



**Politecnico
di Torino**



Politecnico di Torino

Laurea Magistrale in
Ingegneria Biomedica - Curriculum Biomeccanica
A.A. 2024/2025
Sessione di Laurea Luglio 2025

Realizzazione di un Sistema Low-Cost per la Motion Analysis Basato su Sensori Inerziali Custom

Relatori:

De Benedictis Carlo
Maffiodo Daniela

Candidato:

Bottoni Emiliano

Indice

Abstract	4
Abstract - English Version	6
1 Introduzione	8
1.1 Analisi del movimento	8
1.1.1 Applicazioni in Ambito Clinico	9
1.1.2 Le articolazioni del Corpo Umano e i Movimenti Caratteristici	10
1.1.3 Sistemi di riferimento	16
1.1.4 Gli angoli di Eulero	16
1.1.5 Quaternioni	18
1.1.6 Metodologie e Strumenti	19
1.2 Stereofotogrammetria	20
1.2.1 Calibrazione dell'ambiente	23
1.2.2 Plug-In Gait	24
1.2.3 Calibrazione del modello biomeccanico	28
1.3 IMU	30
1.3.1 Vantaggi rispetto alla stereofotogrammetria	31
2 IMU custom made Brain - Tech	33
2.1 Caratteristiche Hardware	34
2.1.1 Unità di Misura Inerziale ICM-20948	34
2.1.2 Scheda Raspberry Pi Pico W e Microcontrollore RP2040	37
2.2 Caratteristiche Firmware	38
2.2.1 Acquisizione dei Dati Raw	38
2.2.2 Formato JSON per l'Encoding dei Dati	40
2.2.3 Protocollo MQTT per la Trasmissione dei Dati	43
2.2.4 Gestione Dei Dispositivi Multipli	45
2.2.5 Resilienza e Robustezza del Sistema	46
3 Algoritmi di ricostruzione degli angoli articolari da sensori IMU	50
3.1 Calibrazione sensore - segmento	50
3.1.1 Lavori precedenti e obiettivo dell'algoritmo	53

3.1.2	Algoritmo Vargas	56
3.1.3	Algoritmo Nazarahari	58
3.2	Calcolo Angoli Articolari	62
3.3	Sensor fusion	66
3.3.1	Stima dell'orientamento tramite il filtro di Madgwick	66
3.3.2	Scelta del gain per il filtro di Madgwick	68
4	Opensim - Opensense	69
4.1	Opensim	69
4.2	Opensense	74
4.2.1	Raccolta, preparazione e conversione dei dati IMU	75
4.2.2	Calibrazione del modello OpenSim	76
4.2.3	Tracciamento dei sensori IMU	78
4.2.4	Visualizzazione risultati	80
4.3	Analisi comparative sull'accuratezza di OpenSim	80
5	Test di validazione degli algoritmi	82
5.1	Procedura di test	82
5.1.1	Strumentazione	82
5.1.2	Soggetto e prove	86
5.2	Risultati	89
5.3	Discussione	100
5.4	Conclusioni	102
6	Test di validazione delle IMU Brain - Tech vs Stereofotogrammetria	104
6.1	Procedura di test	104
6.1.1	Strumentazione	104
6.1.2	Soggetto e prove	105
6.2	Risultati	107
6.3	Discussione	116
6.4	Conclusioni	119
7	Test di validazione delle IMU Brain - Tech vs IMU Cometa	122
7.1	Procedura di test	122
7.1.1	Strumentazione	122
7.1.2	Soggetto e prove	123
7.2	Risultati	124
7.3	Discussione	133
7.4	Conclusioni	134
8	Caso di studio	137
8.1	Postura ed Equilibrio	137
8.1.1	Posturografia	138
8.1.2	PGAS	140

8.2	Prova Sperimentale Condotta	142
8.2.1	Strumentazione	142
8.2.2	Soggetto e Prove	143
8.2.3	Risultati	145
8.2.4	Discussione	165
8.2.5	Conclusioni	169
9	Osservazioni e Conclusioni Finali	172
	Bibliografia	175

Abstract

L'analisi del movimento è un aspetto cruciale per la valutazione della funzione motoria in ambito clinico e sportivo. La stereofotogrammetria (ST) è il gold standard per la motion capture, ma presenta limiti quali costi elevati, vincoli ambientali e lunghi tempi di acquisizione. I sensori inerziali (IMU) offrono una soluzione più accessibile e portatile, ma soffrono di disturbi ferromagnetici e richiedono complesse e non standardizzate procedure di calibrazione sensore-segmento (S2S) per allineare i propri sistemi di riferimento agli assi anatomici dei segmenti corporei. Questo progetto di tesi propone un sistema per l'analisi del movimento degli angoli articolari di anca e ginocchio basato su IMU custom e un algoritmo per il calcolo degli angoli articolari, con l'obiettivo di garantire semplicità d'uso, portabilità, basso costo della strumentazione e adattabilità in ambito clinico.

Il sistema, composto da tre IMU a 9 gradi di libertà (DOF) sviluppate nell'ambito di una collaborazione con l'azienda Brain Technologies di Torino, utilizza l'algoritmo di sensor fusion di Madgwick, uno dei due algoritmi S2S tratti dalla letteratura (Vargas-Valencia e Nazarahari), adattati al contesto sperimentale e le convenzioni di Grood e Suntay per il calcolo degli angoli articolari. Il sistema è stato validato nel corso di tre esperimenti in cui un soggetto ha eseguito camminate a varie velocità e movimenti a 1 DOF di anca e ginocchio.

Nel primo test, di selezione dell'algoritmo S2S, sono stati confrontati i risultati dei due algoritmi e quelli di OpenSense utilizzando IMU commerciali (WaveTrack, Cometa, Italia), prendendo come riferimento la ST. Le prove eseguite con il sistema optoelettronico sono state svolte nel laboratorio di analisi del movimento del centro interdipartimentale PolitoBIOMed Lab. Scelto l'algoritmo più funzionale, la seconda prova ha previsto un confronto tra il sistema basato su IMU custom e su IMU Cometa, entrambi confrontati con la ST. Nel terzo test, invece, è stato svolto un confronto diretto tra IMU custom e Cometa. Infine, il sistema proposto è stato implementato in una prova di valutazione del controllo posturale utilizzando un perturbatore meccanico su più soggetti, per valutarne l'efficacia in ambito clinico.

I risultati hanno mostrato buone prestazioni per gli algoritmi S2S nel primo test, in particolare per gli angoli nel piano sagittale. È stato scelto l'algoritmo di Vargas-Valencia perché, oltre a buone prestazioni, offre maggiore semplicità d'uso. Nel secondo esperimento sono emerse alcune differenze tra i risultati cinematici stimati dai dati acquisiti dai sensori inerziali e dalla ST. Tali discrepanze sono molto probabilmente dovute all'elevato ingombro dei sensori custom che

non ha permesso un set up ottimale per il posizionamento di entrambe le tipologie di IMU sui segmenti corporei. Nel terzo test, il set up è stato migliorato e ciò ha messo in risalto un'ottima correlazione tra i due tipi di IMU. In conclusione, il sistema di acquisizione proposto permette una stima soddisfacente degli angoli articolari analizzati, soprattutto nel piano sagittale. La principale limitazione dello studio è rappresentata dal numero ridotto di soggetti, dovuto all'elevata durata delle prove di ST e alla disponibilità limitata del laboratorio di analisi del movimento. Futuri sviluppi includono l'uso di un maggior numero di IMU per ampliare i campi di utilizzo del protocollo proposto e lo sviluppo di prototipi più compatti per facilitarne l'applicazione in contesti rilevanti.

Abstract - English Version

Motion analysis is a crucial aspect of evaluating motor function in clinical and sports contexts. Although stereophotogrammetry (ST) is the gold standard for motion capture, it has several limitations, including high cost, environmental constraints, and long acquisition times. Inertial measurement units (IMUs) offer a more affordable and portable solution, but they suffer from ferromagnetic disturbances and require complex and non-standardized sensor-to-segment (S2S) calibration procedures to align their reference systems with the anatomical axes of body segments. This thesis project proposes a system for analyzing the joint angles of the hip and knee, based on custom IMUs and an algorithm for calculating the joint angles, with the goal of ensuring ease of use, portability, low cost of equipment, and adaptability in clinical settings.

The system, consisting of three 9-degree-of-freedom (DOF) IMUs is developed as part of a collaboration with the company Brain Technologies (Turin). It uses Madgwick's sensor fusion algorithm, one of two S2S algorithms from the literature (Vargas-Valencia and Nazarahari), adapted to the experimental context, and Grood and Suntay's conventions for calculating joint angles. The system was validated through three experiments in which a subject performed walking trials at different speeds and 1 DOF movements of the hip and knee.

In the first test, for the selection of the S2S algorithm, the results of the two algorithms were compared with those of OpenSense using commercial IMUs (WaveTrack, Cometa, Italy), taking ST as the reference. The tests performed with the optoelectronic system were conducted in the motion analysis laboratory of the PolitoBIOMed Lab. After selecting the most functional algorithm, the second trial involved a comparison between the system based on custom IMUs and Cometa IMUs, both compared with ST. In the third test, a direct comparison between custom IMUs and Cometa IMUs was conducted. Finally, the proposed system was implemented in a postural control evaluation test using a mechanical perturbator on multiple subjects to assess its effectiveness in clinical settings.

The results showed good performance for the S2S algorithms in the first test, particularly for the angles in the sagittal plane. The Vargas-Valencia algorithm was chosen because, in addition to good performance, it offers greater ease of use. In the second experiment, some differences emerged between the kinematic results estimated from the data acquired from the inertial sensors and from ST. These discrepancies are most likely due to the large size of the custom sensors,

which did not allow for an optimal setup for the positioning of both types of IMUs on the body segments. In the third test, the setup was improved, highlighting an excellent correlation between the two types of IMUs. In conclusion, the proposed acquisition system allows for satisfactory estimation of the analyzed joint angles, especially in the sagittal plane. The main limitation of the study is the small number of subjects, due to the long duration of the ST tests and the limited availability of the motion analysis laboratory. Future developments include the use of a larger number of IMUs to expand the scope of the proposed protocol and the development of more compact prototypes to facilitate its application in relevant contexts.

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Analisi del movimento

L'analisi del movimento umano rappresenta un campo multidisciplinare che integra conoscenze di anatomia, fisiologia e biomeccanica, con l'obiettivo di comprendere, descrivere e quantificare il comportamento del corpo durante il movimento. Questo processo è essenziale per definire posizione, orientamento e dinamica del corpo umano in diverse condizioni e ambienti. Comprendere il movimento umano è cruciale non solo per la ricerca scientifica, ma anche per applicazioni pratiche in ambito clinico, sportivo e tecnologico.

Il movimento umano è il risultato dell'interazione coordinata tra il sistema muscoloscheletrico, il sistema nervoso centrale e periferico, e le forze esterne.

Dal punto di vista biomeccanico, il movimento è descritto attraverso due principali approcci:

- Cinematica, che si occupa di misurare posizione, velocità e accelerazione di segmenti corporei senza considerare le forze che li generano.
- Dinamica, che studia le forze e i momenti responsabili del movimento, analizzando l'interazione tra segmenti corporei e ambiente.

Nel nostro caso di studio siamo interessati al punto di vista cinematico per l'analisi del movimento.

Per descrivere quantitativamente il movimento, vengono utilizzati modelli matematici che permettono di calcolare grandezze fondamentali, come angoli articolari, forze muscolari, energia meccanica e potenza muscolare. Questi dati sono essenziali per comprendere la biomeccanica del corpo e individuare eventuali anomalie.

1.1.1 Applicazioni in Ambito Clinico

L'analisi del movimento rappresenta uno strumento essenziale per la valutazione, il monitoraggio e il miglioramento della funzione motoria in vari contesti clinici. Nella letteratura sono presenti vari studi riguardo l'analisi del movimento e come sfruttarla in ambito medico per ottenere informazioni dettagliate sui movimenti del corpo, consentendo diagnosi e monitoraggio di patologie, supporto alla riabilitazione fisica, valutazione pre- e postchirurgica e progettazione di protesi e ortesi.

Per esempio, l'analisi del movimento ha rivelato alterazioni significative nella biomeccanica dei pazienti affetti da distrofia miotonica di tipo 1 (DM1). Le alterazioni biomeccaniche sono caratterizzate da una maggiore instabilità dinamica, variabilità del cammino e una limitata dorsiflessione della caviglia, oltre che una compromissione delle prestazioni cognitive [1].

In ambito riabilitativo, un'applicazione importante è rappresentata dalla valutazione dei pazienti con spasticità emiplegica attraverso l'analisi del cammino. I dati raccolti prima e dopo trattamenti specifici, come iniezioni di tossina botulinica, hanno permesso di monitorare i cambiamenti individuali, fornendo informazioni grafiche sui progressi dei pazienti. Questo permette di valutare i miglioramenti a seguito di interventi, supportando il processo clinico decisionale [2].

L'analisi del movimento, utilizzando ad esempio tecnologie di motion capture, è stata applicata anche alla riabilitazione di bambini con disturbi muscoloscheletrici, consentendo sia di effettuare un'analisi qualitativa del cammino dei bambini, sia di verificare se un'ortesi soft possa migliorare il loro movimento. L'analisi del miglioramento del cammino può essere considerata un'integrazione ai metodi qualitativi utilizzati dai fisioterapisti [3].

L'analisi del movimento è stata utilizzata anche per lo sviluppo e l'ottimizzazione di dispositivi riabilitativi come esoscheletri per gli arti inferiori. Questi dispositivi, progettati per adattarsi alla complessa biomeccanica del ginocchio umano, hanno dimostrato di migliorare il comfort e l'efficacia della riabilitazione, riducendo le forze di interazione tra paziente e macchina [4].

Un altro importante esempio è lo studio sui pazienti sottoposti ad un intervento chirurgico di fusione spinale per scoliosi idiopatica. L'analisi del movimento ha mostrato riduzioni significative della mobilità non solo nelle regioni fuse, ma anche in quelle non fuse, suggerendo la necessità di una riabilitazione precoce post operazione per prevenire ulteriori limitazioni [5].

Inoltre, l'analisi del movimento è stata utilizzata per valutare l'influenza della scelta della protesi (passiva o bionica) sulla biomeccanica del cammino in pazienti con amputazioni transtibiali e transfemorali, confrontandola con la biomeccanica del cammino di individui sani. La protesi bionica migliora la cinematica nei pazienti con amputazioni transtibiali, mentre in quelli transfemorali nessuna protesi si avvicina ai modelli dei soggetti sani [6].

Infine, è stato dimostrato che l'analisi del movimento può essere impiegata per identificare esercizi potenzialmente dannosi o inefficaci. Ad esempio, uno studio sui pulling exercises ha mostrato che esercizi come l'upright row possono causare un aumento della curvatura lombare, rendendoli inadatti per pazienti con dolori alla schiena. Questi risultati evidenziano l'importanza di adattare i programmi di allenamento alle condizioni specifiche del paziente [7].

1.1.2 Le articolazioni del Corpo Umano e i Movimenti Caratteristici

Le articolazioni sono strutture anatomiche che collegano due o più ossa e permettono diversi gradi di movimento.[8]

Si classificano in base alla struttura in fibrose, cartilaginee e sinoviali, a seconda del tipo di tessuto connettivo che unisce le ossa e della presenza di una capsula articolare con liquido.

In base al grado di movimento, invece, si distinguono in: sinartrosi (immobili), anfiartrosi (movimento limitato) e diartrosi (molto mobili). In generale, le articolazioni fibrose e cartilaginee hanno mobilità minima o nulla, mentre quelle sinoviali sono mobili.

Le articolazioni fibrose sono costituite da ossa unite da tessuto connettivo fibroso, senza cavità articolare, e consentono poco o nessun movimento. Si dividono in:

- Suture: Presenti tra le ossa del cranio, sono unite da tessuto connettivo denso.
- Sindesmosi: Uniscono ossa distanti tramite legamenti, come la membrana interossea tra radio e ulna.
- Gonfosi: Articolazioni specializzate tra denti e alveoli ossei, mantenute dai legamenti periodontali.

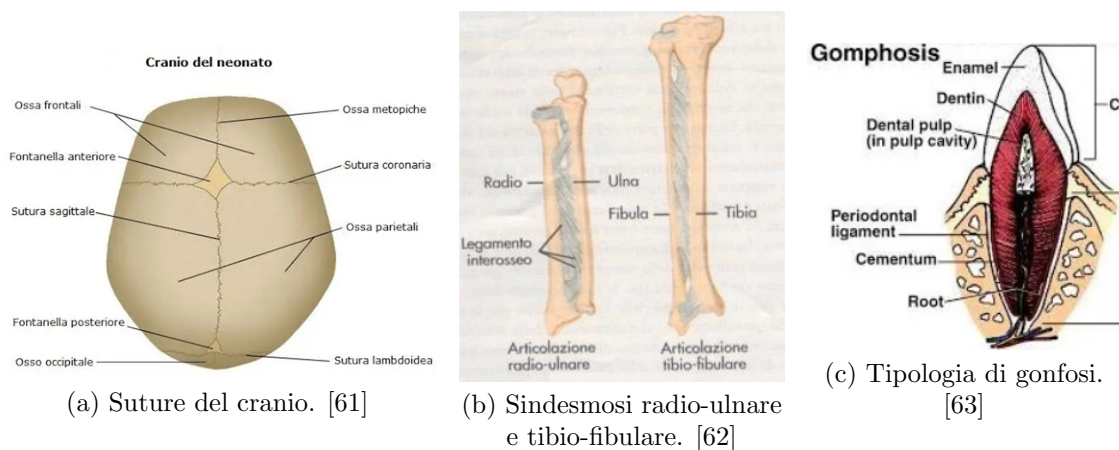


Figura 1.1. Articolazioni fibrose.

Articolazioni cartilaginee uniscono le ossa tramite cartilagine ialina o fibrocartilagine. Si suddividono in:

- Sincondrosi: Composta da cartilagine ialina, come le placche epifisarie durante la crescita.
- Sinfisi: Costituite da fibrocartilagine, come nella sinfisi pubica o nei dischi intervertebrali, che forniscono stabilità e ammortizzazione.

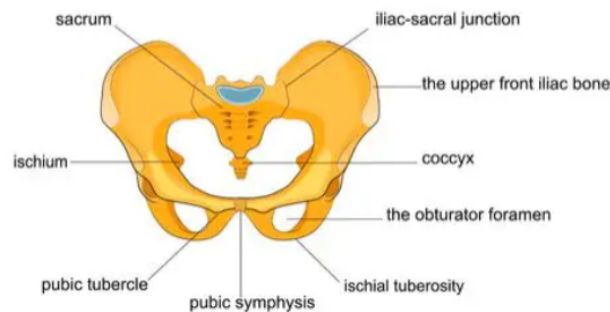


Figura 1.2. Sinfisi pubica.

Le articolazioni sinoviali sono le più mobili e complesse. Hanno una cavità articolare ripiena di liquido sinoviale, che lubrifica e nutre la cartilagine articolare, riducendo l'attrito. Sono strutturate con una capsula articolare composta da:

- Capsula fibrosa: Strato esterno di tessuto connettivo che stabilizza l'articolazione.
- Membrana sinoviale: Strato interno che produce il liquido sinoviale.



Figura 1.3. Articolazione sinoviale [64]

Alcune articolazioni sinoviali includono menischi o dischi articolari, che migliorano la stabilità e distribuiscono i carichi. Inoltre, possono avere borse sinoviali e guaine tendinee, che riducono l'attrito tra tendini e altre strutture.

I movimenti delle articolazioni sinoviali sono descritti come monoassiali (quando avvengono attorno ad un asse), biassiali (quando avvengono attorno a due assi posti ad angolo retto tra loro), o pluriassiali (quando avvengono attorno a tre assi).

Le articolazioni sinoviali si classificano in sei tipi, in base alla forma delle superfici articolari e al tipo di movimento:

- Piane: Permettono movimenti limitati, come tra le ossa del carpo.
- A sella: Consentono movimenti biassiali, come nell'articolazione carpometacarpale del pollice.
- A cardine: Permettono movimenti monoassiali, come nell'articolazione del gomito.
- A perno: Ruotano attorno a un asse, come l'articolazione atlanto-assiale.
- A sfera: Consentono movimenti pluriassiali, come nell'anca e nella spalla.
- Ellissoidali: Permettono movimenti biassiali, come nell'articolazione radio-carpale.

Le articolazioni sinoviali, per la loro mobilità e struttura complessa, sono essenziali per i movimenti del corpo, rendendole fondamentali per l'attività fisica e la vita quotidiana.

Per comprendere i movimenti articolari, è fondamentale introdurre i piani anatomici:

- Piano sagittale: divide il corpo in destra e sinistra.
- Piano frontale (o coronale): divide il corpo in anteriore e posteriore.
- Piano trasversale (o orizzontale): divide il corpo in superiore e inferiore.

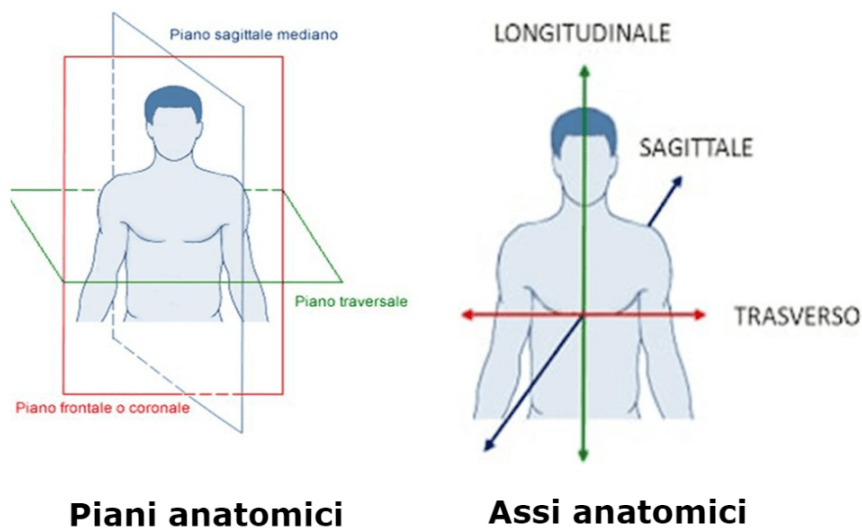


Figura 1.4. Piani e assi anatomici. [65]

Ogni articolazione permette movimenti specifici, descritti da termini anatomici. Questi movimenti articolari avvengono rispetto ai suddetti piani e assi anatomici:

- Flessione ed estensione: movimenti che diminuiscono o aumentano l'angolo tra due segmenti corporei. Avvengono nel piano sagittale attorno a un asse trasversale.

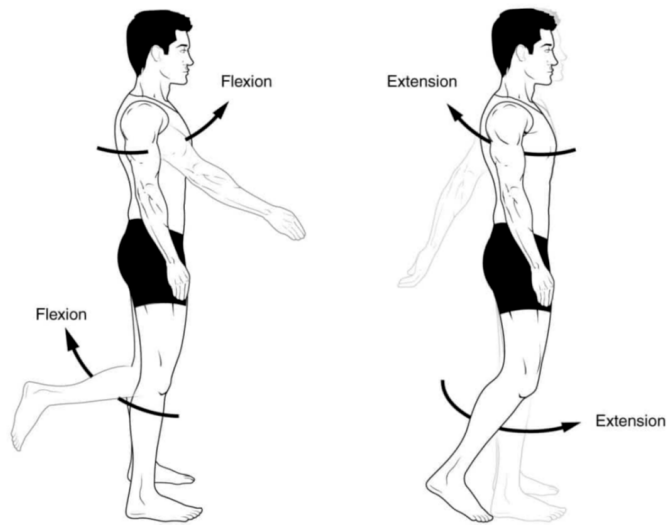


Figura 1.5. Movimenti di flessione ed estensione. [66]

- Abduzione e adduzione: movimenti che allontanano o avvicinano un segmento dalla linea mediana del corpo. Avvengono nel piano frontale attorno a un asse antero-posteriore.
- Rotazione interna ed esterna: movimenti che ruotano un segmento intorno al proprio asse longitudinale. Avvengono nel piano trasversale attorno a un asse longitudinale.

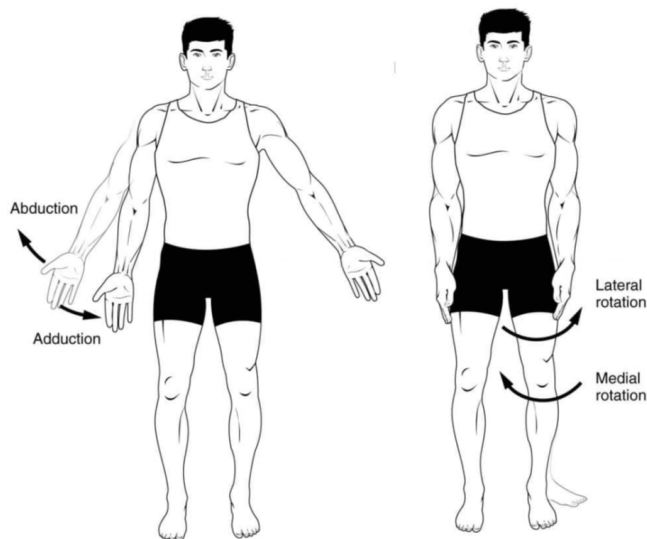


Figura 1.6. Movimenti di abduzione - adduzione e rotazione interna - esterna [66]

- Circonduzione: un movimento combinato che descrive un cono nello spazio.

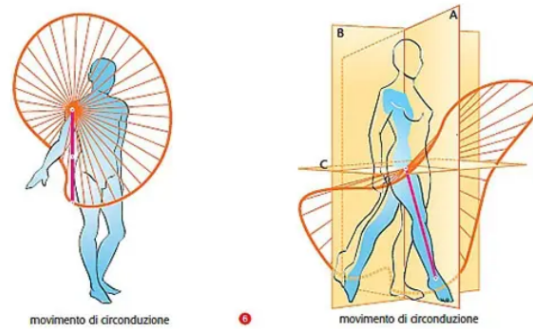


Figura 1.7. Movimento di circonduzione [67]

Questi movimenti possono essere combinati per eseguire azioni complesse, come camminare, correre o afferrare un oggetto.

Il presente progetto è incentrato sull'analisi del movimento della parte inferiore del corpo. Verranno quindi presentate le articolazioni responsabili della locomozione degli arti inferiori, sebbene lo studio si focalizzerà esclusivamente su quelle di anca e ginocchio.

- Articolazione della pelvi: dal punto di vista strutturale, l'articolazione della pelvi è una sinfisi, un tipo di articolazione cartilaginea in cui le due ossa pubiche sono unite da fibrocartilagine. Questo conferisce alla pelvi una stabilità essenziale, ma anche una certa flessibilità che consente movimenti limitati, caratteristici delle articolazioni definite come anfiartrosi. Localizzata tra l'addome e le cosce, nella zona inferiore del tronco, questa articolazione consente tre tipi di movimento principali: flesso-estensione, noto come pelvis tilt; abduzione e adduzione, definiti in questo contesto pelvis obliquity; e rotazione interna ed esterna.
- Articolazione dell'anca: situata tra il bacino e il femore, è una delle articolazioni più importanti per il movimento degli arti inferiori. Questa articolazione è una sinoviale a sfera, caratterizzata dalla testa del femore che si inserisce nella cavità acetabolare del bacino. La forma a sfera consente un'ampia libertà di movimento in più direzioni, rendendo l'anca una tipica diartrosi, ovvero un'articolazione altamente mobile.
Essa permette movimenti di flesso-estensione, ovvero lo slancio in avanti e indietro della gamba; di abduzione e adduzione, che corrispondono a spostamenti laterali verso l'interno o l'esterno; e di rotazione interna ed esterna.
- Articolazione del ginocchio: situata tra il femore e la tibia, è un'articolazione sinoviale classificata come a cardine modificata, perché, pur funzionando principalmente come un cardine per i movimenti di flessione ed estensione, è in grado di compiere rotazioni quando il ginocchio è flesso.
- Articolazione della caviglia: collocata tra tibia, perone e astragalo, dal punto di vista strutturale, si tratta di un'articolazione sinoviale a cardine, progettata per movimenti monoassiali.

Tuttavia, grazie alla sua interazione con altre strutture del piede, la caviglia è in grado di supportare movimenti complessi, essenziali per l'equilibrio e la locomozione, come flessione dorsale e plantare nel piano sagittale, inversione ed eversione nel piano frontale, e movimenti combinati di pronazione e supinazione nel piano trasversale. Come tutte le articolazioni sinoviali, è altamente mobile e quindi classificata come diartrosi.

1.1.3 Sistemi di riferimento

Un elemento fondamentale nell'analisi del movimento è rappresentato dai sistemi di riferimento, utilizzati per descrivere il posizionamento e l'orientamento dei segmenti corporei nello spazio. I sistemi di riferimento possono essere definiti come:

- Globali: riferiti a un sistema fisso nello spazio, spesso coincidente con il pavimento o l'ambiente circostante.
- Locali: associati a specifici segmenti corporei, consentendo una descrizione relativa del movimento tra segmenti adiacenti.

La cinematica articolare è la descrizione del movimento relativo tra due segmenti ossei contigui quindi, descrivere il movimento umano consiste nello studio del moto tra due sistemi di riferimento locali posizionati su un segmento distale e su un segmento prossimale. L'uso di sistemi di riferimento locali è particolarmente utile per calcolare parametri articolari, come gli angoli di flessione o rotazione, eliminando le variazioni dovute al movimento dell'intero corpo nello spazio. Quindi, durante l'esecuzione di un task motorio bisogna definire la posa del segmento coinvolto nel sistema di riferimento del laboratorio, ossia quello globale, e successivamente la posa di un segmento rispetto a un altro adiacente.

1.1.4 Gli angoli di Eulero

Eulero definisce una convenzione per passare da un sistema di riferimento all'altro secondo cui, partendo dal primo sistema di riferimento considerato, si compiono tre rotazioni successive consecutive e ordinate, una attorno a ogni asse. Quindi, per portare il sistema mobile locale a coincidere con quello fisso globale, le tre rotazioni successive sono:

- attorno all'asse Z di un angolo ϕ , il quale prende il nome di angolo di precessione; si crea un nuovo asse x chiamato linea dei nodi.
- attorno all'asse X di un angolo θ , chiamato angolo di nutazione.
- attorno all'asse z di un angolo ψ , chiamato angolo di rotazione.

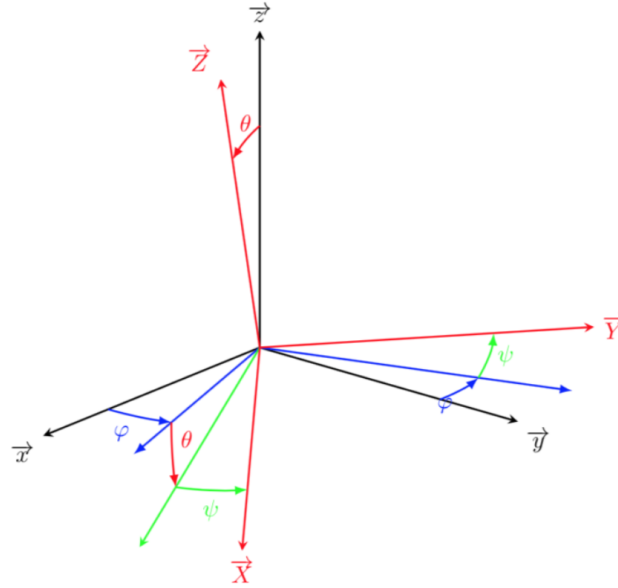


Figura 1.8. Sistemi di riferimento per la definizione degli angoli di Eulero. In blu è rappresentato il sistema di riferimento fisso, in rosso il sistema ruotato e in verde la linea dei nodi. [9]

Ognuna delle tre rotazioni può essere rappresentata matematicamente mediante una matrice di rotazione [9]. La matrice relativa alla rotazione complessiva viene calcolata moltiplicando le 3 matrici nell'ordine inverso.

Per una rotazione intorno all'asse Z di un angolo ϕ :

$$R(Z, \phi) = \begin{pmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 & 0 \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Per una rotazione intorno all'asse Y di un angolo θ :

$$R(Y, \theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Per una rotazione intorno all'asse z di un angolo ψ :

$$R(z, \psi) = \begin{pmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Quindi, moltiplicando nell'ordine inverso, otteniamo la matrice relativa alla rotazione complessiva:

$$R(Z, \phi)R(Y, \theta)R(z, \psi) = \begin{pmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 & 0 \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Per descrivere quantitativamente l'orientamento dei segmenti corporei nei sistemi di riferimento, vengono quindi spesso utilizzati gli angoli di Eulero ϕ, θ, ψ , che possono essere ricavati dalla matrice complessiva di rotazione $\text{Rot}(Z, \phi) \text{Rot}(Y, \theta) \text{Rot}(z, \psi)$.

Questa rappresentazione consente di analizzare i movimenti complessi, come quelli della colonna vertebrale o degli arti, in maniera dettagliata e comprensibile. Gli angoli di Eulero sono particolarmente utili nel calcolo degli angoli articolari, poiché permettono di descrivere le variazioni di orientamento tra segmenti ossei consecutivi, un aspetto cruciale per valutare la biomeccanica articolare.

Tuttavia, è importante notare che nell'utilizzo degli angoli di Eulero, i sistemi di riferimento locale e globale non devono essere completamente sovrapposti. Questo significa che almeno due assi devono essere diversi tra i due sistemi (sia in orientazione che in posizione). La trasformazione tra i due sistemi di riferimento si basa sulle rotazioni ordinate (angoli di Eulero) e tiene conto delle differenze nella configurazione iniziale. Se gli assi fossero già sovrapposti o coincidenti, non ci sarebbe alcun movimento da descrivere e la trasformazione diventerebbe indeterminata. Inoltre, bisogna evitare che tra i due sistemi di riferimento gli assi Z globale (Zglo) e z locale (zloc) coincidano. La coincidenza degli assi Zglo e zloc porta ad una singolarità nota come gimbal lock (si ha $\theta = \pm \frac{\pi}{2}$), in cui si perde un grado di libertà. Non è più possibile rappresentare tutte le orientazioni spaziali con angoli di Eulero, poiché due rotazioni si "fondono" in una sola. Per ovviare a questi problemi, possono essere utilizzate altre rappresentazioni, come i quaternioni.

1.1.5 Quaternioni

I quaternioni rappresentano una metodologia avanzata per descrivere l'orientamento nello spazio tridimensionale. Sono entità introdotte come estensione dei numeri complessi e trovano applicazione nella modellazione delle rotazioni nello spazio. Questa rappresentazione consente di evitare il problema del gimbal lock, garantendo una descrizione continua e priva di ambiguità dell'orientamento angolare.

Un quaternione è composto da una parte scalare e una parte vettoriale ed è espresso come:

$$q = w + xi + yj + zk$$

dove:

- w è il componente scalare,

- x, y, z sono i componenti vettoriali,
- $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ sono i versori.

Un quaternione può anche essere scritto come una coppia $(w, \mathbf{v})$, con $\mathbf{v} = (x, y, z)$

Per rappresentare una rotazione, il quaternione deve avere una norma unitaria, cioè:

$$\|q\| = \sqrt{w^2 + x^2 + y^2 + z^2} = 1$$

Vantaggi dei Quaternioni:

- Assenza di singolarità: Risolvono il problema del gimbal lock, garantendo una rappresentazione continua delle rotazioni.
- Efficienza computazionale: Le operazioni matematiche sui quaternioni, come l'interpolazione e la composizione delle rotazioni, sono più efficienti rispetto alle matrici di rotazione.
- Stabilità numerica: Rispetto agli angoli di Eulero, i quaternioni riducono errori di arrotondamento nei calcoli iterativi.

Nel contesto dell'analisi del movimento, i quaternioni sono ampiamente utilizzati per interpretare i dati raccolti da unità di misura inerziale (IMU).

I quaternioni sono fondamentali nel calcolo degli angoli articolari per diverse ragioni:

- Precisione: Consentono di descrivere accuratamente l'orientamento relativo tra segmenti corporei.
- Continuità: Evitano salti improvvisi nei dati, garantendo una rappresentazione fluida del movimento articolare.
- Integrazione con sistemi biomeccanici: L'elaborazione basata sui quaternioni si integra perfettamente con modelli di simulazione, migliorando la calibrazione e l'analisi cinematica.

In conclusione, i quaternioni rappresentano uno strumento essenziale per l'analisi avanzata del movimento, fornendo una base matematica robusta per la comprensione e l'elaborazione dei dati relativi all'orientamento tridimensionale. La loro applicazione nell'ambito delle IMU è cruciale per ottenere risultati affidabili e dettagliati, rendendoli un pilastro delle moderne tecnologie di analisi del movimento.

1.1.6 Metodologie e Strumenti

L'analisi del movimento si avvale di una vasta gamma di strumenti e tecnologie, che includono:

- Sistemi non indossabili: come piattaforme di forza e telecamere per l'elaborazione di immagini, utili per ottenere dati cinematici e dinamici in ambiente controllato.

- Sensori indossabili: come unità di misura inerziali (IMU), goniometri e sensori di forza, che consentono di raccogliere dati al di fuori dei laboratori.
- Modelli biomeccanici: che permettono di simulare e interpretare i dati raccolti, fornendo una rappresentazione dettagliata delle funzioni muscolo-scheletriche.

L'evoluzione tecnologica ha reso l'analisi del movimento sempre più precisa, passando da metodi semi-soggettivi basati sull'osservazione clinica a tecniche oggettive che utilizzano dispositivi avanzati e algoritmi di elaborazione dati.

1.2 Stereofogrammetria

La stereofotogrammetria è una tecnica che permette l'analisi cinematica dei segmenti anatomici tramite sistemi optoelettronici. Per visione stereoscopica si intende la capacità di percepire la natura tridimensionale degli oggetti che ci circondano: attraverso gli occhi il cervello riceve una doppia immagine di ciò che osserviamo e ha la capacità di ricavarne un'unica tridimensionale molto differente dalle originali. In laboratorio è possibile replicare tale dinamica attraverso un impianto strumentale capace di ricostruire la posizione di un punto istante per istante, fornendo una terna spaziale caratteristica X, Y, Z rispetto alla terna di riferimento del laboratorio stesso. Affinchè la registrazione della posizione avvenga in maniera corretta, è necessario che il punto venga osservato contemporaneamente da almeno due punti di vista differenti. Per far fronte a questa esigenza vengono tradizionalmente impiegati i sistemi optoelettronici, che utilizzano telecamere operanti nella gamma del visibile o dell'infrarosso (frequenze comprese tra i 780-820 nm).

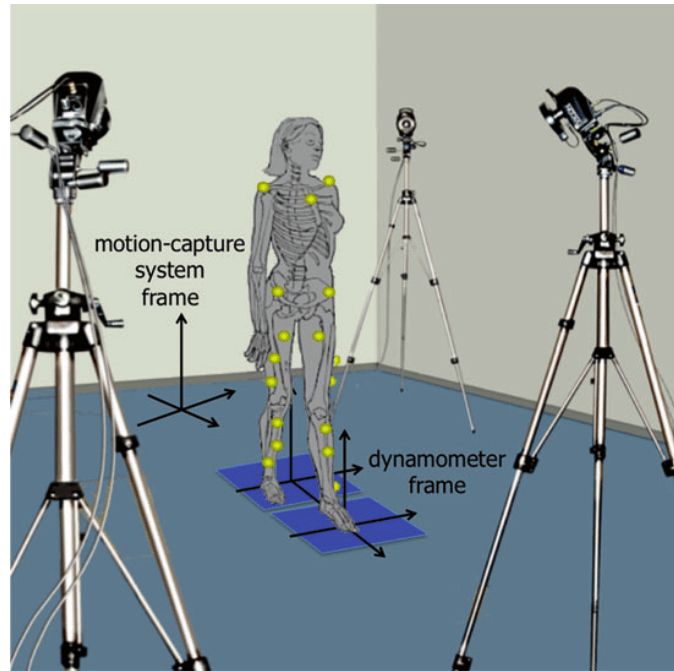


Figura 1.9. Esempio di laboratorio di stereofotogrammetria. [68]

Nell'analisi del movimento umano, per favorire la ricostruzione della posizione dei punti tramite telecamere, vengono applicati sul corpo degli oggetti chiamati marcatori (o marker) che si dividono in due tipologie: attivi e passivi. I marcatori attivi sono dotati di LED che emettono luce propria in modo pulsato e sequenziale. Questa caratteristica consente al sistema di identificare automaticamente ogni singolo marcatore in base alla temporizzazione degli impulsi luminosi, facilitando il tracciamento anche in condizioni complesse. Tra i principali vantaggi di questa tecnologia si annoverano l'elevata accuratezza nella rilevazione, la maggiore frequenza di campionamento e una ridotta possibilità di confusione tra marker, grazie alla loro identificazione univoca. Tuttavia, i marcatori attivi richiedono un'alimentazione continua, l'impiego di batterie o cavi e l'integrazione di circuiti elettronici, rendendo il sistema più complesso, ingombrante e potenzialmente invasivo per il soggetto durante l'acquisizione. I marcatori passivi, invece, sono generalmente composti da elementi plastici di forma sferica rivestiti di materiale retro-riflettente, che li rende altamente visibili alle telecamere quando illuminati da sorgenti infrarosse, solitamente generate da LED disposti attorno all'obiettivo di ciascuna telecamera. Sebbene questi sistemi presentino una precisione e una frequenza di acquisizione inferiori rispetto a quelli attivi e risultino più sensibili a occlusioni o riflessi, offrono importanti vantaggi pratici: sono privi di fili, alimentazioni o circuiti attivi, risultano leggeri, semplici da indossare e meno invasivi per l'utente, facilitando le acquisizioni prolungate e riducendo l'interferenza con il movimento naturale. Il posizionamento dei marcatori di superficie deve soddisfare due requisiti: deve essere garantita la massima visibilità dei marker da parte delle telecamere, e non deve esserci un sovrappiombamento di marker per la definizione dei centri di rotazione articolare.

Le coordinate tridimensionali di ciascun marcatore vengono calcolate in base ai dati bidimensionali di due o più telecamere, alla loro posizione e ai parametri interni noti. Per ricostruire la traiettoria 3D di un punto nello spazio è necessario intersecare le informazioni del piano immagine di due telecamere tramite un processo chiamato triangolazione. Ogni telecamera ha un piano principale, un asse ottico perpendicolare ad esso e passante per un punto nodale. Il punto oggetto viene trasferito sul piano principale passando per il punto nodale. In questo modo si registra la posizione dell'oggetto sul piano principale, ricavando il punto immagine. La posizione reale di un punto è dove si incrociano le rette passanti per punto nodale e punto immagine di due telecamere. Con una sola telecamera la registrazione non sarebbe biunivoca, cioè dato un punto immagine non si è in grado di dire dove si trova il punto oggetto, perché a partire dal punto immagine, tracciando la retta passante per il punto nodale, troviamo la retta su cui è presente il punto oggetto, non la sua posizione.

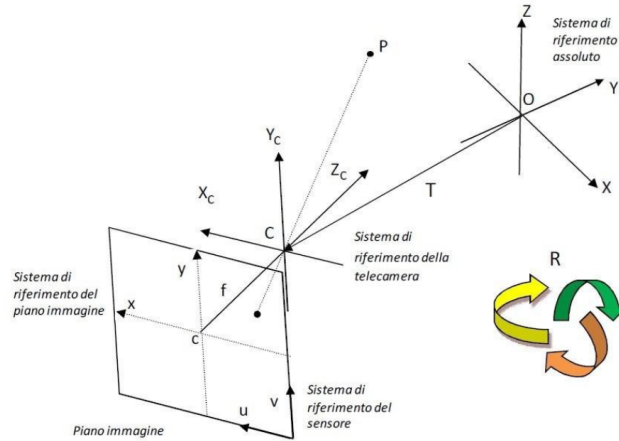


Figura 1.10. Proiezione sul piano immagine di un punto P. [69]

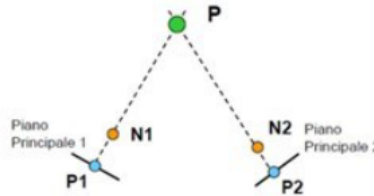


Figura 1.11. Ricostruzione del punto P dalle sue proiezioni. [70]

1.2.1 Calibrazione dell'ambiente

Sebbene il rilevamento ottico sia uno dei metodi più convenienti, presenta degli svantaggi dovuti ai vincoli di visibilità del marcatore; questi inconvenienti sono parzialmente superati dall'uso di più telecamere (generalmente 6 o 8 in un classico set up di acquisizione sul campo). Infatti, per la ricostruzione delle coordinate tridimensionali, ogni marker deve essere visto simultaneamente da almeno due telecamere, ma nella realtà è conveniente che il numero di telecamere a cui un marker è visibile nel tempo sia maggiore di due, poiché i marker possono essere oscurati dalla vista delle telecamere per varie cause, tra cui l'oscillazione delle braccia, la rotazione del soggetto o possibili ausili per la deambulazione.

Nonostante questo metodo di acquisizione sia ben sviluppato e fornisca dei risultati affidabili, esistono diverse fonti di imprecisione che influenzano le misure fotogrammetriche, determinando un errore sulle coordinate dei marker.

Questi errori possono essere di diversa natura: possono derivare da un errato posizionamento dei marker nei punti di repere anatomici, in alcuni casi difficili da identificare dal momento che non sempre corrispondono a punti specifici ma talvolta a superfici; inoltre, il processo può essere complicato dalla presenza di tessuti molli. Un'altra fonte di errore sono i cosiddetti artefatti da tessuto molle generalmente causati da scivolamento della pelle, deformazioni, effetti inerziali, movimento dei muscoli sottostanti e presenza di abbondante tessuto adiposo. Infine, vi sono gli errori strumentali, ossia dipendenti dallo strumento di acquisizione, che sono di due tipi:

- sistematici (errore sistematico strumentale): associati a inadeguatezza dello strumento di misura, a imprecisioni nella calibrazione fotogrammetrica (cattiva stima dei parametri del modello) o a non linearità di cui la calibrazione non ha tenuto conto (modello inadeguato). L'entità degli errori sistematici dipende dalle dimensioni del campo di misura e dalla posizione che il marker assume al suo interno. In quanto associati alla strumentazione utilizzata, possono essere stimati con una certa precisione e, di conseguenza, si possono mettere in pratica diverse strategie per ridurne l'effetto;
- casuali (errore casuale strumentale): possono essere dovuti all'imprecisione con cui le traiettorie dei marker vengono convertite in punti dell'immagine, al processo di digitalizzazione stesso che trasforma le coordinate dei marker nei loro valori numerici e alla distorsione della forma dell'immagine derivante dai marker che può derivare da effetti di velocità, possibili occlusioni, fusione dei marker tra loro o con altri segnali. Risultano pressoché impossibili da stimare per la loro natura del tutto randomica.

È possibile applicare alcuni accorgimenti per far fronte a questi errori, come il filtraggio dei risultati, procedimento comunemente attuato in seguito all'acquisizione, o l'ottimizzazione della procedura di calibrazione, con lo scopo di correggere adeguatamente la distorsione per ogni combinazione di telecamere nella ricostruzione 3D.

La calibrazione rappresenta una fase fondamentale nei sistemi di motion capture (MoCap) basati su telecamere, poiché garantisce che l'intero impianto strumentale operi in modo sincronizzato e

coerente, permettendo una ricostruzione accurata del movimento all'interno dello spazio tridimensionale [10]. Anche il sistema più avanzato risulterebbe inaffidabile in assenza di una calibrazione corretta, generando dati potenzialmente inutilizzabili o affetti da errori significativi. Questo processo si articola in due componenti principali: la calibrazione statica, finalizzata alla definizione dell'origine del volume di acquisizione, e la calibrazione dinamica, necessaria per determinare con precisione le posizioni e gli orientamenti delle telecamere all'interno dello spazio.

La calibrazione statica, detta anche impostazione dell'origine del volume, consiste nell'identificare il punto $(0, 0, 0)$ che fungerà da origine del sistema di coordinate utilizzato durante l'intera analisi biomeccanica. La corretta definizione di questo punto è determinante poiché influenza direttamente la lettura delle coordinate spaziali, l'allineamento del soggetto con attrezzature esterne come piattaforme di forza e l'interpretazione dei dati tramite strumenti di visualizzazione, come grafici e animazioni tridimensionali. Nei contesti clinici, dove è essenziale confrontare misurazioni effettuate in momenti differenti, l'univocità e la coerenza dell'origine rappresentano un elemento critico. La definizione dell'origine avviene mediante un *calibration object*, tipicamente una bacchetta dotata di marker disposti secondo una configurazione geometrica nota. Questa viene posizionata in un punto prestabilito, generalmente un angolo anteriore della piattaforma di forza, e rilevata dal software, che riconosce la geometria dei marker e imposta automaticamente l'origine del sistema di coordinate, definendo gli assi X, Y e Z in modo coerente rispetto all'ambiente di acquisizione.

La calibrazione dinamica ha invece lo scopo di determinare la posizione e l'orientamento di ciascuna telecamera all'interno dello spazio tridimensionale, e di fornire al software le informazioni necessarie per interpretare correttamente le proiezioni bidimensionali dei marker ai fini della ricostruzione tridimensionale. Questo processo viene effettuato utilizzando un *calibration wand*, ovvero una bacchetta con marker disposti a distanze note tra loro, che viene fatta muovere manualmente all'interno del volume di acquisizione. Durante il movimento, è essenziale che i marker siano rilevati simultaneamente da tutte le telecamere, affinché il software possa osservare le loro traiettorie e calcolare con precisione la posizione relativa di ciascun dispositivo ottico. Sulla base di questi dati, il sistema – ad esempio Nexus – ottimizza i parametri geometrici, affinché la visione dei marker risulti coerente da ogni punto di vista.

La calibrazione, sia statica che dinamica, viene eseguita all'inizio di ogni sessione o ogni volta che viene apportata una modifica alla configurazione del sistema, come lo spostamento di una telecamera. Anche variazioni minime nella disposizione delle telecamere possono compromettere la qualità del dato acquisito, rendendo la calibrazione una procedura da effettuare con regolarità e precisione.

1.2.2 Plug-In Gait

I marcatori, attivi o passivi, sono posizionati in punti anatomici definiti da appositi protocolli di analisi del movimento che sono stati sviluppati con l'obiettivo di creare metodi standardizzati,

ripetibili e quindi comparabili. È importante creare uno standard per ottenere dati confrontabili negli ambiti di esecuzione delle analisi, posizionamento dei marcatori, calcolo delle variabili di interesse e modalità di presentazione dei risultati ottenuti.

Un protocollo, in generale, ha principalmente i seguenti obiettivi:

- Definire in modo univoco i punti di reperi anatomici su cui applicare i marcatori, per posizionarli seguendo un modello biomeccanico predisposto
- Definire le strutture anatomiche di riferimento, individuando la corrispondenza tra la posizione dei marcatori ed i segmenti corporei sottostanti
- Definire le procedure per l'acquisizione, l'elaborazione e l'analisi dei dati
- Rendere i parametri cinematici e dinamici clinicamente interpretabili

Nel corso degli anni sono stati sviluppati numerosi protocolli per l'analisi del movimento a seconda delle specifiche caratteristiche dell'analisi da effettuare e della tipologia di soggetto coinvolto. I più importanti sono:

- Protocollo Helen Hayes (1990)
- Protocollo Davis (1991)
- Protocollo CAST (1995)
- Protocollo IOR Gait (2007)

Nel nostro caso specifico, siamo interessati unicamente al protocollo Helen Hayes, anche più comunemente noto come Plug-In-Gait [11]. Analizzeremo, in particolare, l'implementazione Lower Body del protocollo fatta da Vicon.

Il protocollo Plug-In Gait sviluppato da Vicon prevede l'utilizzo di 16 (o 15) markers: 4 (o 3) sulla pelvi, 6 sull'arto inferiore destro e 6 sull'arto inferiore sinistro. Il corretto posizionamento dei markers è illustrato nella tabella sottostante.

Etichetta marker	Definizione	Posizione sul soggetto
SACR	Sacrale	Sulla pelle a metà strada tra le spine iliache posteriori superiori (PSIS), posizionato in modo da giacere nel piano formato dai punti ASIS e PSIS.
LASI	ASIS sinistro	Spina iliaca anteriore superiore sinistra
RASI	ASIS destro	Spina iliaca anteriore superiore destra
LPSI	PSIS sinistro	Spina iliaca posteriore superiore sinistra (subito sotto le articolazioni sacro-iliache, nel punto in cui la colonna si unisce al bacino). Utilizzato insieme al marker RPSI come alternativa al marker SACR singolo.
RPSI	PSIS destro	Spina iliaca posteriore superiore destra (subito sotto le articolazioni sacro-iliache, nel punto in cui la colonna si unisce al bacino). Utilizzato insieme al marker LPSI come alternativa al marker SACR singolo.
LTHI	Coscia sinistra	Sulla parte laterale inferiore del terzo distale della coscia sinistra
LKNE	Ginocchio sinistro	Sull'asse di flessione-estensione del ginocchio sinistro
LTIB	Tibia sinistra	Sulla parte inferiore del terzo distale della gamba sinistra
LANK	Caviglia sinistra	Sul malleolo laterale lungo una linea immaginaria che passa attraverso l'asse transmalleolare
LHEE	Tallone sinistro	Sul calcagno alla stessa altezza, sopra la pianta del piede, del marker posizionato sull'alluce
LTOE	Alluce sinistro	Sulla testa del secondo metatarso, sul lato mediale del piede, tra l'avampiede e il mesopiede
RTHI	Coscia destra	Sulla parte laterale superiore del terzo prossimale della coscia destra
RKNE	Ginocchio destro	Sull'asse di flessione-estensione del ginocchio destro
RTIB	Tibia destra	Sulla parte superiore del terzo prossimale della gamba destra
RANK	Caviglia destra	Sul malleolo laterale lungo una linea immaginaria che passa attraverso l'asse transmalleolare
RHEE	Tallone destro	Sul calcagno alla stessa altezza, sopra la pianta del piede, del marker posizionato sull'alluce
RTOE	Alluce destro	Sulla testa del secondo metatarso, sul lato mediale del piede, tra l'avampiede e il mesopiede

Tabella 1.1. Definizione e posizionamento anatomico dei marker utilizzati per la pelvi e gli arti inferiori secondo il protocollo Plug-In Gait.

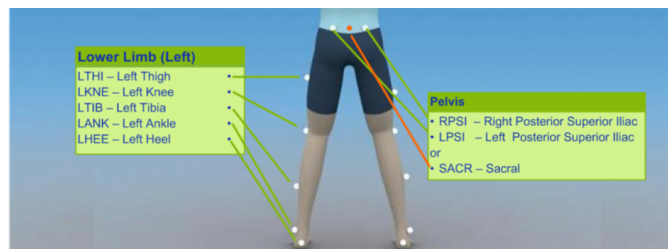


Figura 1.12. Posizionamento dei markers, dal punto di vista frontale, per il protocollo Plug-In Gait. [11]

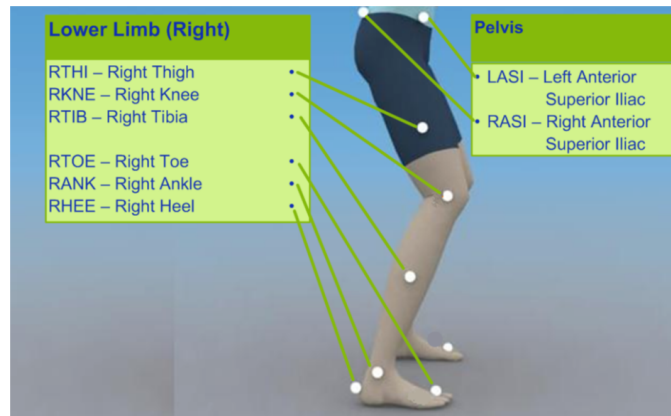


Figura 1.13. Posizionamento dei markers, dal punto di vista laterale, per il protocollo Plug-In Gait. [11]

Inoltre, per utilizzare questo protocollo, è indispensabile effettuare delle misurazioni antropometriche sul soggetto in esame, per poter scalare il modello sulla base del soggetto. Le misurazioni da effettuare possono essere obbligatorie oppure facoltative e sono riassunte nella tabella sottostante.

Parametro	Descrizione	Misura sinistra	Misura destra
Massa corporea	Massa del paziente.	_____	kg
Altezza	Altezza del paziente.	_____	mm
Distanza inter-ASIS ¹	Calcolata automaticamente a partire dai marker LASI e RASI. Se non è possibile posizionarli correttamente (es. paziente obeso), misurare manualmente la distanza e inserirla.	_____	mm
Lunghezza gamba	Dall'ASIS al malleolo mediale passando per il ginocchio. Se il paziente non può estendere la gamba, effettuare due misurazioni separate.	_____ mm	_____ mm
Distanza ASIS-Trocantere ¹	Distanza verticale tra ASIS e grande trocantere, sul piano sagittale, con paziente supino. Il femore deve essere ruotato lateralmente.	_____ mm	_____ mm
Larghezza ginocchio	Distanza medio-laterale del ginocchio lungo l'asse flessione-estensione. Paziente in stazione eretta.	_____ mm	_____ mm
Larghezza caviglia	Distanza medio-laterale dei malleoli. Paziente in piedi, se possibile.	_____ mm	_____ mm
Torsione tibiale ¹	Angolo tra l'asse del ginocchio e quello dorso-plantare della caviglia.	_____ deg	_____ deg
Differenza spessore suola ¹²	Differenza di altezza tra tallone e punta. Un valore positivo indica che il tallone è più alto.	_____ mm	_____ mm

Tabella 1.2. Parametri antropometrici richiesti dal modello Plug-in Gait.

¹ Parametri non obbligatori, ma consigliati per la corretta esecuzione dell'analisi.² La misura della differenza di spessore suola è richiesta se il soggetto indossa calzature con il tallone rialzato, ma mantiene il piede piatto nella scarpa.

1.2.3 Calibrazione del modello biomeccanico

Dopo che i marker sono stati applicati correttamente e anatomicamente, e dopo che sono state effettuate le misure antropometriche, si passa a una fase obbligatoria chiamata fase di calibrazione del modello biomeccanico. Questa può essere statica oppure dinamica a full ROM.

La calibrazione (sia statica che dinamica) serve a personalizzare il modello biomeccanico standard adattandolo al singolo soggetto, andando a stimare la posizione dei centri articolari, a costruire i segmenti corporei rigidi, a fare la mappatura tra marker reali e anatomia interna e a calcolare eventuali offset angolari iniziali se il soggetto non è perfettamente allineato. I segmenti creati nella calibrazione sono mantenuti fissi nella loro geometria (lunghezze, assi, orientamenti iniziali) e, nei trial successivi, vengono semplicemente fatti "muovere" seguendo i marker visibili in ogni

frame. la geometria del segmento non cambia più dopo la calibrazione; si aggiorna solo la posizione e orientamento del segmento a ogni istante. Anche per i centri articolari vale una logica simile: questi non vengono ricalcolati frame by frame, ma vengono stimati una sola volta durante la calibrazione. Nei trial dinamici successivi vengono “trascinati” insieme al segmento a cui appartengono.

La calibrazione statica è una breve acquisizione in cui il soggetto sta fermo in una posizione di riferimento. Per il Plug-in Gait, questa posizione è una T-pose (braccia distese orizzontalmente a formare una “T”) oppure la cosiddetta posizione “motorbike” (cioè con le braccia piegate in avanti come se si stesse impugnando il manubrio di una moto).

In un full ROM trial (Range of Motion trial), il soggetto esegue una serie di movimenti che coinvolgono tutte le sue articolazioni. Per ottenere la migliore calibrazione, il soggetto deve muovere ogni articolazione quanto più possibile lungo tutto il suo range articolare.

La calibrazione full ROM è preferibile alla statica perché permette al sistema di vedere ogni articolazione in azione, quindi può:

- migliorare la stima dei centri articolari tramite osservazione cinematica (soprattutto utile per l'anca),
- registrare come cambiano i marker durante i movimenti (soft tissue artifact),
- adattare meglio la geometria del modello.

Migliora la qualità dell'auto-labeling nei trial successivi: più movimento → più traiettorie → il software impara meglio come si muovono i marker.

Dopo aver completato la calibrazione del modello biomeccanico, può iniziare la fase di test, ovvero l'acquisizione dei movimenti veri e propri del soggetto. In questa fase, non vengono più ricostruiti i segmenti corporei da zero: la loro struttura, le dimensioni e le relazioni tra marker e anatomia sono già state determinate durante la calibrazione. Ciò che cambia, frame dopo frame, è la posizione e l'orientamento dei segmenti nello spazio, che vengono tracciati seguendo i marker visibili a ogni istante. Per ciascun frame, il software utilizza le traiettorie 3D dei marker (ricostruite dalle immagini delle telecamere) per aggiornare la posizione spaziale di ciascun segmento corporeo. Questi segmenti sono considerati rigidi e mantengono la loro forma: ciò che varia è la loro orientazione e traslazione nel volume, in funzione del movimento del soggetto. Una volta aggiornati, a ogni segmento viene ricalcolato il proprio sistema di riferimento locale, ovvero l'insieme di tre assi ortogonali (X, Y, Z) legati al segmento stesso, secondo le convenzioni anatomiche definite in fase di calibrazione. Per ogni frame, quindi, ogni segmento ha un nuovo orientamento tridimensionale rispetto allo spazio. A questo punto, per determinare i movimenti articolari, si calcola la rotazione relativa tra due segmenti adiacenti (per esempio il femore e la tibia per il ginocchio). Questa rotazione viene ottenuta confrontando i rispettivi sistemi di riferimento locali: si costruisce una matrice di rotazione che rappresenta come un segmento si muove rispetto all'altro. Da questa

matrice, si estraggono infine gli angoli articolari, che rappresentano le rotazioni attorno agli assi anatomici rilevanti: flessione-estensione, abduzione-adduzione, e rotazione interna-esterna.

