginfile.php/963969/mod_resource/content/1/Accelerometri.pdf
- [25] «G-Link-200-8G MicroStrain by HBK | Mouser Italia». Consultato: 4 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: https://www.mouser.it/ProductDetail/MicroStrain-by-HBK/G-Link-200-8G?qs=DPoM0jnrROWwJ23DVpdEjg%3D%3D&srsId=AfmBOorHIFr70MS8f5XKSADH7DDSJMUGQleDYvt2XJV7jDjrNd-H9_aD
- [26] «Entran EGAXT3 Accelerometers». Consultato: 4 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.sensorway.cn/Upload/2010/5/129174151956875000.pdf>

- [27] M. A. Lafortune, E. Henning, e G. A. Valiant, «Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers», *Journal of Biomechanics*, vol. 28, fasc. 8, pp. 989–993, ago. 1995, doi: 10.1016/0021-9290(94)00150-3.
- [28] K. M. Culhane, M. O'Connor, D. Lyons, e G. M. Lyons, «Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults», *Age Ageing*, vol. 34, fasc. 6, pp. 556–560, nov. 2005, doi: 10.1093/ageing/afi192.
- [29] «Elemania». Consultato: 8 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.elemania.altervista.org/sensori/condizionamento/condiz11.html>
- [30] A. Partridge *et al.*, «A high-performance planar piezoresistive accelerometer», *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 9, fasc. 1, pp. 58–66, mar. 2000, doi: 10.1109/84.825778.
- [31] «(PDF) Magnetic Sensors and Their Applications», *ResearchGate*, doi: 10.1109/JSEN.2006.874493.
- [32] «Magnetometro - Enciclopedia», Treccani. Consultato: 8 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.treccani.it/enciclopedia/magnetometro/>
- [33] «Legge di Faraday-Neumann».
- [34] «Sensore magnetoresistivo», Rechner Sensors. Consultato: 8 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.rechner-sensors.com/it/documentazione/knowledge/sensore-magnetoresistivo>
- [35] K. Aminian, B. Najafi, C. Büla, P.-F. Leyvraz, e P. Robert, «Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes», *J Biomech*, vol. 35, fasc. 5, pp. 689–699, mag. 2002, doi: 10.1016/s0021-9290(02)00008-8.
- [36] «Giroscopio», SBG Systems. Consultato: 8 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.sbg-systems.com/it/glossary/gyroscope-definition/>
- [37] S. Rosati, «S. Rosati, “Fisica generale”, Casa editrice Ambrosiana, Milano, 2000». Consultato: 9 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.libroco.it/dl/Rosati-Sergio-Lovitch-Lionel/CEA-Casa-Editrice-Ambrosiana/9788840810447/Problemi-di-fisica-generale-Elettricit-magnetismo-elettrodinamica-ottica/cw42183862169850.html>
- [38] «The MEMS Handbook». Consultato: 8 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: [https://www.eet.bme.hu/~mizsei/mikrorejegy/The%20MEMS%20Handbook\(Complete\)/0077_PDF_C24.pdf](https://www.eet.bme.hu/~mizsei/mikrorejegy/The%20MEMS%20Handbook(Complete)/0077_PDF_C24.pdf)
- [39] «Spatio-temporal Parameters of Gait Measured by an Ambulatory System Using Miniature Gyroscopes | Request PDF», *ResearchGate*, ago. 2025, doi: 10.1016/S0021-9290(02)00008-8.
- [40] «MD HK - Manuale Dispositivo HomeKit VRRS Engine - REV12 ITA 20250801».
- [41] «HomeKit», Khymeia®. Consultato: 4 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://Khymeia®.com/it/products/home-kit/>
- [42] «Homepage», Khymeia®. Consultato: 4 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://Khymeia®.com/it/>
- [43] M. WÄLCHLI, J. RUFFIEUX, Y. BOURQUIN, M. KELLER, e W. TAUBE, «Maximizing Performance: Augmented Feedback, Focus of Attention, and/or Reward?», *Med Sci Sports Exerc*, vol. 48, fasc. 4, pp. 714–719, apr. 2016, doi: 10.1249/MSS.0000000000000818.

- [44] «ST K-SENSOR+ - Scheda Tecnica K-Sensor+ - REV3 ITA 20250409».
- [45] «MT K-SENSOR+ - Manuale Tecnico K-Sensor+ - REV5 ITA 20250409».
- [46] «Cos'è un dongle? Come funziona? Vantaggi e differenze spiegate | Lenovo Italia». Consultato: 9 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.lenovo.com/it/it/glossary/dongle/>
- [47] «Moveo® ExoBand® - miniGuide».
- [48] G. Borelli, R. Neviani, A. Sghedoni, e A. Ovi, «Ausili e ortesi per il cammino», in *La fisioterapia nella paralisi cerebrale infantile: La funzione cammino*, G. Borelli, R. Neviani, A. Sghedoni, e A. Ovi, A c. di, Milano: Springer Milan, 2014, pp. 81–118. doi: 10.1007/978-88-470-5462-2_3.
- [49] «Ortesi - Enciclopedia», Treccani. Consultato: 18 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.treccani.it/enciclopedia/ortesi/>
- [50] «Introduction to Orthotics», Physiopedia. Consultato: 18 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: https://www.physio-pedia.com/Introduction_to_Orthotics
- [51] «Ricerca per protesi - Treccani», Treccani. Consultato: 18 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.treccani.it/enciclopedia/ricerca/protesi/>
- [52] «Linee guida sull'accessibilità degli strumenti informatici | Allegato 3 - Prodotti per la classe 22 della UNI EN ISO 9999: 2017 relativa alla comunicazione e gestione dell'informazione», Docs Italia. Consultato: 18 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://docs.italia.it/AgID/documenti-in-consultazione/lg-accessibilita-docs/it/stabile/allegato-3/index.html>
- [53] World Health Organization, *WHO global disability action plan 2014-2021: better health for all people with disability*. Geneva: World Health Organization, 2015. Consultato: 18 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://iris.who.int/handle/10665/199544>
- [54] C. G. Burgar, P. S. Lum, P. C. Shor, e H. F. Machiel Van der Loos, «Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience», *J Rehabil Res Dev*, vol. 37, fasc. 6, pp. 663–673, 2000.
- [55] B. Chen, B. Zi, L. Qin, e Q. Pan, «State-of-the-art research in robotic hip exoskeletons: A general review», *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 20, pp. 4–13, gen. 2020, doi: 10.1016/j.jot.2019.09.006.
- [56] «(PDF) Design and Implementation of a Robotic Hip Exoskeleton for Gait Rehabilitation», *ResearchGate*, doi: 10.3390/act10090212.
- [57] «(PDF) Design and Characterization of a Lightweight and Fully Portable Remote Actuation System for Use With a Hand Exoskeleton». Consultato: 18 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: https://www.researchgate.net/publication/294105818_Design_and_Characterization_of_a_Lightweight_and_Fully_Portable_Remote_Actuation_System_for_Use_With_a_Hand_Exoskeleton
- [58] K. Anam e A. A. Al-Jumaily, «Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art», *Procedia Engineering*, vol. 41, pp. 988–994, gen. 2012, doi: 10.1016/j.proeng.2012.07.273.
- [59] J. L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley & Sons, 2008.

