

POLITECNICO DI TORINO

Laurea Magistrale in INGEGNERIA BIOMEDICA



Tesi di Laurea Magistrale

Sviluppo di un sistema indossabile a basso costo per
l'analisi del movimento umano basato su sensori inerziali
custom

Relatori

Daniela MAFFIODO

Carlo DE BENEDICTIS

Candidato

Lorenzo GALLETTA

Sessione di Laurea: Luglio 2025

Abstract

L'analisi del movimento umano è necessaria a comprendere e migliorare la funzione motoria di un soggetto. I sensori inerziali (IMU), rispetto ai sistemi ottici, offrono tipicamente soluzioni più economiche, poco invasive e portabili. Tuttavia, il loro impiego risulta a volte critico a causa dei disturbi ferromagnetici ambientali e dell'assenza di procedure standard per l'allineamento sensore-segmento corporeo (S2S), necessarie a definire modelli biomeccanici per descrivere il movimento.

Questo progetto di tesi ha lo scopo di sviluppare e validare un sistema di analisi del movimento basato su sensori IMU custom di semplice utilizzo, portabile, economico e adatto al contesto clinico.

L'unità hardware del sistema, sviluppata nell'ambito di una collaborazione con l'azienda brain Technologies (Torino), si compone di tre IMU a 9 gradi di libertà. Per ricavare la cinematica inversa, sono stati scelti dalla letteratura e testati un algoritmo di sensor fusion (Madgwick) e due algoritmi di calibrazione S2S (Vargas-Valencia et al., Nazarahari et al.). Il calcolo degli angoli articolari ha seguito le convenzioni di Grood e Suntay.

La validazione del sistema ha previsto tre prove sperimentali, dove un soggetto ha eseguito movimenti di anca e ginocchio e camminate a velocità diverse. La prima prova è servita a individuare l'algoritmo di calibrazione più funzionale tra quelli selezionati. Utilizzando le IMU WaveTrack (Cometa, Italia), gli angoli articolari stimati con i due algoritmi e con OpenSense sono stati confrontati con quelli ottenuti tramite stereofotogrammetria. La seconda prova è servita a valutare le prestazioni del sistema basato sulle IMU custom mediante confronto con i risultati ottenuti con le IMU WaveTrack e, nuovamente, la stereofotogrammetria. Il sistema optoelettronico sfruttato per l'analisi del movimento si trova presso il PolitoBIOMed Lab. Nella terza prova sono state valutate le prestazioni del protocollo proposto confrontando tra loro IMU custom e WaveTrack.

Infine, è stato condotto un test sperimentale per valutare l'applicabilità del protocollo proposto nell'ambito clinico di analisi del controllo posturale, utilizzando un perturbatore meccanico.

Nel primo esperimento, entrambi gli algoritmi hanno ottenuto buone stime degli angoli di anca e ginocchio nel piano sagittale. È stato scelto l'algoritmo di Vargas-Valencia per la sua semplicità di utilizzo. La seconda prova ha mostrato delle discrepanze

tra gli angoli stimati dai sensori inerziali e dalla stereofotogrammetria, dovute in gran parte all'ingombro delle IMU custom che ha impedito la vestizione ottimale del soggetto. Tuttavia, le stime dei due sistemi inerziali sono risultate coerenti. È stata, dunque, condotta una terza prova per confrontare tra loro le stime ottenute dai due sistemi inerziali seguendo la medesima pipeline. Gli angoli articolari ottenuti a partire dai dati raccolti con IMU WaveTrack e custom sono risultati altamente correlati, a conferma dell'accuratezza del protocollo proposto.

In conclusione, il sistema di IMU sviluppato ad hoc con l'azienda brain Technologies, con il metodo di calibrazione S2S adottato, è in grado di stimare adeguatamente gli angoli articolari di anca e ginocchio, soprattutto nel piano sagittale. Coinvolgere pochi soggetti per la validazione ha posto un limite allo studio, così come il numero ridotto di IMU che ha impedito un'analisi estesa a più segmenti corporei. Una miniaturizzazione dei prototipi faciliterebbe il loro posizionamento sul corpo del soggetto.

Indice

1	Introduzione	2
1.1	L'analisi del movimento	2
1.2	Elementi di anatomia	3
1.2.1	Le articolazioni	3
1.2.2	Assi e piani del movimento umano	5
1.2.3	Movimenti articolari	7
1.3	Cinematica di un corpo rigido	7
1.3.1	Sistemi di riferimento	8
1.3.2	Matrici di Rotazione	8
1.3.3	Angoli di Eulero	9
1.3.4	Quaternioni	11
1.4	Strumenti per l'analisi del movimento	13
1.4.1	Stereofotogrammetria	14
1.4.2	Inertial Measurement Unit (IMU)	20
1.5	Obiettivi della tesi	25
2	Strategie per la stima della cinematica articolare tramite sensori inerziali	28
2.1	Stato dell'arte degli algoritmi di calibrazione sensore-segmento	29
2.1.1	Algoritmo Nazarahari	32
2.1.2	Algoritmo Vargas-Valencia	34
2.2	Calcolo degli angoli articolari	36
2.2.1	Joint Coordinate System: ISB	36
2.2.2	Joint Coordinate System: Grood e Suntay	38
2.3	OpenSense	40

2.3.1	La pipeline di OpenSense	41
2.3.2	Lavori di valutazione delle prestazioni di OpenSense	43
3	Descrizione del sistema di acquisizione "custom"	45
3.1	Unità di Misura Inerziale ICM-20948	46
3.1.1	Digital Motion Processor (DMP)	47
3.1.2	Interfaccia di Comunicazione I ² C	47
3.1.3	Frequenza di Campionamento e Output Data Rate (ODR)	49
3.1.4	Libreria SparkFun	49
3.2	Architettura del Raspberry Pi Pico W	49
3.2.1	Processore Dual-Core ARM Cortex-M0+	50
3.2.2	Memoria e Periferiche	50
3.2.3	Connettività Wireless Integrata	50
3.3	Acquisizione dei dati grezzi	50
3.3.1	Sensibilità e unità di misura	51
3.4	Implementazione del DMP	51
3.4.1	Sensori abilitati e ODR	52
3.4.2	DMP: il sensor fusion	52
3.5	Struttura dei dati: il formato JSON	52
3.5.1	Vantaggi del payload JSON	53
3.5.2	Struttura del messaggio JSON	53
3.5.3	Libreria ArduinoJson	55
3.6	Trasmissione dei Dati: protocollo MQTT	56
3.6.1	MQTT: il modello publish/subscribe	56
3.6.2	MQTT: 3 livelli di qualità del servizio QoS	57
3.6.3	Strutturazione dei topic	57
3.6.4	MQTT: idoneità per le applicazioni biomediche	58
3.7	Gestione di dispositivi multipli	59
3.7.1	Indirizzamento I ² C Differenziato	59
3.7.2	Identificazione Univoca dei Sensori	59
3.8	Resilienza e Robustezza del Sistema	60
3.8.1	Inizializzazione dei Sensori	60
3.8.2	Reinizializzazione dei sensori	61

3.8.3	Riconnessione Wi-Fi	61
3.8.4	Riconnessione MQTT	62
4	Definizione di un approccio personalizzato per la ricostruzione della cinematica articolare di anca e ginocchio	63
4.1	Algoritmo di sensor fusion: Madgwick	64
4.1.1	Funzionamento del filtro	65
4.2	Calibrazione sensore-segmento: implementazione degli algoritmi . . .	67
4.2.1	Algoritmo di Nazarahari et al.	67
4.2.2	Algoritmo di Vargas-Valencia et al.	68
4.3	Calcolo degli angoli articolari	68
5	Prima prova sperimentale: Individuazione dell’algoritmo di calibrazione sensore-segmento più funzionale	71
5.1	Stereofotogrammetria: protocollo Plug-in-Gait	71
5.2	Sensori IMU COMETA	74
5.2.1	OpenSense: modello Rajagopal modificato	75
5.3	Esecuzione del test	76
5.4	Post-processing dei dati	79
5.5	Risultati	81
5.6	Discussione	89
5.7	Conclusioni	91
6	Seconda prova sperimentale: confronto tra sensori inerziali custom, sensori inerziali commerciali e stereofotogrammetria	94
6.1	Strumentazione	95
6.2	Sensori inerziali di brain Technologies	96
6.3	Esecuzione del test sperimentale	97
6.4	Post-processing dei dati	100
6.5	Risultati	101
6.6	Discussione	106
6.7	Conclusioni	111
7	Terza prova sperimentale: confronto diretto tra la prestazioni del sistema di sensori custom e del sistema di sensori commerciali	114

7.1	Strumentazione	114
7.2	Esecuzione del test sperimentale	115
7.3	Post-processing dei dati	117
7.4	Risultati	117
7.5	Discussione	124
7.6	Conclusioni	125
8	Caso di studio: analisi del controllo posturale tramite sensori inerziali	128
8.1	La postura	128
8.2	Posturografia	130
8.3	PGAS: Perturbation Generator and Analysis System	133
8.4	Descrizione del test	135
8.4.1	Strumentazione	135
8.5	Post-processing dei dati	138
8.5.1	Parametri: andamento temporale del COM	139
8.5.2	Parametri: RMS dell'accelerazione	141
8.5.3	Parametri: jerkiness	142
8.5.4	Parametri: ellissi al 95% di confidenza	142
8.6	Risultati	144
8.7	Discussione	158
8.8	Conclusioni	163
9	Conclusioni	168
A	Appendice A	171
A.1	Implementazione dell'algoritmo di Nazarahari et al. [25][26]	171
	Bibliografia	174

Elenco delle figure

1.1	Il sistema osteo-articolare [4].	4
1.2	"Convenzione anatomica" e piani anatomici[4].	6
1.3	Assi anatomici di riferimento[4].	6
1.4	Movimenti articolari [4]: (a) flesso-estensione del ginocchio; (b) abduzione/adduzione dell'anca; (c) pronazione/supinazione del polso, è un movimento di rotazione interna/esterna attorno all'asse dell'avambraccio; (d)movimento di rotazione (a destra) e di circonduzione (a sinistra).	7
1.5	Terne cartesiane di riferimento[4].	8
1.6	Rappresentazione della rotazione con metodo degli angoli di Eulero. In rosso è rappresentata la terna iniziale $x_0y_0z_0$ e in nero quella finale. In blu tratteggiato è rappresentato l'asse dei nodi[4].	10
1.7	Architettura di un sistema optoelettronico [9].	15
1.8	Meccanismo della stereofotogrammetria[2].	15
1.9	Ricostruzione di un punto nello spazio [2].	16
1.10	Esempio di laboratorio di analisi del movimento tratto dall'articolo di Cappozzo et al. (2005)[1].	16
1.11	Schematizzazione dei parametri di calibrazione per una singola telecamera [2].	17
1.12	Esempi di marker passivi a sinistra, marker attivi a destra [2].	18
1.13	Nomenclatura dei marker in stereofotogrammetria [2].	19
1.14	Esempio di modellizzazione dell'accelerometro come sistema massa-molla-smorzatore del secondo ordine [11].	21
1.15	Modello massa-molla per il giroscopio[14].	22
1.16	Schema a blocchi del filtro complementare [6].	24
1.17	Schema a blocchi del filtro di Kalman [6].	25

2.1	Disallineamento tra sistema di coordinate del sensore IMU (in rosso tratteggiato) e sistema di coordinate anatomico del segmento corporeo (in nero) [21].	29
2.2	Rappresentazione dei metodi per identificare gli assi anatomici rispetto al sistema di coordinate del sensore IMU, tratta dal paper di Cereatti et al. [18]. (a) Allineamento manuale; (b1) allineamento con metodo di calibrazione anatomica, sfruttando marker e videocamera; (b2) allineamento con modalità anatomica con calibro strumentato con sensore IMU; (c) allineamento con approccio funzionale; (d) allineamento con modalità di calibrazione statica.	31
2.3	Rappresentazione della procedura di allineamento sensore-segmento applicato al piede (uguale al caso delle pelvi). In verde si osserva il frame originale dell'IMU, in rosso l'allineamento verticale e in viola il sistema di riferimento anatomico del piede riferito al sistema globale [26].	34
2.4	Immagine tratta dal paper di Vargas-Valencia et al. [28] che raffigura i sistemi di riferimento tecnico-anatomici (BF) delle pelvi, della coscia, della gamba e del piede. L'asse X è rappresentato in rosso, l'asse Y in verde e l'asse Z in blu.	36
2.5	Illustrazione del sistema di coordinate pelviche (XYZ), del sistema di coordinate femorali (xyz) e del sistema JCS per l'articolazione dell'anca destra. Immagine tratta da [32]	38
2.6	Immagine tratta da [35]. Mostra i sistemi di coordinate cartesiane XYZ e xyz di femore e tibia. per entrambi i sistemi, l'asse z è positivo in direzione prossimale, l'asse y è positivo in direzione anteriore e l'asse x è positivo verso destra.	39
2.7	Immagine tratta da [40]. Mostra il flowchart che caratterizza la procedura per l'estrazione della cinematica inversa a partire da dati di sensori inerziali utilizzata da OpenSense.	42
2.8	Immagine tratta dall'esempio di implementazione di OpenSense [40]. Mostra il modello <code>Rajagopal2015_opensense.osim</code>	42
3.1	L'immagine mostra le tre unità, che costituiscono la componente hardware del sistema di sensori, realizzate in collaborazione con brain Technologies (Torino).	45
3.2	Block Diagram del sensore ICM-20948 tratta dalla documentazione ufficiale [44]	48
3.3	Immagine del Raspberry Pi Pico W Rev3 tratta dalla documentazione ufficiale [45]	49

4.1	Schema che illustra le tre fasi principali per la stima della cinematica articolare tratto dal paper di Vitali et al. [20]. Esempio applicato al caso del ginocchio dell'articolazione del ginocchio utilizzando un sensore IMU collegato alla coscia e uno allo stinco [20].	64
5.1	Modello Rajagopal: a destra è mostrata versione a 3 DoF, a sinistra il modello originale	76
5.2	Calibrazione statica dei sensori inerziali WaveTrack Cometa per l'eliminazione dell'offset del giroscopio e dell'accelerometro.	76
5.3	L'immagine mostra il dettaglio del posizionamento dei sensori inerziali WaveTrack sul corpo del soggetto: (a) pelvi, (b) coscia, (c) gamba. . .	77
5.4	L'immagine mostra il posizionamento di marker (secondo il protocollo Plug-in Gait lower body) e dei sensori WaveTrack Cometa nella vista frontale (a), laterale (b) e posteriore (c).	78
5.5	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione-estensione dell'anca durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).	82
5.6	Grafico dell'andamento dell'angolo di abduzione-adduzione dell'anca durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).	83
5.7	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione del ginocchio durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).	84
5.8	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata normale, prima prova (a) e seconda prova (b).	85
5.9	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata veloce, prima prova (a) e seconda prova (b).	86
6.1	Dettaglio della schermata di Mosquitto da cui dare avvio all'acquisizione dei dati da parte del sistema di sensori inerziali custom.	97
6.2	L'immagine mostra il dettaglio del posizionamento dei sensori inerziali di brain Technologies e WaveTrack (Cometa, Italia) sul corpo del soggetto: (a) pelvi, (b) coscia, (c) gamba.	99
6.3	L'immagine mostra il posizionamento di marker (secondo il protocollo Plug-in Gait lower body), dei sensori WaveTrack Cometa e dei sensori inerziali di brain Technologies nelle viste frontale (a), laterale (b) e posteriore (c).	99
6.4	Grafico dell'andamento dell'angolo di abduzione-adduzione dell'anca durante il movimento abduzione/adduzione della coscia.	102

6.5	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione del ginocchio durante il movimento analogo.	102
6.6	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata normale, prima prova (a) e seconda prova (b).	103
6.7	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata veloce, prima prova (a) e seconda prova (b).	104
6.8	Grafici dell'andamento di accelerazione e velocità angolare durante le prove di flesso/estensione della coscia: IMU sulla coscia (a) e IMU sulla gamba (b).	107
7.1	L'immagine mostra il dettaglio del posizionamento dei sensori inerziali di brain Technologies e WaveTrack (Cometa, Italia) sul corpo del soggetto: (a) pelvi, (b) coscia, (c) gamba.	116
7.2	L'immagine mostra il soggetto a vestizione completata, nelle tre viste: (a) frontale, (b) laterale, (c) posteriore.	116
7.3	Grafico dell'andamento dell'angolo di flesso-estensione dell'anca durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).	118
7.4	Grafico dell'andamento dell'angolo di abduzione-adduzione dell'anca durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).	119
7.5	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione del ginocchio durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).	120
7.6	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata normale, prima prova (a) e seconda prova (b).	121
7.7	Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante la prima prova di camminata a velocità sostenuta.	122
8.1	Diagramma della pedana di forza tratto da Hayes et al. [74].	131
8.2	Raffigurazione del sistema PGAS, in vista laterale.	134
8.3	L'immagine mostra il soggetto a vestizione completata: (a) IMU sulle pelvi, (b) IMU su coscia e gamba.	136
8.4	L'immagine mostra il soggetto sulla pedana di forza del sistema PGAS: (a) vista laterale, (b) vista posteriore.	137
8.5	Rappresentazione del modello DIP.	139

8.6	Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: Low_Bottom_EO.	144
8.7	Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: Low_Bottom_EC.	145
8.8	Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: Low_Top_EO.	145
8.9	Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: Low_Top_EC.	146
8.10	Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: High_Bottom_EO.	146
8.11	Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: High_Bottom_EC.	147
8.12	Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: High_Top_EO.	147
8.13	Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: High_Top_EC.	148
8.14	Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: Low_Bottom_EO.	148
8.15	Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: Low_Bottom_EC.	149
8.16	Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: Low_Top_EO.	149
8.17	Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: Low_Top_EC.	150
8.18	Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: High_Bottom_EO.	150
8.19	Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: High_Bottom_EC.	151
8.20	Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: High_Top_EO.	151

8.21	Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: High_Top_EC.	152
8.22	Grafico a barre dell'RMS.	152
8.23	Grafico a barre della jerkiness.	153
8.24	Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): Low_Bottom_EO.	154
8.25	Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): Low_Bottom_EC.	154
8.26	Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): Low_Top_EO.	154
8.27	Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): Low_Top_EC.	155
8.28	Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): High_Bottom_EO.	155
8.29	Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): High_Bottom_EC.	156
8.30	Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): High_Top_EO.	156
8.31	Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): High_Top_EC.	157
8.32	Grafico a barre delle aree delle ellissi al 95% di confidenza, calcolate nelle fasi di risposta posturale e nelle fasi di equilibrio tra un impulso e il successivo.	157

Elenco delle tabelle

3.1	Configurazioni dell'accelerometro tratte dalla documentazione [44]: range e sensibilità in funzione del registro ACC_FS.	46
3.2	Configurazioni del giroscopio tratte dalla documentazione [44]: range e sensibilità in funzione del registro GYRO_FS_SEL.	47
3.3	Range di scala e sensibilità impostate per accelerometro e giroscopio	51
4.1	Calcolo degli angoli articolari per anca e ginocchio in base ai versori dei segmenti e dei sistemi di riferimento anatomici.	69
5.1	Posizionamento dei marker secondo il protocollo Plug-in Gait [66]. Nell'elenco compare anche SACR ma nel caso di questo progetto sono stati usati LPSI e RPSI.	72
5.2	Misure antropometriche per Vicon Nexus	77
5.3	Valore medio dell'angolo articolare nelle prove di movimento a 1 DoF, calcolata nel primo secondo di acquisizione.	80
5.4	Valore medio dell'angolo articolare nelle prove di camminata a velocità normale, calcolata nel primo secondo di acquisizione.	80
5.5	Valore medio dell'angolo articolare nelle prove di camminata a velocità sostenuta, calcolata nel primo secondo di acquisizione.	81
5.6	Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alle prove di movimenti a 1 DoF: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSenSe e la stereofotogrammetria (gold-standard).	88
5.7	Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alla prova camminata normale, prima prova: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSenSe e la stereofotogrammetria (gold-standard).	88

5.8	Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alla camminata normale, seconda prova: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSenSe e la stereofotogrammetria (gold-standard).	88
5.9	Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alla camminata veloce, prima prova: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSenSe e la stereofotogrammetria (gold-standard).	88
5.10	Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alla camminata veloce, seconda prova: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSenSe e la stereofotogrammetria (gold-standard).	89
6.1	Camminata a velocità normale, prima prova: risultati per ciascun grado di libertà articolare. Confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).	105
6.2	Camminata a velocità normale, seconda prova: risultati per ciascun grado di libertà articolare. Confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).	105
6.3	Camminata a velocità sostenuta, prima prova: risultati per ciascun grado di libertà articolare. Confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).	105
6.4	Camminata a velocità sostenuta, seconda prova: risultati per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).	106
6.5	Movimenti a 1 DoF: angolo di abduzione dell'anca relativo alla prova di abduzione della coscia e angolo di flessione del ginocchio relativo alla flessione della gamba. Confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).	106
7.1	Movimenti a 1 DoF: valori di CC, RMSE e RMSE% di confronto gli angoli ricostruiti dai sistemi Cometa e brain Technologies nelle prove di movimento monoarticolare di anca e ginocchio.	123
7.2	Camminata a velocità normale, prima prova: parametri statistici di confronto per ciascun grado di libertà articolare tra IMU Cometa e brain Technologies.	123

7.3	Camminata a velocità normale, seconda prova: parametri statistici di confronto per ciascun grado di libertà articolare tra IMU Cometa e brain Technologies.	123
7.4	Camminata a velocità sostenuta, prima prova: parametri statistici di confronto per ciascun grado di libertà articolare tra IMU Cometa e brain Technologies.	123
7.5	Camminata a velocità sostenuta, seconda prova: parametri statistici di confronto per ciascun grado di libertà articolare tra IMU Cometa e brain Technologies.	124
8.1	Parametri antropometrici implementati nel modello DIP, tratti da [87]	141
8.2	Valori medi e deviazioni standard di RMS e jerkiness per ciascuna condizione sperimentale.	153
8.3	Valori di <code>rapp_ax</code> e <code>r_ax_rp</code> per diverse condizioni.	158

Acronimi

DoF	Degree(s) of Freedom.
ROM	Range of Motion.
JCS	Joint Coordinate System.
ACS	Anatomical Coordinate System.
ISB	International Society of Biomechanics.
ASIS	Anterior Superior Iliac Spine.
PSIS	Posterior Superior Iliac Spine.
FE	Femoral Epicondyle.
ODR	Output Data Rate.
COM	Center of Mass.
COP	Center of Pressure.

Capitolo 1

Introduzione

1.1 L'analisi del movimento

Con il termine analisi del movimento si identifica un insieme di tecniche finalizzate alla valutazione della meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di una determinata attività motoria [1].

Questo tipo di analisi rappresenta un elemento cruciale per la comprensione e il miglioramento della funzione motoria in diversi contesti. Ad esempio, se si considera il mondo dello sport, questo tipo di tecniche viene largamente sfruttato al fine di ottimizzare il gesto atletico e, di conseguenza, migliorare le prestazioni dell'atleta [2]. Nel ciclismo, ad esempio, il bike-fitting è la procedura con cui vengono regolate le interfacce piede-scarpa-pedale, pelvi-sella e mani-manubrio con l'obiettivo di ottimizzare la performance dell'atleta e prevenire gli infortuni [3]. I protocolli di bike-fitting si servono di tecniche di analisi del movimento bidimensionale o tridimensionale ai fini dello studio di variabili biomeccaniche e, in particolare, della cinematica articolare, la quale è influenzata da diversi fattori come la configurazione della bicicletta e la tecnica di pedalata [3].

Nell'ambito del design, questo tipo di studi coadiuva la progettazione di oggetti, ambienti e postazioni di lavoro ergonomici, con lo scopo di prevenire le patologie muscolo-scheletriche associate all'attività professionale [2].

Tuttavia, il contesto di utilizzo più importante, nonché quello in cui l'analisi del movimento umano è nata, è quello clinico. La valutazione delle caratteristiche del movimento offre al clinico un aiuto nella diagnosi funzionale di disordini motori e nella scelta e impostazione della eventuale terapia (riabilitativa, chirurgica, ortesica, ecc.) a cui sottoporre il paziente. Fondamentale, inoltre, è l'apporto che questo tipo di analisi dà alla ricerca sulla fisiopatologia del movimento e allo sviluppo di nuovi dispositivi di interfaccia uomo-sistema quali protesi, ortesi, sistemi di stimolazione elettrica funzionale (FES) e dispositivi di ausilio alla locomozione [2].

Il movimento può essere studiato sotto diversi punti di vista. Per questo possiamo

suddividere l'analisi del movimento in diversi campi:

- analisi cinematica: si occupa di stabilire "quanto" un corpo si muove senza occuparsi delle cause che spingono quel corpo a muoversi. Da un'analisi di questo tipo si possono misurare l'entità dello spostamento, la velocità, l'accelerazione e gli angoli del corpo in osservazione;
- analisi dinamica: permette di stabilire quali sono le cause del movimento/stato di quiete dell'oggetto dell'analisi, fornendo informazioni sulle forze, i momenti e le potenze agenti su di esso. Non può prescindere dall'analisi cinematica;
- analisi dell'attività neuromuscolare: permette di quantificare l'attività di un muscolo e quando questa si verifica;
- altro: nell'analisi del movimento rientrano anche l'analisi posturale, dell'equilibrio, della pressione, etc.

Per gli scopi di questo progetto di tesi, l'interesse sarà rivolto all'analisi della cinematica del corpo umano. Si definisce "biocinematica", quel ramo della biomeccanica che si occupa di studiare le proprietà del movimento umano senza tenere conto delle cause che lo hanno generato[2].

1.2 Elementi di anatomia

Il corpo umano può essere visto come un esempio di catena cinematica ibrida, in cui i segmenti ossei possono essere assimilati a corpi rigidi, legati l'uno all'altro attraverso dei giunti a costituire strutture seriali (ad esempio, gli arti superiori) o parallele (ad esempio, gli arti inferiori).

1.2.1 Le articolazioni

I giunti, che collegano tra di loro le ossa e ne permettono il movimento, sono le articolazioni. L'insieme delle ossa e delle articolazioni costituisce il sistema osteo-articolare [Figura 1.1].

A seconda della forma delle superfici articolari e a seconda dei mezzi di connessione, il movimento relativo tra segmenti ossei adiacenti avrà caratteristiche diverse. In particolare, in base al grado di movimento relativo consentito, possiamo distinguere tre classi di articolazioni:

- sinartrosi (o "articolazioni immobili"): presentano superfici articolari immobili, unite tra di loro da tessuto osseo, tessuto cartilagineo e tessuto connettivo. Non hanno una meccanica articolare. Non sono delle vere e proprie articolazioni, in quanto il moto relativo tra le ossa è trascurabile. Un esempio sono le suture del cranio;

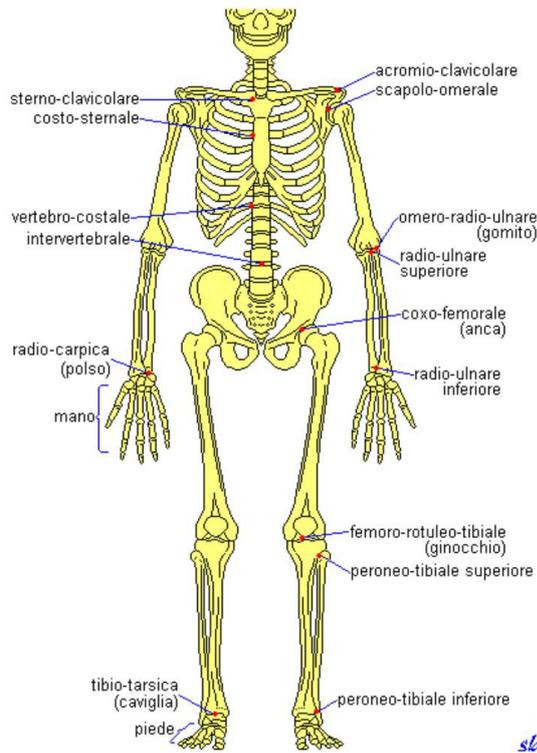


Figura 1.1: Il sistema osteo-articolare [4].

- anfiartrosi (o "articolazioni semi-mobili"): sono caratterizzate, generalmente, da superfici articolari quasi pianeggianti, con interposizione di un disco cartilagineo (es. vertebre, sinfisi pubica). Consentono movimenti in tutte le direzioni di ampiezza molto limitata (articolazioni a 6 gradi di libertà). Un esempio è rappresentato dai movimenti relativi (distacco, scivolamento laterale/antero-posteriore, compressione, rotazioni relative) tra 2 vertebre adiacenti. Nella colonna vertebrale, tali piccoli movimenti relativi si sommano e consentono di compiere dei movimenti complessivi anche estesi.
- diartrosi (o "articolazioni mobili"): sono le articolazioni più complesse, permettono movimenti ampi.

Le diartrosi sono completamente avvolte da un manicotto di tessuto connettivo denso, detto "capsula articolare", abbastanza solido ma deformabile per garantire il movimento relativo tra i segmenti ossei. Le due estremità ossee vengono mantenute separate dalla presenza del liquido sinoviale, un fluido denso secreto dalla membrana sinoviale, la quale riveste internamente la capsula articolare. Per questo motivo, questi giunti vengono definiti "sinoviali". Altri elementi che costituiscono questo tipo di articolazioni sono i tendini (che collegano i muscoli alle ossa, permettendo il trasferimento delle forze da essi generate), legamenti (cordoni di tessuto connettivo che uniscono i capi ossei tra loro, impedendo il loro allontanamento e distacco), cartilagini articolari e, in alcuni casi, menischi e borse sinoviali.

A seconda della forma delle superfici articolari e dei mezzi di coesione, cambia il movimento relativo consentito. Si parla di Range of Motion (ROM) per identificare

l'intervallo angolare entro cui può avvenire il moto.

Tra le articolazioni sinoviali distinguiamo:

- trocleo-artrosi
- trocoidi
- articolazioni a sella
- condilo-artrosi
- enartrosi.

L'interesse di questo studio sarà rivolto verso le articolazioni di anca e ginocchio.

1.2.2 Assi e piani del movimento umano

Per poter descrivere il movimento umano, occorre identificare i piani anatomici, all'interno dei quali si sviluppano i movimenti articolari e gli assi attorno ai quali si manifestano.

Si definisce innanzitutto una posizione anatomica di riferimento, rispetto alla quale definire i piani anatomici [Figura 1.2]:

- posizione eretta con piedi appoggiati al terreno;
- talloni uniti;
- braccia distese;
- palmi delle mani rivolti in avanti.

A partire da questa posizione vengono definiti i piani anatomici, ciascuno dei quali suddivide il corpo in due parti:

- piano sagittale: divide il corpo in una porzione di destra e una porzione di sinistra in modo simmetrico;
- piano frontale: individua una porzione anteriore e una posteriore asimmetriche;
- piano trasversale: suddivide il corpo in una porzione superiore e una porzione inferiore asimmetriche.

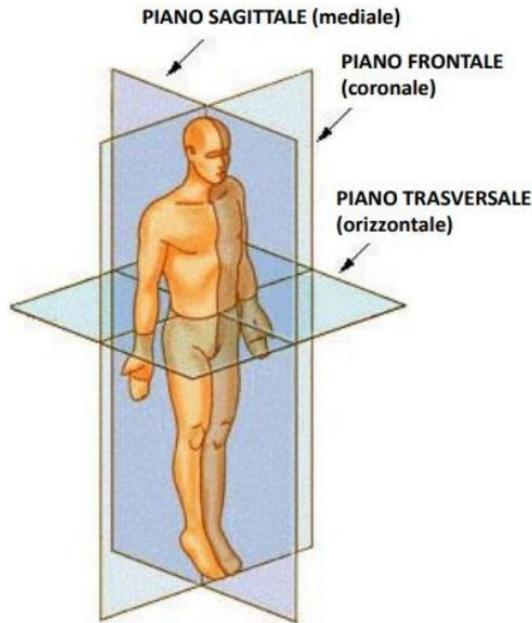


Figura 1.2: "Convenzione anatomica" e piani anatomici[4].

Ogni asse anatomico di riferimento è ortogonale a uno dei tre piani e si intersecano in un punto [Figura 1.3]:

- asse longitudinale: perpendicolare al piano trasversale, percorre il corpo in direzione caudale-craniale;
- asse trasversale (o mediolaterale): perpendicolare al piano sagittale, percorre il corpo in direzione mediale-laterale;
- asse anteroposteriore: perpendicolare al piano frontale, percorre il corpo in direzione postero-anteriore.

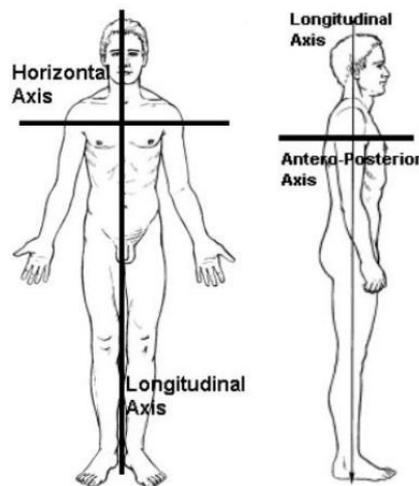


Figura 1.3: Assi anatomici di riferimento[4].

1.2.3 Movimenti articolari

La cinematica articolare è la disciplina che descrive il movimento relativo tra due segmenti corporei contigui [5]. Le articolazioni consentono l'esecuzione di movimenti rotatori attorno agli assi precedentemente descritti. In particolare, si parla di "rotazione articolare" per indicare un movimento attorno all'asse longitudinale di un segmento corporeo; mentre un "movimento angolare" identifica una rotazione attorno a un asse antero-posteriore o trasversale. Possiamo distinguere:

- flessione/estensione: movimento angolare che avviene nel piano sagittale, attorno all'asse trasversale, e che porta alla diminuzione/aumento di un angolo articolare;
- abduzione/adduzione: movimento angolare che avviene nel piano frontale, attorno all'asse antero-posteriore, e che porta all'allontanamento/avvicinamento del segmento corporeo dalla zona mediale del corpo;
- intra/extra-rotazione: rotazione articolare che avviene nel piano trasversale, attorno all'asse longitudinale.
- circonduzione: movimento di rotazione di un segmento corporeo attorno a una articolazione.