1.3 IMU

Sebbene la stereofotogrammetria sia considerata il gold standard per l'analisi del movimento umano, le Inertial Measurement Units (IMU) si stanno affermando come un'alternativa sempre più credibile e consolidata. La loro miniaturizzazione, portabilità e costo ridotto le rendono ideali per applicazioni in ambienti esterni e scenari non controllati, come la valutazione clinica, la riabilitazione e l'analisi dell'andatura.

Composte da accelerometri triassali, giroscopi triassali e, in molti casi, magnetometri triassali, le IMU misurano rispettivamente:

- Accelerazione lineare: rilevata dagli accelerometri, indica il cambiamento di velocità lungo gli assi.
- Velocità angolare: misurata dai giroscopi, indica la variazione della posizione angolare nel tempo intorno agli assi.
- Direzione assoluta rispetto al nord magnetico: misurata dai magnetometri, indica l'orientamento rispetto al campo magnetico terrestre, fornendo un riferimento globale.

I segnali acquisiti possono essere successivamente elaborati tramite algoritmi di sensor fusion, appartenenti a una vasta gamma di soluzioni disponibili [35], il più noto dei quali è il filtro di Kalman. Questi algoritmi permettono di stimare l'orientamento tridimensionale del sensore, restituendolo sia in forma di quaternioni che di matrici di rotazione.

A partire dai dati raccolti dai sensori integrati nelle IMU – come accelerazioni lineari, velocità angolari, dati magnetometrici o stime d'orientamento (in forma di quaternioni o matrici di rotazione) – è possibile calcolare un'ampia gamma di parametri rilevanti per l'analisi del movimento. Tali parametri si suddividono in spaziali, temporali e cinematici:

- I parametri spaziali comprendono, ad esempio, la lunghezza del passo, l'ampiezza del passo e la traiettoria del centro di massa.
- I parametri temporali includono la durata delle singole fasi del passo (stance e swing), la cadenza, la frequenza del passo e il tempo di appoggio.
- I parametri cinematici riguardano invece l'evoluzione angolare delle articolazioni nel tempo (come l'estensione/flessione del ginocchio o la rotazione dell'anca), oltre alla descrizione del movimento dei singoli segmenti corporei nello spazio.

L'elaborazione di questi dati consente un'analisi dettagliata e quantitativa della dinamica del cammino, utile sia in ambito clinico che sportivo.

Nonostante le molteplici applicazioni, le IMU presentano limiti, come l'accumulo progressivo di errori durante l'integrazione numerica dei segnali di accelerazione e velocità angolare, noto come drift, che può causare una deriva significativa nella stima della posizione e dell'orientamento nel tempo, specialmente in assenza di correzioni esterne. Sono inoltre soggette a disturbi magnetici e dipendono fortemente dalla calibrazione tra sensori e segmenti corporei. Tuttavia, algoritmi avanzati e tecniche di calibrazione continuano a migliorare la precisione e l'affidabilità di questi dispositivi.

1.3.1 Vantaggi rispetto alla stereofotogrammetria

Le IMU offrono numerosi vantaggi rispetto ai sistemi di stereofotogrammetria markerbased:

- **Flessibilità ambientale:** A differenza dei sistemi optoelettronici, che richiedono un laboratorio con telecamere ad alta precisione e markers retro-riflettenti, le IMU possono essere utilizzate in qualsiasi ambiente, inclusi contesti clinici, outdoor e scenari di vita quotidiana.
- **Volume di acquisizione esteso:** mentre i markers fisici devono essere riconoscibili contemporaneamente da un determinato numero di telecamere, e ciò richiede la definizione di un volume di acquisizione limitato, non consentendo di rilevare liberamente le dinamiche del soggetto, le IMU consentono di osservare i movimenti su ampie aree (come in un percorso all'aperto).
- **Numero di sensori utilizzati:** Una tipica acquisizione ottica del movimento prevede il posizionamento di numerosi marcatori sui punti di riferimento anatomici per misurare il movimento dei segmenti anatomici mentre con l'uso di IMU, questo movimento può essere rilevato utilizzando un numero limitato di sensori indossabili.
- **Costi contenuti:** Rispetto ai sistemi stereofotogrammetrici, le IMU rappresentano una soluzione economica, rendendo possibile l'analisi del movimento in ampie coorti o studi multicentrici.
- **Rapidità nella preparazione del sistema:** l'allestimento di una sessione di stereofotogrammetria richiede tempi operativi più lunghi, in quanto prevede la calibrazione delle telecamere, dell'ambiente e del modello prima di poter avviare l'acquisizione. Al contrario, le IMU necessitano di una sola fase di calibrazione iniziale, generalmente rapida, dopo la quale è possibile eseguire subito le prove.
- **Acquisizione continua:** Le IMU consentono l'acquisizione di dati ininterrotta, utile per analizzare movimenti prolungati o ciclici, come l'andatura, e per rilevare variazioni fisiologiche nel tempo.

Sebbene la stereofotogrammetria sia considerata il gold standard per stimare gli angoli articolari, le IMU possono fornire misurazioni accurate se combinate a modelli biomeccanici / muscoscheletrici come Opensim o a buoni algoritmi di calibrazione sensore-segmento e calcolo degli angoli articolari.

Nei prossimi capitoli verrà innanzitutto presentato il sistema di acquisizione custom, sviluppato in collaborazione con l'azienda Brain-Technologies di Torino. A seguire, verranno descritti i due algoritmi di calibrazione sensore-segmento sviluppati durante questo progetto, insieme alla convenzione scelta per il calcolo degli angoli articolari. Successivamente, verrà introdotto OpenSense, un toolkit di OpenSim, come metodo di modellazione muscolo-scheletrico di confronto per la ricostruzione degli angoli articolari. Infine, verranno approfonditi i 3 esperimenti effettuati per validare il sistema di acquisizione sviluppato (sensori + algoritmo di calibrazione sensore - segmento).

Capitolo 2

IMU custom made Brain - Tech

Il sistema di acquisizione sviluppato è composto da 3 unità indipendenti, ognuna costituita da una parte hardware ed una firmware.

La parte hardware, visibile in figura, è composta dall'unità di misura inerziale InvenSense (TDK, Tokyo, Giappone) e da una scheda Raspberry Pi Pico W (Raspberry Pi Ltd., Regno Unito). Questi componenti sono poi collegati tra di loro tramite un supporto breadboard. In figura vengono mostrati i prototipi assemblati. Ogni unità ha la necessità di essere collegata ad alimentazione e, a questo scopo, vengono utilizzate due batterie portatili, ricaricabili. Ogni componente di ciascuna unità è stato scelto seguendo l'obiettivo finale di questo progetto, ovvero realizzare un sistema di motion capture, basato su sensori inerziali, che fosse affidabile e a basso costo. Per questo motivo, sono stati selezionati sia il sensore InvenSense sia la scheda Raspberry Pi Pico W: entrambi garantiscono un costo contenuto, offrendo parallelamente dei vantaggi. Il sensore InvenSense garantisce prestazioni, in termini di risoluzione, range di misura e frequenza di campionamento, adatti agli scopi di questo progetto. La scheda Raspberry Pi Pico W, invece, integra nativamente un modulo Wi-Fi, elemento fondamentale per garantire una trasmissione efficiente dei dati tra unità sensoriali e calcolatore.

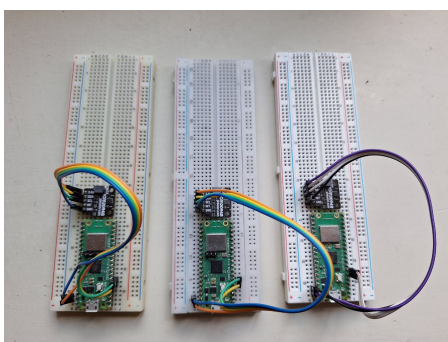


Figura 2.1. Componenti hardware del sistema di acquisizione basato su sensori inerziali custom

La parte firmware è costituita dal codice sorgente, scritto in C++, che gestisce l'elaborazione, encoding e trasmissione dei dati. L'architettura del firmware è facilmente scalabile: è programmata per permettere di aggiungere o rimuovere delle unità a seconda delle esigenze.

Questo progetto di tesi è stato svolto nell'ambito di una collaborazione con l'azienda brain Technologies di Torino. In particolare, l'azienda si è occupata della selezione e dell'acquisto dei componenti hardware da assemblare nelle unità e ha fornito supporto nello sviluppo del firmware necessario per il loro funzionamento.

Nei paragrafi di seguito vengono fornite le informazioni tecniche sui dispositivi, tratte dalle rispettive documentazioni ([52, 53, 54]). In particolare, verranno forniti i dettagli sulle unità sensoriali e sulla scheda Raspberry Pi Pico W. Inoltre, verranno approfonditi gli aspetti legati al firmware, in particolare all'elaborazione dei dati, al formato con cui vengono strutturati, al protocollo scelto per la comunicazione e alla gestione di più dispositivi connessi.

2.1 Caratteristiche Hardware

2.1.1 Unità di Misura Inerziale ICM-20948

Componenti Integrate

L'ICM-20948, realizzata da TDK InvenSense, è un sensore inerziale a 9 assi che integra al suo interno un accelerometro, un giroscopio e un magnetometro triassiali. [52] L'accelerometro rileva le accelerazioni lungo tre assi, ortogonali tra loro, con una risoluzione di 16 bit e un range di misura selezionabile tra $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$. Come visibile in Tabella 2.1 e 2.2, la scelta dell'intervallo di misura incide direttamente sulla sensibilità del sensore (MEMS): al crescere dell'ampiezza dell'intervallo selezionato, aumenta il fattore di scala. Questo fattore di scala è il valore per cui dividere la lettura offerta dal MEMS. Per cui, all'aumentare del fattore di scala, la sensibilità migliora. L'accelerometro presenta un basso consumo energetico grazie alla presenza della funzione wake-on-motion, che permette al dispositivo di attivarsi solo in presenza di movimento. L'utente ha la possibilità di configurare filtri passa-basso digitali e la frequenza di output (ODR) per migliorare le performance dinamiche. Infine, l'accelerometro presenta una funzione di self-test automatica che permette la verifica del corretto funzionamento interno del sensore.

Range di misura (g)	Fattore di scala (LSB/g)
± 2	16.384
± 4	8.192
± 8	4.096
± 16	2.048

Tabella 2.1. Relazione tra i range di misura e relativi fattori di scala per quanto riguarda l'accelerometro. I dati sono stati presi dalla tabella 2. Accelerometer Specifications in [52]

Il giroscopio fornisce misure della velocità angolare attorno ai tre assi, con risoluzione di 16 bit e range di misura selezionabile tra ± 250 , ± 500 , ± 1000 e ± 2000 dps. Anche in questo caso, è possibile selezionare l'ODR, configurare filtri passa-basso digitali ed è presente la funzione di self-test.

Range di misura (dps)	Fattore di scala (LSB/dps)
± 250	131
± 500	65.5
± 1000	32.8
± 2000	16.4

Tabella 2.2. Relazione tra i range di misura e relativi fattori di scala per quanto riguarda il giroscopio. I dati sono stati presi dalla tabella 1. Gyroscope Specifications in [52]

Il magnetometro è un MEMS magnetico triassiale monolitico AK09916, prodotto dalla Asahi Kasei Microdevices Corporation. Il dispositivo è in grado di offrire un'elevata risoluzione (16 bit) e un ampio range di misura ($\pm 4900 \mu\text{T}$), mantenendo al tempo stesso un consumo energetico contenuto. Come per gli altri MEMS, è presente una funzione di self-test, che utilizza una sorgente magnetica interna per validare il corretto funzionamento del sensore, facilitando le operazioni di collaudo nei dispositivi finali.

Nel sensore ICM-20948 è integrato il Digital Motion Processor (DMP), una componente che si occupa dell'elaborazione in background dei dati inerziali, come calibrazione dei MEMS e sensor fusion, consentendo di alleggerire, al microcontrollore utente, il carico computazionale.

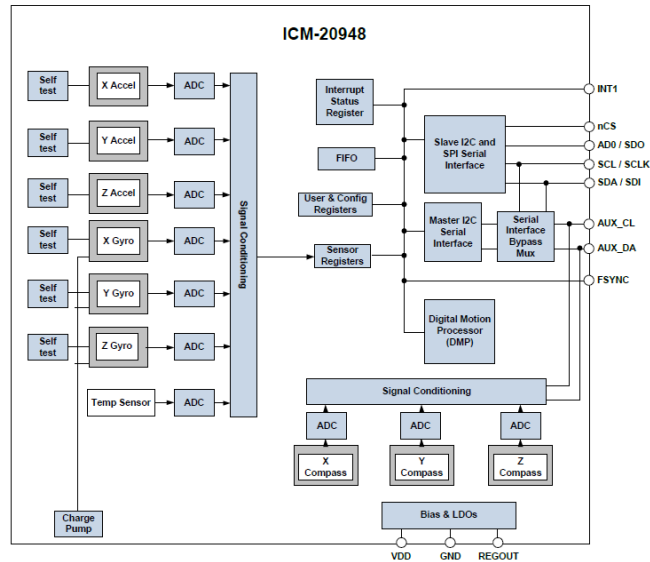


Figura 2.2. Schema a blocchi del sensore ICM-20948 [52]

Interfaccia di comunicazione I^2C

Il sensore inerziale supporta due possibili interfacce seriali: I^2C (Inter-Integrated Circuit) e SPI (Serial Peripheral Interface).

Per questo progetto di tesi, è stato scelto il protocollo I^2C in quanto permette il collegamento in parallelo di più dispositivi senza la necessità di sfruttare altri pin del microcontrollore, oltre a quelli previsti. L' I^2C è un protocollo di comunicazione a due fili: ci sono solo due linee open-drain, uno per il clock (Serial Clock Line, SCL) e uno per i dati (Serial Data Line, SDL). Questi cavi presentano resistenze di pull-up con un valore tipico di 4.7-10 k Ω . Ogni MEMS collegato al bus I^2C ha un indirizzo. Il dispositivo può essere configurato con due indirizzi distinti (0x68 o 0x69), selezionabili tramite il pin AD0. La comunicazione avviene in modalità standard (100 kHz) o fast (fino a 400 kHz). Nonostante queste velocità di trasmissione risultino inferiori rispetto a quelle garantite dal protocollo SPI, risultano pienamente compatibili con i requisiti di banda richiesti delle acquisizioni previste durante questo progetto.

Il dispositivo dispone di un bus I^2C ausiliario per comunicare con dispositivi esterni, come nel caso del magnetometro utilizzato, che presenta un produttore diverso da quello del sensore ICM-20948. Questo bus può funzionare in due modalità operative: I^2C Master, in cui il sensore agisce come master e comunica direttamente con qualunque dispositivo esterno collegato; Pass-Through in cui il sensore collega il bus I^2C principale con quello ausiliario, permettendo al microcontrollore di comunicare direttamente con i dispositivi esterni.

Come si può osservare in figura 2.2, l'ICM-20948 integra all'interno dello stesso circuito integrato l'accelerometro triassiale, il giroscopio triassiale, il magnetometro triassiale e il DMP. Il magnetometro triassiale, sebbene sia progettato da un altro produttore, è stato integrato all'interno dello stesso package e collegato al sistema tramite l'interfaccia I^2C ausiliaria interna (AUX I^2C).

Frequenza di campionamento e Output Data Rate (ODR)

Una delle caratteristiche fondamentali dell'ICM-20948 è la sua flessibilità nella gestione della frequenza di output. Il sensore consente di impostare l'ODR dei singoli sottosistemi tramite registri dedicati. Nel corso di questo progetto, accelerometro e giroscopio sono stati configurati per operare a una frequenza di output di 140.6 Hz. L'impostazione dell'ODR influisce direttamente sulla qualità del dato acquisito. Frequenze elevate migliorano la risoluzione temporale e la risposta dinamica, ma comportano un incremento del consumo energetico e del throughput sulla linea di comunicazione. Inoltre, l'aumento dell'ODR comporta un innalzamento della frequenza di taglio dei filtri passa-basso interni al sensore. Questo porta ad acquisire anche componenti spettrali ad alta frequenza, inclusi i disturbi, con un conseguente aumento del rumore nel segnale. Al contrario, un ODR basso può ridurre il consumo energetico e il rumore percepito, ma può causare aliasing o perdita di informazioni rilevanti nei movimenti rapidi.

Libreria SparkFun

Il sensore ICM-20948 è compatibile con la libreria Sparkfun [71]. Questa è una libreria progettata per essere compatibile con il framework Arduino, quindi può essere sfruttata da una vasta gamma di microcontrollori che adottano tale ambiente di sviluppo, come quello utilizzato in questo progetto, ovvero il Raspberry RP2040 su una scheda Raspberry Pi Pico W. All'interno della libreria sono contenute le funzioni che consentono, ad esempio, di configurare i registri principali, leggere i dati grezzi dei tre MEMS e integrare il DMP, oltre ad esempi pratici di utilizzo.

2.1.2 Scheda Raspberry Pi Pico W e Microcontrollore RP2040

Processore Dual-Core ARM Cortex-M0+

Come specificato nel paragrafo precedente, la board scelta per la realizzazione della parte hardware del sistema di acquisizione è la Raspberry Pi Pico W [53], dotata di microcontrollore RP2040 [54] (Raspberry Pi Foundation). Al suo interno troviamo due core ARM Cortex-M0+ a 32 bit, la cui frequenza di clock può raggiungere 133 MHz. Questo processore è progettato specificatamente per sistemi embedded a bassa potenza, in quanto ha modalità di sleep integrate, ottimizzazione dei consumi nel fetch della memoria e offre la possibilità di utilizzare clock lenti per risparmiare energia. Questo processore offre prestazioni adeguate per il controllo di periferiche, l'esecuzione di algoritmi in tempo reale e semplici elaborazioni di segnali. La presenza del doppio core consente di separare il carico computazionale, ad esempio assegnando ad un core la gestione della comunicazione e all'altro il controllo dei sensori o la logica principale dell'applicazione.

Memoria e Periferiche

L'RP2040 è costituito da una SRAM di 264 kB. La scheda Raspberry Pi Pico W supporta una notevole varietà di periferiche. Tra queste si trovano 2 canali UART, 2 canali I^2C , 2 canali SPI e 16 canali PWM. Presenta inoltre un canale micro USB B abilitato al trasferimento di dati e all'alimentazione. Sono anche disponibili due blocchi I/O programmabili che rendono le operazioni di input e output flessibili, programmabili dall'utente, ad alta velocità e che possono simulare interfacce come schede SD e VGA. La scheda presenta un'interfaccia USB conforme allo standard USB1.1., implementata all'interno del controllore RP2040.

Connettività Wireless integrata

Il Raspberry Pi Pico W è dotato di un modulo wireless integrato Infineon CYW43439, che supporta la connettività Wi-Fi 4 (802.11) a 2.4 GHz, banda singola. Questo modulo è connesso al RP2040 tramite interfaccia SPI. La comunicazione è gestita da uno strato software che interagisce con il firmware del modulo wireless, semplificando l'accesso alle funzionalità di rete da parte dell'utente.

Interfaccia I^2C e Configurazione

Il microcontrollore RP2040, integrato nella scheda Raspberry Pi Pico W, dispone di due interfacce hardware dedicate alla comunicazione I^2C , denominate I^2C0 e I^2C1 . Tali interfacce fanno parte

del sottosistema dei periferici digitali presenti sul chip, che include anche UART, SPI e PWM. La scheda espone 26 dei 30 GPIO (General Purpose Input/Output) disponibili, i quali sono caratterizzati da una natura multifunzione: ciascun pin può infatti essere configurato via software per svolgere una specifica funzione, tra cui il supporto al protocollo I^2C . Nel contesto dell'RP2040, i pin GPIO non sono preassegnati a una determinata funzione; è necessario, dunque, definire esplicitamente mediante software quali pin debbano essere utilizzati come linea dati (SDA) e quale come linea di clock (SCL).

La selezione delle funzioni associate ai pin avviene attraverso la configurazione di specifici registri di controllo, che definiscono il cosiddetto I/O multiplexing. Tramite questi registri, il programmatore può assegnare a ciascun GPIO una determinata funzione alternativa, attivando così l'interfaccia I^2C sui pin selezionati.

Il controller I^2C hardware supporta sia la modalità master sia slave, e consente una velocità di comunicazione fino a 1 Mbps. È infine necessario l'inserimento di resistori di pull-up esterni sia sulle linee SDA e SCL, come previsto dallo standard I^2C .

2.2 Caratteristiche Firmware

2.2.1 Acquisizione dei Dati Raw

L'acquisizione dei dati inerziali viene eseguita da un'unità di misura inerziale, l'IMU ICM-20948, composta da tre sensori distinti ma integrati in un unico modulo: un accelerometro triassiale, un giroscopio triassiale e un magnetometro triassiale AK09916.

I segnali generati dai sensori vengono gestiti dal DMP che seleziona solo i dati rilevanti e li inserisce nel buffer FIFO, dal quale possono essere letti in modo sincrono. A intervalli regolari, definiti come 7 millisecondi nel codice sorgente, il microcontrollore RP2040 verifica la disponibilità di nuove misure per ciascun tipo di sensore. Se i dati sono presenti, essi vengono prelevati dalla coda e suddivisi nelle componenti relative agli assi X, Y e Z. I valori così ottenuti rappresentano lo stato istantaneo del sistema fisico: accelerazioni, velocità angolari e intensità del campo magnetico, ognuno lungo una direzione dello spazio. Una volta prelevati i dati, questi vengono inviati al calcolatore sottoforma di messaggio organizzato in formato JSON, formato che sarà trattato nel dettaglio al capitolo 2.2.2.

L'intervallo di tempo di 7 ms, tra una lettura e l'altra, è stato scelto per mettere il sistema nelle condizioni più simili possibili a quelle delle IMU commerciali usate come confronto in questo progetto, ovvero le IMU WaveTrack Cometa [32], che operano ad una frequenza di circa 140 Hz, che corrisponde circa ad una lettura ogni 7ms.

Sensibilità e Unità di Misura

Tutti i valori letti dai sensori vengono inizialmente rappresentati in forma digitale attraverso numeri interi a 16 bit con segno. Questo formato è comune nei dispositivi embedded perché consente una buona risoluzione pur mantenendo un basso impatto computazionale e di memoria. Dopo la lettura, i valori vengono convertiti in float, ma rimangono espressi in unità arbitrarie legate alla natura dell'output del sensore, comunemente indicate come LSB (Least Significant Bit).

Ogni sensore possiede una sensibilità definita, che rappresenta il rapporto tra il valore numerico letto e l'unità fisica reale corrispondente. Questa sensibilità dipende dal range di misura selezionato nel dispositivo. In questo caso:

- L'accelerometro opera con un intervallo di ± 4 volte l'accelerazione di gravità e genera un valore numerico pari a circa 8192 per ogni g.
- Il giroscopio ha un intervallo di ± 2000 gradi al secondo e genera circa 16.4 unità numeriche per ogni grado al secondo.
- Il magnetometro restituisce un valore di 1 unità ogni 0.15 microtesla, con un intervallo massimo di misura di ± 4900 microtesla.

Tiologia MEMS	Range di Misura	Fattore di Scala
Accelerometro	± 4 g	8192 LSB/g
Giroscopio	± 2000 dps	16.4 LSB/dps
Magnetometro	± 4900 μ T	6.667 LSB/ μ T

Tabella 2.3. Tabella con tre colonne e quattro righe

Per trasformare i dati grezzi in unità di misura fisiche viene quindi effettuata una conversione interna che prevede di dividere il valore in LSB per la sensibilità di ogni sensore.

Implementazione del DMP

Come già descritto in precedenza, il DMP è una componente che opera in background il sensor fusion dei dati e la calibrazione dei MEMS al posto del microcontrollore utente.

Nel progetto considerato, il DMP viene configurato per abilitare internamente l'output dei quattro flussi di dati fondamentali: l'orientamento espresso in quaternioni, l'accelerazione, la velocità angolare e il campo magnetico.

Per ogni tipologia di dato è possibile impostare un valore di ODR. In questo caso, si è deciso di configurare il DMP affinché generasse tutti i dati con la frequenza massima supportata, pari a 112 Hz. La sincronizzazione temporale tra i flussi è implicitamente gestita dal DMP stesso, in quanto esso fa in modo che nel pacchetto dati caricato nella memoria FIFO, i dati facciano riferimento ad uno stesso istante temporale.

Il DMP è in grado di stimare direttamente tre delle quattro componenti di un quaternione unitario – precisamente le componenti vettoriali q_1, q_2, q_3 – utilizzando un algoritmo di sensor fusion interno che combina i segnali di accelerometro, giroscopio e magnetometro. Le tre componenti vengono inizialmente rappresentati in forma digitale attraverso numeri interi a 32 bit con segno. La quarta componente del quaternione, ovvero quella scalare q_0 , non viene fornita esplicitamente dal DMP, ma può essere calcolata nel microcontrollore utente tramite la condizione di normalizzazione del quaternione unitario:

$$q_0 = \sqrt{1 - (q_1^2 + q_2^2 + q_3^2)}$$

Successivamente, all'interno dell'host processor, per convertire le componenti del quaternione in formato float, si divide il valore intero a 32 bit con segno per $2^{30} = 1073741824$.

Gli autori della libreria Sparkfun hanno notificato esplicitamente, all'interno della libreria stessa [71], che il firmware del DMP è stato distribuito dagli sviluppatori di InvenSense esclusivamente in formato binario. Questo implica che la logica interna degli algoritmi di sensor fusion e di calibrazione dei MEMS non sono accessibili al programmatore. Per questo motivo, per eseguire il sensor fusion dei dati grezzi, si è scelto di implementare esternamente un algoritmo open-source i cui dettagli verranno forniti nel capitolo 3.3.

2.2.2 Formato JSON per l'Encoding dei Dati

In questo firmware, il formato JSON (JavaScript Object Notation) viene utilizzato per rappresentare i dati sensoriali in modo strutturato, leggibile e facilmente interpretabile da un destinatario remoto (via protocollo MQTT, che sarà spiegato nel capitolo successivo 2.2.3).

JSON è diventato un punto fermo per la serializzazione e la trasmissione delle informazioni. Sebbene il formato sia stato originariamente sviluppato solo per contenuti web, da allora è diventato uno dei formati di scambio dati più utilizzati insieme a XML. [72]

Nel progetto, il payload JSON viene generato dinamicamente all'interno del microcontrollore RP2040 utilizzando la libreria open source ArduinoJson, che fornisce strumenti ottimizzati per la creazione, manipolazione e serializzazione di oggetti JSON in ambiente embedded.

La sintassi JSON è quasi un sottoinsieme rigoroso del popolare linguaggio di programmazione JavaScript. Include quattro tipi primitivi (stringa, numero, boolean, null) e due tipi composti (array e oggetti). Un oggetto assume la forma di una serie di coppie key-values tra parentesi graffe, dove le keys sono stringhe e i valori possono essere tipi primitivi o composti (es. "name": "Jack", "age": 22). Un array è una lista di valori separati da virgole (sia primitivi che composti) tra parentesi quadre (es. [1, "abc", null]). La specifica JSON prevede sei caratteri strutturali ('[', '{', ']', '}', ':', ',') per delimitare la posizione e la struttura di oggetti e array. [73]

Struttura del Payload JSON

Il payload JSON è strutturato in modo gerarchico e modulare, contenendo due livelli principali:

- **livello 1 – Metadati:** Questo primo livello contiene informazioni fondamentali per l'identificazione, la sincronizzazione e la ricostruzione temporale dei dati. Come è possibile osservare in figure, ogni elemento è rappresentato attraverso un key che ne esplicita la funzione informativa. In particolare, si includono:
 - **Identificativo univoco del sensore (sensor):** un codice che identifica in modo univoco il dispositivo da cui proviene il dato. Questo codice può presentare eventualmente un suffisso numerico per distinguere sensori multipli sulla stessa board (`_1`, `_2`).
 - **Indicazione temporale relativa (timestamp):** tempo trascorso, in millisecondi, dall'attivazione della raccolta dati.
 - **Indice progressivo di acquisizione (readIndex):** un contatore incrementale che indica il numero della lettura corrente, utile per il debug, la verifica di pacchetti persi e la ricostruzione temporale.
- **Livello 2 – Dati sensoriali:** Il secondo livello è costituito da quattro sotto-blocchi, ognuno dedicato a un tipo specifico di informazione raccolta dal sensore. Come è possibile osservare in figure, ogni elemento è rappresentato attraverso un key che ne esplicita la funzione informativa. In particolare, sono inclusi:
 - **Orientamento nello spazio (quat):** rappresenta il quaternion espresso tramite quattro componenti `w,x,y,z`. Il quaternion in output è unitario, quindi le componenti sono normalizzate.
 - **Accelerazione rilevata (accel_g):** rappresenta i dati rilevati dall'accelerometro, con componenti `x, y, z` espressi in `g`
 - **Velocità angolare (gyro_dps):** rappresenta i dati rilevati dal giroscopio, con componenti `x, y, z` espressi in gradi al secondo
 - **Campo magnetico (mag_uT):** rappresenta i dati rilevati dal magnetometro, con componenti `x, y, z` espressi μT

Vantaggi del Formato JSON

Come descritto nel paper di Patnaik [74], i principali vantaggi del formato JSON sono:

- **Formato leggero e facile da usare** sia per gli esseri umani che per le macchine: JSON è un formato leggero di scambio dati basato su coppie key-value. Per la sua semplicità, JSON è facile da leggere e scrivere per gli esseri umani, e facile da generare e analizzare per i computer. [75]
- **Supportato nei linguaggi di programmazione moderni, garantendo versatilità:** A causa del suo utilizzo diffuso, molti linguaggi di programmazione sono stati estesi per includere parser JSON nelle loro librerie standard, come Java e Python [72]. JSON utilizza un formato basato su testo che è completamente indipendente dal linguaggio.[76]

- Scelta eccellente per lo scambio diretto di dati tra sistemi. La natura indipendente dal linguaggio di JSON lo rende un formato ideale per scambiare dati tra diversi linguaggi di programmazione e piattaforme. Per esempio, un'applicazione scritta in Java può facilmente inviare dati JSON a un'applicazione Python. Oppure un'app mobile scritta in JavaScript può usare JSON per comunicare con un server di back-end scritto in PHP. Questo perché entrambi i sistemi possono analizzare e generare JSON. [77]
- Compatibilità nativa con JavaScript: JSON sta per JavaScript Object Notation. È basato sullo standard JavaScript ECMA-262, 3^a edizione, stabilito nel dicembre 1999. [76]

Serializzazione e utilizzo della libreria ArduinoJson

La libreria ArduinoJson viene utilizzata per serializzare i dati provenienti dai sensori ICM-20948 in formato JSON, al fine di inviarli tramite MQTT.

Questa libreria si basa su un modello per cui la dimensione massima della struttura JSON è statica, cioè viene definita in fase di compilazione. In ambienti a risorse limitate, come quelli tipici dei microcontrollori per sistemi embedded, questo approccio è particolarmente vantaggioso perché, evitando l'allocazione dinamica della memoria, si eliminano i rischi di frammentazione della stessa, garantendo un utilizzo controllato della RAM.

L'organizzazione dei dati avviene attraverso la costruzione di una gerarchia logica interna, in cui ciascuno dei blocchi di cui discusso (`quat`, `accel_g`, `gyro_dps`, `mag_uT`), è rappresentato come un oggetto contenente delle proprietà numeriche, ognuna delle quali identifica una componente spaziale (X, Y, Z, ed anche W per i quaternioni). Stesso discorso relativamente ai metadati. Una volta che la struttura è interamente popolata, ArduinoJson esegue l'operazione di serializzazione, trasformando questa gerarchia in una sequenza testuale conforme alla sintassi JSON. La stringa risultante viene quindi caricata in un buffer ed è pronta per essere trasmessa.

Per garantire l'integrità e la coerenza del contenuto, la serializzazione avviene solo dopo che i dati da ciascun sensore sono stati verificati come validi. Se uno dei blocchi dati – per esempio il quaternione o il campo magnetico – non è disponibile, il messaggio non viene trasmesso. Inoltre, l'intera operazione di preparazione del messaggio JSON è localizzata e transitoria: la struttura dei dati viene creata, popolata, trasformata in stringa e inviata all'interno di un unico ciclo operativo, dopo il quale la memoria utilizzata viene automaticamente liberata.

Infine, il sistema fornisce un meccanismo per trasmettere statistiche relative al numero di messaggi inviati con successo e quelli falliti, sempre utilizzando JSON come formato di rappresentazione. Questo permette di monitorare in modo continuo la qualità della comunicazione e lo stato dei sensori.

La serializzazione, quindi, rappresenta un passaggio cruciale: oltre che facilitare la decodifica e l'interpretazione da parte del sistema ricevente, consente di minimizzare il consumo di memoria,

trasmettere l'intera struttura in una stringa compatta, senza doverla frammentare, preservando l'integrità strutturale dei dati.

2.2.3 Protocollo MQTT per la Trasmissione dei Dati

Nell'ambito della presente attività di tesi, è stato utilizzato un sistema di trasmissione dei dati basato sul protocollo MQTT (Message Queuing Telemetry Transport) per inviare in modalità wireless i dati acquisiti dalle unità sensoriali al fine di permettere la successiva elaborazione remota.

Come riportato nel paper di Mishra et. al [78], MQTT offre tre livelli di qualità del servizio per la consegna dei messaggi. Il primo livello di qualità del servizio è QoS 0, anche noto come servizio di consegna dei messaggi "at most once". In questo livello, i messaggi vengono consegnati al massimo una volta, in base all'ambiente operativo. Rimane la possibilità che i messaggi vadano persi. Il secondo livello di qualità del servizio è QoS 1, anche noto come "at least once". In questo servizio, è garantita la consegna dei messaggi almeno una volta, ma può verificarsi duplicazione. Il terzo livello di qualità del servizio è QoS 2, anche detto "exactly once". In questo servizio, è garantita la consegna dei messaggi esattamente una volta. Nel QoS 2 si osserva un piccolo sovraccarico di trasporto e gli scambi del protocollo sono minimizzati per ridurre il traffico di rete.

In questo progetto è stata utilizzata la libreria PubSubClient, la quale adotta di default il livello QoS 0. Tale scelta è coerente con l'obiettivo di massimizzare la velocità di trasmissione e minimizzare la latenza nei casi in cui piccole perdite di pacchetti non compromettano la validità globale del dataset, come nel caso di elaborazioni offline.

Caratteristiche Fondamentali del Protocollo MQTT

Il protocollo MQTT si basa su un modello di comunicazione asincrona di tipo publish/subscribe. In questo modello sono presenti tre componenti costitutivi:

- Publisher/Producer
- Broker
- Consumer/Subscriber

Come dettagliato nell'articolo di Naik et al. [79], il publisher MQTT pubblica messaggi tramite un broker MQTT, che vengono ricevuti da dei subscriber. Ogni messaggio è pubblicato a un indirizzo, noto come topic [80]. I subscriber possono iscriversi a più topic e ricevono ogni messaggio pubblicato su ciascun topic.

Nel caso specifico di progetto, il microcontrollore utente svolge contemporaneamente il ruolo di publisher e di subscriber: acquisisce i dati provenienti dai sensori inerziali e li pubblica su uno o più topic, funzionando da publisher, ma allo stesso tempo, si comporta da subscriber, sottoscrivendosi a un canale di comunicazione dedicato alla ricezione di comandi esterni, che ne regolano il funzionamento (di cui si parlerà nel dettaglio in seguito). Nel corso di questo progetto, il ruolo

del broker MQTT viene svolto da un software dedicato, chiamato Mosquitto, che gira su un dispositivo, ovvero il calcolatore, connesso alla rete. Il microcontrollore è connesso alla stessa Wi-Fi del calcolatore, tramite indirizzo IP. Quest'ultimo si comporta da subscriber esterno: si collega al broker, si sottoscrive ai topic di interesse e riceve in tempo reale i messaggi provenienti dal sensore.

Per garantire una comunicazione ordinata, modulare, estendibile e facilmente interpretabile del flusso informativo, il protocollo MQTT permette di implementare una struttura gerarchica dei topic, in cui i livelli sono separati da una barra obliqua (/).

Nonostante la possibilità di definire più livelli di organizzazione, ai fini di questo lavoro è stato necessario utilizzare solamente tre topic principali:

- `imu/`: dedicato alla trasmissione dei dati raccolti dai sensori inerziali ed i relativi metadati.
- `stats/`: dedicato alla trasmissione di statistiche riguardanti il funzionamento del sistema, come il numero di messaggi inviati con successo o falliti per ciascun sensore.
- `sync/`: utilizzato non per pubblicare informazioni, ma per ricevere comandi di controllo.

Al topic `sync`, infatti, si sottoscrivono i microcontrollori utente, permettendo al client esterno, ovvero il calcolatore, di attivare, disattivare o interrogare il comportamento dei sensori in tempo reale.

Il protocollo prevede tre comandi eseguibili dal topic `sync`:

- `start`: avvia la raccolta e la trasmissione dei dati dalle IMU. La key timestamp, di cui al capitolo 2.2.2, inizia a registrare il tempo trascorso in millisecondi dal momento in cui viene impartito questo comando.
- `stop`: arresta la raccolta e disabilita la trasmissione dei dati. Dal momento in cui questo comando viene impartito, timestamp smette di contare
- `stats`: forza l'invio, sul topic `stats/`, di un pacchetto JSON contenente il numero di messaggi correttamente inviati o falliti da ciascun sensore abilitato.

Questa architettura consente di sincronizzare più dispositivi nella raccolta dati, semplicemente pubblicando un messaggio di `start` e uno di `stop` sul topic `sync`.

Idoneità per Applicazioni Biomediche

Caratteristiche come la leggerezza, l'apertura, la semplicità e la facilità di implementazione rendono MQTT un protocollo di comunicazione ideale per ambienti con risorse limitate [78], come i sensori inerziali. La leggerezza del protocollo si riflette nell'overhead minimo di soli 2 byte [79], nell'assenza di parsing complesso e nella gestione asincrona dei messaggi tramite la logica `publish/subscribe`. Ciò consente di ridurre drasticamente il consumo energetico e il carico computazionale del microcontrollore, rendendolo particolarmente adatto a dispositivi embedded a bassa potenza.

Il protocollo funziona su TCP/IP, o su altri protocolli di rete che forniscono connessioni ordinate, senza perdita di dati e bidirezionali. È in grado di trasmettere dati in modo affidabile anche su reti a bassa larghezza di banda, instabili o inaffidabili, con un consumo di energia molto ridotto [78, 81]. Inoltre, la separazione tra publisher e subscriber consente al dispositivo di inviare dati senza attendere una risposta diretta, favorendo una gestione efficiente della comunicazione anche in presenza di latenze o disconnessioni temporanee.

La logica publish/subscribe rende MQTT un protocollo intrinsecamente scalabile. È infatti possibile aggiungere nuovi sensori all'analisi, semplicemente facendo in modo che pubblicino sullo stesso topic degli altri sensori già in uso. La gerarchia dei topic supporta inoltre un'organizzazione logica dei dati che ben si adatta a contesti biomedici complessi: per esempio, si possono usare strutture come ospedale1/paziente3/imu oppure paziente5/pressione per distinguere diverse fonti di dati.

2.2.4 Gestione Dei Dispositivi Multipli

Nel contesto di applicazioni biomeccaniche e di analisi del movimento umano, è spesso necessario acquisire dati da più sensori inerziali posizionati su diverse parti del corpo. Per supportare questa esigenza, il sistema implementato è stato progettato per gestire in modo autonomo e robusto più IMU collegate simultaneamente al microcontrollore. Nello specifico, il firmware supporta la configurazione e l'acquisizione parallela da due IMU basate su chip ICM-20948, utilizzando un'unica interfaccia I^2C .

Indirizzamento I^2C Differenziato

Quando sono presenti due sensori inerziali ICM-20948 collegati alla stessa interfaccia I^2C , essi vengono distinti attraverso il pin AD0: quando uno dei sensori ha AD0 collegato a massa (LOW), il sensore assume l'indirizzo I^2C 0x68; quando lo ha collegato a VCC (HIGH), assume l'indirizzo I^2C 0x69. Questa configurazione hardware permette a entrambe le IMU di condividere il medesimo bus I^2C senza conflitti di indirizzamento.

Identificazione Univoca dei Sensori

Per garantire un'identificazione univoca in sistemi distribuiti, il firmware associa a ciascun dispositivo un identificativo unico derivato direttamente dall'hardware del microcontrollore. Nel caso di microcontrollori RP2040, tale identificativo è ottenuto dal chip ID interno. Per distinguere in modo chiaro anche quale delle due IMU collegate a bordo del medesimo microcontrollore che ha prodotto ciascun dato, il sistema costruisce un'etichetta composta concatenando l'ID del dispositivo con un suffisso numerico: ad esempio, ABCD1234.1 per la prima IMU e ABCD1234.2 per la seconda. Il suffisso viene assegnato a seconda dell'indirizzo I^2C assegnato al sensore: .1 viene sempre assegnato alla IMU con indirizzo I^2C 0x68, mentre .2 alla IMU con indirizzo I^2C 0x69. Tale etichetta viene inclusa all'interno dei messaggi MQTT trasmessi, consentendo di attribuire con precisione ogni pacchetto dati al dispositivo di provenienza.

Nel contesto specifico di questo progetto, avendo disponibilità di un numero sufficiente di microcontrollori RP2040 e di un limitato numero di sensori inerziali (tre in totale), si è optato per una configurazione tale per cui ad ogni microcontrollore è stato collegato un singolo sensore inerziale. Sebbene tale scelta non sfrutti appieno la possibilità offerta dal firmware di gestire più IMU su un unico microcontrollore, questa funzionalità risulta particolarmente vantaggiosa in scenari più complessi, come quelli relativi all'analisi del movimento dell'intero corpo, dove è necessario utilizzare un numero elevato di sensori.

2.2.5 Resilienza e Robustezza del Sistema

Resilienza e robustezza sono due aspetti molto importanti per garantire una raccolta dati affidabile e continua da parte dei sistemi indossabili nel contesto dell'analisi del movimento. In questo contesto il sistema di acquisizione deve essere progettato per resistere a interruzioni temporanee senza perdere integrità funzionale o dati.

Inizializzazione dei Sensori

All'avvio del sistema, ogni sensore inerziale viene inizializzato in maniera autonoma e indipendente.

L'inizializzazione inizia solamente dopo la configurazione, da parte del microcontrollore, dell'interfaccia I^2C alla frequenza di 100 kHz. Successivamente, il microcontrollore effettua un tentativo di connessione con ciascun sensore all'indirizzo I^2C specificato. A questo punto, viene attivato e configurato il DMP, caricando il suo firmware sulla memoria del sensore. Vengono quindi abilitati i flussi di dati da ricevere dal sensore. Per ogni blocco abilitato viene poi impostata una ODR. In questo caso, come detto precedentemente, è stata impostata una ODR pari a 140.6 Hz per ogni blocco. Il passaggio finale prevede il reset del DMP e della FIFO per assicurare che i buffer interni del sensore siano svuotati e sincronizzati con il nuovo flusso di dati.

Per ogni passaggio, come visibile in fig. 2.3, è previsto un controllo sullo stato, volto a verificare che la configurazione stia avvenendo correttamente. Se anche un solo step fallisce, l'inizializzazione viene considerata fallita e il sensore non viene attivato. A questo punto, è previsto un meccanismo di retry, in cui, per ogni sensore, viene ripetuta la procedura di inizializzazione fino a un certo numero di volte prestabilito. Tra un tentativo e l'altro è previsto un breve intervallo di attesa. Se, dopo tutti i tentativi previsti, il sensore continua a fallire l'inizializzazione, viene disattivato dal sistema. Così facendo, non viene compromesso il funzionamento degli altri sensori connessi. In questo caso, vengono stampati messaggi diagnostici su seriale per informare l'utente del fallimento di connessione del sensore.

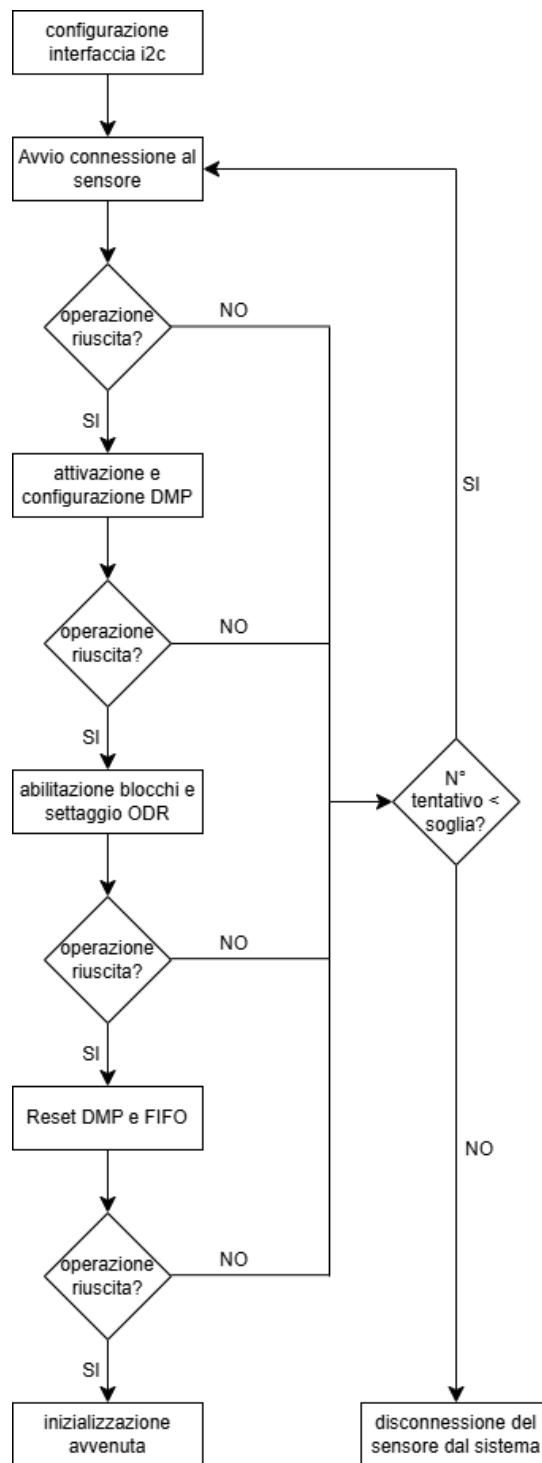


Figura 2.3. Flow chart del procedimento di inizializzazione dei sensori

Re-inizializzazione dei sensori

Se l'inizializzazione è avvenuta con successo, ma successivamente il FIFO del sensore risulta vuoto, perché questo ha smesso di inviare dati, il microcontrollore rileva una condizione di errore che attiva automaticamente una re-inizializzazione, identica a quella eseguita all'avvio, del sensore corrispondente. Questo meccanismo consente al sistema di rilevare blocchi temporanei nella pipeline del sensore e tentare autonomamente il recupero, senza richiedere l'intervento esterno o il riavvio del microcontrollore.

Riconnessione Wi-Fi

Questo progetto prevede l'invio continuo dei dati sensoriali via Wi-Fi a un broker MQTT. Per questo motivo, viene utilizzata una logica di monitoraggio costante e riconnessione automatica delle connessioni suddette.

La connessione Wi-Fi viene avviata dal sistema nella prima fase di setup, fornendo SSID e password predefiniti. Avviata la richiesta di connessione, il microcontrollore attende che il collegamento venga stabilito. Vengono eseguiti tentativi di connessione ripetuti ogni mezzo secondo. Se, dopo un numero prefissato di tentativi, la connessione non viene stabilita, viene forzato un riavvio del microcontrollore.

Durante la fase di loop principale del firmware, invece, viene eseguito un monitoraggio continuo sullo stato della connessione Wi-Fi. Se il microcontrollore risulta disconnesso dalla WiFi, viene tentata una nuova connessione utilizzando le credenziali preconfigurate. In questo caso, però, il microcontrollore tenta di riconnettersi in modo ciclico per un numero infinito di volte, finché la riconnessione non ha avuto successo. A differenza della fase di setup, quindi, non c'è un numero massimo di tentativi né un riavvio forzato. Grazie a questo meccanismo, il sistema è in grado di riconnettersi, dopo perdite temporanee di rete, in modo autonomo, senza bisogno di intervento esterno.

Riconnessione MQTT

Non appena la connessione Wi-Fi è stabilita, il firmware prepara la comunicazione MQTT, fornendo l'indirizzo IP del broker e quale porta usare, ma è solo durante l'esecuzione che avviene la connessione vera e propria. In particolare, durante la fase di loop principale del firmware, viene eseguito un check sullo stato della connessione del client MQTT. Se questo risulta disconnesso, viene effettuato un tentativo di riconnessione ogni cinque secondi, in cui il client prova a collegarsi al broker tramite l'identificativo unico del dispositivo.

Se la connessione ha successo, vengono registrati i callback per le sottoscrizioni e si effettua l'iscrizione al topic sync. Il sistema, inoltre, per dare conferma dell'avvenuta connessione, invia un messaggio al topic stats/ contenente l'ID del dispositivo. Se il tentativo fallisce, il sistema,

invece, invia un messaggio contenente lo stato dell'errore e aspetta passivamente cinque secondi prima di riprovare. La riconnessione MQTT non viene tentata se il microcontrollore non è connesso al Wi-Fi.

Capitolo 3

Algoritmi di ricostruzione degli angoli articolari da sensori IMU

3.1 Calibrazione sensore - segmento

La calibrazione sensore-segmento è una fase fondamentale nell'impiego di sensori inerziali per l'analisi del movimento umano. Una volta posizionati i sensori sui segmenti corporei di interesse, è necessario stabilire una relazione nota tra il sistema di riferimento del sensore e il sistema di riferimento anatomico del segmento corporeo su cui esso è montato. La calibrazione sensore-segmento consiste quindi nella determinazione di una trasformazione rigida che consente di mappare l'orientamento registrato dal sensore inerziale nel proprio sistema locale verso il sistema anatomico del segmento corporeo. Solo a valle di questa fase di allineamento, è possibile calcolare in modo affidabile gli angoli articolari tra segmenti adiacenti.

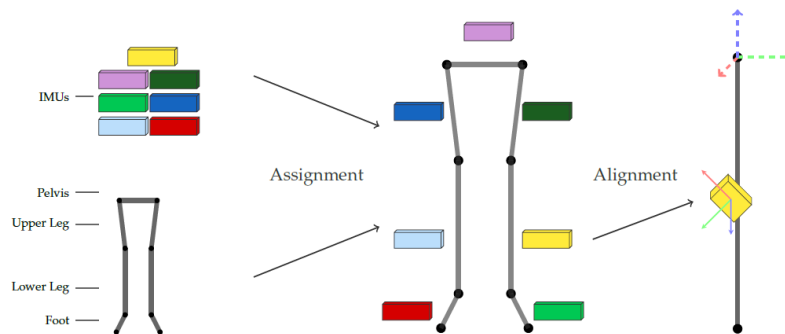


Figura 3.1. Disallineamento tra il sistema di riferimento del sensore IMU (continuo) e sistema di riferimento anatomico del segmento corporeo (tratteggiato). [51].

Diversi approcci possono essere impiegati per eseguire la calibrazione sensore-segmento, ciascuno caratterizzato da specifici requisiti procedurali e livelli di accuratezza. Sulla base della letteratura, in particolare secondo le classificazioni proposte da Cereatti et al. [45] e Vitali et al. [46], è possibile distinguere cinque principali categorie di metodi di calibrazione, definite in funzione del criterio utilizzato per stimare la trasformazione tra sistema sensore e sistema anatomico:

- **calibrazione manuale:** è l'approccio più diretto e intuitivo per l'allineamento tra il sistema di riferimento del sensore inerziale e quello anatomico del segmento corporeo su cui è montato. In questa procedura, l'operatore posiziona l'IMU in modo tale che gli assi geometrici del suo involucro risultino approssimativamente allineati con gli assi del sistema di riferimento anatomico del segmento osseo di interesse. Grazie alla sua semplicità, questa modalità di calibrazione risulta particolarmente vantaggiosa in contesti clinici o riabilitativi, dove la rapidità di esecuzione è un fattore critico. Tuttavia, l'accuratezza e la ripetibilità della procedura sono fortemente influenzate dall'esperienza dell'operatore e dalle condizioni anatomiche del soggetto. In particolare, l'allineamento visivo può risultare impreciso a causa della curvatura e dell'irregolarità delle superfici corporee, soprattutto in presenza di masse muscolari accentuate, tessuto adiposo in eccesso o deformità ossee. Un esempio di applicazione di questa tipologia di calibrazione è rappresentata dal lavoro di Ferrari et al. [30].
- **calibrazione anatomica:** prevede l'identificazione della direzione degli assi anatomici a partire dalla posizione di specifici punti di repere corporei, facilmente palpabili. A tale scopo, è necessario l'uso di un dispositivo esterno di calibrazione in grado di acquisire la posizione tridimensionale dei riferimenti anatomici nel sistema di riferimento del sensore. Questo può avvenire, ad esempio, mediante una videocamera, un sistema stereofotogrammetrico [Tadano et al. [24]] o strumenti dedicati come un calibro dotato di IMU [Picerno et al. [21]]. In questo modo si riesce a stimare l'orientamento del sistema anatomico in modo conforme alle raccomandazioni dell'International Society of Biomechanics (ISB) [37]. Pur garantendo una maggiore coerenza biomeccanica nella definizione degli assi, questa tecnica comporta la necessità di un'attrezzatura dedicata e può risultare più complessa da implementare in ambienti clinici o sul campo.
- **calibrazione statica:** si basa sull'acquisizione di dati da parte dei sensori inerziali mentre il soggetto assume una postura nota e mantenuta per un breve periodo in condizioni statiche. In questa fase, l'accelerometro misura esclusivamente l'accelerazione gravitazionale, che può essere utilizzata per stimare la direzione dell'asse lungo o perpendicolare alla gravità, all'interno del sistema di riferimento solidale con il sensore. Questa metodologia risulta particolarmente utile per identificare l'asse longitudinale di segmenti ossei durante il mantenimento di una posizione eretta. Il principale vantaggio di tale approccio risiede nella sua semplicità operativa e nell'assenza di movimenti articolari attivi richiesti al soggetto. Tuttavia, l'accuratezza dell'allineamento è strettamente legata alla capacità del soggetto di assumere correttamente la postura prevista e all'assunzione che tale postura venga compresa ed eseguita in modo coerente. Ciò può rappresentare un limite in presenza di soggetti con

scarsa consapevolezza posturale, ridotte capacità motorie o deformità anatomiche, che potrebbero compromettere la corretta corrispondenza tra gli assi anatomici e la direzione della gravità. Nel lavoro di Vargas et al. [31] si trova una chiara applicazione di tale strategia.

- **calibrazione funzionale:** consiste nell'identificare gli assi anatomici di interesse a partire dall'analisi di movimenti noti, appositamente eseguiti dal soggetto. Questo metodo si fonda sull'ipotesi che il soggetto sia in grado di compiere, attivamente o passivamente, una rotazione pura, ripetibile e sufficientemente ampia attorno all'asse articolare da stimare. La direzione dell'asse anatomico viene generalmente stimata come la direzione media oppure come la prima componente principale del vettore velocità angolare registrato durante il movimento. Questa modalità di calibrazione si presta particolarmente bene all'applicazione su articolazioni con gradi di libertà rotazionali dominanti e ben definiti, come il ginocchio [Favre et al. [48]], ma è stata estesa anche a strutture più complesse con due o tre gradi di libertà, come l'articolazione dell'anca [Nazarahari et al. [22] [47]]. L'approccio funzionale rappresenta una strategia efficace per allineare il sistema di riferimento del sensore inerziale a quello anatomico del segmento corporeo, consentendo una calibrazione orientata alla biomeccanica del soggetto. Tuttavia, in contesti clinici complessi — come nel caso di pazienti in fase riabilitativa — non è sempre garantita la capacità del soggetto di eseguire in modo controllato e ripetibile la rotazione richiesta, il che può comprometterne l'applicabilità.
- **calibrazione model-based:** si basa sull'impiego di modelli cinematici e/o statistici dell'articolazione per stimare la direzione degli assi anatomici dei segmenti corporei. Un esempio rappresentativo è fornito da Seel et al. [49], dove il ginocchio è modellato come una cerniera con un singolo grado di libertà, mentre Yi et al. [50] propongono un'estensione del modello a 3 DoF per la stessa articolazione. Rientrano in questa categoria anche approcci basati su algoritmi di deep learning, come nel lavoro di Zimmerman et al. [51], in cui reti neurali profonde vengono addestrate su dati reali e simulati al fine di stimare l'orientamento dell'unità MIMU rispetto al segmento corporeo, allineandone gli assi a quelli del sistema anatomico di riferimento.

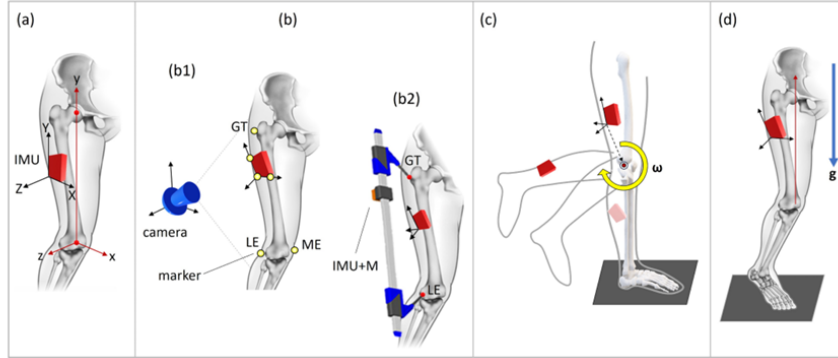


Figura 3.2. Metodi per identificare gli assi anatomici rispetto al sistema di coordinate del sensore IMU. (a) Approccio manuale: in questo esempio, si assume che gli assi X, Y e Z del femore coincidano rispettivamente con gli assi x, y, z dell'IMU posizionata sulla coscia. (b) Approccio anatomico: nell'esempio (b1), la posizione del grande trocantere (GT), dell'epicondilo laterale femorale (LE) e dell'epicondilo mediale (ME) viene rilevata mediante marker applicati sulla pelle del soggetto e sull'IMU, acquisiti con una videocamera; nell'esempio (b2), viene utilizzato un calibro dotato di un'IMU con magnetometro per definire la direzione della linea che collega GT e LE. (c) Approccio funzionale: la tibia viene ruotata rispetto alla coscia nel piano sagittale per determinare la direzione dell'asse medio di rotazione (perpendicolare al piano dell'immagine). (d) Approccio statico: la direzione del vettore gravità viene utilizzata per identificare l'asse longitudinale del femore, mentre al soggetto è richiesto di assumere una postura eretta. [45].

3.1.1 Lavori precedenti e obiettivo dell'algoritmo

Nel corso degli anni, la letteratura scientifica si è arricchita di numerosi studi volti a individuare procedure di calibrazione affidabili, in particolare per l'analisi del movimento degli arti inferiori. Tuttavia, nonostante la varietà di approcci proposti, non esiste ancora un protocollo standard universalmente accettato né per la fase di calibrazione sensore-segmento, né per il successivo calcolo degli angoli articolari.

In una recente review, Pacher et al. [19] analizzano criticamente un ampio insieme di strategie di calibrazione sensore-segmento, impiegate per allineare correttamente il sistema di riferimento dei sensori con quello anatomico del segmento corporeo, condizione necessaria per garantire l'accuratezza del calcolo degli angoli articolari. L'efficacia delle diverse procedure viene valutata indirettamente, attraverso un'analisi statistica degli angoli articolari risultanti, confrontati con quelli ottenuti mediante diversi metodi di riferimento, variabili a seconda dello studio esaminato. Alcuni lavori utilizzano elettrogoniometri, altri dispositivi a ultrasuoni, sistemi di tracking magnetico o optoelettronici.

Restringendo l'analisi ai soli studi che adottano la stereofotogrammetria come metodo di riferimento, emergono i seguenti contributi, corredati dai rispettivi risultati:

	Anca			Ginocchio
	Flex - Est	Abd - Add	Intra-Extra Rot	Flex - Est
RMSE				
O'Donovan et al. [20]	–	–	–	0,49
Picerno et al. [21]	0,8	1,5	1,8	1,9
Nazarahari et al. [22]	–	–	–	2,6
Cordillet et al [23]	–	–	–	3,74
Tadano et al [24]	10,74	–	–	7,88
Horenstein et al [25]	2,6	2,7	6	–
Liu et al. [26]	4,46	3,96	–	3,75
Robert-Lachaine et al [27]	–	–	–	3,4
Soussé et al. [28]	–	–	–	5,33
McGrath et al. [29]	–	–	–	9,69
Correlazione di Pearson				
Ferrari et al. [30]	0,999	0,994	0,973	0,999
[24]	0,98	–	–	0,97
[26]	0,92	0,91	–	0,91

Tabella 3.1. Risultati dalla letteratura di RMSE e correlazione di Pearson per anca e ginocchio in algoritmi custom-made.