- [60] «Homepage - Moveo®». Consultato: 18 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.Moveo®walks.com/>
- [61] «Ricerche scientifiche e Studi clinici», Moveo®. Consultato: 18 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.Moveo®walks.com/pubblicazioni/>
- [62] «Sheda tecnica ExoBand® (1).docx». Consultato: 18 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: https://www.Moveo®walks.com/wp-content/uploads/2024/11/Sheda-tecnica-ExoBand®_2024.pdf
- [63] «Software foglio di calcolo online gratuito: Excel | Microsoft 365». Consultato: 29 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.microsoft.com/it-it/microsoft-365/excel?market=it>
- [64] F. Schoonjans, «MedCalc statistical software - free trial available», MedCalc. Consultato: 28 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.medcalc.org/en/>
- [65] D. G. Altman e J. M. Bland, «Statistics notes: the normal distribution», *BMJ*, vol. 310, fasc. 6975, p. 298, feb. 1995, doi: 10.1136/bmj.310.6975.298.
- [66] «(W. J. Conover) Practical Nonparametric Statistics | PDF». Consultato: 28 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://it.scribd.com/document/431517293/W-J-Conover-Practical-Nonparametric-Statistics>
- [67] F. Schoonjans, «Paired t-test - MedCalc Statistical Software Manual», MedCalc. Consultato: 28 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.medcalc.org/en/manual/pairedtttest.php>
- [68] F. Schoonjans, «Regression - MedCalc Statistical Software Manual», MedCalc. Consultato: 29 settembre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.medcalc.org/en/manual/regression.php>
- [69] H. Y. Kim, Y. S. An, S. H. Oh, e H. C. Lee, «Clinical Feasibility of a Markerless Gait Analysis System», *Clin Orthop Surg*, vol. 16, fasc. 3, pp. 506–516, giu. 2024, doi: 10.4055/cios23065.
- [70] T. Ishida e M. Samukawa, «Validity and Reliability of a Wearable Goniometer Sensor Controlled by a Mobile Application for Measuring Knee Flexion/Extension Angle during the Gait Cycle», *Sensors (Basel)*, vol. 23, fasc. 6, p. 3266, mar. 2023, doi: 10.3390/s23063266.
- [71] N. Wagener *et al.*, «Knee Arthrodesis Affects Gait Kinematics More in the Ankle Than in the Hip Joint», *Medicina (Kaunas)*, vol. 58, fasc. 6, p. 696, mag. 2022, doi: 10.3390/medicina58060696.
- [72] «Verification of gait analysis method fusing camera-based pose estimation and an IMU sensor in various gait conditions - PMC». Consultato: 1 ottobre 2025. [Online]. Disponibile su: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9586966/>

Materiale Supplementare

Funzioni Algoritmo MATLAB®

Funzione Mat2Ang_1

```
function [Ang] = Mat2Ang_1 (M, type)
e = 0.99999;
pi2=pi/2;

for i=1:size(M,3)

    Mat = M(:, :, i);

    Mat11 = Mat(1,1); Mat12 = Mat(1,2); Mat13 = Mat(1,3);
    Mat21 = Mat(2,1); Mat22 = Mat(2,2); Mat23 = Mat(2,3);
    Mat31 = Mat(3,1); Mat32 = Mat(3,2); Mat33 = Mat(3,3);
    switch type

        case "ZYX"
            if (abs(Mat31) > e)
                Ang.x(1,i) = rad2deg(0);
                Ang.z(1,i) = rad2deg(atan2(Mat23, Mat13));
                Ang.y(1,i) = rad2deg(pi2 * sign(Mat31));
            else
                Ang.z(1,i) = rad2deg(atan2(Mat21, Mat11));
                Ang.y(1,i) = rad2deg(asin(-Mat31));
                Ang.x(1,i) = rad2deg(atan2(Mat32, Mat33));
            end

        case "XZY"

            if (abs(Mat12) > e)
                Ang.x(1,i) = rad2deg(atan2(Mat31,Mat21));
                Ang.z(1,i) = rad2deg(-pi2 * sign(Mat12));
                Ang.y(1,i) = rad2deg(0);
            else
                Ang.y(1,i) = rad2deg(atan2(Mat13,Mat11));
                Ang.x(1,i) = rad2deg(atan2(Mat32,Mat22));
                Ang.z(1,i) = rad2deg(asin(-Mat12));
            end

        case "XYZ"

            if (abs(Mat13) > e)
                Ang.x(1,i) = rad2deg(atan2(Mat21, -Mat31));
                Ang.z(1,i) = rad2deg(0);
                Ang.y(1,i) = rad2deg(pi2 * sign(Mat13));
            else
                Ang.z(1,i) = rad2deg(atan2(-Mat12, Mat11));
                Ang.y(1,i) = rad2deg(asin(Mat13));
                Ang.x(1,i) = rad2deg(atan2(-Mat23, Mat33));
            end
    end
end
```

```

case "YXZ"

    if (abs(Mat23) > e)
        Ang.x(1,i) = rad2deg(pi2 * sign(Mat23));
        Ang.z(1,i) = rad2deg(0);
        Ang.y(1,i) = rad2deg(atan2(Mat12, Mat32));
    else
        Ang.z(1,i) = rad2deg(atan2(Mat21, Mat22));
        Ang.y(1,i) = rad2deg(atan2(Mat13, Mat33));
        Ang.x(1,i) = rad2deg(asin(-Mat23));
    end

case "YZX"

    if (abs(Mat21) > e)
        Ang.x(1,i) = rad2deg(0);
        Ang.z(1,i) = rad2deg(pi2 * sign(Mat21));
        Ang.y = rad2deg(atan2(Mat13, -Mat12));
    else
        Ang.z(1,i) = rad2deg(asin(Mat21));
        Ang.y(1,i) = rad2deg(atan2(-Mat31, Mat11));
        Ang.x(1,i) = rad2deg(atan2(-Mat23, Mat22));
    end

case "ZXY"

    if (abs(Mat32) > e)
        Ang.y(1,i) = rad2deg(0);
        Ang.z(1,i) = rad2deg(atan2(Mat13, -Mat23));
        Ang.x(1,i) = rad2deg(pi2 * sign(Mat32));
    else
        Ang.z(1,i) = rad2deg(atan2(-Mat12, Mat22));
        Ang.y(1,i) = rad2deg(atan2(-Mat31, Mat33));
        Ang.x(1,i) = rad2deg(asin(Mat32));
    end

end
end

```

Funzione interpolaSegnali

```

function [Angoli_interp, t_comm] = interpolaSegnali(Angoli, Tempi)

    if length(Angoli) ~= length(Tempi)
        error('Il numero di segnali e vettori temporali deve essere lo stesso.');
```

```

    end

    lunghezze = cellfun(@length, Tempi);
    [~, idx_max] = max(lunghezze);
    t_comm = Tempi{idx_max};

    num_segnali = length(Angoli);
    Angoli_resampled = cell(1, num_segnali);
    Angoli_interp = cell(1, num_segnali);

```

```

disp('Controllo lunghezze dei segnali e interpolazione su asse
comune...');

segnali_diversi = false;
for i = 1:num_segnali
    if ~isequal(Tempi{i}, t_comm)
        segnali_diversi = true;
        break;
    end
end

if segnali_diversi
    for i = 1:num_segnali
        if ~isequal(Tempi{i}, t_comm)
            Angoli_resampled{i} = interp1(Tempi{i}, Angoli{i},
t_comm, 'linear', 'extrap');
        else
            Angoli_resampled{i} = Angoli{i};
        end
    end
    disp('Lunghezza dei segnali diversa. Interpolazione su un asse
temporale comune completata.');
```

```

    else
        for i = 1:num_segnali
            Angoli_resampled{i} = Angoli{i};
        end
        disp('I segnali sono della stessa dimensione e non è necessario
interpolare.');
```

```

    end

    disp('Controllo e interpolazione dei valori NaN...');

    for i = 1:num_segnali
        nan_idx = isnan(Angoli_resampled{i});
        if any(nan_idx)
            disp(['Ci sono dei NaNs nel segnale ', num2str(i), '.
Interpolazione per riempire i vuoti.']);
            non_nan_t = t_comm(~nan_idx);
            non_nan_ang = Angoli_resampled{i}(~nan_idx);
            Angoli_interp{i} = interp1(non_nan_t, non_nan_ang, t_comm,
'linear', 'extrap');
        else
            Angoli_interp{i} = Angoli_resampled{i};
            disp(['Non ci sono NaNs nel segnale ', num2str(i), '.']);
        end
    end
    disp('Interpolazione dei NaN completata per tutti i segnali.');
```

```

end