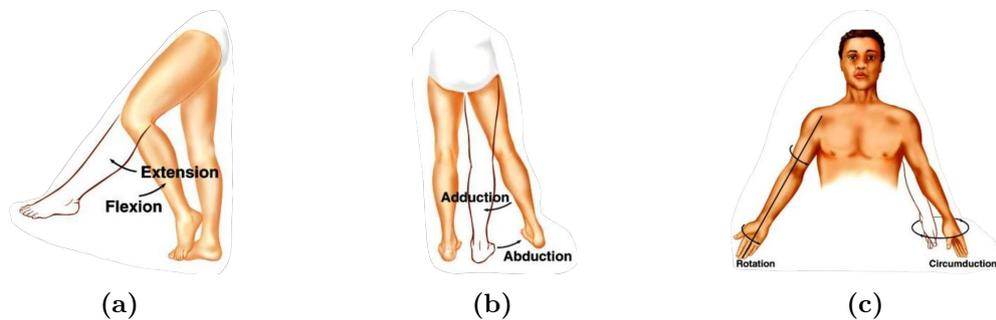


Figura 1.4: Movimenti articolari [4]: (a) flesso-estensione del ginocchio; (b) abduzione/adduzione dell'anca; (c) pronazione/supinazione del polso, è un movimento di rotazione interna/esterna attorno all'asse dell'avambraccio; (d) movimento di rotazione (a destra) e di circonduzione (a sinistra).

1.3 Cinematica di un corpo rigido

Nel contesto dell'analisi cinematica, definire il moto o la legge del moto di un corpo equivale a specificare come variano nel tempo la sua posizione e il suo orientamento rispetto a un altro corpo o a un altro sistema di riferimento.

1.3.1 Sistemi di riferimento

I sistemi di coordinate costituiscono un elemento fondamentale per poter misurare e interpretare in modo corretto la posizione e l'orientamento dei corpi nello spazio. Solo dando ai sistemi di riferimento la giusta definizione, è possibile compiere uno studio cinematico.

A ciascun corpo nello spazio è possibile associare una terna cartesiana a esso solidale, detta "sistema di riferimento locale", che ne definirà la posizione e l'orientamento rispetto a un'altra. Se quest'ultima è fissa, si identifica come "sistema di riferimento globale" (o "assoluto").

Il posizionamento di un corpo nello spazio è descritto da sei coordinate, di cui 3 di posizione (che descrivono la distanza relativa tra la sua terna locale e una terna di riferimento) e tre di orientamento (che esprimono l'inclinazione degli assi della terna locale rispetto a una terna di riferimento).

Per esprimere matematicamente l'orientamento di un corpo rispetto a un determinato sistema di riferimento esistono diverse strategie, tra le quali le più utilizzate sono le matrici di rotazione, gli angoli di Eulero e i quaternioni.

1.3.2 Matrici di Rotazione

La matrice di rotazione R è una matrice quadrata di dimensione 3×3 , costituita da 9 elementi, detti "coseni direttori", che rappresentano 3 informazioni indipendenti, cioè i 3 g.d.l. di orientamento della terna associata. Essa ha la forma mostrata di seguito:

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \quad (1.1)$$

Per comprendere il significato dei termini r_{nm} , prendiamo in considerazione una terna $Oxyz$ centrata in O con versori $\vec{i}\vec{j}\vec{k}$ e una terna O_iuvw centrata in O_i con versori $\vec{\lambda}\vec{\mu}\vec{\nu}$ [Figura 1.5].

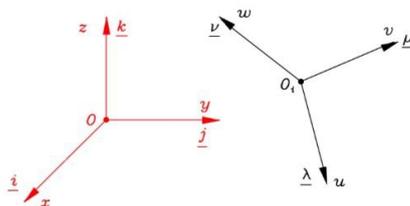


Figura 1.5: Terne cartesiane di riferimento[4].

Si proiettano gli assi della terna O_iuvw lungo gli assi della terna $Oxyz$ e si scrivono

le seguenti relazioni:

$$\begin{cases} \vec{\lambda} = C_{ux} \cdot \vec{i} + C_{uy} \cdot \vec{j} + C_{uz} \cdot \vec{k} \\ \vec{\mu} = C_{vx} \cdot \vec{i} + C_{vy} \cdot \vec{j} + C_{vz} \cdot \vec{k} \\ \vec{\nu} = C_{wx} \cdot \vec{i} + C_{wy} \cdot \vec{j} + C_{wz} \cdot \vec{k} \end{cases} \quad (1.2)$$

I termini C_{nm} corrispondono ai termini r_{nm} di cui sopra, e rappresentano il coseno dell'angolo compreso tra il versore \vec{n} della terna da orientare e il versore \vec{m} della terna di riferimento. Il sistema 1.2 può essere riscritto in forma matriciale come nell'equazione 1.3:

$$\begin{bmatrix} C_{ux} & C_{vx} & C_{wx} \\ C_{uy} & C_{vy} & C_{wy} \\ C_{uz} & C_{vz} & C_{wz} \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

La matrice 1.3 rappresenta l'orientamento della terna O_iuvw rispetto alla terna $Oxyz$ e si indica con R_i^0 (l'apice identifica la terna di riferimento e il pedice la terna da orientare). In particolare, prima colonna contiene i coseni direttori del versore $\vec{\lambda}$, la seconda colonna contiene i coseni direttori del versore $\vec{\mu}$ e la terza colonna contiene i coseni direttori del versore $\vec{\nu}$.

Ogni colonna è un versore, dunque la somma dei quadrati degli elementi della colonna m -esima è unitaria. Inoltre, i versori sono tra loro ortogonali. Di conseguenza, la matrice di orientamento è simmetrica e la sua trasposta corrisponde alla sua inversa, come mostrato nell'equazione 1.4:

$$\left(R_i^0\right)^T = \left(R_i^0\right)^{-1} = R_i^i. \quad (1.4)$$

La matrice R_0^i rappresenta l'orientamento della terna $Oxyz$ rispetto alla terna O_iuvw . Per permettere la trasformazione di un vettore da un sistema di riferimento a un altro, basta pre-moltiplicare il vettore per la matrice di rotazione che rappresenta l'orientamento della terna di partenza rispetto alla terna di arrivo.

1.3.3 Angoli di Eulero

Il metodo degli angoli di Eulero consiste nel rappresentare l'orientamento di un corpo nello spazio attraverso tre angoli. Questi indicano una sequenza ordinata di tre rotazioni consecutive, mediante le quali una certa terna iniziale $x_0y_0z_0$ viene trasformata in una terna finale xyz . Le sequenze di rotazioni possono essere:

- intrinseche, ogni rotazione viene applicata rispetto all'orientamento che gli assi hanno assunto a seguito della rotazione precedente;
- estrinseche, le rotazioni sono eseguite attorno agli assi di un sistema di riferimento fisso, che non cambiano tra una rotazione e l'altra.

Di solito si sfruttano sequenze intrinseche, tra le quali la più utilizzata è la ZYZ [Figura 1.6] che prevede:

- la prima rotazione attorno all'asse z_0 di un angolo θ_1 (*precessione*) che determina la trasformazione della terna $x_0y_0z_0$ nella terna $x_1y_1z_1$;
- la seconda rotazione attorno all'asse x_1 (*asse dei nodi*) di un angolo θ_2 (*nutazione*) che determina la trasformazione della terna $x_1y_1z_1$ nella terna $x_2y_2z_2$;
- la terza rotazione attorno all'asse z_2 di un angolo θ_3 (*rotazione propria*) che determina la trasformazione della terna $x_2y_2z_2$ nella terna finale xyz .

Una variante degli angoli di Eulero è rappresentata dalla notazione di Tait-Bryan, che viene maggiormente utilizzata in ambito aerospaziale e che definisce gli angoli in questo modo:

- rollio (*roll*), è l'angolo che rappresenta una rotazione attorno all'asse anteroposteriore;
- beccheggio (*pitch*), è l'angolo che rappresenta una rotazione attorno all'asse mediolaterale;
- imbardata (*yaw*), è l'angolo che rappresenta una rotazione attorno all'asse longitudinale.

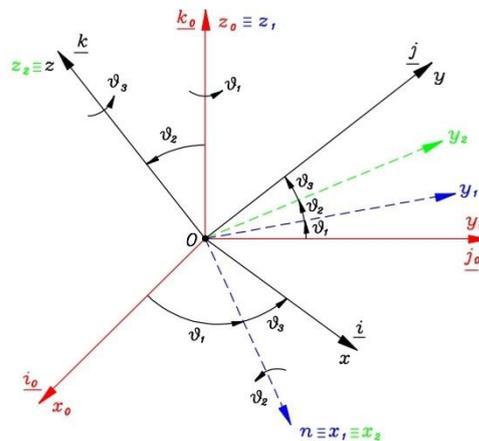


Figura 1.6: Rappresentazione della rotazione con metodo degli angoli di Eulero. In rosso è rappresentata la terna iniziale $x_0y_0z_0$ e in nero quella finale. In blu tratteggiato è rappresentato l'asse dei nodi[4].

La rotazione complessiva può essere scritta in forma compatta come prodotto delle tre rotazioni $R = Rot(z, \theta_1) \cdot Rot(x, \theta_2) \cdot Rot(z, \theta_3)$, che in forma matriciale

diventa:

$$\begin{aligned}
 R &= \begin{bmatrix} c1 & -s1 & 0 \\ s1 & c1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c2 & -s2 \\ 0 & s2 & c2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c3 & -s3 & 0 \\ s3 & c3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} c1c3 - s1c2s3 & -c1s3 - s1c2c3 & s1s2 \\ s1c3 + c1c2s3 & -s1s3 + c1c2c3 & -c1s2 \\ s2s3 & s2c3 & c2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \tag{1.5}
 \end{aligned}$$

I termini s_i e c_i identificano rispettivamente i seni e i coseni degli angoli θ_1, θ_2 e θ_3 . La matrice R è la *matrice di Eulero* e gli elementi R_{ij} che la costituiscono sono i 9 coseni direttori della terna di arrivo rispetto alla terna di partenza. Questo vuol dire che esiste una correlazione tra la matrice di Eulero e la matrice di orientamento vista precedentemente. A partire dalla conoscenza degli angoli di Eulero è possibile ricavare i coseni direttori. Allo stesso modo, è possibile il processo inverso ma sorgono delle ambiguità. Una criticità legata all'utilizzo di questo metodo è legata al *gimbal lock* che si verifica nel momento in cui due assi di rotazione si allineano, perdendo un g.d.l. e creando ambiguità nella rappresentazione [6]. Questo avviene quando l'angolo di nutazione assume un valore pari π (nel caso della notazione Tait-Bryan, quando l'angolo di pitch assume valori pari a $\pm \frac{\pi}{2}$).

1.3.4 Quaternioni

I quaternioni sono elementi appartenenti allo spazio lineare 4D \mathbb{H} , definito nell'insieme dei numeri reali \mathbb{R} con base $\{1, i, j, k\}$. Gli elementi i, j, k della base sono numeri *ipercomplessi* che seguono regole anticommutative di moltiplicazione:

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \tag{1.6}$$

$$ij = -ji = k \tag{1.7}$$

$$jk = -kj = i \tag{1.8}$$

$$ki = -ik = j \tag{1.9}$$

Si può notare una somiglianza tra la base dei quaternioni e la base vettoriale $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ in \mathbb{R}^3 , ma l'unità immaginaria moltiplicata per se stessa non restituisce risultato nullo.

Un quaternion $q \in \mathbb{H}$ è una combinazione lineare espresso nella base $\{1, i, j, k\}$:

$$q = w1 + xi + yj + zk \tag{1.10}$$

dove:

- $w \in \mathbb{R}$ è la componente scalare
- $x, y, z \in \mathbb{R}$ costituiscono la parte immaginaria.

I quaternioni possono essere rappresentati come la somma di una parte reale e di una parte immaginaria ($q = a + ib$) oppure come la somma di una parte reale (w) e di una parte vettoriale (x, y, z) come $q = w + \mathbf{v} = (w, \mathbf{v})$ con $\mathbf{v} = (x, y, z)$.

Dato un quaternionione $q = w1 + xi + yj + zk$, sono definiti:

- il quaternionione nullo $\mathbf{0}$ come $0 = 01 + 0i + 0j + 0k = (0, \mathbf{0})$;
- il quaternionione *complesso coniugato* \mathbf{q}^* che ha la stessa parte reale di q ma parte immaginaria opposta: $q^* = w1 - (xi + yj + zk) = (w, -\mathbf{v})$.

Questi elementi matematici possono essere utilizzati per rappresentare delle rotazioni nello spazio se hanno norma unitaria, ovvero se è valida la relazione

$$\|\mathbf{q}\| = \sqrt{w^2 + x^2 + y^2 + z^2} = 1. \quad (1.11)$$

Il quaternionione unitario può essere rappresentato come somma due funzioni trigonometriche:

$$q = \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) + \vec{u} \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) = \left(\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), \vec{u} \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)\right) \quad (1.12)$$

dove:

- dove θ è il generico angolo che esprime l'ampiezza e il verso della rotazione attorno all'asse \vec{u}
- \vec{u} è il versore che esprime l'asse attorno al quale avviene la rotazione del corpo rigido.

Il complesso coniugato di un quaternionione unitario rappresenta una rotazione della stessa entità, attorno allo stesso versore, ma in verso opposto.

Dato un quaternionione unitario è possibile calcolare la matrice di rotazione a esso associata usando la seguente relazione:

$$R(q) = \begin{bmatrix} w^2 + x^2 - y^2 - z^2 & 2(xy - wz) & 2(xz + wy) \\ 2(xy + wz) & w^2 - x^2 + y^2 - z^2 & 2(yz - wx) \\ 2(xz - wy) & 2(yz + wx) & w^2 - x^2 - y^2 + z^2 \end{bmatrix} \quad (1.13)$$

I quaternioni risultano particolarmente vantaggiosi per rappresentare l'orientamento dei corpi rigidi nello spazio. Innanzitutto, offrono maggiore efficienza computazionale perché si servono di un numero inferiore di parametri. Questo snellisce i tempi e la quantità di memoria necessari all'esecuzione di operazioni come la composizione delle

rotazioni. Inoltre, non risentono del problema del gimbal lock che affligge, invece, il metodo degli angoli di Eulero. Questo è fondamentale per le applicazioni che prevedono, come nel caso di questo progetto di tesi, il tracciamento del movimento in modo continuo e fluido [6]. Infine, questi elementi matematici garantiscono una maggiore stabilità numerica, riducendo gli errori di arrotondamento accumulati nelle operazioni iterative.

1.4 Strumenti per l'analisi del movimento

L'analisi del movimento umano può essere condotta secondo quattro approcci:

- qualitativo soggettivo: consiste nella semplice osservazione e descrizione del movimento da parte di un soggetto;
- qualitativo oggettivo: consiste, ad esempio, nella ripresa a video della task motoria compiuta dal soggetto, che viene sottoposta a più soggetti che possono esprimere un giudizio.
- quantitativo soggettivo: sfrutta l'utilizzo di scale di valutazione da parte dell'osservatore;
- quantitativo oggettivo: utilizza strumenti avanzati e modelli biomeccanici.

La scelta di un approccio in favore di un altro deve essere motivata da una serie di considerazioni quali la natura del moto da analizzare, lo scopo dell'analisi, l'ambiente nel quale il moto viene svolto (questo influisce sulle tecniche che possono essere utilizzate per l'analisi del movimento), dagli strumenti utilizzati e dalle risorse economiche e umane disponibili [2].

I metodi soggettivi sono sicuramente i più semplici ed economici (non richiedono particolari attrezzature), ma costituiscono inevitabilmente un limite. Infatti, vincolano l'osservazione all'esperienza e all'interpretazione del singolo valutatore, non garantendo la possibilità di avere risultati replicabili e confrontabili. Al contrario, le tecniche quantitative oggettive restituiscono un'analisi più rigorosa dal punto di vista scientifico, fornendo agli specialisti informazioni più accurate e precise sul movimento del paziente. Questo contribuisce a ridurre in modo significativo gli errori di valutazione sulle condizioni dei pazienti e a migliorare, di conseguenza, la diagnosi, il follow-up e il trattamento delle patologie.

L'analisi quantitativa oggettiva si serve di una serie di sistemi di acquisizione tecnologicamente avanzati che possono essere suddivisi in sistemi basati su sensori non indossabili (WS) e sistemi basati su sensori indossabili (NWS). I primi vengono utilizzati in appositi laboratori attrezzati, in cui vengono collocati i sensori attraverso i quali verrà catturato il movimento del soggetto. Possono essere suddivisi ulteriormente in due sottogruppi:

- sistemi basati sull'elaborazione di immagini, che sfruttano sensori ottici ed effettuano misurazioni oggettive dei parametri di movimento a partire dall'elaborazione digitale delle immagini. possono inoltre prevedere o meno l'applicazione di marker sul soggetto. In questa categoria rientra la stereofotogrammetria;
- sistemi basati su sensori a pavimento, che si basano sull'utilizzo di piattaforme costituite da sensori di forza e/o pressione, posizionate lungo il percorso che deve compiere il paziente.

I sistemi di misura basati su sensori indossabili si servono di sensori che vengono posizionati in diverse parti del corpo e che includono accelerometri, giroscopi, magnetometri, elettrogoniometri, sensori elettromiografici. Questi sistemi consentono di monitorare i pazienti anche al di fuori dell'ambiente del laboratorio, acquisendo le misure cliniche del movimento direttamente nell'ambiente naturale della persona, durante le sue attività quotidiane [7]. Tra questi sensori, i più utilizzati sono i sensori inerziali (IMU). Infine, è possibile eseguire l'analisi del movimento combinando i sistemi appena descritti, sfruttando delle tecniche ibride [8].

1.4.1 Stereofotogrammetria

La stereofotogrammetria è considerata il metodo *gold standard* per l'analisi del movimento. L'obiettivo di questa tecnica è quello di ricostruire le coordinate x,y,z di un punto che si muove nello spazio, in ogni istante di tempo appartenente all'intervallo di osservazione [2]. Per fare ciò si serve di sistemi optoelettronici che si compongono generalmente di:

- telecamere: operano generalmente nello spettro dell'infrarosso e sono in grado di catturare immagini ad alta velocità (fino a 500 fps);
- illuminazione: attorno all'obiettivo sono disposti dei LED che forniscono una fonte di luce stroboscopica che ha la funzione di "congelare" i fotogrammi;
- marker;
- sistemi hardware e software: consentono la raccolta, l'elaborazione e la combinazione dei dati provenienti dalle telecamere.

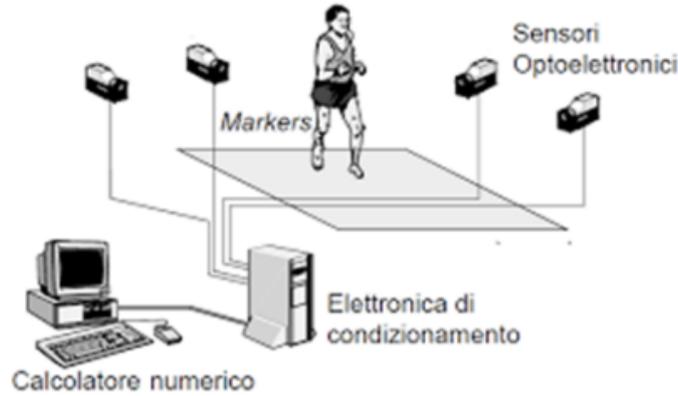


Figura 1.7: Architettura di un sistema optoelettronico [9].

Il principio di funzionamento della stereofotogrammetria è quello della “visione stereoscopica”, lo stesso che consente all’essere umano di percepire la tridimensionalità di un corpo nello spazio. Il cervello riceve da ciascun occhio l’immagine dello stesso oggetto, e ha la capacità di unirle in un’unica immagine tridimensionale fortemente differente dalle immagini originali [2]. Con i sistemi optoelettronici succede la medesima cosa: ogni telecamera registra un’immagine bidimensionale di ciascun punto; un software dedicato applica gli algoritmi necessari a combinare le informazioni registrate da ciascun sistema e riprodurre la tridimensionalità reale (Figura 1.8).

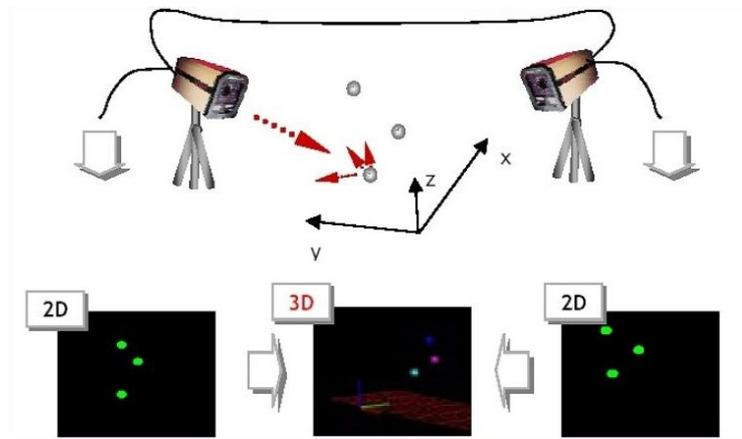


Figura 1.8: Meccanismo della stereofotogrammetria[2].

Ciascuna telecamera è caratterizzata da un piano principale, un punto nodale (o fuoco) e un asse nodale, perpendicolare al piano e passante per il punto nodale. Nel momento in cui viene acquisito il fotogramma, il punto oggetto viene proiettato sul piano principale della telecamera, definendo il punto immagine (la sua rappresentazione bidimensionale). La retta che unisce il punto oggetto con il punto immagine passa per il punto nodale, intersecando l’asse dei nodi. L’intersezione tra i due assi definisce la posizione reale dell’oggetto. Se si utilizzasse un singolo sistema di acquisizione, l’informazione che se ne trarrebbe non sarebbe univoca: noto il punto oggetto, si è in grado di risalire alla posizione del punto immagine sul piano principale, ma

non è possibile fare il contrario. È vero che il punto oggetto si trova sulla retta che congiunge il fuoco e il punto immagine, ma tale retta è costituita da un'infinità di punti.

Da qui sorge la necessità di avere almeno due telecamere. In questo modo è possibile mettere in atto il processo inverso (Figura 1.9):

1. il punto oggetto P viene proiettato sul piano principale della telecamera 1, definendo il punto immagine 1;
2. allo stesso modo, il punto P viene proiettato sul piano principale della telecamera 2, definendo il punto immagine 2;
3. si costruiscono le rette che collegano i punti immagine ai rispettivi punti nodali. L'intersezione delle due rette identifica la posizione esatta del punto oggetto P .

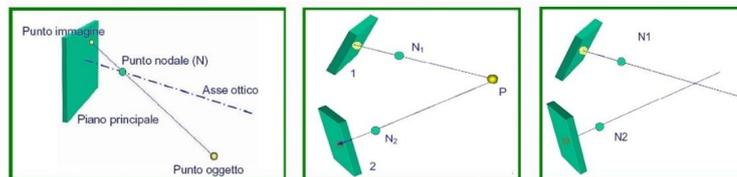


Figura 1.9: Ricostruzione di un punto nello spazio [2].

In genere l'analisi del movimento si serve di sistemi caratterizzati da più di due telecamere per evitare il rischio di perdere informazioni sui marcatori. Se nel corso dell'acquisizione un marker viene accidentalmente occluso, il sistema non è in grado di ricostruirne la traiettoria tridimensionale. Inoltre, la quantità dipende anche dal tipo di movimento che si vuole analizzare e dal tipo di dettaglio con cui lo si vuole fare e, dunque, dal numero di punti di osservazione a cui si è interessati.

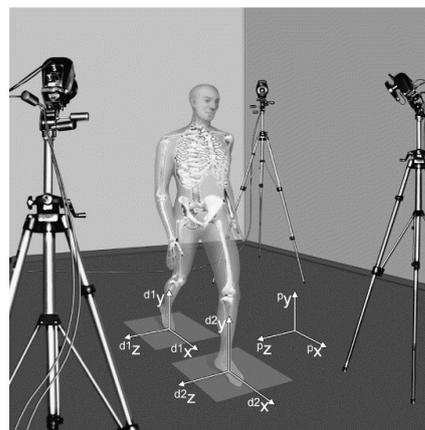


Figura 1.10: Esempio di laboratorio di analisi del movimento tratto dall'articolo di Cappozzo et al. (2005)[1].

A operare la ricostruzione della traiettoria dei punti nello spazio sono gli algoritmi che costituiscono la parte software del sistema optoelettronico. Essi calcolano le

coordinate (X,Y,Z) del punto oggetto P rispetto a un sistema di riferimento globale, prendendo in input le variabili misurate e i parametri di calibrazione del sistema. Questi parametri sono tempo invarianti e comprendono il vettore di posizione e la matrice di orientamento delle telecamere rispetto a un sistema di riferimento globale, la posizione dei punti nodali rispetto ai piani principali (distanza focale).

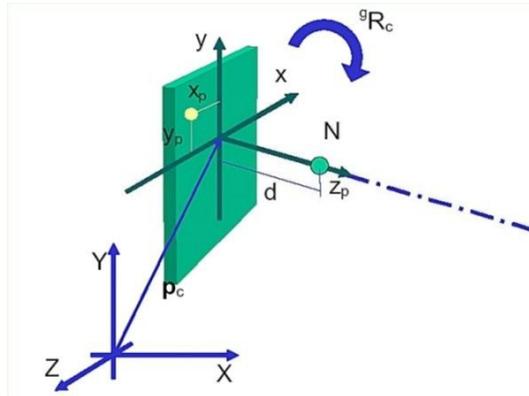


Figura 1.11: Schematizzazione dei parametri di calibrazione per una singola telecamera [2].

Per calcolare i parametri di calibrazione del sistema si deve eseguire la procedura di calibrazione, che si divide in una fase statica e una fase dinamica. La calibrazione statica consiste nel posizionare dei marker sul sistema in posizioni note e a distanze geometriche relative note e nell'eseguire un'acquisizione del sistema in stato di quiete. Questo permette di identificare la posizione del sistema di riferimento globale del laboratorio. La calibrazione dinamica viene eseguita con lo scopo di calcolare tutti i parametri delle telecamere e di linearizzare le ottiche. Questa operazione viene svolta facendo muovere lentamente all'interno dell'intero volume di acquisizione la calibration wand, una bacchetta rigida su cui sono posizionati dei marker (due o tre) a distanze precise. Le diverse telecamere acquisiscono le immagini dei marker da punti di vista diversi. Il software prende in input le immagini di ogni telecamera e le posizioni relative dei marker sulla bacchetta e li usa per calcolare i parametri di calibrazione precedentemente descritti.

Per mettere in evidenza i punti notevoli di interesse nel corpo umano e permetterne il tracciamento, vengono applicati dei marker in diversi punti del corpo. È possibile distinguere tra marker passivi e marker attivi.

I marker passivi, utilizzati nella maggior parte dei casi, sono delle sfere di materiale plastico, fissate su un supporto piatto e ricoperte di materiale catarifrangente, in grado di riflettere i raggi infrarossi emessi dalle telecamere. In questo modo possono essere distinti facilmente dall'algoritmo di processing, che li isola dal soggetto su cui sono posizionati e dallo sfondo del laboratorio. La sfericità è un requisito fondamentale perché favorisce la visibilità del marcatore da ogni angolazione.

Ne esistono di diverse dimensioni, comprese generalmente tra i 14 e i 20 millimetri.

I marker più piccoli sono adatti per segmenti di piccole dimensioni (ad esempio per acquisire i movimenti facciali) e per acquisizioni eseguite a distanze ravvicinate, mentre i marker più grandi vengono utilizzati laddove il volume di acquisizione e le distanze sono grandi.

È necessario che su ogni segmento corporeo vengano applicati almeno tre marker. Il numero non deve essere eccessivo perché altrimenti si rischia che l'algoritmo non sia in grado di distinguere l'uno dall'altro. Inoltre, aumenta notevolmente il tempo di elaborazione e la quantità di dati da processare.

Una volta applicati i marker passivi sul soggetto, prima di eseguire l'analisi del movimento, occorre eseguire una prima acquisizione statica in cui il soggetto assume una posizione neutra. L'operatore assocerà manualmente, tramite il software, ciascun marker alla posizione che occupa.

I marker attivi sono costituiti da LED che generano dei segnali luminosi a una certa frequenza. Questo rappresenta un vantaggio notevole perché il sistema è in grado di riconoscere e distinguere un marcatore dall'altro e di identificare la sua posizione sul segmento corporeo, senza che l'operatore effettui un'associazione manuale. Nonostante questo, risultano svantaggiosi per diversi motivi:

- devono essere alimentati
- hanno una dimensione maggiore rispetto a quelli passivi, dunque sono più invasivi
- è necessario eseguire la sincronizzazione via cavo dei marker
- hanno angoli di emissione inferiori: questo complica il set up delle telecamere, la cui posizione deve essere valutata attentamente.

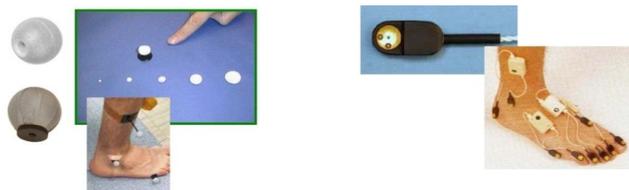


Figura 1.12: Esempi di marker passivi a sinistra, marker attivi a destra [2].

I marker vengono posizionati in punti anatomici specifici. Nel corso degli anni sono stati fatti dei tentativi per definire dei protocolli standardizzati di analisi del movimento per far fronte a una serie di esigenze [5]:

- Definire in modo univoco i punti di repere anatomici su cui applicare i marcatori, per posizzarli 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.

Tra questi, i più importanti sono il protocollo Hellen Hayes (1990), il Davis (1991), il CAST (1995) e il IOR Gait (2007). Nel caso di questo progetto di Tesi è stato utilizzato il protocollo Plug In Gait (versione moderna del protocollo Davis) di cui verrà fornita una spiegazione dettagliata nei capitoli successivi.

Nella comunità scientifica è stato raggiunto un accordo nell'attribuire dei nomi in codice per ogni marker in funzione della posizione occupata, come mostra la Figura 1.13 .

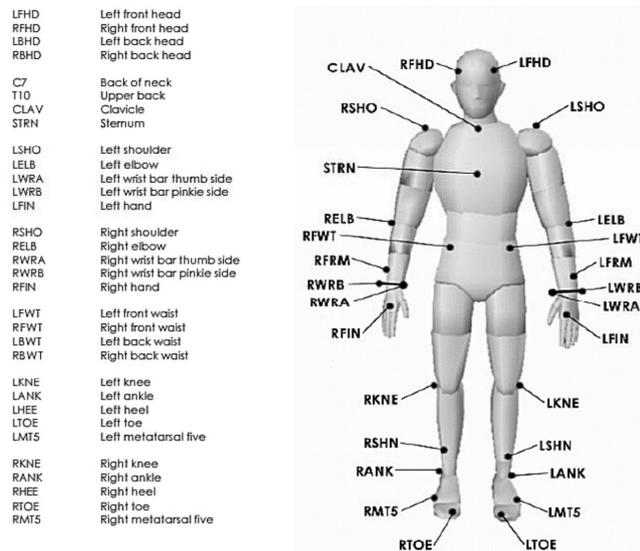


Figura 1.13: Nomenclatura dei marker in stereofotogrammetria [2].

La stereofotogrammetria può essere applicata anche utilizzando sistemi di misura marker-less, ovvero sfruttando sistemi di telecamere ma senza applicare marcatori sul soggetto da analizzare. In questo caso la cinematica può essere estratta in due modi diversi. Nel primo caso, l'operatore identifica i punti di repere sul soggetto e imposta il sistema affinché questo ne segua la traiettoria (potrebbe anche seguirli manualmente l'operatore). Nel secondo caso, l'operatore esegue delle misure antropometriche sul soggetto che servono al sistema per simulare il volume dei segmenti corporei del soggetto. Il sistema realizza un modello virtuale, adattando i volumi creati alla sagoma del soggetto riportata nelle immagini, che poi verrà usato per estrarre la cinematica.

La tecnica marker-less è sicuramente vantaggiosa in quanto elimina la lunga fase di apposizione dei marcatori sul soggetto e permette di effettuare l'analisi in quei contesti in cui non è possibile metterli (ad esempio, nelle gare sportive). Dal punto di vista dell'accuratezza, però, è sicuramente meno affidabile rispetto al metodo marker-based.

Nonostante la stereofotogrammetria sia considerata un metodo di analisi del movimento affidabile e ben sviluppato, le fonti di inaccuratezza sono tante e possono

sfociare in una determinazione sbagliata delle coordinate dei marcatori nello spazio. Possiamo suddividere gli errori in tre categorie [2]:

- Errori strumentali: intrinseci al processo stereofotogrammetrico e possono essere di sistematici o casuali. I primi legati a difetti dello strumento di misura, a errori commessi durante il processo di calibrazione o a non linearità che non sono state considerate. Si possono adottare delle strategie per ridurne l'effetto. Gli errori casuali possono essere dovuti al rumore elettrico o a errori nel processo di digitalizzazione delle traiettorie dei marker e distorsione delle immagini.
- Errori nella determinazione dei punti di reperi anatomici, ovvero i punti che identificano una regione anatomica del corpo in modo univoco. Per alcuni di questi l'individuazione è facile perché possono coincidere con delle sporgenze ossee e dunque essere localizzati visivamente o tramite palpazione. In certi casi, però, questo risulta complicato perché i punti di reperi potrebbero essere rivestiti da strati di tessuto molle che ne impediscono la corretta identificazione. Questo implica uno scostamento tra le coordinate dei marker e le coordinate del punto di reperi anatomico atteso.
- Errori da artefatti da tessuto molle (Soft Tissue Artifacts): in analisi del movimento si assume che i segmenti corporei siano rigidi e che il cluster di marker posto ciascuno di essi sia solidale all'osso sottostante. In realtà, tra il cluster e l'osso ci sono strati di adipe; durante l'esecuzione del movimento i tessuti possono scorrere e deformarsi rispetto all'osso sottostante e questo provoca un errore chiamato "artefatto da tessuto molle". Occorre cercare di posizionare i marker nei punti in cui il tessuto interposto è sottile.