Tra tutti i lavori analizzati, solo cinque hanno valutato almeno due tra la flessione/estensione dell'anca, l'abduzione/adduzione dell'anca, l' intra/extra rotazione dell'anca e la flessione/estensione del ginocchio. Tra questi, si distinguono in particolare i risultati ottenuti nei lavori [30] e [21]. Tuttavia, tali risultati devono essere interpretati criticamente.

L'algoritmo nell'articolo [21] prevede una calibrazione anatomica mediante un dispositivo dotato di due puntatori mobili e un sensore IMU, che misura l'orientamento della linea congiungente i puntatori rispetto al sistema di riferimento globale. Posizionando i puntatori su specifici landmark anatomici e rilevando almeno due linee non parallele per ciascun segmento corporeo, viene costruito un sistema di riferimento locale ortogonale (Anatomical Frame) da utilizzare per la stima della cinematica articolare. Tuttavia, questa procedura richiede, prima di ogni acquisizione, l'intervento di un operatore per l'uso del dispositivo di calibrazione e l'identificazione e la palpazione dei landmark anatomici, limitando così l'applicabilità del metodo in contesti che richiedano acquisizioni rapide, automatizzate o da remoto, senza la necessità di personale specializzato.

Nel protocollo presentato nell'articolo [30], è prevista una calibrazione manuale totale della pelvi, assumendo che il sistema di riferimento locale del segmento coincida esattamente con quello del sensore IMU montato sulla pelvi durante la postura statica di calibrazione. Questo implica che il corretto allineamento del sistema di riferimento anatomico dipende esclusivamente dalla precisione con cui il sensore viene posizionato sul corpo. Tale requisito è gestibile in un ambiente clinico controllato, ma risulta critico in contesti di acquisizione remota o domiciliare, dove il posizionamento potrebbe essere eseguito direttamente dal paziente, aumentando significativamente il rischio di errori sistematici nell'allineamento sensore-segmento.

Nell'articolo [24], la stereofotogrammetria viene impiegata durante la fase di calibrazione iniziale

per determinare la posizione relativa dei sensori rispetto ai segmenti corporei, basandosi sull'acquisizione di marker posizionati su punti anatomici di riferimento. Sebbene questo approccio possa migliorare l'accuratezza nella definizione dei sistemi di riferimento segmentali, risulta metodologicamente incoerente se l'obiettivo è quello di sviluppare un algoritmo che rappresenti una reale alternativa ai sistemi optoelettronici. Un metodo pensato come alternativa alla stereofotogrammetria, infatti, non dovrebbe in alcun modo dipendere da dati acquisiti tramite strumenti optoelettronici nella fase di calibrazione.

Nell'articolo [26], non viene effettuata alcuna calibrazione della pelvi, perché non è presente alcuna imu sul segmento. Si assume che la pelvi resti fissa e allineata con il global frame durante tutto il gesto motorio. Ma, durante attività come cammino, corsa o squat, la pelvi non resta mai perfettamente fissa: può ruotare (tilt sagittale, tilt frontale) e può traslare leggermente. Ignorare questi piccoli movimenti introduce errori sistematici nella stima degli angoli articolari.

Nell'algoritmo presentato nell'articolo [25], la calibrazione della pelvi avviene definendo l'asse mediolaterale in modo funzionale, tramite un'analisi delle componenti principali (PCA) applicata ai dati raccolti durante il cammino, mentre l'asse longitudinale viene determinato manualmente, allineandolo alla direzione della gravità quando il soggetto assume una postura statica eretta. Tuttavia, tale procedura di allineamento può risultare imprecisa in soggetti con alterazioni posturali, come nei pazienti affetti da scoliosi lombare, in cui la curvatura patologica della colonna può compromettere l'allineamento effettivo tra l'asse del sensore e la direzione della gravità, introducendo potenziali errori nella definizione del sistema di riferimento della pelvi.

Presentiamo due algoritmi di calcolo degli angoli articolari, con l'obiettivo di sviluppare un protocollo semplice, rapido e open source per la misura degli angoli articolari a partire da dati acquisiti tramite tre IMU posizionate rispettivamente su pelvi, coscia destra e tibia destra. La scelta progettuale mira a rendere l'intero sistema utilizzabile anche in ambito domiciliare e su pazienti con limitate capacità motorie, in assenza di personale specializzato. In particolare, si prevede che il paziente possa indossare autonomamente i sensori, eseguire un gesto motorio standardizzato e trasmettere i dati al medico. Quest'ultimo, eventualmente supportato anche da un video esplicativo del movimento, potrà ricostruire rapidamente l'andamento degli angoli articolari ed effettuare le proprie valutazioni cliniche senza necessità di personale specializzato durante la fase di acquisizione. Poiché le IMU possono essere applicate da personale non esperto, gli algoritmi sono stati progettati per ridurre la sensibilità alla precisione dell'orientamento iniziale dei sensori e per garantire procedure di calibrazione e acquisizione intuitive e facilmente replicabili.

In entrambi gli algoritmi, non è richiesta alcuna calibrazione manuale dell'IMU montata sulla pelvi; la calibrazione sensore-segmento per questo segmento avviene tramite l'allineamento dell'asse longitudinale della IMU con la direzione della gravità. Per quanto riguarda invece le IMU su coscia e gamba, nell'algoritmo di Vargas il loro orientamento può essere arbitrario, in quanto il sistema algoritmico ne determina l'assetto riferendosi esclusivamente al sistema di riferimento ricostruito per la pelvi. Nell'algoritmo di Nahazari, invece, le IMU su coscia e gamba sono calibrate funzionalmente tramite un processo di PCA, che richiede un'acquisizione preliminare del movimento di flessione dell'anca prima della raccolta dei dati principali. Questo passaggio

può risultare più impegnativo, ma è oggetto di valutazione se possa condurre a una maggiore accuratezza del calcolo.

3.1.2 Algoritmo Vargas

Lo sviluppo della procedura di calibrazione sensore-segmento in questo algoritmo è stato ispirato e adattato a partire dal lavoro di Laura Susana Vargas-Valencia et al. [31]

Durante il primo secondo dell'acquisizione statica (postura eretta iniziale) si assume che gli angoli articolari siano pari a zero, ovvero che i segmenti corporei corrispondenti siano tra di loro allineati. Inoltre, l'algoritmo proposto è concepito per tollerare un orientamento arbitrario delle IMU rispetto al segmento corporeo, riducendo la sensibilità all'allineamento iniziale.

Durante la postura iniziale, i dati di orientamento vengono utilizzati per definire l'allineamento sensore-segmento. La prima fase consiste nella correzione del sistema di riferimento del sensore posizionato sulla pelvi (indicato dal sistema di coordinate $IMU-F-PV$). Questa procedura di correzione ha l'obiettivo di allineare l' $IMU-F-PV$ con la direzione della gravità. Sia ${}^{GF}q_{IMU-F-PV-0}$ il quaternioni dell'IMU posizionata sulla pelvi nella postura iniziale, calcolato come media dei dati di orientamento acquisiti durante il primo secondo e sia l'asse x l'asse orientato in direzione longitudinale per la pelvi, poiché i dati di orientamento sono espressi in formato quaternioni, le operazioni per allineare il quaternioni ${}^{GF}q_{IMU-F-PV-0}$ con la gravità vengono eseguite come segue:

- Si ottiene l'asse x ($x_{IMU-F-PV}$) del sistema di riferimento associato all'orientamento dell'IMU misurato dal quaternioni ${}^{GF}q_{IMU-F-PV-0}$ relativo alla postura iniziale, utilizzando l'Equazione (1) per convertire il quaternioni unitario nella corrispondente matrice dei coseni direttori.

$$M(q) = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_1q_3 + q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 + q_0q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_2q_3 + q_0q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$x_{IMU-F-PV} = M({}^{GF}q_{IMU-F-PV-0}) \hat{i} \quad (3.2)$$

dove $\hat{i}$ è il vettore unitario $[1;0;0]$ nella direzione dell'asse x .

- Si definisce l'angolo θ tra ($x_{IMU-F-PV}$) e il vettore gravità $\hat{k}$ $[0;0;1]$, come:

$$\theta = \arccos(x_{IMU-F-PV} \cdot \hat{k}) \quad (3.3)$$

- Definire il vettore n , ortonormale rispetto ai vettori $x_{IMU-F-PV}$ e $\hat{k}$. Attorno a questo vettore viene effettuata una rotazione di un angolo θ secondo il teorema di rotazione di Eulero.

$$n = x_{IMU-F-PV} \times \hat{k} \quad (3.4)$$

$$n = \frac{n}{\|n\|}$$

- Il quaternione di correzione $q_c(\theta, n)$ è calcolato come:

$$q_c(\theta, n) = \left(\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), n(1) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right), n(2) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right), n(3) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \right) \quad (3.5)$$

- Il sistema di riferimento tecnico-anatomico della pelvi ($BF-PV$), calcolato rispetto al sistema di riferimento globale (GF) durante la postura iniziale, è definito come:

$${}^{GF}q_{BF-PV-0} = q_c \otimes {}^{GF}q_{IMU-F-PV-0} \quad (3.6)$$

Gli altri sistemi di riferimento tecnico-anatomici degli altri segmenti, vengono definiti a partire da quello della pelvi:

$$\begin{aligned} \text{Thigh (TH)} \quad & {}^{GF}q_{BF-TH-0} = q_c(90^\circ, x_{BF-PV-0}) \otimes {}^{GF}q_{BF-PV-0} \\ \text{Shank (SH)} \quad & {}^{GF}q_{BF-SH-0} = {}^{GF}q_{BF-TH-0} \end{aligned} \quad (3.7)$$

dove $x_{BF-PV-0} = M({}^{GF}q_{BF-PV-0})\hat{i}$.

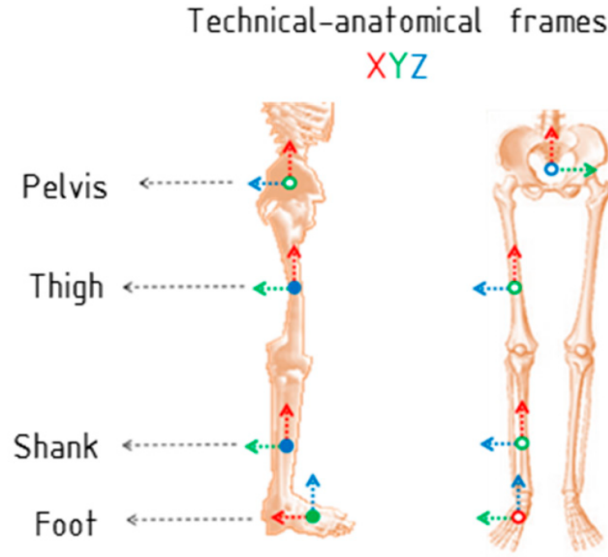


Figura 3.3. Sistemi di riferimento tecnico-anatomici (body frames) della pelvi, coscia e gamba. Gli assi X, Y e Z sono rappresentati rispettivamente in rosso, verde e blu. [31].

Una volta definiti i quaternioni che descrivono gli orientamenti tecnico-anatomici iniziali, l'orientamento sensore-segmento ${}^{BF-B}q_{IMU-F-B}$ viene determinato per ciascun sensore come:

$${}^{BF-B}q_{IMU-F-B} = {}^{GF}q_{BF-B-0}^* \otimes {}^{GF}q_{IMU-F-B-0} \quad (3.8)$$

dove B indica il segmento corporeo, ovvero PV, TH e SH, e $*$ rappresenta il complesso coniugato

del quaternione.

Una volta ottenuto l'orientamento relativo del sensore rispetto al segmento corporeo, l'orientamento di ciascun segmento in ogni istante di tempo può essere determinato come:

$${}^{GF}q_{BF-B}(t) = {}^{GF}q_{IMU-F-B}(t) \otimes {}^{BF-B}q_{IMU-F-B}^* \quad (3.9)$$

3.1.3 Algoritmo Nazarahari

Lo sviluppo della procedura di calibrazione sensore-segmento implementata in questo algoritmo è stato ispirato e adattato a partire dal metodo proposto da Nazarahari et al. [47]

Tale procedura ha l'obiettivo di determinare la matrice di rotazione $\mathbf{R}_{SF}^{AF}$, nominata *calibration matrix*, che descrive l'orientamento del sistema di riferimento tecnico del sensore inerziale (SF – Sensor Frame) rispetto al sistema di riferimento anatomico del segmento corporeo (AF – Anatomical Frame). Questa matrice, che rimane costante nel tempo, consente di esprimere i dati misurati dal sensore in un sistema di riferimento anatomicamente significativo. Il processo di calibrazione è composto da due fasi principali [22, 47]:

1. **Vertical Calibration:** consente l'allineamento verticale tra i due sistemi di riferimento, attraverso la stima della direzione del vettore gravitazionale;
2. **Heading Calibration:** permette l'allineamento del sistema del sensore ai piani anatomici, frontale e sagittale, del corpo.

La fase iniziale della procedura di calibrazione prevede che il soggetto mantenga una postura eretta e statica per un intervallo temporale pari a 5 secondi. Durante questa fase, si assume per ipotesi che l'unica accelerazione rilevata dai sensori sia l'accelerazione di gravità. A partire dalla media dell'accelerazione misurata nei tre assi, viene stimata la matrice di rotazione $\mathbf{R}_{SF}^{VA}$, che consente l'allineamento dell'asse longitudinale del sensore (coincidente nel nostro caso di studio con l'asse x per tutti i segmenti: pelvi, coscia e gamba) alla direzione del vettore gravità.

Poiché le unità IMU sono state posizionate con orientamenti differenti tra la pelvi e gli altri due segmenti, vengono adottate formulazioni distinte per la costruzione del sistema di riferimento anatomico *VA* (Vertical-Aligned) associato a ciascun segmento.

- **Per la pelvi:**

L'asse mediolaterale anatomico è rappresentato dall'asse $-y$ del sensore, mentre l'asse anteroposteriore è lungo z . La procedura è la seguente:

$$\begin{aligned}\mathbf{x}^{VA} &= \frac{\vec{a}_{\text{mean}}}{\|\vec{a}_{\text{mean}}\|} \\ \mathbf{y}^{VA} &= \frac{[0 \ 0 \ 1]^\top \times \mathbf{x}^{VA}}{\|[0 \ 0 \ 1]^\top \times \mathbf{x}^{VA}\|} \\ \mathbf{z}^{VA} &= \frac{\mathbf{x}^{VA} \times \mathbf{y}^{VA}}{\|\mathbf{x}^{VA} \times \mathbf{y}^{VA}\|}\end{aligned}$$

- **Per coscia e gamba:**

In questi segmenti, l'asse mediolaterale anatomico è assunto lungo z e quello anteroposteriore lungo $-y$. La costruzione della terna orientata avviene come segue:

$$\begin{aligned}\mathbf{x}^{VA} &= \frac{\vec{a}_{\text{mean}}}{\|\vec{a}_{\text{mean}}\|} \\ \mathbf{z}^{VA} &= \frac{\mathbf{x}^{VA} \times [0 \ 1 \ 0]^\top}{\|\mathbf{x}^{VA} \times [0 \ 1 \ 0]^\top\|} \\ \mathbf{y}^{VA} &= \frac{\mathbf{z}^{VA} \times \mathbf{x}^{VA}}{\|\mathbf{z}^{VA} \times \mathbf{x}^{VA}\|}\end{aligned}$$

La matrice di allineamento verticale risultante è infine definita come:

$$\mathbf{R}_{SF}^{VA} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}^{VA} & \mathbf{y}^{VA} & \mathbf{z}^{VA} \end{bmatrix}$$

In questo algoritmo, per la pelvi è prevista solo questa fase di calibrazione statica, quindi la matrice di calibrazione per questo segmento coincide con la matrice di allineamento verticale, RAF $\mathbf{R}_{SF}^{AF} = \mathbf{R}_{SF}^{VA}$. Di conseguenza, la seconda fase di calibrazione, in questo caso, funzionale, chiamata heading calibration, è prevista solo per coscia e gamba.

Nel lavoro di Nazarahari et al. [47], l'allineamento degli assi anteroposteriore e mediolaterale ai rispettivi piani anatomici sagittale e frontale viene ottenuto richiedendo al soggetto di eseguire una serie di dieci flessione-estensioni attive dell'anca. Durante tali movimenti, il ginocchio e il piede devono rimanere bloccati al fine di isolare il movimento del giunto dell'anca. Nel presente lavoro, al fine di ridurre i tempi di acquisizione mantenendo comunque l'efficacia della procedura, il numero di ripetizioni è stato ridotto a cinque.

L'allineamento viene effettuato mediante l'impiego della Principal Component Analysis (PCA), una tecnica statistica che serve a semplificare un insieme multi-dimensionale di dati identificando una nuova base ortonormale di dimensione inferiore ma che descrive gran parte della varianza presente nei dati di partenza. I vettori della base sono ordinati in funzione della varianza decrescente dei dati proiettati. Il primo componente principale rappresenta la direzione lungo cui i dati presentano la massima varianza; i successivi componenti principali sono ortogonali tra loro e descrivono varianze decrescenti [55, 56]. In ambito biomeccanico, applicata a segnali inerziali

tridimensionali, la PCA permette di determinare la direzione prevalente del movimento tramite il primo componente principale. Questo, insieme con il secondo componente, definiscono il piano in cui tale movimento avviene prevalentemente [55].

Nel metodo proposto da Nazarahari et al. nel loro lavoro originale, la PCA è applicata tenendo in considerazione solamente i movimenti che avvengono all'interno del piano formato dagli assi del sensore da allineare agli assi anatomici anteroposteriore e mediolaterale. La PCA è quindi applicata ad un dataset bidimensionale costruito a partire dalle letture del giroscopio lungo questi due assi, con lo scopo di stimare la rotazione necessaria attorno all'asse longitudinale del segmento corporeo per allineare gli assi delle IMU alla direzione anteroposteriore e mediolaterale del segmento corporeo in esame. La direzione principale ottenuta all'interno del piano considerato, rappresentata da un vettore colonna 2×1 , viene utilizzata per calcolare l'heading angle, ovvero l'angolo di rotazione γ attorno all'asse longitudinale, tramite la seguente espressione:

$$\gamma = \arctan\left(\frac{C_{2,1}}{C_{1,1}}\right) \quad (3.10)$$

dove C è la matrice dei coefficienti risultante dall'analisi PCA, in cui le colonne corrispondono ai due autovettori, ovvero le componenti principali.

L'angolo γ viene successivamente utilizzato per costruire la matrice di rotazione $\mathbf{R}_{VA}^{AF}$, detta heading calibration matrix, come:

$$\mathbf{R}_{VA}^{AF} = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & 0 & \sin(\gamma) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\gamma) & 0 & \cos(\gamma) \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

In questo lavoro è stata adottata un'analisi PCA tridimensionale, come proposto in studi precedenti [57, 58], fornendo in ingresso le componenti della velocità angolare lungo gli assi x , y e z registrate dai sensori inerziali durante l'esecuzione dei movimenti di flessione-estensione dell'anca. L'ambiente MATLAB (MathWorks) permette l'utilizzo della funzione `pca.m`, che consente di ottenere le componenti principali da una matrice dati X di dimensioni $n \times p$, dove n rappresenta il numero di campioni temporali e p il numero di variabili osservate, che in questo caso sono velocità angolari. Nel contesto specifico di questa tesi, X è una matrice $N \times 3$, le cui colonne contengono le componenti della velocità angolare misurate attorno agli assi del sensore. La chiamata `coeff = pca(X)` restituisce la matrice `coeff`, i cui vettori colonna rappresentano i coefficienti delle componenti principali. Tali colonne sono ordinate in base alla varianza decrescente. La prima colonna, dunque, corrisponde alla direzione di massima varianza, ovvero la direzione principale del movimento. Per impostazione predefinita, la funzione `pca.m` effettua una centratura dei dati ed esegue l'analisi mediante la decomposizione del valore singolare (SVD) [60].

Diversamente da quanto fatto in [57, 58], in questo lavoro non è stato effettuato alcun filtraggio

preliminare dei segnali di velocità angolare, né è stata applicata alcuna soglia per escludere rotazioni a bassa intensità. Tale scelta è stata motivata dall'assenza di istruzioni operative precise nei riferimenti sopracitati e dalla constatazione sperimentale che l'accuratezza finale nel calcolo degli angoli articolari non risente significativamente della presenza di questo pre-processing dei dati di velocità angolare.

Una volta ottenuti i coefficienti principali tramite PCA, si procede al calcolo della rotazione elicoidale necessaria ad allineare la direzione principale del movimento (prima colonna della matrice coeff) con il versore rappresentante la direzione mediolaterale, ovvero $[0, 0, 1]$. A tal fine è stata utilizzata la funzione `vec2helic.m`, parte della libreria sviluppata da Fasel et al. [57, 59], che riceve in ingresso i due vettori suddetti e restituisce l'angolo compreso tra le due direzioni (`RotationAngle`) e l'asse di rotazione (`RotationAxis`), ovvero il versore ortogonale al piano contenente i due vettori. Una volta ottenuti l'asse e l'angolo di rotazione, è stata costruita la matrice di rotazione associata alla heading calibration utilizzando la funzione `axang2rotm.m`, la quale, dato prendendo in input un asse e un angolo, restituisce la matrice di coseni direttori corrispondente.

Al termine di questa seconda fase di calibrazione, la matrice di calibrazione sensore-segmento viene calcolata come:

$$(\mathbf{R}_{SF}^{AF})_{\text{IMU}} = \mathbf{R}_{VA}^{AF} \cdot \mathbf{R}_{SF}^{VA} \quad (3.12)$$

Questa matrice fornisce l'orientamento del sensore rispetto al segmento corporeo al quale è fisicamente fissato. È pertanto utilizzata per determinare, istante per istante, l'orientamento del segmento rispetto al sistema di riferimento globale secondo:

$$\mathbf{R}_{AF}^G(t) = \mathbf{R}_{SF}^G(t) \cdot (\mathbf{R}_{SF}^{VA})_{\text{IMU}}^\top \quad (3.13)$$

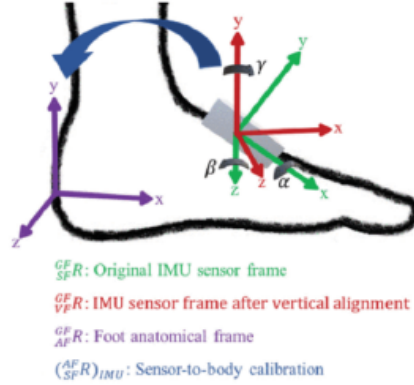


Figura 3.4. Rappresentazione del workflow di allineamento sensore-segmento applicato al piede (analogo per la pelvi). In verde si osserva il sistema di riferimento originale dell'IMU, in rosso l'allineamento verticale e in viola il sistema di riferimento anatomico del piede riferito al sistema globale. [31].

3.2 Calcolo Angoli Articolari

Una volta ottenuti gli orientamenti dei segmenti rispetto al Ground Frame, è possibile calcolare gli angoli articolari mettendo in relazione l'orientamento del segmento corporeo distale rispetto a quello prossimale.

La più recente convenzione universalmente riconosciuta per la descrizione della cinematica articolare tramite Joint Coordinate System (JCS) è stata proposta dall'International Society of Biomechanics (ISB) [37]. Il concetto di JCS è stato inizialmente introdotto da Grood e Suntay [36] per lo studio del ginocchio, ma è stato successivamente esteso anche ad altre articolazioni del corpo umano.

Secondo la definizione originale di Grood e Suntay, la cinematica articolare viene descritta tramite tre assi ortogonali: due assi fissi, uno associato al segmento prossimale e uno a quello distale, e un terzo asse flottante ottenuto dalla combinazione dei due assi fissi. In particolare:

- l'asse fisso del segmento prossimale descrive il movimento di flessione/estensione;
- l'asse fisso del segmento distale è associato alla rotazione interna/esterna;
- l'asse flottante rappresenta la direzione attorno alla quale avviene il movimento di abduzione/adduzione, ed è definito come il versore normalizzato del prodotto vettoriale tra i due assi fissi.

Nel lavoro originale, gli assi venivano così definiti:

$$\mathbf{e}_1 = \mathbf{I}, \quad \mathbf{e}_3 = \mathbf{k}, \quad \mathbf{e}_2 = \frac{\mathbf{e}_3 \times \mathbf{e}_1}{\|\mathbf{e}_3 \times \mathbf{e}_1\|}$$

dove $\mathbf{I}$ è il versore mediolaterale del segmento prossimale (diretto verso destra) e $\mathbf{k}$ è il versore longitudinale del segmento distale (diretto verso l'alto).

Nel presente lavoro, tale convenzione è stata estesa all'analisi dell'anca e del ginocchio destro. Nel caso specifico dell'anca destra:

- L'asse fisso prossimale viene scelto come il negativo dell'asse y del sistema di riferimento del segmento pelvico, indicato come $-y_{PV}$. Essendo y_{PV} orientato mediolateralmente verso sinistra, $-y_{PV}$ sarà orientato mediolateralmente verso destra.
- L'asse fisso distale viene scelto come l'asse x del sistema di riferimento della coscia, indicato come x_{TH} , orientato lungo la direzione longitudinale del femore.
- L'asse flottante e_{2-h} è definito come: $e_{2-h} = \frac{x_{TH} \times (-y_{PV})}{\|x_{TH} \times (-y_{PV})\|}$

Nel caso specifico del ginocchio destro:

- L'asse fisso prossimale viene scelto come l'asse z del sistema di riferimento della coscia, indicato come z_{TH} , orientato mediolateralmente.
- L'asse fisso distale viene scelto come l'asse x del sistema di riferimento della gamba, indicato come x_{SH} , orientato longitudinalmente lungo la tibia.
- L'asse flottante e_{2-k} è definito come: $e_{2-k} = \frac{x_{SH} \times (z_{TH})}{\|x_{SH} \times (z_{TH})\|}$

Tabella 3.2. Assi fissi e asse flottante per ogni giunto

Giunto	Asse (e rotazione intorno a questo)	Calcolo dell'asse
ANCA	Asse fisso della pelvi (flesso - estensione)	$e_{1-h} = -y_{PV}$
	Asse fisso della coscia (intra - extra rotazione)	$e_{3-h} = x_{TH}$
	Asse flottante (abduzione - adduzione)	$e_{2-h} = \frac{x_{TH} \times (-y_{PV})}{\ x_{TH} \times (-y_{PV})\ }$
GINOCCHIO	Asse fisso della coscia (flesso - estensione)	$e_{1-k} = z_{TH}$
	Asse fisso della gamba (intra - extra rotazione)	$e_{3-k} = x_{SH}$
	Asse flottante (abduzione - adduzione)	$e_{2-k} = \frac{x_{SH} \times z_{TH}}{\ x_{SH} \times z_{TH}\ }$

Gli assi sopra indicati vengono determinati a partire dagli orientamenti dei segmenti rispetto al Ground Frame, secondo le seguenti espressioni: $x_B = M(GF-q_{BF-B})\hat{i}$, $y_B = M(GF-q_{BF-B})\hat{j}$, $z_B = M(GF-q_{BF-B})\hat{k}$, dove B rappresenta il segmento corporeo considerato (pelvi PV , coscia TH , gamba SH).

Una volta definiti gli assi, i tre angoli articolari (flessione/estensione, abduzione/adduzione, rotazione interna/esterna) vengono determinati in base all'orientamento relativo dei segmenti prossimale e distale.

Nel loro lavoro sul ginocchio, Grood e Suntay propongono la seguente convenzione per il calcolo degli angoli articolari:

- Flessione = α ; $\sin(\alpha) = -e_2 \cdot \mathbf{K}$;

- Abduzione = $90^\circ - \beta$; $\cos(\beta) = \mathbf{I} \cdot \mathbf{k}$;
- Extra-Rotazione = γ ; $\sin(\gamma) = -e_2 \cdot \mathbf{i}$;

dove $\mathbf{K}$ e $\mathbf{k}$ sono gli assi longitudinali (verso l'alto) del segmento prossimale e distale, rispettivamente, mentre $\mathbf{I}$ e $\mathbf{i}$ sono gli assi mediolaterali (verso destra) dei due segmenti.

Traducendo queste formule nel sistema di riferimento tecnico-anatomico utilizzato nel presente algoritmo, otteniamo:

- $\sin(\alpha) = -e_{2-k} \cdot x_{TH}$;
- $\cos(\beta) = z_{TH} \cdot x_{SH}$;
- $\sin(\gamma) = -e_{2-k} \cdot z_{SH}$;

Tali espressioni corrispondono a quanto implementato da Vargas et al. nel calcolo dell'articolazione del ginocchio.

Per l'anca, Vargas et al. adottano il sistema di coordinate articolari definito dalla ISB, mantenendo una formulazione analoga, salvo per il movimento di flessione/estensione, per il quale viene invertita la direzione dell'asse flottante. Le espressioni risultanti sono:

- $\sin(\alpha) = e_{2-h} \cdot x_{PV}$;
- $\cos(\beta) = -y_{PV} \cdot x_{TH}$;
- $\sin(\gamma) = -e_{2-h} \cdot z_{TH}$;

Nel presente lavoro sono state adottate queste formule, con un'importante accortezza: per il calcolo della flessione/estensione, è stata utilizzata la funzione arcotangente a due argomenti (atan2), al fine di eliminare le ambiguità di segno che possono insorgere con i metodi basati su $\arcsin$ o $\arccos$.

Infatti, $\arcsin(x)$ presenta un codominio limitato a $[-90^\circ, 90^\circ]$, così come $\arccos(x) - 90^\circ$ (poiché $\arccos(x)$ presenta un codominio di $[0^\circ, 180^\circ]$). Questa limitazione implica che, per movimenti che superano i 90° , l'algoritmo può introdurre errori di segno e non seguire correttamente l'evoluzione del movimento.

Nel caso dei giunti di anca e ginocchio, questa ambiguità non rappresenta un problema per i movimenti di abduzione/adduzione e di rotazione interna/esterna, poiché i range fisiologici di tali movimenti rimangono ampiamente all'interno dell'intervallo $[-90^\circ, 90^\circ]$. Tuttavia, per i movimenti di flessione/estensione, in particolare del ginocchio e, in misura minore, dell'anca, i valori raggiungono frequentemente ampiezze superiori a 90° (fino a $120^\circ - 130^\circ$), rendendo necessario un approccio privo di ambiguità.

L'impiego della funzione atan2 , che ha un codominio compreso tra $[-180^\circ, 180^\circ]$, consente di determinare in modo univoco e continuo gli angoli articolari, evitando problematiche di segno anche per movimenti di ampio range come la flessione articolare.

Come illustrato in precedenza, Grood e Suntay definiscono l'angolo di flessione α attraverso la componente seno, espressa come:

$$\sin(\alpha) = -e_2 \cdot \mathbf{K};$$

Tuttavia, nel loro lavoro, definiscono anche la componente coseno, come:

$$\cos(\alpha) = \mathbf{J} \cdot e_2;$$

dove $\mathbf{J}$ è l'asse anteroposteriore del segmento prossimale (orientato anteriormente, ovvero con verso entrante dal punto di vista di un osservatore posto dietro il soggetto). La combinazione di queste due componenti consente il calcolo dell'angolo di flessione utilizzando la funzione arcotangente a due argomenti, come segue:

$$\alpha = \text{atan2}(-e_2 \cdot \mathbf{K}, \mathbf{J} \cdot e_2).$$

Di conseguenza, utilizzando il sistema di riferimento tecnico-anatomico di questo lavoro, le formule utilizzate per il calcolo degli angoli articolari sono:

Tabella 3.3. Formule trigonometriche utilizzate per il calcolo dei movimenti angolari

Giunto	Movimento angolare	Calcolo dell'angolo articolare
ANCA	Flessione - estensione	$\alpha = \text{atan2}(e_{2-h} \cdot x_{PV}, e_{2-h} \cdot (-z_{PV}))$
	Abduzione - adduzione	$\beta = \text{acos}(-y_{PV} \cdot x_{TH}) - 90^\circ$
	Intra - extra rotazione	$\gamma = -\text{asin}(-e_{2-h} \cdot z_{TH})$
GINOCCHIO	Flessione - estensione	$\alpha = \text{atan2}(-e_{2-k} \cdot x_{TH}, e_{2-k} \cdot (-y_{TH}))$
	Abduzione - adduzione	$\beta = \text{acos}(z_{TH} \cdot x_{SH}) - 90^\circ$
	Intra - extra rotazione	$\gamma = -\text{asin}(-e_{2-k} \cdot z_{SH})$

Nel presente lavoro, le formule implementate restituiscono valori positivi per i movimenti di flessione, abduzione e intra-rotazione.

Durante le prove sperimentali condotte mediante stereofotogrammetria, è stato osservato che, per i movimenti di abduzione/adduzione e di rotazione interna/esterna del ginocchio, gli angoli articolari presentavano escursioni dell'ordine di 20° , un valore difficilmente giustificabile in condizioni fisiologiche durante il cammino. Tali deviazioni sono verosimilmente imputabili a errori di ricostruzione, rumore strumentale o imprecisioni nel posizionamento dei marker. Inoltre, va considerato che l'articolazione del ginocchio è anatomicamente modellata come un giunto a cerniera, il cui movimento principale è la flessione/estensione, mentre gli altri gradi di libertà rivestono un ruolo biomeccanicamente secondario. Per queste ragioni, si è scelto di non includere l'analisi di tali angoli nel presente lavoro.

3.3 Sensor fusion

Come visto, entrambi gli algoritmi presentati si basano sull'utilizzo di quaternioni e/o matrici di rotazione, i quali vengono derivati, tramite algoritmi di sensor fusion, a partire dai dati grezzi acquisiti dai sensori inerziali, ovvero accelerometro, giroscopio e magnetometro. Tuttavia, nel presente lavoro si è scelto deliberatamente di escludere l'impiego del magnetometro. Questo tipo di sensore, infatti, risulta particolarmente sensibile alle interferenze elettromagnetiche, frequentemente causate dalla presenza di oggetti metallici nell'ambiente circostante. Considerando che la maggior parte delle prove sperimentali è stata condotta in ambienti di laboratorio, dove la presenza di metallo era nota e rilevante, si è ritenuto opportuno utilizzare algoritmi di sensor fusion che non facessero affidamento sulle misure magnetometriche.

3.3.1 Stima dell'orientamento tramite il filtro di Madgwick

Gli algoritmi di sensor fusion consentono di stimare in modo accurato l'orientamento tridimensionale del sensore, fornendo i risultati sia sotto forma di quaternioni che di matrici di rotazione. Numerose soluzioni sono disponibili in letteratura [35], tra cui si annoverano, tra le più diffuse, il Filtro di Kalman [38], il filtro di Mahony [39] e il filtro di Madgwick [40]. In questo lavoro si è scelto di impiegare, per entrambi gli algoritmi implementati, il filtro di Madgwick per IMU, nella versione sviluppata da M. Caruso [41]. Rispetto ad approcci più tradizionali, come il filtro di Kalman, il filtro di Madgwick adotta una strategia basata su ottimizzazione tramite discesa del gradiente, risultando computazionalmente più efficiente e quindi particolarmente adatto all'impiego su microcontrollori e dispositivi embedded, nei quali le risorse computazionali sono limitate.

L'orientamento è rappresentato tramite quaternioni. Il quaternione cambia nel tempo in funzione della velocità angolare $\omega = [\omega_x, \omega_y, \omega_z]$, misurata dal giroscopio. La sua derivata è data dalla seguente equazione differenziale:

$$\dot{\mathbf{q}}_{\text{gyro}} = \frac{1}{2} \mathbf{q} \otimes \omega_q \quad (3.14)$$

dove:

- $\otimes$ rappresenta il prodotto quaternionico;
- $\omega_q = [0, \omega_x, \omega_y, \omega_z]$ è un quaternione puro che rappresenta la velocità angolare.

Questa equazione fornisce una stima di quanto rapidamente l'orientamento sta cambiando nel tempo, basata solo sul giroscopio. Tuttavia, tale stima risulta incompleta in quanto:

- il giroscopio è soggetto a *drift* (deriva) nel tempo;
- l'orientamento ottenuto tramite l'integrazione di $\dot{\mathbf{q}}$ accumula errore progressivamente.

Per compensare tale errore, il filtro di Madgwick introduce una fase correttiva basata sulle misure provenienti da accelerometro e, opzionalmente, magnetometro. In particolare, si definisce una funzione di errore basata sulla differenza tra le direzioni attese (fornite dal modello) e quelle

effettivamente misurate.

Nel caso 6-DOF (che impiega solo accelerometro), si utilizza come riferimento la direzione della gravità. Nel caso 9-DOF si aggiunge anche la direzione del campo magnetico. In questo lavoro si è considerato esclusivamente il caso 6-DOF, utilizzando dunque soltanto i dati di giroscopio e accelerometro.

Funzione di costo

L'errore tra la direzione della gravità prevista e quella osservata è espresso come:

$$\mathbf{f}(\mathbf{q}) = \mathbf{g}_{\text{prevista}}(q) - \mathbf{g}_{\text{misurata}} \quad (3.15)$$

dove:

- $\mathbf{g}_{\text{prevista}} = \mathbf{q}^* \otimes [0, 0, 0, 1] \otimes \mathbf{q}$ è il vettore della gravità ruotato nel sistema globale;
- $\mathbf{g}_{\text{misurata}}$ è il vettore misurato dall'accelerometro (normalizzato).

La funzione di costo complessiva da minimizzare è:

$$J(q) = \|\mathbf{f}(q)\|^2 \quad (3.16)$$

Il filtro calcola il gradiente di questa funzione rispetto al quaternione:

$$\nabla J(q) \quad (3.17)$$

che indica in quale direzione modificare $\mathbf{q}$ per ridurre l'errore.

Aggiornamento corretto del quaternione

La derivata corretta del quaternione, che tiene conto anche della fase di correzione, è data da:

$$\dot{\mathbf{q}}_{\text{corr}} = \dot{\mathbf{q}}_{\text{gyro}} - \beta \cdot \nabla J(q) \quad (3.18)$$

dove β è il *filter gain*, ovvero un parametro che bilancia la correzione rispetto alla previsione.

L'aggiornamento del quaternion avviene secondo:

$$\mathbf{q}(t + \Delta t) = \mathbf{q}(t) + \dot{\mathbf{q}}_{\text{corr}} \cdot \Delta t \quad (3.19)$$

al quale segue una normalizzazione:

$$\mathbf{q} \leftarrow \frac{\mathbf{q}}{\|\mathbf{q}\|} \quad (3.20)$$

3.3.2 Scelta del gain per il filtro di Madgwick

Nel filtro di Madgwick, il parametro β è un fattore di guadagno che rappresenta l'errore medio a zero del giroscopio su ciascun asse [42]. Madgwick stesso [40] definisce β come la magnitudine del derivativo quaternionico corrispondente a tale errore del giroscopio. In pratica, β quantifica quanta parte della velocità angolare misurata (dal giroscopio) deve essere corretta usando i dati dell'accelerometro (e del magnetometro, se presente) per compensare rumore e deriva del giroscopio. Le fonti principali di errore includono: rumore del sensore, aliasing del segnale, errori di quantizzazione, errori di calibrazione, disallineamento del sensore, non ortogonalità degli assi del sensore e caratteristiche di risposta in frequenza.

Madgwick suggerisce di esprimere β in termini di un valore angolare caratteristico del giroscopio, denotato come $\bar{\omega}_\beta$. In particolare, viene proposta la seguente formula, adottata anche in numerosi altri lavori [43] [44]:

$$\beta = \sqrt{\frac{3}{4}} \bar{\omega}_\beta \quad (3.21)$$

dove $\bar{\omega}_\beta$ rappresenta il valore medio stimato dell'errore (a media zero) del giroscopio su ciascun asse.

Il fattore $\sqrt{\frac{3}{4}}$ deriva dalla conversione dell'errore angolare triassiale (espresso in rad/s su tre assi) alla magnitudine equivalente nel dominio dei quaternioni. Infatti, assumendo un errore di ampiezza $\bar{\omega}_\beta$ su ciascun asse x, y, z , la magnitudine complessiva dell'errore angolare risulta:

$$\sqrt{(\bar{\omega}_\beta)^2 + (\bar{\omega}_\beta)^2 + (\bar{\omega}_\beta)^2} = \sqrt{3} \bar{\omega}_\beta \quad (3.22)$$

Poiché nella dinamica quaternionica il tasso di cambiamento dell'orientamento è la metà della velocità angolare (come da definizione $\dot{q} = \frac{1}{2} q \otimes \omega$), il guadagno β diventa:

$$\beta = \frac{\sqrt{3}}{2} \bar{\omega}_\beta = \sqrt{\frac{3}{4}} \bar{\omega}_\beta \quad (3.23)$$

Questa formulazione lega β direttamente alle prestazioni del sensore giroscopico: un valore più elevato di $\bar{\omega}_\beta$ (quindi un giroscopio meno accurato o soggetto a maggiore rumore e deriva) comporterà un β maggiore, che attribuisce più peso alla correzione basata sull'accelerometro, accelerando così la compensazione dell'errore introdotto dal giroscopio. Al contrario, un valore di β ridotto implica sensori più affidabili o movimenti meno soggetti a deriva, aumentando la fiducia nei dati del giroscopio e riducendo la sensibilità alle oscillazioni dell'accelerometro.

Capitolo 4

Opensim - Opensense

4.1 Opensim

Negli ultimi anni, l'impiego di software per la modellazione biomeccanica e muscolo-scheletrica si è affermato come uno strumento imprescindibile per lo studio quantitativo del movimento umano. Queste piattaforme consentono di simulare, analizzare e prevedere il comportamento meccanico del corpo umano (e non solo), integrando conoscenze anatomiche, dati sperimentali e leggi della dinamica. La possibilità di costruire modelli personalizzati, calibrati su soggetti reali, permette di esplorare scenari fisiologici e patologici, progettare dispositivi medici, ottimizzare strategie riabilitative o analizzare il gesto atletico. Grazie alla capacità di rappresentare in modo dettagliato le articolazioni, i muscoli, le forze esterne e le interazioni tra i segmenti corporei, questi software rappresentano oggi un ponte tra la sperimentazione e la simulazione computazionale, offrendo un ambiente virtuale dove è possibile testare ipotesi e validare protocolli senza ricorrere necessariamente a costose e complesse acquisizioni sperimentali.

OpenSim è una software platform open source progettata per modellare esseri umani, animali, robot e l'ambiente circostante, con l'obiettivo di simulare l'interazione dinamica dei vari elementi del sistema. Fin dalla sua prima versione (OpenSim 1.0) presentata alla American Society of Biomechanics nel 2007, il software è stato costantemente aggiornato e arricchito di funzionalità. Dalla versione 2.0 in poi, è stata introdotta la application programming interface (API), che ha permesso ai ricercatori di estendere o personalizzare il core di OpenSim. Nelle versioni più recenti (3.0 e 4.0) è stato aggiunto il supporto a Matlab e Python, oltre a un nuovo visualizer che rende più intuitiva la visualizzazione dei modelli e delle simulazioni.

Uno dei principali punti di forza di OpenSim è l'ampio spettro di applicazioni possibili: dalla biomeccanica alla robotica, dalla progettazione di dispositivi ortopedici all'ergonomia, dallo studio di patologie del movimento alle applicazioni sportive. Il software fornisce un ambiente di sviluppo comune che consente alla comunità scientifica di condividere e migliorare modelli e simulazioni, favorendo la cooperazione tra diverse istituzioni e aree di ricerca.

OpenSim si compone di due componenti fondamentali:

- Una graphical user interface (GUI), scritta in Java, che consente di visualizzare e modificare i modelli, oltre a eseguire e analizzare le simulazioni in modo interattivo.
- Un'API e un insieme di librerie scritte in C++, che costituiscono il nucleo computazionale per la modellazione e la simulazione.

Questa separazione tra interfaccia grafica e nucleo computazionale permette grande flessibilità: gli utenti che non hanno familiarità con la programmazione avanzata possono utilizzare la GUI per importare dati sperimentali, eseguire strumenti di analisi e controllare i risultati in modo intuitivo. Nel contempo, gli utenti più esperti hanno la possibilità di scrivere plugin personalizzati in C++ (o di usare Matlab e Python, grazie al supporto fornito dall'API) per creare nuovi modelli, controllori, routine di analisi e altre estensioni.

La natura open source di OpenSim significa anche che i ricercatori possono utilizzare e personalizzare il codice, contribuire al progetto con nuove funzionalità e condividere i propri plugin con la comunità. Questo meccanismo incrementa rapidamente la gamma di applicazioni e potenzia la robustezza degli strumenti messi a disposizione dal software.

Al cuore di OpenSim vi è la rappresentazione del sistema muscoloscheletrico come un complesso sistema multicorpo. L'approccio prevede di scomporre il corpo umano (o animale) in segmenti rigidi (ad esempio, femore, tibia, bacino, tronco), uniti tra loro da giunti (articolazioni semplici o complesse), in modo da definire i gradi di libertà del sistema (rotazioni, traslazioni o entrambi). A ciascun segmento sono associate proprietà fisiche come massa, inerzia e centro di massa, determinate sulla base di dati anatomici. Attorno a questi segmenti vengono quindi modellate le forze che agiscono sul sistema, principalmente forze muscolari, legamentose, di contatto e vincoli esterni (come il suolo o dispositivi protesici). Le forze muscolari in particolare sono spesso rappresentate attraverso i cosiddetti Hill-type muscle models, che catturano la relazione tra lunghezza del muscolo, velocità di accorciamento/allungamento e produzione di forza attiva e passiva. Tali modelli derivano da equazioni differenziali che descrivono la contrazione muscolare e ne predicono la forza generata in funzione dell'eccitazione neurale. La dinamica multicorpo è essenziale per trasformare le forze fisiologiche in movimenti, in conformità con le leggi di Newton. Nel contesto di un modello muscoloscheletrico, ciò richiede di risolvere una serie di equazioni che descrivono come i segmenti rigidi si muovono l'uno rispetto all'altro quando sottoposti alle forze muscolari, ai contatti e a vincoli esterni (ad esempio, la reazione del suolo). OpenSim gestisce queste equazioni e fornisce tools per eseguire inverse kinematics, inverse dynamics, static optimization e forward dynamics.

- Inverse kinematics (IK): dati i movimenti rilevati sperimentalmente (ad esempio, la traiettoria dei marker per quanto riguarda la stereofotogrammetria, oppure l'orientamento in quaternioni nel tempo delle IMU), l'IK calcola le coordinate articolari che minimizzano la differenza tra i dati sperimentali e il modello digitale.

- Inverse dynamics (ID): una volta note le coordinate articolari e le accelerazioni, l'ID calcola i momenti e le forze necessarie a generare quel movimento.
- Static optimization: consente di risolvere il problema di ridondanza muscolare (ovvero la distribuzione della forza tra numerosi muscoli) minimizzando tipicamente la somma o il quadrato dell'attivazione muscolare.
- Forward dynamics: data l'eccitazione muscolare o una specifica control law, il sistema viene fatto evolvere in avanti nel tempo seguendo le leggi della dinamica; si ottiene così una simulazione predittiva del movimento.

OpenSim fornisce una serie di Tools e funzionalità per coprire l'intero flusso di lavoro della ricerca in biomeccanica e non solo:

- Creazione e modifica dei modelli: la GUI permette di caricare un modello esistente o di crearne uno nuovo, aggiungendo o rimuovendo corpi rigidi, articolazioni, vincoli, muscoli e controllers. È possibile specificare parametri come massa, inerzia, posizione del centro di massa, legami articolari e persino definire strategie di controllo motorio personalizzate.
- Muscle Models: i modelli di muscolo basati sull'approccio di Hill permettono di simulare la produzione di forza attiva e passiva, integrando parametri come la lunghezza ottimale, la massima forza isometrica e la curva tensione-lunghezza del tendine.
- Import di dati sperimentali: attraverso specifici toolboxes, OpenSim può importare dati di marker o di sensori inerziali (IMU), forze di piattaforme di forza, e cinematica articolare rilevata in laboratorio.

Questi dati sperimentali sono utili per la calibrazione del modello e per l'esecuzione di inverse kinematics e inverse dynamics.

- Scaling: un processo fondamentale, soprattutto se si utilizzano dati provenienti dalla stereofotogrammetria, che adatta un modello generico alla morfologia specifica di un soggetto, utilizzando misure antropometriche o dati di marker. In questo modo, il modello rispecchia l'anatomia individuale e si ottengono simulazioni più affidabili.
- Analisi e visualizzazione: la GUI include un plotter per tracciare forze muscolari, momenti articolari, muscle moment-arms e altri parametri.

È possibile generare animazioni (movies) e catturare immagini per documentare i risultati, creare presentazioni o pubblicare articoli scientifici.

- Computed Muscle Control (CMC): uno strumento interno di forward dynamics che calcola l'eccitazione necessaria dei muscoli per riprodurre un movimento desiderato. È stato impiegato in studi su cammino, corsa, ciclismo, salti e analisi di patologie neuromuscolari.
- Estendibilità: grazie ai plugin, sviluppatori e ricercatori possono aggiungere nuove tipologie di muscoli, contatti, controllori o algoritmi di analisi. Tali estensioni, se condivise, possono arricchire la libreria di OpenSim e aumentare le potenzialità della piattaforma.

L'uso di OpenSim è estremamente vario e copre un ampio spettro di complessità, dalla semplice analisi di cammino su nastro a simulazioni approfondite che coinvolgono modelli muscoloscheletrici completi e interazioni con dispositivi esterni. Ecco alcuni esempi emblematici:

- Progettazione di dispositivi protesici e ortottici: molti individui necessitano di protesi, ortesi, sedie a rotelle, joint replacements o altri dispositivi per svolgere le attività quotidiane. Grazie alla simulazione al computer, i ricercatori e i progettisti possono studiare come questi dispositivi interagiscono con il sistema muscoloscheletrico e come modifiche nella loro progettazione possano influenzare la forza muscolare e le pressioni articolari. Con OpenSim, si possono valutare diverse soluzioni in modo rapido, riducendo tempi e costi rispetto ai test sperimentali tradizionali.
- Interventi chirurgici ortopedici: in ortopedia, i chirurghi eseguono interventi sulle ossa e sui muscoli (ad esempio, il trasferimento di tendini, l'allungamento di muscoli contratti, la riallineazione delle ossa o la sostituzione di articolazioni con impianti). Simulando tali procedure con OpenSim, si possono prevedere variazioni nelle lunghezze muscolari, nei momenti articolari e nelle forze agenti sul ginocchio o su altre articolazioni. Queste simulazioni aiutano a ottimizzare la strategia chirurgica, riducendo i rischi postoperatori e migliorando la riabilitazione.
- Ergonomia e interazione uomo-ambiente: l'essere umano interagisce costantemente con l'ambiente circostante: guidare un'auto, usare un computer o trasportare pesi sono solo alcuni esempi. OpenSim consente di studiare la cinematica articolare e le forze esercitate sullo scheletro in queste situazioni, permettendo di migliorare la progettazione di ambienti di lavoro, sedute e apparecchiature. La simulazione, infatti, aiuta a individuare configurazioni che riducono l'affaticamento e limitano l'insorgenza di patologie da sovraccarico.
- Analisi di patologie neuromuscolari: molte condizioni patologiche (come la paralisi cerebrale, la distrofia muscolare o gli esiti di un ictus) alterano la capacità del sistema nervoso di controllare la contrazione dei muscoli. OpenSim permette di modellare queste alterazioni e di simulare strategie riabilitative o di assistenza personalizzate. Ad esempio, si possono testare specifiche ortesi o interventi di fisioterapia per valutare come incidano su lunghezze muscolari e momenti articolari.
- Ricerca sportiva e ottimizzazione della performance: atleti e allenatori possono trarre vantaggio da simulazioni muscoloscheletriche per perfezionare la tecnica di un gesto atletico o per analizzare gli effetti di un particolare allenamento sulla meccanica del movimento. Ad esempio, nella corsa o nel salto, OpenSim può aiutare a evidenziare quali muscoli sono maggiormente sollecitati e come varia la forza di reazione al suolo a seconda di diversi stili di esecuzione. Questo approccio fornisce informazioni utili per prevenire infortuni e migliorare l'efficienza.

Essendo gratuito e open source, OpenSim offre diversi vantaggi alla comunità scientifica e industriale:

- Riproducibilità: i modelli e le simulazioni possono essere facilmente condivisi con altri laboratori, favorendo la verifica e l'estensione dei risultati scientifici.
- Accessibilità e insegnamento: grazie alla natura gratuita e alla disponibilità di tutorial, guide, webinar e forum di supporto, OpenSim è uno strumento prezioso per corsi universitari di biomeccanica e materie affini.
- Licenza permissiva: la Apache 2.0 License consente di utilizzare la piattaforma sia in contesti accademici che commerciali, permettendo l'integrazione di OpenSim in ambienti produttivi e di ricerca applicata.
- Comunità e aggiornamenti continui: la presenza di un'ampia comunità di utenti e sviluppatori, nonché di workshop e corsi organizzati dagli esperti di Stanford e di altri istituti, garantisce un'evoluzione costante del software. Nuove librerie e strumenti vengono integrati regolarmente, aumentando l'efficacia e la gamma di possibili applicazioni.

Il futuro di OpenSim è indirizzato verso una maggiore integrazione con nuove tecnologie di sensor fusion, machine learning e robotica avanzata. L'obiettivo è rendere ancora più immediata la transizione tra i dati sperimentali e la simulazione computerizzata, nonché aumentare il realismo delle simulazioni (incluso per esempio modelli di tessuti molli più dettagliati, strategie di controllo neurale più complesse e ambienti virtuali più ricchi). Inoltre, grazie all'aumento di potenza di calcolo, si stanno sviluppando simulazioni in tempo quasi reale che possano assistere clinici e ricercatori nello svolgimento di analisi e valutazioni personalizzate.

OpenSim si è affermato come uno strumento fondamentale per la ricerca e l'applicazione in svariati settori che ruotano attorno alla biomeccanica, alla riabilitazione, alla progettazione di dispositivi medici e all'ergonomia. La sua struttura flessibile e la natura open source ne fanno un framework ideale per sperimentare, condividere conoscenze e accelerare lo sviluppo di soluzioni innovative legate al movimento umano e non solo. Dalla definizione di modelli muscoloscheletrici dettagliati e soggetto-specifici, alla possibilità di simulare strategie di controllo motorio complesse, OpenSim offre un insieme completo di strumenti per affrontare studi che vanno dalla semplice analisi di cammino fino a simulazioni predittive di interventi chirurgici e progettazione avanzata di dispositivi protesici. La notevole mole di plugins sviluppati dalla comunità e la documentazione online in costante crescita consentono un rapido apprendimento e un continuo miglioramento delle competenze, favorendo la collaborazione tra scienziati, ingegneri, medici e studenti. In definitiva, OpenSim rappresenta un banco di prova virtuale nel quale, partendo da dati sperimentali e modelli anatomici, si possono eseguire simulazioni altrimenti impraticabili o estremamente costose a livello sperimentale. Questa piattaforma consente di comprendere più a fondo la complessità del movimento umano e di progettare interventi sempre più mirati ed efficaci a beneficio della ricerca, della pratica clinica e dell'industria. Grazie al continuo apporto di idee e soluzioni da parte di una comunità di esperti internazionale, OpenSim è destinato a rimanere uno dei pilastri della biomeccanica computazionale e a offrire nuove prospettive in un mondo sempre più orientato all'innovazione e alla collaborazione.

4.2 Opensense

OpenSense è un nuovo workflow per analizzare il movimento dei segmenti corporei utilizzando dati provenienti da IMU. Nella sezione seguente, lo strumento viene presentato, vengono illustrati i passaggi per avviare il processo e viene descritto come usare il software per calcolare e analizzare la cinematica del cammino.

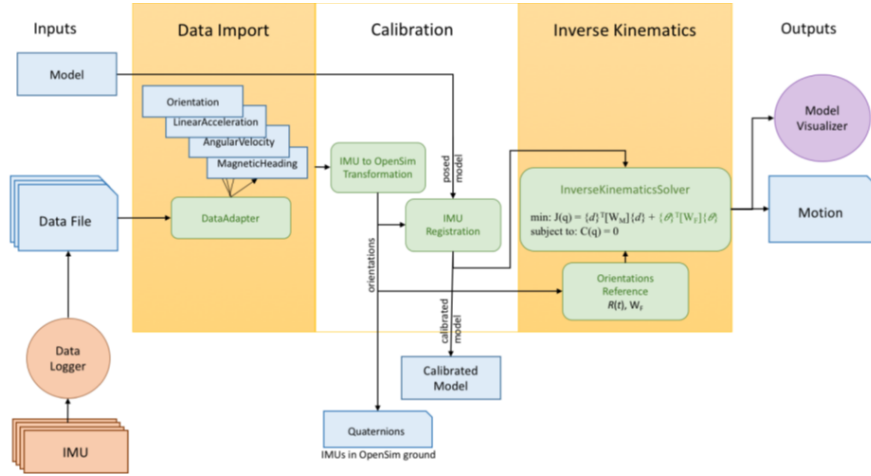


Figura 4.1. Flowchart di OpenSense. [12]

Per iniziare, è necessario disporre di un modello OpenSim che includa le articolazioni e i gradi di libertà di interesse. Nell'esempio presente nella documentazione di Opensense [12], viene fornito un modello per studiare la cinematica degli arti inferiori durante il cammino. Sono disponibili molti altri modelli attraverso la Model Library. Se l'interesse è esclusivamente rivolto agli angoli articolari e ad altre quantità cinematiche (come lunghezze muscolari normalizzate e velocità di allungamento), non è indispensabile che il modello venga scalato sull'antropometria del soggetto.

È inoltre richiesto l'inserimento delle orientazioni provenienti da una o più IMU sensors. Al momento, sono supportati i formati di file Xsens e APDM. È possibile creare un proprio file converter per supportare qualsiasi altro sistema IMU. Dando in input i dati relativi all'orientazioni, Opensense presuppone che la sensor fusion e la sincronizzazione siano già state eseguite utilizzando un algoritmo del fornitore o di terze parti.

OpenSense fornisce un'interfaccia per associare e registrare ogni sensore IMU ad un segmento corporeo di un modello OpenSim (come un IMU Frame). Viene messa a disposizione una basic calibration routine in cui il primo time step dei dati IMU viene registrato sulla default pose del modello. È possibile modificare la registration pose variando i valori di default delle coordinate

del modello. È anche consentito scrivere procedure di calibration in Matlab, Python, ecc. per ottimizzare la initial pose del modello utilizzando altre fonti di dati (markers, goniometer, ecc.).

Un metodo di inverse kinematics viene impiegato per calcolare il set di angoli articolari a ogni time step di un movimento, minimizzando gli errori tra le IMU orientations sperimentali e gli IMU Frames del modello. Gli angoli possono quindi essere utilizzati come input per altri OpenSim tools e analyses, oppure visualizzati nell'OpenSim GUI. Le funzionalità di OpenSense sono disponibili tramite command line e tramite scripting (Matlab o Python). A partire da OpenSim 4.2, i passaggi di calibration e inverse kinematics sono disponibili anche nella GUI di OpenSim. Il Modello e il Motion risultanti possono essere caricati, visualizzati e analizzati nella GUI di OpenSim.

Di seguito, i passaggi fondamentali per eseguire un'analisi cinematica basata su IMU con OpenSense saranno spiegati più nel dettaglio:

4.2.1 Raccolta, preparazione e conversione dei dati IMU

Il primo passaggio consiste nel raccogliere i dati e convertirli in un formato che risulti leggibile da OpenSim e processabile attraverso il workflow OpenSense. In particolare, è necessario eseguire il seguente procedimento:

1. È necessario posizionare i sensori sul soggetto di interesse, in genere con un sensore per ogni segmento tracciato. Per ciascun sensore IMU, occorre annotare a quale segmento corporeo esso sia associato.
2. Successivamente, si devono raccogliere i dati di calibrazione. Si va a registrare ciascun angolo articolare nel mentre che il soggetto si trova in una posa nota (T-pose o A-pose). I dati di calibrazione verranno utilizzati da OpenSense per registrare le IMUs sull modello OpenSim. La posa del soggetto durante la raccolta dei dati di calibrazione deve corrispondere, per quanto possibile, alla posa predefinita (modificabile) del modello.
3. Bisogna poi eseguire, se necessario, una correzione della direzione per definire l'orientamento del modello nello spazio 3D durante la fase di calibrazione; è necessario specificare un'IMU di base (ad esempio, la pelvi), e l'asse della base IMU che indica l'heading (ovvero, quale asse è rivolto in avanti, nella direzione del cammino).
4. È necessario registrare il movimento di interesse (ad esempio, il gait) mantenendo lo stesso posizionamento delle IMU.
5. Infine, si devono pre-processare i dati. Alcuni sistemi IMU, come Xsens, APDM e Cometa, in genere forniscono funzionalità di sensor fusion, time syncing e data interpolation per gli ingressi mancanti. L'attuale versione di OpenSense presuppone che questa pre-elaborazione sia già stata completata e che vengano forniti quaternioni già processati.

Una volta raccolti e pre-elaborati i dati, risulta necessario convertirli in un formato file compatibile con OpenSim e associarli a un modello OpenSim. I dati provenienti dalle IMU possono

presentarsi in vari formati: un singolo file con i nomi dei sensori numerati (ad esempio, APDM) o più file con una numerazione specifica del sensore (ad esempio, Xsens). Al momento dell'import, bisognerà presentare ad Opensim un unico file di storage (.sto), sincronizzato nel tempo, con al suo interno le orientazioni delle imu, sottoforma di quaternioni.