```

Funzione Segmentation

```
function [num_passi, durata_passo, segmento, idx_passi_validi,
durata_swing, percent_swing, durata_stance, percent_stance, stacco,
appoggio, idx_stacco, idx_appoggio, zero_cross_pos, zero_cross_neg] =
segmentation (t, Ang_y_input, type)

Ang_y_input=Ang_y_input-Ang_y_input(1,1);

t_c= t(2)-t(1);

zero_cross_pos = find(diff(sign(Ang_y_input))> 0);

zero_cross_neg = find (diff(sign(Ang_y_input))<0);
[pks_appoggio, locs_appoggio] = findpeaks(Ang_y_input,
'MinPeakProminence', 20, 'MinPeakDistance', 0.2/t_c);

if length(locs_appoggio) < 2
    disp('Meno di 2 eventi di appoggio significativi rilevati.
Impossibile segmentare i passi.');
```

num_passi = {};

durata_passo = [];

segmento = {};

idx_passi_validi = {};

durata_swing = [];

percent_swing = [];

durata_stance = [];

percent_stance = [];

stacco = [];

appoggio = [];

idx_stacco = [];

idx_appoggio = [];

zero_cross_pos = [];

zero_cross_neg = [];

return;

end

passi_tmp = {};

idx_passi_validi = {};

durata_passo = [];

durata_accumulata = 0;

for i = 1:length(locs_appoggio) - 1

idx_inizio = locs_appoggio(i);

idx_fine = locs_appoggio(i+1);

if idx_fine > length(t) || idx_inizio > length(t)

disp(['Indice fuori limite al passo ', num2str(i)]);

continue;

end

```

t_passo = t(idx_fine) - t(idx_inizio);

if t_passo < 0.2

    disp(['Durata troppo breve per essere considerato un passo
valido ...' ...
        '(appoggio-appoggio), al segmento ', num2str(i)]);
    durata_accumulata = durata_accumulata + t_passo;
    continue;
end

t_passo = t_passo + durata_accumulata;
durata_accumulata = 0;

passi_tmp{end+1} = Ang_y_input(idx_inizio:idx_fine);
idx_passi_validi{end+1} = [idx_inizio, idx_fine];
durata_passo(end+1) = t_passo;
end

if ~isempty(passi_tmp)
    num_passi = passi_tmp';
else
    num_passi = {};
end

num_valid_steps = length(durata_passo);

if num_valid_steps > 0
    stacco = zeros(num_valid_steps,1);
    appoggio = zeros(num_valid_steps,1);

    tempo_stacco_event = zeros(num_valid_steps,1);
    tempo_appoggio_event = zeros(num_valid_steps,1);

    segmento = cell(num_valid_steps,1);
    durata_swing = zeros(num_valid_steps,1);
    percent_swing = zeros(num_valid_steps,1);
    durata_stance = zeros(num_valid_steps,1);
    percent_stance = zeros(num_valid_steps,1);

    for i=1:num_valid_steps
        idx_inizio = idx_passi_validi{i}(1);
        idx_fine = idx_passi_validi{i}(2);

        segmento{i} = Ang_y_input(idx_inizio:idx_fine);
        tempo_segmento = t(idx_inizio:idx_fine);

        appoggio(i) = Ang_y_input(idx_inizio);
        tempo_appoggio_event(i) = t(idx_inizio);

        [valore_min, idx_min_local] = min(segmento{i});
        stacco(i) = valore_min;
        tempo_stacco_event(i) = tempo_segmento(idx_min_local);
    end
end

```



```

        if tempo_stacco_event(i) > tempo_appoggio_event(i)
            durata_stance(i) = tempo_stacco_event(i) -
tempo_appoggio_event(i);
        else
            disp(['Attenzione: Toe Off prima dell''Heel Strike iniziale
per il passo ', num2str(i)]);
            durata_stance(i) = 0;
        end

percent_stance(i) = (durata_stance(i) / durata_passo(i)) * 100;

        durata_swing(i) = t(idx_fine) - tempo_stacco_event(i);
        percent_swing(i) = (durata_swing(i) / durata_passo(i)) * 100;

        if abs((durata_stance(i) + durata_swing(i)) - durata_passo(i)) >
1e-6
            disp(['Avviso: la somma Stance+Swing non corrisponde alla
durata totale del passo per il passo ', num2str(i)]);
        end
    end
else

    stacco = [];
    appoggio = [];
    durata_swing = [];
    percent_swing = [];
    durata_stance = [];
    percent_stance = [];
    tempo_stacco_event = [];
    tempo_appoggio_event = [];
    segmento = {};
end
idx_stacco = tempo_stacco_event;
idx_appoggio = tempo_appoggio_event;
end

```

Funzione segmentSignalWithIDX

```

function [segmented_signal] = segmentSignalWithIDX (signal, start_idx,
end_idx)

if length(start_idx) ~= length(end_idx)
    error(['gli indici di inizio e fine non hanno la stessa lunghezza,
... ' ...
'ovvero un passo inizia e non finisce o finisce senza aver
inizato'])
end

num_sements = length (start_idx);

segmented_signal = cell(num_sements, 1);

target_samples = 100;

for i = 1: num_sements
    idx_inizio = start_idx(i);

```

```

        idx_fine = end_idx(i);

        if idx_inizio > length(signal) || idx_fine > length(signal) ||
        idx_inizio < 1 || idx_fine < 1
            warning(['Segment %d: Idx [%d, %d] sono fuori dai limiti di ...'
...
                    'lunghezza del segnale %d. Salta il segmento.'], ...
                    i, idx_inizio, idx_fine, length(signal));
            segmented_signal{i} = [];

            continue;
        end

current_segment = signal (idx_inizio:idx_fine);

if length (current_segment)<2
    warning (['Segmento %d: Il segmento è troppo corto (%d campioni)...'
...
            ' per essere interpolato. Salto il segmento.'], i,
length(current_segment));

    segment_signal{i} = [];
    continue;
elseif length(current_segment) == target_samples
    segmented_signal{i} = current_segment;
else

    original_pts = 1 : length(current_segment);

    new_pts = linspace(1, length(current_segment), target_samples);

    segment_interp = interp1(original_pts, current_segment, new_pts, ...
        'linear', 'extrap');

    segmented_signal{i} = segment_interp (:);

end
end
end

```

Funzione extractAndCalculateGaitPeaks

```

function [peak_data_struct, table_peaks] =
extractAndCalculateGaitPeaks(segmento_foot, segmento_hip, segmento_knee,
segmento_ankle)

pks_max_hip_initialcontact = [];
locs_pks_max_hip_initialcontact = [];

```

```

pks_max_hip_terminalsing = [];
locs_pks_max_hip_terminalsing = [];

pks_min_hip_terminalstance = [];
locs_pks_min_hip_terminalstance = [];

pks_max_knee_loadingresponse = [];
locs_pks_max_knee_loadingresponse = [];

pks_max_knee_initialsing = [];
locs_pks_max_knee_initialsing = [];

pks_min_knee_initialcontact = [];
locs_pks_min_knee_initialcontact = [];

pks_min_knee_midterminalstance = [];
locs_pks_min_knee_midterminalstance = [];

pks_max_ankle_midterminalstance = [];
locs_pks_max_ankle_midterminalstance = [];

pks_max_ankle_sing = [];
locs_pks_max_ankle_sing = [];

pks_min_ankle_loadingresponse = [];
locs_pks_min_ankle_loadingresponse = [];

pks_min_ankle_presing = [];
locs_pks_min_ankle_presing = [];

for i = 1:length(segmento_foot)

    current_hip_segment = segmento_hip{i};
    current_knee_segment = segmento_knee{i};
    current_ankle_segment = segmento_ankle{i};

    [pks_hip_all_max, locs_hip_all_max] =
findpeaks(current_hip_segment);
    [pks_hip_all_min, locs_hip_all_min] = findpeaks(-
current_hip_segment);
    pks_hip_all_min = -pks_hip_all_min;

    idx = find(locs_hip_all_max >= 1 & locs_hip_all_max <= 15);

    if ~isempty(idx)
        [val, pos] = max(pks_hip_all_max(idx));

```

```

        pks_max_hip_initialcontact = [pks_max_hip_initialcontact; val];
        locs_pks_max_hip_initialcontact =
[locs_pks_max_hip_initialcontact; locs_hip_all_max(idx(pos))];
    end

    idx = find(locs_hip_all_max >= 70 & locs_hip_all_max <= 100);
    if ~isempty(idx)
        [val, pos] = max(pks_hip_all_max(idx));
        pks_max_hip_terminalsing = [pks_max_hip_terminalsing; val];
        locs_pks_max_hip_terminalsing =
[locs_pks_max_hip_terminalsing; locs_hip_all_max(idx(pos))];
    end

    idx = find(locs_hip_all_min >= 30 & locs_hip_all_min <= 80);
    if ~isempty(idx)
        [val, pos] = min(pks_hip_all_min(idx));
        pks_min_hip_terminalstance = [pks_min_hip_terminalstance; val];
        locs_pks_min_hip_terminalstance =
[locs_pks_min_hip_terminalstance; locs_hip_all_min(idx(pos))];
    end

    [pks_knee_all_max, locs_knee_all_max] =
findpeaks(current_knee_segment);
    [pks_knee_all_min, locs_knee_all_min] = findpeaks(-
current_knee_segment);
    pks_knee_all_min = -pks_knee_all_min;

    idx = find(locs_knee_all_max >= 5 & locs_knee_all_max <= 20);

    if ~isempty(idx)
        [val, pos] = max(pks_knee_all_max(idx));
        pks_max_knee_loadingresponse = [pks_max_knee_loadingresponse;
val];
        locs_pks_max_knee_loadingresponse =
[locs_pks_max_knee_loadingresponse; locs_knee_all_max(idx(pos))];
    end

    idx = find(locs_knee_all_max >= 55 & locs_knee_all_max <= 90);
    if ~isempty(idx)
        [val, pos] = max(pks_knee_all_max(idx));
        pks_max_knee_initialswing = [pks_max_knee_initialswing; val];
        locs_pks_max_knee_initialswing =
[locs_pks_max_knee_initialswing; locs_knee_all_max(idx(pos))];
    end

    idx = find(locs_knee_all_min >= 1 & locs_knee_all_min <= 10);
    if ~isempty(idx)