1.4.2 Inertial Measurement Unit (IMU)

I sensori inerziali, o inertial measurement unit (IMU), rientrano nella categoria dei sistemi indossabili e sono tra i più utilizzati nell'analisi del movimento. Il loro funzionamento è basato su un insieme di sistemi micro-elettromeccanici (MEMS). In particolare, all'interno di un IMU sono contenuti tipicamente:

- un accelerometro triassiale;
- un giroscopio triassiale;

I segnali generati dalle IMU possono essere utilizzati in modi diversi. Nella maggior parte dei casi vengono sfruttati per ricostruire la posa o almeno la posizione o l'orientamento del corpo a cui sono fissati [10].

L'accelerometro triassiale misura l'accelerazione lineare dei movimenti che avvengono lungo le direzioni X, Y e Z in uno spazio tridimensionale. È possibile modellare questo

tipo di sensore come un sistema massa-molla-smorzatore del secondo ordine (Figura 1.14). Nel momento in cui viene applicata un'accelerazione \vec{a} alla massa di prova collegata a una molla di costante elastica k e a uno smorzatore con coefficiente di smorzamento b , la forza agente su di essa sarà pari a:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a}. \quad (1.14)$$

All'effetto di \vec{F} si aggiunge quello delle forze $\vec{F}_{spring} = -k \cdot \vec{x}$ ed $\vec{F}_{damping} = -b \cdot \dot{\vec{x}}$ esercitate rispettivamente dalla molla e dallo smorzatore. Applicando la seconda legge di Newton, si ottiene la legge del moto che descrive il comportamento dinamico del sensore:

$$\vec{F}_{applied} + \vec{F}_{damping} + \vec{F}_{spring} = m \cdot \ddot{\vec{x}} \quad (1.15)$$

$$m \cdot \ddot{x} + b \cdot \dot{x} + k \cdot x = m \cdot \ddot{a}_{applied} \quad (1.16)$$

dove x è lo spostamento della massa di prova lungo la direzione verticale, \dot{x} è la sua velocità e \ddot{x} è la sua accelerazione [6][11].

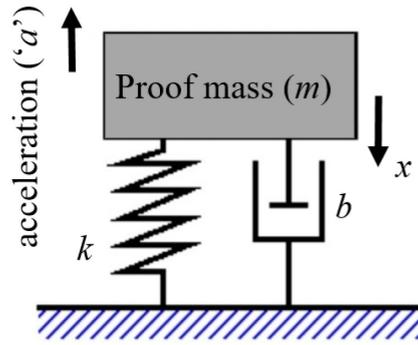


Figura 1.14: Esempio di modellizzazione dell'accelerometro come sistema massa-molla-smorzatore del secondo ordine [11].

Tutti gli accelerometri MEMS misurano comunemente lo spostamento di una massa con un circuito di interfaccia per la misurazione della posizione [12]. In particolare, negli accelerometri capacitivi, lo spostamento della massa di prova, collegata alle armature di un condensatore, viene convertito in una variazione proporzionale della capacità del condensatore stesso, che viene successivamente trasformata e amplificata in un segnale di tensione.

L'output di un accelerometro può essere espresso come:

$$\vec{a} = \vec{g} + \vec{a}_l + \vec{\epsilon} \quad (1.17)$$

dove \vec{a} è l'output del sensore, \vec{g} è l'accelerazione di gravità, \vec{a}_l è l'accelerazione lineare e $\vec{\epsilon}$ è il rumore nel sistema di riferimento locale del sensore. La direzione del movimento lineare del corpo sul quale è attaccato il sensore può essere rilevata sulla base dell'ampiezza dell'accelerazione percepita e della sua direzione. In questo modo gli accelerometri micro-elettromeccanici montati sui segmenti corporei sono in grado di identificarne la direzione di movimento [13].

Il giroscopio triassiale misura la velocità angolare attorno agli assi X,Y,Z del sistema di coordinate locale del sensore. Il funzionamento di tutti i giroscopi micro-elettromeccanici è basato sull'effetto Coriolis, fenomeno per il quale una massa m che si muove a velocità \vec{v} in un sistema di riferimento che ruota a velocità angolare $\vec{\omega}$ subisce l'effetto di una forza apparente (*forza di Coriolis*) pari a:

$$\vec{F}_C = -2 \cdot m \cdot (\vec{\omega} \times \vec{v}) \quad (1.18)$$

Per misurare questa forza apparente, il giroscopio si serve di piccole masse sospese da molle, che vibrano a una frequenza nota. Ciascuna massa vibrante del giroscopio MEMS può muoversi lungo due modi di eccitazione meccanica ortogonali tra di loro (Figura 1.15) [6]. I due modi di vibrare possono essere assimilati a due molle di costanti elastiche e coefficienti di smorzamento rispettivamente pari a $[k_y, c_y]$ e $[k_z, c_z]$. Si consideri ad esempio una massa m che si muove a velocità \vec{v} all'interno di un sistema che ruota attorno all'asse x . Le equazioni del moto risultano essere:

$$m\ddot{\vec{z}} = -k_y \cdot \vec{y} - c_y \cdot \dot{\vec{y}} + \vec{F}_{Drive} \quad (1.19)$$

$$m \cdot \ddot{\vec{z}} = -k_z \cdot \vec{z} - c_z \cdot \dot{\vec{z}} + \vec{F}_Z. \quad (1.20)$$

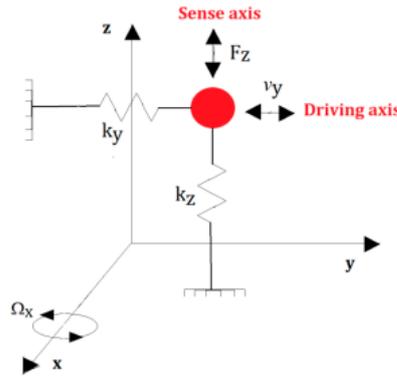


Figura 1.15: Modello massa-molla per il giroscopio[14].

In alcuni casi, questi sensori contengono anche un magnetometro triassiale e prendono il nome di sensori *magnetic inertial measurement unit*, MIMU. Il magnetometro misura il campo magnetico terrestre locale, che viene utilizzato come un sistema di riferimento solidale alla Terra per la stima dell'orientamento del sensore IMU. In particolare, le componenti del vettore campo magnetico rilevate dal magnetometro sono la *declinazione*, che rappresenta l'angolo compreso tra la componente orizzontale del campo magnetico e il nord magnetico, e l'*inclinazione*, angolo compreso tra il vettore campo magnetico e la superficie orizzontale [13]. La presenza del campo magnetico fa in modo che ci sia una variazione dell'output del segnale nel tempo. Grazie ai magnetometri è possibile rimuovere l'offset dovuto alla presenza del campo magnetico terrestre.

A partire dalle informazioni dell'accelerometro triassiale e del giroscopio triassiale è possibile ottenere l'orientamento di un oggetto.

L'integrazione della velocità angolare fornisce una stima dell'orientamento del sensore rispetto al suo orientamento iniziale nel sistema di riferimento locale, in ogni istante di acquisizione temporale. Tuttavia, questa operazione provoca un accumulo di errore (*drift*) in bassa frequenza in quanto, insieme alla velocità angolare, viene integrato un bias insito nel sensore al momento della produzione [15]. Ciò conduce a una misura imprecisa degli angoli di rollio e beccheggio in un periodo relativamente lungo [13]. Per questo è necessario sfruttare anche l'informazione fornita dall'accelerometro, che misura l'accelerazione causata dalla gravità così come l'accelerazione causata dal moto del corpo a cui il sensore è collegato. La misura dell'accelerazione dovuta alla gravità permette di compiere una stima della direzione verticale del sensore nel sistema di riferimento globale. Queste stime del rollio e del beccheggio possono essere usate per correggere le componenti di rollio e beccheggio del drift causato dall'integrazione del segnale di velocità angolare [15]. Pertanto, per ottenere misurazioni accurate e sufficienti dell'orientamento in periodi di tempo brevi e lunghi, occorre utilizzare accelerometri e giroscopi che si calibrano a vicenda [13]. Tuttavia, anche l'accelerazione lineare rappresenta una fonte di errore nel calcolo dell'orientamento del sensore, in particolare quando quest'ultimo non si trova in uno stato quasi-statico. In particolare, in questa condizione il segnale dell'accelerometro è corrotto da rumore ad alta frequenza provocato dal movimento del sensore. Inoltre, la combinazione delle misure fornite da accelerometro e giroscopio potrebbe fornire solo informazioni del movimento del corpo nello spazio tridimensionale, senza fornire informazioni sulla direzione assoluta del moto rispetto al campo magnetico terrestre. Per questo vengono aggiunte le misure del magnetometro che fornisce i dati di direzione che aiutano a rendere più chiaro il monitoraggio del moto del segmento corporeo, grazie all'aggiunta di un riferimento universale [13]. Anche il magnetometro, però, è affetto da errore: i disturbi ferromagnetici dell'ambiente circostante causano la corruzione del segnale dovuta a rumore alle alte frequenze, che contribuiscono a sporcare la stima dell'orientamento.

Le informazioni di accelerazione, velocità angolare e, eventualmente, del campo magnetico rilevati dai tre sensori triassiali integrati, vengono combinate assieme attraverso l'utilizzo di algoritmi detti *sensor fusion algorithms*. Questi ultimi consentono di stimare l'orientamento dei corpi ai quali i sensori IMU sono collegati sotto forma di angoli di Eulero, quaternioni o matrici di rotazione, riducendo gli errori causati dal rumore alle alte e basse frequenze associati a ciascuno dei tre segnali. Sono stati proposti diversi algoritmi per la stima dell'orientamento del sensore. Tipicamente, impiegano un'integrazione strap-down della velocità angolare per ottenere una prima stima dell'orientamento [16]: viene integrata l'equazione cinematica che lega la velocità angolare con la variazione dell'orientamento nel tempo. In assenza di movimento, possono essere utilizzate solo le informazioni dell'accelerometro per ottenere le condizioni iniziali per la stima dell'orientamento [6].

Esistono due approcci principali per la combinazione dei segnali provenienti dai tre sensori integrati nelle IMU: i filtri di Kalman e i filtri complementari.

I filtri complementari vengono utilizzati per combinare due misurazioni di un dato segnale, ovvero un disturbo ad alta frequenza e un disturbo a bassa frequenza [15]. Questi filtri sfruttano i differenti spettri in frequenza dei segnali di giroscopio, accelerometro e magnetometro per ottenere una stima dell'orientamento attraverso le seguenti fasi [10][15]:

- i dati dell'accelerometro (affidabili alle basse frequenze ma corrotti da rumore alle alte frequenze) vengono utilizzati per stimare l'effetto della gravità nel sistema di riferimento locale del sensore: in particolare la misura dell'accelerazione viene corretta filtrando il segnale con una frequenza di taglio che dipende dalla deviazione dell'accelerazione stessa rispetto all'accelerazione di gravità;
- la stima dell'accelerazione corretta viene fusa insieme alla stima dell'orientamento ottenuta dall'integrazione della velocità angolare, corretta da rumore in bassa frequenza. Questo produce una stima complementare del rollio e del beccheggio;
- le misure del magnetometro vengono usate per stimare l'effetto dei disturbi ferromagnetici dovuti all'ambiente circostante; l'orientamento del sensore calcolato tramite i dati del magnetometro viene corretto usando un approccio simile a quello descritto per l'accelerometro;
- a questo punto, le stime di rollio e beccheggio a partire dai dati di accelerometro e giroscopio vengono combinate con la stima dell'imbardata ottenuta dai dati del magnetometro, fornendo una stima completa dell'orientamento del sensore.

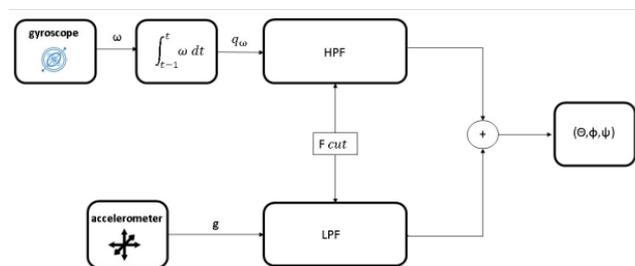


Figura 1.16: Schema a blocchi del filtro complementare [6].

I filtri di Kalman offrono una stima dell'orientamento molto accurata e vengono implementati in molti sistemi IMU commerciali [6]. Tuttavia, sono difficili da implementare e hanno un elevato costo computazionale: questo rende l'hardware meno economico e aumenta la latenza. I filtri di Kalman lavorano in due fasi [6, 15]:

1. fase di predizione: viene fatta una stima a priori dello stato del sistema sulla base dei dati grezzi delle misure grezze provenienti dai tre sensori e viene definita la matrice di covarianza dell'errore a priori, con cui si tenta di compensare il bias dei sensori e il rumore gaussiano di misura. Le stime a priori dello stato del sistema e della matrice di covarianza dell'errore vengono proiettate all'istante successivo attraverso il modello (lineare o linearizzato) di processo del sistema;
2. fase di correzione: la matrice di covarianza dell'errore a priori, la stima a priori dello stato e le misure ottenute dai test di validazione del filtro, vengono usate per calcolare il *guadagno di Kalman*, che stabilisce l'affidabilità della stima. A questo punto, lo stato predetto viene aggiornato sulla base della differenza tra la misura reale osservata e la misura attesa derivante dalla stima a priori, moltiplicata per il guadagno di Kalman. In seguito viene aggiornata anche la matrice di covarianza dell'errore utilizzando le informazioni contenute nel guadagno stesso, riducendo così l'incertezza associata alla nuova stima a posteriori dello stato.

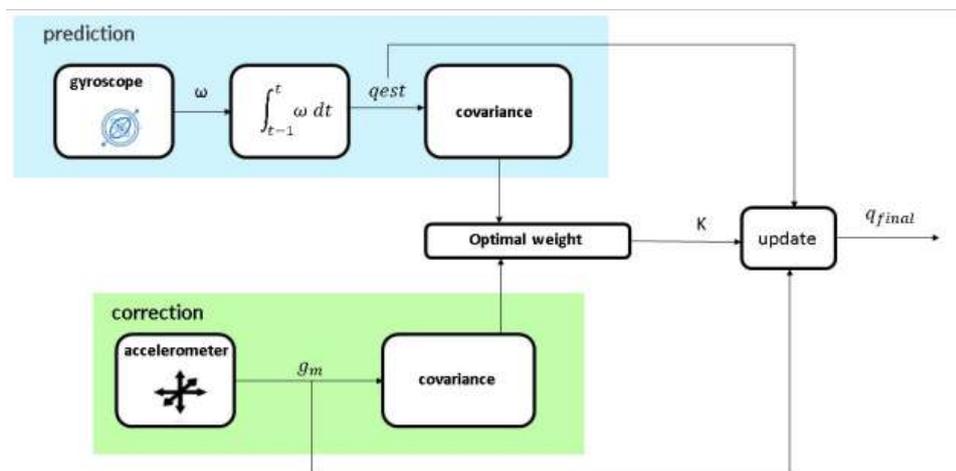


Figura 1.17: Schema a blocchi del filtro di Kalman [6].

Di questi due approcci ne esistono differenti implementazioni. Per operare la scelta occorre fare un compromesso tra l'accuratezza della stima dell'orientamento che si vuole ottenere e la velocità di calcolo dell'algoritmo [10].

1.5 Obiettivi della tesi

I sistemi di analisi del movimento basati su sensori inerziali presentano una serie di vantaggi rispetto ai sistemi basati sulla stereofotogrammetria. Innanzitutto, trattandosi di sensori indossabili, un grande punto di forza è rappresentato dalla portabilità di questi sensori [10]. Le IMU danno la possibilità di eseguire l'analisi

del movimento al di fuori del contesto del laboratorio, per ottenere misurazioni sui soggetti anche durante lo svolgimento di attività di vita quotidiana [8]. A partire dalla fine degli anni '90 del Novecento, i progressi tecnologici hanno reso questi sistemi una valida alternativa a quelli ottici per la cattura del movimento umano [10]. L'avvento della tecnologia MEMS ha permesso la realizzazione di giroscopi, accelerometri e magnetometri più economici, altamente miniaturizzati e con un basso consumo energetico [17]. Queste caratteristiche rendono le IMU adatte a eseguire analisi meno costose, non invasive e prolungate nel tempo. Per queste ragioni, il numero degli studi basati sull'utilizzo dei sensori IMU per la stima degli angoli articolari ha avuto una crescita rapida in diverse aree della biomeccanica [18].

Tuttavia, sono diversi i problemi che affliggono questa tecnologia e che non consentono ai sistemi basati sui sensori inerziali di sostituire completamente la stereofotogrammetria nell'analisi del movimento umano. In primo luogo, le misure ottenute a partire dalle IMU sono affette da errori quali [5]:

- la ripetibilità: non è detto che i sensori, in circostanze uguali, riescano a fornire le medesime misure;
- la stabilità: il sensore potrebbe non essere in grado, nel tempo, di fornire lo stesso output una volta ricevuto lo stesso input;
- l'accumulo di errori nel segnale.

Un'altra fonte di errore sono i disturbi ferromagnetici dovuti all'ambiente circostante: questi potrebbero alterare il vettore campo magnetico misurato dal magnetometro e causare degli errori nella stima degli orientamenti[16].

Un problema fondamentale di questi sensori, che rappresenta un ulteriore elemento di distinzione rispetto ai sistemi optoelettronici, è legato al fatto che gli assi dei sistemi di riferimento locali delle IMU non sono allineati con alcun asse fisiologico dei segmenti corporei umani [16][5]. Questo fa sì che, per poter estrarre i parametri di interesse che descrivono il movimento del soggetto, occorra passare attraverso misurazioni indirette e applicare algoritmi e procedure, in alcuni casi, complesse.

Questo progetto di tesi ha come obiettivo lo sviluppo di una metodologia di analisi del movimento basata su sensori inerziali, di semplice utilizzo, portatile, a basso costo e adatta all'utilizzo in un contesto clinico. La tesi è svolta in collaborazione con l'azienda "brain Technologies" di Torino, con la quale è stato sviluppato il set di sensori IMU oggetto di questo lavoro.

Per questo sistema di sensori indossabili è stato definito un algoritmo di calcolo della cinematica inversa. È stato, dapprima, implementato un algoritmo di sensor fusion per ottenere una stima degli orientamenti dei sensori nello spazio. Dopodiché, è stata ricercata in letteratura una procedura per l'allineamento dei sistemi di riferimento delle unità inerziali ai sistemi di riferimento anatomici dei segmenti corporei, che è stata adattata al contesto sperimentale del progetto.

La procedura si compone, infine, di un algoritmo per il calcolo degli angoli articolari di

flesso/estensione di anca e ginocchio e di abduzione/adduzione e intra/extra rotazione dell'anca, applicando le formule e le convenzioni della biomeccanica. Nei capitoli seguenti verrà fornita una panoramica generale sulla procedura per la ricostruzione della cinematica articolare, la descrizione del sistema di sensori custom sviluppato con l'azienda brain Technologies e dell'algoritmo proposto per l'analisi del movimento, così come la descrizione e i risultati dei test volti a validare il sistema proposto. Infine, viene proposta l'applicazione a un caso di studio di analisi di posturografia dinamica eseguita con perturbatore meccanico.

Capitolo 2

Strategie per la stima della cinematica articolare tramite sensori inerziali

La quantificazione della cinematica articolare nello spazio tridimensionale è un processo essenziale per poter comprendere e caratterizzare il movimento umano [19]. La stima della cinematica articolare attraverso l'uso dei sensori IMU comincia dal posizionamento di questi su ogni lato dell'articolazione [20]. Tuttavia, come già anticipato nel capitolo precedente, il sistema di riferimento locale del sensore IMU non è allineato al sistema di riferimento del segmento corporeo a cui è vincolato: le misure di accelerazione lineare e velocità angolare del corpo sono espresse nel sistema di riferimento locale del sensore, che è indipendente dal sistema di riferimento del corpo [21]. L'accuratezza della stima degli angoli articolari è fortemente influenzata dal disallineamento tra questi due sistemi di riferimento. Per questo motivo, per ottenere una stima della cinematica articolare che sia più precisa, occorre implementare una procedura di *calibrazione* (o *allineamento*) *sensore-segmento*. Attraverso questa operazione, le misurazioni del sensore vengono trasformate in vettori descritti nel sistema di riferimento anatomico del segmento corporeo, rendendo possibile il calcolo degli angoli articolari.

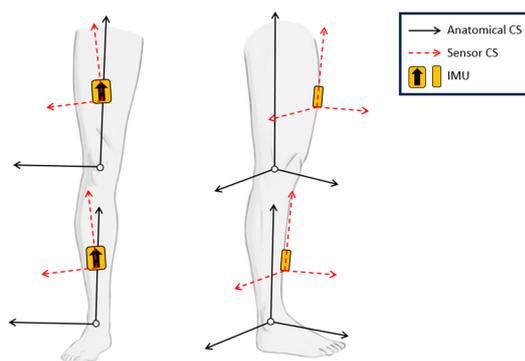


Figura 2.1: Disallineamento tra sistema di coordinate del sensore IMU (in rosso tratteggiato) e sistema di coordinate anatomico del segmento corporeo (in nero) [21].

2.1 Stato dell'arte degli algoritmi di calibrazione sensore-segmento

Nel corso degli anni, la letteratura scientifica si è popolata di diversi studi volti a ricercare una procedura di calibrazione valida, soprattutto per quanto riguarda gli arti inferiori. Le procedure di calibrazione sensore-segmento vengono classificate in modi differenti a seconda del criterio adottato, con distinzioni che variano da autore ad autore. In generale si possono suddividere in quattro tipologie [18, 19, 20]:

- calibrazione manuale (o *assumed alignment method*)
- calibrazione anatomica (o *o augmented data method*)
- calibrazione funzionale (o *model-based method*)
- calibrazione statica (o *static calibration*).

La calibrazione manuale è la metodologia più semplice, durante la quale l'esaminatore posiziona il sensore sul segmento corporeo di interesse e, ruotandolo, fa in modo di allineare gli assi geometrici del guscio del sensore IMU con gli assi anatomici del segmento osseo associato al relativo segmento corporeo. Si basa sull'ipotesi che gli assi del sensore inerziale siano allineati con il guscio che lo riveste [18].

Sicuramente, grazie alla sua semplicità di applicazione, si esegue molto velocemente ed è favorita in un contesto clinico o riabilitativo. Tuttavia, sono diversi gli aspetti che ne abbassano l'accuratezza e la ripetibilità. Infatti, è un metodo i cui risultati dipendono dall'esperienza dell'operatore. Inoltre, la precisione dell'allineamento è sfavorita dalla geometria naturale dei segmenti corporei (simili a coni imperfetti troncati) e dalla loro superficie irregolare: la difficoltà aumenta ulteriormente nel caso di soggetti con prominenze muscolari o che presentano deformità. Un esempio viene mostrato nello studio di Cutti et al. del 2008 [22].

La calibrazione anatomica prevede di stabilire l'orientamento degli assi del sistema di riferimento anatomico a partire dalla posizione di pochi punti di repere anatomici

palpabili [18], in modo molto simile a quanto viene fatto in alcuni metodi optoelettronici (protocollo CAST). Quindi, in questo caso, le informazioni ricavate dalle IMU vengono arricchite dalle informazioni reperite da uno strumento esterno, ad esempio un sistema stereofotogrammetrico o una videocamera, che acquisisce la posizione nello spazio dei marker, esprimendola nel sistema di riferimento dell'IMU di interesse [18]. Un esempio di applicazione di questo approccio è rappresentato dal lavoro di Picerno et al. [23], in cui viene utilizzato un calibro strumentato con un sensore IMU, dotato di magnetometro. Il calibro viene allineato alla linea che unisce i due punti di repere di interesse. Attraverso questo strumento l'asse del segmento corporeo viene stimato rispetto al sistema di riferimento del sensore inerziale attaccato al segmento stesso.

La calibrazione funzionale prevede che il soggetto dell'analisi esegua una serie di movimenti noti attraverso i quali può essere individuato almeno un asse anatomico [20]. Questo metodo si basa sull'ipotesi che il soggetto sia in grado di compiere una rotazione pura attorno all'asse anatomico di interesse [19]. Questo approccio può essere facilmente applicato alle articolazioni dotate di gradi di libertà rotazionali dominanti e ben definiti (come l'anca e il ginocchio) ed è in grado di identificare sia la direzione che la posizione dell'asse [18]. Nell'articolo di Favre et al. [24] viene presentato un protocollo per il quale al soggetto viene inizialmente richiesto di assumere una posizione statica di partenza, in modo tale da definire la relazione tra gli assi longitudinali del sistema tecnico e del sistema anatomico: i frame hanno lo stesso asse verticale, identificato dalla direzione del vettore gravità come misurato dagli accelerometri. Un procedimento simile viene adottato anche nei lavori di Nazarahari et al. [25, 26].

La calibrazione statica prevede che il soggetto mantenga una posa statica nota per un certo intervallo di tempo. L'accelerazione misurata dai sensori inerziali durante il mantenimento della posa statica viene sfruttata per allineare il sistema di riferimento del sensore all'accelerazione di gravità o a una direzione a essa perpendicolare [27]. Il principale vantaggio di questo metodo è che può essere utilizzato per definire l'asse longitudinale di un certo segmento osseo mentre il soggetto mantiene una postura eretta. Tuttavia, questo dipende anche dalla capacità del soggetto di allineare un asse del sistema di riferimento anatomico dei suoi segmenti corporei alla gravità e questo risulta particolarmente complesso in caso di individui affetti da deformazioni ossee o altre limitazioni fisiche.[18, 19]. Un esempio di questo approccio è stato presentato da Vargas-Valencia et al. [28], in cui l'accelerazione misurata in fase statica dal sensore posizionato sulle pelvi viene utilizzata per eseguire un allineamento verticale. Dopodiché, i sensori sulla coscia e sulla gamba vengono allineati di conseguenza, prendendo come riferimento l'orientamento della terna sulle pelvi, attraverso delle operazioni matematiche sui quaternioni.

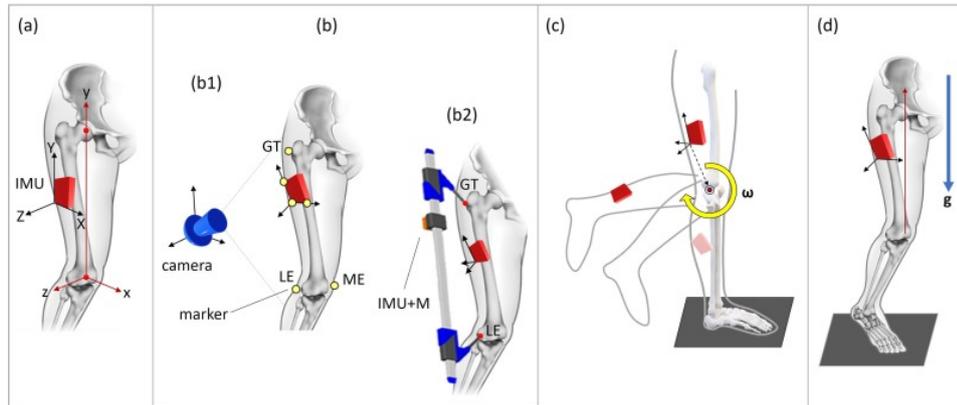


Figura 2.2: Rappresentazione dei metodi per identificare gli assi anatomici rispetto al sistema di coordinate del sensore IMU, tratta dal paper di Cereatti et al. [18]. (a) Allineamento manuale; (b1) allineamento con metodo di calibrazione anatomica, sfruttando marker e videocamera; (b2) allineamento con modalità anatomica con calibro strumentato con sensore IMU; (c) allineamento con approccio funzionale; (d) allineamento con modalità di calibrazione statica.

Nella review di Vitali et al. [20] viene individuata un'altra categoria di metodi di calibrazione sensore-segmento, che prende il nome di *model-based method*. Questi approcci stimano gli assi anatomici dei segmenti corporei sfruttando modelli cinematici e statistici dell'articolazione. Un esempio di questo tipo di approccio è stato presentato nell'articolo di Seel et al. [16] in cui è stato realizzato un modello cinematico di ginocchio, assimilato a una cerniera a 1 DoF. Questo viene utilizzato per stimare la posizione e la direzione dell'asse di flessione-estensione del ginocchio, senza la necessità di fare assunzioni iniziali sul montaggio dei sensori sui segmenti corporei, misurare manualmente alcuna distanza, fare uso di magnetometri né di affidarsi alla capacità del soggetto di eseguire le pose di calibrazione. Sulla scia del lavoro di Seel et al., Yi et al. [29] hanno proposto un metodo analogo: in questo caso il modello cinematico del ginocchio proposto ha 3 DoF. Questo approccio si basa sulla risoluzione di un problema di ottimizzazione suddiviso in tre sotto-problemi: il primo consiste nella stima dell'asse principale di movimento, il secondo nell'unificazione dei sistemi di riferimento e il terzo serve a stimare gli assi rimanenti. I metodi di calibrazione model-based sono promettenti perché non dipendono dalla capacità del ricercatore di allineare manualmente le IMU agli assi anatomici e non necessitano che il soggetto compia movimenti o assuma pose particolari. Nonostante ciò, sono approcci relativamente nuovi, articolazione-specifici e richiedono ulteriori validazioni future [20].

Infine, come riportato nella review di Hindle et al. [15], sono stati fatti anche dei tentativi di calibrazione sensore-segmento attraverso l'utilizzo di algoritmi di deep learning. Nel paper di Zimmerman et al. del 2018 [30] viene proposta una metodologia che sfrutta dati reali e simulati per identificare l'orientamento del sensore MIMU attaccato al segmento corporeo e allineare i suoi assi agli assi anatomici del segmento stesso.

In questo progetto di tesi verranno implementati gli algoritmi di calibrazione sensore-

segmento proposti da Nazarahari et al. [25, 26] e da Vargas-Valencia et al. [28], che verranno descritti nei paragrafi seguenti.

2.1.1 Algoritmo Nazarahari

Il gruppo di ricerca di Milad Nazarahari ha proposto un metodo di calibrazione sensore-segmento funzionale, con l'obiettivo di facilitare l'analisi clinica del movimento attraverso una procedura di calibrazione accurata e ripetibile. Gli autori hanno presentato il metodo in uno scenario sperimentale in cui quattro sensori inerziali sono stati fissati su pelvi, coscia, gamba e piede.

I sistemi di riferimento anatomici vengono definiti secondo le indicazioni fornite da Cappozzo et al. [31] e opportunamente modificati secondo le raccomandazioni fornite dalla ISB [32]:

- asse y longitudinale;
- asse x anteroposteriore;
- asse z mediolaterale.

La procedura proposta è finalizzata a ottenere la matrice di rotazione R_{SF}^{AF} , detta *calibration matrix*, che rappresenta l'orientamento del sistema tecnico del MIMU (SF) rispetto al sistema di coordinate anatomico (AF). Questa matrice, che rimane costante nel tempo, consente di trasformare i dati forniti dal sensore in un sistema di riferimento anatomicamente significativo. La calibrazione si compone di due fasi [25, 26]:

1. *Vertical Calibration*: necessaria per eseguire l'allineamento verticale attraverso la stima della direzione dell'accelerazione di gravità;
2. *Heading Calibration*: per permettere l'allineamento della terna al piano frontale e sagittale del corpo.

La prima fase prevede che il soggetto mantenga una posa statica eretta per un intervallo di tempo pari a 5 secondi. Durante la posa statica si assume per ipotesi che l'unica accelerazione rilevata dai sensori sia l'accelerazione di gravità. A partire dalla media dell'accelerazione misurata dal sensore nei tre assi, viene costruita la matrice di rotazione R_{VA}^{SF} che allinea l'asse longitudinale del sensore (nel caso dello studio Y) alla direzione della gravità, come descritto dalle equazioni di seguito. Sia \vec{a} l'accelerazione misurata durante la posa statica eretta e sia \vec{a}_{mean} l'accelerazione media misurata durante la fase statica, allora:

$$\vec{a} = (a_x, a_y, a_z) \rightarrow y_{VA} = \frac{\vec{a}_{mean}}{\|\vec{a}_{mean}\|} \quad (2.1)$$

$$z_{VA} = [100]^T \times y_{VA} \rightarrow z_{VA} = \frac{z_{VA}}{\|z_{VA}\|} \quad (2.2)$$

$$x_{VA} = y_{VA} \times z_{VA} \rightarrow x_{VA} = \frac{x_{VA}}{\|x_{VA}\|} \quad (2.3)$$

A questo punto viene definita la matrice di allineamento verticale R_{SF}^{VA} come:

$$R_{SF}^{VA} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_{VA} & \mathbf{y}_{VA} & \mathbf{z}_{VA} \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Gli autori considerano ragionevole pensare che, dato il sito di attacco delle IMU su pelvi e piede, l'asse x possa essere assunto allineato al piano sagittale. Per questo motivo, la matrice di calibrazione per il piede e per le pelvi coincide con la matrice di allineamento verticale, $R_{SF}^{AF} = R_{SF}^{VA}$. Questa assunzione non può essere fatta nel caso della coscia e della gamba, per le quali è prevista la seconda fase del processo di calibrazione.