Si crea quindi un file di archiviazione con i dati di orientamento per ciascun sensore, in cui ciascuna colonna nel file di archiviazione viene denominata in base al frame nel corrispondente modello OpenSim. Ad esempio, se nel modello di OpenSim è presente un segmento del femore destro chiamato femur_r, il sensore IMU dovrà essere denominato femur_r.imu. Per leggere i dati, si possono utilizzare i passaggi seguenti, in base a come si accede al workflow OpenSense.

4.2.2 Calibrazione del modello OpenSim

Il passaggio successivo prevede la calibrazione delle IMU su un modello OpenSim. In questa fase di calibrazione il software prende in ingresso un modello OpenSim e i dati di calibrazione delle IMU, individuando gli orientamenti iniziali dei frame IMU (ossia gli offsets) in relazione ai segmenti corporei OpenSim. La fase di calibrazione in Opensense presuppone che la posa del soggetto nei dati di calibrazione corrisponda alla posa di default del modello.

Per calibrare il modello, occorre innanzitutto un setup file che memorizzi le informazioni riguardanti il modello, il file delle orientations e le impostazioni da utilizzare durante la procedura di calibrazione, le quali, nell'esempio [fig. 1.10], sono presenti all'interno di un file .xml. In tale file .xml sono specificate informazioni come:

- **<model_file>**: per utilizzare la calibrazione di Opensense, occorre fornire un modello OpenSim. Nell'esempio, viene adottato il modello di Rajagopal (2015).
- **<orientation_file_for_calibration>**: è necessario fornire i dati di calibrazione. OpenSense assume che il primo time point corrisponda alla calibration pose. Se in un trial la calibration pose si verifica in un istante diverso dalla prima time row, occorre modificare il file delle orientations (o crearne uno nuovo) in cui la prima time row corrisponda adeguatamente alla posa di calibrazione.
- **<sensor_to_opensim_rotations>**: occorre fornire la rotazione necessaria per convertire il sistema di riferimento IMU (tipicamente Z su e Y a sinistra) nel sistema di riferimento di OpenSim (Y su e Z a destra).

È anche possibile specificare argomenti opzionali che consentono a OpenSense di regolare la differenza complessiva nella direzione tra i dati IMU e il modello OpenSim. Generalmente, un modello OpenSim è rivolto, inizialmente, nella direzione X positiva, ma l'IMU di base (ad esempio, sul bacino o sul busto) può avere qualsiasi direzione iniziale. Per effettuare la correzione della direzione iniziale, è necessario:

- **<base_imu_label>**: etichetta che identifica la base IMU nei dati di orientamento forniti. Se non viene specificata alcuna base_imu_label, non sarà eseguita alcuna correzione della direzione iniziale.

- `<base_heading_axis>`: asse della base IMU che rappresenta la direzione di heading. Può essere 'x', '-x', 'y', '-y', 'z', '-z'.

Un esempio di setup file è riportato di seguito:

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
<OpenSimDocument Version="40000">
  <IMUPlacer>
    <!--Name/path to the xml .osim file used to load a model to be calibrated.-->
    <model_file>Rajagopal_2015.osim</model_file>
    <!--The label of the base IMU in the orientation_file_for_calibration used to
    account for the heading difference between the sensor data and the forward direction
    of the model. Leave blank if no heading correction is applied.-->
    <base_imu_label>pelvis_imu</base_imu_label>
    <!--The axis of the base IMU that corresponds to its heading direction. Options are
    'x', '-x', 'y', '-y', 'z' or '-z'.-->
    <base_heading_axis>z</base_heading_axis>
    <!--Space fixed Euler angles (XYZ order) from IMU Space to OpenSimDefault (0, 0, 0).
    -->
    <sensor_to_opensim_rotations>-1.5707963267948966 0 0</sensor_to_opensim_rotations>
    <!--Name/path to a .sto file of sensor frame orientations as quaternions to be used
    for calibration.-->
    <orientation_file_for_calibration>MT_012005D6_009-001_orientations.sto</
    orientation_file_for_calibration>
  </IMUPlacer>
</OpenSimDocument>
```

Figura 4.2. contenuto del file .xml, utilizzato per trovare gli orientamenti iniziali dei frame IMU relativi ai segmenti corporei del modello OpenSim. [12]

OpenSense calcola l'offset angolare tra le due pose e lo utilizza per ruotare tutti i dati di orientazione in modo che la direzione della base IMU sia allineata all'asse X del sistema di riferimento di OpenSim (il ground), ossia la stessa direzione seguita dal modello. Nell'esempio, pelvis_imu è impostata come la base IMU e z è l'asse della base IMU che rappresenta la direzione verso cui la IMU è rivolta. Qualora `base_imu_label` o `base_heading_axis` non vengano specificati, non verrà eseguita alcuna correzione di direzione.

- `<output_model_file>`: l'output della fase di calibrazione è un modello calibrato, in cui ogni IMU risulta registrata nel modello OpenSim. Questo parametro consente di specificare il nome del file del modello in output.

A partire dalla versione 4.2, è possibile eseguire questo passaggio dall'applicazione Opensim selezionando Tools→IMU Placer e cliccando poi sul tasto "Load" per caricare il file .xml contenente le impostazioni di calibrazione. Alternativamente, è possibile inserire manualmente i dati nella finestra di dialogo. La calibrazione avviene premendo il pulsante Run. Dopo l'esecuzione dello strumento, nell'applicazione compare un nuovo modello con gli IMU posizionati su di esso.

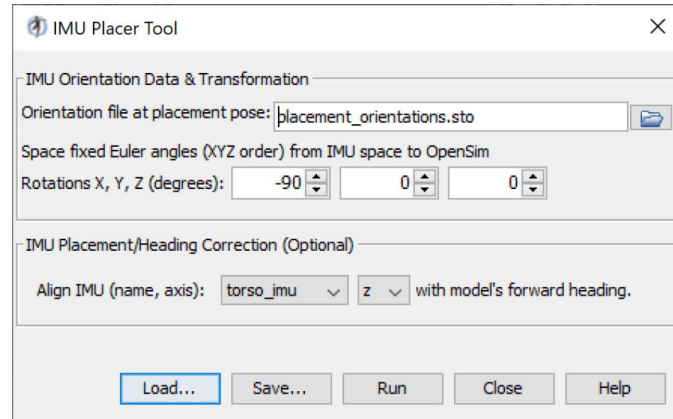


Figura 4.3. Graphical User Interface del tool IMU Placer. [12]

4.2.3 Tracciamento dei sensori IMU

Dopo aver letto i dati e calibrato il modello, è possibile utilizzare l'Inverse Kinematics Tool di OpenSense per tracciare i dati di orientamento dei sensori IMU durante l'esercizio fisico eseguito durante la registrazione. La fase di cinematica inversa individua la posa del modello a ogni time-step minimizzando, nel senso dei minimi quadrati, la differenza tra i dati di orientamento provenienti dai sensori IMU e dai frame IMU presenti nel modello calibrato. Pertanto, per eseguire su OpenSim il tracciamento dei dati di orientamento dei sensori IMU tramite cinematica inversa, occorrono:

- un modello calibrato (.osim),
- un file di orientamento (in quaternioni),
- un Inverse Kinematics Setup file (.xml) [fig 1.12].

Nel setup file sono definiti:

- **<time_range>**: l'intervallo di tempo per il tracciamento tramite cinematica inversa (in secondi). Nell'esempio, vengono utilizzati dati tra 7.25 e 15 secondi.
- **<sensor_to_opensim_rotations>**: la rotazione necessaria per convertire il sistema di riferimento IMU world Frame nel sistema di riferimento OpenSim.
- **<model_file_name>**: il file .osim del modello calibrato da utilizzare nel tracciamento. Nell'esempio [fig. 1.12], si tratta di Rajagopal_2015_calibrated.osim, prodotto come output dello step di calibrazione.
- **<orientations_file_name>**: il file .sto degli orientamenti dei sensori IMU (in quaternioni) che verrà tracciato. Nell'esempio [fig. 1.12], è MT_012005D6_009-001_orientations.sto, creato nello step di conversione.
- **<results_directory>**: la directory in cui i risultati saranno salvati.

Un esempio di setup file è riportato di seguito:

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
<OpenSimDocument Version="40000">
  <IMUInverseKinematicsTool>
    <!--The time range for the study.-->
    <time_range>7.25 15</time_range>
    <!--Space fixed Euler angles (XYZ order) from IMU Space to OpenSim. Default to (0,
    0, 0).-->
    <sensor_to_opensim_rotations>-1.570796 0 0</sensor_to_opensim_rotations>
    <!--Name/path to the xml .osim file used to load a model to be analyzed.-->
    <model_file>calibrated_Rajagopal_2015.osim</model_file>
    <!--Name/path to a .sto file of sensor frame orientations as quaternions.-->
    <orientations_file>MT_012005D6_009-001_orientations.sto</orientations_file>
    <results_directory>IKResults</results_directory>
  </IMUInverseKinematicsTool>
</OpenSimDocument>
```

Figura 4.4. contenuto del file .xml, utilizzato per calcolare la cinematica inversa. [12]

A partire dalla versione 4.2, tale passaggio può essere eseguito dall'applicazione OpenSim selezionando Tools→IMU Inverse Kinematics e caricando il file .xml creato in precedenza, in modo che vengano inserite automaticamente le impostazioni del file. In alternativa, è possibile inserire manualmente i dati nella finestra di dialogo. Il problema di IK verrà risolto dopo aver premuto il tasto Run e la soluzione sarà animata nell'applicazione.

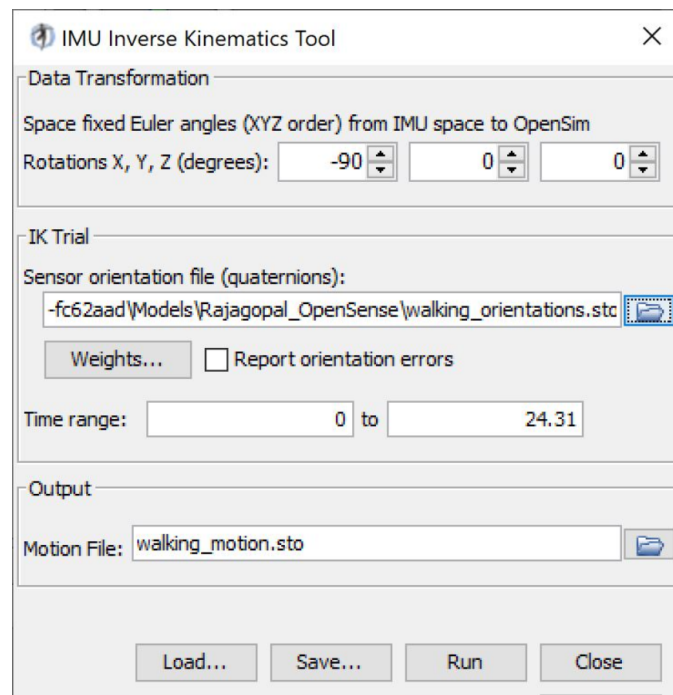


Figura 4.5. Graphical User Interface del tool IMU Inverse Kinematics. [12]

4.2.4 Visualizzazione risultati

È infine possibile visualizzare i risultati della simulazione utilizzando il visualizer di OpenSim (GUI). Utilizzando la funzione Plot dell'applicazione si possono tracciare i grafici che rappresentano la cinematica articolare del soggetto [fig. 1.14]. È anche possibile eseguire ulteriori analisi con altri strumenti di OpenSim ma generalmente sarà necessario ridimensionare il modello e fornire forze di reazione al suolo se si desidera generare simulazioni guidate dai muscoli.

Per visualizzare i risultati dell'Inverse Kinematics:

- Aprire l'applicazione OpenSim.
- Aprire dall'applicazione il file .osim del modello calibrato
- Caricare il file .mot di motion creato nello Step di cinematica inversa.

Poiché le IMUs non possono tracciare traslazioni globali, ma solo orientazioni relative, il modello appare ruotare intorno a un unico punto.

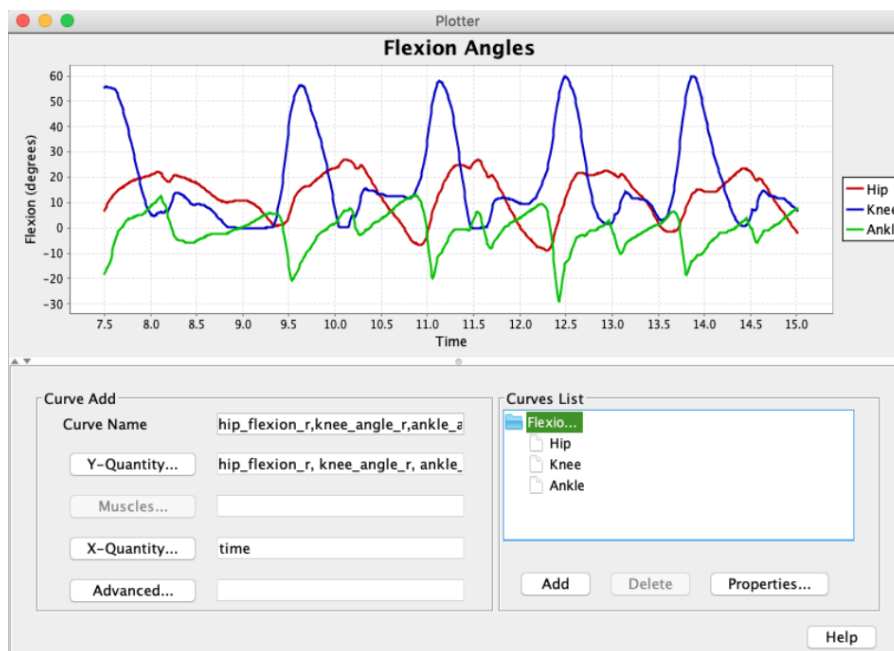


Figura 4.6. Finestra di dialogo dello strumento Plotter che permette la visualizzazione dei grafici che rappresentano i dati degli angoli articolari ricavati dalla cinematica inversa. [12]

4.3 Analisi comparative sull'accuratezza di OpenSim

Negli ultimi anni, il toolkit OpenSense di OpenSim, ha ottenuto un crescente riconoscimento nella comunità scientifica per le sue capacità di stima della cinematica articolare a partire da dati acquisiti tramite sensori inerziali. Numerosi sono gli studi che ne attestano l'affidabilità e l'efficacia,

documentandone l'utilizzo all'interno di pipeline open-source finalizzate all'analisi del movimento umano in diversi contesti applicativi.

Corsini et al. [13] hanno confrontato le stime degli angoli articolari derivate dall'elaborazione dei dati IMU tramite OpenSense di OpenSim, con quelle della stereofotogrammetria, durante una prova di cammino, utilizzando grafici temporali e parametri statistici come RMSE e cross-correlazione. I risultati hanno evidenziato una buona corrispondenza, con piccole discrepanze attribuite a limitazioni delle IMU, come il drift e le interferenze magnetiche.

Ahmed et al. [14] hanno validato un sistema di analisi del movimento basato su IMU e sull'utilizzo di OpenSense, confrontandolo con un sistema optoelettronico su un partecipante con amputazione transfemorale e uno senza, dimostrando che anche in condizioni clinicamente complesse, i risultati delle IMU erano altamente coerenti con quelli del sistema optoelettronico.

Tagliapietra et al. [15] hanno utilizzato una pipeline standard di OpenSim (dati grezzi, fusione sensoriale, IMU Placer e Inverse Kinematics) per stimare gli angoli articolari e confrontarli con sistemi marker-based (tramite RMSE e correlazione circolare) e encoder robotici, mostrando una buona corrispondenza.

Al Borno et al. [16] hanno proposto una soluzione open-source per stimare la cinematica degli arti inferiori utilizzando IMU e la pipeline standard di OpenSim. Lo studio è stato condotto in ambienti con interferenze magnetiche, su durate prolungate, affrontando il problema del drift. Confrontando i risultati con un sistema optoelettronico, hanno dimostrato che riducendo il peso del contributo delle IMU distali durante il calcolo della cinematica inversa e utilizzando filtri di sensor fusion open-source, come Madgwick o Mahony, piuttosto che filtri proprietari come quelli di Xsens, è possibile mitigare le interferenze magnetiche e garantire una maggiore stabilità.

Couvertier et al. [17], confrontando quattro metodi di analisi – il sistema optoelettronico, l'analisi diretta basata sui dati grezzi delle IMU e l'analisi inversa con OpenSense utilizzando 7 o 11 IMU – hanno dimostrato che OpenSense può fornire stime affidabili rispetto al sistema optoelettronico e superiori all'analisi diretta nei piani trasverso e frontale. Tuttavia, presenta limiti nel piano sagittale, attribuibili a vincoli biomeccanici meno rigidi rispetto a quelli della stereofotogrammetria. Inoltre, l'aggiunta di IMU supplementari per segmento non ha migliorato significativamente le stime articolari.

Infine, Zhang et al. [18] hanno sviluppato un sistema di motion capture basato sull'utilizzo di IMU e Opensense per l'analisi cinematica e il bilanciamento dinamico, validandolo rispetto ad un sistema optoelettronico, tramite confronto tra angoli articolari, parametri del passo e posizione del centro di massa.

In questo progetto di tesi, il toolkit OpenSense di OpenSim è stato utilizzato per mettere a confronto le sue prestazioni, ormai validate da molti studi in letteratura, con quelle dei due algoritmi personalizzati.

Capitolo 5

Test di validazione degli algoritmi

5.1 Procedura di test

L'obiettivo di questa sessione di prove è valutare le prestazioni dei diversi algoritmi di ricostruzione degli angoli articolari, precedentemente descritti, nell'elaborazione dei dati grezzi provenienti da IMU, utilizzando la stereofotogrammetria come riferimento. L'impiego di sensori inerziali commerciali, nonché l'utilizzo degli stessi dispositivi e dello stesso algoritmo di sensor fusion (Madgwick) per tutte le elaborazioni, consente di isolare l'effetto del metodo di calcolo, rendendo il confronto tra algoritmi indipendente da variabili strumentali o di acquisizione.

5.1.1 Strumentazione

Stereofotogrammetria

Le acquisizioni sono state svolte presso il laboratorio di stereofotogrammetria del Politecnico di Torino, dotato di 12 telecamere a infrarossi, capaci di rilevare la presenza e la posizione dei marker passivi utilizzati. L'acquisizione stereofotogrammetrica è stata gestita tramite il software Vicon Nexus [10], operante a una frequenza di campionamento di 100 Hz. Il sistema di acquisizione comprende anche una postazione computerizzata dedicata, sulla quale è installato il software Nexus. A supporto del sistema, è presente un'unità esterna di interfaccia, che funge da nodo di comunicazione tra le telecamere e il computer. Questo dispositivo gestisce la sincronizzazione dei segnali provenienti dalle telecamere e da eventuali dispositivi analogici esterni, assicurando una comunicazione efficiente e sincronizzata tra l'hardware di acquisizione e il software di elaborazione.

IMU Cometa

Per quanto riguarda la strumentazione inerziale, sono stati impiegati sensori WaveTrack prodotti da COMETA [32]. I sensori WaveTrack supportano diverse frequenze di campionamento in funzione dell'output selezionato:

- 280 Hz per l'acquisizione esclusiva dei dati grezzi (accelerometro, giroscopio e magnetometro);

- 280 Hz per l'acquisizione esclusiva dei quaternioni a 6 gradi di libertà (DOF), calcolati a partire da accelerometro e giroscopio;
- 140 Hz per l'acquisizione combinata di quaternioni 6 DOF e dati grezzi;
- 140 Hz per l'acquisizione esclusiva dei quaternioni a 9 DOF, calcolati utilizzando accelerometro, giroscopio e magnetometro;
- 70 Hz per l'acquisizione combinata di quaternioni 9 DOF e dati grezzi.

Nel presente studio è stata adottata la configurazione che prevede l'acquisizione simultanea di quaternioni 6 DOF e dati grezzi, corrispondente a una frequenza di campionamento di 140 Hz. Successivamente, i dati sono stati ricampionati a 2000 Hz tramite il software COMETA, come previsto dalle impostazioni di acquisizione.

I sensori WaveTrack funzionano in modalità wireless, comunicando i dati a un'unità ricevente denominata WavePlus [33]. Il ricevitore WavePlus, oltre a ricevere e trasmettere i dati acquisiti dai sensori verso il computer, è responsabile della gestione della sincronizzazione temporale e del controllo dei segnali di avvio e arresto dell'acquisizione.

Per garantire la sincronizzazione tra i dati provenienti dalla stereofotogrammetria e quelli provenienti dai sensori inerziali, il ricevitore WavePlus è stato collegato fisicamente all'unità di interfaccia esterna del sistema Vicon. Questa configurazione ha consentito di sincronizzare gli avvii di acquisizione: premendo il comando di inizio acquisizione sul computer Vicon, il sistema invia automaticamente un segnale di trigger all'unità WavePlus, che a sua volta avvia simultaneamente l'acquisizione dei dati dalle IMU. In questo modo, i dati provenienti dalla stereofotogrammetria e dalle unità inerziali risultano sincronizzati temporalmente, facilitando l'integrazione successiva nell'analisi.

Algoritmi utilizzati

Per la ricostruzione degli angoli articolari da dati IMU sono stati utilizzati i 3 algoritmi precedentemente presentati: l'algoritmo proposto da Vargas (sezione 3.1.2), quello sviluppato da Nazarahari (sezione 3.1.3) e il framework OpenSim (capitolo 4). In tutti i casi, l'input principale è costituito dai quaternioni ottenuti dall'elaborazione dei dati grezzi acquisiti tramite le IMU Cometa, utilizzando il filtro di Madgwick descritto nella sezione 3.3.

Tuttavia, l'orientamento iniziale restituito dall'algoritmo di sensor fusion di Madgwick non riflette l'effettiva orientazione spaziale dei sensori, in quanto questo algoritmo fornisce in uscita quaternioni che, nell'istante iniziale, assumono sempre il valore $[1,0,0,0]$. Questo implica che, al momento dell'avvio dell'acquisizione, tutti i sensori presentano lo stesso orientamento, indipendentemente dalla loro reale disposizione nello spazio. Infatti, in uscita dal filtro di Madgwick, i sensori su pelvi, coscia e gamba risultano avere lo stesso orientamento, anche se le imu su coscia e gamba sono posizionate sul corpo ruotate di meno 90 gradi rispetto a quella sulla pelvi. Una possibile soluzione sarebbe stata quella di iniziare l'acquisizione con tutti i sensori poggiati su una

superficie piana, in modo da acquisire un orientamento comune coerente come riferimento iniziale e, solo successivamente, posizionare le IMU sul corpo e procedere con le prove. Tuttavia, questa procedura, come è facilmente intuibile, avrebbe allungato di molto i tempi di acquisizione. Per ovviare a questo problema, si è scelto di utilizzare due approcci diversi a seconda dell'algoritmo di calibrazione sensore-segmento utilizzato:

- Nel caso dell'algoritmo di Nazarahari, è stata applicata una rotazione di 90° in senso orario alla terna del sensore sulle pelvi, attorno al suo asse X.
- Nel caso dell'algoritmo di Vargas si è scelto di utilizzare come riferimento i quaternioni calcolati dal software Cometa. In particolare, per ogni segmento corporeo, sono stati presi i quaternioni acquisiti durante la prova di standing (una descrizione delle prove effettuate in questa sessione sperimentale sarà approfondita nella prossima sezione). Questi quaternioni sono stati mediati nel primo secondo della prova per ottenere un valore stabile e rappresentativo dell'orientamento reale di ciascun segmento. Successivamente, per ogni segmento corporeo è stata calcolata una matrice di rotazione che consente di trasformare l'orientamento fornito da Madgwick nel sistema di riferimento del software Cometa. Nonostante questa matrice di allineamento sia stata utilizzata in ognuna delle prove di questo progetto (in ognuna delle sessioni sperimentali), è stata determinata una sola volta per segmento, utilizzando esclusivamente la prova di standing di questa sessione sperimentale, così da rendere l'intero processo di trasformazione indipendente dal software Cometa nelle fasi successive dell'analisi.

Relativamente al modello OpenSim, è stata utilizzata una versione modificata del modello "Rajagopal2015.osim" [34], uno dei modelli di riferimento per l'analisi del movimento umano, in particolare per lo studio del cammino. La modifica ha previsto la semplificazione del modello mediante la rimozione di tutti i segmenti (bodies) ad eccezione di "pelvis", "femur_r" e "tibia_r", e di tutte le articolazioni (joints) ad eccezione di "ground_pelvis", "hip_r" e "walker_knee_r".

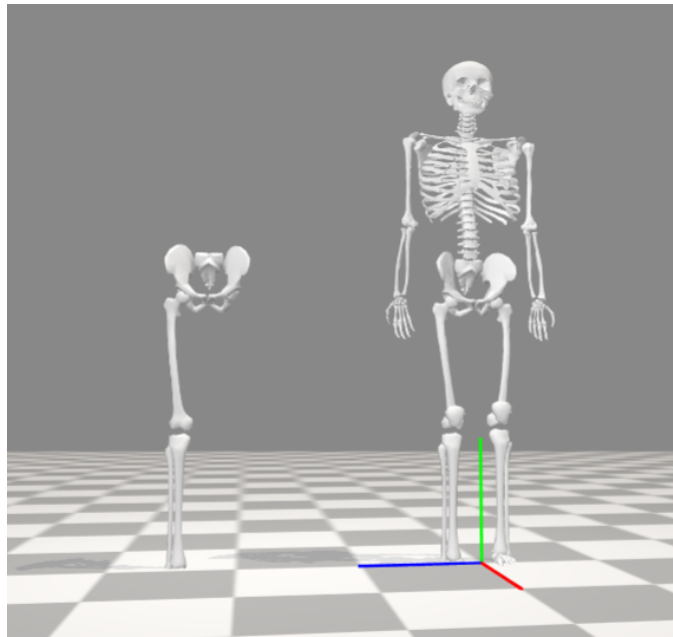


Figura 5.1. A destra il modello Rajagopal2015.osim, a sinistra il modello ridotto, chiamato Rajagopal.3DOF.osim, utilizzato in questo studio.

Calibrazione della strumentazione prima delle prove

Per il sistema di stereofotogrammetria, è stata inizialmente effettuata la calibrazione del volume di acquisizione del laboratorio, poi sono state calibrate le telecamere e successivamente, dopo aver posizionato i marker passivi sul soggetto, è stata eseguita la calibrazione del modello biomeccanico mediante la procedura di calibrazione dinamica full range of motion (full ROM).

Relativamente al sistema inerziale, i sensori WaveTrack sono stati calibrati prima del loro posizionamento sul soggetto. La calibrazione è stata eseguita disponendo i sensori su una superficie piana e rigida (il piano di un tavolo), allineandoli visivamente rispetto al bordo inferiore della tastiera di un computer. Questa configurazione ha permesso di garantire un orientamento coerente tra le IMU, facilitando il processo di calibrazione statica, come mostrato in figura.

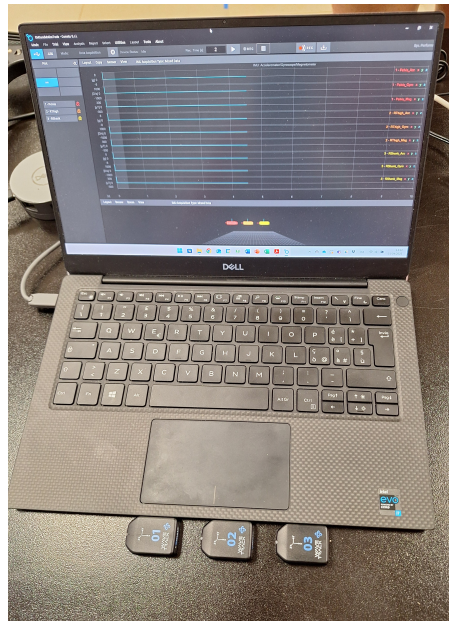


Figura 5.2. Orientamento delle IMU durante la fase di calibrazione statica delle stesse.

Una volta completata la calibrazione sia del sistema optoelettronico che di quello inerziale, è stato possibile procedere con l'acquisizione delle prove sperimentali.

5.1.2 Soggetto e prove

Soggetto

Le prove sono state condotte su un singolo soggetto, di altezza 1,80 m e massa 73 kg. Sul soggetto sono stati posizionati 16 marker passivi secondo il protocollo Plug-In Gait, descritto precedentemente, e tre sensori inerziali WaveTrack (Cometa Systems), posizionati rispettivamente su pelvi, coscia destra e gamba destra. Il posizionamento dei sensori, sia marker che IMU, è mostrato in figura.



Figura 5.3. Vista frontale (a), posteriore (b) e laterale (c) dei sensori posizionati sul soggetto.

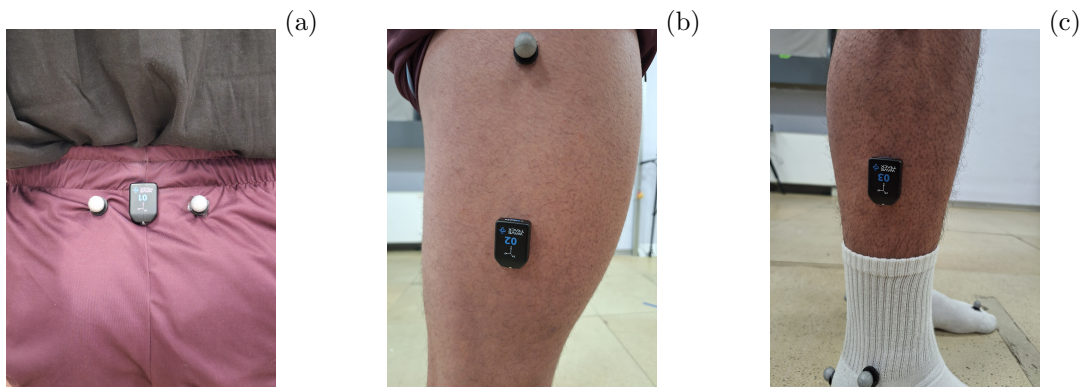


Figura 5.4. Posizionamento delle IMU sulla pelvi (a), sulla coscia (b) e sulla gamba (c) del soggetto.

Le misure antropometriche effettuate ed utili per la misura degli angoli articolari tramite stereofotogrammetria, sono raccolte nella tabella 5.1:

Parametro	Lato Sinistro	Lato Destro
Massa corporea (kg)	73	
Altezza (mm)	1800	
Distanza inter-ASIS (mm)	283,08	
Lunghezza gamba (mm)	920	930
Distanza ASIS-Trocantere (mm)	69,936	71,224
Larghezza ginocchio (mm)	100	94
Larghezza caviglia (mm)	100	94
Torsione tibiale (deg)	69	69
Differenza spessore suola (mm)	–	–

Tabella 5.1. Valori dei parametri antropometrici e segmentali inseriti nel software per il soggetto analizzato.

Prove di acquisizione

Prima dell'inizio di ciascun trial, al soggetto è stato richiesto di assumere una posizione eretta e stazionaria per circa un secondo. In questa fase, il soggetto doveva mantenere gli angoli articolari di anca e ginocchio in posizione neutra, corrispondente a un valore di zero gradi. Il protocollo sperimentale ha previsto l'esecuzione di due ripetizioni per ciascuna delle seguenti attività:

- Standing: il soggetto assume la posizione eretta stazionaria per circa 5 secondi.
- Camminata a velocità naturale: il soggetto, partendo da una linea di riferimento, ha percorso un tratto rettilineo di 6 metri camminando a una velocità di proprio agio, superando una seconda linea di riferimento posta alla fine del percorso.
- Camminata a velocità sostenuta: il soggetto ha ripetuto la medesima procedura sopra descritta, incrementando la velocità di cammino rispetto alla condizione naturale.
- Flesso-estensione dell'anca: con la mano sinistra appoggiata allo schienale di una sedia per il mantenimento dell'equilibrio, il soggetto ha eseguito cinque movimenti di flessione ed estensione della gamba destra consecutivi, cercando di raggiungere l'intero range articolare disponibile e limitando i movimenti accessori. Questa prova viene anche sfruttata per la calibrazione sensore-segmento dell'algoritmo di Nazarahari.
- Abduzione-adduzione dell'anca: mantenendo la stessa posizione di appoggio sulla sedia, il soggetto ha effettuato cinque movimenti di abduzione e adduzione della gamba destra a pieno range di movimento, minimizzando movimenti compensatori.
- Flessione-estensione del ginocchio: sempre sorretto dalla sedia, il soggetto ha eseguito per cinque volte consecutivamente movimenti di flessione ed estensione del ginocchio destro, cercando di percorrere l'intero range articolare disponibile e di ridurre al minimo i movimenti accessori.

5.2 Risultati

Post - processing

Durante le prove di camminata a velocità normale e sostenuta, sebbene il soggetto abbia completato interamente il percorso previsto, nella parte finale del tragitto alcuni marker passivi non sono stati più rilevati correttamente dal sistema di stereofotogrammetria, in quanto il soggetto ha parzialmente oltrepassato i confini del volume di acquisizione definito durante la calibrazione del laboratorio. Per evitare l'utilizzo di dati cinematici deteriorati o incompleti, è stato deciso di limitare l'analisi ai soli frame in cui la ricostruzione dei marker risultava corretta e continua. La qualità del tracciamento è stata valutata tramite il software Vicon Nexus, che segnala automaticamente i frame affetti da perdita, fusione o errore di identificazione dei marker, nonché quelli ricostruiti per interpolazione. Sono stati quindi mantenuti solo i dati articolari ottenuti da marker correttamente tracciati per l'intera durata del segmento analizzato.

I dati provenienti dalle IMU WaveTrack sono stati acquisiti correttamente lungo tutto il percorso. Tuttavia, per garantire un confronto diretto e coerente con i dati ottenuti tramite stereofotogrammetria, anche l'andamento degli angoli articolari ricostruito dal sistema inerziale è stato troncato, limitandolo alla stessa finestra temporale utilizzata per i dati ottenuti dal sistema optoelettronico.

L'algoritmo di Vargas assume, come condizione iniziale, che il soggetto mantenga una posizione statica per circa un secondo all'inizio di ogni acquisizione, durante la quale tutti gli angoli articolari in esame siano nulli, eventuali deviazioni da questa postura da parte del soggetto generano un disallineamento sistematico tra le stime ottenute e il riferimento fornito dalla stereofotogrammetria. In particolare, gli angoli stimati dall'algoritmo risulteranno sempre inizializzati a zero, mentre quelli ottenuti dalla stereofotogrammetria rifletteranno la reale configurazione articolare iniziale, determinando la presenza di un offset costante tra i due segnali. Per eliminare tale offset, dovuto esclusivamente all'atteggiamento posturale iniziale del soggetto e non al comportamento dinamico dell'algoritmo, è stata implementata una correzione sistematica. Tale correzione consiste nell'aggiungere agli angoli stimati dall'algoritmo il valore medio dell'angolo corrispondente calcolato tramite stereofotogrammetria durante il primo secondo di acquisizione in posizione statica.

Analogamente, anche per quanto riguarda OpenSim, l'algoritmo assume implicitamente che il soggetto inizi l'acquisizione in una postura compatibile con quella iniziale del modello muscolo-scheletrico utilizzato. Tale configurazione di partenza presenta angoli articolari prossimi allo zero, tipicamente dell'ordine di 0.1° . Per questo motivo, al fine di compensare eventuali discrepanze dovute a differenze posturali iniziali tra il soggetto reale e il modello, è stata applicata una correzione sistematica analoga a quella descritta per l'algoritmo di Vargas.

L'algoritmo di Nazarahari, invece, non impone alcuna assunzione sulla configurazione iniziale, e dovrebbe teoricamente fornire una stima corretta anche in condizioni di statica. Tuttavia, come

evidenziato dai risultati riportati in tabella 5.2, tale condizione non è stata pienamente soddisfatta: gli angoli articolari stimati durante la fase iniziale di quiete non risultano coerenti con quelli rilevati dalla stereofotogrammetria. Considerando che l'obiettivo principale dell'analisi non è ottenere una stima puntualmente accurata degli angoli articolari, ma piuttosto valutare la capacità degli algoritmi di riprodurre fedelmente l'andamento temporale osservato tramite stereofotogrammetria, l'offset iniziale è stato considerato trascurabile ai fini del confronto. Anche in questo caso, è stata comunque applicata una correzione dell'offset per garantire un confronto oggettivo e coerente tra i diversi metodi di stima.

Camminata a velocità normale								
	Prova uno				Prova due			
	STG	Vargas	Nazarahari	OpenSim	STG	Vargas	Nazarahari	OpenSim
Flessione anca	1.22°	0.00°	-6.05°	0.28°	0.56°	0.00°	-6.00°	0.25°
Abduzione anca	-4.04°	0.00°	-18.23°	-0.03°	-3.07°	0.00°	-18.21°	-0.01°
Intra-rotazione anca	14.22°	0.00°	16.77°	-0.02°	12.96°	0.00°	16.82°	-0.06°
Flessione ginocchio	-5.06°	0.00°	0.38°	0.40°	-4.84°	0.00°	0.40°	0.41°
Camminata a velocità sostenuta								
	Prova uno				Prova due			
	STG	Vargas	Nazarahari	OpenSim	STG	Vargas	Nazarahari	OpenSim
Flessione anca	1.42°	0.00°	-6.36°	0.26°	0.94°	0.00°	-5.97°	0.25°
Abduzione anca	-4.38°	0.00°	-18.31°	-0.10°	-4.53°	0.00°	-18.18°	-0.02°
Intra-rotazione anca	12.30°	0.00°	17.12°	-0.14°	14.37°	0.00°	16.73°	-0.03°
Flessione ginocchio	-5.43°	0.00°	0.44°	0.39°	-5.75°	0.00°	0.38°	0.39°
Prove omonime								
	Prova uno				Prova due			
	STG	Vargas	Nazarahari	OpenSim	STG	Vargas	Nazarahari	OpenSim
Flessione anca	3.27°	0.00°	-5.86°	0.26°	7.95°	-0.03°	-3.83°	0.21°
Abduzione anca	-5.23°	0.00°	-18.10°	-0.13°	-7.27°	0.00°	-18.42°	0.33°
Flessione ginocchio	-4.44°	0.00°	0.27°	0.41°	-5.14°	0.00°	0.38°	0.41°

Tabella 5.2. Media (in gradi) del valore dell'angolo articolare nella corrispondente prova, calcolata nel primo secondo di acquisizione.

Poiché l'andamento degli angoli articolari ricostruiti tramite i vari algoritmi risultava eccessivamente frastagliato a causa della presenza di componenti ad alta frequenza, è stato applicato un filtro passa basso di Butterworth di quarto ordine, con frequenza di taglio pari a 15 Hz, al fine di ottenere un segnale più smooth e biomeccanicamente plausibile.

Parametri calcolati

Per valutare la qualità delle stime ottenute, oltre all'analisi visiva dell'andamento temporale degli angoli articolari, sono stati calcolati diversi parametri statistici volti a quantificare la corrispondenza con i dati di riferimento ottenuti tramite stereofotogrammetria. L'analisi è stata condotta sia sugli angoli articolari stimati attraverso gli algoritmi di Vargas e Nazarahari, sia su quelli ottenuti mediante la pipeline di elaborazione del software OpenSim.

Il primo parametro considerato è l'errore quadratico medio, o *Root Mean Square Error* (RMSE). Il RMSE è una misura dell'errore globale tra due segnali e rappresenta la radice quadrata della media dei quadrati delle differenze punto a punto tra il segnale stimato e quello di riferimento. È un indice ampiamente utilizzato per quantificare la distanza tra due curve e viene espresso nella stessa unità fisica delle grandezze considerate (in questo caso, i gradi).

Dal punto di vista matematico, dato un segnale stimato y_i e un segnale di riferimento $\hat{y}_i$, ciascuno composto da N campioni, l'RMSE è definito come:

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad (5.1)$$

dove:

- y_i è il valore dell'angolo articolare calcolato dall'algoritmo custom al tempo i ,
- $\hat{y}_i$ è il valore dell'angolo articolare misurato tramite stereofotogrammetria nello stesso istante,
- N è il numero totale di campioni.

Valori più bassi di RMSE indicano una maggiore aderenza tra i due segnali, mentre valori più elevati indicano una discrepanza maggiore.

Per una valutazione normalizzata dell'errore, è stato calcolato anche l'errore quadratico medio percentuale (RMSE%), che permette di interpretare l'errore relativo all'escursione angolare osservata. Questo parametro è utile per confrontare l'entità dell'errore anche tra segnali che presentano ampiezze differenti.

Il calcolo è stato effettuato rapportando il valore di RMSE al range del segnale di riferimento (ovvero quello ottenuto tramite stereofotogrammetria), espresso come differenza tra il valore massimo e il valore minimo del segnale.

$$\text{RMSE\%} = \frac{\text{RMSE}}{\max(\hat{y}_i) - \min(\hat{y}_i)} \times 100 \quad (5.2)$$

dove:

- RMSE è l'errore quadratico medio calcolato tra il segnale stimato y_i e il riferimento $\hat{y}_i$,

- $\hat{y}_i$ è il segnale di riferimento (stereofotogrammetria),
- $\max(\hat{y}_i)$ e $\min(\hat{y}_i)$ rappresentano il massimo e il minimo del segnale di riferimento.

Il valore ottenuto è espresso in percentuale e consente di apprezzare l'errore in relazione all'ampiezza del movimento articolare analizzato.

Il coefficiente di correlazione di Pearson è stato calcolato per valutare il grado di relazione lineare tra il segnale stimato e quello di riferimento. Esso assume valori compresi tra -1 e 1 : valori prossimi a 1 indicano una forte correlazione positiva, valori prossimi a -1 indicano una forte correlazione negativa, mentre valori prossimi a 0 indicano assenza di correlazione lineare.

Dal punto di vista matematico, il coefficiente di correlazione di Pearson CC è definito come:

$$CC = \frac{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})(\hat{y}_i - \bar{\hat{y}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (\hat{y}_i - \bar{\hat{y}})^2}} \quad (5.3)$$

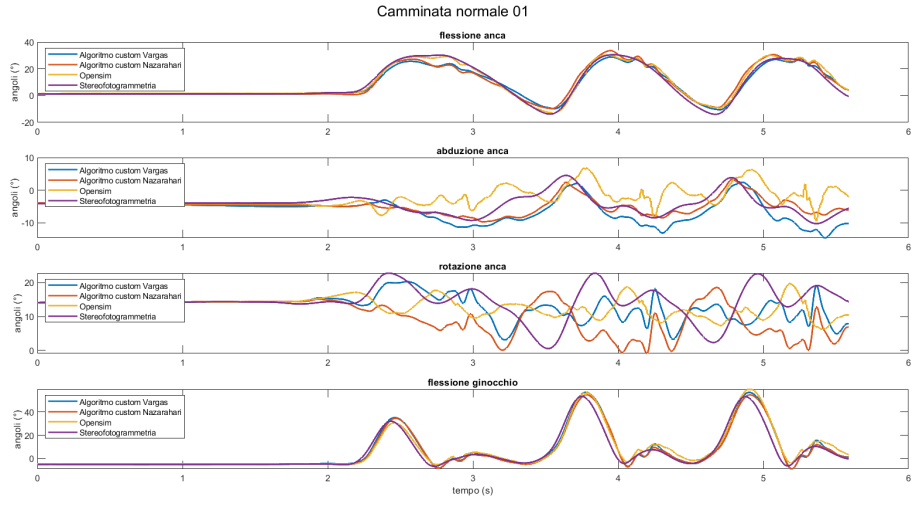
dove:

- y_i è il valore stimato dell'angolo articolare al tempo i ,
- $\hat{y}_i$ è il valore dell'angolo di riferimento (stereofotogrammetria) nello stesso istante,
- $\bar{y}$ e $\bar{\hat{y}}$ sono le medie dei rispettivi segnali,
- N è il numero totale di campioni.

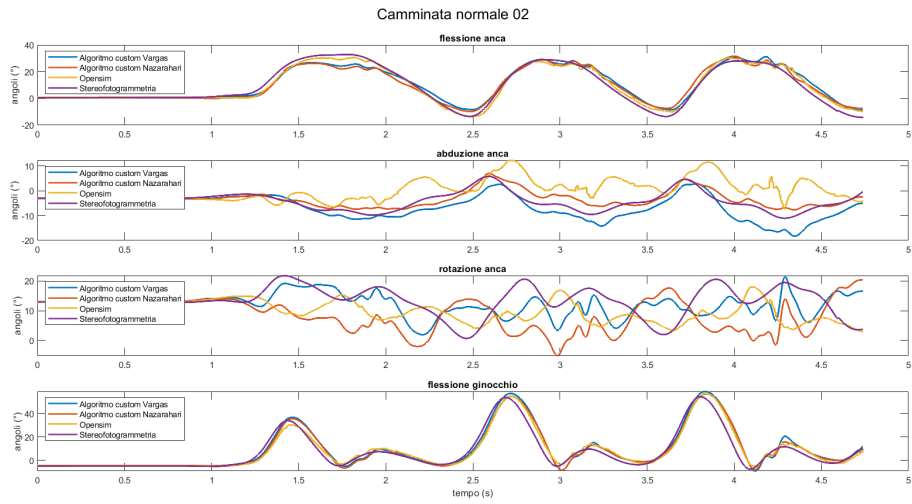
Un elevato valore di CC indica che le due serie di dati variano in modo simile nel tempo, anche se non necessariamente in termini di ampiezza assoluta.

Risultati ottenuti

Di seguito vengono riportati i grafici dell'andamento nel tempo degli angoli articolari nelle varie prove:

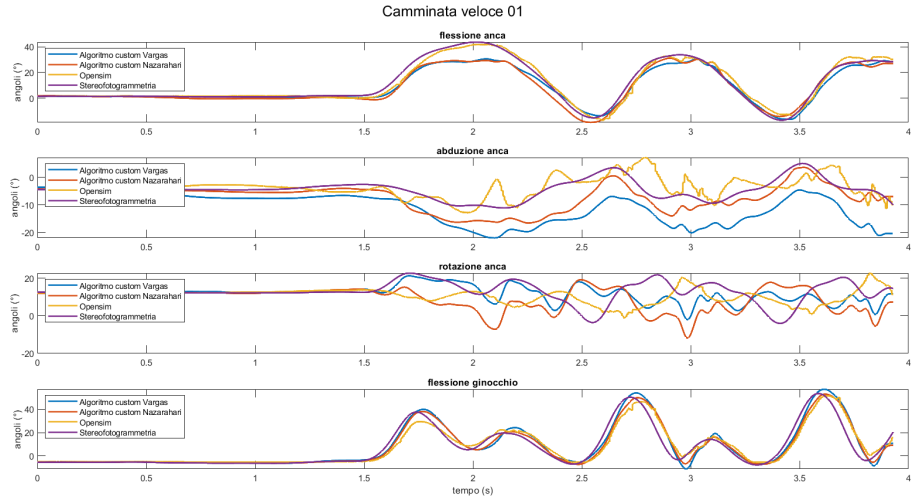


(a)

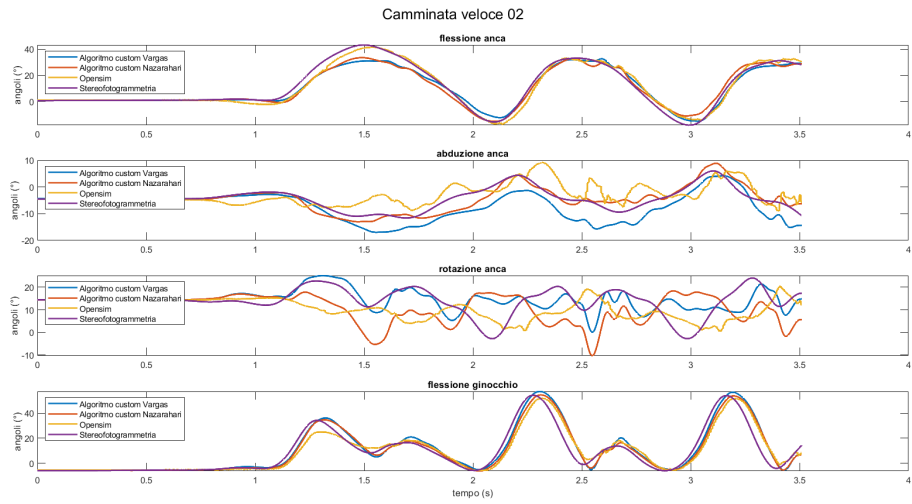


(b)

Figura 5.5. Andamento degli angoli articolari nella prima (a) e seconda (b) prova di camminata normale.

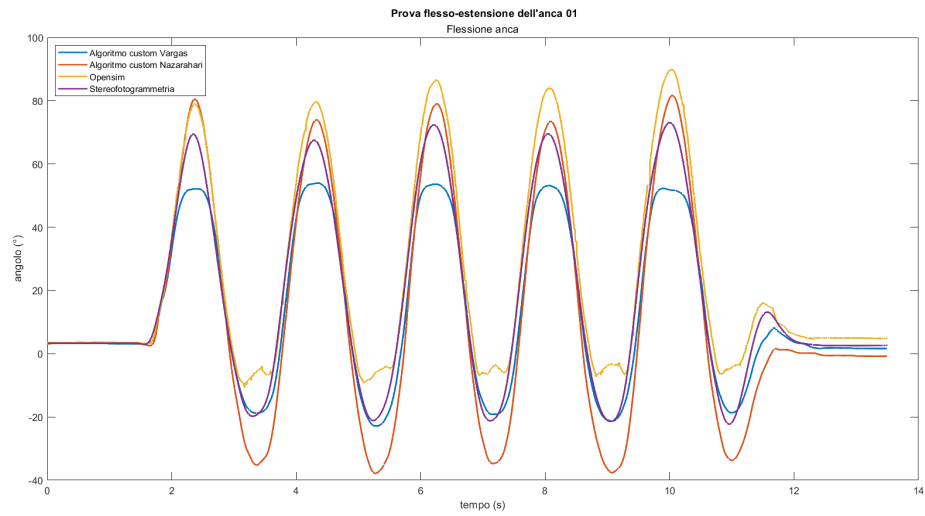


(a)

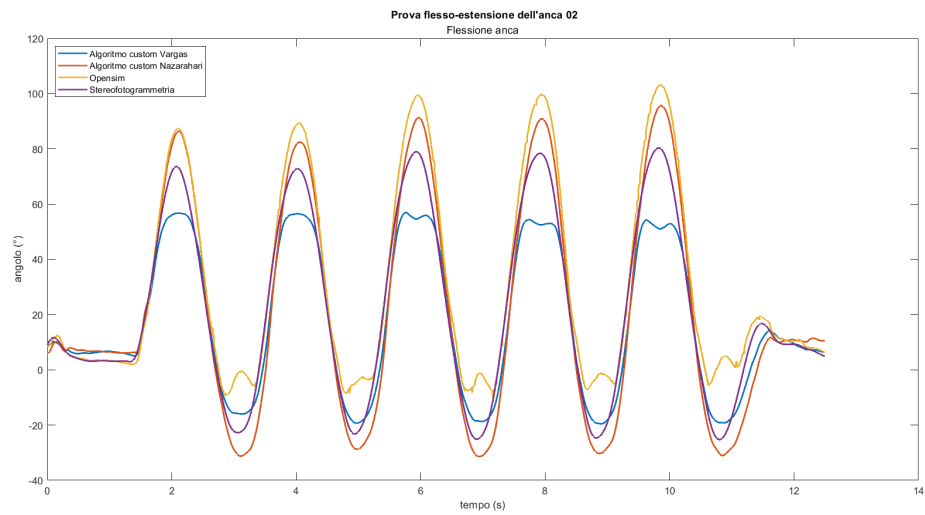


(b)

Figura 5.6. Andamento degli angoli articolari nella prima (a) e seconda (b) prova di camminata veloce.

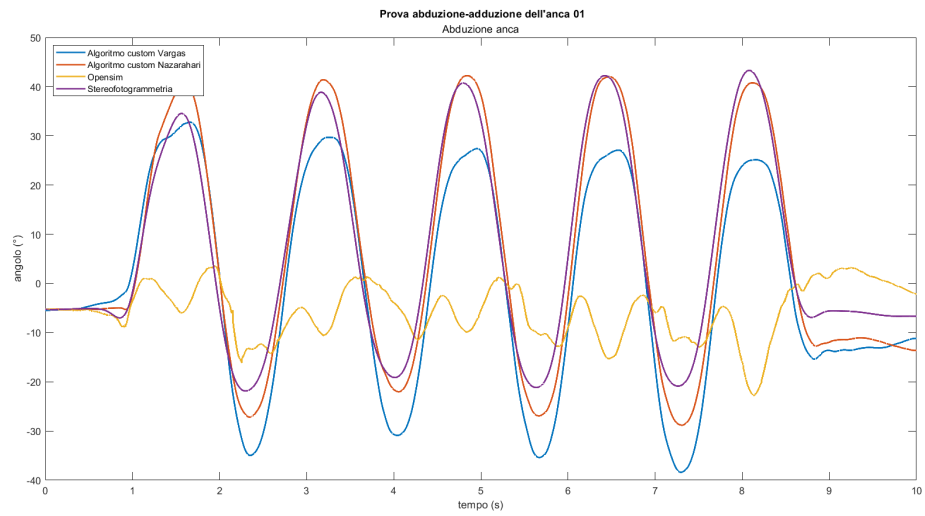


(a)

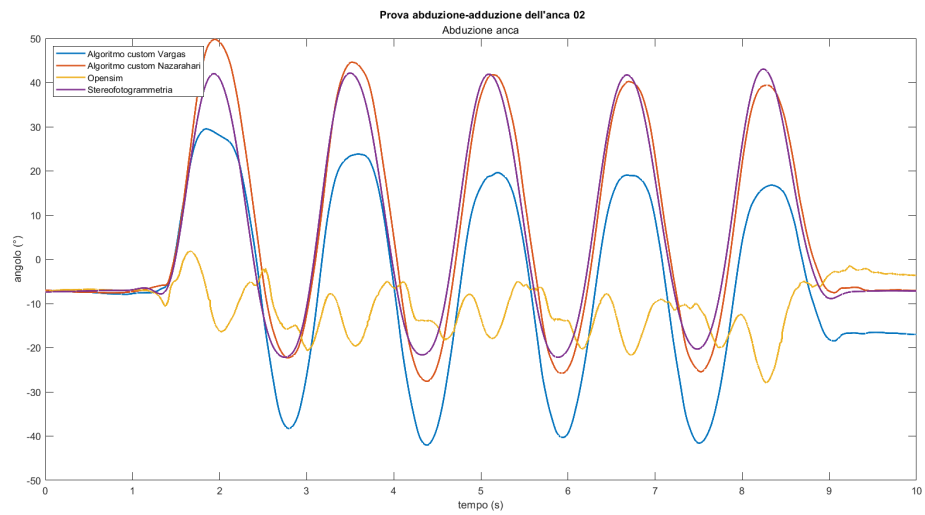


(b)

Figura 5.7. Andamento dell'angolo di flessione - estensione dell'anca nella prima (a) e seconda (b) prova omonima.

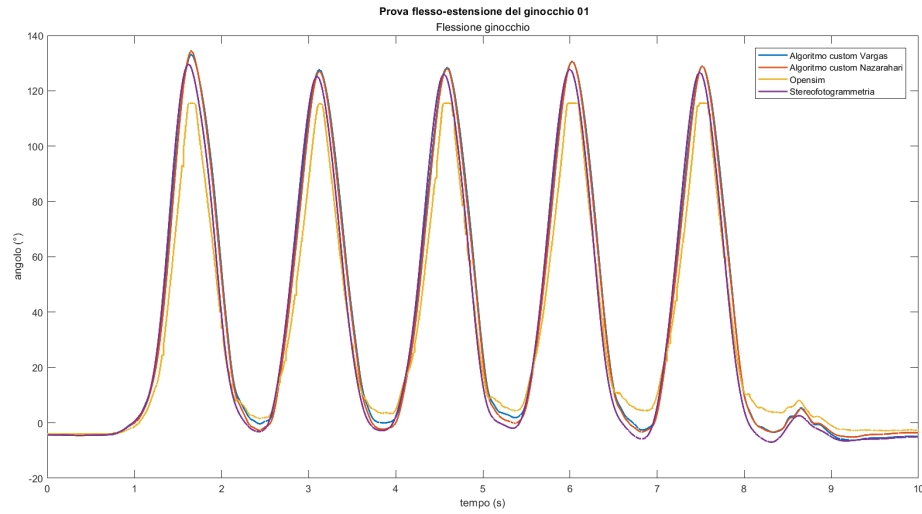


(a)

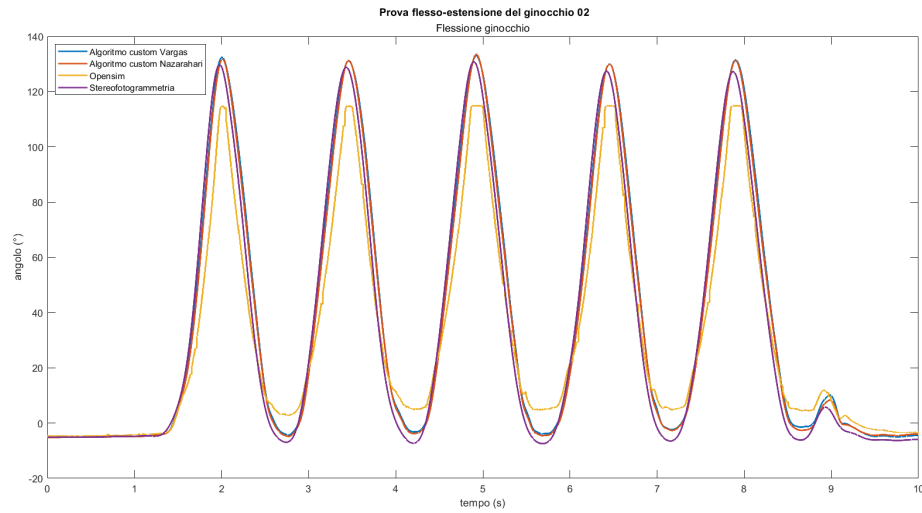


(b)

Figura 5.8. Andamento dell'angolo di abduzione - adduzione dell'anca nella prima (a) e seconda (b) prova omonima.



(a)



(b)

Figura 5.9. Andamento dell'angolo di flessione - estensione del ginocchio nella prima (a) e seconda (b) prova omonima.

Di seguito vengono riportati i risultati statistici ottenuti per ciascuna tipologia di prova sperimentale. I parametri calcolati (RMSE, RMSE% e Coefficiente di Correlazione di Pearson) sono inoltre riassunti nelle tabelle al termine del paragrafo.

- Camminata normale (prove 1 e 2): Per quanto riguarda la prima prova di camminata normale, che ha coinvolto i movimenti di flessione-estensione dell'anca, abduzione-adduzione, rotazione interna-esterna dell'anca e flessione del ginocchio, l'algoritmo di Vargas ha fornito risultati con valori di RMSE pari rispettivamente a 2.607° , 2.725° , 5.132° e 3.883° . Le percentuali di errore corrispondenti (RMSE%) sono state del 5.861%, 18.426%, 22.998% e

6.461%. I coefficienti di correlazione (CC) tra i segnali stimati e quelli di riferimento ottenuti da stereofotogrammetria sono risultati pari a 0.986, 0.819, 0.222 e 0.976. L'algoritmo di Nazarahari, nelle stesse condizioni, ha prodotto valori di RMSE pari a 2.933°, 1.898°, 8.883° e 4.038°, con RMSE% rispettivamente pari a 6.595%, 12.837%, 39.805% e 6.719%. I valori di CC associati sono stati 0.974, 0.791, -0.415 e 0.969. Infine, per la stessa prova, OpenSim ha mostrato RMSE di 2.043°, 3.803°, 5.311° e 4.138°, con percentuali RMSE pari a 4.594%, 25.719%, 23.799% e 6.884%, e coefficienti di correlazione pari a 0.988, 0.291, -0.001 e 0.973. Durante la seconda prova di camminata normale, Vargas ha restituito valori di RMSE pari a 3.870°, 3.360°, 5.486° e 4.766°, con RMSE% di 8.212%, 19.960%, 26.037% e 7.683%. I coefficienti di correlazione relativi sono stati pari a 0.969, 0.876, 0.186 e 0.969. L'algoritmo di Nazarahari ha invece ottenuto RMSE di 4.004°, 1.903°, 9.960° e 4.761°, con RMSE% rispettivamente di 8.496%, 11.304%, 47.270% e 7.675%. I valori di correlazione sono risultati pari a 0.965, 0.869, -0.475 e 0.961. OpenSim, infine, ha riportato valori di RMSE pari a 2.413°, 6.283°, 6.169° e 4.304°, con RMSE% di 5.119%, 37.329%, 29.280% e 6.939%, mentre i valori di CC risultano pari a 0.986, 0.271, 0.203 e 0.965.

- Camminata veloce (prove 1 e 2): Nel primo test di camminata veloce, che ha incluso l'analisi dei soliti quattro gradi di libertà, Vargas ha ottenuto valori di RMSE pari a 4.132°, 4.773°, 5.337° e 5.470°, con RMSE% rispettivamente di 6.777%, 29.599%, 19.932% e 8.908%. I coefficienti di correlazione calcolati sono stati 0.980, 0.820, 0.356 e 0.955. L'algoritmo di Nazarahari ha registrato RMSE di 5.079°, 3.974°, 10.385° e 5.334°, con percentuali RMSE pari a 8.330%, 24.642%, 38.779% e 8.686%. I valori di correlazione sono stati 0.975, 0.808, -0.421 e 0.950. OpenSim ha invece fornito RMSE di 2.873°, 3.266°, 6.845° e 6.010°, con RMSE% pari a 4.712%, 20.252%, 25.560% e 9.788%, e valori di CC rispettivamente pari a 0.984, 0.593, 0.018 e 0.933.