```

```

[~, pos] = min(abs(pks_knee_all_min(idx)));

pks_min_knee_initialcontact = [pks_min_knee_initialcontact;
pks_knee_all_min(idx(pos))];
locs_pks_min_knee_initialcontact =
[locs_pks_min_knee_initialcontact; locs_knee_all_min(idx(pos))];
end

idx = find(locs_knee_all_min >= 30 & locs_knee_all_min <= 50);
if ~isempty(idx)
    [~, pos] = min(abs(pks_knee_all_min(idx)));
    pks_min_knee_midterminalstance =
[pks_min_knee_midterminalstance; pks_knee_all_min(idx(pos))];
    locs_pks_min_knee_midterminalstance =
[locs_pks_min_knee_midterminalstance; locs_knee_all_min(idx(pos))];
end

[pks_ankle_all_max, locs_ankle_all_max] =
findpeaks(current_ankle_segment);
[pks_ankle_all_min, locs_ankle_all_min] = findpeaks(-
current_ankle_segment);
pks_ankle_all_min = -pks_ankle_all_min;

idx = find(locs_ankle_all_max >= 5 & locs_ankle_all_max <= 70);
if ~isempty(idx)
    [val, pos] = max(pks_ankle_all_max(idx));
    pks_max_ankle_midterminalstance =
[pks_max_ankle_midterminalstance; val];
    locs_pks_max_ankle_midterminalstance =
[locs_pks_max_ankle_midterminalstance; locs_ankle_all_max(idx(pos))];
end

idx = find(locs_ankle_all_max >= 60 & locs_ankle_all_max <= 100);
if ~isempty(idx)
    [val, pos] = max(pks_ankle_all_max(idx));
    pks_max_ankle_swing = [pks_max_ankle_swing; val];
    locs_pks_max_ankle_swing = [locs_pks_max_ankle_swing;
locs_ankle_all_max(idx(pos))];
end

idx = find(locs_ankle_all_min >= 1 & locs_ankle_all_min <= 15);
if ~isempty(idx)
    [val, pos] = min(pks_ankle_all_min(idx));
    pks_min_ankle_loadingresponse = [pks_min_ankle_loadingresponse;
val];
    locs_pks_min_ankle_loadingresponse =
[locs_pks_min_ankle_loadingresponse; locs_ankle_all_min(idx(pos))];
end

idx = find(locs_ankle_all_min >= 50 & locs_ankle_all_min <= 85);
if ~isempty(idx)

```

```

        [val, pos] = min(pks_ankle_all_min(idx));
        pks_min_ankle_preswing = [pks_min_ankle_preswing; val];
        locs_pks_min_ankle_preswing = [locs_pks_min_ankle_preswing;
locs_ankle_all_min(idx(pos))];
    end
end

Mean_Hip_Flessione_IC = mean(pks_max_hip_initialcontact);
Std_Hip_Flessione_IC = std(pks_max_hip_initialcontact);
Mean_Loc_Hip_Flessione_IC = mean(locs_pks_max_hip_initialcontact);
Std_Loc_Hip_Flessione_IC = std(locs_pks_max_hip_initialcontact);

Mean_Hip_Flessione_TSw = mean(pks_max_hip_terminalsing);
Std_Hip_Flessione_TSw = std(pks_max_hip_terminalsing);
Mean_Loc_Hip_Flessione_TSw = mean(locs_pks_max_hip_terminalsing);
Std_Loc_Hip_Flessione_TSw = std(locs_pks_max_hip_terminalsing);

Mean_Hip_Estensione_TSt = mean(pks_min_hip_terminalstance);
Std_Hip_Estensione_TSt = std(pks_min_hip_terminalstance);
Mean_Loc_Hip_Estensione_TSt = mean(locs_pks_min_hip_terminalstance);
Std_Loc_Hip_Estensione_TSt = std(locs_pks_min_hip_terminalstance);

Mean_Knee_Flessione_LR = mean(pks_max_knee_loadingresponse);
Std_Knee_Flessione_LR = std(pks_max_knee_loadingresponse);
Mean_Loc_Knee_Flessione_LR = mean(locs_pks_max_knee_loadingresponse);
Std_Loc_Knee_Flessione_LR = std(locs_pks_max_knee_loadingresponse);

Mean_Knee_Flessione_ISw = mean(pks_max_knee_initialsing);
Std_Knee_Flessione_ISw = std(pks_max_knee_initialsing);
Mean_Loc_Knee_Flessione_ISw = mean(locs_pks_max_knee_initialsing);
Std_Loc_Knee_Flessione_ISw = std(locs_pks_max_knee_initialsing);

Mean_Knee_Estensione_IC = mean(pks_min_knee_initialcontact);
Std_Knee_Estensione_IC = std(pks_min_knee_initialcontact);
Mean_Loc_Knee_Estensione_IC = mean(locs_pks_min_knee_initialcontact);
Std_Loc_Knee_Estensione_IC = std(locs_pks_min_knee_initialcontact);

Mean_Knee_Estensione_MTSt = mean(pks_min_knee_midterminalstance);
Std_Knee_Estensione_MTSt = std(pks_min_knee_midterminalstance);
Mean_Loc_Knee_Estensione_MTSt =
mean(locs_pks_min_knee_midterminalstance);
Std_Loc_Knee_Estensione_MTSt = std(locs_pks_min_knee_midterminalstance);

Mean_Ankle_DorsiFlessione_MTSt = mean(pks_max_ankle_midterminalstance);
Std_Ankle_DorsiFlessione_MTSt = std(pks_max_ankle_midterminalstance);
Mean_Loc_Ankle_DorsiFlessione_MTSt =
mean(locs_pks_max_ankle_midterminalstance);
Std_Loc_Ankle_DorsiFlessione_MTSt =
std(locs_pks_max_ankle_midterminalstance);

Mean_Ankle_DorsiFlessione_Swing = mean(pks_max_ankle_swing);
Std_Ankle_DorsiFlessione_Swing = std(pks_max_ankle_swing);
Mean_Loc_Ankle_DorsiFlessione_Swing = mean(locs_pks_max_ankle_swing);

```

```

Std_Loc_Ankle_DorsiFlessione_Swing = std(locs_pks_max_ankle_swing);

Mean_Ankle_PlantarFlessione_LR = mean(pks_min_ankle_loadingresponse);
Std_Ankle_PlantarFlessione_LR = std(pks_min_ankle_loadingresponse);
Mean_Loc_Ankle_PlantarFlessione_LR =
mean(locs_pks_min_ankle_loadingresponse);
Std_Loc_Ankle_PlantarFlessione_LR =
std(locs_pks_min_ankle_loadingresponse);

Mean_Ankle_PlantarFlessione_PS = mean(pks_min_ankle_preswing);
Std_Ankle_PlantarFlessione_PS = std(pks_min_ankle_preswing);
Mean_Loc_Ankle_PlantarFlessione_PS = mean(locs_pks_min_ankle_preswing);
Std_Loc_Ankle_PlantarFlessione_PS = std(locs_pks_min_ankle_preswing);

EventType = {
    'Anca_Flessione_Picco_1';
    'Anca_Flessione_Picco_2';
    'Anca_Estensione_Picco_1';
    'Ginocchio_Flessione_Picco_1';
    'Ginocchio_Flessione_Picco_2';
    'Ginocchio_Estensione_Picco_1';
    'Ginocchio_Estensione_Picco_2';
    'Caviglia_DorsiFlessione_Picco_1';
    'Caviglia_DorsiFlessione_Picco_2';
    'Caviglia_PlantarFlessione_Picco_1';
    'Caviglia_PlantarFlessione_Picco_2'
};

Mean_Value_Deg = [
    Mean_Hip_Flessione_IC;
    Mean_Hip_Flessione_TSw;
    Mean_Hip_Estensione_TSt;
    Mean_Knee_Flessione_LR;
    Mean_Knee_Flessione_ISw;
    Mean_Knee_Estensione_IC;
    Mean_Knee_Estensione_MTSt;
    Mean_Ankle_DorsiFlessione_MTSt;
    Mean_Ankle_DorsiFlessione_Swing;
    Mean_Ankle_PlantarFlessione_LR;
    Mean_Ankle_PlantarFlessione_PS
];

Std_Dev_Deg = [
    Std_Hip_Flessione_IC;
    Std_Hip_Flessione_TSw;
    Std_Hip_Estensione_TSt;
    Std_Knee_Flessione_LR;
    Std_Knee_Flessione_ISw;
    Std_Knee_Estensione_IC;
    Std_Knee_Estensione_MTSt;
    Std_Ankle_DorsiFlessione_MTSt;
    Std_Ankle_DorsiFlessione_Swing;
    Std_Ankle_PlantarFlessione_LR;
    Std_Ankle_PlantarFlessione_PS
];