Per eseguire l'allineamento degli assi x e z ai piani sagittale e frontale, viene richiesto al soggetto di compiere dieci flessione-estensioni attive dell'anca, mantenendo bloccati il ginocchio e il piede. In questo caso vengono utilizzate le letture del giroscopio del sensore lungo gli assi x e z, per determinare la rotazione ottimale che deve essere eseguita attorno all'asse y per eseguire l'allineamento degli assi x e z. A questo scopo, viene utilizzato l'algoritmo della *Principal Component Analysis* (PCA). La PCA è una tecnica statistica che serve a semplificare un insieme multi-dimensionale di dati identificando una nuova base di dimensione inferiore ma che descrive gran parte della varianza presente nei dati di partenza [33, 15]. In biomeccanica, quando viene applicata su dati inerziali tridimensionali, la prima componente principale definisce la direzione in cui avviene gran parte del movimento; la prima e la seconda direzione principale definiscono il piano in cui avviene il movimento [15].

Nazarahari usa fornisce in input alla PCA le velocità angolari attorno a x e attorno a z. A partire dalla prima componente principale, ricava l'*heading angle*, γ , che definisce l'entità della rotazione da compiere attorno all'asse y per allineare gli assi x e z ai piani sagittale e frontale:

$$\gamma = \arctan\left(\frac{C(2,1)}{C(1,1)}\right) \quad (2.5)$$

$$\mathbf{R}_{VA}^{AF} = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & 0 & \sin(\gamma) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\gamma) & 0 & \cos(\gamma) \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

La matrice di rotazione R_{VA}^{AF} è la matrice di heading calibration. Una volta eseguita questa seconda fase di calibrazione, la matrice di calibrazione:

$$(R_{SF}^{AF})_{IMU} = R_{VA}^{AF} \cdot R_{SF}^{VA} \quad (2.7)$$

Una volta ottenuto l'orientamento del sensore rispetto al segmento corporeo al quale è collegato, è possibile calcolare l'orientamento del segmento stesso rispetto al sistema

di riferimento globale (a ogni istante di tempo):

$$R(t)_{AF}^G = R(t)_{SF}^G \cdot (R_{SF}^{AF})_{IMU}^T. \quad (2.8)$$

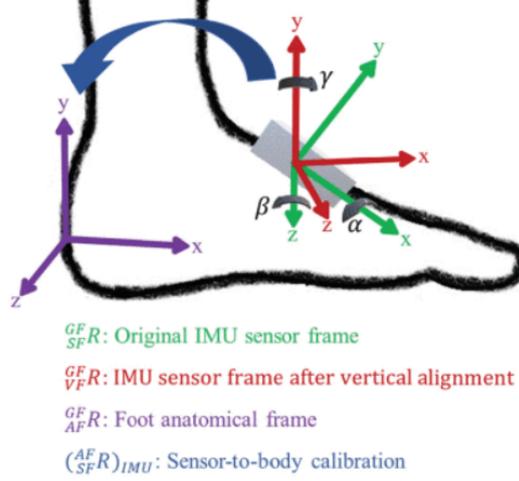


Figura 2.3: Rappresentazione della procedura di allineamento sensore-segmento applicato al piede (uguale al caso delle pelvi). In verde si osserva il frame originale dell'IMU, in rosso l'allineamento verticale e in viola il sistema di riferimento anatomico del piede riferito al sistema globale [26].

2.1.2 Algoritmo Vargas-Valencia

Vargas-Valencia et al. nell'articolo [28] propongono una procedura semplice per il posizionamento e l'allineamento dei sensori inerziali su pelvi, coscia, gamba e piede. In questo caso, gli autori hanno posizionato i sensori in modo tale che l'asse x fosse disposto lungo la direzione longitudinale. La procedura è veloce e non necessita che il soggetto svolga movimenti funzionali né richiede l'uso di dispositivi particolari.

Inizialmente è prevista un'acquisizione statica, in cui il soggetto rimane in piedi e fermo per 5 secondi. Si ricava il quaternion ${}^G q_{IMU-F-PV_0}$ che rappresenta l'orientamento medio del sistema di riferimento tecnico del sensore sulle pelvi durante la fase statica. A questo punto, si procede all'allineamento del frame del sensore sulle pelvi con la direzione dell'accelerazione di gravità. Si procede come segue:

- si ricava la matrice dei coseni direttori $M(q)$ associata al quaternion ${}^G q_{IMU-F-PV_0}$ delle pelvi e si estrae l'asse x del frame, moltiplicando la matrice per il versore unitario $\vec{i} = [1, 0, 0]$:

$$M(q) = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_1q_3 + q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 + q_0q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_2q_3 + q_0q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

$$x_{IMU-F-PV} = M({}^G q_{IMU-F-PV_0}) \cdot \vec{i}; \quad (2.10)$$

- si definisce l'angolo θ compreso tra l'asse $x_{\text{IMU-F-PV}}$ ricavato al passo precedente e la direzione dell'accelerazione di gravità $\vec{k} = [0, 0, 1]$:

$$\theta = \arccos(x_{\text{IMU-F-PV}} \cdot \vec{k}); \quad (2.11)$$

- si definisce il versore \vec{n} , ortonormale a $x_{\text{IMU-F-PV}}$ e \vec{k} e si calcola il quaternione di correzione $q_c(\theta, \vec{n})$

$$\vec{n} = x_{\text{IMU-F-PV}} \times \vec{k} \rightarrow \vec{n} = \frac{\vec{n}}{\|\vec{n}\|} \quad (2.12)$$

$$q_c(\theta, \vec{n}) = (\cos(\frac{\theta}{2}), n(1) \cdot \sin(\frac{\theta}{2}), n(2) \cdot \sin(\frac{\theta}{2}), n(3) \cdot \sin(\frac{\theta}{2})); \quad (2.13)$$

- a questo punto si definisce il sistema di riferimento tecnico-anatomico (BF-PV) delle pelvi calcolato rispetto al sistema di riferimento globale, durante la postura iniziale:

$${}^{GF}q_{\text{BF-F-PV}_0} = q_c \otimes {}^{GF}q_{\text{IMU-F-PV}_0}. \quad (2.14)$$

Una volta ottenuto il quaternione che definisce l'orientamento iniziale del sistema di riferimento tecnico-anatomico delle pelvi rispetto al sistema di riferimento globale, possono essere definiti i sistemi tecnico-anatomici per gli altri segmenti corporei come:

$$\begin{aligned} \text{Coscia (TH)} &\rightarrow {}^{GF}q_{\text{BF-TH}_0} = q_c(90^\circ, i) \otimes {}^{GF}q_{\text{BF-PV}_0} \\ \text{Gamba (SH)} &\rightarrow {}^{GF}q_{\text{BF-SH}_0} = {}^{GF}q_{\text{BF-TH}_0} \\ \text{Piede (FT)} &\rightarrow {}^{GF}q_{\text{BF-FT}_0} = q_c(180^\circ, n_2) \otimes {}^{GF}q_{\text{BF-SH}_0} \end{aligned} \quad (2.15)$$

dove $x_{\text{BF-PV}_0} = M({}^{GF}q_{\text{BF-PV}_0}) \cdot \vec{i}$ e $n_2 = [\frac{\sqrt{2}}{2}, 0, \frac{\sqrt{2}}{2}]^T$. I quaternioni ottenuti rappresentano l'orientamento dei segmenti corporei rispetto al sistema di riferimento globale.

Una volta eseguiti tutti i passaggi di cui sopra, si arriva a ottenere i quaternioni che rappresentano l'orientamento dei sistemi di coordinate tecnico-anatomici nella fase iniziale del movimento, per ogni segmento. A questo punto, per ciascun sensore viene determinato l'orientamento relativo tra sensore e segmento ${}^{BF-B}q_{\text{IMU-F-B}}$ come:

$${}^{BF-B}q_{\text{IMU-F-B}} = {}^{GF}q_{\text{BF-B}_0}^* \otimes {}^{GF}q_{\text{IMU-F-B}_0} \quad (2.16)$$

dove B indica il segmento corporeo corrispondente (pelvi (PV), coscia (TH), gamba (SH), piede (FT)), mentre il simbolo "*" identifica il complesso coniugato.

A partire dall'orientamento del sensore rispetto al segmento corporeo, è possibile ricavare l'orientamento relativo tra due segmenti corporei a ogni istante temporale come:

$${}^{GF}q_{\text{BF-B}}(t) = {}^{GF}q_{\text{IMU-F-B}}(t) \otimes {}^{GF}q_{\text{IMU-F-B}}^*. \quad (2.17)$$

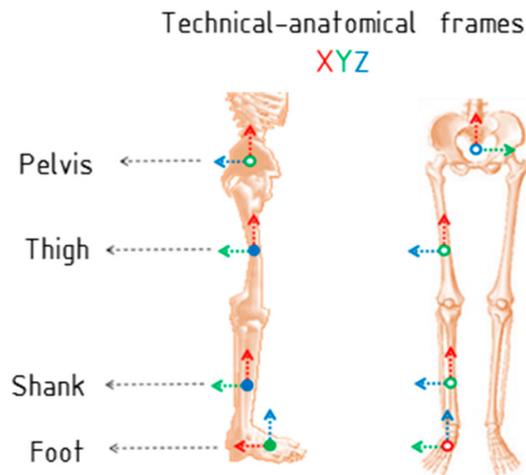


Figura 2.4: Immagine tratta dal paper di Vargas-Valencia et al. [28] che raffigura i sistemi di riferimento tecnico-anatomici (BF) delle pelvi, della coscia, della gamba e del piede. L'asse X è rappresentato in rosso, l'asse Y in verde e l'asse Z in blu.

2.2 Calcolo degli angoli articolari

Una volta ottenuto l'orientamento di ciascun sensore inerziale rispetto al sistema di riferimento globale (tramite gli algoritmi di sensor fusion) ed eseguita la calibrazione sensore-segmento, si può procedere con il calcolo della cinematica articolare. Occorre identificare il sistema di riferimento associato all'articolazione di interesse, definito come *joint coordinate system* (JCS).

Esistono due approcci differenti per identificare il JCS di un'articolazione per descrivere il movimento articolare: il metodo della decomposizione di Eulero, seguito all'interno delle guide ISB del 2002 [32] e del 2005 [34], e il modello meccanico dell'articolazione, proposto da Grood e Suntay in [35].

L'importanza di definire un JCS per ogni articolazione è duplice. In primo luogo, la standardizzazione in biomeccanica è necessaria per semplificare il paragone tra i diversi studi. In secondo luogo, il vantaggio del JCS è legato al fatto che consente di riportare i movimenti articolari in termini che siano comprensibili dal punto di vista clinico [32]. Di seguito verranno mostrati i JCS definiti per l'anca, in [32], e per il ginocchio, in [35].

2.2.1 Joint Coordinate System: ISB

Il metodo della decomposizione di Eulero richiede che vengano dapprima definiti per ogni segmento i sistemi di riferimento anatomici (*anatomical coordinate system* o ACS) rispetto al sistema di coordinate delle IMU per determinare la calibrazione sensore-segmento. Dopodiché, il JCS viene definito in base agli ACS del segmento corporeo prossimale e del segmento corporeo distale dell'articolazione, e le rotazioni vengono calcolate a partire dalla decomposizione in angoli di Eulero della matrice di rotazione che esprime l'orientamento del segmento distale (considerato mobile) rispetto al

segmento prossimale (considerato fisso), secondo una delle possibili combinazioni [18].

All'interno delle linee guida della ISB redatte da Wu et al. e pubblicate nel 2002 [32], il JCS per l'anca è stato ricavato in questo modo. Sono stati definiti dapprima i punti di repere anatomici utilizzati:

- *anterior superior iliac spine*, o ASIS;
- *posterior superior iliac spine*, o PSIS;
- *femoral epicondyle* (Epicondylus femoralis medialis/lateralis), o FE.

Dopodiché, sono stati definiti gli ACS per le pelvi (XYZ) e per il femore (xyz) come di seguito.

Sistema di coordinate pelvico:

- O: l'origine coincide con il centro di rotazione dell'anca;
- Z: asse parallelo alla linea che congiunge ASIS destro e ASIS sinistro e che punta verso destra;
- X: asse parallelo alla linea che giace nel piano definito dai due ASIS e dal punto che si trova al centro dei due PSIS, ortogonale all'asse Z e che punta anteriormente;
- Y: asse perpendicolare a entrambi gli assi X e Z e che punta in direzione craniale.

Sistema di coordinate femorale:

- o: l'origine coincide con il centro di rotazione dell'anca, coincidente con l'origine del sistema di riferimento pelvico (O) in configurazione neutra;
- y: asse che congiunge il punto centrale tra i due FE e l'origine, e punta in direzione craniale;
- z: linea perpendicolare all'asse y. giace nel piano definito dall'origine del sistema di riferimento femorale e dai due FE e punta verso destra;
- x: asse perpendicolare a entrambi gli assi y e z, punta anteriormente.

Infine viene definito il JCS dell'articolazione d'anca come:

- e_1 : è l'asse fissato alle pelvi e coincidente con l'asse Z del sistema di coordinate pelvico;
- e_3 : è l'asse fissato al femore e coincidente con l'asse y del sistema di coordinate femorale;

- e_2 : è l'asse flottante, perpendicolare sia a e_1 che a e_3 .

La rotazione α attorno all'asse e_1 definisce la flessione-estensione dell'anca, la rotazione γ attorno all'asse e_3 definisce l'intra-extra rotazione mentre la rotazione β attorno all'asse flottante e_2 definisce l'abduzione-adduzione.

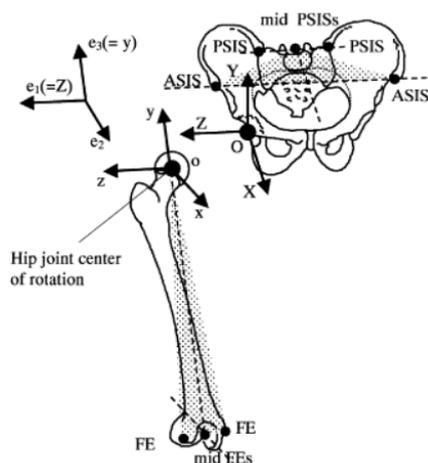


Figura 2.5: Illustrazione del sistema di coordinate pelviche (XYZ), del sistema di coordinate femorali (xyz) e del sistema JCS per l'articolazione dell'anca destra. Immagine tratta da [32]

2.2.2 Joint Coordinate System: Grood e Suntay

Il modello meccanico dell'articolazione prevede di identificare dapprima gli assi di rotazione articolari fissati al segmento corporeo. In seguito, per ogni asse di rotazione, l'entità della rotazione viene stimata sulla base di una linea di riferimento perpendicolare all'asse stesso [18]. Le rotazioni attorno agli assi coordinati definiti (e le traslazioni lungo questi) formano un set di coordinate generalizzate indipendenti, che possono essere descritte utilizzando la comune terminologia clinica [35].

Grood e Suntay hanno introdotto un sistema di coordinate articolari per la descrizione clinica dei movimenti tridimensionali e hanno proposto un'applicazione sul ginocchio nell'articolo [35].

Vengono dapprima definiti i sistemi cartesiani di coordinate localizzati in ciascun osso, vale a dire nel femore e nella tibia per il caso del ginocchio.

Sistema di coordinate per la tibia, (xyz):

- asse z: corrisponde all'asse meccanico della tibia, attorno al quale avviene la rotazione interna/esterna. È definito in modo tale che passi prossimalmente in mezzo alle due eminenze intercondilari e distalmente per il centro della caviglia;
- asse y: è definito come il prodotto vettoriale (direzione di riferimento e_3^r) è orientata anteriormente. È pari al prodotto vettoriale tra l'asse meccanico (fisso) e la linea che congiunge il centro approssimativo di ogni plateau.

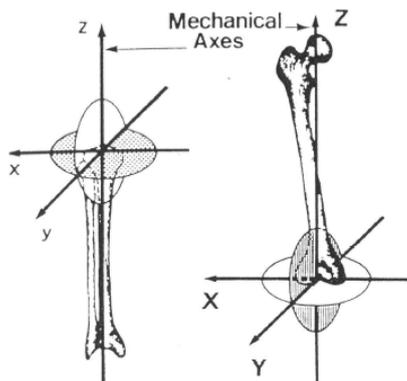


Figura 2.6: Immagine tratta da [35]. Mostra i sistemi di coordinate cartesiane XYZ e xyz di femore e tibia. per entrambi i sistemi, l'asse z è positivo in direzione prossimale, l'asse y è positivo in direzione anteriore e l'asse x è positivo verso destra.

- asse x: è definito in modo da completare una terna destrorsa con gli assi z e y. È rivolto lateralmente nel ginocchio destro e medialmente nel ginocchio sinistro.

Sistema di coordinate per il femore (XYZ):

- asse X: è l'asse fisso (e_1), è perpendicolare al piano sagittale del femore;
- asse Z: è l'asse meccanico del femore, passa prossimalmente per il centro della testa femorale e distalmente passa per il punto sulla superficie femorale più distale, in mezzo ai condili mediale e laterale;
- asse Y: è l'asse normale al piano frontale che contiene l'asse meccanico del femore. È pari al prodotto vettoriale tra l'asse Z e la linea che connette sulla superficie posteriore dei condili femorali.

Le basi vettoriali unitarie dei due sistemi di coordinate (XYZ) e (xyz) sono rispettivamente $\vec{I}\vec{J}\vec{K}$ e $\vec{i}\vec{j}\vec{k}$.

A questo punto il JCS viene definito come:

- e_1 : è l'asse fisso del femore, corrisponde alla direzione \vec{I} . Coincide con l'asse medio-laterale del femore, segmento prossimale, attorno al quale avviene il movimento di flessione-estensione;
- e_3 : è l'asse fisso della tibia, corrisponde alla direzione \vec{k} . Coincide con l'asse longitudinale della tibia, segmento distale, attorno al quale avviene la sua rotazione;
- e_2 : è l'asse flottante, attorno al quale avviene il movimento di abduzione/adduzione. Si ottiene

$$e_2 = \frac{e_3 \times e_1}{\|e_3 \times e_1\|}$$

Una volta ottenuto il JCS, gli angoli articolari vengono calcolati come segue:

- flessione (α):

$$\sin(\alpha) = -e_2 \cdot \vec{K} \rightarrow \alpha = \arcsin(-e_2 \cdot \vec{K}) \quad (2.18)$$

- adduzione (β), si considera il ginocchio destro:

$$\cos(\beta) = \vec{I} \cdot \vec{k} \rightarrow \beta = \arccos(\vec{I} \cdot \vec{K}) - \frac{\pi}{2} \quad (2.19)$$

- intra-extra rotazione (γ), si considera il ginocchio destro:

$$-\sin(\gamma) = e_2 \cdot \vec{i} \rightarrow \gamma = -\arcsin(e_2 \cdot \vec{i}) \quad (2.20)$$

2.3 OpenSense

All'interno del movimento umano sono coinvolte complesse interazioni tra il sistema nervoso centrale e il sistema muscolo-scheletrico, il quale possiede numerosi gradi di libertà e muscoli [5]. Comprendere queste interazioni è necessario per progettare trattamenti e dispositivi che, ad esempio, migliorino la mobilità delle persone con disabilità e migliorino le prestazioni di quelle normodotate [36]. Tuttavia, per questo scopo le sole prove sperimentali non sono sufficienti a comprendere la dinamica del movimento umano [37]. Una prima complicazione è legata al fatto che molte delle quantità di interesse nello studio delle interazioni tra i sistemi coinvolti nel movimento sono difficili, se non impossibili, da misurare durante un esperimento. Inoltre, dai dati sperimentali è complicato poter stabilire le relazioni di causa-effetto nei sistemi dinamici complessi [37, 38].

Le simulazioni predittive possono rivelare i principi della locomozione, chiarendo le relazioni causa-effetto. Tali simulazioni generano movimenti nuovi basati su una descrizione matematica, cioè un modello, del sistema neuro-muscoloscheletrico senza fare affidamento su dati sperimentali [39]. Dunque, i modelli biomeccanici forniscono un'alternativa non invasiva per calcolare queste quantità. Per esempio, hanno permesso di capire come i muscoli coordinano la fase di volo della gamba durante la camminata, come contribuiscono al supporto e alla spinta del peso corporeo e come la coordinazione muscolare impatta sulle forze di contatto articolari [36].

La creazione di un modello muscolo-scheletrico è indispensabile per simulare e studiare il movimento umano ed è importante determinare un compromesso tra la complessità del modello e la velocità della simulazione [5]. Nell'ambito della modellazione muscolo-scheletrica sono stati sviluppati negli anni diversi software che permettono la raccolta e l'analisi dei dati sperimentali di movimento. Un esempio di questi è OpenSim, una piattaforma open-source sviluppata da Delp et al. [37, 40], che consente all'utilizzatore di modellare, simulare e analizzare il sistema neuro-muscoloscheletrico.

OpenSim offre una grande varietà di tool e funzioni che consentono di ricavare informazioni significative sul movimento umano [5, 40]:

- inverse kinematics (IK): fornendo in input il file contenente le traiettorie dei marker posizionati sul corpo di un soggetto, acquisite tramite sistemi di motion capture ottico, possibile ricostruire la cinematica del soggetto stesso;
- inverse dynamics (ID): consente di determinare l'insieme di forze corrispondenti alle accelerazioni stimate;
- static optimization (SO): per scomporre le forze generalizzate nette tra attuatori ridondati;
- direct dynamics (DD): dato un sistema di forze e controlli in input, il software risolve le equazioni della dinamica per generare una traiettoria.

A partire dalla versione 4.2 del software OpenSim, è stato introdotto un nuovo tool molto interessante, OpenSense, sviluppato da Al Borno et al. [41]. OpenSense è una pipeline open-source che calcola la cinematica articolare tridimensionale a partire dai dati di sensori IMU, servendosi di un modello muscolo-scheletrico umano accurato e in grado di valutare e mitigare il drift [41]. I dati di orientamento dell'IMU risultanti da un algoritmo di fusione dei sensori vengono importati e associati a un corpo rigido sulla base di una mappatura dei sensori definita dall'utente [5, 41]

Per procedere al calcolo della cinematica inversa con OpenSense, sono necessari una serie di elementi [5]. Innanzitutto, occorre il file ".osim" contenente il modello OpenSim che includa le articolazioni e i DoF di interesse. Il modello muscolo-scheletrico presenta i sensori IMU posizionati sui segmenti corporei di interesse (gli sviluppatori forniscono il modello `Rajagopa12015_opensense.osim`) e a ciascuno di essi è associato un frame con un nome.

Dopodiché, è necessario possedere il file contenente gli orientamenti dei sensori IMU ricavati dalla prova sperimentale, rappresentati sotto forma di quaternioni.

Infine, devono essere fornite le informazioni di set up necessarie allo strumento per eseguire la calibrazione del modello e il calcolo della cinematica inversa, sotto forma di file in formato ".xml".

2.3.1 La pipeline di OpenSense

Di seguito verrà spiegato il flusso di lavoro del tool OpenSense, a partire dalle informazioni riportate all'interno della sua documentazione [40]. Viene fornito uno schema, tratto dalla medesima documentazione, in Figura 2.7.

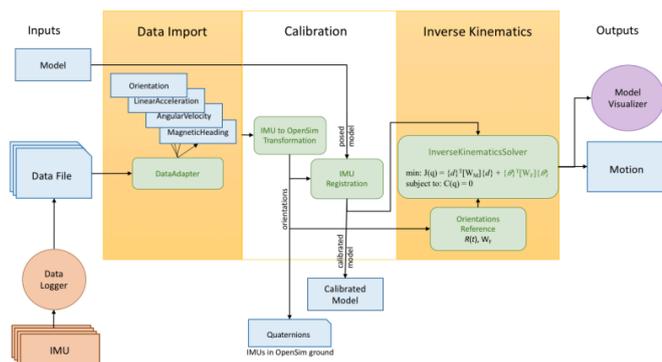


Figura 2.7: Immagine tratta da [40]. Mostra il flowchart che caratterizza la procedura per l'estrazione della cinematica inversa a partire da dati di sensori inerziali utilizzata da OpenSense.

Raccolta e processing dei dati

Il protocollo prevede innanzitutto di posizionare i sensori inerziali sul soggetto, uno per ogni segmento corporeo di interesse. È necessario prendere nota, per ciascun sensore inerziale, su quale segmento è posizionato.

Si parte con una registrazione preliminare in condizioni statiche, necessaria per eseguire la calibrazione: il soggetto assume una posa nota, che deve corrispondere il più possibile a quella predefinita dal modello muscolo-scheletrico, e la mantiene per un certo intervallo di tempo. I dati registrati dalle IMU in questa fase verranno utilizzati dal software per associare le IMU sul soggetto alle IMU virtuali del modello Opensim. In fase di calibrazione, se necessario, occorre eseguire una correzione dell'orientamento nello spazio del modello: si specifica un sensore di riferimento (per esempio quello sulle pelvi) e l'asse di questo sensore che identifica la direzione e il verso del movimento. In seguito, si registra il soggetto mentre esegue il movimento di interesse.

I dati di ciascun sensore inerziale devono essere processati in modo da ottenere gli orientamenti dei sensori nel tempo in formato di quaternioni. Viene elaborato un file di archiviazione ".sto", organizzato per colonne: ogni colonna corrisponde a un frame sul modello ".osim" e raccoglie i quaternioni istantanei di quel frame.



Figura 2.8: Immagine tratta dall'esempio di implementazione di OpenSense [40]. Mostra il modello `Rajagopal2015_opensense.osim`.

Calibrazione del modello OpenSim A questo punto, si procede alla calibrazione delle IMU sul modello su OpenSim. Il software prende in ingresso il file contenente i dati acquisiti durante la fase statica e il file ".osim", ed elabora l'offset iniziale dei sistemi di riferimento delle IMU rispetto ai segmenti corporei del modello. La calibrazione del modello passa attraverso la scrittura di un file ".xml" con cui si specificano a OpenSim il nome del file contenente il modello, il nome del file contenente i dati di calibrazione e la rotazione necessaria ad allineare il sistema di riferimento delle IMU con il sistema di riferimento di OpenSim (Y verso l'alto e Z verso destra). È possibile anche fornire delle informazioni aggiuntive affinché il software possa correggere la direzione iniziale di movimento tra i sensori IMU reali e il modello. Per farlo si identifica un sensore IMU di riferimento e l'asse del suo frame che rappresenta la direzione del movimento ('x', '-x', 'y', '-y', 'z', '-z'). Dando in input alla pipeline il file ".xml", il software è in grado di calcolare la differenza di orientamento angolare tra le IMU virtuali e le IMU del modello e ruota tutti i frame in modo da far combaciare la direzione di movimento del sensore con la direzione di movimento del modello (ovvero X positivo). OpenSim restituisce in output un file ".osim" che contiene il modello calibrato, dove sono stati registrati tutti i sensori IMU.

Calcolo della cinematica inversa

Una volta eseguiti i passaggi precedentemente descritti, è possibile eseguire il calcolo della cinematica inversa attraverso il tool "IMU Inverse Kinematics". Attraverso questo strumento, il software individua la posa del modello a ogni time-step eseguendo una minimizzazione con il metodo dei minimi quadrati: viene minimizzata la differenza tra l'orientamento del frame dell'IMU e l'orientamento del frame dell'IMU sul modello. Il tool per il calcolo della cinematica inversa ha bisogno di ricevere in input il modello calibrato, il file contenente l'orientamento dei sensori in quaternioni e il file ".xml" contenente le impostazioni per l'esecuzione del tool. Nel file ".xml" vengono specificati l'intervallo di tempo, la rotazione necessaria a convertire i frame delle IMU nel frame di OpenSim, il nome del modello ".osim" calibrato, il nome del file ".sto" contenente gli orientamenti dei sensori, il percorso della directory in cui salvare i risultati. Il file restituito dallo strumento IMU Inverse Kinematics è un file ".mot" che contiene gli angoli articolari espressi in gradi. I risultati possono essere visualizzati in un grafico.

2.3.2 Lavori di valutazione delle prestazioni di OpenSense

Negli ultimi anni, il software OpenSense ha suscitato un crescente interesse nella comunità scientifica per le sue prestazioni nella stima della cinematica articolare a partire da sensori inerziali. A supporto dell'efficacia di questa pipeline, la letteratura offre una serie di studi in cui OpenSense è stato impiegato per analizzare il movimento umano e integrato in pipeline open-source.

Nello studio di Al Borno et al. [41], sono stati raccolti contemporaneamente i dati di movimento con un sistema optoelettronico e con un sistema basato su sensori inerziali su 11 soggetti, ai quali è stato chiesto di compiere 10 minuti di camminata e

10 minuti di movimenti casuali. È stato eseguito il calcolo della cinematica inversa a partire dai quaternioni di orientamento calcolati tramite due algoritmi di sensor-fusion open-source e uno proprietario. Dal confronto tra gli angoli articolari ottenuti tramite la pipeline di OpenSense e tramite la stereofotogrammetria è emerso che è possibile ridurre l'effetto delle interferenze magnetiche e avere dei risultati più stabili, riducendo il peso delle IMU distali nel calcolo della cinematica inversa e utilizzando algoritmi open-source. Gli angoli articolari calcolati da OpenSense a partire dai dati IMU sono risultati consistenti con quelli ottenuti tramite stereofotogrammetria, con RMSE compresi tra i 3° e i 6°, a eccezione per la rotazione dell'anca in cui l'RMSE è risultato maggiore (12°).

Allo stesso modo, Corsini [5] nel suo progetto di tesi ha eseguito delle analisi del movimento su una serie di soggetti adulti sani, durante prove di camminata. Mettendo a confronto gli angoli articolari ottenuti a partire dai sensori IMU con OpenSense e gli angoli articolari calcolati con la stereofotogrammetria, è stata osservata una buona corrispondenza per la flessione-estensione di ginocchio e anca.

Nell'articolo di Ahmed et al. [42] viene proposto uno studio di validazione della pipeline di OpenSense, integrata con un algoritmo di sensor fusion "quaternion-based" e un modello biomeccanico dotato di vincoli realistici. Lo studio si propone di confrontare la cinematica articolare ottenuta tramite IMU con quella ottenuta dai sistemi ottici, in un soggetto con amputazione trans-femorale e impianto osteointegrato (POI) e in un soggetto normodotato. I risultati hanno mostrato, per entrambi i soggetti, dei valori di RMSE bassi e valori di correlazione compresi tra 0.74 e valori superiori a 0.99. Questa notevole somiglianza tra le cinematiche ottenute con le due modalità di misura ha dimostrato che la pipeline proposta garantisce un'accuratezza clinicamente accettabile.

Slade e colleghi hanno realizzato OpenSenseRT [43], un sistema di analisi del movimento indossabile e open-source basato su sensori inerziali in grado di stimare la cinematica articolare degli arti inferiori e superiori in tempo reale. Dal punto di vista hardware, il sistema è costituito da sensori IMU, un microcontrollore Raspberry Pi 4+, connettori Qwiic, una batteria ricaricabile e un bottone di inizio/stop registrazione. Il microcontrollore è dotato di scheda di memoria SD che serve a memorizzare i dati e contiene il sistema operativo del microcontrollore e il software OpenSenseRT (costruito sulla base della versione 4.2 di OpenSim e che include il solutore della cinematica inversa). Nonostante alcune limitazioni, questo sistema ha mostrato RMSE accettabili e dei buoni valori di correlazione rispetto alla stereofotogrammetria.

In questo progetto di tesi, il tool OpenSense di OpenSim viene utilizzato per mettere a confronto le sue prestazioni (ormai validate da molti studi in letteratura) con quelle di due algoritmi personalizzati.

Capitolo 3

Descrizione del sistema di acquisizione "custom"

Questo progetto di tesi è stato svolto nell'ambito di una collaborazione con l'azienda brain Technologies di Torino. Insieme all'azienda, è stata sviluppata e programmata la componente hardware del sistema di acquisizione dei dati basato su sensori inerziali, su cui si fonda questo progetto. In particolare, l'azienda si è occupata della selezione e dell'acquisto dei componenti da assemblare nelle unità e ha fornito supporto nello sviluppo del firmware necessario per il loro funzionamento.

Il sistema di acquisizione si compone di tre unità indipendenti. Ognuna di queste, a sua volta, è costituita da un'unità inerziale InvenSense (TDK, Tokyo, Giappone) e una scheda Raspberry Pi Pico W (Raspberry Pi Ltd., Regno Unito) con microcontrollore RP2040 (Raspberry Pi Ltd., Regno Unito). Questi due elementi sono collegati tra loro tramite un supporto breadboard. Le unità vengono opportunamente alimentate da batterie ricaricabili e portatili, che garantiscono la portabilità del sistema. Nella figura qui di seguito vengono mostrati i prototipi con le componenti assemblate.

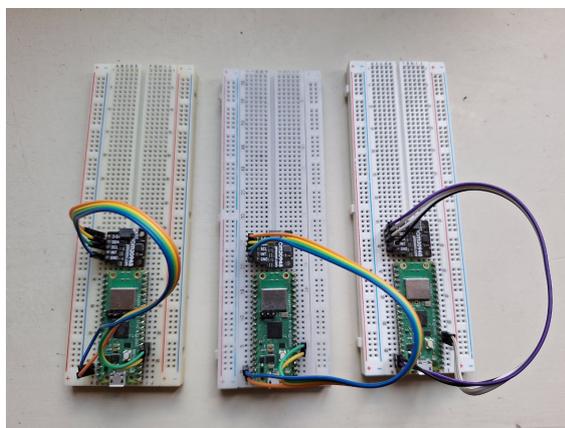


Figura 3.1: L'immagine mostra le tre unità, che costituiscono la componente hardware del sistema di sensori, realizzate in collaborazione con brain Technologies (Torino).