Per la seconda prova di camminata veloce, l'algoritmo di Vargas ha mostrato RMSE pari a 4.195°, 4.033°, 5.535° e 5.490°, con percentuali di errore pari a 6.855%, 22.897%, 20.643% e 9.097%. I coefficienti di correlazione associati sono risultati pari a 0.981, 0.855, 0.409 e 0.957. Nazarahari ha restituito RMSE pari a 4.270°, 1.988°, 9.855° e 5.519°, con RMSE% pari a 6.978%, 11.288%, 36.751% e 9.146%, e CC di 0.977, 0.901, -0.268 e 0.950. Infine, OpenSim ha fornito RMSE di 3.124°, 3.801°, 7.331° e 6.085°, con percentuali di errore pari a 5.104%, 21.578%, 27.340% e 10.084%, e CC pari a 0.983, 0.574, 0.164 e 0.934.

- Flesso-estensione anca (prove 1 e 2): In riferimento alla prima delle due prove focalizzate esclusivamente sul movimento di flesso-estensione dell'anca, Vargas ha prodotto un RMSE pari a 7.219°, con RMSE% di 7.572% e un CC di 0.987. Nazarahari ha ottenuto un RMSE pari a 10.057°, un RMSE% di 10.549% e un CC pari a 0.982. OpenSim, per la stessa prova, ha mostrato un RMSE pari a 8.669°, con RMSE% di 9.093% e un coefficiente di correlazione pari a 0.985.

Durante la seconda prova, i valori ottenuti da Vargas sono stati RMSE = 9.820°, RMSE% = 9.676%, CC = 0.982; quelli di Nazarahari sono risultati pari a RMSE = 9.099°, RMSE% = 8.618%, CC = 0.975. OpenSim ha registrato RMSE = 12.296°, RMSE% = 11.646% e CC = 0.975.

- Abduzione-adduzione anca (prove 1 e 2): Nella prima prova, l'algoritmo di Vargas ha ottenuto $RMSE = 10.804^\circ$, con $RMSE\% = 16.577\%$ e $CC = 0.942$. Nazarahari ha fornito valori di $RMSE$ pari a 4.832° , $RMSE\% = 7.414\%$ e $CC = 0.983$. OpenSim ha invece restituito $RMSE = 25.242^\circ$, $RMSE\% = 38.731\%$ e un coefficiente di correlazione negativo pari a -0.183 .

Nella seconda prova, i risultati di Vargas sono stati $RMSE = 14.013^\circ$, $RMSE\% = 21.487\%$ e $CC = 0.924$, mentre Nazarahari ha mostrato $RMSE = 4.546^\circ$, $RMSE\% = 6.972\%$ e $CC = 0.981$. OpenSim ha presentato $RMSE$ pari a 28.798° , con $RMSE\% = 44.159\%$ e $CC = -0.331$.

- Flesso-estensione ginocchio (prove 1 e 2): Nella prima prova, l'algoritmo di Vargas ha raggiunto un $RMSE$ di 6.557° , con $RMSE\%$ pari a 4.803% e un coefficiente di correlazione di 0.992 . Nazarahari ha fornito risultati molto simili, con $RMSE = 6.077^\circ$, $RMSE\% = 4.451\%$ e $CC = 0.992$. OpenSim ha mostrato $RMSE = 10.332^\circ$, $RMSE\% = 7.561\%$ e $CC = 0.987$. Durante la seconda prova, Vargas ha restituito $RMSE = 6.579^\circ$, $RMSE\% = 4.759\%$ e $CC = 0.992$; Nazarahari $RMSE = 6.143^\circ$, $RMSE\% = 4.443\%$, $CC = 0.992$. Infine, OpenSim ha prodotto $RMSE = 12.087^\circ$, $RMSE\% = 8.742\%$ e un coefficiente di correlazione pari a 0.984 .

Camminata normale 1									
	Vargas			Nazarahari			OpenSim		
	RMSE($^\circ$)	RMSE%	CC	RMSE($^\circ$)	RMSE%	CC	RMSE($^\circ$)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	2.607	5.861	0.986	2.933	6.595	0.974	2.043	4.594	0.988
Abd/adduzione anca	2.725	18.426	0.819	1.898	12.837	0.791	3.803	25.719	0.291
Intra/extra rotazione anca	5.132	22.998	0.222	8.883	39.805	-0.415	5.311	23.799	-0.001
Flesso-estensione ginocchio	3.883	6.461	0.976	4.038	6.719	0.969	4.138	6.884	0.973

Tabella 5.3. Risultati della prova di camminata normale 1 per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra gli algoritmi custom e la pipeline OpenSim rispetto alla stereofotogrammetria.

Camminata normale 2									
	Vargas			Nazarahari			OpenSim		
	RMSE($^\circ$)	RMSE%	CC	RMSE($^\circ$)	RMSE%	CC	RMSE($^\circ$)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	3.870	8.212	0.969	4.004	8.496	0.965	2.413	5.119	0.986
Abd/adduzione anca	3.360	19.960	0.876	1.903	11.304	0.869	6.283	37.329	0.271
Intra/extra rotazione anca	5.486	26.037	0.186	9.960	47.270	-0.475	6.169	29.280	0.203
Flesso-estensione ginocchio	4.766	7.683	0.969	4.761	7.675	0.961	4.304	6.939	0.965

Tabella 5.4. Risultati della prova di camminata normale 2 per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra gli algoritmi custom e la pipeline OpenSim rispetto alla stereofotogrammetria.

Camminata veloce 1									
	Vargas			Nazarahari			OpenSim		
	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	4.132	6.777	0.980	5.079	8.330	0.975	2.873	4.712	0.984
Abd/adduzione anca	4.773	29.599	0.820	3.974	24.642	0.808	3.266	20.252	0.593
Intra/extra rotazione anca	5.337	19.932	0.356	10.385	38.779	-0.421	6.845	25.560	0.018
Flesso-estensione ginocchio	5.470	8.908	0.955	5.334	8.686	0.950	6.010	9.788	0.933

Tabella 5.5. Risultati della prova di camminata veloce 1 per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra gli algoritmi custom e la pipeline OpenSim rispetto alla stereofotogrammetria.

Camminata veloce 2									
	Vargas			Nazarahari			OpenSim		
	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	4.195	6.855	0.981	4.270	6.978	0.977	3.124	5.104	0.983
Abd/adduzione anca	4.033	22.897	0.855	1.988	11.288	0.901	3.801	21.578	0.574
Intra/extra rotazione anca	5.535	20.643	0.409	9.855	36.751	-0.268	7.331	27.340	0.164
Flesso-estensione ginocchio	5.490	9.097	0.957	5.519	9.146	0.950	6.085	10.084	0.934

Tabella 5.6. Risultati della prova di camminata veloce 2 per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra gli algoritmi custom e la pipeline OpenSim rispetto alla stereofotogrammetria.

Prove omonime									
	Vargas			Nazarahari			OpenSim		
	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca 1	7.219	7.572	0.987	10.057	10.549	0.982	8.669	9.093	0.985
Flesso-estensione anca 2	9.820	9.676	0.982	9.099	8.618	0.975	12.296	11.646	0.975
Abd/adduzione anca 1	10.804	16.577	0.942	4.832	7.414	0.983	25.242	38.731	-0.183
Abd/adduzione anca 2	14.013	21.487	0.924	4.546	6.972	0.981	28.798	44.159	-0.331
Flesso-estensione ginocchio 1	6.557	4.803	0.992	6.077	4.451	0.992	10.332	7.561	0.987
Flesso-estensione ginocchio 2	6.579	4.759	0.992	6.143	4.443	0.992	12.087	8.742	0.984

Tabella 5.7. Risultati delle prove mirate su singoli gradi di libertà articolare: confronto tra gli algoritmi custom e la pipeline OpenSim rispetto alla stereofotogrammetria.

5.3 Discussione

La flesso-estensione dell'anca è risultata accuratamente stimata da tutti gli algoritmi considerati, sia nelle prove di camminata che nelle prove riguardanti questo singolo grado di libertà. In ogni condizione, i risultati hanno evidenziato un'elevata correlazione tra i segnali stimati e quelli ottenuti tramite stereofotogrammetria, accompagnata da errori percentuali contenuti, il che suggerisce una buona affidabilità generale degli approcci implementati. Analizzando nel dettaglio i

segnali nelle figure delle prove a un singolo grado di libertà (Fig 5.7), si osserva che durante la fase di flessione dell'anca, l'algoritmo di Vargas tende a sottostimare l'ampiezza dell'angolo rispetto al riferimento stereofotogrammetrico, mentre OpenSim e l'algoritmo di Nazarahari mostrano una leggera sovrastima. Al contrario, durante la fase di estensione, Vargas segue fedelmente l'andamento di riferimento, OpenSim tende a sottostimarne e l'algoritmo di Nazarahari tende nuovamente a sovrastimarne. In prima battuta, si potrebbe dire che l'algoritmo che si comporta meglio nella ricostruzione di questo angolo è OpenSim, ma, essendo le differenze nei risultati restituiti estremamente contenute, non è molto utile fare un confronto tra gli algoritmi, in quanto riescono a comportarsi tutti egregiamente.

Per quanto riguarda l'abduzione-adduzione dell'anca, i risultati ottenuti con OpenSim sono stati piuttosto variabili. Se da un lato nelle prove di camminata veloce le prestazioni sono risultate moderate, nelle altre condizioni — in particolare nelle prove a un singolo grado di libertà — il metodo ha mostrato una scarsa capacità di seguire il segnale stereofotogrammetrico, con correlazioni talvolta addirittura negative. Questo comportamento indica una limitata affidabilità di OpenSim nel calcolo di questo angolo. Vargas e Nazarahari, al contrario, hanno evidenziato una maggiore coerenza nella ricostruzione dell'andamento, sia durante la camminata che nelle prove mirate. In particolare, l'algoritmo di Nazarahari ha mostrato prestazioni superiori, con una maggiore accuratezza nel seguire la forma del segnale e un errore complessivo più contenuto. Nonostante gli RMSE in gradi, di entrambi gli algoritmi, registrati durante le prove di camminata, risultino bassi ($2.7^\circ < \text{RMSE} < 4.7^\circ$ per Vargas e $1.9^\circ < \text{RMSE} < 4^\circ$ per Nazarahari), gli RMSE% risultano molto più alti, arrivando a 29.6% e 24.64% per Vargas e Nazarahari, rispettivamente, in quanto il ROM dell'angolo durante il cammino è molto basso. Osservando i grafici delle prove mirate (Fig 5.8), emerge che l'algoritmo di Vargas tende a sottostimare l'abduzione e a sovrastimare l'adduzione, dando luogo a una sorta di traslazione del segnale verso il basso. Nazarahari, invece, offre una ricostruzione visivamente più fedele, con una lieve sovrastima in adduzione ma un'elevata precisione nel rilevare l'abduzione.

La stima della rotazione interna-esterna dell'anca si è rivelata la più critica tra i gradi di libertà analizzati. Nessuno degli algoritmi valutati è riuscito a restituire un segnale accuratamente sovrapponibile a quello di riferimento. I risultati ottenuti da OpenSim e dall'algoritmo di Nazarahari sono stati particolarmente insoddisfacenti: il primo ha mostrato correlazioni prossime allo zero, mentre il secondo ha evidenziato valori sistematicamente negativi. L'algoritmo di Vargas ha mostrato le migliori prestazioni relative, con una bassa-moderata correlazione e un errore sempre minore rispetto agli altri algoritmi. Ciononostante, i risultati non sono sufficienti per poter definire l'algoritmo come affidabile nella ricostruzione dell'andamento dell'angolo di rotazione dell'anca.

La flessione-estensione del ginocchio ha mostrato un comportamento molto simile a quello osservato per l'anca, con risultati soddisfacenti per tutti gli algoritmi analizzati. Le prove di camminata hanno evidenziato valori di correlazione elevati e un errore percentuale contenuto, seppure leggermente superiore per OpenSim rispetto a Vargas e Nazarahari. Quest'ultimo aspetto è emerso in modo più chiaro nelle prove mirate, in cui i due algoritmi personalizzati hanno mostrato

prestazioni eccellenti, con correlazioni quasi perfette e bassissimi errori relativi. OpenSim, pur comportandosi in maniera valida, ha evidenziato una leggera sottostima sia nella fase di flessione che in quella di estensione del ginocchio, come mostrato nei tracciati (Fig ??). Al contrario, Vargas e Nazarahari hanno riprodotto fedelmente il profilo dell'angolo, con una modesta sovrastima della flessione e una leggera sottostima dell'estensione.

5.4 Conclusioni

Nel presente progetto sono stati analizzati quattro angoli articolari relativi all'arto inferiore: flessione-estensione dell'anca, abduzione-adduzione dell'anca, rotazione interna-esterna dell'anca e flessione-estensione del ginocchio. L'obiettivo è stato duplice: da un lato, validare gli algoritmi sviluppati confrontando gli angoli articolari ottenuti con quelli derivati dalla stereofotogrammetria, assunta come metodo di riferimento; dall'altro, confrontare le prestazioni di tali algoritmi tra loro e rispetto a quelle fornite dalla pipeline di OpenSim, software ampiamente adottato nel contesto della biomeccanica.

La selezione dell'algoritmo ottimale per la ricostruzione degli angoli articolari è stata guidata da criteri quali l'accuratezza dei risultati e la semplicità del processo di acquisizione. Le valutazioni sono state effettuate sia durante il cammino (a velocità normale e sostenuta), sia attraverso prove specifiche volte ad attivare selettivamente ciascun grado di libertà, su tutto il range di movimento (full ROM).

I risultati sperimentali hanno evidenziato variazioni significative sia in relazione al piano di movimento analizzato, sia in funzione della tipologia di prova eseguita. In particolare, per l'abduzione-adduzione dell'anca, gli algoritmi proposti da Vargas e Nazarahari hanno mostrato una maggiore accuratezza nelle prove specifiche a range articolare completo rispetto alle prove di camminata. Al contrario, la pipeline di OpenSim ha registrato prestazioni inferiori nelle medesime prove mirate rispetto alla deambulazione. Per quanto concerne i movimenti di flessione-estensione dell'anca e del ginocchio, le prestazioni ottenute sono risultate sostanzialmente equivalenti tra le diverse condizioni sperimentali, indipendentemente dall'algoritmo utilizzato.

Gli angoli di flessione-estensione di anca e ginocchio, che si sviluppano nel piano sagittale e costituiscono il principale contributo alla deambulazione, sono stati stimati con elevata accuratezza. Tutti e tre gli algoritmi analizzati hanno mostrato ottima coerenza rispetto alla stereofotogrammetria di riferimento. Nello specifico, la pipeline di OpenSim ha fornito prestazioni lievemente superiori nella stima della flessione-estensione dell'anca, mentre gli algoritmi di Vargas e Nazarahari hanno evidenziato una maggiore precisione nella stima dell'articolazione del ginocchio. Tuttavia, le differenze osservate tra gli algoritmi risultano trascurabili, confermando un'elevata affidabilità complessiva nella ricostruzione del movimento sagittale da parte di tutte le soluzioni considerate.

Risultati positivi sono stati ottenuti anche nella stima dell'abduzione-adduzione dell'anca, movimento sviluppato sul piano frontale. In entrambe le condizioni sperimentali (camminata e prove monoarticolari), gli algoritmi personalizzati hanno mostrato prestazioni nettamente superiori rispetto alla pipeline di OpenSim, la quale si è rivelata inadeguata nella ricostruzione accurata del movimento frontale. Tra gli algoritmi custom, quello proposto da Nazarahari ha evidenziato le migliori prestazioni, caratterizzate da elevata coerenza con il segnale di riferimento e bassi livelli di errore. Anche l'algoritmo di Vargas ha fornito risultati soddisfacenti, sebbene con un errore maggiore rispetto a quello di Nazarahari.

La stima dell'intra-extra rotazione dell'anca (piano trasverso) ha invece evidenziato limiti significativi. Nessuno dei tre metodi analizzati è riuscito a ricostruire in modo affidabile questo grado di libertà, con una generale incoerenza rispetto al riferimento.

Va sottolineato che il processo di validazione è stato condotto su un singolo soggetto. Di conseguenza, i parametri statistici ottenuti non possono essere considerati generalizzabili a una popolazione più ampia. Studi futuri potrebbero estendere tale validazione a un numero maggiore di soggetti, con caratteristiche morfologiche e motorie differenti, al fine di valutare l'affidabilità degli algoritmi su scala interindividuale e approfondire le eventuali variazioni nei pattern articolari tra diversi individui.

Per riassumere, gli algoritmi custom sviluppati possono essere considerati un metodo valido e affidabile per l'analisi del movimento articolare di anca e ginocchio, in particolare per quanto riguarda la flessione-estensione e l'abduzione-adduzione (della sola anca). Rimangono tuttavia delle limitazioni significative nella stima della rotazione assiale dell'anca, che dovranno essere oggetto di approfondimento in sviluppi futuri del sistema.

In conclusione, l'algoritmo di Nazarahari ha mostrato prestazioni pari o superiori rispetto a quello di Vargas in tutti gli angoli articolari analizzati. Nonostante questa maggiore accuratezza complessiva, il miglioramento delle performance non è risultato sufficientemente significativo da giustificare le complessità operative aggiuntive richieste dal suo utilizzo. In particolare, l'algoritmo di Nazarahari prevede una fase preliminare di calibrazione composta da un'acquisizione in fase stazionaria eretta e una ripetendo movimenti di flessione-estensione dell'anca. Ciò limita l'applicabilità dell'algoritmo in contesti clinici o in soggetti con limitate capacità motorie. Al contrario, l'algoritmo di Vargas, pur presentando prestazioni leggermente inferiori, si distingue per maggiore semplicità d'uso, non richiedendo alcuna sessione preliminare e risultando quindi più adatto a contesti applicativi reali e a popolazioni fragili.

Alla luce di tali considerazioni, risulta preferibile adottare una soluzione metodologicamente più accessibile, anche a fronte di un lieve compromesso in termini di accuratezza.

Capitolo 6

Test di validazione delle IMU Brain - Tech vs Stereofotogrammetria

6.1 Procedura di test

6.1.1 Strumentazione

Stereofotogrammetria

Le acquisizioni stereofotogrammetriche sono state svolte presso il laboratorio del Politecnico di Torino, con la medesima strumentazione descritta nel Capitolo 5. Il sistema è composto da 12 telecamere a infrarossi, che rilevano la posizione dei marker passivi e utilizzano il software Vicon Nexus con frequenza di campionamento pari a 100 Hz. L'unità di interfaccia esterna garantisce la sincronizzazione tra le telecamere e i dispositivi esterni, gestendo i segnali di acquisizione in modo centralizzato.

IMU Cometa

I sensori WaveTrack prodotti da COMETA sono stati utilizzati con la stessa configurazione adottata in precedenza, ovvero l'acquisizione simultanea di quaternioni a 6 DOF e dati grezzi a una frequenza di 140 Hz, successivamente ricampionati a 2000 Hz tramite il software COMETA. I sensori comunicano via wireless con il ricevitore WavePlus, che gestisce l'elaborazione e la sincronizzazione dei dati provenienti dalle diverse IMU. Come nel test di validazione precedente, il ricevitore WavePlus è stato collegato fisicamente all'unità di interfaccia esterna del sistema Vicon in modo da garantire sincronizzazione tra i dati provenienti dalla stereofotogrammetria e delle unità inerziali.

IMU Brain - Tech

I sensori custom, sviluppati in collaborazione con l'azienda Brain-Technologies, hanno registrato segnali a 9 DOF, fornendo orientamenti in forma quaternionica e dati grezzi a una frequenza di 140.6 Hz. Tali segnali sono stati successivamente ricampionati a 2000 Hz offline (in Matlab), per mantenere coerenza con i dati provenienti dai sensori Cometa. Per i sensori custom non è stato possibile sincronizzare l'acquisizione con i dati provenienti dagli altri sistemi di acquisizione. Per questo motivo, è stata condotta una sincronizzazione in post-processing.

Algoritmi utilizzati

Per questa sessione di prove è stato utilizzato l'algoritmo di Vargas 3.1.2 come algoritmo di calibrazione sensore-segmento, le convenzioni di Grood e Suntay 3.2 per il calcolo degli angoli articolari e l'algoritmo di Madgwick 3.3 come algoritmo di sensor fusion.

Come già detto nel capitolo 5, l'algoritmo di sensor fusion di Madgwick fornisce in uscita quaternioni che, nell'istante iniziale, assumono sempre il valore $[1,0,0,0]$. Di conseguenza, l'orientamento iniziale restituito da Madgwick non riflette l'effettiva orientazione spaziale dei sensori. Per curare questo aspetto, è stata adottata la procedura di riallineamento al sistema di riferimento Cometa, descritta in dettaglio nella sezione 5.1.1.

Inizializzazione della strumentazione prima delle prove

La calibrazione del sistema stereofotogrammetrico e dei sensori Cometa è stata effettuata secondo le procedure già descritte nel Capitolo 5.

Per quanto riguarda i sensori inerziali custom, questi vengono alimentati collegandoli tramite porta micro-USB a batterie portatili. A questo punto i dispositivi sono pronti ad acquisire. Successivamente, si verifica che microcontrollori e calcolatore siano connessi alla stessa rete Wi-Fi, le cui credenziali sono inserite nel firmware. Una volta garantita la connessione, si avvia il broker MQTT, il software Mosquitto, eseguendo da terminale il comando `mosquitto -c mosquitto.conf`. A questo punto, per iniziare l'acquisizione, si pubblica sul topic `sync` il messaggio `start`, che attiva la sincronizzazione e l'invio dei dati da parte dei sensori. I microcontrollori iniziano a pubblicare messaggi JSON contenenti i dati grezzi sul topic `imu/`, e le eventuali statistiche su `stats/`. Sul calcolatore, per ricevere i dati, ci si sottoscrive ai topic di interesse. I dati possono essere visualizzati da linea di comando tramite il comando `mosquitto_sub -t "imu/"`. Al termine della raccolta, si pubblica il messaggio `stop` sul topic `sync`, interrompendo l'acquisizione. I dati visualizzati a terminale vengono infine salvati in un file di testo per le successive elaborazioni.

6.1.2 Soggetto e prove

Il soggetto selezionato per le prove è lo stesso descritto nel Capitolo 5, con le stesse misure antropometriche presenti in Tabella 5.1. Su di esso sono stati posizionati 16 marker passivi, secondo il protocollo Plug-In Gait Lower Body, tre IMU Brain - Tech e tre IMU Cometa su pelvi,

coscia e gamba. Il posizionamento dei sensori, sia marker che IMU, è mostrato nelle seguenti figure:



Figura 6.1. Vista frontale (a), posteriore (b) e laterale (c) dei sensori posizionati sul soggetto.

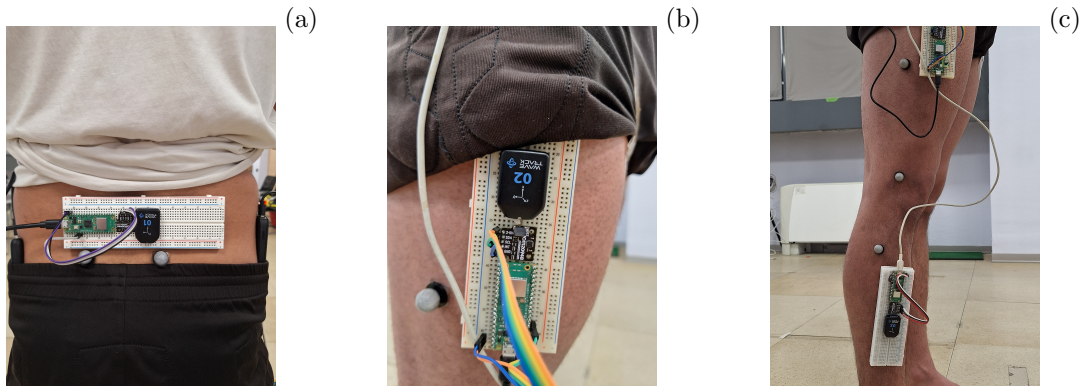


Figura 6.2. Posizionamento delle IMU sulla pelvi (a), sulla coscia (b) e sulla gamba (c) del soggetto.

A causa dell'ingombro maggiore del complesso delle IMU Brain - Tech rispetto alle singole IMU Cometa, è stato necessario adottare soluzioni alternative per il posizionamento. Per garantire la comparabilità dei dati, le IMU Cometa sono state fissate sulle breadboard delle IMU custom, orientate in modo tale da avere un asse parallelo all'asse longitudinale della breadboard: in particolare, l'asse y per la pelvi e l'asse x per coscia e gamba.

La breadboard della pelvi è stata posizionata più in alto rispetto all'asse formato dalla retta che congiunge i marker RPSI e LPSI, con l'IMU Brain - Tech collocata più centralmente rispetto alla IMU Cometa. La breadboard della coscia è stata montata anteriormente rispetto alla linea che unisce i marker RTHI e RKNE, e leggermente più in alto rispetto a RTHI. Poiché la superficie anteriore della coscia non è completamente piana, la breadboard è stata inclinata leggermente per garantire un buon contatto con la pelle. La stessa soluzione è stata adottata per la gamba: anche in questo caso, la board è stata posizionata anteriormente rispetto all'asse RTIB-RANK, con una leggera inclinazione per garantire la stabilità del posizionamento.

Prove di acquisizione

Nel presente test di validazione sono state svolte esclusivamente le seguenti attività:

- Camminata a velocità naturale: il soggetto, partendo da una linea di riferimento, ha percorso un tratto rettilineo di 6 metri camminando a una velocità di proprio agio, superando una seconda linea di riferimento posta alla fine del percorso.
- Camminata a velocità sostenuta: Il soggetto ha ripetuto la medesima procedura sopra descritta, incrementando la velocità di cammino rispetto alla condizione naturale.
- Flesso-estensione dell'anca: con la mano sinistra appoggiata allo schienale di una sedia per mantenere l'equilibrio, il soggetto ha eseguito dieci movimenti consecutivi di flessione e poi estensione della gamba destra, cercando di raggiungere il massimo ROM articolare e minimizzando i movimenti accessori.
- Abduzione-adduzione dell'anca: mantenendo la stessa posizione di appoggio sulla sedia, il soggetto ha effettuato dieci movimenti consecutivi di abduzione e adduzione della gamba destra a pieno ROM, minimizzando movimenti accessori.
- Flessione-estensione del ginocchio: sempre sorretto dalla sedia, il soggetto ha eseguito consecutivamente per dieci volte movimenti di flessione ed estensione del ginocchio destro, cercando di percorrere l'intero range articolare disponibile e di ridurre al minimo i movimenti accessori.

Anche in questo caso, prima dell'inizio di ciascun trial, al soggetto è stato richiesto di mantenere una posizione eretta e stazionaria per circa un secondo, con anca e ginocchio in posizione neutra. Le prove destinate allo studio dei singoli angoli articolari, ovvero le prove di flesso-estensione dell'anca, abduzione-adduzione dell'anca e flesso-estensione del ginocchio, sono state ripetute una singola volta ognuna, a differenza della prima sessione sperimentale in cui sono state eseguite due volte. Tuttavia, in questa sessione, è stato richiesto ai soggetti di eseguire un maggior numero di movimenti per ogni prova (10 ripetizioni, contro le 5 della sessione precedente). Le prove di camminata, invece, sono state ripetute due volte ognuna, come previsto anche nella prima sessione sperimentale.

6.2 Risultati

Post - processing

I segnali provenienti dalla stereofotogrammetria (a 100 Hz) e dal sistema di acquisizione inerziale custom (a 140.6 Hz) sono stati entrambi ricampionati a 2000 Hz, per mantenere coerenza con i segnali in uscita dal software Cometa.

Come già detto precedentemente, la sincronizzazione dei segnali provenienti dai sistemi di acquisizione Cometa e Vicon è avvenuta esternamente tramite segnale di trigger. Tuttavia, non è stato possibile sincronizzare in tempo reale i segnali acquisiti dal sistema basato su sensori inerziali

custom con gli altri sistemi, rendendo necessaria una sincronizzazione in post-processing. Questa è stata effettuata calcolando la norma del vettore accelerazione registrato dai sensori posti sulla pelvi, sia per i sensori Cometa che per quelli custom. È stata quindi definita una soglia pari al valore medio della norma dell'accelerazione dell'IMU Cometa sulla pelvi, nel primo secondo (quindi circa 1g), moltiplicato per un coefficiente empirico (ad esempio 1.2). Il ritardo è stato stimato come la differenza temporale tra il raggiungimento della soglia da parte dei due segnali. La sincronizzazione è stata infine ottenuta tagliando la porzione iniziale del segnale in ritardo, di durata pari al ritardo stesso.

Come già illustrato nel Capitolo 5, durante le prove di camminata il soggetto ha talvolta oltrepassato i limiti del volume di acquisizione stereofotogrammetrico, causando la perdita di tracciamento di alcuni marker passivi nella parte finale del percorso. Per garantire l'utilizzo di dati affidabili, l'analisi è stata limitata ai soli frame in cui la ricostruzione dei marker era continua e corretta, come indicato dal software Vicon Nexus. Di conseguenza, anche i dati provenienti dalle IMU (sia Cometa che Brain - Tech) sono stati troncati in modo da coincidere temporalmente con la finestra utile identificata tramite la stereofotogrammetria.

Analogamente a quanto fatto per le IMU Cometa nel Capitolo 5, è stata applicata una correzione dell'offset iniziale dovuto alla posizione non perfettamente neutra del soggetto nella fase statica iniziale. In particolare, è stato aggiunto agli angoli stimati dal sistema inerziale il valore medio dell'angolo corrispondente calcolato tramite stereofotogrammetria durante il primo secondo di acquisizione. Questo accorgimento è stato adottato per entrambi i sistemi (Cometa e Brain - Tech) e consente di allineare correttamente i segnali al fine di ottenere un confronto coerente.

Infine, per ridurre le componenti ad alta frequenza presenti nei segnali angolari stimati dalle IMU, è stato applicato un filtro passa basso di Butterworth di quarto ordine con frequenza di taglio pari a 5 Hz, al fine di rendere i tracciati più regolari e biomeccanicamente plausibili.

Parametri calcolati

Nel presente test di validazione, l'obiettivo è stato valutare la qualità delle stime degli angoli articolari ottenute sia dalle IMU Cometa sia dalle IMU Brain - Tech rispetto ai dati di riferimento acquisiti tramite stereofotogrammetria. A tal fine, sono stati impiegati gli stessi parametri statistici utilizzati nel Capitolo 5, ovvero:

- Errore quadratico medio (RMSE), 5.1;
- Errore quadratico medio percentuale (RMSE%), 5.2;
- Coefficiente di correlazione di Pearson, 5.3.

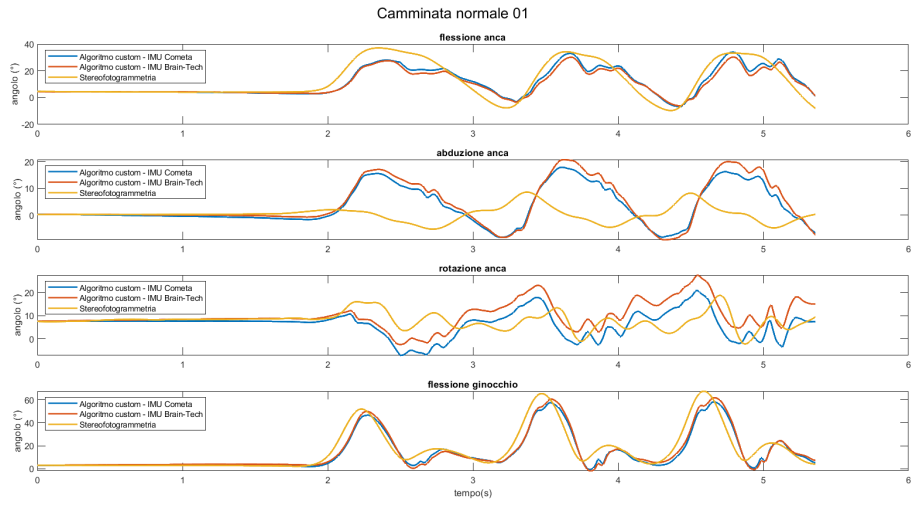
Tali parametri consentono di quantificare la somiglianza tra i segnali stimati dai sensori inerziali e quelli ottenuti dal sistema stereofotogrammetrico, sia in termini assoluti che relativi, nonché in termini di correlazione temporale.

In aggiunta, è stata effettuata un'ulteriore analisi con l'obiettivo di valutare la comparabilità tra i due sistemi inerziali. In questo caso, le stime angolari fornite dalle IMU Brain - Tech sono state confrontate direttamente con quelle delle IMU Cometa, considerate come riferimento. Anche in questo confronto, i parametri RMSE, RMSE% e coefficiente di correlazione di Pearson sono stati utilizzati per caratterizzare la somiglianza tra i segnali provenienti dai due diversi sistemi.

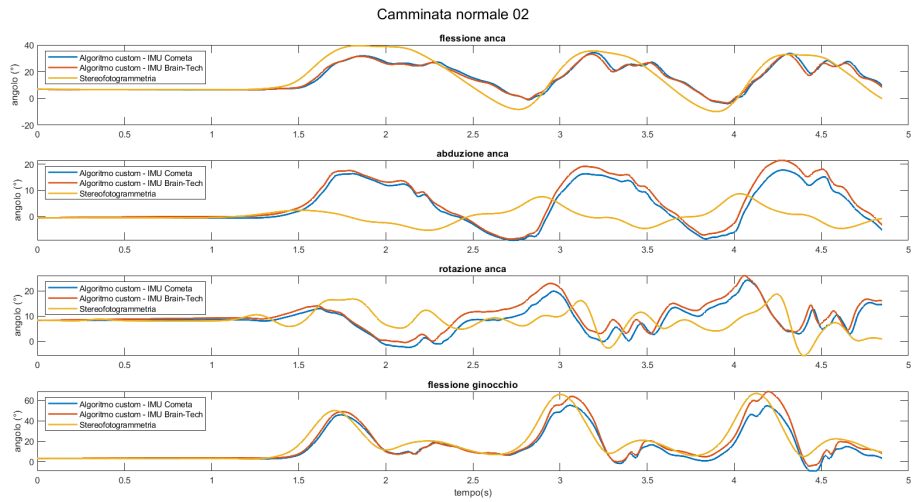
Risultati ottenuti

Nonostante la prova di flessione-estensione sia stata regolarmente eseguita, i risultati cinematici ottenuti dai diversi sistemi di acquisizione non verranno presentati, in quanto si ipotizza che il sistema custom abbia riscontrato un problema di connessione intermittente all'alimentazione durante la prova, che ha provocato una perdita di dati grezzi in alcuni momenti. Questo ha compromesso l'elaborazione dei segnali da parte dell'algoritmo di stima, rendendo inadeguata la ricostruzione dell'angolo articolare. Tale problematica verrà approfondita nella sezione dedicata alle discussioni.

Per tutte le restanti prove, di seguito vengono riportati i grafici dell'andamento nel tempo degli angoli articolari ricostruiti tramite i 3 sistemi di acquisizione:

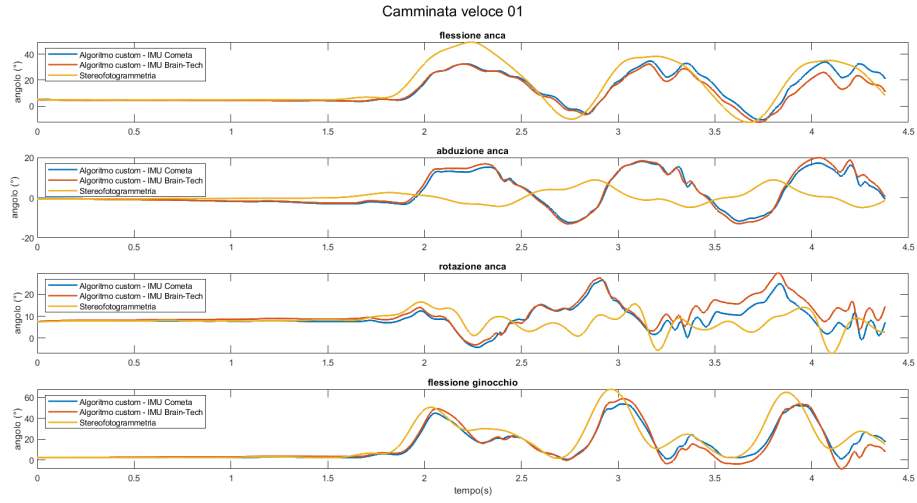


(a)

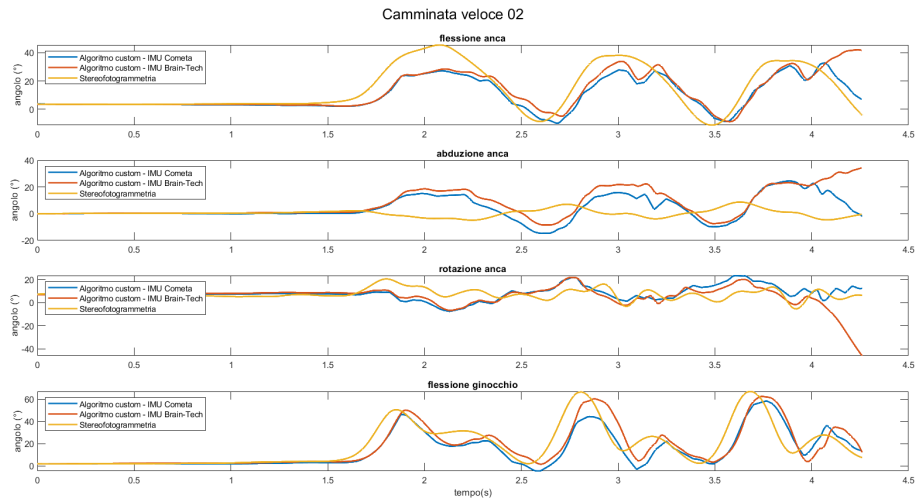


(b)

Figura 6.3. Andamento degli angoli articolari nella prima (a) e seconda (b) prova di camminata normale.



(a)



(b)

Figura 6.4. Andamento degli angoli articolari nella prima (a) e seconda (b) prova di camminata veloce.

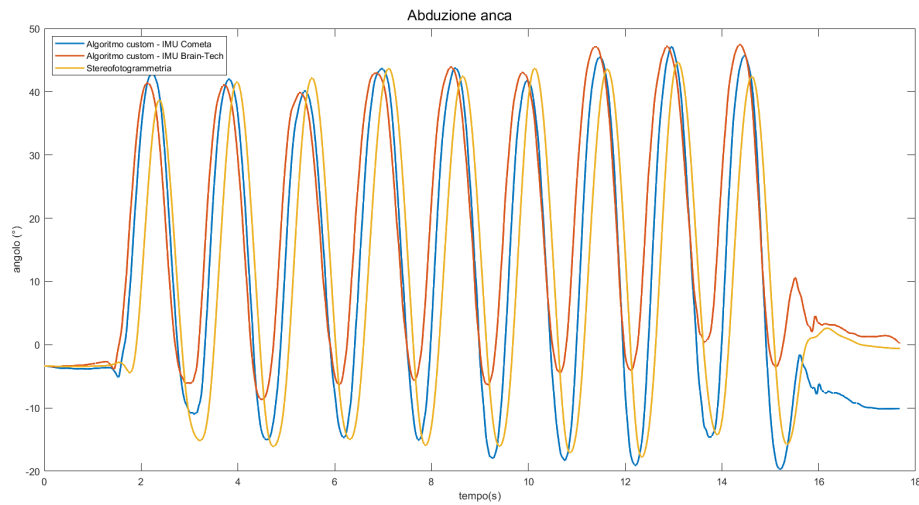


Figura 6.5. Andamento dell'angolo di abduzione - adduzione dell'anca nella prova omonima.

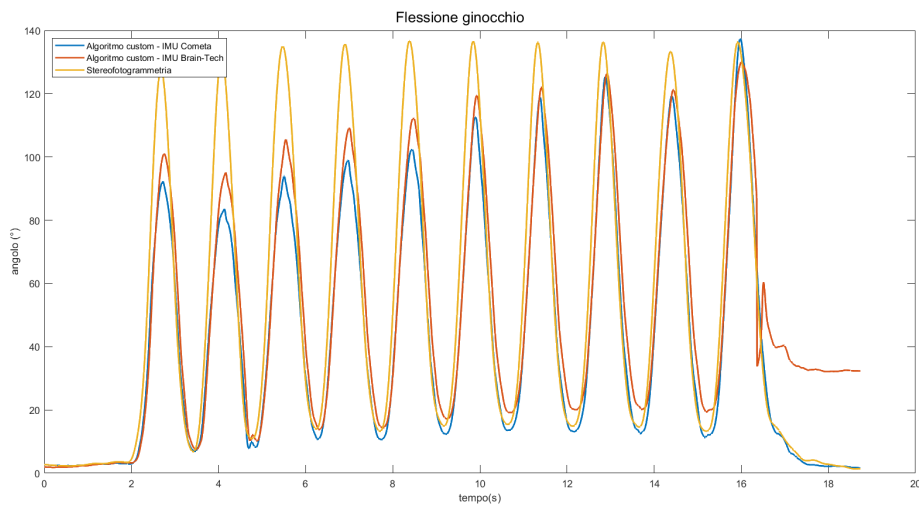


Figura 6.6. Andamento dell'angolo di flesso - estensione del ginocchio nella prova omonima.

Di seguito vengono riportati i risultati statistici ottenuti per ciascuna tipologia di prova sperimentale (tranne la singola prova di flesso-estensione dell'anca). I parametri calcolati (RMSE, RMSE% e Coefficiente di Correlazione di Pearson) sono inoltre riassunti nelle tabelle al termine del paragrafo.

- Camminata normale (prove 1 e 2): Per la prima prova di camminata a velocità normale, il confronto tra i risultati cinematici ottenuti utilizzando le IMU custom e quelli derivanti dalla

stereofotogrammetria ha fornito i seguenti risultati: per la flessione dell'anca, il coefficiente di correlazione risulta pari a 0.90863, con RMSE di 6.7578° e RMSE% pari a 14.456; per l'abduzione dell'anca si osserva una correlazione negativa (-0.32082), con RMSE pari a 10.203° e RMSE% di 73.273; per la rotazione dell'anca, la correlazione è pari a 0.067182, con RMSE di 6.6922° e RMSE% di 31.911; infine, per la flessione del ginocchio si registra una correlazione di 0.91931, con RMSE pari a 7.1213° e RMSE% di 10.88. Nel confronto tra IMU Cometa e stereofotogrammetria, i valori rilevati sono: per la flessione dell'anca, correlazione 0.91656, RMSE di 5.9976° e RMSE% pari a 12.83; per l'abduzione dell'anca, correlazione -0.26109, RMSE di 8.795° e RMSE% di 63.164; per la rotazione dell'anca, correlazione 0.18879, RMSE pari a 6.0258° e RMSE% di 28.734; per la flessione del ginocchio, la correlazione è 0.92489, con RMSE di 7.0588° e RMSE% di 10.784. Il confronto tra IMU custom e IMU Cometa ha restituito i seguenti valori: per la flessione dell'anca, correlazione pari a 0.99649, RMSE di 1.4705° e RMSE% di 3.6137; per l'abduzione dell'anca, correlazione 0.99471, RMSE di 1.6698° e RMSE% pari a 6.3434; per la rotazione dell'anca, correlazione 0.89243, RMSE di 4.2208° e RMSE% di 15.049; per la flessione del ginocchio, correlazione 0.9975, RMSE pari a 1.6073° e RMSE% di 2.735.

Per quanto riguarda la seconda prova, il confronto tra IMU custom e stereofotogrammetria ha prodotto i seguenti risultati: flessione dell'anca con correlazione 0.92707, RMSE di 6.3717° e RMSE% pari a 12.905; abduzione dell'anca con correlazione negativa (-0.20905), RMSE pari a 10.739° e RMSE% di 76.888; rotazione dell'anca con correlazione 0.031046, RMSE di 6.993° e RMSE% di 28.589; flessione del ginocchio con correlazione 0.917, RMSE pari a 7.424° e RMSE% di 11.572. Il confronto tra IMU Cometa e stereofotogrammetria ha restituito, per la flessione dell'anca, una correlazione pari a 0.90906, con RMSE di 6.5432° e RMSE% di 13.253; per l'abduzione dell'anca, correlazione -0.27737, RMSE di 9.6798° e RMSE% pari a 69.304; per la rotazione, correlazione 0.13147, RMSE di 6.2543° e RMSE% pari a 25.569; per la flessione del ginocchio, correlazione 0.90629, RMSE pari a 8.5302° e RMSE% di 13.296. Infine, il confronto dei risultati ottenuti a partire dalle IMU custom e dalle IMU Cometa ha prodotto i seguenti valori: per la flessione dell'anca, correlazione 0.99444, RMSE di 1.149° e RMSE% pari a 3.0114; per l'abduzione, correlazione 0.99194, RMSE di 1.9277° e RMSE% pari a 7.1596; per la rotazione, correlazione 0.96346, RMSE di 2.0678° e RMSE% di 7.7317; per la flessione del ginocchio, correlazione 0.98953, RMSE di 4.3325° e RMSE% di 6.7439.

- Camminata veloce (prove 1 e 2): In riferimento alla prima prova di camminata veloce, il confronto tra i dati derivati dal sistema IMU custom e quelli ottenuti tramite stereofotogrammetria ha evidenziato, per la flessione dell'anca, un coefficiente di correlazione pari a 0.94613, un RMSE di 7.6909° e un RMSE% di 12.425; per l'abduzione dell'anca, una correlazione negativa pari a -0.4048, RMSE di 11.133° e RMSE% pari a 80.691; per la rotazione dell'anca, una correlazione di 0.11026, RMSE di 7.2066° e RMSE% di 30.628; per la flessione del ginocchio, una correlazione di 0.86994, RMSE pari a 9.8212° e RMSE% di 14.775. Nel confronto tra IMU Cometa e stereofotogrammetria, i risultati ottenuti sono i seguenti: per la flessione dell'anca, correlazione 0.91752, RMSE di 7.22° e RMSE% di 11.664; per l'abduzione dell'anca, correlazione -0.41866, RMSE pari a 10.212° e RMSE% di 74.015; per

la rotazione dell'anca, correlazione 0.24809, RMSE di 5.8232° e RMSE% di 24.749; per la flessione del ginocchio, correlazione 0.90769, RMSE pari a 8.4116° e RMSE% di 12.654. Nel confronto tra IMU custom e IMU Cometa, per la flessione dell'anca si osserva una correlazione di 0.97615, con RMSE pari a 3.1291° e RMSE% di 6.9187; per l'abduzione dell'anca, correlazione 0.99391, RMSE di 1.4751° e RMSE% pari a 4.8299; per la rotazione dell'anca, correlazione 0.92441, RMSE di 2.8886° e RMSE% di 9.2903; per la flessione del ginocchio, correlazione 0.97438, RMSE di 3.983° e RMSE% pari a 7.4242.

Nella seconda prova, il confronto tra IMU custom e stereofotogrammetria ha restituito i seguenti risultati: per la flessione dell'anca, correlazione 0.76208, RMSE di 10.255° e RMSE% pari a 18.082; per l'abduzione dell'anca, correlazione -0.54583, RMSE pari a 13.893° e RMSE% di 102.56; per la rotazione dell'anca, correlazione 0.19230, RMSE di 8.7464° e RMSE% di 33.729; per la flessione del ginocchio, correlazione 0.81596, RMSE pari a 10.996° e RMSE% di 16.869. Il confronto tra i risultati ottenuti dalle IMU Cometa e dalla stereofotogrammetria ha restituito i seguenti valori: flessione dell'anca con correlazione 0.89243, RMSE di 8.7367° e RMSE% di 15.405; abduzione dell'anca con correlazione -0.48813, RMSE pari a 10.975° e RMSE% di 81.015; rotazione dell'anca con correlazione 0.02254, RMSE di 6.9228° e RMSE% pari a 26.697; flessione del ginocchio con correlazione 0.84346, RMSE di 10.789° e RMSE% pari a 16.551. Infine, per il confronto tra IMU custom e IMU Cometa, i risultati ottenuti sono i seguenti: per la flessione dell'anca, correlazione 0.91919, RMSE di 5.4499° e RMSE% pari a 12.791; per l'abduzione, correlazione 0.85909, RMSE di 6.2172° e RMSE% pari a 15.803; per la rotazione, correlazione 0.42184, RMSE pari a 8.1901° e RMSE% di 26.5; per la flessione del ginocchio, correlazione 0.96132, RMSE di 5.8513° e RMSE% pari a 9.3009.

- Prove omonime: Nel caso dell'abduzione-adduzione dell'anca, il confronto tra i dati ottenuti tramite IMU custom e quelli derivati dalla stereofotogrammetria ha restituito un RMSE pari a 18.492°, un RMSE% di 29.613% e un coefficiente di correlazione (CC) pari a 0.578. Per lo stesso angolo, il confronto tra IMU Cometa e stereofotogrammetria ha mostrato un RMSE pari a 12.603°, un RMSE% di 20.183% e un CC di 0.813. La comparazione tra IMU custom e IMU Cometa ha invece fornito un RMSE pari a 10.363°, un RMSE% di 15.523% e un CC pari a 0.921.

Per quanto riguarda la flessione-estensione del ginocchio, il confronto tra IMU custom e stereofotogrammetria ha prodotto un RMSE pari a 18.822°, un RMSE% di 13.908% e un coefficiente di correlazione pari a 0.933. Il confronto tra IMU Cometa e stereofotogrammetria ha restituito un RMSE pari a 19.958°, un RMSE% di 14.747% e un CC di 0.977. Infine, il confronto diretto tra IMU custom e IMU Cometa ha fornito un RMSE pari a 11.458°, un RMSE% di 10.718% e un coefficiente di correlazione pari a 0.978.

Camminata normale 1									
	ST-COM			ST-BT			COM-BT		
	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	5.998	12.83	0.917	6.758	14.456	0.909	1.471	3.614	0.996
Abd/adduzione anca	8.795	63.164	-0.261	10.203	73.273	-0.321	1.670	6.343	0.995
Intra/extra rotazione anca	6.026	28.734	0.189	6.692	31.911	0.067	4.221	15.049	0.892
Flesso-estensione ginocchio	7.059	10.784	0.925	7.121	10.880	0.919	1.607	2.735	0.998

Tabella 6.1. Risultati della prima prova di camminata a velocità normale per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra IMU Cometa (ST-COM), IMU custom (ST-BT) e tra i due sistemi IMU (COM-BT).

Camminata normale 2									
	ST-COM			ST-BT			COM-BT		
	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	6.543	13.253	0.909	6.372	12.905	0.927	1.149	3.011	0.994
Abd/adduzione anca	9.680	69.304	-0.277	10.739	76.888	-0.209	1.928	7.160	0.992
Intra/extra rotazione anca	6.254	25.569	0.131	6.993	28.589	0.031	2.068	7.732	0.963
Flesso-estensione ginocchio	8.530	13.296	0.906	7.424	11.572	0.917	4.333	6.744	0.990

Tabella 6.2. Risultati della prova di camminata normale 2 per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra IMU Cometa (ST-COM), IMU custom (ST-BT) e tra i due sistemi IMU (COM-BT).

Camminata veloce 1									
	ST-COM			ST-BT			COM-BT		
	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	7.220	11.664	0.918	7.691	12.425	0.946	3.129	6.919	0.976
Abd/adduzione anca	10.212	74.015	-0.419	11.133	80.691	-0.405	1.475	4.830	0.994
Intra/extra rotazione anca	5.823	24.749	0.248	7.207	30.628	0.110	2.889	9.290	0.924
Flesso-estensione ginocchio	8.412	12.654	0.908	9.821	14.775	0.870	3.983	7.424	0.974

Tabella 6.3. Risultati della prova di camminata veloce 1 per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra IMU Cometa (ST-COM), IMU custom (ST-BT) e tra i due sistemi IMU (COM-BT).

Camminata veloce 2									
	ST-COM			ST-BT			COM-BT		
	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	8.737	15.405	0.892	10.255	18.082	0.762	5.450	12.791	0.919
Abd/adduzione anca	10.975	81.015	-0.488	13.893	102.560	-0.546	6.217	15.803	0.859
Intra/extra rotazione anca	6.923	26.697	0.023	8.746	33.729	0.192	8.190	26.500	0.422
Flesso-estensione ginocchio	10.789	16.551	0.843	10.996	16.869	0.816	5.851	9.301	0.961

Tabella 6.4. Risultati della prova di camminata veloce 2 per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra IMU Cometa (ST-COM), IMU custom (ST-BT) e tra i due sistemi IMU (COM-BT).

Prove omonime									
	ST-COM			ST-BT			COM-BT		
	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC
Abd/adduzione anca	12.603	20.183	0.813	18.492	29.613	0.578	10.363	15.523	0.921
Flesso-estensione ginocchio	19.958	14.747	0.977	18.822	13.908	0.933	11.458	10.718	0.978

Tabella 6.5. Risultati per i movimenti di abduzione dell'anca e flesso-estensione del ginocchio nelle prove omonime: confronto tra IMU Cometa (ST-COM), IMU custom (ST-BT) e tra i due sistemi IMU (COM-BT).

6.3 Discussione

Durante questa sessione sperimentale sono emerse alcune criticità, in particolare legate all'ingombro dei sensori custom utilizzati. Le breadboard su cui sono stati montati i sensori custom presentavano dimensioni piuttosto elevate, che hanno reso complesso il loro posizionamento sui segmenti corporei del soggetto. Per evitare l'occlusione dei marker utilizzati nella stereofotogrammetria, è stato necessario collocare le breadboard su superfici non perfettamente piane. Inoltre, l'estensione longitudinale di queste non ha permesso il loro posizionamento in modo che gli assi dei sensori fossero paralleli ai segmenti corporei. Queste problematiche legate all'elevato ingombro del sistema di acquisizione basato sui sensori custom, ha interessato anche i sensori WaveTrack di Cometa, che sono stati montati sulle stesse breadboard per garantire condizioni identiche tra i due sistemi di acquisizione ed evitare bias legati a differenze di posizionamento.

In particolare, analizzando i segnali grezzi di accelerazione e velocità angolare registrati dai sensori custom su coscia e gamba, è possibile osservare dei buchi temporali in cui i dati grezzi mancano. Questi, con buona probabilità, sono riconducibili a interruzioni temporanee dell'alimentazione, causate da disconnessioni temporanee tra i microcontrollori e i power bank. Questa problematica ha compromesso principalmente la prova di flesso-estensione dell'anca, in cui, come è possibile vedere in figura, i buchi in cui i dati grezzi mancano sono estesi e frequenti. A causa di tali artefatti, i risultati ottenuti da tale prova non hanno consentito un confronto affidabile con quanto ottenuto dagli altri sistemi di acquisizione utilizzati (Cometa e Vicon), motivo per cui questa specifica

prova è stata esclusa dall'analisi comparativa. Anche nelle prove relative all'abduzione-adduzione dell'anca e alla flessione-estensione del ginocchio sono stati rilevati segnali alterati per questo motivo. Fortunatamente, gli artefatti sono stati più contenuti e localizzati prevalentemente verso la fase finale delle esecuzioni. L'entità dell'interferenza limitata ha permesso di considerare le acquisizioni valide, dopo aver rimosso, tramite taglio temporale, le sezioni di segnale affette da disturbi.

Per quanto riguarda l'analisi dell'angolo di flessione-estensione dell'anca, sono state considerate esclusivamente le prove di camminata, in quanto, come già detto, la prova singola relativa a tale grado di libertà è risultata compromessa da una disconnessione temporanea del sistema di acquisizione, che ha introdotto artefatti nei segnali registrati e per tale motivo è stata scartata. Nelle prove di camminata, gli andamenti dell'angolo calcolati tramite sistemi basati su sensori inerziali risultano seguire quelli ottenuti tramite stereofotogrammetria. In particolare, dal confronto tra risultati cinematici ottenuti tramite imu cometa e da stereofotogrammetria, risultano dei coefficienti di correlazione elevati (tra 0.89 e 0.92) nelle quattro prove, con valori di RMSE pari al 11-15% dell'escursione. Questi valori risultano essere più bassi rispetto alla prima sessione per via principalmente del set up non ottimale forzato dall'elevato ingombro delle breadboard sulle quali sono state posizionate entrambe le tipologie di sensori inerziali. Questo ingombro ha causato un disallineamento tra gli assi del sensore e quelli anatomici del segmento corporeo, risultando in una parziale proiezione del movimento di flessione-estensione sull'angolo di abduzione-adduzione, attenuando l'ampiezza rilevata della flessione. Tale effetto è visibile nei grafici come una sottostima sistematica dell'escursione rispetto alla stereofotogrammetria. Le stesse criticità influiscono nello stesso modo sui sensori custom Brain-Technologies, confermando che la causa non è dettata dalla qualità del sistema di acquisizione, ma da come è stato posizionato. Nonostante le criticità affrontate, quindi, i risultati di CC e RMSE confermano la fedeltà dell'algoritmo sviluppato nel calcolo degli angoli articolari nel piano sagittale. Il confronto tra i due sistemi inerziali mostra comunque la coerenza interna dell'algoritmo di stima: le correlazioni superano 0,97 in tre prove su quattro, con RMSE minore o uguale a 3,2 deg nelle prove a velocità naturale e un massimo di 5,5 deg nelle prove a velocità sostenuta. Questo suggerisce che, pur soffrendo entrambi dei vincoli meccanici imposti dal supporto, le strategie di fusione sensoriale applicate dal sistema mantengono una certa robustezza.

Per quanto riguarda l'analisi dell'angolo di abduzione-adduzione dell'anca, sono state considerate sia le prove di camminata che la prova mirata al singolo grado di libertà. Nelle prove di camminata, gli andamenti dell'angolo calcolati tramite sistemi basati su sensori inerziali risultano discordanti rispetto a quelli ottenuti tramite stereofotogrammetria. Nel confronto tra i dati cinematici ottenuti tramite sistema Cometa e quelli acquisiti con stereofotogrammetria, si osservano coefficienti di correlazione negativi (tra -0.26 e -0.49) in tutte le prove. L'RMSE percentuale risulta molto elevato, superiore al 60% e fino a oltre il 80% dell'escursione angolare. Questi risultati rappresentano un chiaro peggioramento rispetto alla prima sessione di test, dove l'algoritmo riusciva a mantenere un'adeguata coerenza anche nel piano frontale. Le prestazioni così deteriorate sono da attribuire principalmente all'effetto del disallineamento degli assi del sensore rispetto al segmento corporeo, con conseguente proiezione parziale del moto di flessione-estensione

sull'angolo di abduzione-adduzione. Questo fenomeno, visibile dagli andamenti degli angoli nel tempo nelle prove, ha un impatto particolarmente critico su quest'ultimo angolo, poiché il ROM fisiologico durante la camminata è molto ridotto: la componente erroneamente proiettata risulta quindi predominante, coprendo completamente la reale dinamica di abduzione-adduzione. I sensori custom Brain Technologies mostrano prestazioni analogamente compromesse rispetto alla stereofotogrammetria. Anche in questo caso, la causa principale non è da ricercarsi nel sistema di misura in sé, ma nel set up non ottimale imposto dall'ingombro della breadboard. Questo può essere dimostrato guardando alla prova a singolo grado di libertà, che evidenzia una significativa riduzione degli errori: i valori di correlazione salgono a 0.81 per Cometa e 0.58 per BT, mentre gli RMSE percentuali scendono al 20–30%, indicando che, in condizioni di movimento mirato e contenuta flessione-estensione, il contributo reale dell'abduzione-adduzione può essere parzialmente isolato e ricostruito. Le prestazioni peggiori del sistema BT in questa condizione sono imputabili ai fenomeni transitori di disconnessione già descritti, che hanno generato disturbi nei dati grezzi durante i movimenti ad ampio ROM, pur senza compromettere completamente l'utilizzabilità del segnale. Il confronto diretto tra i due sistemi inerziali permette di dimostrare che la discrepanza con la stereofotogrammetria è da attribuirsi, non ai sistemi di acquisizione, ma ad errori sistematici condivisi, dovuti al montaggio e al posizionamento delle IMU, in quanto si riscontrano coefficienti di correlazione elevatissimi nelle prove di camminata ($r = 0.99$ in tre casi su quattro) e in quella a singolo DOF (0.92) E RMSE percentuali bassi in ogni prova.

Come già affermato nella prima sessione sperimentale, l'algoritmo utilizzato non è in grado di ricostruire adeguatamente l'andamento degli angoli di intra-extra rotazione dell'anca durante delle prove di camminata. Tale evidenza trova ulteriore conferma nei risultati ottenuti nella seconda sessione, che mostrano una marcata incoerenza tra gli angoli di intra-extra rotazione ricostruiti utilizzando sensori inerziali e quelli di riferimento stimati tramite stereofotogrammetria. Si ha discordanza sia per quanto riguarda i sensori Cometa, con coefficienti di correlazione molto bassi (compresi tra 0.02 e 0.25) e valori RMSE percentuali tra 24 e 29%, in tutte le prove, sia per quanto riguarda i sensori custom BT con CC tra 0.03 e 0.19 e RMSE percentuali che raggiungono il 33%. Ciononostante, confrontando tra di loro le stime ottenute utilizzando sistemi di acquisizione basati su sensori inerziali, è possibile osservare una buona coerenza interna (CC compreso tra 0.89 e 0.96 in tre prove su quattro) e bassi errori (tra 7 e 15% in tre prove su quattro). Questi risultati indicano che i due sistemi forniscono in modo coerente lo stesso segnale di rotazione, pur trattandosi di un segnale che non rappresenta correttamente il movimento reale. Ciò suggerisce che è l'algoritmo utilizzato per la stima a non essere in grado di ricostruire gli angoli di intra-extra rotazione dell'anca, a prescindere dal sistema di acquisizione inerziale adottato.