```

```

Mean_Location_Sample = [
    Mean_Loc_Hip_Flessione_IC;
    Mean_Loc_Hip_Flessione_TSw;
    Mean_Loc_Hip_Estensione_TSt;
    Mean_Loc_Knee_Flessione_LR;
    Mean_Loc_Knee_Flessione_ISw;
    Mean_Loc_Knee_Estensione_IC;
    Mean_Loc_Knee_Estensione_MTSt;
    Mean_Loc_Ankle_DorsiFlessione_MTSt;
    Mean_Loc_Ankle_DorsiFlessione_Swing;
    Mean_Loc_Ankle_PlantarFlessione_LR;
    Mean_Loc_Ankle_PlantarFlessione_PS
];

Std_Location_Sample = [
    Std_Loc_Hip_Flessione_IC;
    Std_Loc_Hip_Flessione_TSw;
    Std_Loc_Hip_Estensione_TSt;
    Std_Loc_Knee_Flessione_LR;
    Std_Loc_Knee_Flessione_ISw;
    Std_Loc_Knee_Estensione_IC;
    Std_Loc_Knee_Estensione_MTSt;
    Std_Loc_Ankle_DorsiFlessione_MTSt;
    Std_Loc_Ankle_DorsiFlessione_Swing;
    Std_Loc_Ankle_PlantarFlessione_LR;
    Std_Loc_Ankle_PlantarFlessione_PS
];

table_peaks = table(EventType, Mean_Value_Deg, Std_Dev_Deg, ...
    Mean_Location_Sample, Std_Location_Sample, ...
    'VariableNames', {'EventType', 'Mean_Value_Deg', 'Std_Dev_Deg', ...
    'Mean_Location_Sample', 'Std_Location_Sample'});

peak_data_struct.pks_max_hip_initialcontact =
    pks_max_hip_initialcontact;
peak_data_struct.locs_pks_max_hip_initialcontact =
    locs_pks_max_hip_initialcontact;
peak_data_struct.pks_max_hip_terminalsing = pks_max_hip_terminalsing;
peak_data_struct.locs_pks_max_hip_terminalsing =
    locs_pks_max_hip_terminalsing;
peak_data_struct.pks_min_hip_terminalstance =
    pks_min_hip_terminalstance;
peak_data_struct.locs_pks_min_hip_terminalstance =
    locs_pks_min_hip_terminalstance;

peak_data_struct.pks_max_knee_loadingresponse =
    pks_max_knee_loadingresponse;
peak_data_struct.locs_pks_max_knee_loadingresponse =
    locs_pks_max_knee_loadingresponse;
peak_data_struct.pks_max_knee_initialsing = pks_max_knee_initialsing;
peak_data_struct.locs_pks_max_knee_initialsing =
    locs_pks_max_knee_initialsing;
peak_data_struct.pks_min_knee_initialcontact =
    pks_min_knee_initialcontact;
peak_data_struct.locs_pks_min_knee_initialcontact =
    locs_pks_min_knee_initialcontact;

```



```
peak_data_struct.pks_min_knee_midterminalstance =  
pks_min_knee_midterminalstance;  
peak_data_struct.locs_pks_min_knee_midterminalstance =  
locs_pks_min_knee_midterminalstance;  
  
peak_data_struct.pks_max_ankle_midterminalstance =  
pks_max_ankle_midterminalstance;  
peak_data_struct.locs_pks_max_ankle_midterminalstance =  
locs_pks_max_ankle_midterminalstance;  
peak_data_struct.pks_max_ankle_swing = pks_max_ankle_swing;  
peak_data_struct.locs_pks_max_ankle_swing = locs_pks_max_ankle_swing;  
peak_data_struct.pks_min_ankle_loadingresponse =  
pks_min_ankle_loadingresponse;  
peak_data_struct.locs_pks_min_ankle_loadingresponse =  
locs_pks_min_ankle_loadingresponse;  
peak_data_struct.pks_min_ankle_preswing = pks_min_ankle_preswing;  
peak_data_struct.locs_pks_min_ankle_preswing =  
locs_pks_min_ankle_preswing;
```

```
end
```

Tabelle Paired Samples t-Test

PAZIENTE 1	Medie	Differenza Media	Test statistic t, Two-tailed probability	Normalità differenze
Confronto su arto paretico FE (senza ortesi vs ortesi monolaterale): T1 vs T2	T1 = 33,8000° (IC95% 32,1680–35,4320) T2 = 35,9200° (IC95% 33,9480–37,8920)	(T2–T1): +2,1200° (IC95% +1,1486;+3,0914)	t = 4,937, p = 0,0008	Shapiro-Wilk: W=0,9480, p=0,6452 → ok
Confronto su arto paretico EF (senza ortesi vs ortesi monolaterale): T1 vs T2	T1 = 33,2300° (IC95% 30,8253–35,6347) T2 = 34,3700° (IC95% 31,7414–36,9986)	(T2–T1): +1,1400° (IC95% – 1,1482;+3,4282)	t = 1,127, p = 0,2889	Shapiro-Wilk: W=0,9531, p=0,7052 → ok
Confronto su arto paretico FE (senza ortesi vs ortesi bilaterale): T1 vs T3	T1 = 33,8000° (IC95% 32,1680–35,4320) T3 = 36,1600° (IC95% 33,9589–38,3611)	(T3–T1): +2,3600° (IC95% +1,1004;+3,6196)	t = 4,238, p = 0,0022	Shapiro-Wilk: W=0,9524, p=0,6974 → ok
Confronto su arto paretico EF (senza ortesi vs ortesi bilaterale): T1 vs T3	T1 = 33,2300° (IC95% 30,8253–35,6347) T3 = 35,2300° (IC95% 32,1860–38,2740)	(T3–T1): +2,0000° (IC95% +0,02128;+3,9787)	t = 2,286, p = 0,0481	Shapiro-Wilk: W=0,9049, p=0,2479 → ok
Confronto su arto paretico FE (ortesi monolaterale vs bilaterale): T2 vs T3	T2 = 35,9200° (IC95% 33,9480–37,8920) T3 = 36,1600° (IC95% 33,9589–38,3611)	(T3–T2): +0,2400° (IC95% – 0,7079;+1,1879)	t = 0,573, p = 0,5809	Shapiro-Wilk: W=0,9324, p=0,4719 → ok
Confronto su arto paretico EF (ortesi monolaterale vs bilaterale): T2 vs T3	T2 = 34,3700° (IC95% 31,7414–36,9986) T3 = 35,2300° (IC95% 32,1860–38,2740)	(T3–T2): +0,8600° (IC95% – 0,7856;+2,5056)	t = 1,182, p = 0,2674	Shapiro-Wilk: W=0,8522, p=0,0617 → (≈ ok)
Confronto su arto sano FE (senza ortesi vs ortesi bilaterale): T5 vs T4	T5 = 35,5500° (IC95% 33,2058–37,8942) T4 = 33,1400° (IC95% 31,5836–34,6964)	(T4–T5): –2,4100° (IC95% – 5,3110;+0,4910)	t = –1,879, p = 0,0929	Shapiro-Wilk: W=0,8633, p=0,0835 → ok
Confronto su arto sano EF (senza ortesi vs ortesi bilaterale): T5 vs T4	T5 = 43,5400° (IC95% 40,9422–46,1378) T4 = 42,3100° (IC95% 40,5556–44,0634)	(T4–T5): –1,2300° (IC95% – 4,4494;+1,9894)	t = –0,864, p = 0,4099	Shapiro-Wilk: W=0,8957, p=0,1964 → ok