La scelta di realizzare tre moduli autonomi è stata motivata dalla necessità di monitorare simultaneamente più segmenti corporei (ad esempio, pelvi, coscia e gamba). L'architettura è facilmente scalabile, ovvero è programmata apposta per permettere di aggiungere o rimuovere delle unità a seconda delle esigenze. La scelta dei componenti di ciascuna unità è stata motivata dall'obiettivo finale di questo progetto, ovvero la realizzazione di un sistema di analisi del movimento basato su sensori inerziali che fosse affidabile e a basso costo. Per questo motivo, sono state scelte le unità inerziali InvenSense, che offrono delle ottime prestazioni a fronte di un prezzo di acquisto contenuto. Per quanto riguarda il microcontrollore, è stata scelta la scheda Raspberry Pi Pico W perché integra il modulo per la connettività Wi-Fi, elemento fondamentale per garantire la facilità della trasmissione dei dati tra le unità sensoriali e il calcolatore.

Il firmware, scritto in linguaggio C++, si occupa dell'elaborazione, dell'encoding e della trasmissione dei dati.

Nei paragrafi di seguito verranno date le informazioni tecniche sui dispositivi, tratte dalle rispettive documentazioni [44][45][46]. In particolare, nei paragrafi da 3.1 a 3.4 verranno forniti i dettagli sulla componente hardware: unità ICM-20948 e scheda Raspberry Pi Pico W. Nei paragrafi dal 3.5 e 3.8 verranno approfonditi gli aspetti legati al firmware: dunque la struttura dei dati in uscita, il protocollo di comunicazione, la gestione dei dispositivi multipli, la resilienza e robustezza del sistema.

3.1 Unità di Misura Inerziale ICM-20948

L'unità di misura inerziale ICM-20948 realizzata e venduta da TDK InvenSense (Tokyo, Giappone), è un sensore a 9 DoF costituito da un accelerometro, un giroscopio e un magnetometro triassiali. L'accelerometro è un MEMS digitale a tre assi, dotato di un convertitore A/D a 16 bit. L'intervallo di scala del sensore può essere selezionato tra $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, $\pm 16g$. In funzione dell'intervallo di scala scelto, cambia la sensibilità del sensore. Come si può osservare dalla tabella di seguito, all'aumentare dell'intervallo di misura, aumenta il fattore di scala e, di conseguenza, migliora la sensibilità del sensore:

Setting	Full-Scale Range	Sensitivity
ACCEL_FS=0	$\pm 2g$	16,384 LSB/g
ACCEL_FS=1	$\pm 4g$	8,192 LSB/g
ACCEL_FS=2	$\pm 8g$	4,096 LSB/g
ACCEL_FS=3	$\pm 16g$	2,048 LSB/g

Tabella 3.1: Configurazioni dell'accelerometro tratte dalla documentazione [44]: range e sensibilità in funzione del registro `ACC_FS`.

Per migliorare la capacità del sensore di rilevare movimenti dinamici, l'utente può

configurare dei filtri passa-basso digitali interni al sensore e impostare l'output data rate (ODR) con cui restituisce i valori di accelerazione in uscita. L'accelerometro è anche provvisto della modalità denominata "wake-on-motion", che consente al dispositivo di attivarsi solo in presenza di movimento. Questo garantisce una riduzione drastica del consumo energetico nei sistemi a basso assorbimento. Il giroscopio triassiale è dotato di convertitore A/D a 16 bit. Come nel caso dell'accelerometro, l'intervallo di misura può essere selezionato tra ± 250 , ± 500 , ± 1000 e ± 2000 dps. Anche in questo caso, in funzione della scala selezionata, cambia la sensibilità del sensore:

Setting	Full-Scale Range	Sensitivity
GYRO_FS_SEL=0	± 250 dps	16,384 LSB/dps
GYRO_FS_SEL=1	± 500 dps	8,192 LSB/dps
GYRO_FS_SEL	± 1000 dps	4,096 LSB/dps
GYRO_FS_SEL	± 2000 dps	2,048 LSB/dps

Tabella 3.2: Configurazioni del giroscopio tratte dalla documentazione [44]: range e sensibilità in funzione del registro GYRO_FS_SEL.

Anche in questo caso, è possibile selezionare l'ODR a seconda delle esigenze e configurare i filtri passa-basso digitali per modificare l'effetto del rumore sulle misure.

Il magnetometro è un sensore magnetico tri-assiale monolitico AK09916 (Asahi Kasei Microdevices Corporation). Il funzionamento del sensore è basato sul principio fisico dell'effetto Hall. È in grado di rilevare campi magnetici di valori compresi all'interno dell'intervallo ± 4900 μ T e ha una risoluzione di 16 bit. La sensibilità del magnetometro è impostata a 0.15 μ T/LSB.

Per tutti e tre i sensori MEMS è prevista una funzione di self-test, attraverso la quale il dispositivo verifica autonomamente il corretto funzionamento.

3.1.1 Digital Motion Processor (DMP)

Il dispositivo integra al suo interno il Digital Motion Processor (DMP), una componente che esegue on-board il sensor fusion dei dati e la calibrazione dei MEMS in background. In questo modo, viene alleggerito il carico sul microprocessore utente che può usare le proprie risorse per altre applicazioni. Lo schema a blocchi dell'unità ICM-20948 è mostrato in Figura 3.2.

3.1.2 Interfaccia di Comunicazione I²C

Il sensore ICM-20948 supporta due possibili interfacce seriali: Inter-Integrated Circuit (I²C) o Serial Peripheral Interface (SPI). Per questo progetto di tesi, è stato scelto il protocollo I²C in quanto permette di gestire più dispositivi collegati in parallelo senza la necessità di sfruttare altri pin del microcontrollore.

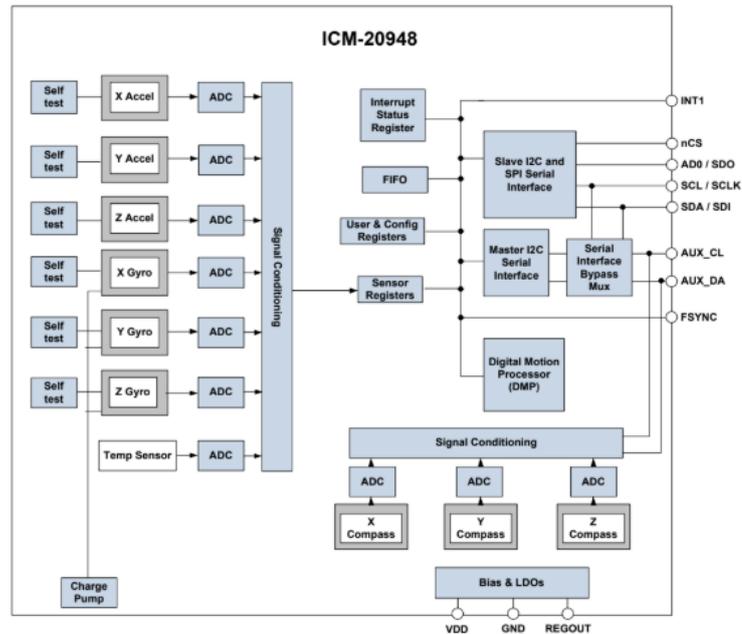


Figura 3.2: Block Diagram del sensore ICM-20948 tratta dalla documentazione ufficiale [44]

L'interfaccia I²C è composta da due linee a open-drain e dotate di resistenze di pull-up da 10 kΩ: una linea è finalizzata al clock seriale (SCL) e una al trasferimento dei dati (SDA). Ogni dispositivo MEMS connesso all'interfaccia I²C viene identificato tramite un indirizzo.

Attraverso la configurazione del pin AD0, è possibile selezionare al sensore ICM-20948 un indirizzo tra 0x68 e 0x69, configurando il pin AD0.

Le modalità operative di comunicazione rese disponibili dal bus I²C sono due, la standard mode a 100 kHz e la fast mode, che può arrivare fino a 400 kHz. Sebbene queste velocità siano inferiori rispetto a quelle offerte dall'interfaccia SPI, risultano comunque adeguate ai requisiti di banda previsti in questo progetto.

Il dispositivo, inoltre, può comunicare direttamente con sensori esterni secondari, grazie alla presenza di un'interfaccia I²C ausiliaria. È possibile configurare il sensore come master, che comunica con tutti i sensori secondari, oppure è possibile collegare il micro-ctrllore direttamente ai sensori esterni abilitando la modalità "pass-through".

Come si può osservare in figura 3.2, l'ICM-20948 integra all'interno dello stesso circuito integrato (IC) l'accelerometro triassiale, il giroscopio triassiale, il magnetometro triassiale e il Digital Motion Processor (DMP). Il magnetometro triassiale, sebbene sia progettato da un altro produttore, è stato integrato all'interno dello stesso package ed è collegato al sistema tramite l'interfaccia I²C ausiliaria interna (AUX I²C).

3.1.3 Frequenza di Campionamento e Output Data Rate (ODR)

L'utente può selezionare e gestire la frequenza di campionamento dell'ICM-20948. Gli output data rate (ODR) di accelerometro e giroscopio possono essere impostati tramite registri dedicati. Impostare un ODR elevato permette di avere una risoluzione temporale migliore, ma provoca un incremento del consumo energetico e del throughput lungo la linea di comunicazione. Inoltre, questo rende necessario aumentare la frequenza di taglio dei filtri passa-basso interni al sensore. Ciò implica una riduzione dell'effetto filtrante alle alte frequenze, e dunque la presenza di quantità di rumore maggiore nel segnale. Al contrario, impostare un ODR più basso consente una riduzione dei consumi energetici e della rumorosità dei campioni, ma può portare al verificarsi del fenomeno dell'aliasing e/o alla perdita di dati nel caso di movimenti più veloci. In questo progetto, l'ODR di accelerometro e giroscopio è stato impostato a 140,6 Hz.

3.1.4 Libreria SparkFun

Il sensore ICM-20948 è compatibile con la libreria Sparkfun [47]. È una libreria studiata e ottimizzata per il framework Arduino ma può essere implementata all'interno di board che siano compatibili con lo stesso framework. Nel caso di questo progetto di tesi, sono state utilizzate delle schede Raspberry Pi Pico W. All'interno di tale libreria sono contenute le funzioni che consentono, ad esempio, di configurare i registri principali e leggere i dati grezzi dei tre sensori. Inoltre, Sparkfun contiene anche le funzioni necessarie a integrare il DMP che, come specificato nel paragrafo 3.1.1, è il processore che si occupa di eseguire on-board e in background l'algoritmo di sensor fusion dei dati grezzi e la calibrazione dei sensori triassiali.

3.2 Architettura del Raspberry Pi Pico W

Come specificato nel paragrafo precedente, la scheda scelta per la realizzazione della parte hardware del sistema di acquisizione è la Raspberry Pi Pico W, dotata di microcontrollore RP2040 (Raspberry Pi Ltd., Regno Unito).

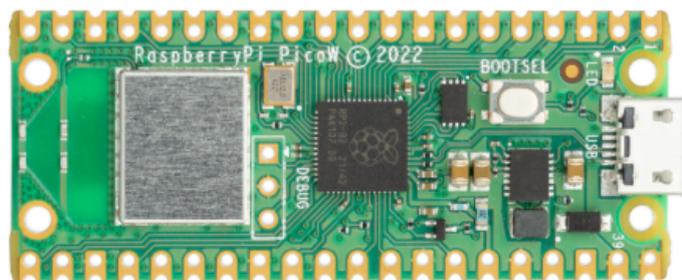


Figura 3.3: Immagine del Raspberry Pi Pico W Rev3 tratta dalla documentazione ufficiale [45]

3.2.1 Processore Dual-Core ARM Cortex-M0+

Il processore RP2040 è dotato di due core ARM Cortex M0+, la cui frequenza di clock è configurabile fino a 133 MHz. Questo processore è ottimizzato per applicazioni embedded a basso consumo energetico, pur offrendo prestazioni adeguate all'elaborazione di segnali, il controllo di periferiche e l'esecuzione di algoritmi in tempo reale. La presenza del doppio core consente di separare il carico computazionale, ad esempio assegnando a un core la gestione della comunicazione e all'altro il controllo dei sensori o la logica principale dell'applicazione.

3.2.2 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 I²C, 2 canali SPI e 16 canali PWM. Presenta inoltre un canale USB abilitato al trasferimento di dati e all'alimentazione. L'interfaccia USB è conforme allo standard USB1.1, implementata all'interno del controllore RP2040. 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.

3.2.3 Connettività Wireless Integrata

La scheda Raspberry Pi Pico W ha un modulo wireless Infineon CYW43439 integrato, connesso all'unità RP2040 attraverso un'interfaccia SPI.

Grazie alla presenza di questo modulo, viene supportata la connettività Wi-Fi 802.11 b/g/n a 2,4 GHz. La configurazione della trasmissione Wi-Fi da parte dell'utente viene resa più semplice grazie a uno strato software che si interfaccia con il firmware del modulo e gestisce la comunicazione. Inoltre, il modulo wireless è dotato di antenna on-board.

3.3 Acquisizione dei dati grezzi

I dati grezzi lungo i tre assi X, Y e Z di accelerazione, velocità angolare e campo magnetico vengono raccolti dal sensore inerziale ICM-20948 (InvenSense, TDK, Tokyo, Giappone), che integra in un unico modulo un accelerometro, giroscopio e magnetometro triassiale AK09916.

I dati raccolti vengono elaborati dal DMP, e successivamente scritti all'interno del buffer FIFO. Qualora non venisse abilitato il DMP, i dati grezzi verrebbero letti direttamente dai rispettivi ADC.

Durante la fase di acquisizione il microcontrollore della scheda richiama a intervalli regolari la funzione per leggere i dati dal buffer FIFO. Se questi sono disponibili, ven-

gono raccolti e suddivisi all'interno delle variabili che rappresentano le tre grandezze negli assi X, Y e Z. Una volta letti i dati, questi vengono inviati al calcolatore sotto forma di messaggio organizzato in formato JSON, che verrà trattato nel paragrafo 3.5. La struttura dati ricevuta rappresenta lo stato del sistema fisico a un certo istante di tempo. L'intervallo di tempo tra una lettura dei dati da parte del microcontrollore e la successiva è stato impostato a livello firmware a 7 millisecondi, in modo da avere un ODR compatibile con quella degli altri sistemi di sensori inerziali presenti sul mercato (circa 140 Hz). Ad esempio, i sensori IMU WaveTrack (Cometa, Italia), che verranno presi come parametro di confronto in questo studio, sono stati utilizzati impostando una frequenza di campionamento di 142 Hz.

3.3.1 Sensibilità e unità di misura

I dati grezzi dei tre sensori sono espressi in formato digitale, come numeri interi con segno di lunghezza 16 bit. I dati non hanno unità di misura ma sono espressi in termini di LSB (Least Significant Bit). Una volta letti, i dati vengono convertiti dal formato intero al formato float, ma rimangono espressi in unità LSB. Per ogni sensore è stata impostata una scala di misura da cui dipende, come detto sopra, la sensibilità dello strumento. La sensibilità identifica la relazione matematica tra l'unità di misura fisica delle grandezze e l'unità arbitraria in cui queste vengono rappresentate. Per accelerometro e giroscopio sono stati selezionati i fattori di scala mostrati in tabella (3.3) con le relative sensibilità: Per il magnetometro è settata di

Sensore	Fattore di Scala	Sensibilità
Accelerometro	$\pm 4g$	8192,0 LSB/g
Giroscopio	$\pm 2000dps]$	16,4 LSB/dps

Tabella 3.3: Range di scala e sensibilità impostate per accelerometro e giroscopio

default la scala di $\pm 4900 \mu T$ (a cui corrisponde una sensibilità di $0.15 \mu T/LSB$), non è un parametro modificabile. Per trasformare le misure ottenute nelle grandezze fisiche opportune è necessario effettuare una conversione. In particolare, per l'accelerometro e il giroscopio occorre dividere la misura del sensore per il valore di sensibilità, mentre per il magnetometro occorre moltiplicare.

3.4 Implementazione del DMP

Come descritto nei paragrafi precedenti, il DMP è un processore che esegue on-board in background il sensor fusion dei dati e la calibrazione dei MEMS, al posto del microcontrollore utente.

3.4.1 Sensori abilitati e ODR

Il codice sorgente implementato nel sistema di sensori inerziali sfrutta il DMP per acquisire e gestire in modo sincrono i dati grezzi restituiti dai tre sensori integrati nell'ICM-20948. Il DMP è configurato in modo tale da abilitare il flusso dei dati grezzi di accelerometro, giroscopio e magnetometro e dei quaternioni calcolati. Ogni flusso è indipendente dall'altro e può essere attivato o meno a seconda delle esigenze applicative. I flussi abilitati vengono messi in comunicazione con il buffer FIFO, in cui i dati sono suddivisi in pacchetti strutturati. Per ciascun tipo di dato è possibile impostare un certo valore di ODR. Nel caso di questo progetto di tesi, per tutti e tre i sensori, il DMP è configurato in modo da generare i dati con una frequenza pari a 112 Hz, la più alta supportata dal dispositivo.

3.4.2 DMP: il sensor fusion

Il DMP utilizza algoritmi proprietari per fondere assieme le informazioni registrate dai tre sensori integrati. In particolare, il DMP è in grado di stimare le tre componenti vettoriali del quaternion, rappresentate come numeri binari interi a 32 bit. Al contrario, la componente scalare viene calcolata dal microcontrollore della scheda come $w = \sqrt{1 - (q_1^2 + q_2^2 + q_3^2)}$. In questo modo, il risultato finale è un quaternion unitario.

Come nel caso dei dati grezzi, anche le componenti del quaternion vengono fornite in unità arbitrarie. Queste vengono poi convertite a livello del microcontrollore della scheda, dividendo il valore di ciascuna componente (rappresentata in 32 bit con segno) per 2^{30} .

Nonostante il DMP esegua il sensor fusion, all'interno di questo progetto di tesi non sono stati sfruttati i quaternioni da esso calcolati. Gli autori della libreria Sparkfun (spiegata nel paragrafo 3.1.4) hanno segnalato che il codice è stato ricavato attraverso un processo di "reverse engineering" poiché gli sviluppatori InvenSense non hanno messo a disposizione il firmware del DMP ma solo il suo codice binario. Risulta difficile, così, comprendere la logica con cui l'algoritmo di sensor fusion esegue i calcoli.

Per i motivi di cui sopra, in questo progetto di tesi si è preferito eseguire il sensor fusion in fase di post-processing, implementando un algoritmo open-source le cui caratteristiche verranno fornite in seguito (vedi capitolo 4).

3.5 Struttura dei dati: il formato JSON

Le misure dei sensori vengono inviate al calcolatore sottoforma di messaggio mandato al broker tramite protocollo MQTT. Il messaggio è organizzato in formato JSON, che viene costruito dinamicamente dalla stessa funzione deputata a leggere i dati dal buffer FIFO del DMP.

Il termine JSON sta per “JavaScript Object Notation”. Questo tipo di formato si basa sulla terza edizione dello standard ECMA-262 di JavaScript, stabilito nel dicembre 1999 [48]. Questo tipo di formato è stato originariamente progettato solamente per i contenuti web. Ad oggi, è diventato uno dei formati per lo scambio dei dati più utilizzati, insieme al formato XML. Rappresenta un pilastro per la serializzazione e la trasmissione delle informazioni [49].

3.5.1 Vantaggi del payload JSON

Per il firmware implementato all’interno dei microcontrollori RP2040 è stato scelto questo tipo di formato per la strutturazione dei dati perché offre una serie di vantaggi. Infatti, come riportato nel paper di Patnaik et al.[50]:

- è un formato *lightweight*, ovvero occupa poche risorse e richiede poca potenza di calcolo;
- è user-friendly: è stato progettato per essere semplice, con lo scopo di mettere a disposizione dei programmatori delle strutture dati facili da leggere e da codificare in modo ottimale, conciso, rapido ed efficiente [48]. Inoltre, facilita la generazione e l’analisi dei dati da parte del calcolatore [51];
- è indipendente da qualsiasi linguaggio di programmazione [51], questo lo rende versatile. Infatti, data la sua diffusione, molti linguaggi di programmazione sono stati estesi per includere parser JSON nelle loro librerie standard [49];
- essendo basato sullo standard ECMA-262, è nativamente compatibile con JavaScript e questo spiega il suo utilizzo comune nello sviluppo web e IoT.
- rappresenta un’ottima scelta per lo scambio diretto di dati tra sistemi. Infatti, essendo stato progettato come mezzo di scambio leggero e object-oriented in JavaScript, JSON rappresenta il linguaggio di definizione dello scambio di dati perfetto per l’uso nei linguaggi OOP, nei sistemi operativi, nei dispositivi e nelle piattaforme più diffusi [48].

3.5.2 Struttura del messaggio JSON

La sintassi prevista dal formato JSON potrebbe essere definita quasi come un sottoinsieme del popolare linguaggio di programmazione JavaScript [52]. Questa sintassi si compone di:

- quattro *type* primitivi, quali `string`, `number`, `Boolean` e `null`;
- due *type* composti, ovvero `array` e `object`

Ogni oggetto (`object`) è rappresentato come un insieme di coppie `key-value` racchiuse tra parentesi graffe, in cui le `key` sono stringhe e i `value` possono essere

sia tipi primitivi che strutture più complesse [52]. Ad esempio, nella struttura "name": "Paolo", "age": 22, ci sono due oggetti di cui "name" e "age" costituiscono le key e "Paolo" e "22" (rispettivamente una stringa e un numero) sono i value.

Un array è un elenco di valori (primitivi o composti) separati da virgole e tra parentesi (ad esempio, [1, "abc", null]). La specifica JSON prevede sei caratteri strutturali ('[', '}', ']', '}', ':', ',') per delimitare la posizione e la struttura di oggetti e array [52].

I messaggi inviati dalla scheda al calcolatore tramite protocollo MQTT sono organizzati secondo una struttura gerarchica a livelli.

Il primo livello è rappresentato dai metadati, che contengono le informazioni necessarie ai fini dell'identificazione dell'unità inerziale che ha prodotto la struttura dati, dell'interpretazione dei dati sensoriali, la loro sincronizzazione:

- **sensor** è l'oggetto che contiene la stringa che identifica il codice ID del dispositivo (ovvero l'unità ICM-20948) da cui è stato generato il dato e permette di distinguere i dati provenienti da più dispositivi collegati;
- **timestamp** è l'oggetto che contiene il dato del tempo (in millisecondi) trascorso tra un comando di sincronizzazione e il successivo;
- **readIndex** questo oggetto funge da contatore e consente di stabilire il numero di letture che ciascun sensore collegato in comunicazione ha effettuato.

Il secondo livello, invece, contiene i dati generati dai MEMS e il quaternione calcolato dal DMP. Ogni elemento del secondo livello è suddiviso in sotto-blocchi, ciascuno dei quali è un oggetto JSON. Nel caso di accelerometro, giroscopio e magnetometro vi sono 3 oggetti JSON, uno per ogni componente spaziale. Nel caso del quaternione, oltre a questi tre, è presente anche l'oggetto contenente la componente scalare (w). Il secondo livello è composto da:

- **quat** contiene gli elementi del quaternione (w, q_1, q_2, q_3), ciascuno dei quali è salvato all'interno dello specifico sotto-blocco;
- **accel_g** contiene i dati dell'accelerometro, suddivisi tra i sotto-blocchi X, Y e Z;
- **gyro_dps** contiene i dati del giroscopio, suddivisi tra i sotto-blocchi X, Y e Z;
- **mag_uT** contiene i dati del magnetometro, suddivisi tra i sotto-blocchi X, Y e Z.

I dati sono non sono riportati nelle unità di misura fisiche ma in LSB. Devono essere opportunamente convertiti come visto nei paragrafi 3.3.1 e 3.4.2. Di seguito viene fornito un esempio di un messaggio in formato JSON pubblicato sul topic "imu/":

{

```
"sensor": "E6642815E3744824",
"timestamp": 33,
"readIndex": 144384,
"quat": {"w":0.7564, "x":-0.0153, "y":-0.6399, "z":0.1346},
"accel_g": {"x":276, "y":-255, "z":-287},
"gyro_dps": {"x":-10495, "y":31038, "z":2156},
"mag_uT": {"x":450, "y":4112, "z":-7104}
}
```

3.5.3 Libreria ArduinoJson

La serializzazione dei dati in formato JSON provenienti dai sensori ICM-20948, ovvero la conversione delle strutture in sequenze lineari di byte/caratteri, viene affidata alle funzioni della libreria ArduinoJSON. Questo processo è finalizzato alla comunicazione dei dati al calcolatore tramite protocollo MQTT, che verrà descritto nel paragrafo successivo.

Le funzioni di questa libreria vengono utilizzate per creare un documento JSON temporaneo di dimensione statica, stabilita in fase di compilazione. Questo evita l'allocazione dinamica di memoria, la quale renderebbe il programma instabile, a causa dell'utilizzo non controllato della RAM, e poco prevedibile. Inoltre, considerando le risorse limitate di un microcontrollore, l'allocazione dinamica risulterebbe svantaggiosa perché implicherebbe il rischio di frammentazione della memoria.

Solo dopo che la struttura risulta completamente popolata, la libreria procede alla serializzazione del documento in una stringa compatta che segue il formato JSON. Si potrebbe verificare la situazione, in cui nella comunicazione tra sensore e microcontrollore, uno o più dati vengano persi. In tal caso, la struttura risulta incompleta e la serializzazione non avviene. Questo serve a preservare l'integrità e la coerenza del contenuto informativo della struttura. Il sistema è dotato di un meccanismo in grado di fornire una statistica sul numero di messaggi inviati con successo e quelli falliti.

Dopo il processo di serializzazione all'interno del microcontrollore, la stringa ottenuta viene trasmessa al broker MQTT. Tutti i passaggi di creazione della struttura dati JSON, popolamento, serializzazione e trasmissione si svolgono in un ciclo operativo unico. Una volta completato, la memoria viene resettata per far spazio alla creazione della struttura dati successiva.

Il processo di serializzazione è un passaggio fondamentale perché garantisce la corretta interpretazione del dato da parte del sistema ricevente. Infatti, la trasmissione dei dati sottoforma di stringa compatta ne preserva l'integrità. Unito a questi aspetti, un ulteriore punto di forza è legato al fatto che il consumo di memoria risulta minimizzato.

3.6 Trasmissione dei Dati: protocollo MQTT

Il sistema di acquisizione sviluppato implementa il protocollo MQTT per mettere in comunicazione, in modalità wireless, il microcontrollore delle schede con il calcolatore, in cui devono essere elaborati i dati per il calcolo della cinematica inversa. Il termine MQTT si riferisce a “Message Queuing Telemetry Transport”, un protocollo sviluppato nel 1999 da Andy Stanford-Clark (IBM) e da Arlen Nipper (Arcom Control Systems Ltd, Eurotech) [53], che supporta un’architettura di tipo event-driven e l’elaborazione asincrona parallela dei dati [54]. Questo protocollo è stato standardizzato da ISO/IEC 20922 ed è stato ulteriormente accettato come parte di OASIS [55]. Rappresenta uno dei più vecchi esempi di comunicazione machine-machine (M2M) [53].

3.6.1 MQTT: il modello publish/subscribe

Il protocollo MQTT si basa su un modello di comunicazione asincrona di tipo publish/subscribe in cui si distinguono tre componenti costitutivi, quali: publisher (o producer), broker e subscriber (o consumer) [56].

Il publisher pubblica sul broker dei messaggi, i quali vengono sottoscritti da uno o più subscriber o possono essere trattenuti per una sottoscrizione futura. I messaggi vengono pubblicati a un indirizzo, noti come “topic” [53]. I topic MQTT sono gerarchici [57]: sono strutturati con livelli differenti, separati tra loro da "/" [54]. Ad esempio, in un ipotetico topic "casa/soggiorno/temperatura", verranno pubblicati i messaggi relativi alla temperatura del soggiorno della casa.

Nella comunicazione tra publisher e subscriber, il ruolo del broker MQTT è quello di gestire le richieste di connessione alla rete da parte dei dispositivi e la pubblicazione dei messaggi applicativi da parte dei publisher. Inoltre, elabora le richieste di sottoscrizione o disiscrizione dei subscriber e invia i messaggi applicativi ai dispositivi secondo le loro sottoscrizioni. Infine, è il responsabile della chiusura della connessione da parte del dispositivo che lo richiede [56].

Il firmware implementa il protocollo MQTT all’interno del sistema di acquisizione come spiegato di seguito. Il microcontrollore collegato ai sensori si comporta parallelamente da publisher che da subscriber. Nel ruolo di publisher, pubblica i messaggi contenenti i dati provenienti dai sensori inerziali all’interno di uno specifico topic. Come subscriber, invece, si sottoscrive a un topic nel quale vengono pubblicati i messaggi provenienti dall’altro elemento della rete, il calcolatore. Quest’ultimo, come il microcontrollore, si comporta sia come subscriber che come publisher. In particolare, nel ruolo di subscriber si sottoscrive ai topic in cui vengono pubblicati i messaggi del microcontrollore; nel ruolo di publisher, invece, pubblica i messaggi che sono necessari a dare avvio alla trasmissione dei dati. Il microcontrollore e il calcolatore non comunicano direttamente tra di loro; il broker funge da intermediario. Il ruolo di broker viene svolto dal software Mosquitto, installato nel calcolatore.

3.6.2 MQTT: 3 livelli di qualità del servizio QoS

Il protocollo è in grado di fornire trasferimenti affidabili scegliendo fra tre tipi di meccanismi di affidabilità, chiamato anche Quality of Service (QoS) [55]. Il primo livello è il QoS 0 (noto come "at most one" o "fire and forget"), in cui il dispositivo ricevente non conferma la ricezione del messaggio e il mittente non tenta di memorizzare o ritrasmettere il messaggio [54]. Dunque, se il messaggio non viene ricevuto, va perso. Nel caso del livello QoS 1 ("at least once"), assicura che i messaggi siano consegnati almeno una volta ai destinatari, mentre i destinatari possono ricevere lo stesso messaggio più volte. Il livello QoS 2 ("exactly once") prevede una tecnica di "handshake" a quattro vie [54], con cui publisher e broker si scambiano conferme di invio e ricezione, per assicurare che un messaggio sia stato trasmesso esattamente sia al mittente che al destinatario. Questo è il livello di servizio più alto di MQTT, in cui non si perdono messaggi e si evita la consegna di messaggi duplicati. Tuttavia, questa modalità di funzionamento potrebbe comportare un traffico maggiore sulle reti MQTT.[54].

3.6.3 Strutturazione dei topic

Il firmware predispone due topic per la pubblicazione dei messaggi da parte del microcontrollore:

- "imu/"
- "stats/"

Il calcolatore si sottoscrive al canale "imu/" riesce a leggere, man mano che vengono pubblicati dal microcontrollore, le strutture JSON contenenti i dati di accelerazione, velocità angolare, campo magnetico e i quaternioni. Sottoscrivendosi al canale "stats/", riceve i messaggi contenenti le statistiche che rivelano il funzionamento del sistema: ogni messaggio con il numero delle strutture di dati trasferite con successo e no. Di seguito viene mostrato un esempio di come appaiono i messaggi di stastiche pubblicati nel topic stats:

```
{
  "stats": [
    {
      "sensor_id": "E66138528350B02B_1",
      "total_readings": 8184,
      "sent_messages": 8184,
      "failed_messages": 0
    }
  ]
}
```

Si può notare la presenza dell'ID del sensore, con cui ciascun sensore viene identificato e distinto dagli altri, il numero di letture totali, il numero di messaggi inviati con successo e il numero di messaggi falliti.

Allo stesso modo, il firmware configura il topic "sync" che ha la funzione di consentire la sincronizzazione dei dispositivi durante la raccolta dati. Su questo topic vengono pubblicate delle istruzioni dal calcolatore per i microcontrollori, con cui dà avvio e stoppa la trasmissione o forza l'invio di statistiche. In questo topic vengono pubblicati i messaggi "start", "stop" e "stats".

Quando il calcolatore pubblica "start", viene dato avvio alla trasmissione dei dati e il blocco timestamp della struttura JSON inizia a registrare il tempo in millisecondi dall'inizio della trasmissione. Con il messaggio "stop", il calcolatore chiude la trasmissione e smette di raccogliere i dati. Il blocco timestamp smette di contare il tempo. Infine, il messaggio "stats" richiede al microcontrollore di ciascuna scheda l'invio delle statistiche sul numero di messaggi inviati e falliti da ogni sensore collegato.

3.6.4 MQTT: idoneità per le applicazioni biomediche

Il protocollo MQTT offre una serie di vantaggi che lo rendono particolarmente adatto alle applicazioni che coinvolgono l'ambito biomedicale.

Innanzitutto, il protocollo MQTT risulta particolarmente adatto ad applicazioni che coinvolgono dispositivi a risorse limitate [56] (come in questo progetto). Questo perché, oltre al fatto di essere open-source e semplice da implementare, è leggero [56]. Infatti, è un protocollo binario con un overhead molto basso: è in grado di inviare messaggi a partire da una dimensione minima di 2 byte (richiede un'intestazione fissa) fino a una dimensione massima di 256 MB [53][57]. Questo è fondamentale per garantire un basso consumo energetico, requisito fondamentale per dispositivi a risorse limitate come microcontrollori e sensori.

Come visto nel paragrafo dedicato, il protocollo offre una certa flessibilità nella scelta della qualità del servizio. Come intuibile dalle caratteristiche di ciascun QoS, passando da QoS 0 a QoS 2, l'affidabilità della trasmissione dei dati aumenta a discapito delle prestazioni (velocità di trasmissione minore, latenza maggiore). Nel paper di Naik et al. [53] viene mostrato che MQTT offre un'affidabilità superiore rispetto ad altri protocolli (anche se a fronte di un'interoperabilità più bassa). In questo progetto viene implementato il QoS 0 per favorire una maggiore velocità di trasmissione. Inoltre, garantisce una latenza minore nei casi eventuali in cui perdite di pacchetti di informazioni non influiscono sulla validità dei dati acquisiti durante la sessione di analisi.