L'analisi della flessione-estensione del ginocchio ha restituito risultati simili a quelli ottenuti per la flessione-estensione dell'anca nelle prove di camminata: la qualità della stima ottenuta partendo dai sistemi di acquisizione basati su sensori inerziali si mantiene elevata rispetto alla stima ottenuta dal metodo di riferimento, quale la stereofotogrammetria, pur risentendo del disallineamento degli assi dei sensori dovuto all'ingombro delle breadboard. I segnali stimati dai sensori Cometa seguono fedelmente il riferimento stereofotogrammetrico. I coefficienti di correlazione variano da

0,84 a 0,93, con RMSE percentuali pari a circa l'11–17% dell'escursione. I sensori custom Brain Technologies mostrano prestazioni comparabili a quelli Cometa con correlazioni comprese fra 0,82 e 0,92 e RMSE simili (11–17%). Nella prova mirata al singolo grado di libertà, i risultati migliorano per entrambi i sistemi di acquisizione inerziali: la correlazione sale a 0.93 (BT) e 0.98 (Cometa) con RMSE percentuale di 14-15%. Il confronto diretto fra i due sistemi inerziali evidenzia una coerenza interna molto elevata. Nelle quattro prove di camminata le correlazioni superano 0,96 (fino a 0,998), con RMSE percentuali inferiori a 10%. Questi dati confermano che l'algoritmo di sensor-fusion, calibrazione sensore-segmento e stima degli angoli articolari fornisce risultati stabili e riproducibili tra sistemi diversi quando operano nelle stesse condizioni di montaggio.

6.4 Conclusioni

In questa sessione sperimentale, come in quella precedente, sono stati studiati quattro angoli articolari relativi all'arto inferiore: flessione-estensione dell'anca, abduzione-adduzione dell'anca, rotazione interna-esterna dell'anca e flessione-estensione del ginocchio. L'obiettivo principale, questa volta, è stato quello di confrontare l'andamento temporale di tali angoli, stimati mediante il sistema di acquisizione inerziale custom, sviluppato in collaborazione con l'azienda Brain Technologies, sia con il riferimento gold standard rappresentato dalla stereofotogrammetria, sia con un altro sistema di acquisizione inerziale commerciale, costituito da sensori IMU WaveTrack, Cometa. È stata inoltre condotta un'ulteriore analisi comparative tra le stime articolari ottenute utilizzando i sensori Cometa e quelle ottenute dalla stereofotogrammetria, al fine di valutare eventuali differenze rispetto alla sessione sperimentale precedente.

Per entrambi i sistemi di acquisizione inerziali considerati, è stato utilizzato l'algoritmo proposto da Vargas come algoritmo di calibrazione sensore-segmento, scelto come più funzionale dalla prima sessione sperimentale.

Le valutazioni sono state effettuate sia durante il cammino (a velocità normale e sostenuta), sia attraverso prove monoarticolari volte ad attivare selettivamente ciascun grado di libertà, su tutto il range di movimento (full ROM).

Durante la presente sessione sperimentale sono emerse diverse criticità:

- L'elevato ingombro delle breadboard utilizzate come supporto per i sensori inerziali ha complicato il corretto posizionamento sui segmenti corporei, comportando disallineamenti tra gli assi dei sensori e quelli anatomici del segmento. Tale disallineamento ha generato proiezioni indesiderate tra i piani di movimento, riducendo la precisione della stima angolare, con un impatto particolarmente marcato nei movimenti caratterizzati da basso ROM fisiologico;
- L'alimentazione dei sensori custom tramite batterie portatili ha richiesto l'utilizzo di connessioni cablate che, in condizioni di ampio ROM, come nel caso delle prove monoarticolari, hanno comportato disconnessioni accidentali tra batteria e microcontrollore utente. Questo

ha causato interruzione temporali nei segnali grezzi, condizionando le performance del sistema di acquisizione custom e, nel caso della flessione-estensione dell'anca, rendendo necessaria l'esclusione della prova dal confronto.

Nelle prove di camminata, le stime dell'angolo di flessione-estensione, sia per il ginocchio, che per l'anca, ottenute dai sistemi di acquisizione basati sui sensori inerziali, hanno mostrato un peggioramento rispetto alla prima sessione sperimentale attribuibile ad un set up non ottimale, che ha determinato una sottostima sistematica dell'escursione angolare. Nonostante tali criticità, i risultati si sono dimostrati complessivamente robusti: le stime articolari nel piano sagittale hanno seguito con buona coerenza l'andamento delle curve articolari stimate tramite stereofotogrammetria.

Sempre nelle prove di camminata, le stime dell'angolo di abduzione-adduzione dell'anca hanno evidenziato prestazioni limitate per entrambi i sistemi inerziali, a causa della proiezione del movimento sagittale sul piano frontale, per via della vestizione non ottimale.

Nelle prove monoarticolari, relative sia all'abduzione-adduzione dell'anca che alla flessione-estensione del ginocchio, le performance dei sistemi di acquisizione inerziale sono sensibilmente migliorati. Questo perché il movimento target presentava un'escursione articolare nettamente prevalente rispetto ai movimenti accessori, riducendo l'influenza di eventuali proiezioni indesiderate tra i piani. In particolare, per l'abduzione-adduzione dell'anca, che durante le prove di camminata aveva mostrato risultati fortemente compromessi, le prove monoarticolari hanno restituito stime articolari di qualità discreta e maggiormente coerenti rispetto alla stereofotogrammetria.

Per quanto riguarda la intra-extra rotazione dell'anca, i sistemi di acquisizione inerziali non sono riusciti a ricostruire in modo adeguato il segnale di riferimento, analogamente a quanto osservato durante la prima sessione sperimentale. La motivazione quindi risulta imputabile alle limitazioni dell'algoritmo di stima degli angoli articolari, piuttosto che al sistema di acquisizione utilizzando.

In ogni prova, sia mirata che di camminata, i due sistemi di acquisizione inerziali hanno mostrato un'elevata correlazione tra loro, con bassi livelli di errore. Questo suggerisce che le limitazioni osservate nelle stime articolari di questa sessione siano riconducibili principalmente a problematiche legate al posizionamento dei sensori sui segmenti corporei, piuttosto che a carenze intrinseche dei sistemi di acquisizione o degli algoritmi di stima (tranne che per il piano trasversale).

È importante evidenziare che questa sessione di confronto è stata condotta su un singolo soggetto. Di conseguenza, i risultati statistici ottenuti non possono essere considerati rappresentativi di una popolazione più ampia. Ricerche future potrebbero estendere tale confronto a un numero maggiore di soggetti, con caratteristiche morfologiche e motorie differenti, al fine di valutare il confronto anche su scala interindividuale e approfondire le eventuali variazioni nei pattern articolari tra diversi individui.

In conclusione, l'ingombro delle breadboard ha comportato un posizionamento subottimale dei

sensori sui segmenti corporei, limitando significativamente la qualità delle stime articolari. Tale criticità ha compromesso la possibilità di effettuare una validazione affidabile rispetto al sistema stereofotogrammetrico, in particolare per gli angoli articolari nei piani frontale e trasversale. Si auspica, in prospettiva futura, la disponibilità di supporti di dimensione minore, in grado di garantire una vestizione compatibile con tutti i sistemi di acquisizione impiegati, al fine di poter ripetere la prova in condizioni più favorevoli.

L'elevata correlazione tra i due sistemi di acquisizione inerziali è stata la motivazione che ha spinto l'estensione di questo progetto tramite una terza sessione sperimentale, in cui, cercando di migliorare il set up sperimentale, è stato condotto un confronto diretto esclusivamente tra i due sistemi di acquisizione inerziali.

Capitolo 7

Test di validazione delle IMU Brain - Tech vs IMU Cometa

7.1 Procedura di test

7.1.1 Strumentazione

IMU Cometa

I sensori WaveTrack prodotti da COMETA sono stati utilizzati con la stessa configurazione adottata in precedenza, ovvero l'acquisizione simultanea di quaternioni a 6 DOF e dati grezzi a una frequenza di 140 Hz, successivamente ricampionati a 2000 Hz tramite il software COMETA. I sensori comunicano via wireless con il ricevitore WavePlus, che gestisce l'elaborazione e la sincronizzazione dei dati provenienti dalle diverse IMU.

IMU Brain - Tech

I sensori custom, sviluppati in collaborazione con l'azienda Brain-Technologies, hanno registrato segnali a 9 DOF, fornendo orientamenti in forma quaternionica e dati grezzi a una frequenza di 140.6 Hz. Tali segnali sono stati successivamente ricampionati a 2000 Hz offline (in Matlab), per mantenere coerenza con i dati provenienti dai sensori Cometa. Non è stato possibile sincronizzare l'acquisizione con i dati provienti dai sensori Cometa. Per questo è stata condotta una sincronizzazione in post-processing.

Algoritmi utilizzati

In questa sessione sperimentale sono stati impiegati l'algoritmo di calibrazione sensore-segmento proposto da Vargas 3.1.2, le convenzioni descritte da Grood e Suntay 3.2 per la determinazione degli angoli articolari, e l'algoritmo di sensor fusion di Madgwick 3.3.

Come già illustrato nel capitolo 5, l'algoritmo di Madgwick restituisce, al tempo iniziale, un

quaternione fisso pari a $[1,0,0,0]$, indipendentemente dall'effettiva orientazione spaziale del sensore. Di conseguenza, l'orientamento iniziale fornito non rappresenta la reale configurazione dei dispositivi sul corpo. Per compensare tale limitazione, è stata implementata la procedura di riallineamento al sistema di riferimento fornito dal software Cometa, descritta in dettaglio nella sezione 5.1.1.

Inizializzazione della strumentazione prima delle prove

La calibrazione dei sensori Cometa è stata effettuata secondo le procedure già descritte nel Capitolo 5. L'inizializzazione dell'acquisizione tramite le IMU custom è invece stata effettuata secondo quanto descritto nel capitolo 6.

7.1.2 Soggetto e prove

Il soggetto selezionato per le prove è diverso rispetto a quello utilizzato nelle due sessioni precedenti. Su di esso sono stati posizionate tre IMU Brain - Tech e tre IMU Cometa su pelvi, coscia e gamba. Il posizionamento dei sensori è mostrato nelle seguenti figure:

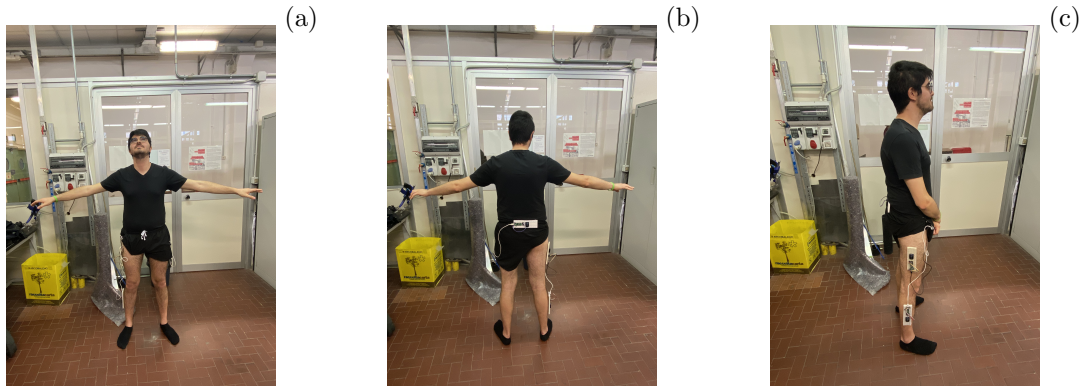


Figura 7.1. Vista frontale (a), posteriore (b) e laterale (c) dei sensori posizionati sul soggetto.

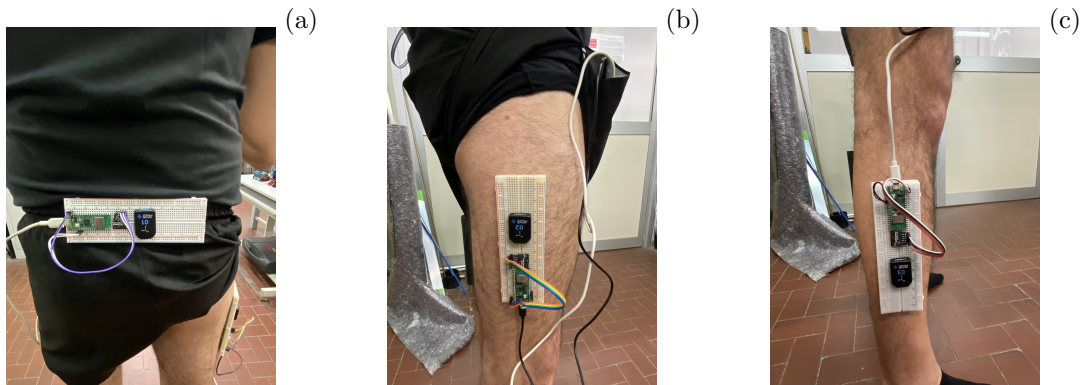


Figura 7.2. Posizionamento delle IMU sulla pelvi (a), sulla coscia (b) e sulla gamba (c) del soggetto.

Per garantire la comparabilità dei dati, le IMU Cometa sono state fissate sulle breadboard delle IMU custom, orientate in modo tale da avere un asse parallelo all'asse longitudinale della breadboard: in particolare, l'asse y per la pelvi e l'asse x per coscia e gamba.

Prove di acquisizione

Nel presente test di validazione sono state svolte esclusivamente le seguenti attività:

- Camminata a velocità naturale: il soggetto ha percorso un tragitto rettilineo di 6 metri, partendo da una linea di riferimento e camminando a una velocità spontanea e confortevole, superando una seconda linea posta al termine del percorso.
- Camminata a velocità sostenuta: il soggetto ha ripetuto la stessa procedura, aumentando la velocità dell'andatura rispetto alla prova precedente.
- Flesso-estensione dell'anca: con la mano sinistra appoggiata allo schienale di una sedia per mantenere l'equilibrio, il soggetto ha eseguito cinque ripetizioni consecutive di flessione e poi estensione della gamba destra, cercando di raggiungere il massimo range articolare, limitando al minimo i movimenti accessori.
- Abduzione-adduzione dell'anca: mantenendo la stessa posizione di appoggio sulla sedia, il soggetto ha effettuato cinque ripetizioni consecutive di abduzione e adduzione della gamba destra a pieno ROM, minimizzando movimenti accessori.
- Flessione-estensione del ginocchio: sempre sfruttando il supporto della sedia, il soggetto ha eseguito consecutivamente per cinque volte movimenti di flessione ed estensione del ginocchio destro, con l'obiettivo di coprire l'intero range articolare disponibile e di ridurre al minimo i movimenti accessori.

Anche in questo caso, prima dell'inizio di ciascun trial, al soggetto è stato richiesto di mantenere una posizione eretta e stazionaria per circa un secondo, con anca e ginocchio in posizione neutra. Ognuna delle prove descritte è stata ripetuta per due volte.

7.2 Risultati

Post - processing

I segnali provenienti dal sistema di acquisizione inerziale custom (a 140.6 Hz) sono stati ricampionati a 2000 Hz, per mantenere coerenza con i segnali in uscita dal software Cometa.

Dato che, come già detto precedentemente, non è stato possibile sincronizzare in tempo reale i segnali acquisiti dal sistema basato su sensori inerziali custom con il sistema di acquisizione basato sulle IMU Cometa, è stata necessaria una sincronizzazione in post-processing. La procedura di sincronizzazione è la stessa di quella descritta nella sezione Post-processing del capitolo 6.

Per ridurre le componenti ad alta frequenza presenti nei segnali angolari stimati dalle IMU, è stato applicato un filtro passa basso di Butterworth di quarto ordine con frequenza di taglio pari a 5 Hz, al fine di rendere i tracciati più regolari e biomeccanicamente plausibili.

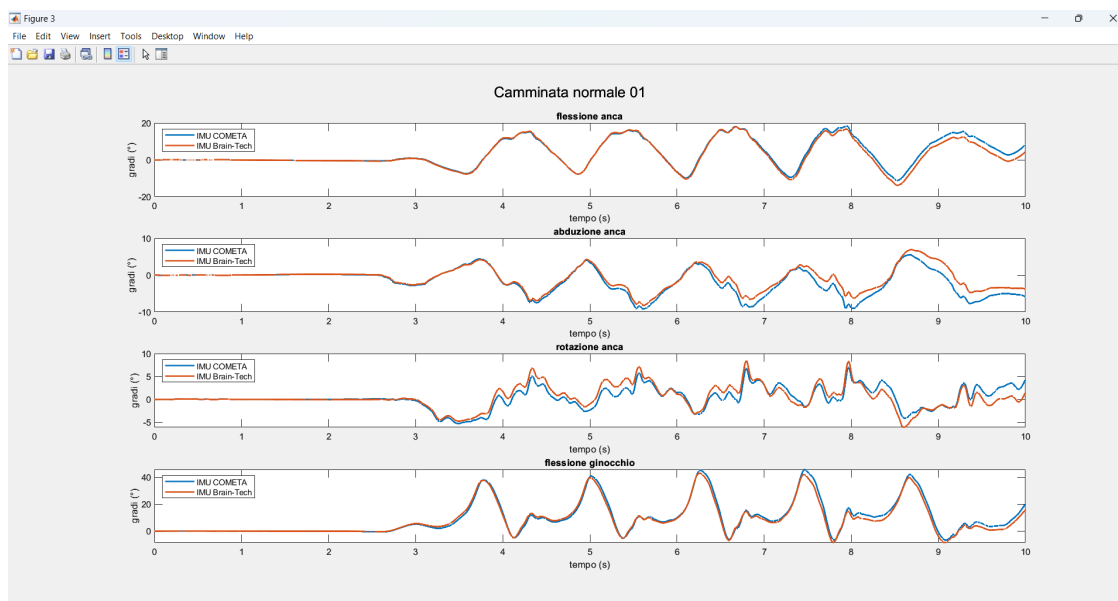
Parametri calcolati

Nel presente test di validazione, l'obiettivo è stato confrontare tra di loro la qualità delle stime degli angoli articolari ottenute sia dalle IMU Cometa sia dalle IMU Brain - Tech. A tal fine, sono stati impiegati gli stessi parametri statistici utilizzati nel Capitolo 5 e 6, ovvero:

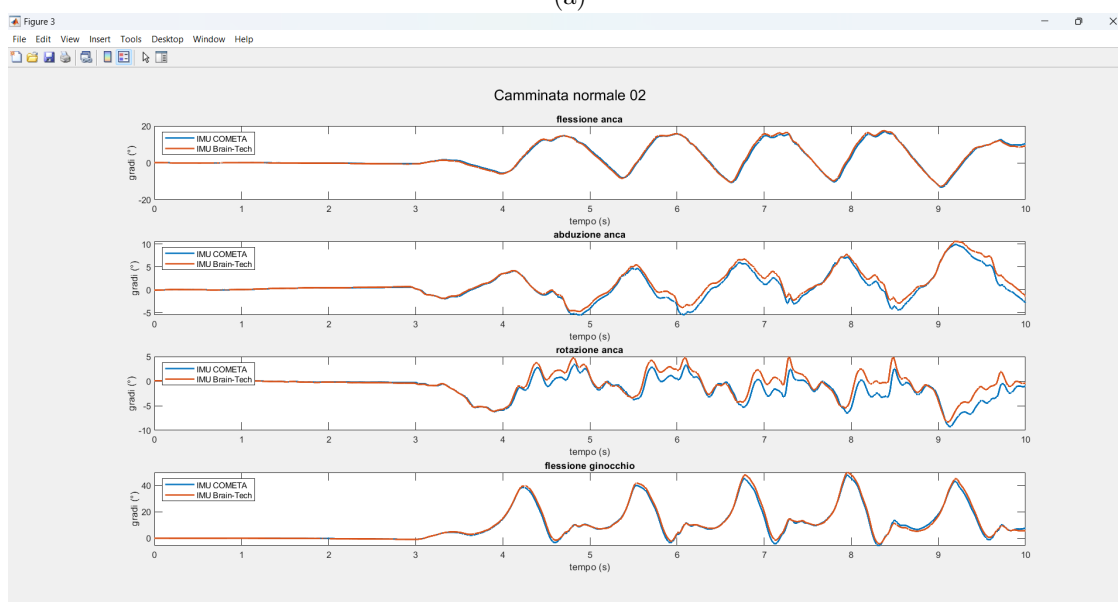
- Errore quadratico medio (RMSE), 5.1;
- Errore quadratico medio percentuale (RMSE%), 5.2;
- Coefficiente di correlazione di Pearson, 5.3.

Risultati ottenuti

Vengono riportati i grafici dell'andamento nel tempo degli angoli articolari ricostruiti tramite i 2 sistemi di acquisizione inerziali:

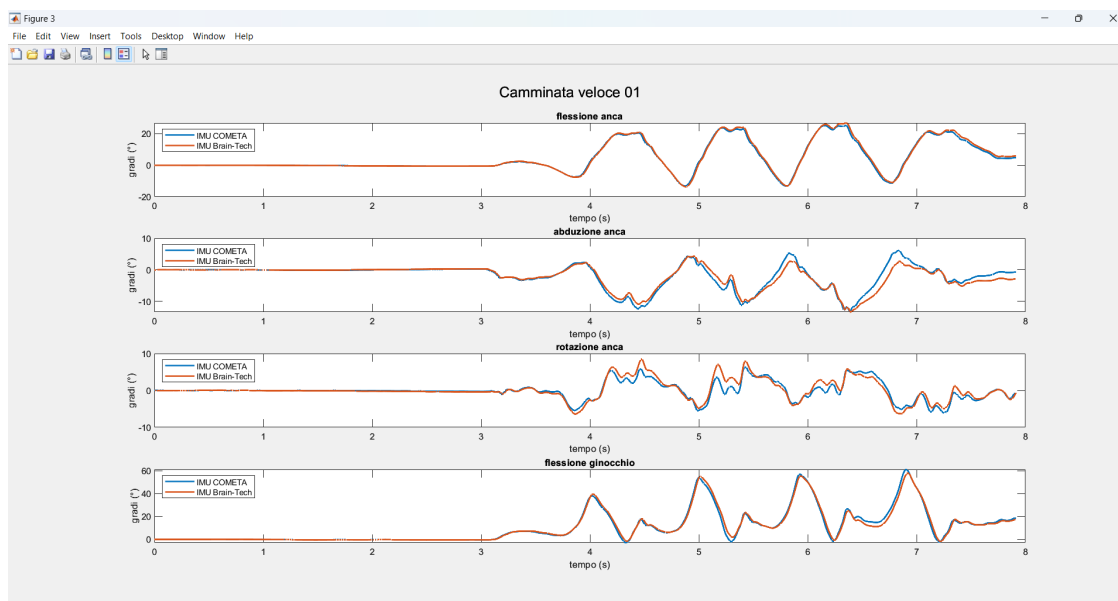


(a)

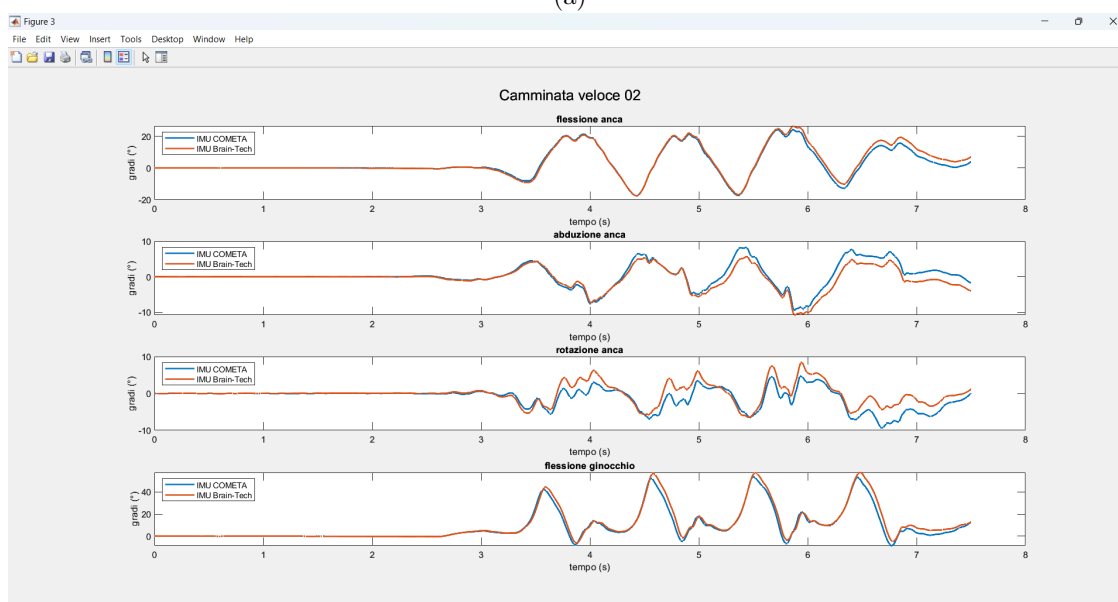


(b)

Figura 7.3. Andamento degli angoli articolari nella prima (a) e seconda (b) prova di camminata normale.

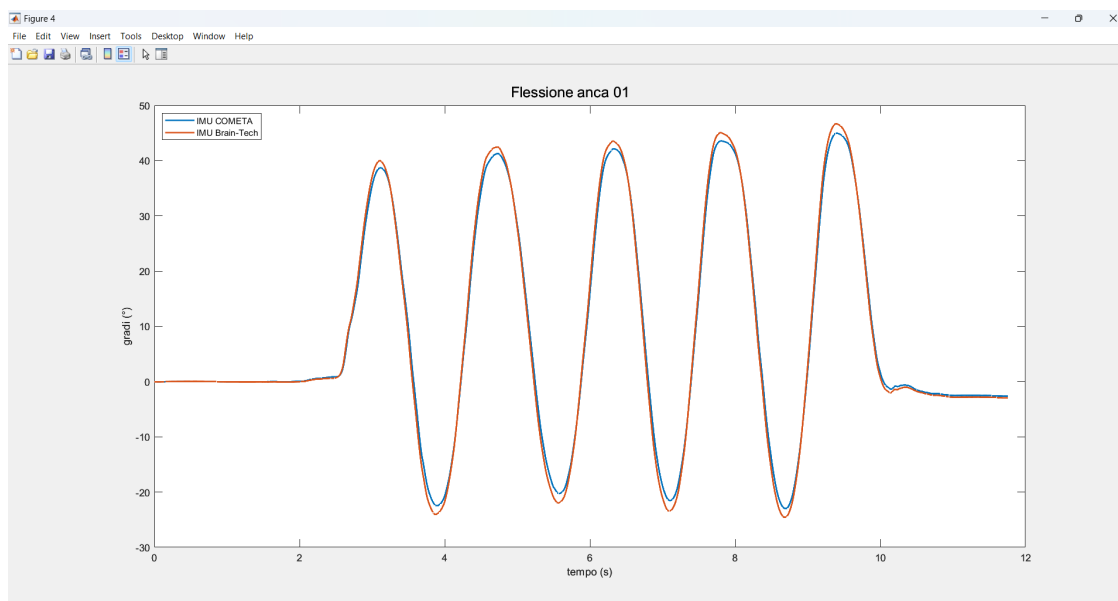


(a)

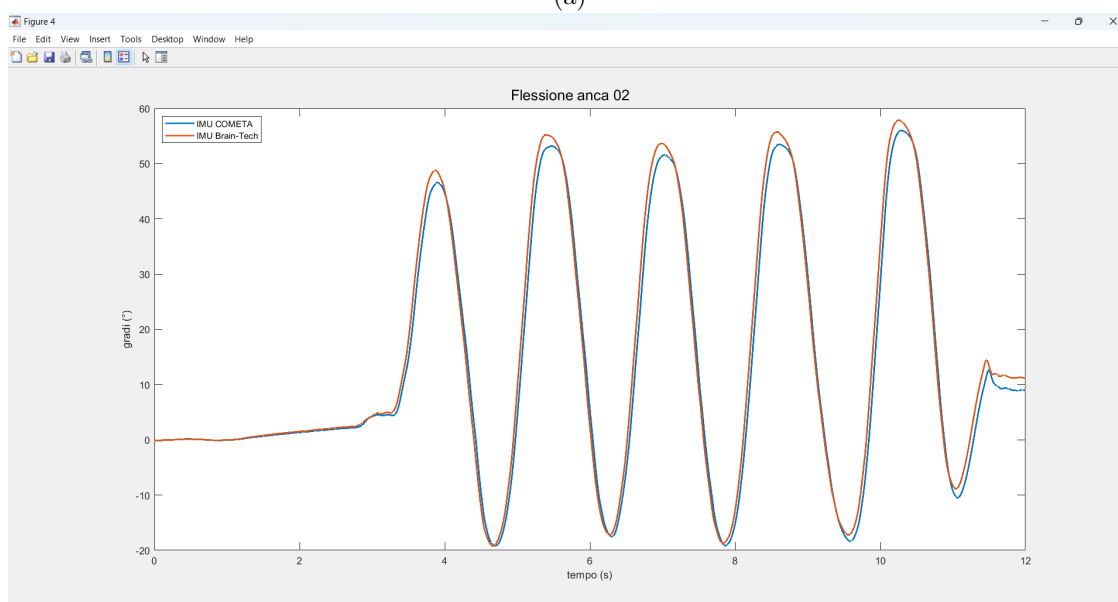


(b)

Figura 7.4. Andamento degli angoli articolari nella prima (a) e seconda (b) prova di camminata veloce.

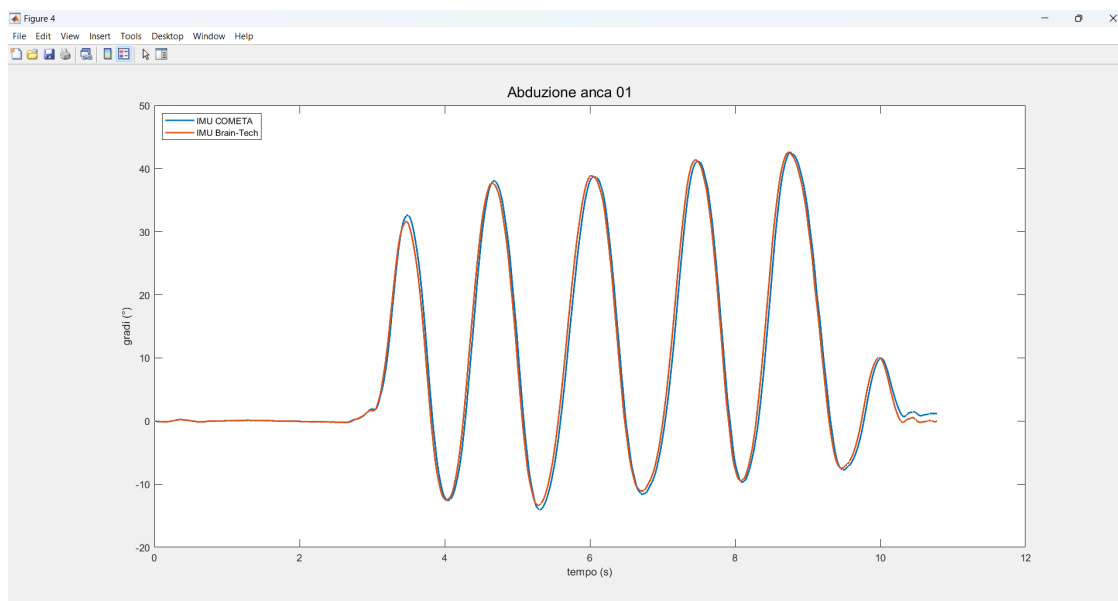


(a)

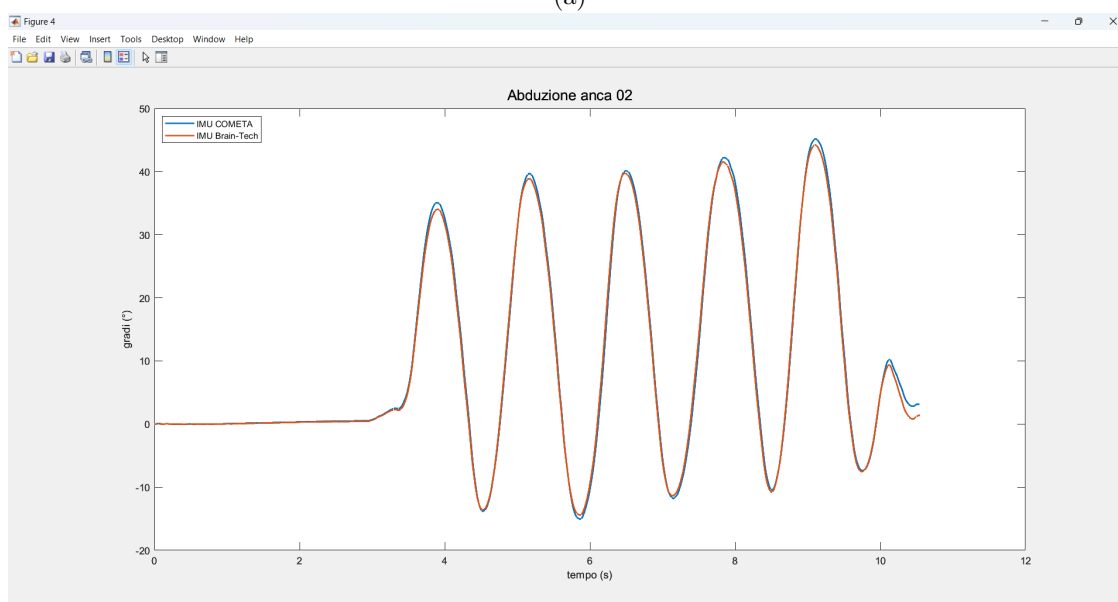


(b)

Figura 7.5. Andamento dell'angolo di flessione - estensione dell'anca nella prima (a) e seconda (b) prova omonima.

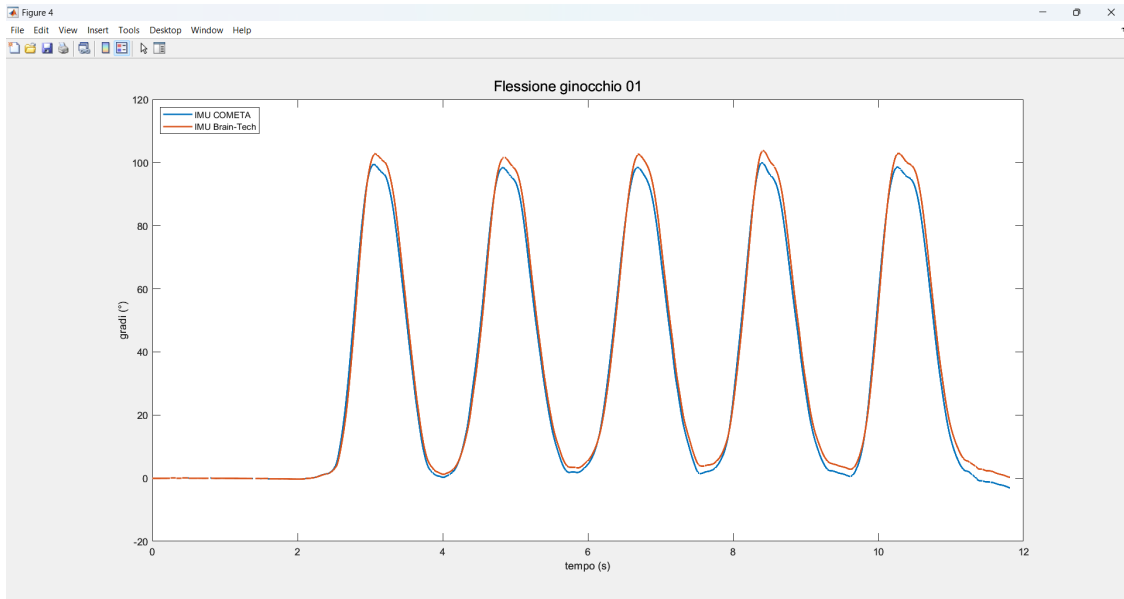


(a)

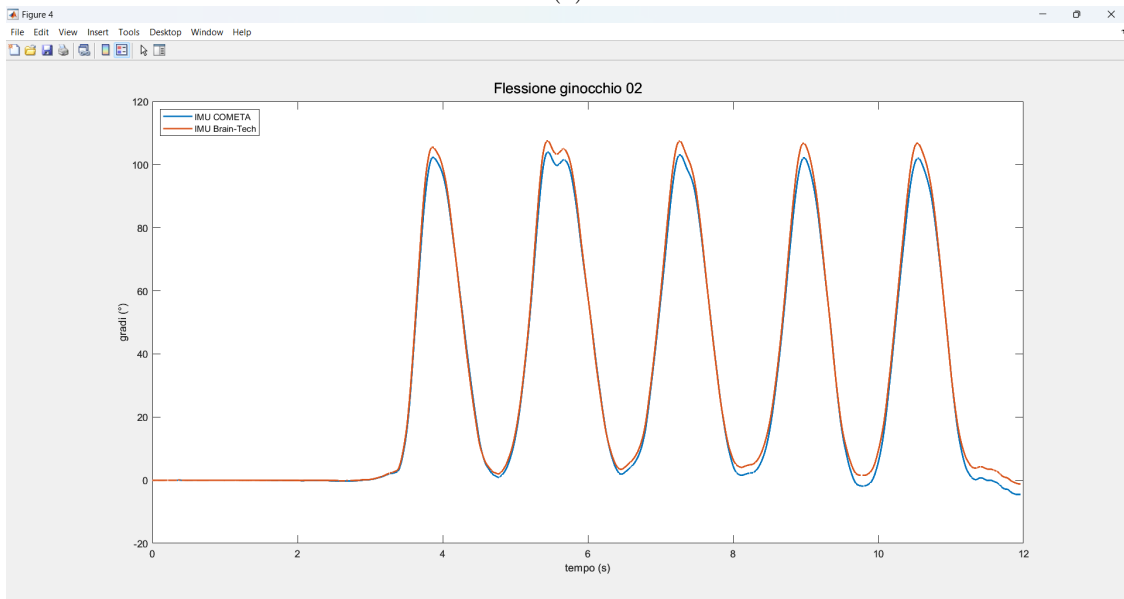


(b)

Figura 7.6. Andamento dell' angolo di abduzione - adduzione dell'anca nella prima (a) e seconda (b) prova omonima.



(a)



(b)

Figura 7.7. Andamento dell' angolo di flesso - estensione del ginocchio nella prima (a) e seconda (b) prova omonima.

Di seguito vengono riportati i risultati statistici ottenuti per ciascuna tipologia di prova sperimentale. I parametri calcolati (RMSE, RMSE% e Coefficiente di Correlazione di Pearson) sono inoltre riassunti nelle tabelle al termine del paragrafo.

- Camminata normale (prove 1 e 2): Per la prima prova di camminata normale, relativamente ai movimenti di flessione-estensione dell'anca, abduzione-adduzione dell'anca, rotazione

interna-esterna dell'anca e flessione del ginocchio, i risultati cinematici, stimati tramite il sistema di acquisizione IMU Custom (BT) hanno restituito, rispetto quelli ottenuti tramite il sistema di acquisizione IMU Cometa, valori di RMSE pari rispettivamente a 1.393° , 1.330° , 1.133° e 1.850° , con percentuali di errore (RMSE%) di 4.740%, 9.046%, 9.221% e 3.533%. I coefficienti di correlazione (CC) ottenuti sono stati pari a 0.987, 0.956, 0.889 e 0.991.

Durante la seconda prova di camminata normale, per le stesse articolazioni e movimenti, sono stati ottenuti valori di RMSE pari a 0.599° per la flessione dell'anca, 0.77814° per l'abduzione dell'anca, 1.229° per la rotazione dell'anca e 1.311° per la flessione del ginocchio. I corrispondenti RMSE% sono stati pari a 1.200%, 5.038%, 9.696% e 2.463%. I coefficienti di correlazione associati sono stati pari a 0.997, 0.981, 0.902 e 0.997.

- Camminata veloce (prove 1 e 2): Nella prima prova di camminata veloce, i risultati statistici relativi ai movimenti di flessione-estensione dell'anca, abduzione-adduzione dell'anca, rotazione interna-esterna dell'anca e flesso-estensione del ginocchio, ottenuti dal confronto dei due sistemi di acquisizione inerziali in esame sono stati: valori di RMSE pari a 0.711° , 1.169° , 0.935° e 1.690° , con percentuali di errore (RMSE%) corrispondenti di 1.845%, 6.099%, 7.571% e 2.645%. I coefficienti di correlazione (CC) calcolati per ciascun movimento sono stati pari a 0.998 per la flessione dell'anca, 0.953 per l'abduzione, 0.938 per la rotazione e 0.993 per la flessione del ginocchio.

Per quanto riguarda la seconda prova di camminata veloce, i risultati hanno mostrato valori di RMSE pari a 1.583° per la flessione dell'anca, 1.344° per l'abduzione dell'anca, 1.858° per la rotazione interna-esterna dell'anca e 2.851° per la flessione del ginocchio. Le rispettive percentuali di errore (RMSE%) sono risultate pari a 3.788%, 7.613%, 13.182% e 4.585%, mentre i coefficienti di correlazione (CC) tra i segnali stimati e quelli di riferimento sono stati pari a 0.990, 0.941, 0.836 e 0.988.

- Prove omonime: Per quanto riguarda le prove di flessione dell'anca, la prima ha restituito un valore di RMSE pari a 1.810° , con un errore percentuale (RMSE%) di 2.665% e un coefficiente di correlazione (CC) pari a 0.997. Nella seconda ripetizione, i valori ottenuti sono stati pari a 2.651° per l'RMSE, 3.527% per l'RMSE% e 0.994 per il CC.

Per il movimento di abduzione dell'anca, la prima prova ha mostrato un RMSE di 1.717° , un RMSE% di 3.037% e un CC pari a 0.994; nella seconda prova, l'RMSE è risultato pari a 0.771° , l'errore percentuale pari a 1.280% e il coefficiente di correlazione pari a 0.999.

Infine, per la flessione del ginocchio, i valori di RMSE sono stati pari a 2.892° e 2.268° rispettivamente per la prima e la seconda prova, con RMSE% di 2.808% e 2.091%, e coefficienti di correlazione pari a 0.998 e 0.999.

Camminata normale 01			
	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	1.393	4.740	0.987
Abd/adduzione anca	1.330	9.046	0.956
Intra/extra rotazione anca	1.133	9.221	0.889
Flesso-estensione ginocchio	1.850	3.533	0.991

Tabella 7.1. Risultati della prima prova di camminata normale: confronto tra sistemi di acquisizione inerziali IMU Custom (BT) e IMU WaveTrack, Cometa.

Camminata normale 02			
	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	0.600	1.997	0.997
Abd/adduzione anca	0.778	5.038	0.981
Intra/extra rotazione anca	1.229	9.697	0.902
Flesso-estensione ginocchio	1.312	2.463	0.997

Tabella 7.2. Risultati della seconda prova di camminata normale: confronto tra sistemi di acquisizione inerziali IMU Custom (BT) e IMU WaveTrack, Cometa.

Camminata veloce 01			
	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	0.711	1.845	0.998
Abd/adduzione anca	1.169	6.099	0.953
Intra/extra rotazione anca	0.935	7.571	0.938
Flesso-estensione ginocchio	1.691	2.646	0.993

Tabella 7.3. Risultati della prima prova di camminata veloce: confronto tra sistemi di acquisizione inerziali IMU Custom (BT) e IMU WaveTrack, Cometa.

Camminata veloce 02			
	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	1.583	3.788	0.990
Abd/adduzione anca	1.344	7.613	0.941
Intra/extra rotazione anca	1.858	13.182	0.836
Flesso-estensione ginocchio	2.851	4.585	0.988

Tabella 7.4. Risultati della seconda prova di camminata veloce: confronto tra sistemi di acquisizione inerziali IMU Custom (BT) e IMU WaveTrack, Cometa.

Prove omonime			
	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca 1	1.810	2.665	0.997
Flesso-estensione anca 2	2.651	3.527	0.994
Abd/adduzione anca 1	1.717	3.037	0.994
Abd/adduzione anca 2	0.771	1.280	0.999
Flesso-estensione ginocchio 1	2.892	2.808	0.998
Flesso-estensione ginocchio 2	2.268	2.091	0.999

Tabella 7.5. Risultati delle prove omonime: confronto tra sistemi di acquisizione inerziali IMU Custom (BT) e IMU WaveTrack, Cometa.

7.3 Discussione

Dal confronto degli andamenti cinematici stimati dal sistema di acquisizione Custom (BT) e da quello Cometa, è risultato che la flesso-estensione dell'anca è stata stimata in modo estremamente accurato dal sistema di acquisizione inerziale BT in tutte le condizioni sperimentali considerate, ovvero sia nelle prove di camminata che nelle prove monoarticolari. I valori di correlazione sono risultati costantemente elevati, superiori a 0.987 in tutte le prove, indicando un'ottima coerenza tra i segnali acquisiti dai due sistemi. Parallelamente, gli errori assoluti e relativi si sono mantenuti su valori molto contenuti: i valori di RMSE oscillano tra 0.599° e 2.651°, mentre gli RMSE% variano da un minimo di 1.997% a un massimo di 4.740%, a conferma della stabilità e dell'affidabilità del sistema BT anche in presenza di variabilità nelle condizioni di movimento.

Anche per il movimento di abduzione-adduzione dell'anca, il sistema IMU Custom (BT) ha mostrato una ottima capacità di stima rispetto al riferimento Cometa. I coefficienti di correlazione (CC) si mantengono su valori complessivamente elevati, con un minimo di 0.941 nella seconda prova di camminata veloce e un massimo di 0.999 nella seconda prova omonima, suggerendo una buona coerenza tra i segnali nei diversi contesti di acquisizione. I valori di RMSE variano da 0.771° a 1.717°, mentre le percentuali di errore (RMSE%) oscillano tra l'1.280% e il 9.046%, indicando una precisione apprezzabile, specialmente nelle prove focalizzate esclusivamente su questo grado di libertà. In particolare, le prove omonime mostrano prestazioni eccellenti, con errori molto contenuti e altissima correlazione, a conferma che la differenza dei risultati offerti dai due sistemi di acquisizione è minima quando il segnale del movimento è isolato da interferenze dovute a dinamiche multi-articolari più complesse.

Per quanto riguarda la rotazione interna-esterna dell'anca, il sistema IMU Custom (BT) ha mostrato risultati più eterogenei rispetto agli altri gradi di libertà articolari analizzati. I coefficienti di correlazione (CC) rimangono comunque su valori accettabili, compresi tra 0.836 e 0.938, a indicare una discreta coerenza tra i segnali stimati a partire dal sistema di acquisizione BT e quelli ricostruiti dal sistema Cometa, sebbene inferiore rispetto ai valori osservati per la flesso-estensione e l'abduzione. Dal punto di vista dell'errore, i valori di RMSE si mantengono inferiori a 1.858°, con percentuali di errore (RMSE%) più basse di 13.182%. Il fatto che errori assoluti contenuti

portino ad elevati errori percentuali, è legato al poco ROM di movimento dell'intra-extra rotazione durante il gait.

Il movimento di flessione-estensione del ginocchio è stato stimato con ottima accuratezza dal sistema IMU Custom (BT), mostrando una notevole coerenza rispetto ai dati acquisiti tramite il sistema Cometa. I coefficienti di correlazione (CC) risultano costantemente molto elevati, con valori sempre maggiori di 0.988, a indicare una corrispondenza quasi perfetta tra i segnali acquisiti dai due sistemi in tutte le prove eseguite. Anche gli errori assoluti (RMSE) si mantengono contenuti, variando tra 1.311° e 2.892° , con errori percentuali (RMSE%) sempre inferiori al 5%. In particolare, le prove omonime evidenziano un'accuratezza eccellente, con RMSE% pari a 2.091% e 2.808% e coefficienti di correlazione superiori a 0.998, a conferma della stabilità e ripetibilità della stima del movimento quando isolato dagli altri gradi di libertà.

7.4 Conclusioni

In questa terza sessione sperimentale, come in quelle precedenti, sono stati analizzati quattro gradi di libertà articolari dell'arto inferiore: flessione-estensione dell'anca, abduzione-adduzione dell'anca, rotazione interna-esterna dell'anca e flessione-estensione del ginocchio. L'obiettivo principale è stato quello di confrontare la stima dell'andamento temporale degli angoli suddetti, ottenuta mediante due differenti sistemi di acquisizione inerziale: uno di tipo commerciale (IMU WaveTrack, Cometa) e uno sviluppato internamente in collaborazione con l'azienda Brain-Technologies.

A differenza delle sessioni precedenti, in cui la stereofotogrammetria costituiva il riferimento, in questo caso il confronto è stato effettuato direttamente tra i due sistemi di acquisizione inerziale, in quanto si è voluto migliorare il set up rispetto alla seconda sessione. Tale scelta ha reso necessario rinunciare all'utilizzo della stereofotogrammetria come riferimento, poiché il posizionamento dei markers previsto dal protocollo Plug-In Gait non è compatibile con una vestizione adeguata del soggetto con le IMU custom, a causa dell'elevato ingombro delle breadboard su cui sono poggiati i sensori.

Il set up sperimentale è stato quindi ottimizzato rispetto alla seconda sessione sperimentale, riprendendo l'approccio adottato nella prima sessione, con un posizionamento strategico dei sensori sui segmenti corporei per garantire una stima cinematica più affidabile.

Per entrambi i sistemi di acquisizione inerziali considerati, è stato utilizzato l'algoritmo proposto da Vargas come algoritmo di calibrazione sensore-segmento, scelto come più funzionale dalla prima sessione sperimentale.

I due sistemi di acquisizione inerziale analizzati hanno mostrato un'elevata coerenza nella stima degli angoli articolari, con alti coefficienti di correlazione e bassi livelli di errore in tutte le prove eseguite. In particolare, le prestazioni risultano particolarmente robuste nelle prove monoarticolari, suggerendo che l'isolamento del movimento contribuisca a migliorare l'affidabilità

della misura da parte di entrambi i sistemi.

È importante sottolineare che il confronto tra i due sistemi di acquisizione è stato effettuato su un singolo soggetto. Pertanto, i risultati ottenuti non possono essere generalizzati né considerati validi su scala statistica per una popolazione più ampia. Studi futuri potrebbero ampliare il campione coinvolto, includendo soggetti con differenti caratteristiche antropometriche e motorie, al fine di valutare la coerenza del confronto anche in un contesto interindividuale e analizzare le eventuali differenze nei pattern articolari tra individui diversi.

In conclusione, i risultati ottenuti indicano che il sistema custom sviluppato in questo progetto, rappresenta, in linea teorica, una possibile alternativa low cost a sistemi di acquisizione inerziali di tipo commerciale. Ogni sensore custom ha infatti un costo complessivo di circa 30 euro, rispetto a un sistema Cometa con 3 IMU, ricevitore WavePlus e case di ricarica, il cui costo complessivo si aggira intorno ai 10-15.000 euro.

È opportuno evidenziare che il sistema custom è attualmente in una fase prototipale decisamente embrionale, per cui sono infinite le migliorie, sia sul piano hardware che firmware, che possono essere pensate ed applicate, ma che porterebbero anche ad un aumento dei costi del sistema di acquisizione:

- Miniaturizzazione dell'hardware: l'adozione di breadboard più compatte e meno ingombranti agevolerebbe la vestizione del soggetto e renderebbe il sistema compatibile con altri sistemi di acquisizione, come la stereofotogrammetria, per permettere un confronto coerente con tale riferimento.
- Integrazione di batterie ricaricabili: l'inserimento di batterie ricaricabili all'interno dell'hardware del sensore eliminerebbe la necessità di batterie esterne portatili collegate tramite cavi, eliminando il problema di scollegamento dell'alimentazione incontrato nella seconda sessione sperimentale. Ciò migliorerebbe l'ergonomia e la portabilità del sistema.
- Interfacce utente visive: l'adozione di microcontrollori dotati di LED programmabili consentirebbe una gestione più intuitiva dello stato del sensore (es. accensione, trasmissione, carica, disconnessione), tramite codifica a colori, aumentando l'usabilità in fase sperimentale.
- Sistema di ricezione centralizzata: l'introduzione di una base ricevente, alla quale i sensori inviano i dati e la quale li invia, a sua volta, al calcolatore, permetterebbe di sincronizzare il sistema di acquisizione costruito con altri sistemi utilizzati in parallelo, sfruttando i segnali di trigger provenienti dai vari sistemi di acquisizione.
- Aggiunta di un sistema di verifica automatica all'interno del codice sorgente, in grado di bloccare l'inizio della registrazione qualora il numero di sensori attivi non corrisponda a quello atteso. Il sistema dovrebbe inoltre monitorare lo stato di connessione durante l'acquisizione, notificare l'utente in caso di disconnessioni e, se necessario, interrompere la sessione fornendo un messaggio diagnostico contenente la causa dell'errore (es. disconnessione da rete Wi-Fi, caduta MQTT, ecc.).

Tali ottimizzazioni, sebbene comportino un incremento dei costi rispetto alla configurazione attuale, manterrebbero comunque un impatto economico limitato rispetto alle soluzioni commerciali attualmente disponibili, e contribuirebbero in maniera sostanziale a migliorare l'affidabilità, la scalabilità e la versatilità complessiva del sistema.

Capitolo 8

Caso di studio

8.1 Postura ed Equilibrio

La postura è la configurazione istantanea del corpo nello spazio, determinata dall'interazione tra più afferenze sensoriali ed il sistema muscoloscheletrico [84]. L'equilibrio posturale, ossia la condizione in cui le forze agenti sul corpo risultano bilanciate [82], è garantito dal sistema di controllo posturale. In particolare, ogni forza applicata al corpo influisce sull'accelerazione del centro di massa (CoM), quindi il sistema di controllo posturale agisce modulando le forze muscolari in modo da mantenere la proiezione verticale del CoM all'interno della base di appoggio, condizione necessaria per la stabilità in stazione eretta.

In stazione eretta, le principali forze esterne che agiscono sul corpo sono la forza di gravità, applicata al centro di massa, e la reazione vincolare tra i piedi ed il suolo. Spostamenti della massa corporea comportano variazioni del CoM, mentre modifiche della coppia muscolare alla caviglia determinano lo spostamento del centro di pressione (CoP). Per contrastare la naturale tendenza dell'uomo a cadere sotto l'effetto della forza di gravità, il sistema di controllo posturale adotta strategie volte a portare la proiezione del CoM a coincidere con la posizione del CoP. Le principali strategie adottate sono [82, 83]:

- Strategia di caviglia: regola la posizione del CoP modulando l'attività dei muscoli flessori plantari e dorsiflessori della caviglia. È la strategia più usata per mantenere la posizione ortostatica, in quanto è efficace per perturbazioni minime, ma limitata in caso di sbilanciamenti ampi a causa dell'elevato momento d'inerzia attorno alla caviglia.
- Strategia d'anca: sfrutta rapidi movimenti flesso-estensori dell'anca per riportare il CoM nella base di appoggio. Richiede minore attivazione muscolare rispetto a quella di caviglia ed è impiegata per perturbazioni moderate o in presenza di superfici strette o instabili, quando il soggetto non è in grado di generare una coppia alla caviglia risulta adeguata.
- Strategia del passo: prevede l'esecuzione di un passo nella direzione dello sbilanciamento. È adottata per squilibri ampi e improvvisi, quando le altre strategie risultano inefficaci o il

CoM ha già superato la base di appoggio.

La stabilità posturale può essere suddivisa in due categorie: statica e dinamica. La stabilità statica consiste nel mantenimento dell'equilibrio in assenza di sollecitazioni; al contrario, in quella dinamica si hanno sollecitazioni imposte dall'esterno, come cambiamenti nelle afferenze sensoriali o stimoli meccanici esterni.

8.1.1 Posturografia

Le prestazioni del sistema di controllo posturale possono essere valutate misurando l'ampiezza delle oscillazioni corporee a cui l'individuo è soggetto.

L'analisi della stabilità posturale è effettuata al fine di migliorare numerosi aspetti della vita quotidiana, ma anche di diagnosticare eventuali patologie correlate, monitorare la salute e migliorare le prestazioni atletiche [85]. In particolare, per le persone anziane o con malattie neurologiche o muscolari, la valutazione dei parametri di equilibrio permette di ridurre il rischio di caduta. Inoltre, tale valutazione consente di controllare l'esecuzione dei movimenti al fine di prevenire gli infortuni in ambito sportivi o, al più, di garantire il recupero.

La tecnica di valutazione clinica attualmente utilizzata per quantificare le performance del sistema di controllo posturale è la posturografia. La posturografia è un esame clinico, non invasivo, che permette, attraverso una pedana di forza, di registrare le oscillazioni del CoP di un soggetto.

La pedana di forza è uno strumento capace di misurare la reazione vincolare esercitata tra i piedi del soggetto ed il terreno. Essa è costituita da un piano rigido, di solito rettangolare, appoggiato su 4 celle di carico, disposte ai quattro angoli della pedana, che misurano la forza di reazione al terreno. Nel momento in cui il soggetto sale sulla pedana provoca una deformazione del piano e di conseguenza delle 4 celle di carico. Sulla base della deformazione subita, ciascuna cella fornisce in output un segnale elettrico proporzionale alla forza su di essa applicata per effetto del carico. Note le forze agenti su ciascuna cella e la posizione geometrica delle celle è possibile ricavare le coordinate del CoP attraverso l'equilibrio dei momenti. Ad esempio, data la pedana di forza rappresentata in , le coordinate del CoP possono essere calcolate attraverso le seguenti equazioni:

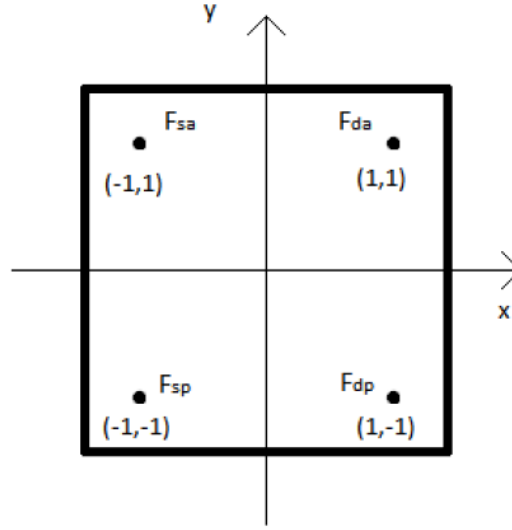


Figura 8.1. Diagramma pedana di forza con le relative celle di carico. [84]

$$X_{CoP} = \frac{(F_{da} + F_{dp}) - (F_{sa} + F_{sp})}{F_{sa} + F_{da} + F_{sp} + F_{dp}} \quad (8.1)$$

$$Y_{CoP} = \frac{(F_{da} + F_{sa}) - (F_{dp} + F_{sp})}{F_{sa} + F_{da} + F_{sp} + F_{dp}} \quad (8.2)$$

A seconda delle condizioni in cui l'equilibrio del paziente viene testato, la posturografia viene classificata in due categorie: statica e dinamica.

- La posturografia statica consiste nel valutare il controllo posturale in posizione ortostatica, misurando le oscillazioni del corpo in condizioni di quiete. È spesso impiegata per testare l'efficienza dei sistemi sensoriali coinvolti nell'equilibrio. Tuttavia, in condizioni basali, la ridondanza tra i sistemi sensoriali può mascherare eventuali deficit, consentendo al soggetto di mantenere comunque agevolmente l'equilibrio. Per evidenziare tali deficit, si introduce uno stress sensoriale alterando o sopprimendo un input, ad esempio chiudendo gli occhi (sistema visivo) o usando un tappetino deformabile (sistema somatosensoriale).
- La posturografia dinamica, invece, consiste nel valutare il controllo posturale del soggetto in risposta a perturbazioni esterne, come movimenti della base di appoggio o impulsi applicati al tronco o al bacino. Questa tecnica è impiegata per analizzare tempi di risposta e capacità di recupero dell'equilibrio a seguito di stimoli improvvisi.

Nel corso degli anni, per confrontare i pazienti in modo oggettivo, sono stati sviluppati diversi protocolli svolti a standardizzare la metodologia di perturbazione:

- Sensory Organization Test (SOT) [86, 87]: permette di valutare la capacità del soggetto di integrare e modulare le informazioni sensoriali in presenza di conflitti sensoriali indotti

tramite il movimento della base d'appoggio e/o del campo visivo. Il test si esegue su una pedana di forza computerizzata e mobile, abbinata a uno schermo anch'esso mobile, e prevede sei condizioni sperimentali che alterano selettivamente gli input visivi, somatosensoriali e vestibolari. L'analisi dei risultati consente di individuare eventuali deficit nell'integrazione sensoriale dell'equilibrio.

- Motor Control Test (MCT) [87]: permette di valutare la prontezza del soggetto nel recuperare l'equilibrio in seguito ad una perturbazione improvvisa, data dalla pedana di forza che può traslare in direzione antero-posteriore.
- Adaptation Test (ADT) [87]: permette di valutare la capacità del paziente di adattarsi a rotazioni rapide e improvvise della pedana di forza sulla quale esso si trova.