Tabella IX: Risultati Paired Samples t-test Paziente 1

PAZIENTE 2	Medie	Differenza Media	Test statistic t, Two-tailed probability	Normalità differenze
Confronto su arto paretico FE (senza ortesi vs ortesi monolaterale): T1 vs T2	T1 = 31,9217° (IC95% 30,1268–33,7167) T2 = 30,5670° (IC95% 28,5344–32,5996)	(T2–T1): –0,6500° (IC95% – 3,8141;+2,5141)	t = –0,480, p = 0,6472	Shapiro-Wilk: W=0,9332, p=0,4799 → ok
Confronto su arto paretico EF (senza ortesi vs ortesi monolaterale): T1 vs T2	T1 = 34,3400° (IC95% 30,1268–38,5532) T2 = 33,8600° (IC95% 30,5657–37,1543)	(T2–T1): –0,4800° (IC95% – 4,3541;+3,3941)	t = –0,280, p = 0,7856	Shapiro-Wilk: W=0,9641, p=0,8316 → ok
Confronto su arto paretico FE (senza ortesi vs ortesi bilaterale): T1 vs T3	T1 = 31,9217° (IC95% 30,1268–33,7167) T3 = 30,5817° (IC95% 28,5691–32,5943)	(T3–T1): –0,8600° (IC95% – 3,7899;+2,0699)	t = –0,689, p = 0,5111	Shapiro-Wilk: W=0,9323, p=0,5228 → ok
Confronto su arto paretico EF (senza ortesi vs ortesi bilaterale): T1 vs T3	T1 = 34,3400° (IC95% 30,1268–38,5532) T3 = 32,9600° (IC95% 29,6863–36,2337)	(T3–T1): –1,6800° (IC95% – 4,8659;+1,5059)	t = –1,170, p = 0,1044	Shapiro-Wilk: W=0,9157, p=0,2285 → ok
Confronto su arto paretico FE (ortesi monolaterale vs bilaterale): T2 vs T3	T2 = 30,5670° (IC95% 28,5344–32,5996) T3 = 30,5817° (IC95% 28,5691–32,5943)	(T3–T2): +0,0200° (IC95% – 1,0842;+1,1242)	t = 0,028, p = 0,978	Shapiro-Wilk: W=0,9288, p=0,4666 → ok
Confronto su arto paretico EF (ortesi monolaterale vs bilaterale): T2 vs T3	T2 = 33,8600° (IC95% 30,5657–37,1543) T3 = 32,9600° (IC95% 29,6863–36,2337)	(T3–T2): –1,3900° (IC95% – 3,1385;+0,3585)	t = –1,796, p = 0,1057	Shapiro-Wilk: W=0,8052, p=0,0188 → normalità non rispettata
Confronto su arto sano FE (senza ortesi vs ortesi bilaterle): T5 vs T4	T5 = 33,3119° (IC95% 30,5070–36,1168) T4 = 27,2320° (IC95% 25,4870–28,9770)	(T4–T5): –7,4000° (IC95% –10,7428; – 5,4952)	t = –6,178, p = 0,0007	Shapiro-Wilk: W=0,8232, p=0,0271 → normalità non rispettata
Confronto su arto sano EF (senza ortesi vs ortesi bilaterle): T5 vs T4	T5 = 34,1000° (IC95% 30,5070–37,6930) T4 = 29,2330° (IC95% 26,7100–31,7560)	(T4–T5): –4,8700° (IC95% –8,1505; – 1,5895)	t = –3,297, p = 0,0092	Shapiro-Wilk: W=0,9160, p=0,2929 → ok

Tabella X: Risultati Paired Samples t- test Paziente 2

PAZIENTE 4	Medie	Differenza Media	Test statistic t, Two-tailed probability	Normalità differenze
Confronto su arto paretico FE (senza ortesi vs ortesi monolaterale): T1 vs T2	T1 = 29,250° (IC95% 27,181–31,319) T2 = 27,875° (IC95% 25,951–29,799)	(T2–T1): –1,375° (IC95% – 4,099;+1,349)	t = –1,175, p = 0,273	Shapiro-Wilk: W=0,8910, p=0,2991 → ok
Confronto su arto paretico EF (senza ortesi vs ortesi monolaterale): T1 vs T2	T1 = 30,950° (IC95% 28,511–33,389) T2 = 29,250° (IC95% 27,666–30,834)	–1,700° (IC95% – 5,372;+1,972)	t = –0,970, p = 0,357	Shapiro-Wilk: W=0,8635, p=0,1053 → ok
Confronto su arto paretico FE (senza ortesi vs ortesi bilaterale): T1 vs T3	T1 = 29,250° (IC95% 27,181–31,319) T3 = 28,650° (IC95% 27,537–29,763)	(T3–T1): –0,600° (IC95% – 3,222;+2,022)	t = –0,480, p = 0,651.	Shapiro-Wilk: W=0,8954, p=0,9668 → ok
Confronto su arto paretico EF (senza ortesi vs ortesi bilaterale): T1 vs T3	T1 = 30,950° (IC95% 28,511–33,389) T3 = 30,750° (IC95% 29,701–31,799)	(T3–T1): –0,200° (IC95% – 2,536;+2,136)	t = –0,240, p = 0,843	Shapiro-Wilk: W=0,8612, p=0,9669 → ok
Confronto su arto paretico FE (ortesi monolaterale vs bilaterale): T2 vs T3	T2 = 27,875° (IC95% 25,951–29,799) T3 = 28,650° (IC95% 27,537–29,763)	(T3–T2): +0,775° (IC95% – 0,857;+2,407)	t = 1,054, p = 0,316	Shapiro-Wilk: W=0,9705, p=0,9214 → ok
Confronto su arto paretico EF (ortesi monolaterale vs bilaterale): T2 vs T3	T2 = 29,250° (IC95% 27,666–30,834) T3 = 30,750° (IC95% 29,701–31,799)	(T3–T2): +1,500° (IC95% – 0,493;+3,493)	t = 1,705, p = 0,124	Shapiro-Wilk: W=0,9731, p=0,9214 → ok
Confronto su arto sano FE (senza ortesi vs ortesi bilaterle): T5 vs T4	T5 = 32,600° (IC95% 29,556–35,644) T4 = 30,088° (IC95% 27,522–32,654)	(T4–T5): –2,512° (IC95% –4,037;+0,987)	t = –2,019, p = 0,079	Shapiro-Wilk: W=0,9199, p=0,4291 → ok
Confronto su arto sano EF (senza ortesi vs ortesi bilaterle): T5 vs T4	T5 = 36,675° (IC95% 33,626–39,724) T4 = 34,142° (IC95% 31,735–36,549)	(T4–T5): –2,533° (IC95% – 5,718;+0,652)	t = –1,872, p = 0,095	Shapiro-Wilk: W=0,9577, p=0,7684 → ok

Tabella XI: Risultati Paired Samples t-test Paziente 4

Lista delle figure

Figura 1.1: Schema dei MOCAP-Systems	3
Figura 1.2: Ciclo del passo	5
Figura 1.3: Posizione anatomica e piani principali.....	6
Figura 1.4: Movimenti di anca e ginocchio	7
Figura 1.5: Movimenti piede e caviglia	7
Figura 1.6: Muscoli superficiali della gamba	8
Figura 1.7: Gait Cycle.....	11
Figura 1.8: Fasi del ciclo del passo.....	12
Figura 1.9: Initial Contact.....	13
Figura 1.10: Loading Response	14
Figura 1.11: Mid Stance.....	14
Figura 1.12: Heel Rise	14
Figura 1.13: Opposite Initial Contact	15
Figura 1.14: Toe Off.....	15
Figura 1.15: Feet Adjacent.....	16
Figura 1.16: Tibia Vertical.....	16
Figura 1.17: GCS	17
Figura 2.1: Schema Massa-Molla	25
Figura 2.2: Schema Massa-Molla-Smorzatore	25
Figura 2.3: Ponte di Wheatstone.....	26
Figura 2.4: Effetto di Coriolis.....	29
Figura 2.5: K-SENSOR+	30
Figura 3.1: ExoBand®	34
Figura 3.2: Taglie di Cintura e Cosciali.....	38
Figura 3.3: Corretto posizionamento di ExoBand®	39
Figura 4.1: 10m walk test.....	42
Figura 4.2: HomeKit VRRS Engine (a) e Khymeia® Sensors (b)	44
Figura 4.3: Posizionamento Sensori (a) e dell'ortesi (b)	45
Figura 5.1: Flow Cart descrittivo dell'algoritmo MATLAB®.....	51
Figura 5.2: File.mtb e file.txt	51
Figura 5.3: Tabella contenuta nel file.txt.....	52
Figura 5.4: Sezione iniziale dell'algoritmo.....	52
Figura 5.5: Funzioni Mat2Ang_1 ed InterpolSegnali	53
Figura 5.6: Funzioni Segmentation e segmentSignalWithIDX	53
Figura 5.7: Rappresentazione angoli articolari	54
Figura 5.8: Rappresentazioni angoli di pitch dei segmenti corporei	54
Figura 5.9: Estrazione delle features di interesse e costruzione delle tabelle riepilogative	55
Figura 5.10: Andamento temporale dell'angolo articolare di anca, ginocchio e caviglia.....	59
Figura 5.11: Curve medie normalizzate degli angoli articolari di anca ginocchio e caviglia.....	60
Figura 5.12: Andamento temporale del pitch relativo ai segmenti corporei di femore, tibia e piede.....	60
Figura 5.13: Curve medie normalizzate di anca, tibia e piede.....	61