Un altro punto di forza di questo protocollo risiede nel modello publish/subscribe, che conferisce al protocollo funzionalità quali one-to-one, many-to-many o one-to-none [58]. Il protocollo è quindi scalabile, consente di aggiungere sensori al sistema di

analisi o, eventualmente, di rimuoverli a seconda delle esigenze. Inoltre, i topic MQTT sono gerarchici [57], ovvero sono strutturati con livelli differenti separati da "/" [54].

La strutturazione gerarchica dei topic permette un'organizzazione efficiente dei dati e questo è fondamentale in un contesto di analisi biomedicale. Ad esempio, nel caso in cui si volesse eseguire un'analisi su un soggetto utilizzando sensori di diverso tipo, la gerarchia dei topic consentirebbe di predisporre un topic per ogni sensore. Se l'analisi coinvolgesse più soggetti, questa logica consentirebbe di predisporre percorsi diversi per ogni soggetto e, all'interno di questi, dei topic diversi per ogni dato/dispositivo di interesse ("paziente1/pressione arteriosa","paziente2/ossigenazione"). Nel caso dell'analisi biomeccanica, invece, si potrebbe pensare di predisporre un topic per ogni segmento corporeo. Nel caso di questo progetto, è stato predisposto un unico topic in cui tutti e tre i sensori pubblicano i loro dati.

3.7 Gestione di dispositivi multipli

Il firmware implementato all'interno del sistema di acquisizione sviluppato è stato progettato per garantire la capacità del sistema stesso di raccogliere dati da più sensori inerziali collegati contemporaneamente al microcontrollore. Esso, infatti, utilizza un'unica interfaccia I²C con cui supporta la configurazione e l'acquisizione simultanea da due sensori ICM-20948.

3.7.1 Indirizzamento I²C Differenziato

Come descritto nei paragrafi precedenti, il pin AD0 dell'unità ICM-20948 può essere configurato in modo tale da attribuire al dispositivo due indirizzi distinti. In particolare:

- se il pin AD0 è collegato a massa ($GND \rightarrow AD0 = 0$), il sensore viene identificato con l'indirizzo 0x68;
- se il pin è collegato alla tensione ($VCC \rightarrow AD0 = 1$), il sensore viene identificato con l'indirizzo 0x69.

In questo modo, due sensori ICM-20948 collegati alla medesima interfaccia possono essere distinti. I sensori condividono la stessa interfaccia I²C senza entrare in conflitto.

3.7.2 Identificazione Univoca dei Sensori

I sensori collegati allo stesso microcontrollore devono essere opportunamente identificati con un codice univoco.

Il firmware del sistema attribuisce a ogni dispositivo collegato allo stesso microcontrollore un codice identificativo che viene derivato dal microcontrollore stesso. Per

fare ciò, assegna dapprima un codice identificativo univoco al microcontrollore, in quanto l'RP2040 non ne ha uno proprio.

Dopodichè, i due sensori ICM-20948 a esso collegate vengono etichettati con una sigla composta dall'identificativo del microcontrollore e da un suffisso numerico, "_1" o "_2" a seconda dell'indirizzo I²C configurato dal pin AD0 dei due sensori.

In particolare, il sistema assegna il suffisso "_1" al sensore con indirizzo 0x68 e il suffisso "_2" al sensore con indirizzo 0x69. L'identificativo dei sensori è contenuto all'interno dei messaggi MQTT e ciò è funzionale a stabilire da quale sensore inerziale proviene il pacchetto di dati pubblicato sul client.

Avendo a disposizione solo tre unità ICM-20948 e un numero superiore di schede Raspberry Pi Pico W, si è deciso di collegare una sola unità inerziale a ciascun microcontrollore. Questa funzione, però, si rende necessaria nel momento in cui i sensori coinvolti dovessero essere in numero superiore. Questa situazione è usuale nel contesto dell'analisi del movimento applicata alla valutazione di funzioni motorie complesse, in quanto a ogni segmento corporeo deve essere collegato un sensore inerziale. La possibilità di collegare più IMU allo stesso microcontrollore senza incorrere in problemi di identificazione, consentirebbe di ridurre il costo del sistema perché permetterebbe l'uso di un numero inferiore di schede. Inoltre, migliorerebbe la vestibilità del sistema, perché diminuirebbe l'ingombro della strumentazione sul corpo del soggetto.

3.8 Resilienza e Robustezza del Sistema

Volendo realizzare un sistema di sensori indossabili applicabile al contesto dell'analisi del movimento, un aspetto fondamentale da considerare è la continuità con cui il sistema è in grado di raccogliere i dati. Per evitare problemi nella ricostruzione della cinematica, la raccolta di dati non deve interrompersi. In un contesto di questo tipo, il sistema di acquisizione deve essere robusto, per resistere a eventuali disturbi senza smettere di funzionare, e resiliente, quindi capace di ripristinarsi autonomamente.

3.8.1 Inizializzazione dei Sensori

In fase di avvio, il sistema esegue l'inizializzazione del sensore collegato. Se sono collegati più sensori, ciascuno di essi viene inizializzato in modo indipendente e autonomo dagli altri. Come detto, il sistema è in grado di gestire contemporaneamente due sensori inerziali ICM-20948, comunicanti tramite interfaccia I²C ma nel caso di questo studio, è stato collegato un solo sensore per scheda.

L'inizializzazione comincia solo dopo la configurazione dell'interfaccia I²C (alla frequenza di 100 kHz) da parte del microcontrollore. Una volta configurata l'interfaccia, il microcontrollore avvia un tentativo di connessione al sensore dettato dalla scelta del pin AD0. A questo punto, viene abilitato e configurato il DMP, caricando il

firmware nella sua memoria. La configurazione del DMP prevede una serie di fasi che consistono nell'attivazione di diversi moduli, a cominciare da quelli che abilitano la registrazione dei dati dei tre sensori e il calcolo dei quaternioni. Successivamente, vengono configurate le ODR di ciascun blocco: in base al firmware implementato, il microcontrollore configura il DMP in modo che le ODR con cui registra i dati grezzi ed esegue il sensor fusion siano la massima possibile. A questo punto, viene abilitato il flusso di dati del buffer FIFO, all'interno del quale verranno caricate le strutture dati, e il DMP stesso. L'operazione finale prevede il reset del buffer FIFO e del DMP in modo da azzerare il sistema e sincronizzarlo con il nuovo flusso di dati.

Le operazioni che costituiscono l'inizializzazione sono sequenziali e ognuna di queste prevede un controllo sullo stato di esecuzione, per verificare l'avanzamento della configurazione. L'inizializzazione non andrà a buon fine se anche una sola delle operazioni dà esito negativo. Il firmware implementa un meccanismo di retry, attraverso il quale viene implementato un loop che ripete la procedura al massimo per un certo numero di tentativi impostato. Il sistema setta il numero massimo di tentativi a cinque, oltre i quali, se l'inizializzazione del sensore continua a fallire, viene disattivato dal sistema e viene inviato un messaggio di errore all'utente su seriale. Questo meccanismo serve a migliorare la robustezza del sistema.

3.8.2 Reinizializzazione dei sensori

Conclusa l'inizializzazione, il microcontrollore è in grado di leggere periodicamente i dati del sensore estraendoli dal buffer FIFO del DMP. Se la struttura dati è completa, questa viene elaborata e pubblicata nel client attraverso il broker MQTT. Tuttavia, anche se l'inizializzazione è avvenuta correttamente, a causa di eventuali malfunzionamenti il sensore potrebbe smettere di caricare dati nel buffer, che risulterebbe quindi vuoto. Le cause di questi malfunzionamenti potrebbero essere dovute a blocchi dell'interfaccia I2C, reset dei sensori o perdita di alimentazione. Per consentire la gestione di situazioni di questo tipo, il firmware implementa la reinizializzazione automatica del sensore. Se il buffer FIFO risulta vuoto o il sensore invia dati non validi, viene attivato un processo che segue le fasi dell'inizializzazione. Grazie a questo meccanismo, viene scongiurata la necessità di un intervento dall'esterno o di riavviare il microcontrollore perché il sistema riesce a rilevare autonomamente eventuali blocchi del funzionamento del sensore e tenta autonomamente il recupero delle funzionalità.

3.8.3 Riconnessione Wi-Fi

La trasmissione dei dati al broker MQTT locale avviene in modo continuo tramite Wi-Fi. Questo rende necessario implementare all'interno del sistema dei meccanismi di monitoraggio costante e riconnessione automatica.

Il sistema inoltra la richiesta di connessione Wi-Fi al modulo Wi-Fi della scheda stessa, fornendo l'SSID e la password predefiniti durante la fase di "setup". Dopodiché il microcontrollore rimane in attesa che venga stabilito il collegamento, inoltrando la richiesta nuovamente a intervalli regolari di 0,5 secondi. Viene impostato un numero limite di tentativi oltre i quali, il microcontrollore viene riavviato in modo forzato se non riesce a connettersi. In questo caso, questo parametro è stato impostato a 20, che corrisponde a un intervallo di 10 secondi. Una volta avviata la connessione Wi-Fi, nella fase di "loop", il firmware ne monitora costantemente lo stato. Se il microcontrollore si disconnette, viene tentata la riconnessione utilizzando le credenziali precedentemente configurate. In questo caso, però, non avviene come nella fase di setup: non viene implementato un numero massimo di tentativi e non viene forzato il riavvio. In questo caso, il sistema esegue in modo ciclico la riconnessione, si attende il tempo necessario affinché il collegamento venga ristabilito. Questo garantisce al sistema un meccanismo che gli permette di recuperare autonomamente il collegamento senza la necessità di un intervento esterno.

3.8.4 Riconnessione MQTT

Se il microcontrollore riesce a stabilire la connessione con il modulo Wi-Fi, il firmware dà avvio alla comunicazione MQTT rendendo disponibile l'indirizzo IP del broker MQTT e la porta da utilizzare. La connessione viene gestita in fase di loop, in cui il firmware verifica lo stato della connessione del client MQTT. Se risulta disconnesso, il client ritenta il collegamento al broker ogni 5 secondi. Se la connessione va a buon fine, vengono registrati i callback per le sottoscrizioni e si effettua l'iscrizione al topic "sync". Il sistema invia un messaggio al topic "stats/" contenente l'ID del dispositivo per confermare l'avvenuta connessione. Viceversa, in caso di fallimento, il sistema invia un messaggio di errore sulla seriale e ritenta la connessione dopo 5 secondi.

Capitolo 4

Definizione di un approccio personalizzato per la ricostruzione della cinematica articolare di anca e ginocchio

Una volta progettati e sviluppati i sensori, occorre individuare una procedura per la ricostruzione della cinematica inversa.

L'approccio più comune per la stima degli angoli articolari tridimensionali con i sensori inerziali prevede tre fasi principali. Dopo aver posizionato i sensori su ogni lato dell'articolazione di interesse e registrato i dati grezzi, il primo step consiste nello stimare l'orientamento delle IMU rispetto al sistema di riferimento globale [20]. Questo passaggio viene di solito eseguito usando un approccio probabilistico o complementare, che fonde i dati di accelerazione e velocità angolare. Da notare che in alcuni casi sono necessari anche i dati del magnetometro o altre assunzioni, come l'heading alignment iniziale e una durata breve delle acquisizioni [20].

Il secondo step consiste nel fare la stima dell'orientamento relativo di ogni sensore inerziale rispetto all'orientamento del segmento corporeo sottostante, ovvero l'orientamento relativo tra il sistema di riferimento del sensore e il sistema di riferimento anatomico del segmento corporeo. [20]. Infine, combinando le informazioni ottenute nei due passaggi precedenti, nel terzo step si stima l'orientamento relativo tra i sistemi di riferimento anatomici del segmento corporeo distale all'articolazione rispetto a quello prossimale e si estraggono gli angoli articolari [20] (figura 4.1).

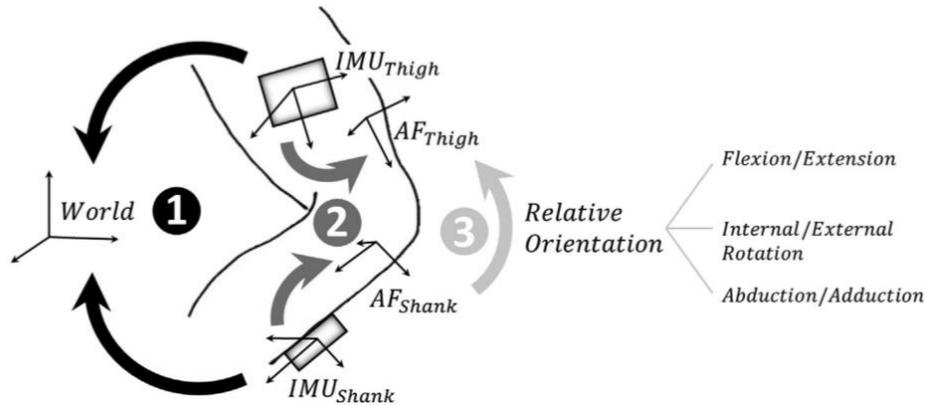


Figura 4.1: Schema che illustra le tre fasi principali per la stima della cinematica articolare tratto dal paper di Vitali et al. [20]. Esempio applicato al caso del ginocchio dell'articolazione del ginocchio utilizzando un sensore IMU collegato alla coscia e uno allo stinco [20].

In questo capitolo viene presentata la pipeline per la ricostruzione della cinematica articolare proposta in questo progetto di tesi. Verranno discusse le caratteristiche dell'algoritmo di sensor fusion utilizzato per il calcolo dell'orientamento dei sensori nello spazio. Successivamente, vengono mostrate e descritte le implementazioni degli algoritmi di Nazarahari et al [25][26] e di Vargas-Valencia et al.[28], con la spiegazione delle eventuali differenze rispetto agli algoritmi presentati nei loro paper. Infine, vengono presentate le formule per il calcolo degli angoli articolari di anca e ginocchio, ottenute a partire dalle convenzioni di Grood e Suntay [35].

4.1 Algoritmo di sensor fusion: Madgwick

Come già anticipato nel capitolo precedente, nonostante i sensori inerziali ICM-20948 siano dotati di una unità di calcolo dedicata al calcolo dei quaternioni, all'interno di questo progetto si è scelto di utilizzare un algoritmo open-source perché non è noto come il DMP esegua il calcolo.

Gli errori che affliggono le stime dell'orientamento hanno un impatto negativo diretto sulle quantità stimate sia nella cinematica angolare che lineare. Ciò limita il pieno utilizzo dei sensori inerziali nel monitoraggio delle attività fisiche quotidiane, così come nelle applicazioni cliniche e sportive [59].

Negli ultimi decenni sono stati proposti diversi algoritmi di sensor fusion che possono essere suddivisi nei due macro-gruppi dei filtri di Kalman e dei filtri complementari. In questo progetto di tesi si è scelto di implementare l'algoritmo di Madgwick [60]. Questo è un filtro complementare in cui le misure di accelerazione e campo magnetico vengono fuse per mezzo di un algoritmo di discesa del gradiente. Per le letture del magnetometro, vengono utilizzate solo le proiezioni orizzontali per correggere l'orientamento [59].

All'interno di questo progetto, il calcolo dei quaternioni viene eseguito in Matlab (Mathworks Inc., USA) utilizzando la classdef `MadgwickAHRS.m` di Caruso et al.[59].

4.1.1 Funzionamento del filtro

Di seguito viene fornita una spiegazione del funzionamento dell'algoritmo di Madgwick, come riportato all'interno del paper [60].

Il quaternion $q_E^S(t)$ descrive l'orientamento relativo nel tempo del sistema di riferimento terrestre rispetto al sistema di riferimento del sensore inerziale. Questo può essere ottenuto integrando l'equazione 4.1 che descrive la velocità con cui cambia nel tempo l'orientamento terrestre rispetto al sistema di coordinate del sensore:

$$\dot{\mathbf{q}}_E^S = \frac{1}{2} \mathbf{q} \otimes \vec{\omega}, \quad (4.1)$$

dove \mathbf{q} è il quaternion, $\vec{\omega}$ è la velocità angolare registrata, espressa sottoforma di quaternion senza parte scalare $\vec{\omega} = [0, \omega_x, \omega_y, \omega_z]$. Il simbolo \otimes rappresenta il prodotto di Hamilton, operazione tra quaternioni.

Integrando l'espressione della derivata del quaternion, si ottiene:

$$\mathbf{q}(t) = \mathbf{q}(t_0) + \dot{\mathbf{q}}_E^S \cdot \Delta t. \quad (4.2)$$

Poichè il giroscopio è affetto da bias, questo bias verrà integrato insieme al resto della funzione. Questo implica che l'orientamento ottenuto, rappresentato da q_E^S sarà affetto da un errore che si è accumulato durante l'operazione di integrale. Inoltre, la stima potrebbe essere resa peggiore a causa della non stazionarietà dell'accelerometro o delle interferenze a cui è esposto il magnetometro. Per ottenere una stima dell'orientamento accurata e univoca, viene quindi formulato un problema di ottimizzazione: si cerca il quaternion $q_E^S(t)$ che allinei una direzione di riferimento nota nel sistema terrestre, con quella misurata nel sistema del sensore. La soluzione viene ricavata utilizzando l'algoritmo di discesa del gradiente, applicata sulla funzione obiettivo. La direzione nota di riferimento può essere la direzione del campo magnetico terrestre oppure la direzione dell'accelerazione di gravità.

Nel caso di questo progetto di tesi, si è scelto di implementare l'algoritmo di Madgwick utilizzando solo le misure del giroscopio e dell'accelerometro, in quanto gli ambienti in cui sono state condotte le prove sperimentali erano ricchi di fonti di disturbo ferromagnetico che avrebbero potuto compromettere le stime. Si considera dunque la funzione obiettivo definita a partire dalla differenza nella stima della direzione della gravità rispetto alla direzione reale.

Per convenzione si assume che la direzione della gravità sia verticale, lungo z, e che sia definita come: $\vec{g} = [0, 0, 0, 1]$. Si definisce la funzione f che esprime l'errore tra la

direzione della gravità stimata (q_E^S) e quella prevista:

$$f(\mathbf{q}) = q_E^S - \vec{a}_{norm}^S, \quad (4.3)$$

dove \vec{a}_{norm} è l'accelerazione $\vec{a} = [0, a_x, a_y, a_z]$ misurata dal sensore normalizzata.

A questo punto, viene calcolata la Jacobiana della funzione obiettivo, ovvero la matrice delle derivate parziali della funzione obiettivo. Una volta ottenuta questa, si calcola la funzione di costo (*objective function error* [60]), che nel caso in cui si utilizzino solo le misure dell'accelerometro (come in questo caso) si calcola come:

$$\nabla f(\mathbf{q}) = \mathbf{J}_g^T(\mathbf{q}_{E,t-1}^S) \cdot \mathbf{f}_g(q_{E,t-1}^S, a_t^S). \quad (4.4)$$

Dalla funzione di costo si una seconda stima del quaternionione $\mathbf{q}_{E,\nabla,t}^S$, calcolata come:

$$\mathbf{q}_{E,\nabla,t}^S = \mathbf{q}_{E,t-1}^S - \mu_t \cdot \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|}. \quad (4.5)$$

Dove μ_t è il parametro che regola la discesa del gradiente ed è pari a $\mu_t = \alpha \cdot \|\dot{\mathbf{q}}_{E,\omega,t}^S\| \cdot \Delta t$ (con $\alpha > 1$).

A questo punto la stima del corretto orientamento si ottiene attraverso la fusione delle due stime dell'orientamento, quella fatta sulla base delle velocità angolari ($\mathbf{q}_{E,\omega,t}^S$) e quella ottenuta con l'algorithmo di discesa del gradiente ($\mathbf{q}_{E,\nabla,t}^S$):

$$q_{E,est,t}^S = \gamma_t \cdot q_{E,\nabla,t}^S + (1 - \gamma_t) \cdot q_{E,\omega,t}^S. \quad (4.6)$$

Il parametro γ_t e $(1-\gamma_t)$ sono i pesi associati alle stime ($< \gamma_t < 1$) ed è pari a:

$$\gamma_t = \frac{\beta}{\frac{\mu_t}{\Delta t} + \beta} \approx \frac{\beta \cdot \Delta t}{\mu_t}. \quad (4.7)$$

Il termine β definisce il guadagno del filtro di Madgwick e rappresenta l'errore a media nulla delle misure del giroscopio. Madgwick [60] consiglia di definire β a partire da $\tilde{\omega}_{max}$, che rappresenta l'errore massimo del giroscopio per ogni asse. Questo parametro viene calcolato come:

$$\beta = \sqrt{\frac{3}{4}} \cdot \tilde{\omega}_\beta, \quad (4.8)$$

dove $\tilde{\omega}_\beta$ rappresenta la media delle deviazioni standard del giroscopio lungo i tre assi. Il guadagno del filtro è dunque legato al comportamento del giroscopio. Tanto meno accurate sono le misure del giroscopio, tanto più la media delle deviazioni standard delle misure sarà elevata e di conseguenza lo sarà β . Un valore più alto di β dà maggiore peso alle misure dell'accelerometro nel computo del quaternionione corretto e accelera le prestazioni del filtro.

4.2 Calibrazione sensore-segmento: implementazione degli algoritmi

Di seguito verranno discusse le implementazioni degli algoritmi di calibrazione sensore segmento di Nazarahari et al. [25][26] e di Vargas-Valencia et al. [28].

4.2.1 Algoritmo di Nazarahari et al.

In questo progetto sono state apportate delle modifiche all'algoritmo di Nazarahari et al. per renderlo compatibile con la configurazione sperimentale adottata. In particolare, a differenza di Nazarahari, i sensori inerziali sono stati posizionati in questo modo:

- sulle pelvi: asse X in direzione longitudinale verso l'alto, asse Y in direzione mediolaterale verso sinistra e l'asse Z in direzione anteroposteriore in verso opposto alle punte dei piedi;
- sulla coscia e sulla gamba: asse X in direzione longitudinale verso l'alto, asse Y in direzione anteroposteriore in verso opposto alle punte dei piedi e l'asse Z in direzione mediolaterale verso destra.

Inoltre, si è scelto di lavorare con i quaternioni per semplicità di calcolo. Per il codice MATLAB si rimanda all'appendice A A.

L'allineamento verticale è stato ottenuto in maniera diversa per le pelvi rispetto a quanto fatto per la coscia e la gamba, dato l'orientamento diverso del sistema di riferimento tecnico dei sensori IMU rispetto allo studio di Nazarahari.

Nel caso delle pelvi si applicano le seguenti formule:

$$x_{VA} = \frac{\vec{a}_{mean}}{\|\vec{a}_{mean}\|} \quad (4.9)$$

$$y_{VA} = [001]^T \times x_{VA} \rightarrow y_{VA} = \frac{y_{VA}}{\|y_{VA}\|} \quad (4.10)$$

$$z_{VA} = x_{VA} \times y_{VA} \rightarrow z_{VA} = \frac{z_{VA}}{\|z_{VA}\|} \quad (4.11)$$

Per coscia e gamba sono state applicate le seguenti formule:

$$x_{VA} = \frac{\vec{a}_{mean}}{\|\vec{a}_{mean}\|} \quad (4.12)$$

$$z_{VA} = x_{VA} \times [010]^T \rightarrow z_{VA} = \frac{z_{VA}}{\|z_{VA}\|} \quad (4.13)$$

$$y_{VA} = z_{VA} \times x_{VA} \rightarrow y_{VA} = \frac{y_{VA}}{\|y_{VA}\|} \quad (4.14)$$

Per eseguire l'allineamento degli assi x e z ai piani sagittale e frontale per la coscia e la gamba, sono stati utilizzati l'approccio e le funzioni presentate negli articoli [61,

62]. Viene applicata la PCA fornendo in input la velocità angolare attorno a x, y e z acquisita durante il movimento di flessione-estensione della coscia.

Il software MATLAB (MathWorks, Inc., Massachusetts, USA) mette a disposizione la funzione `pca.m` che è stata implementata con la sintassi `coeff = pca(X)`, dove X è una matrice $n \times p$ (nel caso di questa tesi è una matrice $N \times 3$ contenente lungo le colonne le velocità angolari attorno a x, y e z). Con questa sintassi, la funzione restituisce i coefficienti delle componenti principali per la matrice X . Ogni colonna della matrice dei coefficienti `coeff` contiene i coefficienti di una componente principale. Le colonne sono ordinate in ordine decrescente in base alla varianza della componente principale, dunque la prima colonna corrisponde alla prima componente principale. Per impostazione predefinita, `pca.m` centra i dati e utilizza l'algoritmo di decomposizione del valore singolare (SVD) [63].

A differenza di quanto fatto in [61] e [62], le velocità angolari non sono state filtrate e non è stata applicata una soglia per rimuovere le rotazioni eccessivamente lente perchè gli autori non hanno fornito indicazioni esaustive a riguardo. Inoltre, non sono state notate particolari differenze nell'accuratezza degli angoli articolari calcolati successivamente facendo il pre-processing delle velocità angolari.

Una volta eseguita la PCA, è stata calcolata la rotazione elicoidale necessaria ad allineare la direzione principale del movimento con la direzione mediolaterale (attorno alla quale avviene la flessione-estensione). Per fare questo, sono state sfruttate le funzioni `vec2helic.m` e `helic2quat.m` contenute all'interno della libreria di funzioni pubblicata da Fasel et al. [61, 64]. Sono stati dati in ingresso la direzione principale (la prima colonna della matrice `coeff` restituita da `pca.m`) e il versore rappresentante la direzione mediolaterale ($[0, 0, 1]$) alla funzione `vec2helic.m`, che ne ha calcolato l'angolo compreso (`RotationAngle`) e l'asse di rotazione (`RotationAxis`), ovvero l'asse perpendicolare al piano contenente i due vettori. Dopodichè, una volta ottenuti l'asse e l'angolo di rotazione, è stato calcolato il quaternion corrispondente attraverso la funzione `helic2quat.m`.

Ottenuti i quaternioni di calibrazione, sono stati calcolati i quaternioni rappresentanti l'orientamento del sistema di riferimento anatomico rispetto al sistema di riferimento globale, utilizzando le equazioni (2.7) e (2.8) spiegate nel paragrafo 2.1.1.

4.2.2 Algoritmo di Vargas-Valencia et al.

L'algoritmo di Vargas-Valencia è stato implementato come già spiegato nel capitolo 2, al paragrafo 2.1.2.

4.3 Calcolo degli angoli articolari

Il calcolo degli angoli articolari è stato eseguito implementando in MATLAB le formule di Grood e Suntay [35] (presentate nel paragrafo 2.2.3) con delle differenze.

Gli angoli di flessione-estensione di anca e ginocchio sono stati calcolati utilizzando la funzione arcotangente `atan2.m` di MATLAB, e non la funzione arcoseno. Questo perché l'arcoseno ha un codominio limitato tra -90° e 90° ma il range of motion delle articolazioni di anca e ginocchio prevede anche angoli al di fuori di questo intervallo. La conseguenza di questo è che, utilizzando l'arcoseno, la ricostruzione degli angoli di flessione-estensione risulta corrotta da errori di segno e non riesce a seguire il reale andamento dell'escursione angolare.

La funzione `atan2.m` di Matlab, invece, ha un codominio più ampio, compreso tra -180° e 180° . Questo intervallo contiene ampiamente i range of motion di anca e ginocchio, dunque consente di determinare in modo univoco gli angoli e gli andamenti ottenuti non risultano interrotti.

Nel paper di Grood e Suntay vengono definiti il seno e il coseno dell'angolo di flessione-estensione come:

$$\begin{aligned}\sin(\alpha) &= -\mathbf{e}_2 \cdot \vec{K} \\ \cos(\alpha) &= \mathbf{e}_2 \cdot \vec{J}\end{aligned}$$

dove e_2 è l'asse flottante dell'articolazione, \vec{K} è l'asse longitudinale del segmento prossimale e \vec{J} è l'asse anteroposteriore del segmento prossimale.

Per gli angoli di abduzione/adduzione e di intra/extra rotazione dell'anca non sono state fatte modifiche nelle formule perché i range of motion fisiologici non fuoriescono dal codominio delle funzioni arcoseno ($[-90^\circ, 90^\circ]$) e arcocoseno ($[0, 180^\circ]$).

Nella tabella di seguito vengono raccolte le formule utilizzate per il calcolo degli angoli articolari. Nelle formule, i termini $\vec{I}, \vec{J}, \vec{K}$ e $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$ sono gli assi mediolaterali, anteroposteriori e longitudinali rispettivamente del segmento corporeo prossimale (pelvi per l'anca e coscia per il ginocchio) e distale (coscia per l'anca e gamba per il ginocchio). I termini e_{2-h} e e_{2-k} sono gli assi flottanti per anca e ginocchio.

Articolazione	Movimento angolare	Calcolo dell'angolo articolare
ANCA	Flessione - estensione	$\alpha = \text{atan2}(\mathbf{e}_{2-h} \cdot \vec{K}, \mathbf{e}_{2-h} \cdot \vec{J})$
	Abduzione - adduzione	$\beta = \arccos(\vec{I} \cdot \vec{k}) - 90^\circ$
	Intra - extra rotazione	$\gamma = -\arcsin(-\mathbf{e}_{2-h} \cdot \vec{i})$
GINOCCHIO	Flessione - estensione	$\alpha = \text{atan2}(-\mathbf{e}_{2-k} \cdot \vec{K}, \mathbf{e}_{2-k} \cdot (\vec{J}))$
	Abduzione - adduzione	$\beta = \arccos(\vec{I} \cdot \vec{k}) - 90^\circ$
	Intra - extra rotazione	$\gamma = -\arcsin(-\mathbf{e}_{2-k} \cdot \vec{i})$

Tabella 4.1: Calcolo degli angoli articolari per anca e ginocchio in base ai vettori dei segmenti e dei sistemi di riferimento anatomici.

I risultati ottenuti nelle prove sperimentali (di cui si parlerà in seguito) con la stereofotogrammetria hanno mostrato degli angoli di abduzione/adduzione e rotazione del ginocchio poco plausibili, considerando che il ginocchio è assimilabile a una cerniera a 1 grado di libertà. In particolare, sono stati ottenuti ROM dell'ordine di 20° , valore al di fuori degli intervalli di movimento fisiologici. Probabilmente questo

è stato causato da errori nella ricostruzione del movimento dovuti anche a marker posizionati in maniera non corretta. Per questo motivo, degli angoli calcolati, sono stati presi in considerazione la flessione-estensione del ginocchio e la flessione-estensione, l'abduzione/adduzione e intra/extra rotazione (solo nel caso delle prove di camminata) per l'anca.

Capitolo 5

Prima prova sperimentale: Individuazione dell'algoritmo di calibrazione sensore-segmento più funzionale

All'interno di questo capitolo verrà descritta la prima prova sperimentale delle tre che hanno costituito la validazione del sistema proposto. L'obiettivo di questo primo test è stato quello di valutare le prestazioni nella ricostruzione della cinematica articolare degli algoritmi descritti nel capitolo 4 e OpenSense (descritto nel capitolo 2), confrontando gli angoli articolari di anca e ginocchio ottenuti a partire da essi con quanto ricavato dalla stereofotogrammetria.

5.1 Stereofotogrammetria: protocollo Plug-in-Gait

La prova è stata eseguita presso il laboratorio interdipartimentale di analisi del movimento PolitoBioMed Lab-Biomedical Engineering Lab, al Politecnico di Torino.

Il laboratorio è provvisto di un sistema optoelettronico VICON (Vicon Motion Systems Ltd. Regno Unito) a 12 telecamere a infrarossi, in grado di rilevare il movimento di marker passivi retro-riflettenti. Collegato al sistema di telecamere, vi è un computer all'interno del quale è installato il software dedicato Nexus (Vicon Motion System, Ltd., Regno Unito)[65], dal quale viene gestita l'acquisizione. Il sistema di telecamere comunica con il computer attraverso un'interfaccia esterna, che si occupa di gestire la sincronizzazione dei dati provenienti dalle telecamere e ed eventuali altri dispositivi.

I marker passivi sono stati posizionati nei punti di repere anatomici del corpo del soggetto, seguendo il protocollo Plug-in Gate (Vicon Systems Ltd., Regno Unito) [66]. Tale protocollo è stato sviluppato da Vicon sulla base del modello Newington-Helen

Hayes [66]. Plug-in Gait consente di esaminare la cinematica delle articolazioni del corpo intero, della parte superiore o inferiore. L'interesse di questo progetto di tesi è stato rivolto alla valutazione degli angoli articolari di anca e ginocchio. Per questo motivo, si è scelto di seguire il modello Plug-in Gait lower body.

Il Plug-In Gate lower body prevede il posizionamento di 16 marker sul corpo del soggetto, distribuiti come segue:

- 4 sulle pelvi;
- 6 sull'arto inferiore destro;
- 6 sull'arto inferiore sinistro.

In realtà, è possibile sfruttare una variante del protocollo che utilizza 15 marker. In particolare, il numero di marker posizionato sui due arti non varia, ma cambia quello sulle pelvi. Aniché utilizzare quattro marcatori posizionati sulle creste iliache superiori posteriori e anteriori, quelli sulle posteriori vengono sostituiti da un unico marker posizionato sul sacro che ha la medesima funzione. Nel caso di questo studio, è stata implementata la prima variante. Il set completo di marker utilizzato, con il nome identificativo, la definizione e il loro posizionamento sul soggetto, viene riportato in Tabella 5.1).