8.1.2 PGAS

Nonostante la validità dei protocolli SOT, MCT e ADT, è nata negli anni la necessità di sviluppare sistemi alternativi per studiare l'equilibrio in condizioni dinamiche più realistiche. Questo perché, nella vita quotidiana, le perturbazioni posturali derivano più spesso da urti o ostacoli durante il cammino, piuttosto che da movimenti della base d'appoggio. Studi come Hof e Duysens [88], ad esempio, hanno analizzato la stabilità laterale durante il cammino colpendo, tramite impulsi pneumatici, un soggetto intento a camminare su un treadmill. Potocanac [89] ha, invece, indagato le strategie di adattamento adottate di fronte all'apparizione improvvisa di un ostacolo lungo il tragitto del soggetto. Altri studi [90, 91, 92], invece, si sono concentrati sullo sviluppo di sistemi, basati su pulegge, in grado di perturbare il soggetto in direzione medio-laterale.

In questo caso di studio è stato impiegato un sistema automatico per la valutazione quantitativa dell'equilibrio, denominato PGAS (Perturbation Generation and Analysis System, 8.2). Tale dispositivo consente l'esecuzione di test di posturografia dinamica mediante l'applicazione controllata di perturbazioni al corpo del soggetto e la conseguente analisi della risposta posturale. Il PGAS presenta il vantaggio di essere in grado di automatizzare sia la generazione della perturbazione, sia la rilevazione e l'extrapolazione dei parametri descrittivi della risposta posturale del paziente. Il processo di test è quindi indipendente dall'operatore, riuscendo ad offrire ripetibilità e robustezza all'analisi. Un secondo elemento chiave del sistema impiegato è rappresentato dall'opportunità di adattare il test, quindi la perturbazione posturale, alle caratteristiche anatomiche e psico-fisiche del soggetto grazie all'architettura flessibile del sistema e alla logica di controllo appositamente sviluppata. Il PGAS, infatti, permette di modificare le caratteristiche (ampiezza, durata) della forza impressa, oltre al numero, la sequenza, la direzione e il punto di applicazione dei disturbi generati.



Figura 8.2. Sistema prototipale PGAS.

Le potenziali applicazioni cliniche del sistema includono la diagnosi di disfunzioni vestibolari e patologie neurologiche (es. morbo di Parkinson, atassia cerebellare, post-stroke, sclerosi multipla), nonché il monitoraggio dell'efficacia di terapie farmacologiche e riabilitative volte al miglioramento delle capacità di controllo posturale. Inoltre, il sistema può essere impiegato per la valutazione del rischio di caduta in soggetti anziani. Altre possibili applicazioni sono la medicina legale e la medicina del lavoro per la valutazione della capacità di mantenere l'equilibrio in seguito ad eventi traumatici e il reinserimento sul lavoro.

Il PGAS consiste di due parti principali:

- il dispositivo di applicazione del disturbo posturale (detto perturbatore);
- l'apparato di rilevazione e analisi della risposta posturale.

Le due parti sono coordinate e gestite da software e strumentazione dedicata per l'implementazione del sistema di controllo, la customizzazione del protocollo clinico, il monitoraggio dei segnali prodotti, la calibrazione dei sensori e, infine, la visualizzazione dei risultati dell'analisi, intesi come

la correlazione tra i parametri descrittivi della risposta posturale e le caratteristiche del disturbo applicato.

Si possono individuare diverse specifiche di progetto per gli elementi che costituiscono il sistema complessivo.

- Requisiti e specifiche del perturbatore: il perturbatore è l'elemento centrale per garantire che l'analisi venga condotta in modo ripetibile ed efficace. In particolare, esso ha il compito di sviluppare una forza di contatto impulsiva con specifiche selezionabili, all'interno di range significativi per l'applicazione (20-100 N di ampiezza, 50-250 ms di durata). La piena sicurezza per il soggetto è demandata in parte alla logica di controllo, e in parte all'hardware attraverso opportune strategie, come l'implementazione di fine corsa meccanici e l'utilizzo di una interfaccia in materiale morbido nella zona di contatto tra il perturbatore e il corpo del soggetto. Dal punto di vista tecnologico, il perturbatore è basato su un attuatore lineare elettromeccanico azionato da un opportuno driver su cui interviene la logica di controllo. Essa è costituita da un controllore di tipo MPC (Model Predictive Control) con un doppio riferimento sulla velocità dell'attuatore e sulla forza di contatto sviluppata all'interfaccia, che è monitorata continuamente da un sensore di forza. Al controllore è affidato il compito di generare perturbazioni secondo il profilo di forza impostato.
- Requisiti e specifiche del sistema di rilevazione della risposta posturale: in seguito all'applicazione della perturbazione, è necessario misurare la risposta posturale in modo da correlarla alle specifiche del disturbo impresso. Nella sua versione attuale, il sistema sfrutta una pedana di forza multi-assiale a tecnologia estensimetrica per la stima delle oscillazioni del centro di pressione (CoP), cioè il punto in cui è idealmente scambiata la forza di reazione con il terreno.

8.2 Prova Sperimentale Condotta

Come già affermato in precedenza, il PGAS sfrutta una pedana di forza multi-assiale per la stima delle oscillazioni del CoP. Sebbene la misura tramite pedana rappresenti uno standard nelle applicazioni riguardanti lo studio dell'equilibrio e della postura, in questa sessione sperimentale si è cercato di integrare un sistema di rilevazione differente, come il sistema di acquisizione inerziale Custom sviluppato in questo progetto, con il fine di arricchire i dati della risposta posturale.

8.2.1 Strumentazione

In questa prova, quindi, è stato utilizzato il sistema PGAS per perturbare meccanicamente il soggetto durante le prove, sfruttando la possibilità intrinseca al sistema di selezionare le diverse specifiche della forza di contatto da imprimere al paziente.

Per misurare la risposta posturale e correlarla ai differenti impulsi impressi, invece, sono stati sfruttati in parallelo i seguenti sistemi di acquisizione:

- Pedana dinamometrica: presenta al suo interno dei sensori estensimetrici che permettono di rilevare le componenti tridimensionali delle forze (F_x , F_y , F_z) e dei momenti (M_x , M_y , M_z) ad una frequenza di campionamento di 310 Hz per i segnali negli assi x ed y e 370 per le forze e momenti rilevate nell'asse z. La pedana è dotata di un amplificatore, che gestisce internamente la conversione digitale, il filtraggio e l'oversampling. In particolare, in questa sessione sperimentale, i segnali sono stati ricampionati ad una frequenza di 1000 Hz. Dei segnali in uscita dalla pedana, in questa sessione sperimentale, è stato sfruttato l'andamento del CoP, calcolato come in 8.1. La sincronizzazione tra la pedana dinamometrica e il sistema perturbatore è garantita da un collegamento hardware dedicato, che invia un segnale trigger condiviso a entrambi i dispositivi.
- Sistema di acquisizione inerziale BT: i sensori utilizzati hanno registrato segnali a 9 DOF, fornendo orientamenti in forma quaternionica e dati grezzi a una frequenza di 140.6 Hz. Tali segnali sono stati successivamente ricampionati a 1000 Hz in Matlab, per mantenere coerenza con i dati provenienti dalla pedana di forza. Non è stato possibile sincronizzare l'acquisizione con i dati provenienti dalla pedana di forza e dal perturbatore. Per questo è stata condotta una sincronizzazione in post-processing. Per questo sistema di acquisizione sono stati impiegati l'algoritmo di calibrazione sensore-segmento proposto da Vargas 3.1.2, le convenzioni descritte da Grood e Suntay 3.2 per la determinazione degli angoli articolari, l'algoritmo di sensor fusion di Madgwick 3.3 e la conseguente strategia di riallineamento al sistema di riferimento Cometa descritta nel capitolo 6. All'interno dello stesso capitolo è presente anche la procedura di inizializzazione dell'acquisizione tramite le IMU custom effettuata durante questa sessione sperimentale.

8.2.2 Soggetto e Prove

In questa sessione sperimentale è stata sfruttata la partecipazione di un solo soggetto, ovvero lo stesso presente nella prima e seconda sessione. Su di esso sono stati posizionati i 3 sensori inerziali Brain-Tech, precisamente su pelvi, coscia e gamba, come mostrato in figura:

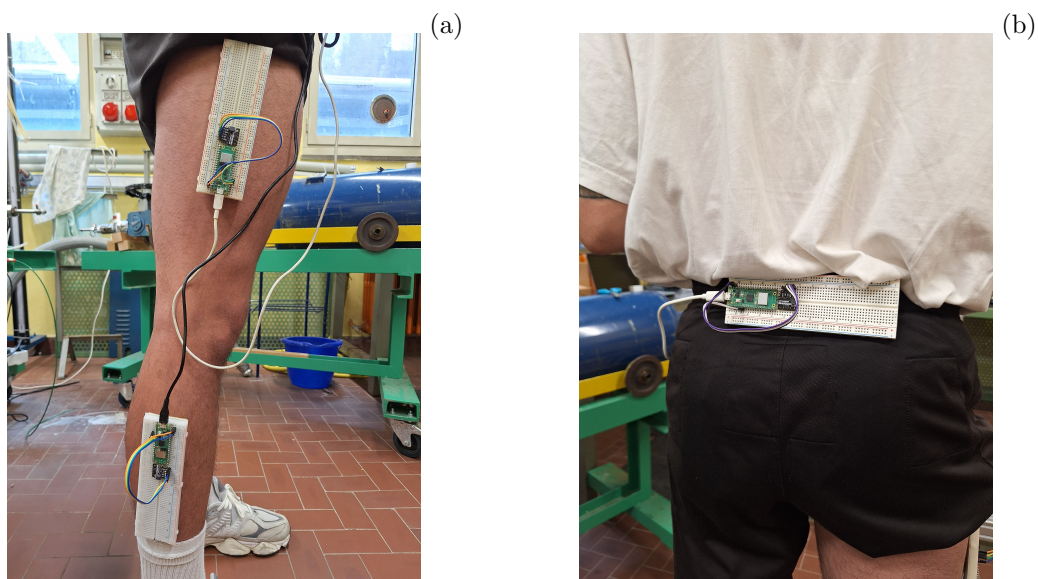


Figura 8.3. Vista laterale (a) e posteriore (b) dei sensori inerziali posizionati sul soggetto.

Nelle figure sottostanti è possibile vedere il sistema di perturbazione PGAS con i due sistemi di acquisizione utilizzati in questa sessione sperimentale:

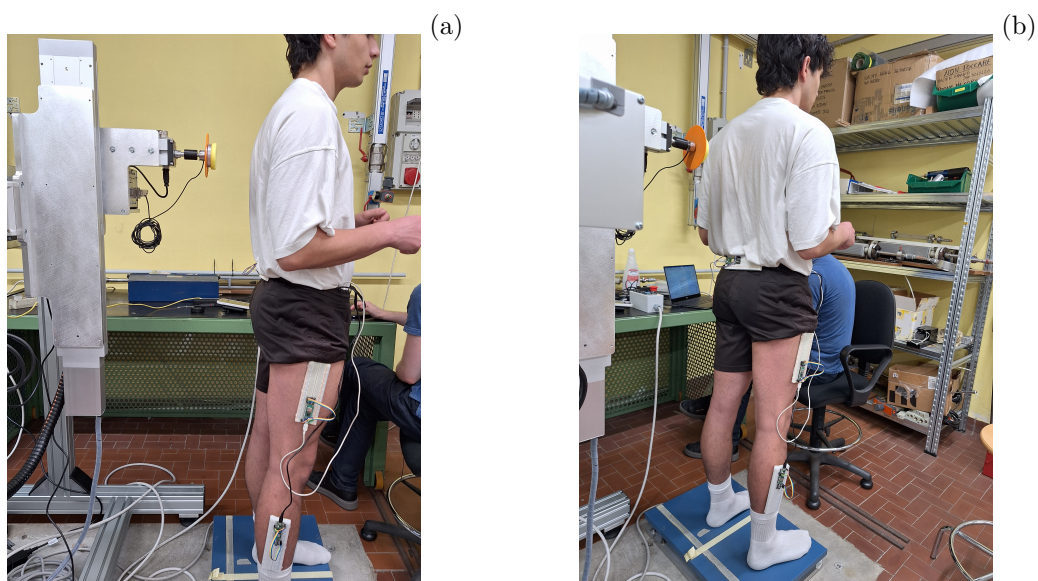


Figura 8.4. Vista laterale (a) e posteriore (b) del soggetto sul sistema PGAS.

Prove di Acquisizione

In questa sessione sperimentale, al soggetto è stato richiesto di affrontare otto prove di perturbazione meccanica, nelle quali sono stati sistematicamente variati tre parametri:

- Intensità della perturbazione, su due livelli:
 - Low (L): impulsi di 40 N per 100 ms
 - High (H): impulsi di 40 N per 250 ms
- Altezza di applicazione del disturbo:
 - Top (T): a livello interscapolare (133 cm dalla base d'appoggio)
 - Bottom (B): a livello lombare (117 cm dalla base d'appoggio)
- Condizione visiva:
 - Eyes Open (EO): occhi aperti
 - Eyes Closed (EC): occhi chiusi

In ognuna di queste prove, il soggetto è stato perturbato per 5 volte, con un intervallo di tempo tra una perturbazione e l'altra di 10s in modo tale da dare il tempo necessario al soggetto di recuperare la posizione di equilibrio prima del disturbo successivo.

8.2.3 Risultati

Post-processing

Come già detto precedentemente, i segnali grezzi restituiti dal sistema inerziale sono stati ricampionati in Matlab alla frequenza di 1000 Hz per garantire coerenza e permettere la sincronizzazione con i segnali in uscita dalla pedana dinamometrica. In particolare, questo allineamento è avvenuto considerando il segnale di forza misurato dal sistema del perturbatore e il segnale di accelerazione lungo l'asse anteroposteriore acquisito dall'IMU posizionata sulla pelvi. Per entrambi i segnali è stato identificato il primo istante in cui veniva superata una determinata soglia (in termini di forza e accelerazione, rispettivamente). La sincronizzazione è avvenuta, quindi, rimuovendo, all'inizio dei segnali provenienti dal sistema di acquisizione inerziale, la differenza in termini di numero di campioni tra questi due istanti identificati.

Per ridurre le componenti ad alta frequenza presenti nei segnali angolari stimati dalle IMU, è stato applicato un filtro passa basso di Butterworth di quarto ordine con frequenza di taglio pari a 5 Hz, al fine di rendere i tracciati più regolari e biomeccanicamente plausibili.

Parametri Calcolati

In questa sessione sperimentale, l'obiettivo è stato quello di affiancare alle misure ottenute tramite pedana dinamometrica, delle stime ricavate da sensori inerziali, al fine di analizzare congiuntamente il comportamento posturale del soggetto in risposta a perturbazioni esterne.

Il primo parametro calcolato è stato l'andamento della proiezione del Centro di Massa (CoM) al suolo. Per calcolare questa proiezione è stato sfruttato il modello DIP (Double Inverse Pendulum) 8.5, in cui i segmenti di gamba e ginocchio sono stati pensati come vincolati rigidamente

anziché articolati tramite una cerniera. Questa semplificazione può essere giustificata dal fatto che durante la perturbazione il ginocchio tende ad estendere di pochi gradi rispetto alla posizione di equilibrio in cui è leggermente flesso. In questo modo, gamba e coscia risultano approssimativamente allineati e possono essere trattati come un singolo segmento rigido. Nel modello DIP i vincoli di caviglia ed anca, invece, sono assunti come delle cerniere, a differenza del modello SIP (Single Inverse Pendulum) in cui l'articolazione dell'anca è pensata come un vincolo rigido. Nel modello utilizzato in questo caso di studio, a ciascun segmento è associata una massa puntiforme localizzata nella posizione del centro di massa del segmento stesso.

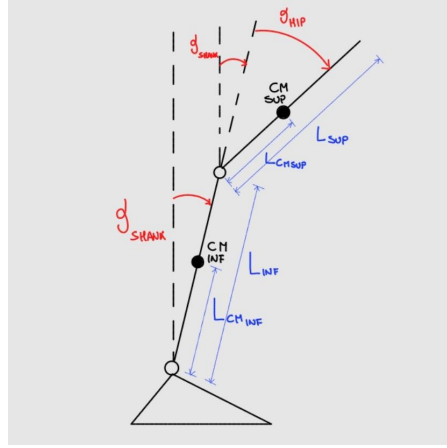


Figura 8.5. Modello Double Inverse Pendulum.

La massa e la posizione del CoM di ciascun segmento sono state definite sulla base relazione antropometriche riportate da Dempster et al. all'interno del loro lavoro [93].

Una volta fissati i seguenti parametri:

Simbolo	Descrizione	Formula / Valore
M	Massa totale del soggetto	80 kg
M_{inf}	Massa dei segmenti inferiori (cosce + gambe)	$0,161 \cdot M$ [93]
M_{sup}	Massa dell'estremità superiore (tronco, testa e braccia)	$0,678 \cdot M$ [93]
L_{inf}	Lunghezza del segmento gambe + coscia	85 cm
L_{sup}	Lunghezza del busto	88 cm
$L_{CM,inf}$	Distanza del centro di massa inferiore dalla caviglia	$0,553 \cdot L_{inf}$ [93]
$L_{CM,sup}$	Distanza del centro di massa superiore dall'anca	$0,374 \cdot L_{sup}$ [93]

Tabella 8.1. Parametri antropometrici utilizzati nel modello

La proiezione del CoM lungo l'asse anteroposteriore è calcolata nel modo seguente:

Posizione orizzontale del CoM degli arti inferiori:

$$x_{CM,inf} = L_{CM,inf} \cdot \sin(\theta_{shank}) \quad (8.3)$$

Posizione orizzontale dell'anca:

$$x_{anca} = L_{inf} \cdot \sin(\theta_{shank}) \quad (8.4)$$

Posizione orizzontale del CoM del busto:

$$x_{CM,sup} = x_{anca} + L_{CM,sup} \cdot \sin(\theta_{shank} + \theta_{hip}) \quad (8.5)$$

Proiezione anteroposteriore del CoM totale:

$$x_{CoM} = \frac{m_{inf} \cdot x_{CM,inf} + m_{sup} \cdot x_{CM,sup}}{m_{inf} + m_{sup}} \quad (8.6)$$

Sostituendo i termini:

$$x_{CoM} = \frac{m_{inf} \cdot L_{CM,inf} \cdot \sin(\theta_{shank}) + m_{sup} \cdot [L_{inf} \cdot \sin(\theta_{shank}) + L_{CM,sup} \cdot \sin(\theta_{shank} + \theta_{hip})]}{m_{inf} + m_{sup}} \quad (8.7)$$

Raggruppando:

$$x_{CoM} = \frac{(m_{inf} \cdot L_{CM,inf} + m_{sup} \cdot L_{inf}) \cdot \sin(\theta_{shank}) + m_{sup} \cdot L_{CM,sup} \cdot \sin(\theta_{shank} + \theta_{hip})}{m_{inf} + m_{sup}} \quad (8.8)$$

L'angolo θ_{hip} rappresenta la flessione-estensione dell'articolazione dell'anca, come già descritto nel presente lavoro. L'angolo θ_{shank} , invece, è stato definito come angolo assoluto del segmento gamba rispetto alla verticale, calcolato a partire dal prodotto scalare tra la direzione longitudinale della gamba nell'istante di riferimento (equilibrio statico) e la stessa direzione osservata durante lo svolgimento del test. I riferimenti posturali, sia per θ_{hip} che θ_{shank} , espressi in termini di quaternioni, sono stati ricalcolati rispetto alla posizione di equilibrio statico che precede ciascuna perturbazione. L'andamento del centro di massa (x_{CoM}) stimato è stato successivamente confrontato con la traiettoria anteroposteriore del centro di pressione (CoP), misurata tramite la pedana di forza.

Il secondo parametro considerato è l'RMS dell'accelerazione lungo l'asse anteroposteriore registrata dalla IMU posizionata sulla pelvi. Questo fornisce informazioni sull'intensità complessiva del movimento in risposta alla perturbazione [96, 97, 99, 100, 101, 102]. La RMS è stata calcolata secondo la formula:

$$a_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a_i^2} \quad (8.9)$$

dove a_i rappresenta l'i-esimo campione dell'accelerazione lungo l'asse anteroposteriore. N è il numero di campioni totali presi in considerazione.

Poiché l'impatto generato dalla perturbazione determina un picco iniziale dovuto principalmente

al contatto meccanico tra il perturbatore e il corpo del soggetto, si è reso necessario escludere questa fase dal calcolo dell'RMS dell'accelerazione. Per ogni impulso, la finestra temporale utilizzata è stata quindi definita a partire dal momento in cui si osserva uno spostamento del centro di pressione (CoP), assumendo che tale istante segni l'inizio della risposta posturale attiva del soggetto. In particolare, per determinare l'istante iniziale, è stato identificato il primo punto successivo alla perturbazione in cui il valore della velocità del CoP (ovvero la derivata del suo spostamento) ha superato due volte la sua deviazione standard. L'istante finale, invece, è stato preso sei secondi successivamente al picco dell'accelerazione. Questa scelta è stata fatta sulla base di osservazioni empiriche, ritenendo tale finestra sufficiente al soggetto per tornare nella situazione di equilibrio. È stato calcolato il valore RMS dell'accelerazione anteroposteriore successivamente ad ognuna delle perturbazioni impresse. Dai 5 valori RMS ottenuti si è poi fatta la media per ottenere un valore unico indicativo della prova.

Il terzo parametro analizzato è la Jerkiness, ovvero la rapidità di variazione dell'accelerazione nel tempo, indicativa della fluidità del movimento. Anche in questo caso l'interesse è stato verso il sensore inerziale applicato sulla pelvi. La Jerkiness è stata calcolata secondo quanto descritto da Lyu et al. [94] e da Feliuss et al. [96], adattando il metodo all'analisi unidirezionale lungo l'asse anteroposteriore.:

$$\text{Jerkiness} = \int_0^{t_f} \left(\frac{da}{dt} \right)^2 dt \quad (8.10)$$

dove $\frac{da}{dt}$ è la derivata del segnale di accelerazione lungo l'asse anteroposteriore. La finestra temporale utilizzata per il calcolo è stata la stessa dell'RMS dell'accelerazione, sempre con l'obiettivo di valutare esclusivamente la risposta posturale del soggetto. Come per l'RMS, è stato calcolato il valore di jerkiness successivamente a ciascuna delle cinque perturbazioni, e i valori ottenuti sono stati mediati per ottenere un singolo indicatore rappresentativo dell'intera prova.

Un ulteriore parametro analizzato è stato l'ellisse di confidenza al 95%, costruita per racchiudere approssimativamente il 95% dei punti nel piano anteroposteriore (AP) – mediolaterale (ML) relativi all'accelerazione registrata dalla IMU. [97, 98, 99, 100]

Nel nostro caso, l'ellisse è stata stimata replicando quanto fatto per una distribuzione bivariata normale da Prieto et al. [95], secondo cui i semiasse maggiore e minore (a e b) sono calcolati come:

$$a = [F_{0.05[2, n-2]} (s_{AP}^2 + s_{ML}^2 + D)]^{1/2} \quad (8.11)$$

$$b = [F_{0.05[2, n-2]} (s_{AP}^2 + s_{ML}^2 - D)]^{1/2} \quad (8.12)$$

dove:

- $F_{0.05[2, n-2]}$ è il valore della statistica F alla soglia di confidenza del 95%, con n punti dati e due variabili (AP e ML);
- s_{AP}^2 e s_{ML}^2 sono le varianze delle componenti anteroposteriore e mediolaterale dell'accelerazione;

- D è un termine che tiene conto della covarianza tra le due componenti, ed è calcolato come:

$$D = [(s_{AP}^2 + s_{ML}^2)^2 - 4(s_{AP}^2 s_{ML}^2 - s_{AP ML}^2)]^{1/2} \quad (8.13)$$

dove $s_{AP ML}$ rappresenta la covarianza tra i segnali AP e ML, stimata come:

$$s_{AP ML} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N AP[n] \cdot ML[n] \quad (8.14)$$

I valori numerici estratti dall'ellisse costruita sono

$$Area_{95\%} = \pi \cdot a \cdot b \quad (8.15)$$

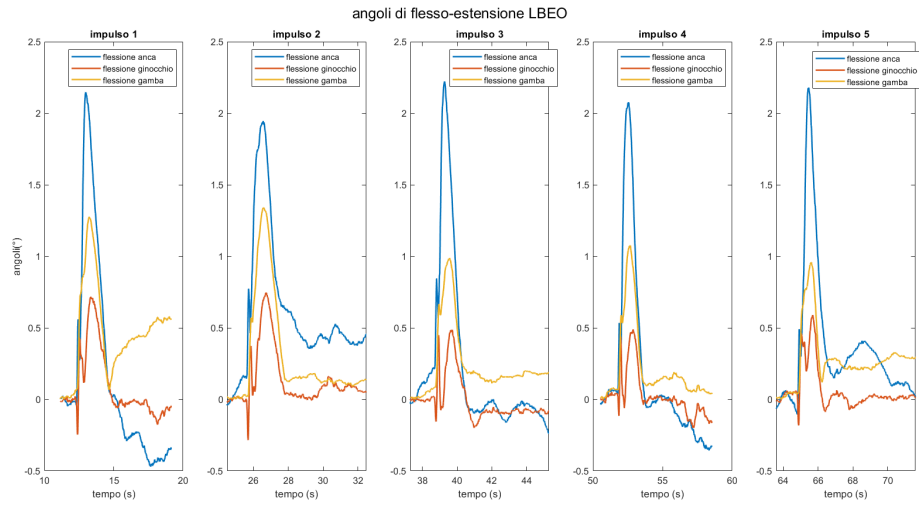
$$Rapporto_{ASSI} = \frac{a}{b} \quad (8.16)$$

Nel caso di questo parametro, è stata utilizzata una finestra temporale più ristretta rispetto a quella adottata per il calcolo dell'RMS dell'accelerazione anteroposteriore e della sua Jerkiness. Tale scelta è stata introdotta per evitare che il parametro risultasse eccessivamente influenzato dai valori di accelerazione basale, ovvero i valori di accelerazione ridotti che si osservano quando il soggetto ha quasi raggiunto l'equilibrio dopo aver subito la perturbazione. Includere un numero elevato di questi campioni avrebbe infatti polarizzato la distribuzione, con l'effetto di restringere erroneamente l'ellisse e di escludere, dal 95% della distribuzione, i valori di accelerazione di picco che si manifestano immediatamente dopo la perturbazione. Questi ultimi rappresentano i campioni di maggiore interesse ai fini della valutazione della risposta posturale adottata. L'istante iniziale della finestra temporale è stato identificato in maniera uguale a quanto fatto per i due parametri precedenti. Il tempo di fine è stato invece definito come il minimo locale del CoP successivo al suo picco. Una volta determinati gli istanti di inizio e fine della finestra temporale, per ciascun impulso sono stati estratti i segmenti dei segnali di accelerazione anteroposteriore e mediolaterale corrispondenti. I dati ottenuti da tutte le perturbazioni sono stati successivamente concatenati, al fine di ottenere due insiemi di campioni – uno per ciascun asse – che sono stati considerati congiuntamente per costruire la distribuzione bidimensionale da cui è stata calcolata l'ellisse di oscillazione.

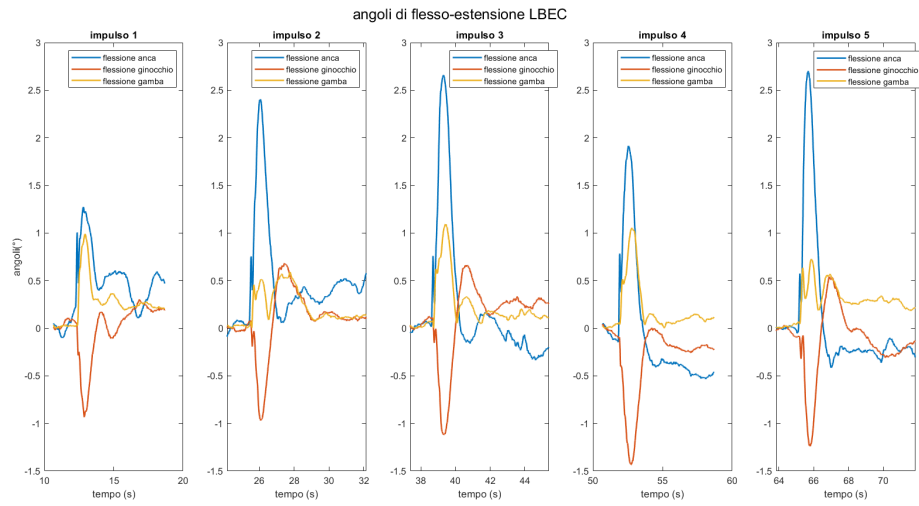
Al fine di consentire un confronto e valutare l'applicabilità del parametro anche in contesti di posturografia statica, l'ellisse di confidenza è stata calcolata anche durante gli intervalli di equilibrio tra una perturbazione e la successiva. Il metodo di calcolo, quindi anche i parametri estratti, sono analoghi a quanto fatto per l'ellisse associata alla risposta posturale, con la sola differenza nella definizione della finestra temporale. In questo caso, la finestra è stata definita a partire da quattro secondi dopo il picco della perturbazione precedente fino a un secondo prima del picco della perturbazione successiva.

Risultati Ottenuti

Di seguito vengono riportati gli andamenti temporali degli angoli articolari esami durante le prove:

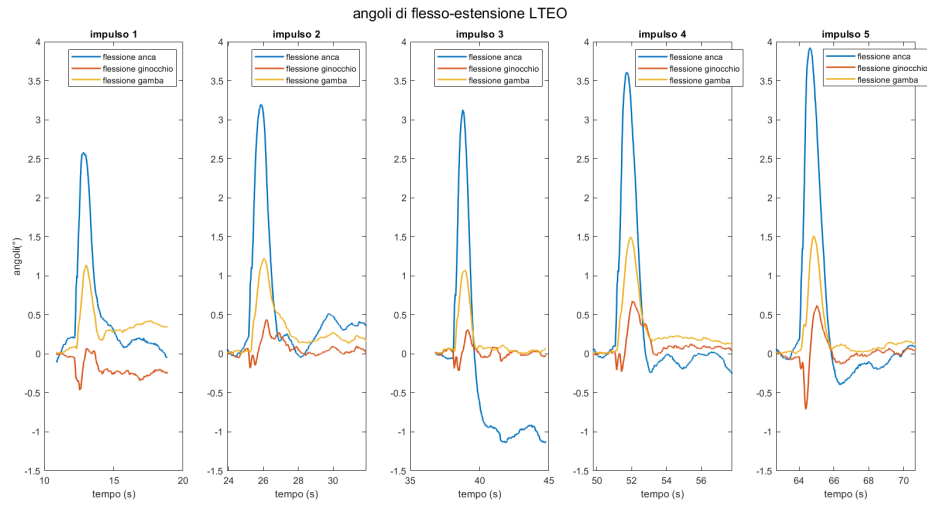


(a)

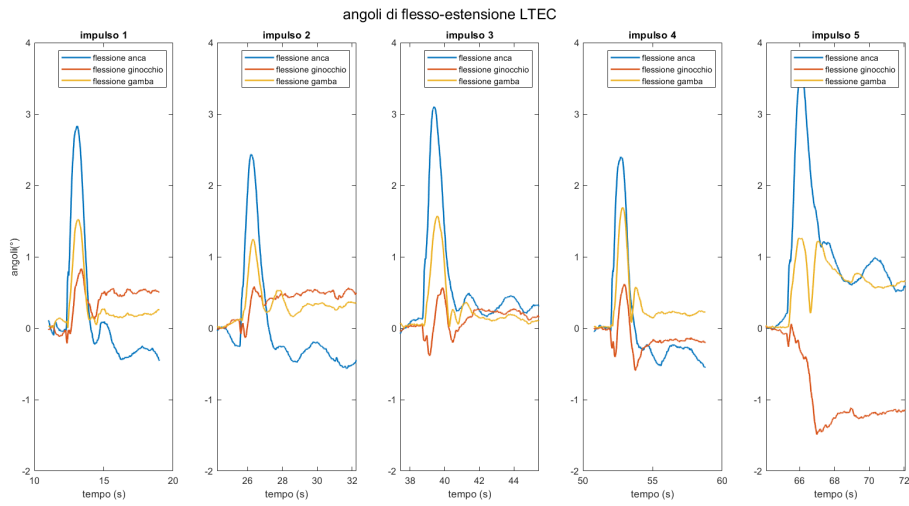


(b)

Figura 8.6. Andamento degli angoli articolari nelle prove Low-Bottom Eyes Open (a) e Eyes Closed (b).

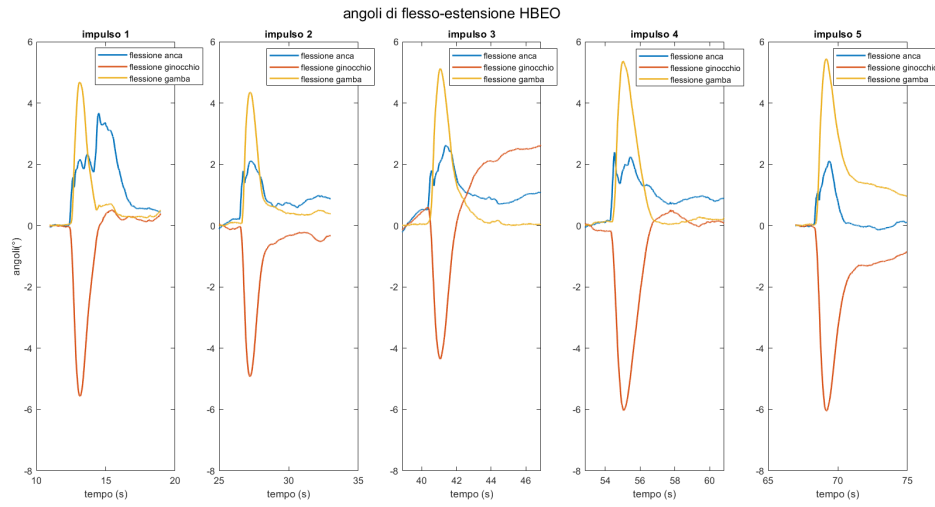


(a)

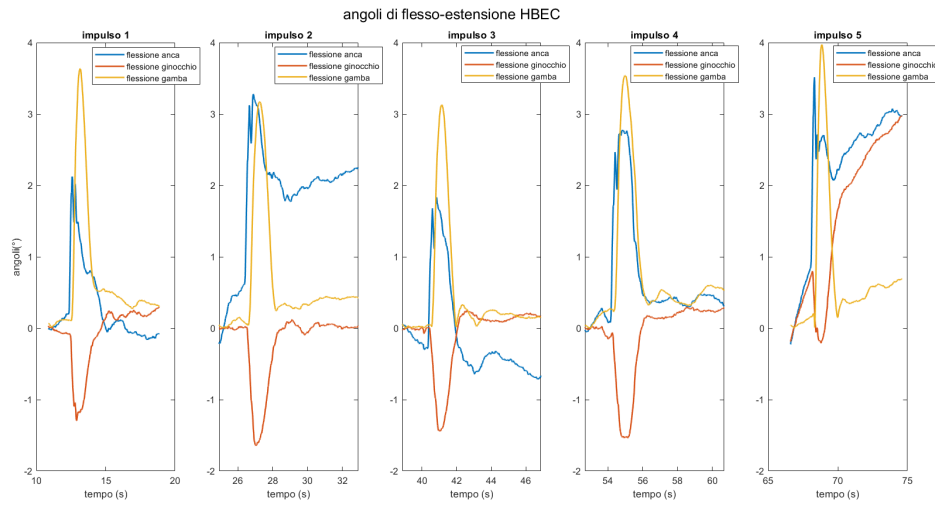


(b)

Figura 8.7. Andamento degli angoli articolari nelle prove Low-Top Eyes Open (a) e Eyes Closed (b).

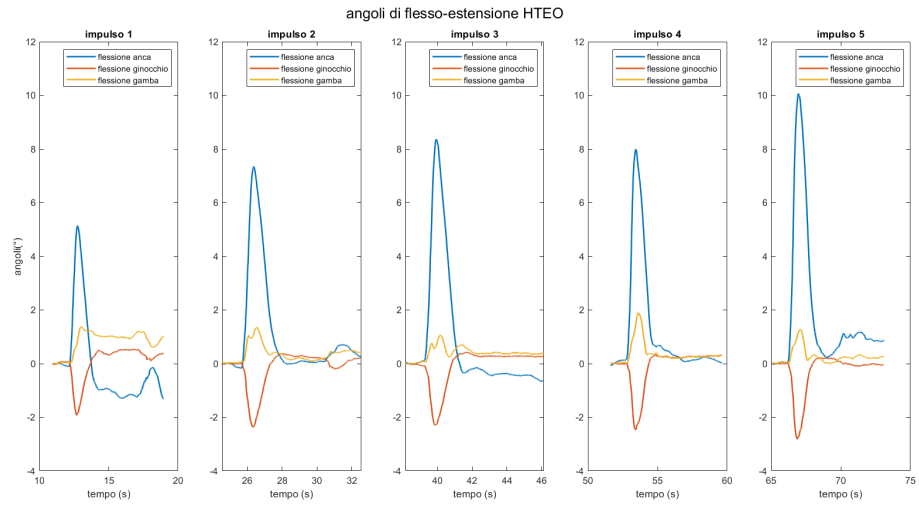


(a)

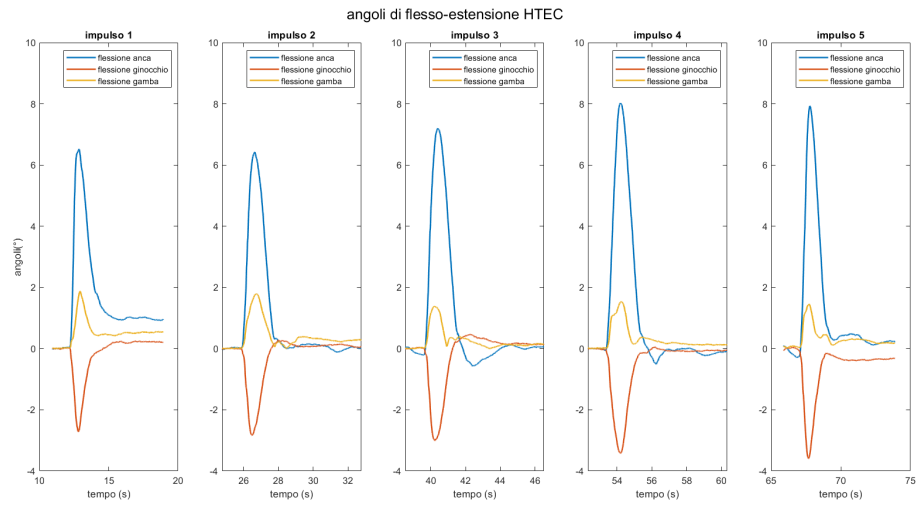


(b)

Figura 8.8. Andamento degli angoli articolari nelle prove High-Bottom Eyes Open (a) e Eyes Closed (b).



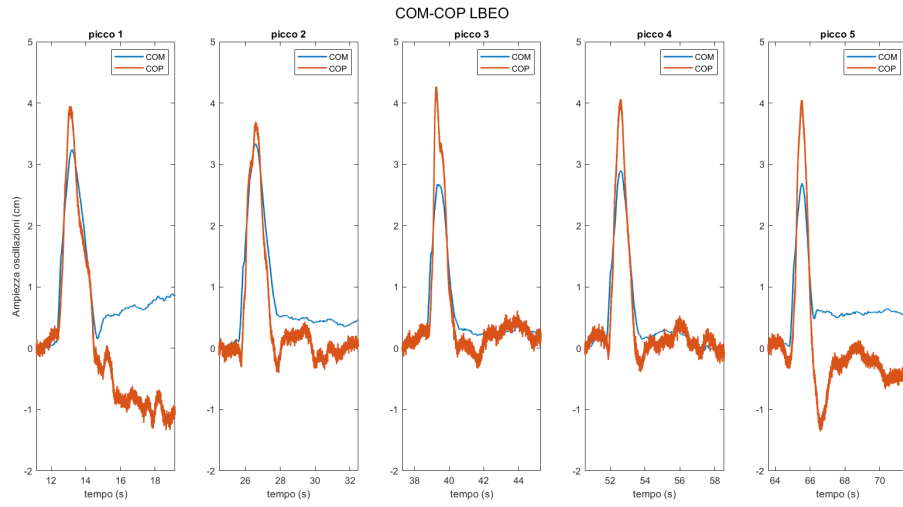
(a)



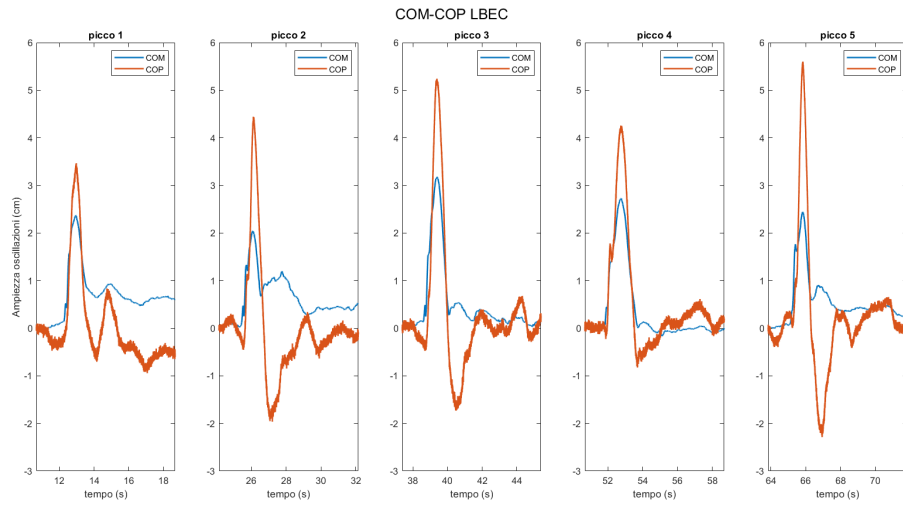
(b)

Figura 8.9. Andamento degli angoli articolari nelle prove High-Top Eyes Open (a) e Eyes Closed (b).

Successivamente, vengono mostrati gli andamenti in direzione anteroposteriore del CoP e della proiezione del CoM:

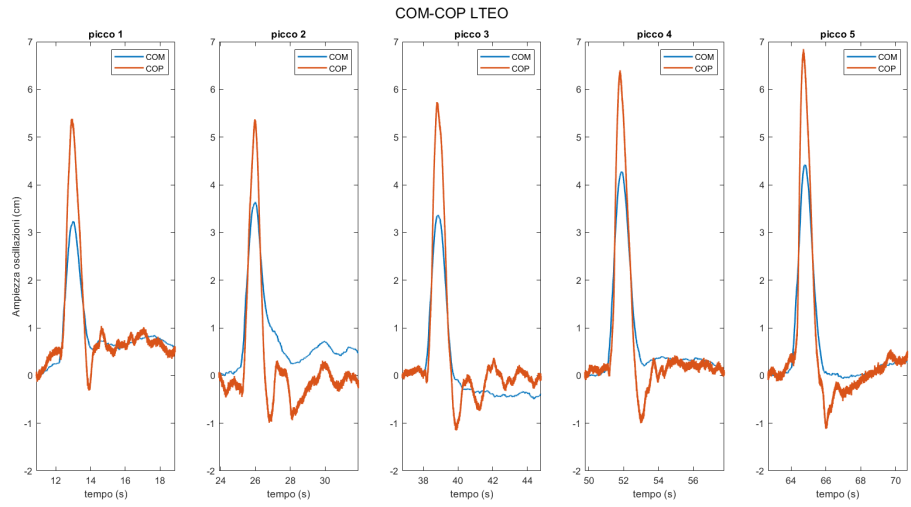


(a)

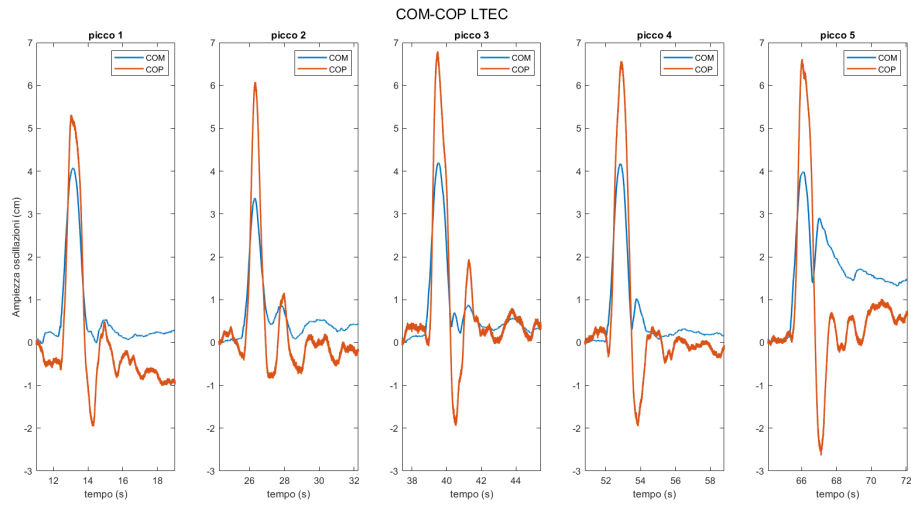


(b)

Figura 8.10. Andamento in direzione anteroposteriore del CoP e della proiezione del CoM nelle prove Low-Bottom Eyes Open (a) e Eyes Closed (b).

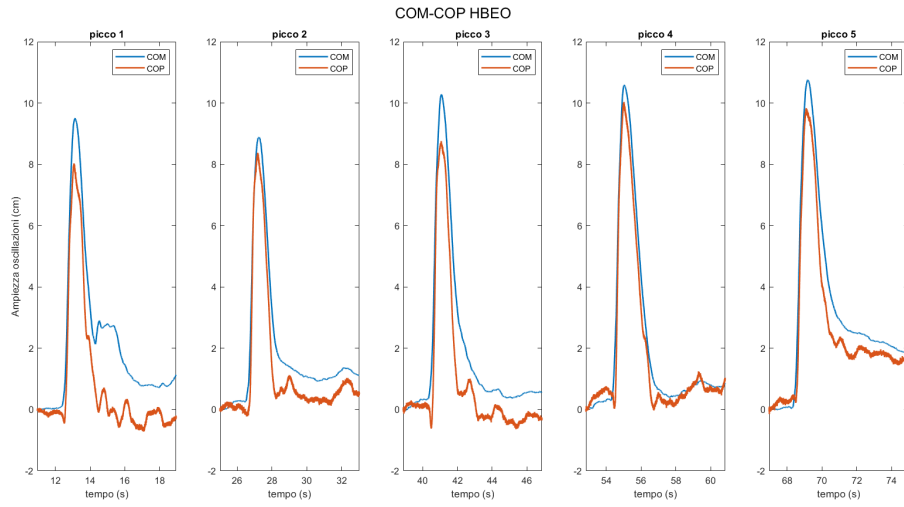


(a)

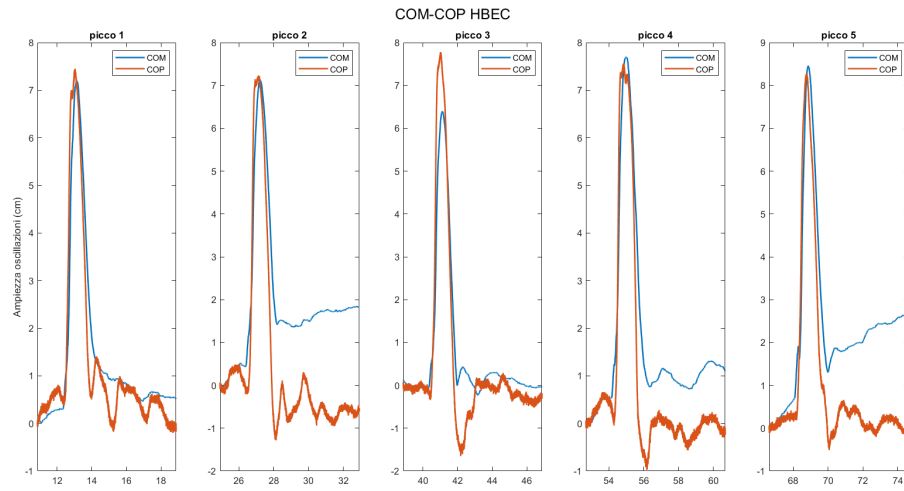


(b)

Figura 8.11. Andamento in direzione anteroposteriore del CoP e della proiezione del CoM nelle prove Low-Top Eyes Open (a) e Eyes Closed (b).

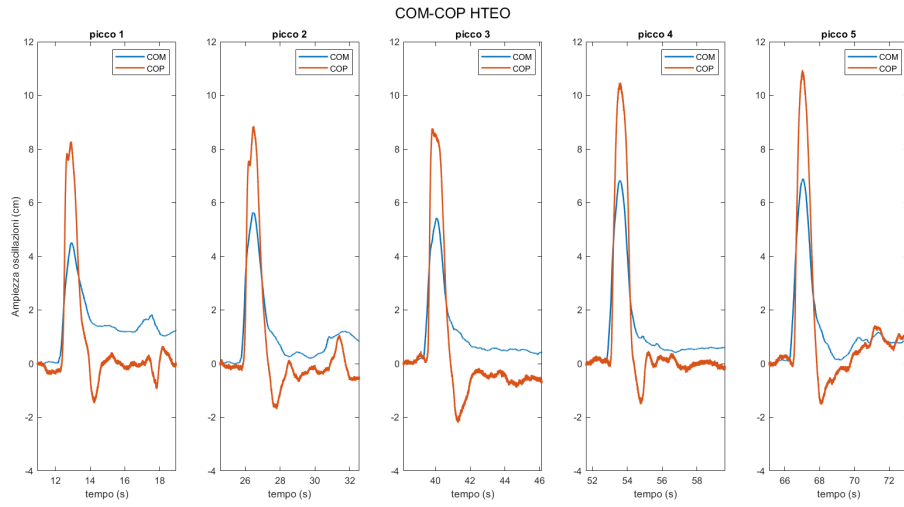


(a)

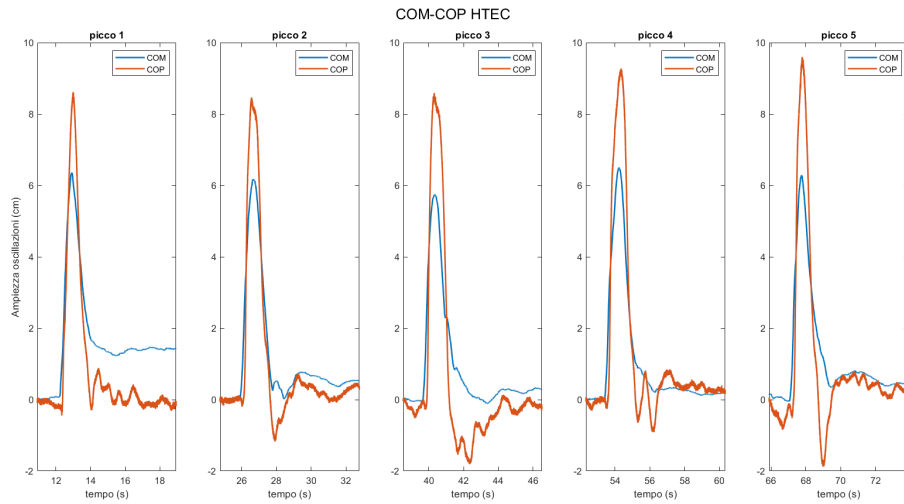


(b)

Figura 8.12. Andamento in direzione anteroposteriore del CoP e della proiezione del CoM nelle prove High-Bottom Eyes Open (a) e Eyes Closed (b).



(a)



(b)

Figura 8.13. Andamento in direzione anteroposteriore del CoP e della proiezione del CoM nelle prove High-Top Eyes Open (a) e Eyes Closed (b).

Relativamente all'RMS dell'accelerazione anteroposteriore viene riportata una tabella con i valori medi e le deviazioni standard ottenute. È presente anche un istogramma per facilitare la valutazione dei risultati.

Condizione	RMS medio [m/s^2]	Deviazione standard [m/s^2]
LBEO	2.394	0.076
LBEC	2.367	0.070
LTEO	1.796	0.066
LTEC	2.144	0.080
HBEO	2.174	0.112
HBEC	2.449	0.042
HTEO	2.334	0.058
HTEC	2.490	0.031

Tabella 8.2. Valori medi e deviazioni standard dell'RMS dell'accelerazione anteroposteriore per ciascuna condizione sperimentale.

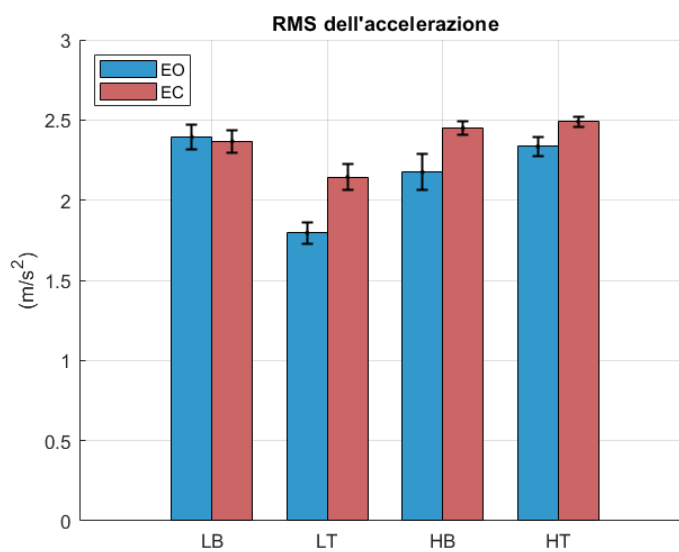


Figura 8.14. Istogramma relativo ai valori medi e le deviazioni standard dell'RMS dell'accelerazione anteroposteriore, misurata nella varie prove.

Analogamente all'RMS dell'accelerazione anteroposteriore, viene presentata una tabella e un istogramma relativo ai valori di Jerkiness ricavati nelle varie prove:

Condizione	Jerkiness medio [m^2/s^3]	Deviazione standard [m^2/s^3]
LBEO	98.651	11.264
LBEC	107,076	10.391
LTEO	72.668	7.946
LTEC	74.742	11.475
HBEO	93.231	16.318
HBEC	85.938	17.445
HTEO	94.531	16.396
HTEC	77.732	30.710

Tabella 8.3. Valori medi e deviazioni standard della Jerkiness anteroposteriore per ciascuna condizione sperimentale.

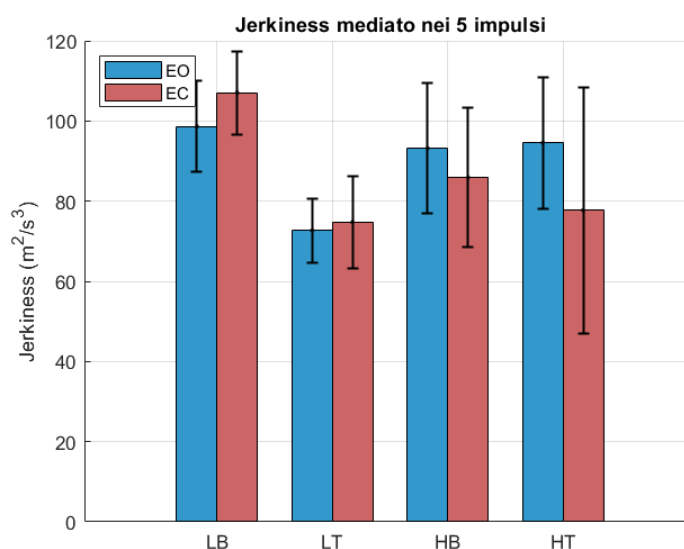
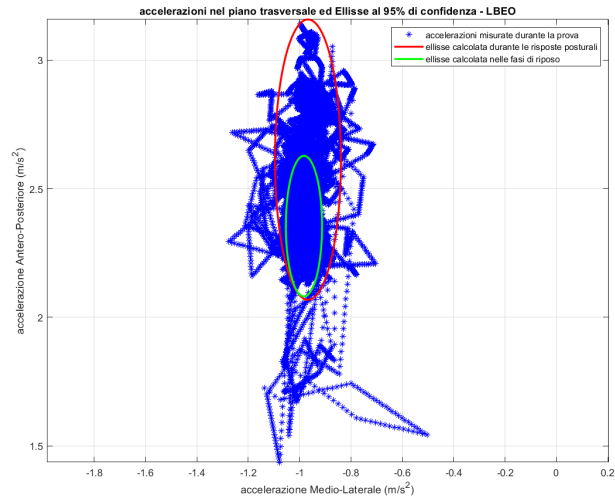
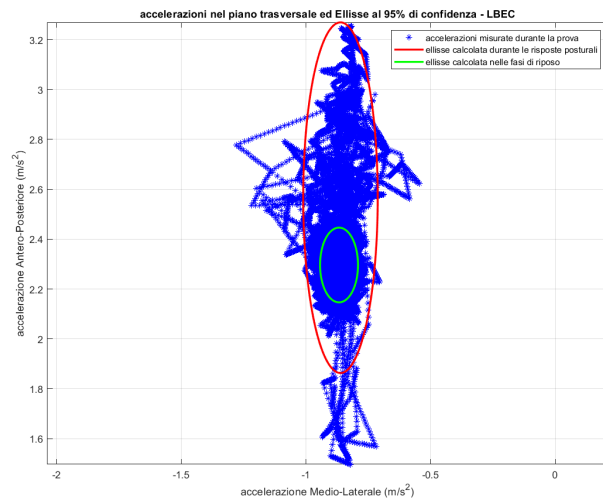


Figura 8.15. Istogramma relativo ai valori medi e le deviazioni standard della jerkiness in direzione anteroposteriore, ricavati nella varie prove.

Infine, per quanto riguarda le ellissi di oscillazione, di seguito vengono riportati i grafici delle ellissi nel piano AP-ML, una tabella e gli istogrammi contenenti i valori delle aree ricavate e una tabella contenenti i rapporti tra gli assi rilevati.

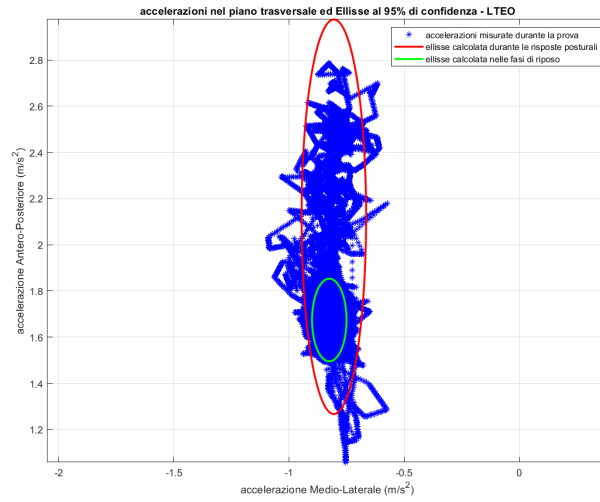


(a)

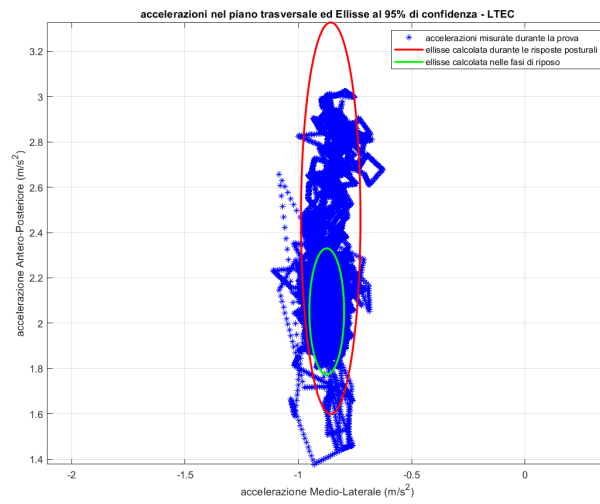


(b)

Figura 8.16. Ellissi di confidenza al 95% calcolate sulle accelerazioni delle risposte posturali e delle fasi di equilibrio, sovrapposte alla distribuzione completa delle accelerazioni anteroposteriore e mediolaterale. Caso Low-Bottom Eyes Open (a) Eyes Closed (b).