Figura 5.14: Esempio Tabella parametri temporali	62
Figura 5.15:Esempio tabella picchi articolari	62
Figura 6.1:Regressione Lineare Test 1 e 2, Paziente 1	72
Figura 6.2: Regressione Lineare Test 1 e 2, Paziente 2	74

Lista delle tabelle

Tabella I: Muscoli che agiscono sull'articolazione dell'anca.....	8
Tabella II: Muscoli che agiscono sull'articolazione di anca e ginocchio.....	9
Tabella III: Muscoli che agiscono sull'articolazione del ginocchio.....	9
Tabella IV: Muscoli che agiscono sull'articolazione della caviglia.....	10
Tabella V: Specifiche tecniche Ksensor+	33
Tabella VI: Tabella descrittiva dei test eseguiti.....	43
Tabella VII: anamnesi Pazienti	69
Tabella VIII: Tabella riassuntiva delle evidenze principali.....	77
Tabella IX: Risultati Paired Samples t-test Paziente 1	XV
Tabella X: Risultati Paired Samples t- test Paziente 2.....	XVI
Tabella XI: Risultati Paired Samples t-test Paziente 4	XVII

Ringraziamenti

A conclusione di questo lavoro vorrei fare alcuni ringraziamenti a coloro che mi hanno supportato ed assistito nello svolgimento e nella realizzazione di questo studio.

Al mio Relatore.

Caro *Dottore Giulio Verrienti*, le darò del lei nonostante mi abbia ripetuto innumerevoli volte di non farlo. Voglio che sia lei la persona in cima a questi ringraziamenti perché senza il suo aiuto questa tesi non avrebbe mai visto la luce del sole. La ringrazio non solo per l'impegno profuso in questo lavoro e per il tempo dedicatogli, ma anche e soprattutto, per i modi in cui lei si è posto nei miei confronti. La sua disponibilità ed il suo atteggiamento propositivo sono stati di grande incitamento e fortemente motivanti.

Chiudendo con la formalità, (quindi non si offenda ma d'ora in poi ci diamo del tu), voglio ora ringraziarti per la passione con cui ti sei dedicato al corso di Bioingegneria della riabilitazione. Se non avessi seguito il tuo corso, probabilmente ora non sarei laureato. Sei riuscito a farmi tornare la voglia di sedermi sui libri per imparare qualcosa di nuovo. Sei stato d'ispirazione, perché nonostante i mille impegni, il poco tempo libero e studenti poco studiosi, tu hai sempre cercato di dare il massimo per trasmettere parte del tuo bagaglio culturale. Quindi grazie per essere stato, a mio parere, uno dei migliori docenti che mi potessero capitare durante il percorso universitario, ma soprattutto grazie per non esserti limitato a fare solo il docente.

Ne approfitto anche per ringraziare tutti i Dottori, Fisioterapisti, Infermieri, OSS ed il personale di Segreteria della casa di cura "Villa Verde". Sono stati tutti estremamente disponibili nei miei confronti, la loro dedizione a lavoro è stata ammirevole. Inoltre il loro costante buon umore ha permesso di svolgere tutti test citati in questa tesi in un ambiente sereno, cosa per nulla scontata.

Al mio co-Relatore

Buongiorno *Mattia*,... Iniziavano tutte in questo modo le dozzine di mail che ti ho inviato in questi mesi. Fin dalla primissima, mi hai detto di darti del tu, quindi continuerò così. Voglio ringraziarti, perché come il Dottore, sei stato fondamentale per poter svolgere questo lavoro di tesi. Devo ringraziarti per l'infinita pazienza che hai avuto nei miei confronti, soprattutto quando cercavi di spiegarmi come utilizzare MATLAB. Il tuo modo di spiegarmi le cose, con l'obiettivo di farmi ragionare e farmi giungere in maniera autonoma ad un risultato sono stato il miglior insegnamento che potessi ricevere. Voglio ringraziarti anche per il tempo che hai speso nei miei riguardi, spero che questa tesi possa essere quanto meno un giusto risarcimento. Così come iniziavano le mail, vorrei che terminasse questo ringraziamento.

Ti auguro un buon lavoro, e ti ringrazio nuovamente per tutto

Cordiali saluti

Sta volta Dott.re Nicolò Calogiuri

A Mamma e Papà

Non smetterò mai di ringraziarvi, ma comunque non sarà mai abbastanza per tutto ciò che avete fatto e continuate a fare per me.

Mamma, sei stata, da sempre, la persona che ha creduto di più in questo percorso. A volte ci hai creduto più tu di me, e per questo devo ringraziarti. Hai sempre trovato le parole giuste, in ogni momento. Hai sempre saputo come spronarmi a migliorare e sei sempre stata pronta ad aiutarmi. Spero di averti reso orgogliosa con questo traguardo e di averti ripagato in qualche modo di tutto ciò che fai per me ogni giorno. Ti voglio bene Mamma

Papà, io e te non parliamo tanto, anzi sono più le volte in cui bisticciamo che quelle in cui riusciamo a fare conversazione. Eppure nonostante questo, sei sempre pronto per me, qualsiasi cosa ti chieda. Cinque anni fa hai persino smontato una casa per ricavarmi una stanza in cui poter studiare. Per cui grazie Papà, grazie per ogni gesto che hai fatto nei miei confronti, grazie per avermi sempre elogiato davanti a tutti, grazie anche per avermi preso in giro a casa quando sbagliavo i conti o le misure. Più di tutto, però grazie per essere il mio Papà.

A Gaia e Matteo

Gaia, hai visto che sta volta ti ho ringraziata? Ti ringrazio, nonostante mi prendi in giro un giorno sì e l'altro pure. Ti ringrazio perché anche se mi urli contro sei sempre pronta a prepararmi la merenda mentre sto studiando. Ti ringrazio perché ogni volta che puoi comprare qualcosa la compri anche per me e per Matteo. Ti ringrazio perché sei mia sorella ed a modo tuo mi hai aiutato durante tutto questo percorso.

P.S. il sogno della cabina armadio nello studio è ancora molto lontano, così come il giorno in cui ti libererai di me e Matteo

Matteo, al contrario di me parli poco, ma quando lo fai, arrivi subito al punto. Poche parole ma, maledettamente efficaci, che siano di rimprovero o di elogio. Anche se sei più piccolo di me, sei estremamente maturo ed è una cosa che ammiro molto. Voglio ringraziarti perché non sei mai stato invadente, ma sempre pronto in caso di bisogno. Con questi ringraziamenti voglio anche augurarti buona fortuna, hai scelto di intraprendere un percorso difficile, soprattutto considerando che lavori ogni giorno. Sono però convinto che ce la farai. Sono fiero di avere un fratello come te e sappi che potrai sempre contare su di me.

A Nonna Rosanna

Nonna, da piccolo mentre giocavo con le costruzioni tu dicevi sempre che sarei diventato un ingegnere, ed effettivamente lo sono diventato, anche se non costruisco ponti o case con i mattoncini. Grazie per avermi sempre incoraggiato ed aver capito quando per colpa del mio studio matto e disperatissimo non sono venuto a trovarti. Grazie per avermi sistemato l'ennesimo completo e per avermi sempre fatto sentire all'altezza di ogni ostacolo.