SACR	Sacrale	Sulla pelle, a metà tra le spine iliache posteriori superiori (PSIS), posizionato nel piano formato da ASIS e PSIS.
LASI	ASIS sinistra	Spina iliaca antero-superiore sinistra.
RASI	ASIS destra	Spina iliaca antero-superiore destra.
LPSI	PSIS sinistra	Spina iliaca postero-superiore sinistra, sotto le articolazioni sacro-iliache. Alternativa al marker SACR insieme a RPSI.
RPSI	PSIS destra	Spina iliaca postero-superiore destra, sotto le articolazioni sacro-iliache. Alternativa al marker SACR insieme a LPSI.
LTHI	Coscia sinistra	Sul terzo laterale inferiore della superficie della coscia sinistra.
LKNE	Ginocchio sinistro	Sull'asse di flessione-estensione del ginocchio sinistro.
LTIB	Tibia sinistra	Sul terzo inferiore della superficie della gamba sinistra.
LANK	Caviglia sinistra	Sul malleolo laterale lungo una linea immaginaria che passa per l'asse tras-malleolare.
LHEE	Tallone sinistro	Sul calcagno, alla stessa altezza sopra la pianta del piede rispetto al marker dell'alluce.
LTOE	Alluce sinistro	Sulla testa del secondo metatarso, lato mesopiede della rottura equina tra avampiede e mesopiede.
RTHI	Coscia destra	Sul terzo laterale superiore della superficie della coscia destra.
RKNE	Ginocchio destro	Sull'asse di flessione-estensione del ginocchio destro.
RTIB	Tibia destra	Sul terzo superiore della superficie della gamba destra.
RANK	Caviglia destra	Sul malleolo laterale lungo una linea immaginaria che passa per l'asse tras-malleolare.
RHEE	Tallone destro	Sul calcagno, alla stessa altezza sopra la pianta del piede rispetto al marker dell'alluce.
RTOE	Alluce destro	Sulla testa del secondo metatarso, lato mesopiede della rottura equina tra avampiede e mesopiede.

Tabella 5.1: Posizionamento dei marker secondo il protocollo Plug-in Gait [66]. Nell'elenco compare anche SACR ma nel caso di questo progetto sono stati usati LPSI e RPSI.

L'acquisizione della posizione dei marker nello spazio da parte delle telecamere, non permette al sistema Vicon di ottenere delle informazioni rilevanti dal punto di vista cinematico. Il software Nexus costruisce un modello biomeccanico del soggetto (*labeling skeleton*) da cui è in grado di estrarre i parametri. Per realizzare il modello, occorre fornire in input al software una serie di parametri anatomici. Nel caso di questo studio, in cui si applica il Plug-in Gait lower body, i parametri da fornire in input sono [67]:

- massa del soggetto espressa in kg;
- altezza del soggetto espressa in mm;
- distanza tra le spine iliache superiori anteriori in mm: è un parametro che viene calcolato automaticamente dal sistema a partire dalla posizione di LASI e RASI se è possibile posizionarli correttamente. In caso contrario si misura manualmente;
- lunghezza della gamba estesa (destra e sinistra) in mm, misurata dall'ASIS al malleolo mediale, passando per il ginocchio. Occorre fare due misure separate se il soggetto non può estendere la gamba;
- larghezza del ginocchio (destro e sinistro) in mm, misurata sul paziente in posizione eretta come la distanza medio-laterale lungo l'asse di flessione-estensione;
- larghezza della caviglia (destra e sinistra) in mm, ovvero la distanza medio-laterale tra i malleoli sul paziente in posizione eretta;
- torsione tibiale in gradi, pari all'angolo compreso tra la flessione del ginocchio e l'asse di plantar-flessione della caviglia.

Sono previsti altri parametri antropometrici come la distanza ASIS-trocantere e la differenza di spessore della suola, ma non sono strettamente necessari. Questi parametri vanno dati in input al software NEXUS affinché esso possa calcolare la posizione dei centri articolari.

Una volta posizionati i marker sul soggetto e prese le misure antropometriche, il passaggio successivo consiste nella calibrazione statica e/o funzionale del modello biomeccanico creato da Vicon Nexus. Questa fase è fondamentale perché consente al software Vicon Nexus di creare un modello biomeccanico che sia soggetto-specifico.

La calibrazione statica consiste in una breve acquisizione in cui il soggetto rimane fermo mantenendo una certa posa. Nel caso del Plug-in Gait il soggetto deve assumere la T-Pose, in piedi con le braccia distese e aperte lateralmente, o la "posa del motociclista", in piedi con le braccia aperte e i gomiti flessi a 90°. Questa calibrazione richiede il minimo tempo di elaborazione, ma fornisce poche informazioni rispetto alla calibrazione funzionale. Si limita la calibrazione alla sola fase statica se il soggetto ha range di movimento limitati o se il tempo a disposizione per l'analisi è poco.

La calibrazione dinamica (o ROM trial) prevede che il soggetto completi una serie di movimenti che coinvolgano tutte le articolazioni e che siano il più ampi possibile (affinché la calibrazione funzioni meglio). Questo tipo di calibrazione consente di ottenere un maggior numero di informazioni rispetto alle altre modalità possibili e, conseguentemente, di attribuire la giusta identità ai marker nel modello.

Attraverso la calibrazione (statica e/o dinamica) e le misure antropometriche fornite in input, il software Nexus è in grado di personalizzare il modello. In particolare, stabilisce la posizione dei marker nello spazio e li etichetta. Dopodiché costruisce i segmenti corporei e definisce i sistemi di riferimento a essi solidali, utilizzando la posizione di almeno tre (o più) marker non allineati tra loro. Successivamente, vengono definite le posizioni dei centri articolari e, sulla base delle misure antropometriche del soggetto fornite in input, il sistema calcola dei "valori fissi", necessari a stabilire gli offset angolari delle articolazioni [68].

A questo punto è possibile procedere con l'analisi del movimento sulle task motorie di interesse. Il software acquisisce la posizione dei marker nello spazio, frame dopo frame, e aggiorna la loro posizione istante per istante. In questo modo viene aggiornata anche la posizione dei segmenti corporei nello spazio. Il calcolo degli angoli articolari avviene secondo la convenzione di Cardano YXZ, comparando le orientazioni relative del segmento distale rispetto al segmento prossimale all'articolazione. Ad esempio, gli angoli del ginocchio sono calcolati dai segmenti del femore e della tibia non distorta. Dall'orientamento relativo tra sistemi di riferimento dei segmenti corporei prossimale e distale vengono estratte le rotazioni attorno agli assi anatomici.

5.2 Sensori IMU COMETA

Per questa prima sessione di prova sperimentale, sono stati utilizzati i sensori inerziali WaveTrack (Cometa, Italia) [69].

I sensori inerziali WaveTrack comunicano i dati in maniera wireless a una "base unit", "WavePlus". La base deve essere collegata al computer per poter trasmettere i dati. L'acquisizione dei dati viene gestita attraverso il software dedicato, "EMG and Motion Tools" (Cometa, Italia), installato sul computer ricevente, dal quale è possibile scegliere tra 4 diverse modalità di acquisizione [69]:

- **RawAccGyroMagData 284 Hz:** vengono acquisiti solo i dati grezzi di accelerometro, giroscopio e magnetometro a una frequenza di 284 Hz;
- **Fused9xData 142 Hz:** vengono restituiti i quaternioni calcolati a partire dai dati di accelerazione, velocità angolare e campo magnetico (9 DoF) a campionati a 142 Hz;
- **Fused6xData 284 Hz:** vengono restituiti i quaternioni calcolati a partire dai dati di accelerazione e velocità angolare (6 DoF), campionati a 284 Hz.

- **(Fused9xData 71 Hz)**: vengono acquisiti i quaternioni a partire dai dati di accelerazione, velocità angolare e campo magnetico (9 DoF) campionati a 71 Hz.
- **Fused6xData 142 Hz** vengono restituiti i quaternioni calcolati a partire dai dati di accelerazione e velocità angolare (6 DoF) campionati a 142 Hz.
- **Mixed6xData 142 Hz**: è la modalità in cui vengono restituiti i quaternioni (dati fused) a 6 DoF e i dati grezzi campionati 142 Hz.

I dati vengono restituiti in un file `.c3d`, ricampionati a 2000 Hz. Per gli scopi di questo studio, è stata selezionata la modalità `Mixed6xData` a 142 Hz.

Per permettere la sincronizzazione dei dati provenienti dalla stereofotogrammetria e dai sensori inerziali WaveTrack, i due sistemi di acquisizione sono stati messi in comunicazione in modalità di trigger. In questo modo, nel momento in cui è stata avviata la registrazione del movimento da parte delle telecamere, in contemporanea, il software "EMG and motion Tools" ha fatto partire l'acquisizione da parte dei sensori. Questo passaggio è stato fondamentale per facilitare il post-processing e il confronto tra i dati provenienti dai due sistemi, eliminando l'errore di sincronizzazione dovuto a fattori umani.

5.2.1 OpenSense: modello Rajagopal modificato

In questa prima prova sperimentale, si è deciso di utilizzare il toolkit OpenSense di OpenSim per mettere a confronto le sue prestazioni con quelle della stereofotogrammetria e dei due algoritmi individuati dalla letteratura.

Questo progetto di tesi ha preso in considerazione solo gli angoli articolari di anca e ginocchio dell'arto destro. Il modello `Rajagopa12015_opensense.osim`[36] è un modello muscolo-scheletrico che analizza il movimento degli arti inferiori e delle pelvi. Per far fronte alle esigenze di questo studio, il modello è stato opportunamente modificato, rimuovendo le articolazioni (*joints*) e i segmenti (*bodies*) non necessari. In particolare, sono stati mantenuti i segmenti "pelvis", "femur_r" e "tibia_r" e le articolazioni "groun_pelvi", "hip_r" e "walker_knee_r". Il modello modificato appare come in figura 5.1.

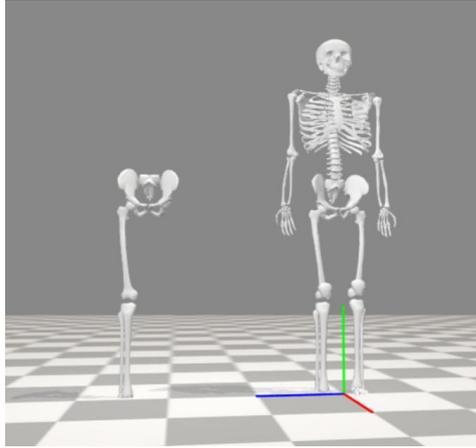


Figura 5.1: Modello Rajagopal: a destra è mostrata versione a 3 DoF, a sinistra il modello originale

5.3 Esecuzione del test

La prova sperimentale è stata eseguita su un solo soggetto, di massa 73 kg e alto 180 cm.

Prima di eseguire l'acquisizione, il sistema optoelettronico Vicon è stato opportunamente calibrato. Dapprima sono state calibrate le telecamere con un'acquisizione statica ad ambiente vuoto. Dopodiché, è stata eseguita la calibrazione dinamica attraverso la calibration wand, per definire il volume di acquisizione.

I tre sensori inerziali WaveTrack sono stati opportunamente calibrati per eliminare l'offset di accelerometro e giroscopio, posizionandoli su una superficie piana, allineati l'uno con l'altro come mostrato in figura 5.2:

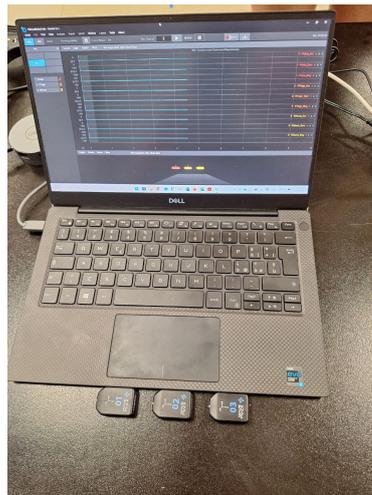


Figura 5.2: Calibrazione statica dei sensori inerziali WaveTrack Cometa per l'eliminazione dell'offset del giroscopio e dell'accelerometro.

Sul corpo del soggetto sono stati posizionati 16 marker passivi retro-riflettenti, di 14 mm di diametro, secondo le indicazioni del protocollo Plug-in Gate Lower body

spiegato precedentemente.

In tabella 5.2 vengono raccolte le misure antropometriche del soggetto necessarie ai fini della definizione del modello biomeccanico in Vicon Nexus.

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

Tabella 5.2: Misure antropometriche per Vicon Nexus

Il modello biomeccanico è stato opportunamente calibrato per ottenere la posizione dei centri articolari e il labeling dei marker.

I sensori inerziali sono stati posizionati sulle pelvi (tra le creste iliache superiori posteriori), sulla porzione laterale della coscia destra (circa a metà) e sulla porzione laterale della gamba destra. Le terne dei tre sensori sono state posizionate come segue:

- sulle pelvi: asse X in direzione longitudinale verso l'alto, asse Y in direzione mediolaterale verso sinistra e l'asse Z in direzione anteroposteriore in verso opposto alle punte dei piedi;
- sulla coscia e sulla gamba: asse X in direzione longitudinale verso l'alto, asse Y in direzione anteroposteriore in verso opposto alle punte dei piedi e l'asse Z in direzione mediolaterale verso destra.

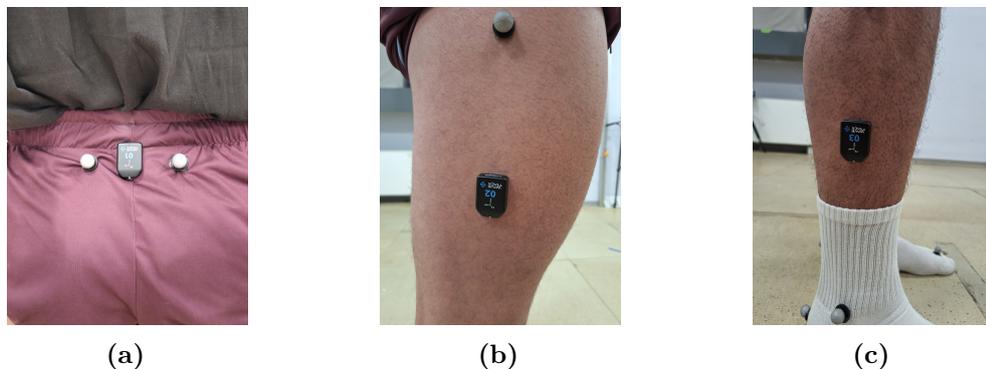


Figura 5.3: L'immagine mostra il dettaglio del posizionamento dei sensori inerziali WaveTrack sul corpo del soggetto: (a) pelvi, (b) coscia, (c) gamba.

Di seguito vengono mostrate le immagini del soggetto a vestizione completata.

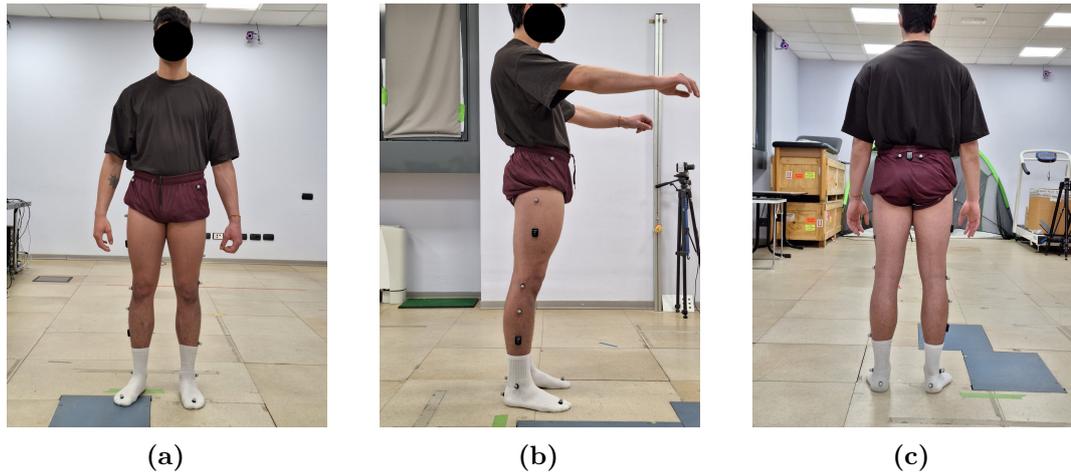


Figura 5.4: L'immagine mostra il posizionamento di marker (secondo il protocollo Plug-in Gait lower body) e dei sensori WaveTrack Cometa nella vista frontale (a), laterale (b) e posteriore (c).

La prova sperimentale ha previsto l'esecuzione da parte del soggetto di una serie di task motorie. All'inizio di ogni acquisizione è stato chiesto al soggetto di mantenere una posizione statica neutra per circa un secondo, in modo da registrare degli angoli iniziali di anca e ginocchio nulli. Il soggetto ha eseguito prove di camminata a velocità diverse e prove di esecuzione di movimenti semplici a 1 DoF per anca e ginocchio: Le prove vengono elencate di seguito:

- standing: al soggetto è stato chiesto di mantenere una posa statica statica per 5 secondi;
- sitting: al soggetto è stato chiesto di mantenere una posizione statica per 5 secondi, seduto con le braccia e le gambe distese in avanti. Questa prova non è stata considerata ai fini dei calcoli degli angoli articolari.
- flessione-estensione dell'anca destra: al soggetto è stato chiesto di compiere 5 ripetizioni consecutive del movimento di flessione-estensione, cercando di raggiungere la massima ampiezza di movimento e mantenendo bloccate le articolazioni di ginocchio e caviglia in posizione neutra. La prova è stata eseguita due volte;
- abduzione-adduzione dell'anca destra: al soggetto è stato chiesto di compiere 5 ripetizioni consecutive del movimento di abduzione-adduzione della coscia destra, cercando di raggiungere la massima ampiezza di movimento e mantenendo le altre articolazioni fisse. La prova è stata eseguita due volte;
- flessione-estensione del ginocchio destro: al soggetto è stato chiesto di compiere 5 ripetizioni consecutive di flessione-estensione del ginocchio, mantenendo bloccate le altre articolazioni e cercando di coprire l'intero range of motion;
- camminata a velocità normale: il soggetto ha compiuto due prove di camminata alla propria velocità normale, percorrendo un tratto rettilineo di 6 metri;

- camminata a velocità sostenuta: il soggetto ha eseguito due prove di camminata a velocità superiore rispetto al caso precedente, percorrendo il medesimo percorso rettilineo.

La prova di standing è stata utilizzata solo ai fini della calibrazione statica prevista dall'algoritmo di calibrazione sensore-segmento di Nazarahari et al. La prova di flessione-estensione dell'anca è stata usata per la calibrazione funzionale prevista dall'algoritmo di Nazarahari, ma anche per valutare le prestazioni dei tre algoritmi di ricostruzione della cinematica inversa rispetto alla stereofotogrammetria.

5.4 Post-processing dei dati

I dati ottenuti tramite il sistema Vicon e il sistema di sensori inerziali Cometa sono stati opportunamente trattati al fine di facilitarne il confronto dei risultati di cinematica articolare ottenuti.

I dati della stereofotogrammetria relativi alle prove di camminata (a velocità normale e sostenuta) sono stati compromessi nelle fasi finali, perché il soggetto, camminando, è uscito dal volume di acquisizione. Di conseguenza, il software Vicon Nexus non è riuscito a ricostruire la posizione dei marker negli ultimi frame della prova. Per questo motivo, i dati cinematici sono stati opportunamente troncati per includere i frame in cui la ricostruzione del movimento da parte del software è risultata completa. Inoltre, i dati ottenuti dalla stereofotogrammetria sono stati ricampionati da 100 Hz a 2000 Hz per garantire che i dati dei due sistemi di acquisizione fossero coerenti tra loro.

I dati grezzi ricavati dal sistema Cometa sono stati salvati in file `.c3d` e importati in MATLAB. Questi sono stati elaborati e utilizzati per calcolare gli orientamenti dei tre sensori nel tempo, utilizzando il filtro di Madgwick.

I quaternioni dei tre sensori durante la fase statica non riflettono il reale orientamento spaziale dei tre sensori. In particolare, l'algoritmo di sensor fusion di Madgwick restituisce dei quaternioni iniziali che rappresentano un orientamento arbitrario pari a $[1, 0, 0, 0]$. Questo ha comportato che tutti i sensori sono risultati orientati allo stesso modo, nonostante il sensore posizionato sulle pelvi fosse ruotato attorno a x di 90° rispetto ai sensori posizionati su coscia e gamba.

Per questo motivo, ai fini del successivo calcolo della cinematica articolare, si è optato per modificare i quaternioni in modo tale da ristabilire la configurazione iniziale. Sono stati utilizzati due approcci diversi per l'algoritmo che implementa la calibrazione secondo Nazarahari et al. e per la calibrazione secondo Vargas-Valencia et al.

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 .

Per l'algoritmo di Varga-Valencia, sono stati utilizzati come riferimento i quaternioni restituiti dal software Cometa durante la prova di standing. Per ottenere un quaternionione rappresentativo dell'orientamento di ciascun segmento, è stato calcolato

per ciascuno di questi il quaternione medio nel primo secondo di acquisizione. I quaternioni calcolati dall'algoritmo di Madgwick sono stati successivamente ruotati con una matrice di rotazione che permettesse di allineare il loro orientamento con quello dei quaternioni restituiti da Cometa.

Per tutte le sessioni sperimentali successive, sono state utilizzate le stesse matrici di rotazione, ovvero quelle ottenute per ciascun segmento corporeo a partire dai quaternioni calcolati nella prova di standing di questa prima sessione sperimentale. In questo modo, è stato possibile rendere il processo di trasformazione dei quaternioni di Madgwick indipendente dal software Cometa.

Si è proseguito con la calibrazione sensore-segmento (con gli algoritmi di Nazarahari e Vargas-Valencia) e il calcolo delle cinematiche articolari con le formule di Grood e Suntay, in Matlab, e con la pipeline di OpenSense eseguita in OpenSim. Sono stati calcolati gli angoli di flessione-estensione, abduzione-adduzione e intra-extra rotazione (solo per le prove di camminata) dell'anca e l'angolo di flessione-estensione del ginocchio.

I dati della stereofotogrammetria sono stati opportunamente ricampionati a 2000 Hz per facilitare il confronto con i dati ottenuti a partire dai sensori inerziali.

L'interesse di questo studio è stato rivolto alla valutazione della capacità da parte degli algoritmi proposti di riprodurre degli andamenti nel tempo degli angoli articolari di anca e ginocchio, che fossero simili a quelli ottenuti dalla stereofotogrammetria, considerata il metodo gold standard. L'obiettivo non era quello di ottenere, istante per istante, lo stesso valore puntuale dell'angolo articolare ottenuto da Vicon. Per questo motivo, è stato rimosso il valore medio. Nelle tabelle di seguito, vengono mostrati i valori di offset ottenuti come il valore medio dell'angolo articolare valutato nel primo secondo di acquisizione di ogni prova (in cui il soggetto è rimasto fermo):

Movimenti a 1 DoF								
	Prova uno				Prova due			
	Vicon	Vargas-Valencia	Nazarahari	OpenSense	Vicon	Vargas-Valencia	Nazarahari	OpenSense
Flessione anca	3.27°	0.00°	-5.86°	0.26°	0.97°	-0.03°	-3.83°	0.21°
Abduzione anca	-5.23°	0.00°	-18.10°	-0.13°	-2.77°	0.00°	-18.42°	-0.03°
Flessione ginocchio	-4.44°	0.00°	0.27°	0.41°	-5.14°	0.00°	0.38°	0.41°

Tabella 5.3: Valore medio dell'angolo articolare nelle prove di movimento a 1 DoF, calcolata nel primo secondo di acquisizione.

Camminata a velocità normale								
	Prova uno				Prova due			
	Vicon	Vargas-Valencia	Nazarahari	OpenSense	Vicon	Vargas-Valencia	Nazarahari	OpenSense
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°	0.05°	-4.84°	0.00°	0.40°	0.41°

Tabella 5.4: Valore medio dell'angolo articolare nelle prove di camminata a velocità normale, calcolata nel primo secondo di acquisizione.

	Camminata a velocità sostenuta							
	Prova uno				Prova due			
	STG	Vargas-Valencia	Nazarahari	OpenSim	Vicon	Vargas-Valencia	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°	-3.66°	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°

Tabella 5.5: Valore medio dell'angolo articolare nelle prove di camminata a velocità sostenuta, calcolata nel primo secondo di acquisizione.

Per quanto riguarda gli angoli di offset si può osservare che nel caso dell'algoritmo di Nazarahari, il valore ottenuto è nettamente superiore agli altri casi. Questo è dovuto al fatto che, a differenza degli altri algoritmi, questo non fa alcuna considerazione iniziale sulla posa statica del soggetto, al contrario di quanto avviene nei casi di OpenSense e Vargas-Valencia. Infatti, OpenSense assume che la posa iniziale del soggetto sia la stessa di quella del modello muscolo-scheletrico usato per fare le stime, che rimane in posizione statica eretta. Allo stesso modo, l'algoritmo di Vargas-Valencia assume che all'inizio dell'acquisizione gli angoli articolari siano nulli anche qualora il soggetto non sia perfettamente in posizione eretta. In tutte e tre le situazioni si verifica un disallineamento iniziale rispetto alla stereofotogrammetria. Ai fini di confrontare in maniera oggettiva i risultati, l'offset è stato rimosso dai risultati ottenuti dagli algoritmi, aggiungendo per ogni grado di libertà il valore medio dell'angolo ottenuto dalla stereofotogrammetria nel primo secondo di acquisizione.

Gli andamenti degli angoli articolari ottenuti sono stati opportunamente filtrati con un filtro di Butterworth con frequenza di taglio a 15 Hz, per ottenere andamenti più facili da interpretare.

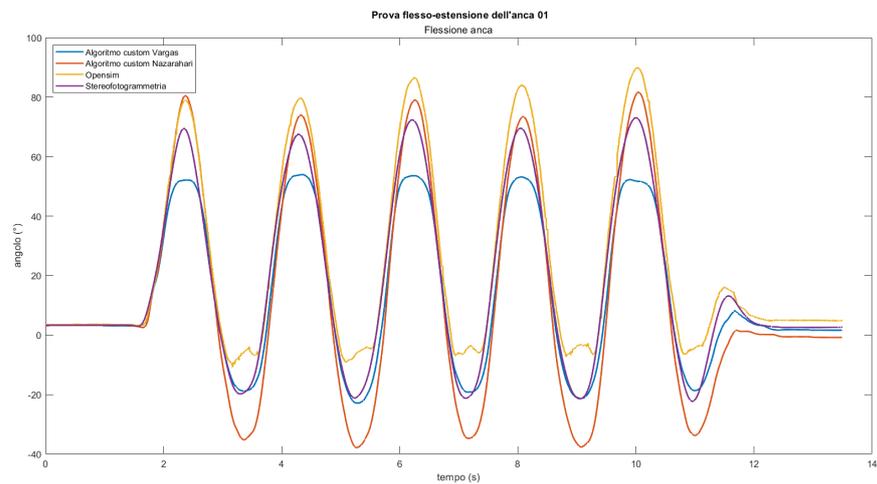
5.5 Risultati

Le cinematiche articolari ottenute per le diverse prove sono state confrontate qualitativamente attraverso degli opportuni grafici per valutare visivamente la differenza tra le stime di riferimento del sistema Vicon e le stime ottenute dai dati dei sensori Cometa con i tre diversi algoritmi.

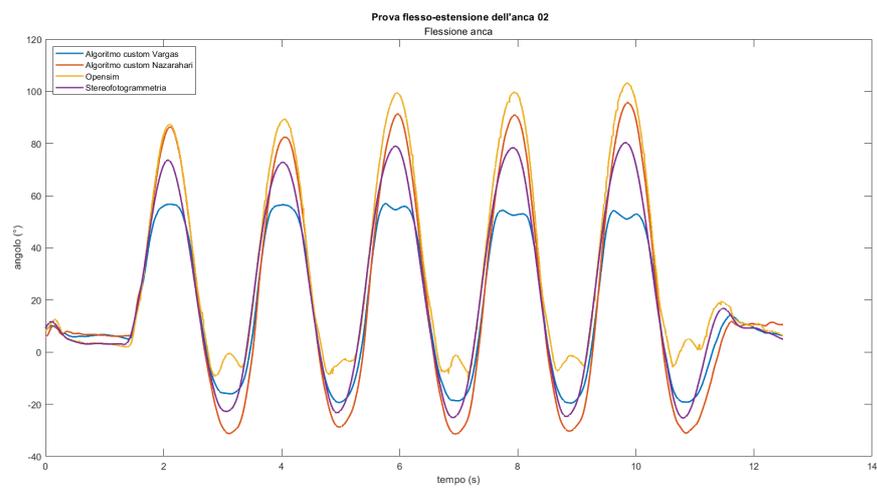
Di seguito vengono mostrati i grafici che mostrano l'andamento degli angoli articolari di flessione-estensione di anca e ginocchio, abduzione-adduzione dell'anca e intra-extra rotazione dell'anca ottenuti dalle ricostruzioni fatte dal sistema Vicon e utilizzando i 3 algoritmi proposti a partire dai dati grezzi del sistema di sensori inerziali Cometa.

Per ottenere una valutazione quantitativa delle prestazioni dei tre algoritmi rispetto alla stereofotogrammetria, sono stati calcolati tre parametri statistici: root mean square error (RMSE), root mean square error percentuale (RMSE%) e coefficiente di correlazione di Pearson (CC).

Il RMSE è un parametro statistico che serve a calcolare quanto le stime di una certa

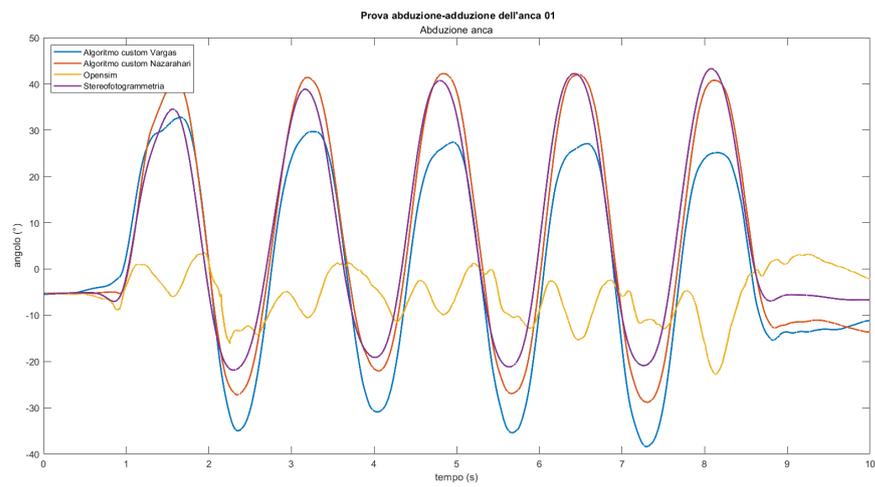


(a)

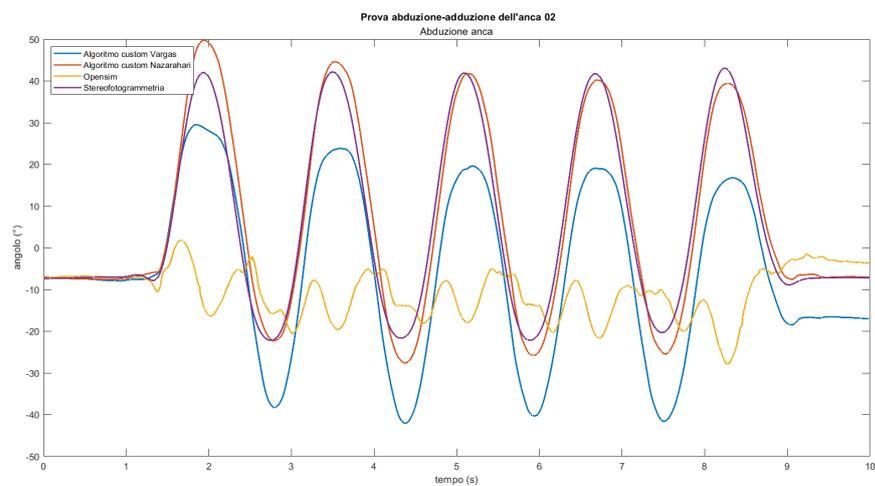


(b)

Figura 5.5: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione-estensione dell'anca durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).

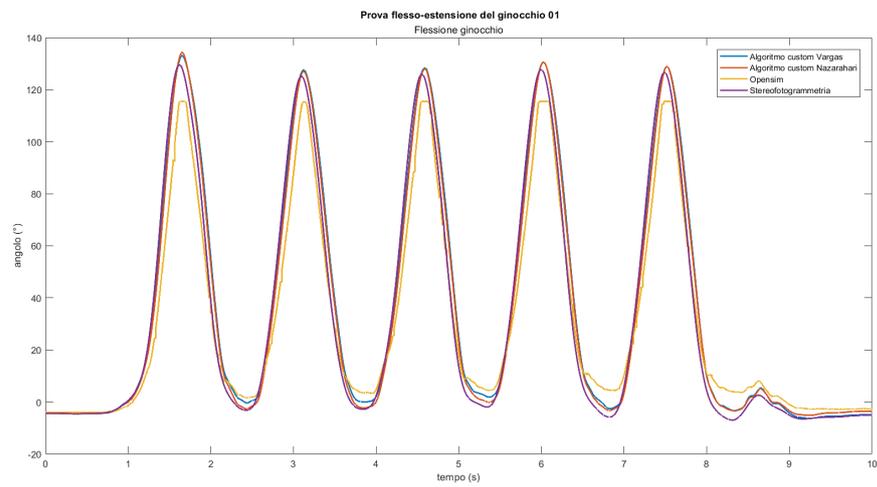


(a)

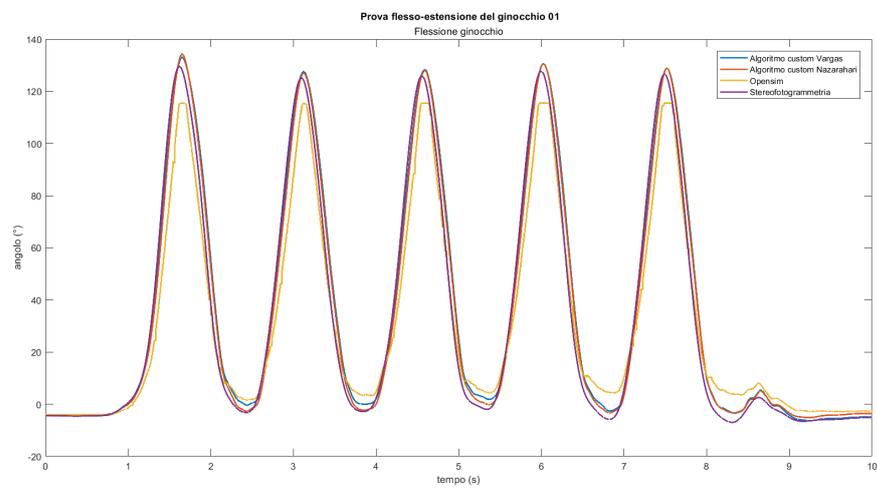


(b)

Figura 5.6: Grafico dell'andamento dell'angolo di abduzione-adduzione dell'anca durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).