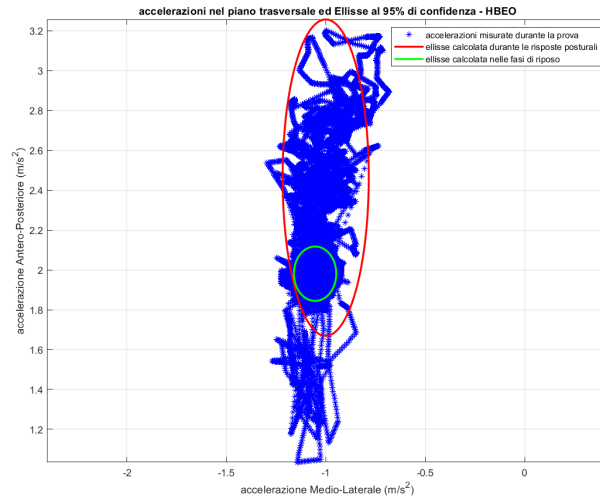


(a)

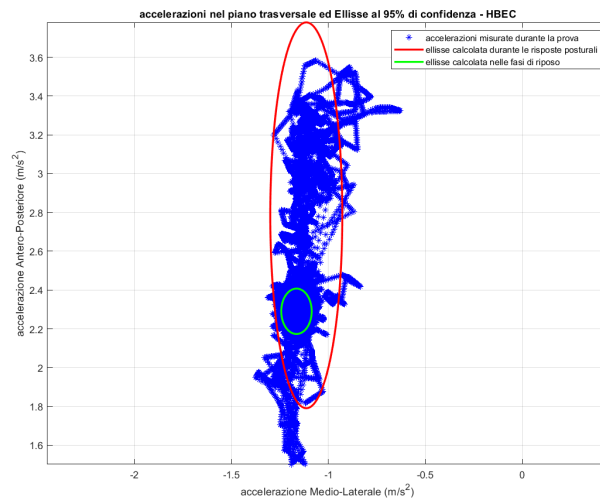


(b)

Figura 8.17. Ellissi di confidenza al 95% calcolate sulle accelerazioni delle risposte posturali e delle fasi di equilibrio, sovrapposte alla distribuzione completa delle accelerazioni anteroposteriore e mediolaterale. Caso Low-Top Eyes Open (a) Eyes Closed (b).

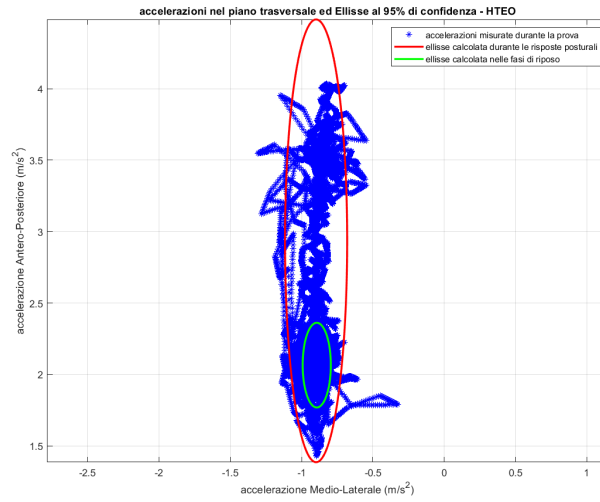


(a)

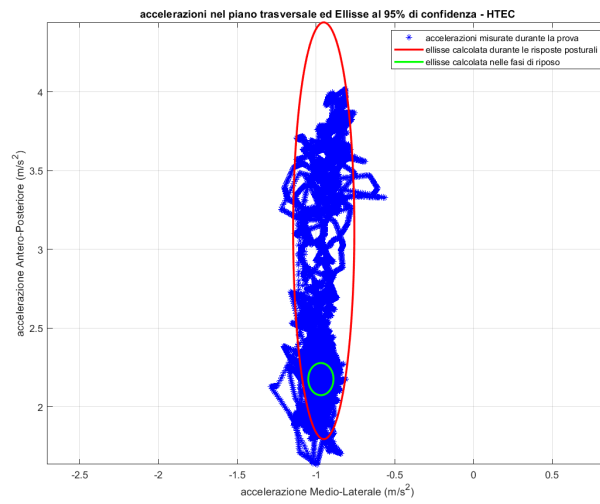


(b)

Figura 8.18. Ellissi di confidenza al 95% calcolate sulle accelerazioni delle risposte posturali e delle fasi di equilibrio, sovrapposte alla distribuzione completa delle accelerazioni anteroposteriore e mediolaterale. Caso High-Bottom Eyes Open (a) Eyes Closed (b).



(a)



(b)

Figura 8.19. Ellissi di confidenza al 95% calcolate sulle accelerazioni delle risposte posturali e delle fasi di equilibrio, sovrapposte alla distribuzione completa delle accelerazioni anteroposteriore e mediolaterale. Caso High-Top Eyes Open (a) Eyes Closed (b).

Condizione	Area dell'ellissi relativa alle risposte posturali m^2/s^4	Area dell'ellissi relativa alle fasi di riposo m^2/s^4
LBEO	0.220	0.060
LBEC	0.330	0.036
LTEO	0.376	0.042
LTEC	0.356	0.067
HBEO	0.540	0.046
HBEC	0.580	0.029
HTEO	1.060	0.092
HTEC	0.807	0.026

Tabella 8.4. Area delle ellissi che contengono il 95% dei campioni relativi alle risposte posturale e alle fasi di riposo dell'accelerazione nel piano anteroposteriore - mediolaterale.

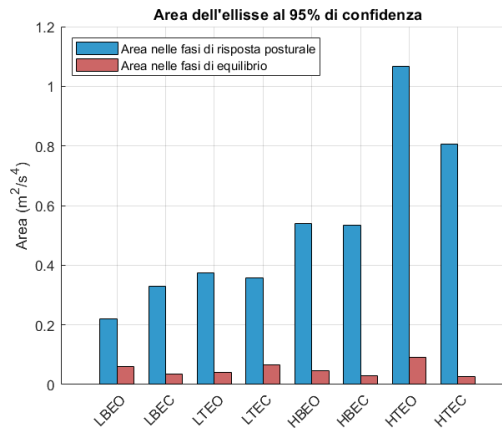


Figura 8.20. Istogramma relativo ai valori di area racchiusa nelle ellissi di oscillazione, relativamente alle accelerazioni ricavate durante le risposte posturali e le fasi di equilibrio.

Condizione	rapporto tra gli assi AP e ML delle ellisse relativa alle risposte posturali	rapporto tra gli assi AP e ML delle ellisse relativa alle fasi di riposo
LBEO	4.246	3.880
LBEC	4.708	1.970
LTEO	6.105	2.395
LTEC	6.583	3.632
HBEO	3.668	1.280
HBEC	5.356	1.492
HTEO	7.112	3.006
HTEC	6.811	1.276

Tabella 8.5. rapporto tra la le lunghezze degli assi anteroposteriore e mediolaterale delle ellissi che contengono il 95% delle accelerazioni nelle fasi di risposta posturale e nella fasi di equilibrio

8.2.4 Discussione

Prima di procedere con la discussione dei risultati ottenuti nel corso del test sperimentale, occorre porre l'attenzione sul fatto che alcuni parametri ottenuti potrebbero essere stati influenzati dalle condizioni di svolgimento della prova.

Nello specifico, a causa di una serie di problemi tecnici della strumentazione, si è reso necessario eseguire le prove più volte e ciò ha comportato un notevole prolungamento dei tempi di svolgimento dell'analisi.

Per la buona riuscita di questo tipo di studi, al fine di ottenere dei risultati validi, è necessario che la prova venga svolta nel minor tempo possibile per non alterare la risposta posturale del soggetto.

Nel caso di questo test, si ipotizza che le discrepanze riscontrate nell'analisi dei risultati ottenuti per alcuni parametri rispetto a quanto atteso, possa essere stata causata da un adattamento del soggetto alle condizioni di perturbazione.

Inoltre, il soggetto ha mantenuto la posizione ortostatica per un notevole quantitativo di tempo e ciò ha sicuramente causato un affaticamento della muscolatura.

Come è possibile osservare dagli andamenti temporali degli angoli articolari durante gli impulsi, l'angolo di flesso-estensione del ginocchio, nella maggior parte dei casi, rimane prossimo all'estensione completa, con escursioni molto limitate. Questo comportamento conferma l'ipotesi alla base del modello DIP per cui gamba e coscia possono essere modellati come un segmento rigido unico.

Analizzando il comportamento dell'articolazione dell'anca in relazione alla posizione dell'impulso applicato, si evidenziano differenze marcate nella strategia posturale adottata. Nel caso in cui la perturbazione venga applicata a livello interscapolare, si osservano angoli di flessione dell'anca marcati, indicando un coinvolgimento significativo di tale articolazione nella risposta posturale. Questo è coerente con la meccanica del corpo umano: applicando una forza ad altezza maggiore, si genera un momento torcente più ampio rispetto al centro di massa, il che rende necessaria una risposta posturale basata sulla strategia d'anca, capace di contrastare in modo rapido ed efficace il momento perturbante elevato. Al contrario, quando l'impulso viene applicato a livello lombare, si osserva una risposta diversa: l'angolo di flessione dell'anca è ridotto, mentre l'escursione articolare alla caviglia risulta maggiore, suggerendo l'attivazione di una strategia di caviglia. Tale comportamento è coerente con la posizione dell'impulso, in quanto un disturbo applicato in prossimità dell'articolazione dell'anca genera un momento torcente meno intenso, e quindi non attiva in modo prioritario la risposta prossimale, lasciando che sia la muscolatura distale della caviglia a contrastare la perturbazione. Inoltre, quando la perturbazione viene esercitata nella zona lombare, ovvero in prossimità dell'articolazione d'anca, anche se l'impulso applicato è intenso e quindi il momento torcente elevato, l'anca risulta biomeccanicamente svantaggiata nel generare una risposta efficace. Questo perché, essendo il disturbo applicato in prossimità del centro di rotazione, non si genera una distribuzione delle forze tale da permettere l'attivazione efficiente di coppie articolari d'anca opposti, per cui l'anca non riesce ad attivarsi in modo utile per contrastare l'impulso.

Osservando i grafici relativi all'andamento del CoP e della proiezione del CoM, è possibile notare, nella maggior parte dei casi, un comportamento fisiologico della risposta del soggetto alla perturbazione. In particolare, si osserva una latenza nei picchi del CoM rispetto a quelli del CoP, a indicare come fisiologicamente il CoM tenda a seguire nel tempo l'andamento del CoP. Questo fenomeno è spiegabile considerando che il CoP rappresenta il comando attivo generato dal sistema neuromuscolare per modulare la forza di reazione al suolo, necessaria a spostare o frenare il CoM, il quale, essendo vincolato alla massa corporea, risponde con inerzia e quindi con un certo ritardo. Si può osservare, inoltre, che gli spostamenti del CoP, rispetto alla proiezione del CoM, siano spesso più ampi, il che è coerente con il principio utilizzato dal sistema di controllo: dato che il CoM è vincolato dall'inerzia del corpo, al fine di consentire uno spostamento contenuto della proiezione del CoM, il sistema di controllo deve generare spostamenti di maggiore ampiezza del CoP all'interno della base d'appoggio. Tuttavia, questo comportamento non viene rispettato nelle condizioni identificate come High Bottom. In tali casi, si osserva uno spostamento del CoM superiore rispetto a quello del CoP, segnalando un'alterazione della strategia posturale normalmente attesa. La strategia di caviglia adottata è tipicamente più utilizzata per perturbazioni lente e di bassa ampiezza, quindi meno efficiente per impulsi alta intensità. In tali condizioni, la capacità del sistema neuromuscolare di modulare rapidamente il CoP all'interno della base d'appoggio può risultare limitata, con conseguente minore escursione del CoP. Nel frattempo, il CoM — sottoposto a un'inerzia più elevata a causa dell'intensità dell'impulso e della sua prossimità al bacino — tende a spostarsi maggiormente, superando lo spostamento del CoP. Inoltre, a causa dell'estrema semplicità del modello, è possibile che i contributi dei due segmenti alla proiezione del CoM non siano bilanciati in modo realistico, portando a una sovrastima del ruolo della risposta alla caviglia rispetto a quella dell'anca.

L'analisi quantitativa dei valori di RMS dell'accelerazione in direzione anteroposteriore, in particolare, confrontando le condizioni Eyes Open (EO) e Eyes Closed (EC), permette di osservare un incremento del valore medio dell'RMS in condizione EC in tre casi su quattro, con l'unica eccezione rappresentata dalla condizione Low-Bottom. Tuttavia, in quest'ultimo caso, sebbene emerga una differenza contraria nei valori medi, le deviazioni standard indicano una variabilità comparabile tra le due condizioni, suggerendo che la differenza non sia statisticamente rilevante. Questo andamento è coerente con l'evidenza fisiologica secondo cui l'assenza di feedback visivo compromette la stabilità posturale, inducendo un aumento delle oscillazioni e, conseguentemente, dell'accelerazione rilevata dall'unità inerziale.

In relazione all'intensità del disturbo, il passaggio da una condizione Low a High comporta un incremento dei valori di RMS in tre condizioni su quattro, ad eccezione del caso Bottom-EO. Questo risultato è in linea con le aspettative: perturbazioni di maggiore intensità inducono risposte posturali più marcate e instabilità più elevate, con accelerazioni di entità superiore. L'anomalia osservata nel confronto Bottom-EO può essere attribuita al fenomeno di adattamento progressivo del soggetto alle perturbazioni, già descritto all'inizio del paragrafo. A supporto di tale ipotesi, si osserva che la condizione Low-Bottom, nonostante sia stata la prima ad essere somministrata, ha registrato i valori medi più elevati, nonostante l'intensità della perturbazione fosse minore o uguale rispetto alle altre condizioni.

Relativamente all'altezza del disturbo, ci si aspetterebbe che perturbazioni applicate in zona lombare portino a valori di RMS maggiore, in quanto il punto di applicazione del disturbo è più vicino al sensore IMU posizionato sulla pelvi. Ciò comporta una minore attenuazione meccanica del movimento e quindi una trasmissione più diretta delle oscillazioni. Tale tendenza si conferma solamente nei casi a bassa intensità, mentre nelle condizioni ad alta intensità si osservano valori simili tra Low e High, ma con una tendenza opposta.

Mettendo a confronto i valori di jerkiness in funzione del punto di applicazione della perturbazione, si può osservare un loro aumento nel passaggio dalla condizione top alla condizione bottom. Questa differenza rispecchia quanto avverrebbe nella realtà: una perturbazione applicata a livello delle pelvi non consente alla muscolatura attorno all'anca di esercitare una coppia efficace in opposizione al disturbo, rendendo la risposta posturale meno controllata. Al contrario, un disturbo applicato a livello del tronco favorisce una risposta più fluida. Questa differenza nella jerkiness risulta più marcata nelle condizioni Low rispetto alle High, indicando un maggior potere discriminante in condizioni in cui l'intensità dell'impulso è minore.

Per quanto riguarda la distinzione tra i disturbi meccanici subiti dal soggetto in condizioni di privazione visiva o meno, anche in questo caso si è osservato un maggior potere discriminante nelle condizioni di bassa intensità, soprattutto nel caso Low-Bottom, con valori medi maggiori nella condizione EC rispetto a EO. Questo risulta coerente con quanto noto dal punto di vista fisiologico e conferma quanto osservato tramite i valori di RMS. Nello specifico, i valori di jerkiness più elevati nella condizione a occhi chiusi riflettono il fatto che, in assenza di stimoli visivi, la risposta posturale del soggetto risulta più brusca e disorganizzata. Analizzando invece i risultati relativi agli impulsi ad elevata intensità, si osserva una tendenza opposta rispetto a quanto ci si aspetterebbe.

Un altro andamento discordante con il comportamento fisiologico atteso riguarda il fatto che il valore di jerkiness dovrebbe aumentare al crescere dell'intensità dell'impulso. Tuttavia, se nei casi Top-EO ciò si verifica, e nel caso Top-EC la differenza è minima, confrontando i casi Bottom si osserva l'effetto contrario.

Le discrepanze riscontrate potrebbero essere conseguenza di quanto già ipotizzato all'inizio del paragrafo, ovvero un graduale adattamento del soggetto alle condizioni di prova e un possibile affaticamento muscolare causato dalla durata prolungata dell'analisi. Ciò che spinge a ipotizzare un adattamento progressivo alla perturbazione è il fatto che, come successo per l'RMS dell'accelerazione, la condizione Low-Bottom, ovvero la prima ad essere stata analizzata, ha registrato i valori medi di jerkiness più elevati, nonostante corrisponda al caso in cui il disturbo applicato è stato di entità minore. Le deviazioni standard forniscono un'indicazione circa la variabilità della risposta posturale manifestata dal soggetto nel corso di ciascuna prova. Si può osservare come i valori della deviazione standard, relativamente al Jerkiness, risultino significativamente elevati, con un incremento evidente nelle prove a elevata intensità, corrispondenti alle ultime condizioni analizzate. Come già detto all'inizio del paragrafo, la durata prolungata delle prove potrebbe aver causato al soggetto un affaticamento muscolare. Questo stress subito dal soggetto potrebbe essere la causa dell'aumento della deviazione standard nelle ultime prove, in quanto potrebbe aver portato il soggetto a rispondere in maniera sempre più variabile.

Osservando i grafici delle ellissi al 95% di confidenza, si nota come siano state considerate principalmente le componenti di accelerazione associate ai picchi dovuti alla risposta posturale in seguito alla perturbazione. I valori di accelerazione basale, registrati durante le fasi di equilibrio statico tra un impulso e l'altro, risultano infatti esclusi dall'ellisse. La forma delle ellissi, allungata in direzione antero-posteriore, è coerente con il fatto che le perturbazioni sono avvenute esclusivamente lungo questa direzione, per cui il sensore sulla pelvi, durante gli impulsi, ha registrato dei valori di accelerazione più elevati in direzione anteroposteriore che mediolaterale. Questa rilevazione di accelerazioni maggiore in direzione anteroposteriore è possibile osservarla anche tramite il rapporto degli assi a/b (AP/ML) dell'ellisse, in quanto, questo è sempre maggior di 3.668 e arriva a valori di 7.112.

Nel diagramma a barre relativo all'area delle ellissi si osserva che, all'aumentare dell'intensità della perturbazione, cresce anche l'area che racchiude il 95% della distribuzione delle accelerazioni. Ciò è giustificato dal fatto che un aumento dell'intensità del colpo comporta valori di picco di accelerazione più elevati, e quindi un'espansione dell'ellisse, con conseguente incremento dell'area.

Per quanto riguarda l'effetto dell'altezza della perturbazione e della condizione visiva, ci si sarebbe aspettati che una perturbazione applicata ad un'altezza minore, combinata con un deficit visivo, producesse un aumento dell'area dell'ellisse. Tuttavia, dai risultati emerge il contrario. Questo andamento può essere attribuito all'elevata variabilità dei campioni di accelerazione considerati. Infatti, mentre per l'accelerazione RMS e la Jerkiness sono stati considerati i sei secondi successivi al picco di accelerazione anteroposteriore — includendo quindi l'intera risposta posturale, comprensiva della fase in cui il segnale si stabilizza intorno al valore basale — per il calcolo dell'area dell'ellisse è stato adottato un criterio più restrittivo che ha portato a selezionare un numero limitato di campioni, concentrati intorno al picco della perturbazione. La riduzione del numero di campioni è stata introdotta per evitare che il parametro risultasse eccessivamente influenzato dai valori di accelerazione basale. Includere un numero elevato di questi campioni avrebbe infatti polarizzato la distribuzione, con l'effetto di restringere erroneamente l'ellisse e di escludere, dal 95% della distribuzione, proprio i valori intorno al picco dell'accelerazione. Tuttavia, questa selezione ristretta di campioni ha portato a considerare solamente dei campioni dotati di un'elevata variabilità, con conseguente espansione sistematica dell'ellisse. Si ritiene che la selezione ristretta dei dati, focalizzata su intervalli ad alta variabilità, abbia compromesso l'efficacia del parametro area nel discriminare tra le diverse condizioni sperimentali.

Per quanto riguarda le ellissi costruite a partire dalle fasi di equilibrio del soggetto, i risultati numerici non verranno approfonditamente discussi, se non in funzione di un confronto qualitativo con quanto osservato durante le fasi di risposta posturale. Questo perché il parametro in oggetto è concepito per l'analisi della posturografia statica e la sua estrazione da prove dinamiche, seppur limitata a intervalli non perturbati, comporta un potenziale condizionamento dovuto alla natura stessa del test. Nelle finestre temporali selezionate, infatti, non è garantito che il soggetto abbia pienamente recuperato l'equilibrio a seguito della perturbazione, e la consapevolezza dell'arrivo

imminente di un nuovo disturbo potrebbe portare il soggetto ad assumere una postura di equilibrio non pienamente rilassata. Per tale motivo, in questa fase sperimentale si è scelto di non effettuare confronti interni tra le aree e i rapporti tra gli assi delle ellissi relative alle condizioni di equilibrio, ricavate nelle diverse condizioni sperimentali.

Il confronto con le ellissi associate alle fasi di risposta posturale mostra in primo luogo una differenza evidente in termini di estensione, come confermato anche dai valori di area. Questo riflette una ridotta variabilità delle accelerazioni nelle condizioni statiche, caratterizzate da oscillazioni contenute attorno a un valore basale, rispetto ai valori maggiormente marcati raggiungibili in risposta alla perturbazione. Dal punto di vista della forma, le ellissi nelle fasi di equilibrio risultano più regolari e meno allungate sull'asse anteroposteriore, indicando una distribuzione più simmetrica delle accelerazioni nel piano AP-ML.

8.2.5 Conclusioni

Questo caso di studio ha avuto come obiettivo l'integrazione del sistema PGAS — costituito dal perturbatore meccanico e dalla pedana di forza per la rilevazione delle reazioni al suolo — con un sistema di acquisizione basato su sensori inerziali, sviluppato in collaborazione con l'azienda Brain Technologies, appositamente nel contesto di questo progetto di tesi. L'intento è stato quello di valutare l'utilità dell'introduzione di parametri estratti dai sensori inerziali all'interno di un framework di analisi di posturografia dinamica. Sono state condotte complessivamente otto prove sperimentali, ognuna composta da cinque perturbazioni applicate a un soggetto in stazione eretta. Tra una prova e l'altra, è stata variata sistematicamente una delle seguenti condizioni: intensità dell'impulso applicato, altezza di applicazione del disturbo e condizione visiva del soggetto. Da queste prove è stato ricavato l'andamento temporale del CoP dalla pedana dinamometrica, mentre dai segnali dei sensori inerziali sono stati ricavati i seguenti parametri: angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia; La proiezione del CoM in direzione anteroposteriore; Il valore RMS dell'accelerazione anteroposteriore calcolato durante la fase di risposta posturale; La Jerkiness, calcolata nella medesima finestra temporale e l'area dell'ellisse al 95% di confidenza, stimata sia dalla distribuzione delle accelerazioni registrate nelle fasi di risposta posturale, durante il picco dell'accelerazione, sia dalla distribuzione delle accelerazioni registrate nelle fasi di equilibrio.

A partire dai risultati sperimentali ottenuti, è possibile trarre delle considerazioni sull'efficacia discriminativa dei parametri estratti tramite sensori inerziali, in relazione alle diverse condizioni perturbative.

L'andamento temporale degli angoli articolari può essere considerato un parametro informativo e utile per la deduzione della tipologia di strategia di risposta posturale adottata dal soggetto successivamente alla perturbazione, in particolare considerando la flessione-estensione dell'anca e la flessione-estensione della caviglia. Le differenze osservate tra risposte posturali basate sulla strategia d'anca o sulla strategia di caviglia sono risultate coerenti con la biomeccanica attesa in relazione alla condizione di perturbazione applicata.

La proiezione del CoM ha evidenziato un comportamento fisiologicamente coerente nella maggior parte delle condizioni, seguendo con latenza il CoP e mostrando un'ampiezza minore. Solamente in un caso, ovvero High Bottom EO, sono stati osservati picchi del CoM superiori a quelli del CoP. Tale anomalia, come già detto, può essere attribuita alla strategia di caviglia adottata "forzatamente" dal soggetto (la strategia di anca è inibita dal punto di applicazione del disturbo), ma anche ad una semplificazione eccessiva del modello, forzata dal numero ridotto di IMU a disposizione. Ciononostante, il parametro si è rilevato informativo nel valutare la differenza dell'andamento rispetto a quello del CoP al variare delle diverse strategie di risposta posturale adottate dal soggetto.

L'RMS, calcolato a partire dalla componente anteroposteriore dell'accelerazione, ha dimostrato una buona capacità discriminante in relazione alla condizione visiva e all'intensità della perturbazione. Al contrario, rispetto alla variabile legata all'altezza del disturbo applicato, il parametro ha evidenziato differenze significative soltanto nelle prove a bassa intensità. La jerkiness, anch'essa calcolata sulla stessa componente del segnale accelerometrico, si è invece dimostrata efficace nel discriminare prevalentemente le condizioni sperimentali legate al livello di applicazione della perturbazione, mostrando variazioni legate alla condizione visiva unicamente nei casi di impulsi a bassa intensità.

La limitata capacità discriminante dell'RMS rispetto all'altezza della perturbazione, così come quella della jerkiness in riferimento alla condizione visiva e all'intensità dello stimolo, può essere attribuita alla prolungata durata della sessione sperimentale, dovuta a complicazioni tecniche insorte durante le prove. Questo ha potenzialmente indotto nel soggetto sia un adattamento progressivo ai disturbi impressi, sia uno stato di affaticamento posturale legato al mantenimento prolungato della posizione ortostatica. Tali condizioni hanno probabilmente contribuito ad un aumento della variabilità nelle risposte posturali, soprattutto nelle ultime prove effettuate, ovvero quelle elevata intensità di impulsi, compromettendo parzialmente la capacità dei parametri considerati di discriminare in modo robusto tra le diverse condizioni sperimentali.

Al contrario, l'area di oscillazione al 95% di confidenza si è dimostrata meno efficace nel discriminare le diverse condizioni di perturbazione. Sebbene concettualmente interessante, tale parametro non è stato in grado di differenziare i risultati coerentemente con l'altezza di applicazione del disturbo e della condizione visiva. Questo comportamento può essere attribuito alla modalità di calcolo adottata. A differenza della posturografia statica — in cui il parametro è consolidato e si basa su un'elevata numerosità di campioni a bassa variabilità — in questo studio sono state analizzate fasi dinamiche rapide, caratterizzate da picchi di accelerazione. Per isolare questi picchi, relativi alla risposta posturale, è stata scelta una finestra temporale di rilievo molto ristretta. Ciò ha portato all'utilizzo di campioni con un'elevata variabilità di accelerazione. Questa ha avuto come conseguenza un'espansione sistematica dell'ellisse, come osservabile confrontando le aree e i rapporti degli assi tra le ellissi relative alla risposta posturale e quelle calcolate durante le fasi di equilibrio statico. A tale espansione è attribuibile la perdita di capacità discriminativa del parametro. Studi futuri potrebbero riformulare questo parametro per permettere un adattamento

migliore allo studio della posturografia dinamica, rispetto a quello proposto in questo esperimento.

In conclusione, si può affermare che parametri introdotti da sistemi inerziali, come proiezione del CoM, RMS dell'accelerazione, Jerkiness, ma anche l'andamento degli angoli articolari, possono arricchire l'analisi della risposta posturale, fornita dai soli parametri ottenibili dalla pedana di forza.

Il fatto che la flessione-estensione della caviglia sia stata stimata in modo indiretto, potrebbe rappresentare un limite metodologico dell'analisi. In particolare, l'angolo articolare non è stato calcolato come dorsiflessione/plantarflessione del piede rispetto alla gamba (e viceversa), bensì come variazione dell'inclinazione del segmento di gamba nell'istante di tempo t , rispetto alla sua inclinazione in una condizione di riferimento, ovvero durante l'equilibrio statico tra un impulso e l'altro. Questa scelta è stata dettata dalla mancata disponibilità, in fase di acquisizione, di una quarta IMU da posizionare sul piede. Tale approssimazione rappresenta un limite in quanto non riesce a valutare la dorsiflessione/plantarflessione del piede rispetto alla gamba, ma solo la flessione/estensione della gamba rispetto al piede. Tuttavia, nel contesto specifico dell'esperimento, tale approssimazione risulta accettabile: il soggetto, infatti, non ha mai sollevato i piedi dalla pedana, quindi non sono mai stati osservati movimenti del piede rispetto alla gamba e di conseguenza i movimenti di flessione-estensione della caviglia possono essere attribuiti interamente al solo movimento della gamba. Pertanto, in questo contesto sperimentale, si può ritenere che l'inclinazione della gamba rispetto a se stessa rispecchi la flessione/estensione della caviglia. Si auspica, tuttavia, che studi futuri possano prevedere l'impiego di un numero maggiore di sensori inerziali, in modo da includere anche un'unità sul piede e ottenere una stima più affidabile dell'angolo di caviglia.

Un'ulteriore criticità metodologica del presente lavoro riguarda la scelta del modello biomeccanico adottato per il calcolo della proiezione del CoM. Per via della limitata disponibilità dei sensori, si è scelto un modello costituito da soli 2 segmenti, ovvero estremità inferiore ed estremità superiore, separati dal giunto a cerniera dell'anca. L'eccessiva semplicità del modello potrebbe aver ridotto la fedeltà dello stesso rispetto alla realtà biomeccanica. Studi futuri potrebbero sfruttare l'utilizzo di più sensori inerziali per implementare un modello costituito da più segmenti e da più giunti, in modo da rendere più realistica la ricostruzione della proiezione del CoM.

Un ulteriore limite riguarda il campione sperimentale, costituito da un singolo soggetto. Nonostante il numero di prove e di perturbazioni sia stato adeguato per un'analisi intra-soggetto, la mancanza di un gruppo di partecipanti impedisce di generalizzare i risultati a una popolazione più ampia. Per una valutazione più robusta dell'affidabilità e della validità dei parametri estratti dai sensori inerziali, sarebbe opportuno ampliare il campione a più soggetti con caratteristiche morfologiche, neuromuscolari e posturali eterogenee, così da consentire un'analisi interindividuale e una valutazione statistica delle differenze tra condizioni.

Capitolo 9

Osservazioni e Conclusioni Finali

Questo progetto di tesi ha avuto come obiettivo la validazione di un sistema di acquisizione inerziale sviluppato in collaborazione con l'azienda Brain Technologies, unitamente a un protocollo sperimentale completo, composto da algoritmi di sensor fusion, calibrazione sensore-segmento e calcolo degli angoli articolari. A completamento della validazione, è stato inoltre condotto un esempio applicativo nell'ambito della posturografia dinamica.

Il sistema proposto nasce con l'intento di superare alcune criticità associate alla stereofotogrammetria, il gold standard per l'analisi del movimento. Tra i limiti è possibile citare l'elevato costo delle apparecchiature, i vincoli ambientali, e i lunghi tempi richiesti per la preparazione e l'acquisizione dei dati. L'obiettivo del progetto è stato quindi lo sviluppo di una soluzione inerziale alternativa, portatile, user-friendly e low-cost anche rispetto ai sistemi commerciali attualmente disponibili.

La validazione del sistema di acquisizione è avvenuta attraverso lo svolgimento di 3 sessioni sperimentali:

1. Validazione del protocollo di acquisizione: è stato selezionato l'algoritmo di sensor fusion di Madgwick e la metodologia di calcolo degli angoli articolari di Grood e Suntay. Sono stati testati due algoritmi di calibrazione sensore-segmento (Vargas e Nazarahari) utilizzando sensori inerziali WaveTrack (Cometa), al fine di isolare le prestazioni algoritmiche senza interferenze da parte dell'hardware. Insieme ai due algoritmi suddetti, è stato testato anche l'utilizzo di un algoritmo di modellazione muscolo-scheletrica, utilizzato per il calcolo degli angoli articolari, come OpenSim. I risultati sono stati confrontati con gli angoli ottenuti da stereofotogrammetria.
2. Validazione del sistema custom: selezionato l'algoritmo ritenuto più funzionale, è stata valutata l'affidabilità del sistema di acquisizione sviluppato rispetto ad un sistema di acquisizione inerziale commerciale e rispetto alla stereofotogrammetria.
3. Confronto tra sistemi IMU: si è cercato un confronto diretto tra gli output del sistema inerziale commerciale e quello custom.

I risultati della prima sessione hanno mostrato, nel piano sagittale, un'elevata coerenza tra gli algoritmi testati e la stereofotogrammetria. Nel piano frontale, sia l'algoritmo di Vargas che Nazarahari hanno fornito stime abbastanza coerenti ma quest'ultimo ha evidenziato errori minori. OpenSim, invece, non è riuscito a ricostruire l'andamento dell'angolo di abduzione/adduzione correttamente. Nel piano trasverso nessuna delle soluzioni testate ha fornito stime affidabili. Nonostante le migliori performance ottenute da Nazarahari, il protocollo è stato implementato con l'algoritmo di Vargas in quanto offre un procedimento di acquisizione semplice e veloce, senza task di calibrazione preliminari da effettuare.

Nella seconda sessione sperimentale è stato osservato un peggioramento delle performance in tutti i piani del movimento sia per il sistema inerziale commerciale che per quello custom, rispetto alla stereofotogrammetria. Questo peggioramento è stato attribuito all'ingombro fisico dei sensori inerziali custom, che ha reso impossibile il loro posizionamento ottimale senza interferire con il corretto collocamento dei marker richiesto dal protocollo Plug-In Gait della stereofotogrammetria. Di conseguenza, i sensori sono stati posizionati in modo subottimale, influenzando negativamente l'accuratezza della stima degli angoli articolari.

Per ovviare a questo limite, è stata condotta una terza sessione, migliorando il setup sperimentale e confrontando direttamente i due sistemi inerziali. I risultati hanno mostrato una ottima corrispondenza tra i due sistemi in tutti i piani del movimento, dimostrando l'affidabilità della soluzione sviluppata.

Il sistema validato è stato infine applicato in un test di posturografia dinamica, con l'obiettivo di valutare se l'integrazione dei sensori inerziali con la pedana di forza, considerata il gold standard in questo ambito, potesse arricchire l'analisi della risposta posturale. I risultati hanno evidenziato come parametri ricavabili dai segnali delle IMU, come l'andamento temporale degli angoli articolari, l'RMS dell'accelerazione, la jerkiness, e la proiezione del CoM, possano supportare l'interpretazione della risposta posturale.

Diverse limitazioni sono state incontrate durante lo svolgimento di questo progetto. La più rilevante è il numero ridotto di soggetti testati, dovuto alla durata prolungata delle prove di stereofotogrammetria e alla limitata disponibilità del laboratorio. Tale aspetto può compromettere la generalizzabilità dei risultati ad un campione di popolazione più ampio ed eterogeneo.

Inoltre, il numero di sensori utilizzati non ha consentito di effettuare l'analisi di tutti i segmenti corporei dell'arto inferiore, come invece previsto dagli algoritmi di calibrazione sensore-segmento proposti. La mancanza di sensori aggiuntivi ha implicato una criticità nello svolgimento del caso applicativo: non avendo a disposizione un sensore inerziale da posizionare sul piede, l'angolo di caviglia è stato ipotizzato essere coincidente con l'angolo di inclinazione della gamba rispetto alla verticale. Sebbene tale assunzione possa essere considerata ragionevole nel contesto della prova, in quanto il soggetto ha mantenuto costantemente la pianta dei piedi a terra, essa rappresenta comunque una potenziale fonte di errore. In prospettiva, la disponibilità di un numero maggiore

di sensori permetterebbe non solo di estendere l'analisi ad ulteriori articolazioni, ma anche di migliorare l'accuratezza nella stima della proiezione del CoM.

Un'ulteriore criticità è rappresentata dall'ingombro del prototipo dei sensori. Al momento l'elevata dimensione dei sensori non permette un confronto in condizioni ottimali con la stereofotogrammetria, in quanto non permette una vestizione del soggetto adeguata, senza compromettere il posizionamento dei sensori inerziali o dei markers. In prospettiva, un'evoluzione del progetto potrebbe includere la miniaturizzazione dell'hardware per facilitare il confronto con altri sistemi di acquisizione; l'integrazione di batterie ricaricabili, la realizzazione di un'interfaccia utente visiva, un sistema di ricezione centralizzato e l'inserimento di funzionalità diagnostiche automatiche nel firmware.

Bibliografia

- [1] L. Filli, S. Schwegler, C. Meyer, T. Killeen, C. S. Easthope, S. D. Broicher, A. Curt, B. Zörner, M. Bolliger, H. H. Jung, J. A. Petersen, «Characterizing cognitive-motor impairments in patients with myotonic dystrophy type 1» *Neuromuscular Disorders* 30, 510–520, 2020. doi.org/10.1016/j.nmd.2020.04.005
- [2] J. Marin, J. J. Marin, T. Blanco, J. de la Torre, I. Salcedo, E. Martitegui, «Is My Patient Improving? Individualized Gait Analysis in Rehabilitation» *Appl. Sci.* 2020, 10, 8558. doi.org/10.3390/app10238558
- [3] M. Skublewska-Paszowska, J. Smolka, J. Napiorkowski, E. Lukasik, J. Taczala, M. Milosz, A. Zdzenicka-Chyla, A. Kosiecz, «Motion Capture Technology as a Tool for Quantitative Assessment of the Rehabilitation Progress of Gait by Using Soft Orthoses» *IEEE Access* 11, 2023. doi.org/10.1109/HSI.2018.8431360
- [4] J. Jiang, P. Chen, J. Peng, X. Qiao, F. Zhu, J. Zhong, «Design and Optimization of Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton with a Multiaxial Knee Joint» *Biomimetics* 8, 156, 2023. doi.org/10.3390/biomimetics8020156
- [5] J. R. Engsborg, L. G. Lenke, A. K. Reitenbach, K. W. Hollander, K. H. Bridwell, K. Blanke, «Prospective Evaluation of Trunk Range of Motion in Adolescents With Idiopathic Scoliosis Undergoing Spinal Fusion Surgery» *Spine* 27, 1346–1354, 2002. doi.org/10.1097/00007632-200206150-00018
- [6] K. De Pauw, B. Serrien, J. P. Baeyens, P. Cherelle, S. De Bock, J. Ghillebert, S. P. Bailey, D. Lefeber, B. Roelands, B. Vanderborght, R. Meeusen, «Prosthetic gait of unilateral lower-limb amputees with current and novel prostheses» *Clinical Biomechanics* 71, 59–67, 2020. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.10.028
- [7] S. Lorenzetti, R. Dayer, M. Plüss, R. List, «Pulling Exercises for Strength Training and Rehabilitation: Movements and Loading Conditions» *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* 2, 33, 2017. doi.org/10.3390/jfmk2030033
- [8] Articolazioni e movimenti (Microbiologia Italia). <https://www.microbiologiaitalia.it/didattica/articolazioni-e-movimenti/>
- [9] Angoli di Eulero, Quaternioni di Hamilton e Videogiochi (GameLudere). <https://www.gameludere.it/2019/01/28/angoli-di-eulero-quaternioni-di-hamilton-evideogiochi/>
- [10] Vicon - Vicon Nexus User Guide. <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:EU:19886938-bac1-414b-8db9-6a8b8973f512>

-
- [11] Vicon - Plug-in Gait Reference Guide. <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:EU:f6712564-0802-4926-9287-62671da0e62d>
- [12] OpenSense - Kinematics with IMU Data (OpenSim Documentation) <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53084203/OpenSense+-+Kinematics+with+IMU+Data>
- [13] A. Corsini, Z. Sawacha, G. Rigoni, M. Romanato, «Modellazione muscolo-scheletrica con sistemi inerziali indossabili» (Tesi Magistrale), Università degli studi di Padova, 2023 <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:EU:572cb5a5-9778-4cc5-a3da-f3835c852328>
- [14] K. Ahmed, S. Taheri, I. Weygers, M. Ortiz-Catalan, «Validation of IMU against optical reference and development of open-source pipeline: proof of concept case report in a participant with transfemoral amputation fitted with a Percutaneous Osseointegrated Implant» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 21:128, 2024. doi.org/10.1186/s12984-024-01426-6
- [15] L. Tagliapietra, L. Modenese, E. Ceseracciu, C. Mazzà, M. Reggiani «Validation of a model-based inverse kinematics approach based on wearable inertial sensors», *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 21:16, 834-844, 2018. doi.org/10.1080/10255842.2018.1522532
- [16] M. Al Borno, J. O'Day, V. Ibarra, J. Dunne, A. Seth, A. Habib, C. Ong, J. Hicks, S. Uhlrich, S. Delp «OpenSense: An open-source toolbox for inertial-measurement-unit-based measurement of lower extremity kinematics over long durations», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 19:22, 2022. doi.org/10.1186/s12984-022-01001-x
- [17] M. Couvertier, L. Pacher, L. Fradet «Does IMU redundancy improve multi-body optimization results to obtain lower-body kinematics? A preliminary study says no», *Journal of Biomechanics* 168, 112091, 2024. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112091
- [18] L. Zhang, B. Fan, K. Zhang, M. Du, S. Cai «Design and Validation of an Inertial Motion Capture System for Human Dynamic Balance Assessment», *World Rehabilitation Robot Convention (WRRC)* — 979-8-3503-5512-3/24, 2024. doi.org/10.1109/WRRC62201.2024.10696602
- [19] L. Pacher, C. Chatellier, R. Vauzelle, L. Fradet «Sensor-to-Segment Calibration Methodologies for Lower-Body Kinematic Analysis with Inertial Sensors: A Systematic Review», *J. Biomech.*, 40, 2604–2611, 2007. doi.org/10.3390/s20113322
- [20] K.J. O'Donovan, R. Kamnik, D.T. O'Keeffe, G.M. Lyons «An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement.», *Sensors*, 20, 3322, 2020. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.010
- [21] P. Picerno, A. Cereatti, A. Cappozzo «Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules.», *Posture*, 28, 588–595, 2008. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.003
- [22] M. Nazarahari, H. Rouhani «Semi-Automatic Sensor-to-Body Calibration of Inertial Sensors on Lower Limb Using Gait Recording», *IEEE Sens.*, 19, 12465–2474, 2019. doi.org/10.1109/JSEN.2019.2939981
- [23] S. Cordillet, N. Bideau, B. Bideau, G. Nicolas «Estimation of 3D Knee Joint Angles during Cycling Using Inertial Sensors: Accuracy of a Novel Sensor-to-Segment Calibration Procedure Based on Pedaling Motion», *Sensors*, 19, 2474, 2019. doi.org/10.3390/s19112474

- [24] S. Tadano, R. Takeda, H. Miyagawa «Three dimensional gait analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations», *Sensors*, 13, 9321–9343, 2013. doi.org/10.3390/s130709321
- [25] R.E. Horenstein, C.L. Lewis, S. Yan, A. Halverstadt, S.J. Shefelbine «Validation of magneto-inertial measuring units for measuring hip joint angles», *J. Biomech*, 91, 170–174, 2019. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.029
- [26] K. Liu, T. Liu, K. Shibata, Y. Inoue «Ambulatory Measurement and Analysis of the Lower Limb 3D Posture Using Wearable Sensor System», *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation August 9 - 12, Changchun, China*. doi.org/10.1109/ICMA.2009.5245982
- [27] X. Robert-Lachaine, G. Parent, A. Fuentes, N. Hagemeister, R. Aissaoui «Inertial motion capture validation of 3D knee kinematics at various gait speed on the treadmill with a double-pose calibration», *Gait Posture*, 77, 132–137, 2020. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.029
- [28] R. Soussé, J. Verdú, R. Jauregui, V. Ferrer-Roca, S. Balocco «Non-rigid alignment pipeline applied to human gait signals acquired with optical motion capture systems and inertial sensors», *J. Biomech.*, 98, 109429, 2019. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109429
- [29] T. McGrath, R. Fineman, L. Stirling «An Auto-Calibrating Knee Flexion-Extension Axis Estimator Using Principal Component Analysis with Inertial Sensors», *Sensors*, 18, 1882, 2018. doi.org/10.3390/s18061882
- [30] A. Ferrari, A.G. Cutti, P. Garofalo, M. Raggi, M. Heijboer, A. Cappello, A. Davalli «First in vivo assessment of “outwalk”: A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors», *Med. Biol. Eng. Comput.*, 48, 1–15, 2010. doi.org/10.1007/s11517-009-0544-y
- [31] L. S. Vargas-Valencia, A. Elias, E. Rocon, T. Bastos-Filho, A. Frizera «An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis», *Sensors*, 16, 2090, 2016. doi.org/10.3390/s16122090
- [32] Cometa - Wave Track inertial system [Online]. [https:// www.cometasystems.com/wavetrack inertial system/](https://www.cometasystems.com/wavetrack-inertial-system/).
- [33] Cometa - Wave Plus: manuale d’uso e manutenzione <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:EU:6fc168b8-4f44-497f-bec7-d27c51ab8f0b>
- [34] A. Rajagopal, C.L. Dembia, M.S. DeMers, D.D. Delp, J.L. Hicks e S.L. Delp, «Full body «Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait», *IEEE Trans Biomed Eng.*, Oct;63(10):2068-79, 2016. <https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2586891>
- [35] C. De Checchi «Confronto di algoritmi di Sensor Fusion per applicazioni in posturografia tramite sensori MIMU», *Università degli Studi di Padova*, 2023 <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:EU:94c03112-8977-4236-b60a-f03e7cfc6416>
- [36] E. S. Grood, W. J. Suntay «A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee» *J Biomech Eng.*, 105(2): 136-144, 1983. doi.org/10.1115/1.3138397
- [37] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D.D. D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, I. Stokes «ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part

- I: ankle, hip, and spine» *Journal of Biomechanics* Volume 35, Issue 4, Pages 543-548, 2002. doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6
- [38] Q. Li, R. Li, K. Ji, W. Dai «Kalman Filter and Its Application» 8th International Conference on Intelligent Networks and Intelligent Systems (ICINIS), 2015. doi.org/10.1109/ICINIS.2015.35
- [39] R. Mahony, T. Hamel, P. Morin, E. Malis «Nonlinear Complementary Filters on the Special Linear Group» *International Journal of Control - INT J CONTR* 85 (Oct. 2012), 1–17, 2012. doi.org/10.1080/00207179.2012.693951
- [40] S. O. H. Madgwick, A. J. L. Harrison, A. Vaidyanathan «Estimation of IMU and MARG Orientation Using a Gradient Descent Algorithm» *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011. doi.org/10.1109/icorr.2011.5975346
- [41] M. Caruso, A. M. Sabatini, D. Laidig, T. Seel, M. Knaflitz, U. Della Croce, A. Cereatti «Analysis of the Accuracy of Ten Algorithms for Orientation Estimation Using Inertial and Magnetic Sensing under Optimal Conditions: One Size Does Not Fit All» *Sensors*, 21(7), 2543, 2021. doi.org/10.3390/s21072543
- [42] AHRS Python Library Documentation - Madgwick Filter <https://ahrs.readthedocs.io/en/latest/filters/madgwick.html>
- [43] L. Uhlenberg, S. H. Gangaraju, O. Amft. «IMUAngle: Joint Angle Estimation with Inertial Sensors in Daily Activities» *International Symposium on Wearable Computers (ISWC '22)*, September, 2022. doi.org/10.1145/3544794.3558470
- [44] V. Guimarães, I. Sousa, M. V. Correia. «Orientation-Invariant Spatio-Temporal Gait Analysis Using Foot-Worn Inertial Sensors» *Sensors*, 21, 3940, 2021. doi.org/10.3390/s21113940
- [45] A. Cereatti, R. Gurchiek, A. Mundermann, S. Fantozzi, F. Horak, S. Delp, K. Aminian. «ISB recommendations on the definition, estimation, and reporting of joint kinematics in human motion analysis applications using wearable inertial measurement technology» *Journal of biomechanics*, 173, 112225, 2024. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112225
- [46] R. V. Vitali, N. C. Perkins. «Determining anatomical frames via inertial motion capture: A survey of methods» *Journal of biomechanics*, 106, 109832, 2024. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109832
- [47] M. Nazarahari, A. Noemani, N. Ahmadian, H. Rouhani. «Sensor-to-body calibration procedure for clinical motion analysis of lower limb using magnetic and inertial measurement units» *Journal of biomechanics*, 85, 224-229, 2019. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.027
- [48] J. Favre, R. Aissaoui, B. M. Jolles, J. A. de Guise, K. Aminian. «Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors» *Journal of Biomechanics*, 42.14, 2330-2335, 2009. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.025
- [49] T. Seel, J. Raisch, T. Schauer. «IMU-based joint angle measurement for gait analysis» *Sensors*, 14.4, 6891-6909, 2014. doi.org/10.3390/s140406891
- [50] C. Yi, B. Wei, Z. Ding, C. Yang, Z. Chen, F. Jiang. «A self-aligned method of IMU-based 3-DoF lower-limb joint angle estimation» *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 71, 1-10, 2022. doi.org/10.1109/TIM.2022.3194935

- [51] T. Zimmermann, B. Taetz, G. Bleser. «IMU-to-segment assignment and orientation alignment for the lower body using deep learning» *Sensors*, 18.1, 302, 2018. doi.org/10.1109/TIM.2022.3194935
- [52] TDK InvenSense - ICM-20948: World's Lowest Power 9-Axis MEMS MotionTracking™ Device <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:eu:0d0be937-7119-48ee-ae30-da9af47062bc>
- [53] Raspberry Pi Pico W Datasheet - An RP2040-based microcontroller board with wireless <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:EU:abe75a70-8a36-46d2-b5fb-84a434497763>
- [54] RP2040 Datasheet - A microcontroller by Raspberry Pi <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:EU:a23f134e-18d9-4bee-a026-b0355b61eb90>
- [55] B. R. Hindle, J. W. L. Keogh, A. V Lorimer «Inertial-Based Human Motion Capture: A Technical Summary of Current Processing Methodologies for Spatiotemporal and Kinematic Measures» *Applied Bionics and Biomechanics* 21, 6628320, 2021. doi.org/10.1155/2021/6628320
- [56] T. McGrath, R. Fineman, L. Stirling «An Auto-Calibrating Knee Flexion-Extension Axis Estimator Using Principal Component Analysis with Inertial Sensors» *Sensors* 18, 1882, 2018. doi.org/10.3390/s18061882
- [57] B. Fasel, J. Spörri, P. Schütz, S. Lorenzetti, K. Aminian «Validation of functional calibration and strap-down joint drift correction for computing 3D joint angles of knee, hip, and trunk in alpine skiing» *PLoS ONE* 12(7), e0181446, 2017. doi.org/10.1371/journal.pone.0181446.
- [58] G. Di Raimondo, B. Vanwanseele, A. van der Have, J. Emmerzaal, MielWillems, B. A. Killen, I. Jonkers «Inertial Sensor-to-Segment Calibration for Accurate 3D Joint Angle Calculation for Use in OpenSim» *Sensors* 22(9), 3259, 2022. doi.org/10.3390/s22093259.
- [59] B. Fasel, J. Spörri, P. Schütz, S. Lorenzetti, K. Aminian - Functional calibration for trunk and lower limb fixed inertial sensors, 2017 <https://doi.org/10.24433/CO.3f699198-4e77-4d51-8482-13d1b9ad93b8> Accessed: 15-06-25.
- [60] MathWorks. pca (MATLAB Statistics and Machine Learning Toolbox) <https://www.mathworks.com/help/stats/pca.html> Accessed: 28-03-25.
- [61] M. L. Ognean, NEONATOLOGIE - notiuni de baza, 2018. https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Suturi-si-fontanele-craniene-Tegumentele_fig1_340931261 Accessed: 19-06-25.
- [62] Sinartrosi - Chimica-online <https://www.chimica-online.it/anatomia-umana/sinartrosi.htm> Accessed: 19-06-25.
- [63] Articolazioni e movimenti: tutte le peculiarità - Microbiologia Italia <https://www.microbiologiaitalia.it/didattica/articolazioni-e-movimenti/> Accessed: 19-06-25.
- [64] Diartrosi - Chimica-online <https://www.chimica-online.it/anatomia-umana/diartrosi.htm> Accessed: 19-06-25.
- [65] Lezioni di Motoria SFP quarto anno, Appunti di Metodologia del gioco - Università degli Studi di Palermo <https://www.docsity.com/it/docs/lezioni-di-motoria-sfp-quarto-anno/2105010/> Accessed: 19-06-25.
- [66] Termini anatomici di movimento - Sport e Salute <https://infosportesalute.wordpress.com/2020/10/19/termini-anatomici-di-movimento/> Accessed: 19-06-25.

- [67] Le articolazioni - Piùchesportivo: Le basi della scienza motoria https://assets.loesch.it/Risorse/DAN/Public/O_D4035/D4035/Piu_che_sportivo/sezione1/articolazioni.html Accessed: 19-06-25.
- [68] V. Camomilla, A. Cappozzo, G. Vannozzi «Three-Dimensional Reconstruction of the Human Skeleton in Motion» Handbook of Human Motion (1-29), 2017. doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_146-1.
- [69] A. Zilio, Z. Sawacha «Il ruolo dell'analisi del movimento nella riabilitazione del Morbo Di Parkinson» (Tesi Triennale), Università degli studi di Padova, 2022. https://thesis.unipd.it/retrieve/2d511fa8-183b-4b63-9514-0e036e87951e/Zilio_Aurora.pdf
- [70] G. Barbierato, Z. Sawacha, S. Zampato «Confronto tra stereofotogrammetria ed analisi video nella ricostruzione della cinematica articolare durante il cammino» (Tesi Triennale), Università degli studi di Padova, 2022. https://thesis.unipd.it/retrieve/529e0b38-348e-402f-b409-334fc3e81020/Barbierato_Gianluca.pdf
- [71] SparkFun 9DoF IMU Breakout Libraries - SparFun Electronics, 2023 https://github.com/sparkfun/SparkFun_ICM-20948_ArduinoLibrary Accessed: 20-06-25.
- [72] J. Möller, F. Weißberg, L. Pirch, T. Eisenhofer, K. Rieck, «Cross-Language Differential Testing of JSON Parsers» ASIA CCS '24, July 1–5, Singapore, Singapore, 2024. doi.org/10.1145/3634737.3657003.
- [73] J. Keiser, D. Lemire, «On-demand JSON: A better way to parse documents?» Softw: Pract Exper., 54 :1074–1086, 2024. doi.org/10.1002/spe.3313.
- [74] P. D. R. Patnaik, S. R. Gengaje, «Efficient Data Logging for One Wire Protocol Sensor in IoT: A Hardware-in-the-Loop (HIL) Approach» SSRG International Journal of Electrical and Electronics Engineering, Volume 11 Issue 5, 53-59, May, 2024. doi.org/10.14445/23488379/IJEEE-V11I5P106.
- [75] D. Peng, L. Cao, W. Xu, «Using JSON for Data Exchanging in Web Service Applications» Journal of Computational Information Systems 7: 16, 5883-5890, 2011. ISSN: 15539105 <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:EU:832de14e-9eb5-46e8-a2db-10d59550c38a>.
- [76] W. Jackson, «An Introduction to JSON: Concepts and Terminology» W. Jackson, JSON Quick Syntax Reference, 2016. doi.org/10.1007/978-1-4842-1863-1_2.
- [77] What is JSON? - Oracle <https://www.oracle.com/database/what-is-json/#:text=JSON%27s%20language,can%20parse%20and%20generate%20JSON.> Accessed: 18-06-25.
- [78] B. Mishra, A. Kertesz, «The Use of MQTT in M2M and IoT Systems: A Survey» IEEE Access (Volume: 8), 201071 - 201086, 2020. doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3035849.
- [79] G. P. Naik, A. U. Bapat, «A Brief Comparative Analysis on Application Layer Protocols of Internet of Things: MQTT, CoAP, AMQP and HTTP» IJCSMC, Vol. 9, Issue. 9, pg.135 – 141, September, 2020. doi.org/10.47760/IJCSMC.2020.v09i09.014.
- [80] T. Jaffey (Eclipse Foundation) - MQTT and CoAP, IoT protocols. <https://www.eclipse.org/community/eclipse-newsletter/2014/february/article2.php>. Accessed:20-06-25.

- [81] S. Bandyopadhyay, A. Bhattacharyya, «Lightweight Internet protocols for web enablement of sensors using constrained gateway devices» International Conference on Computing, Networking and Communications (ICNC), 2013. doi.org/10.1109/ICCNC.2013.6504105.
- [82] F. B. Horak, J. M. Macpherson «Postural orientation and equilibrium. Handbook of physiology» New York : Oxford University Press, 1996. <https://acrobat.adobe.com/id/urn:aaid:sc:EU:c59768e9-372c-4bee-8961-2e39de777b7a>
- [83] E. Pankanin, P. Mietkowska «Methods used to measure postural balance.» Journal of Education, Health and Sport. 8(7):214-220, 2018. doi.org/10.5281/zenodo.1299755
- [84] M. Paterna «Caratterizzazione di un sistema di perturbazione posturale», tesi di Laurea Magistrale, Politecnico di Torino, 2018
- [85] N. R. Heebner, J. S. Akins, S. M. Lephart, T. C. Sell «Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals», Gait Posture Feb;41(2):535-9, 2015. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.009
- [86] K. Curran, G. Holland, M. S. Redfern, R. Cham «Comparing sensory organization test measures of the Bertec Balance Advantage CDP/IVRTM and NeuroCom® Smart EquiTest computerized dynamic posturography systems in young and older healthy adults», Gait Posture Jun 6:121:308-314, 2025. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.05.017
- [87] A. Jor, C. H. Lai, M. J. Khan, Y. He, W.-K. Lam, S. J. Winsler, F. Gao, M. Zhang, T. Kobayashi «Effects of somatosensory-stimulating foot orthoses on postural balance in older adults: A computerized dynamic posturography analysis», Gait Posture Jun:119:189-196, 2025. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.03.016
- [88] A. L. Hof, J. Duysens «Responses of human hip abductor muscles to lateral balance perturbations during walking.», Experimental Brain Research Oct;230(3):301-10, 2013. doi.org/10.1007/s00221-013-3655-5
- [89] Z. Potocanac, J. de Bruin, S. van der Veen, S. Verschueren, J. van Dieen, J. Duysens, M. Pijnappels «Fast online corrections of tripping responses.», Experimental Brain Research, Volume 232, pages 3579–3590, 2014. doi.org/10.1007/s00221-014-4038-2
- [90] P. E. Pidcoe, M. W. Rogers «A closed-loop stepper motor waist-pull system for inducing protective stepping in humans.», Journal of Biomechanics, Apr;31(4):377-81, 1998. doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00017-7
- [91] D. A Yungheer, J. Morgia, W.-N Bair, M. Inacio, B. A. Beamer, M. G. Prettyman, M. W. Rogers «Short-term changes in protective stepping for lateral balance recovery in older adults.» Clinical Biomechanics, Feb;27(2):151-7, 2012. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.09.003
- [92] A. Mansfield, B. E. Maki «Are age-related impairments in change in support balance reactions dependent on the method of balance perturbation?» Journal of Biomechanics, Volume 42, Issue 8, Pages 1023-1031, 29 May, 2009 doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.02.007
- [93] Dempster, W.T., 1955. Space Requirements of the Seated Operator: Geometrical, Kinematic, and mechanical Aspects of the Body Special Reference to the Limbs., WADC Technical Report 55-159. Wright-Patterson Air Force Base, OH.
- [94] S. Lyu, A. Freivalds, D. S. Downs, S. J. Piazza «Assessment of postural sway with a pendant-mounted wearable sensor.» Gait Posture, 22 Feb:92:199-205, 2022. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.034

- [95] T. E. Prieto, J. B. Myklebust, R. G. Hoffmann, E. G. Lovett, B. M. Myklebust «Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults» *IEEE Trans Biomed Eng*, 96 Sep;43(9):956-66, 1996. doi.org/10.1109/10.532130
- [96] R. A. W. Felijs, M. Geerars, S. M. Bruijn, N. C. Wouda, J. H. Van Dieen, M. Punt «Reliability of IMU-based balance assessment in clinical stroke rehabilitation» *Gait Posture* 22, Oct:98:62-68, 2022. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.08.005
- [97] K. McManus, B. R. Greene, L. G. M. Ader, B. Caulfield «Development of Data-Driven Metrics for Balance Impairment and Fall Risk Assessment in Older Adults» *IEEE Trans Biomed Eng* 22, Jul;69(7):2324-2332, 2022. doi.org/10.1109/TBME.2022.3142617
- [98] I. Cani, I. D'Ascanio, L. Baldelli, G. Lopane, S. Ranciati, P. Mantovani, A. Conti, P. Cortelli, G. Calandra-Buonaura, L. Chiari, L. Palmerini, G. Giannini «Evaluating gait and postural responses to subthalamic stimulation and levodopa: A prospective study using wearable technology» *Eur J Neurol*, 25, Jan;32(1):e16580, 2025. doi.org/10.1111/ene.16580
- [99] I. Carpinella, D. Anastasi, E. Gervasoni, R. Di Giovanni, A. Tacchino, G. Brichetto, P. Confalonieri, M. Rovaris, C. Solaro, M. Ferrarin, D. Cattaneo «Balance Impairments in People with Early-Stage Multiple Sclerosis: Boosting the Integration of Instrumented Assessment in Clinical Practice» *Sensors (Basel)*, 22, Dec 6;22(23):9558, 2022. doi.org/10.3390/s22239558
- [100] A. P. Lapointe, J. N. Ritchie, R. V. Vitali, J. S. Burma, A. Soroush, I. Oni, J. F. Dunn «Internal Consistency of Sway Measures via Embedded Head-Mounted Accelerometers: Implications for Neuromotor Investigations» *Sensors (Basel)*, 21, Jun 30;21(13):4492, 2021. doi.org/10.3390/s21134492
- [101] Y. Lei, V. Rios, J. Ji, B. Duhon, H. Boyd, Y. Xu «Quantifying unsupported sitting posture impairments in humans with cervical spinal cord injury using a head-mounted IMU sensor» *Spinal Cord*, 24, Feb;62(2):65-70, 2024. doi.org/10.1038/s41393-023-00951-w
- [102] K.-C. Ting, Y.-C. Lin, C.-T. Chan, T.-Y. Tu, C.-C. Shih, K.-C. Liu, Y. Tsao «Inertial Measurement Unit-Based Romberg Test for Assessing Adults With Vestibular Hypofunction» *IEEE J Transl Eng Health Med*, 23, Nov 17:12:245-255, 2023. doi.org/10.1109/JTEHM.2023.3334238