Alla mia famiglia

Siete troppi e tutti troppo diversi. Con ognuno di voi ho sempre trovato il modo di parlare, ed ognuno di voi a modo suo ha sempre avuto delle belle parole per me, tranne forse lo zio Vincenzo che mi ha sempre dato del Co****ne, ma credo lo faccia con tutti. Vi ringrazio perché siete un punto di riferimento, e nonostante litigi, urla ed il poco tempo per vederci c'è sempre il modo di ritrovarsi per stare tutti insieme. Voglio fare anche un ringraziamento per *Nonna Anna*, che anche se non qui, spero tu possa essere orgogliosa da lassù.

Ai miei Amici

Letizia, grazie per esserci sempre stata, anche se con 5 minuti di ritardo per il traffico in tangenziale. Grazie per esserti dedicata al nostro rapporto anche fuori dal contesto universitario e per essere riuscita a guardare oltre il mio atteggiamento saccente ed il mio solito arrampicarmi sugli specchi. Sei stata una collega fantastica, e sei un'amica preziosa, ti auguro il meglio e spero che troveremo il modo di bisticciare anche fuori dall'università.

Martina, abbiamo trovato il nostro modo di sopportarci e supportarci, sappiamo entrambi di essere abbastanza litigarelli, ma nonostante questo ogni tanto riusciamo ad essere d'accordo. Grazie per esserci stata anche nei momenti difficili. Grazie per avermi aiutato, anche quando non lo meritavo e per avermi capito anche quando il mio atteggiamento era indecifrabile (per non dire burbero e scontroso).

Alle due pappagalline voglio dire ciò che non hanno sentito spesso da me: vi voglio bene.

Elena, ormai sono passati anni dalle lezioni di Cataldo in cui cercavamo di scopiazzare i codici Matlab dalla lavagna. Nonostante il tempo e da ormai due anni anche la distanza, siamo riusciti a mantenere un legame forte. Ogni volta che ci vediamo è come se non fosse passato neanche un giorno. Sei sempre pronta ad ascoltarmi, anche quando parlo tanto e a volte troppo. Hai sempre cercato di darmi consigli, senza mai giudicare e sempre con il sorriso in volto che ti caratterizza. Grazie per esserci stata, ma soprattutto per aver portato una ventata di spensieratezza e felicità anche nelle giornate più tristi.

Carlo, dire che il tuo carattere è particolare sarebbe riduttivo. Di te ho sempre apprezzato il fatto che non hai peli sulla lingua, ma allo stesso tempo ti ho sempre criticato il modo di esprimerti con gli altri. Eppure con me hai sempre trovato un modo per parlare, di qualsiasi argomento. Ti ringrazio perché nonostante i tuoi atteggiamenti un po' grezzi sei sempre stato la persona più disponibile, sempre pronta ad aiutare, qualsiasi fosse il problema. Ti ringrazio per ogni aiuto e consiglio che mi hai dato ed anche per ogni conversazione che abbiamo avuto. Sei un amico sincero, a volte anche troppo, ma è il tuo modo di essere e ti apprezzo così come sei.

Ai SuperMarioGymBros

Amici di ghisa, anche se insieme solleviamo a malapena una cassa d'acqua a testa. Grazie a voi sudare in palestra è diventato divertente, uno dei pochi momenti di sfogo nelle giornate oppresse dai libri. Riuscite sempre a tirarmi su, anche quando rimango sotto la panca. Siete stati in grado di spottarmi non solo in palestra ma anche nelle giornate no. Vi ringrazio davvero e ci vediamo alla MOA sabato mattina, sperando che ci sia anche Kevin frisella.

Mirko, anche se disperso nella nebbia di Modena, sei e sarai sempre un gymbro. Grazie per non aver smesso di coltivare i rapporti anche se a chilometri di distanza, grazie per ogni messaggio di conforto e per ogni sticker e battuta sul gruppo. Sbrigati a scendere che abbiamo un sacco di allenamenti e chiacchiere da recuperare.

Ad Alessia

Non bastano tutte le pagine di questa tesi per ringraziarti di tutto quello che fai per me ogni giorno. Sei diventata poco a poco, una parte fondamentale della mia vita. Se non ci fossi stata tu, questo percorso sarebbe stato interminabile ed estremamente noioso. Grazie a te, ogni materia è stata più leggera ed ogni giornata di un colore diverso dal bianco e nero delle pagine dei libri. Hai trovato il modo di sopportarmi e farmi provare un senso di leggerezza anche quando la mia pesantezza era ai massimi storici. Mi hai costretto a parlare e tirare fuori le mie ansie e paure, mentre queste mi mangiavano dentro. Ti sei posta al mio fianco, dandomi coraggio, in ogni occasione, dalle più belle alle più brutte. Te l'ho sempre detto e continuerò a ripeterlo, sei una donna fantastica, anche se ti consideri ancora una ragazza. La tua maturità ed il tuo carattere forte sono d'esempio, ed in te ho sempre ritrovato un porto sicuro in cui rifugiarmi dalle tempeste della vita, soprattutto quelle causate dai miei stessi pensieri ed azioni. Grazie per ogni sorriso, per ogni parola dolce (anche se non ti si addicono), grazie per ogni gesto, dal "ci prendiamo un caffè insieme?" alla nostra cena del mese. Non sappiamo cosa ci aspetta da oggi in poi, ma sono convinto che insieme potremo affrontare ogni ostacolo. Anche se odi le promesse, te ne farò una. Ti prometto che cercherò sempre di renderti felice e farti sentire serena ed al sicuro, perché te lo meriti e perché è così che mi fai sentire ogni volta che sono con te. Ti Amo Tanto

A colui che non ci credeva

Ho deciso di scrivere un ultimo ringraziamento ad una persona che non credeva minimamente in questo traguardo, né in tante altre cose.

Caro Nicolò di 5 anni fa, in quella mattina di luglio in cui sei stato scartato all'ultimo concorso che ti era rimasto, hai visto una delle prime delusioni della vita, arrivarti addosso come un treno. Avevi già visto tua mamma piangere e tuo padre arrabbiarsi per qualcosa andato male, ma sta volta era diverso. Sta volta aveva un peso diverso, forse per la prima volta hai provato un senso di delusione e forse hai deluso anche loro. I tuoi genitori che tanto si erano spesi per te.

Ricordo che dopo quell'evento era tutto nero. Non ti sentivi all'altezza di nulla, ricordo che guardandoti allo specchio non ti piacesti minimamente, non solo per il fisico. Un po' di pancia non è la fine del mondo, ma tu non vedevi solo quello. Tu vedevi solo un buono a nulla, uno che non ce l'aveva fatta nell'unica cosa in cui si stava quasi sia impegnando. Mi ricordo che anche l'università in quel periodo era uno schifo. In quasi un anno di tempo eri riuscito a dare un solo esame, e si affacciava nuovamente il senso di delusione. Ricordo che Michaela ti è stata accanto trovando delle parole ed piccolo modus operandi a cui affidarsi per ritrovare la strada giusta. Ricordo un agosto passato interamente sui libri di analisi per poi elemosinare un 19 all'esame. Ricordo la tristezza di quel periodo, ricordo la rabbia verso sé stessi e l'accanimento nel voler fare di più perché il risultato non era abbastanza.

Poi sono arrivati gli amici, l'M10, la palestra, un senso di leggerezza che avevo scordato. Può sembrare strano come un ragazzo di appena 20 anni possa dire di non sentirsi leggero, eppure io mi sentivo così. Oppresso da aspettative e risultati che io stesso mi ero creato ed io non riuscivo a raggiungere.

Oggi caro Nicolò posso dirti che è necessario avere degli obiettivi, perché sono quelli che ti danno la voglia di impegnarti ed andare avanti, ma non è giusto martoriarsi per un risultato mancato, o per non aver soddisfatto alcune aspettative. Ma poi aspettative di chi? Le proprie? Se le aspettative te le crei da solo, anche da solo le puoi cambiare, o anche da solo le puoi non considerare. Ma soprattutto il risultato, non è il voto a fine esame, non è neanche la scritta Dottore in Ingegneria. Il risultato è essere orgogliosi e felici di quello che si è fatto e di come lo si è raggiunto. Indipendentemente dal fatto che sia un voto, un numero sulla bilancia o un commento.

Caro Nicolò del presente ed anche Nicolò del futuro, impara da queste parole, ricordati delle sconfitte, ma soprattutto vivi con più leggerezza. Come dice Alessia, i problemi della vita non sono questi, non ti abbattere, sii propositivo e cerca sempre di essere la versione migliore i te stesso.