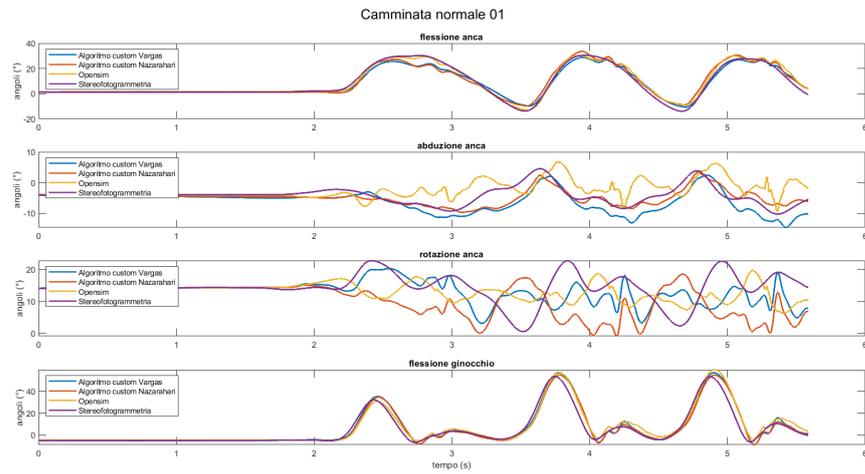


(a)

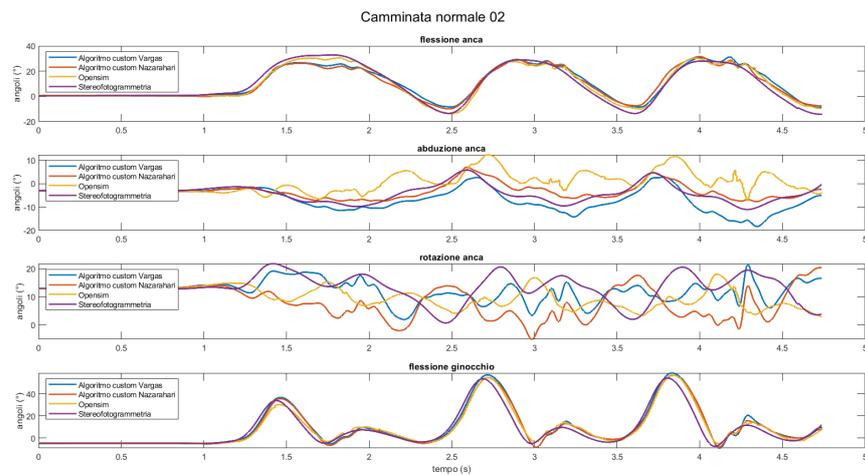


(b)

Figura 5.7: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione del ginocchio durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).

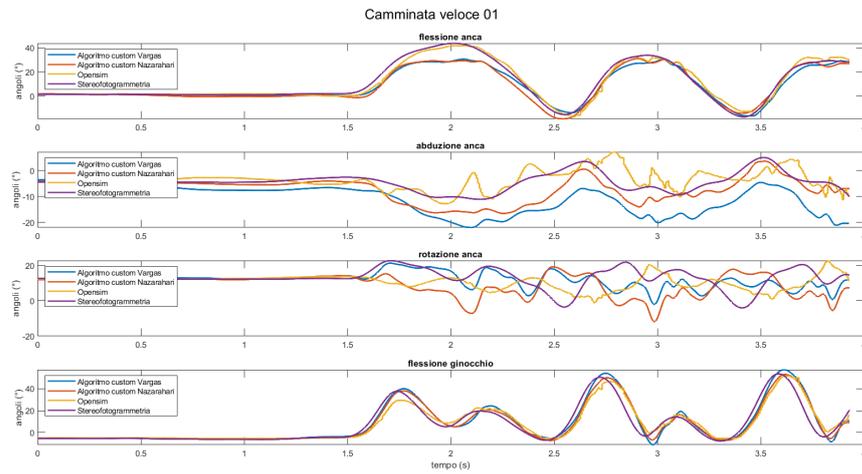


(a)

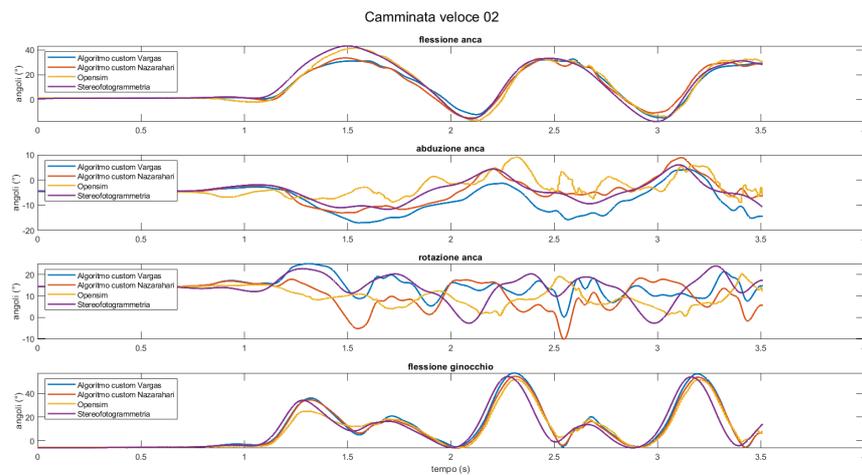


(b)

Figura 5.8: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata normale, prima prova (a) e seconda prova (b).



(a)



(b)

Figura 5.9: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata veloce, prima prova (a) e seconda prova (b).

grandezza si discostano da un certo valore di riferimento. In questo caso, per ogni angolo articolare, è stata calcolata la radice quadrata della differenza istante per istante tra la stima dell'angolo articolare, ottenuta utilizzando i tre algoritmi, e il valore di riferimento della stereofotogrammetria. Tanto più è basso il valore del RMSE, tanto più la stima si avvicina allo standard. Matematicamente, il RMSE viene calcolato in questo modo:

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

Il valore di RMSE% permette di ottenere una stima dell'errore valutata rispetto all'intero intervallo di variazione dell'angolo articolare valutato dalla stereofotogrammetria. In questo modo è stato possibile valutare, nelle stime dei sensori inerziali, l'incidenza dell'errore rispetto all'ampiezza totale del movimento articolare. Dal punto di vista matematico, questo parametro è stato calcolato come:

$$\text{RMSE\%} = \frac{\text{RMSE}}{\text{ROM}} \times 100, \quad (5.2)$$

dove ROM è pari alla differenza tra il valore massimo e il valore minimo assunto dall'angolo articolare misurato con il sistema Vicon (riferimento).

Infine, è stato calcolato, angolo per angolo, il coefficiente di correlazione di Pearson tra le stime ottenute da ognuno dei tre algoritmi e i risultati della stereofotogrammetria. Questo parametro statistico è un valore numerico compreso tra -1 e 1 e dà un'indicazione del grado di similarità tra due serie temporali, cioè quanto variano in modo simile nel tempo. Valori prossimi a 1, indicano una perfetta correlazione (la stima segue l'andamento del riferimento); valori prossimi allo 0 indicano che tra le serie non c'è somiglianza dal punto di vista degli andamenti; valori prossimi a -1 indicano una correlazione negativa, le serie sono l'una l'opposta dell'altra (quando l'una ha andamento crescente, l'altra decresce). Il calcolo di CC è stato eseguito con la funzione `corr.m` di Matlab, che implementa la formula di Pearson:

$$\text{CC} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}}, \quad (5.3)$$

dove a numeratore viene calcolata la covarianza tra la stima e il riferimento, mentre a denominatore viene calcolato il prodotto tra le deviazioni standard della stima e del riferimento.

Di seguito vengono mostrate le tabelle con i risultati ottenuti relativamente ai valori statistici.

*Prima prova sperimentale: Individuazione dell'algoritmo di calibrazione
sensore-segmento più funzionale*

Movimenti a 1 DoF									
	Vargas-Valencia			Nazarahari			OpenSense		
	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%
Flesso-estensione anca 01	0.987	7.219	7.572	0.982	10.057	10.549	0.985	8.669	9.093
Flesso-estensione anca 02	0.982	9.676	9.165	0.984	9.099	8.618	0.975	12.296	11.646
Abd/adduzione anca 01	0.942	10.804	16.577	0.983	4.832	7.414	-0.183	25.242	38.731
Abd/adduzione anca 02	0.924	14.013	21.487	0.981	4.546	6.972	-0.331	28.798	44.159
Flesso-estensione ginocchio 01	0.992	6.557	4.803	0.992	6.077	4.451	0.987	10.322	7.561
Flesso-estensione ginocchio 02	0.992	6.579	4.759	0.992	6.143	4.443	0.984	12.087	8.742

Tabella 5.6: Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alle prove di movimenti a 1 DoF: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSenSe e la stereofotogrammetria (gold-standard).

Camminata normale 01									
	Vargas-Valencia			Nazarahari			OpenSense		
	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%
Flesso-estensione anca	0.986	2.607	5.861	0.974	2.933	6.595	0.988	2.043	4.595
Abd/adduzione anca	0.819	2.725	18.426	0.791	1.898	12.837	0.291	3.803	25.717
Rotazione interna/esterna anca	0.222	5.132	22.998	-0.415	8.883	39.805	-0.001	5.311	23.799
Flesso-estensione ginocchio	0.976	3.883	6.461	0.969	4.038	6.719	0.973	4.138	6.884

Tabella 5.7: Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alla prova camminata normale, prima prova: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSenSe e la stereofotogrammetria (gold-standard).

Camminata normale 02									
	Vargas-Valencia			Nazarahari			OpenSense		
	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%
Flesso-estensione anca	0.969	3.870	8.212	0.965	4.004	8.496	0.986	2.413	5.119
Abd/adduzione anca	0.876	3.360	19.960	0.869	1.903	11.304	0.271	6.283	37.328
Rotazione interna/esterna anca	0.186	5.486	26.037	-0.475	9.960	47.270	0.204	6.169	29.279
Flesso-estensione ginocchio	0.969	4.766	7.683	0.961	4.761	7.675	0.965	4.304	6.939

Tabella 5.8: Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alla camminata normale, seconda prova: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSenSe e la stereofotogrammetria (gold-standard).

Camminata veloce 01									
	Vargas-Valencia			Nazarahari			OpenSense		
	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%
Flesso-estensione anca	0.980	4.132	6.777	0.975	5.079	8.330	0.984	2.873	4.712
Abd/adduzione anca	0.820	4.773	29.599	0.808	3.974	24.642	0.593	3.266	20.252
Rotazione interna/esterna anca	0.356	5.337	19.932	-0.421	10.385	38.779	0.018	6.845	25.560
Flesso-estensione ginocchio	0.955	5.470	8.908	0.950	5.334	8.686	0.933	6.010	9.788

Tabella 5.9: Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alla camminata veloce, prima prova: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSenSe e la stereofotogrammetria (gold-standard).

	Camminata veloce 02								
	Vargas-Valencia			Nazarahari			OpenSense		
	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%	CC	RMSE(°)	RMSE%
Flesso-estensione anca	0.981	4.195	6.855	0.977	4.270	6.978	0.983	3.124	5.104
Abd/adduzione anca	0.855	4.033	22.897	0.901	1.988	11.288	0.574	3.801	21.578
Rotazione interna/esterna anca	0.409	5.535	20.643	-0.268	9.855	36.751	0.164	7.331	27.340
Flesso-estensione ginocchio	0.957	5.490	9.097	0.950	5.519	9.146	0.934	6.085	10.084

Tabella 5.10: Risultati per ciascun grado di libertà articolare relativi alla camminata veloce, seconda prova: confronto tra le stime ottenute con i metodi Vargas-Valencia, Nazarahari e OpenSense e la stereofotogrammetria (gold-standard).

5.6 Discussione

Le tabelle da 5.6 a 5.10 mostrano i coefficienti di correlazione, i valori di RMSE e di RMSE% calcolati per confrontare le ricostruzioni angolari ottenute dai tre algoritmi con quelle ricavate dalla stereofotogrammetria, considerata il metodo gold standard.

Per quanto riguarda l'angolo di flessione dell'anca si può osservare che nelle prove di movimento di flesso/estensione della coscia, così come nelle prove di camminata, gli algoritmi analizzati sono stati in grado di ottenere stime statisticamente accurate in termini di correlazione. In particolare, si nota che le cinematiche articolari stimate a partire dai dati grezzi dei sensori Cometa non hanno ottenuto valori di correlazione inferiori a 0.96.

Nel caso delle prove di camminata, il toolkit OpenSense di OpenSim si è dimostrato il più efficace, con valori di CC dell'ordine di 0.98, RMSE inferiori a 3.13° e valori di RMSE% al di sotto del 5,11% del ROM totale.

Gli algoritmi di Vargas-Valencia e Nazarahari hanno invece ottenuto rispettivamente CC compresi tra 0.969 e 0.981 e tra 0.965 e 0.977, valori di RMSE inferiori a 4.2° e a 5.1° e di RMSE% inferiori all'8.212% e all'8.496% rispetto al ROM totale. Nelle prove di flessione della coscia, invece, l'algoritmo di Vargas-Valencia ha ottenuto risultati più accurati, con un valore di CC pari a 0.987 (contro lo 0.985 di OpenSense e lo 0.982 di Nazarahari), un RMSE di 7.219° (a fronte dei valori di 8.669° e 10.057° per OpenSense e Nazarahari) e di RMSE% pari al 7.572% del ROM totale (rispetto allo 10.549% per Nazarahari e al 9.093% per OpenSense). In generale, alla luce dei parametri statistici analizzati, si può affermare che l'algoritmo di Nazarahari ha mostrato le stime peggiori per l'angolo di flessione in tutte le task motorie eseguite dal soggetto. Osservando i tracciati angolari mostrati nella figura 5.5, si può constatare che i tre algoritmi riescono a ricostruire l'andamento dell'angolo di flessione dell'anca riprodotto dal sistema Vicon, ma si possono notare delle discrepanze. In particolare, OpenSense tende a sovrastimare l'angolo in fase di flessione e a sottostimarne in fase di estensione; l'algoritmo di Nazarahari restituisce, in entrambe le fasi, un angolo con valore superiore rispetto a quello ottenuto da Vicon; l'algoritmo di Vargas-Valencia sottostima l'angolo in fase di flessione, ma riesce a riprodurre fedelmente la fase di estensione. I grafici relativi alle prove di camminata (da 5.8) a 5.9, i

tracciati confermano quanto mostrato dai parametri statistici: OpenSense mostra una corrispondenza molto stretta con la ricostruzione Vicon fin dal primo ciclo del passo, mentre Vargas-Valencia e Nazarahari inizialmente sottostimano l'angolo.

Nel caso dell'angolo di abduzione/adduzione dell'anca, si può constatare che gli algoritmi di Nazarahari e Vargas-Valencia forniscono ricostruzioni più coerenti rispetto al riferimento della stereofotogrammetria. I coefficienti di correlazione calcolati per le diverse task motorie si attestano tra 0.82 e 0.94 per Vargas-Valencia, e tra 0.79 e oltre 0.98 per Nazarahari.

L'algoritmo di Nazarahari si è dimostrato il più preciso in tutte le prove in termini di RMSE ($1.99 < \text{RMSE} < 4.8^\circ$). Tuttavia, nella seconda prova di camminata veloce, l'errore percentuale è stato quasi pari al 25% del ROM totale.

OpenSense, invece, ha evidenziato le prestazioni peggiori, con valori di correlazione negativi ottenuti nelle prove di movimento di abduzione della coscia. Questo è confermato dall'analisi qualitativa dei grafici mostrati in figura 5.6, che mettono in risalto la scarsa affidabilità di OpenSense nel ricostruire il tracciato dell'angolo di abduzione in tutte le prove, con qualche miglioramento nel caso delle prove di camminata.

Nel caso delle prove di abduzione dell'anca, si può osservare che l'algoritmo di Nazarahari tende a sovrastimare leggermente l'angolo di abduzione nella prima ripetizione di entrambi i trial, riproducendolo in modo più accurato nelle ripetizioni successive; l'adduzione risulta, invece, sovrastimata.

L'algoritmo di Vargas-Valencia si comporta in maniera opposta: tende a sottostimare l'angolo in fase di abduzione e a sovrastimarla in fase di adduzione. Nel caso delle prove di camminata, si può constatare quanto affermato dai coefficienti di correlazione di Pearson: gli algoritmi di Vargas-Valencia e di Nazarahari riescono a ricostruire l'andamento dell'angolo di abduzione dell'anca in modo coerente. Tuttavia, i valori dell'angolo non coincidono perfettamente.

L'angolo di rotazione interna/esterna dell'anca misurato durante le prove di camminata, ha riscontrato le performance peggiori da parte di tutti gli algoritmi. Come evidenziato dalle figure 5.8-5.9, i tracciati ricostruiti dai tre algoritmi a partire dai dati dei sensori inerziali non rispecchiano quanto ottenuto dal sistema Vicon.

Quanto osservabile visivamente dai grafici, trova conferma nei valori numerici mostrati nelle tabelle 5.6-5.10. La correlazione è, in generale, molto bassa e raggiunge valori negativi nel caso dell'algoritmo di Nazarahari. I valori maggiori si possono riscontrare nell'algoritmo di Vargas-Valencia, il quale ha ottenuto CC attorno a 0.35-0.40 nelle prove di camminata a velocità sostenuta.

Gli errori assoluti non risultano eccessivi. Nonostante ciò, risultano significativi in termini percentuali, rappresentando almeno il 20% del ROM totale.

Infine, l'angolo di flessione-estensione del ginocchio ha evidenziato una risposta eccellente da parte di tutti e tre gli algoritmi, che hanno ottenuto delle ricostruzioni coerenti e accurate in tutte le task motorie. Si può osservare, infatti, che il coefficiente di correlazione a 0.93, raggiungendo il valore di 0.99 nelle prove di flessione della gamba,

con gli algoritmi di Nazarahari e di Vargas-Valencia.

Dal punto di vista dell'errore, le tabelle 5.7-5.6 mettono in evidenza dei valori di RMSE bassi, non superiori ai 6°, che rappresentano una percentuale non più alta del 10% rispetto al ROM totale dell'articolazione di ginocchio. Il valore minimo di RMSE% è stato ottenuto dagli algoritmi di Vargas-Valencia e Nazarahari, dove è risultato non superiore al 4.8%. Dai grafici ottenuti per tutte le prove, si può constatare che OpenSim ha ottenuto le prestazioni peggiori, pur essendo molto valide. In particolare, si può notare che OpenSense tende a sottostimare leggermente l'angolo in fase di flessione e di estensione. Al contrario, con gli algoritmi di Nazarahari e di Vargas-Valencia sono stati ottenuti dei tracciati sovrapponibili tra di loro e molto simili alla ricostruzione di Vicon, anche se con una leggera sottostima e sovrastima, rispettivamente, in fase di estensione e flessione.

Nonostante le ottime performance, i grafici relativi alle prove di camminata a velocità diverse evidenziano un certo ritardo tra la cinematica articolare riprodotta da Vicon e quella riprodotta dai tre algoritmi. Probabilmente, questo è stato causato da un difetto nella sincronizzazione dei segnali.

5.7 Conclusioni

La prima prova sperimentale che ha caratterizzato questo progetto di tesi si è focalizzata sull'analisi delle ricostruzioni degli angoli di flesso/estensione di anca e ginocchio, di abduzione/adduzione e intra/extra rotazione dell'anca. Tali angoli sono stati stimati utilizzando tre algoritmi differenti, a partire dai dati acquisiti mediante sensori inerziali WaveTrack (Cometa, Italia) durante prove di camminata a velocità diverse e movimenti semplici a 1 DoF (full ROM) eseguiti da un soggetto.

Lo scopo principale che ha guidato questa sessione di prova sperimentale è stato quello di scegliere l'algoritmo di calibrazione sensore-segmento che, tra quelli implementati, che permettesse di ottenere le prestazioni migliori in termini di accuratezza e correlazione rispetto ai risultati forniti dalla stereofotogrammetria, considerata come metodo di riferimento. Inoltre, questa prima prova è stata anche occasione per poter confrontare i risultati degli algoritmi sviluppati a partire dai lavori di Vargas-Valencia et al. [28] e Nazarahari et al. [25][26] con quelli di OpenSense [40], un toolkit di OpenSim già ampiamente testato nell'ambito dell'analisi del movimento tramite sensori inerziali.

I criteri che hanno guidato la scelta dell'algoritmo di calibrazione sensore-segmento sono stati non solo l'accuratezza e la coerenza dei risultati ottenuti rispetto a quanto ricostruito dal sistema Vicon, ma anche la semplicità d'uso della procedura.

Si ricorda, infatti, che l'obiettivo primario di questo progetto, oltre allo sviluppo del sistema di sensori inerziali a basso costo e portabile per l'acquisizione, è l'implementazione di una procedura di ricostruzione di semplice utilizzo e che sia applicabile al contesto clinico. Il confronto con il sistema Vicon è stato eseguito sia a livello qualitativo che quantitativo. Dal punto di vista qualitativo, sono state valutate le

differenze e le somiglianze tra i tracciati ricostruiti con le tecniche di motion capture inerziale e ottico; dal punto di vista quantitativo, sono stati invece calcolati parametri statistici quali il coefficiente di correlazione di Pearson, root mean square error, per la valutazione media dell'errore, e root mean square error percentuale, per valutare l'entità dell'errore rispetto al ROM totale ricostruito da Vicon.

I risultati ottenuti e discussi nel paragrafo precedente hanno evidenziato che i tre algoritmi analizzati ottengono prestazioni differenti in funzione del movimento compiuto dal soggetto e del piano anatomico all'interno del quale il movimento si sviluppa. In particolare, è stato osservato come gli angoli di flessione/estensione di anca e ginocchio, che si sviluppano nel piano sagittale, sono stati correttamente ricostruiti dalle tre pipeline proposte. Tra queste, OpenSense si è dimostrato l'alternativa migliore nella stima dell'angolo di flessione-estensione dell'anca, mentre le proposte di Vargas-Valencia et al. e Nazarahari et al. hanno ricostruito in maniera più accurata l'angolo di flessione/estensione del ginocchio. Occorre sottolineare che le stime ottenute dai tre diversi algoritmi non sono molto diverse tra di loro. I metodi proposti forniscono delle stime affidabili dei movimenti nel piano sagittale.

Per quanto riguarda l'angolo di abduzione/adduzione dell'anca, si può affermare che gli algoritmi implementati a partire dai lavori di Nazarahari et al. e Vargas-Valencia et al. hanno fornito stime coerenti e correlate con quanto ricavato dal sistema Vicon in tutte le condizioni di prova. Nello specifico la proposta di Nazarahari et al. ha stimato con un'accuratezza maggiore il tracciato dell'angolo di abduzione/adduzione dell'anca rispetto a quanto ottenuto con il metodo di Vargas-Valencia et al., i cui valori di correlazione di Pearson sono stati ottimi ma ha esibito errori di ampiezza superiore. OpenSense, al contrario, si è dimostrato insoddisfacente sia in termini di correlazione (raggiungendo valori negativi) che in termini di errore. Le ricostruzioni ottenute, specialmente nel caso dei movimenti di abduzione dell'anca full ROM, sono risultate molto diverse rispetto a quanto ottenuto dal sistema Vicon.

Nessuno dei tre algoritmi proposti è stato in grado di stimare correttamente l'angolo di rotazione interna ed esterna dell'anca. Il movimento nel piano anatomico trasversale ricostruito dai tre metodi ha messo in evidenza un limite di queste procedure di analisi. Le stime ottenute sono risultate scarsamente correlate, con errori notevolmente elevati sia in termini assoluti che in relazione all'intero range of motion determinato dal sistema Vicon.

Per concludere, si può affermare che le procedure di calibrazione sensore-segmento estrapolate dai lavori di Vargas-Valencia et al. e Nazarahari et al., si sono dimostrate efficaci nella ricostruzione delle cinematiche articolari, principalmente nel piano sagittale.

Nonostante le prestazioni ottenute dai due algoritmi non siano state molto differenti tra di loro, la scelta del metodo per allineare la terna del sensore al sistema di riferimento del segmento corporeo è ricaduta sulla proposta di Vargas-Valencia et. Questo approccio, non solo offre delle stime adeguatamente correlate e coerenti

con le ricostruzioni del sistema Vicon, ma mostra anche una certa semplicità di utilizzo. Nello specifico, a differenza di Nazarahari et al., Vargas-Valencia et al. hanno proposto un metodo che non richiede che al soggetto di eseguire particolari movimenti ai fini della calibrazione, necessita solo di una breve fase di acquisizione statica. Questo può essere considerato un vantaggio notevole perché consente di applicare la procedura anche in contesti in cui i soggetti coinvolti non sono in grado di eseguire determinati movimenti articolari sfruttando appieno il range of motion dell'articolazione. Al contrario, l'algoritmo di Nazarahari non solo richiede una fase di acquisizione statica ma anche una fase di calibrazione funzionale per permettere l'allineamento degli assi mediolaterale e anteroposteriore rispettivamente nei piani frontale e sagittale.

Occorre, però, precisare che i risultati di questa prima fase sperimentale sono affetti da una limitazione. Gli esiti del confronto sono il risultato di un'analisi del movimento eseguita su un singolo soggetto sano. Di conseguenza, quanto emerso non può essere generalizzabile.

Sarà necessario, in futuro, provvedere a estendere l'analisi a un numero superiore di soggetti per poter ottenere un confronto più accurato tra le performance dei diversi algoritmi presi in considerazione in questo studio.

Capitolo 6

Seconda prova sperimentale: confronto tra sensori inerziali custom, sensori inerziali commerciali e stereofotogrammetria

In questo sesto capitolo vengono forniti una descrizione della seconda sessione sperimentale e i dettagli dei risultati ottenuti.

Il secondo test è stato eseguito con l'obiettivo di testare le capacità del sistema di acquisizione custom, sviluppato in collaborazione con l'azienda brain Technologies, unito all'algoritmo di calibrazione sensore-segmento scelto nella sessione precedente, nel ricostruire le cinematiche articolari di anca e ginocchio durante movimenti di camminata a velocità diverse e monoarticolari compiuti da un soggetto sano.

Allo stesso modo, gli angoli sono stati calcolati applicando la medesima procedura ai dati grezzi ottenuti a partire dai sensori inerziali WaveTrack (Cometa, Italia).

I risultati ottenuti sono stati messi a confronto, nuovamente, con le cinematiche ricavate dal sistema Vicon (preso come riferimento) per ottenere una valutazione delle prestazioni di entrambi i sistemi. Inoltre, sono state confrontate le tecnologie inerziali tra di loro per valutare, a parità di algoritmo utilizzato, le prestazioni del sistema inerziale custom con quelle di un sistema commerciale ormai ampiamente utilizzato in ambito biomeccanico.

Il soggetto della prova è stato il medesimo del primo test sperimentale, al quale è stato chiesto di eseguire prove di camminata a velocità diverse e movimenti a 1 DoF di flessione/estensione e abduzione/adduzione della coscia e flessione/estensione del ginocchio che coinvolgessero l'intero ROM articolare.

6.1 Strumentazione

La seconda prova sperimentale, come la prima, è stata svolta all'interno del laboratorio interdipartimentale di analisi del movimento del PolitoBioMed Lab-Biomedical Engineering Lab, presso il Politecnico di Torino.

Come anticipato precedentemente, la prova ha previsto l'utilizzo del sistema optoelettronico Vicon (Vicon Motion System, Ltd., Regno Unito) e il relativo software Vicon Nexus (Vicon Motion System, Ltd., Regno Unito) [67][65] per la ricostruzione della cinematica articolare utilizzata come riferimento. Come già descritto nel capitolo precedente, il sistema optoelettronico del PolitoBioMed Lab - Biomedical Engineering Lab si compone di 12 telecamere a infrarossi (con frequenza di campionamento a 100 Hz), l'unità di interfaccia esterna per la sincronizzazione delle telecamere e un calcolatore sul quale è installato il software per gestire l'acquisizione.

Anche in questo caso, sono stati utilizzati 16 marker passivi retroriflettenti per la rilevazione del movimento dei punti di repere anatomici. Dato che l'interesse di questa prova sperimentale, come la precedente, è stato rivolto alla ricostruzione della cinematica di anca e ginocchio, i marker sono stati posizionati sul corpo del soggetto secondo quanto stabilito dal protocollo Plug-in Gait lower body.

La prova ha previsto l'uso di tre sensori inerziali WaveTrack (Cometa, Italia) che sono stati programmati tramite il software dedicato ("EMG and Motion Tools" [69]) per acquisire, come nel caso della prima prova sperimentale, in modalità `Mixed6xData` con frequenza di campionamento a 142 Hz per ottenere i dati grezzi di accelerometro, giroscopio e campo magnetico e i quaternioni calcolati da Cometa (anche se non sono stati utilizzati) a partire dai dati di accelerazione lineare e velocità angolare. Anche in questo caso, sono stati utilizzati i dati ricampionati dal software a 2000 Hz.

Per favorire la sincronizzazione tra i dati ottenuti tramite il sistema Vicon e i dati ottenuti dai sensori Cometa, i due sistemi di acquisizione sono stati collegati tra di loro in modalità di "trigger". Nello specifico, come adottato nella prima sessione sperimentale, i due sistemi sono stati messi in comunicazione con una configurazione tale per cui l'avvio dell'acquisizione da parte del sistema Vicon attivasse simultaneamente l'acquisizione da parte dei sensori inerziali Cometa.

Infine, il test ha previsto l'utilizzo dei sensori inerziali sviluppati in collaborazione con l'azienda brain Technologies, i cui dettagli relativi al sistema hardware e firmware sono stati forniti nel capitolo 3. Nel paragrafo successivo verranno forniti i dettagli sull'implementazione del sistema e l'avvio dell'acquisizione.

I dati ottenuti dai tre sistemi di acquisizione sono stati elaborati e post-processati in Matlab (Mathworks, Inc., Massachusetts, USA). Lo stesso software è stato utilizzato per calcolare i parametri statistici di confronto tra le ricostruzioni ottenute a partire dai tre sistemi.

6.2 Sensori inerziali di brain Technologies

In questo paragrafo verranno forniti i dettagli sulla procedura necessaria a permettere l'acquisizione dei dati con i sensori inerziali custom che costituiscono l'oggetto di questo progetto di tesi.

I sensori inerziali sviluppati in collaborazione con Brain Technologies vengono alimentati tramite batterie portatili, collegate al microcontrollore attraverso la porta micro-USB della scheda Raspberry Pi Pico W. Per accendere i sensori occorre dunque collegare i dispositivi all'alimentazione. Una volta alimentati, i dispositivi si accendono automaticamente e sono pronti per l'acquisizione dei dati.

Come spiegato nel capitolo 3, i sensori trasmettono i dati al calcolatore in modalità wireless, mediante connessione Wi-Fi. Il protocollo di comunicazione sfruttato è l'MQTT e per permetterne il funzionamento, è necessario che i microcontrollori e il calcolatore siano connessi alla medesima rete Wi-Fi, le cui credenziali sono state preconfigurate all'interno del firmware.

Il broker MQTT utilizzato è Mosquitto, un software open-source installato sul calcolatore, che deve essere opportunamente configurato prima di dare avvio all'acquisizione. La procedura che permette di configurare la rete MQTT prevede, per prima cosa, di aprire il prompt dei comandi del calcolatore ed eseguire la stringa

```
mosquitto -c mosquitto.conf
```

con cui vengono configurati i dettagli della comunicazione MQTT tra sensori e calcolatore connessi alla rete.

La trasmissione dei dati al calcolatore non è automatica. Da calcolatore occorre pubblicare sul topic `sync` il messaggio "start", con cui viene avviata la sincronizzazione dei sensori. La figura 6.1 mostra il dettaglio del software Mosquitto installato, che svolge il ruolo di broker all'interno della rete MQTT tra calcolatore e sensori.

Digitando il "start" all'interno del box "payload" e premendo il tasto "Publish", sensori connessi alla rete MQTT danno avvio all'acquisizione e iniziano a pubblicare i messaggi strutturati in formato JSON contenenti i dati nei topic dedicati.

Per ricevere i dati sul calcolatore, occorre che questo sia sottoscritto come subscriber al topic `imu/` per i dati e `stats/` per le statistiche. I dati possono essere visualizzati dal prompt dei comandi digitando:

```
mosquitto_sub -t "imu/"
```

con cui è possibile avere accesso direttamente ai pacchetti ricevuti dal broker MQTT.

Una volta terminata l'esecuzione del movimento di interesse, per terminare l'acquisizione, occorre digitare il messaggio "stop" nel "payload" MQTT e pubblicare il

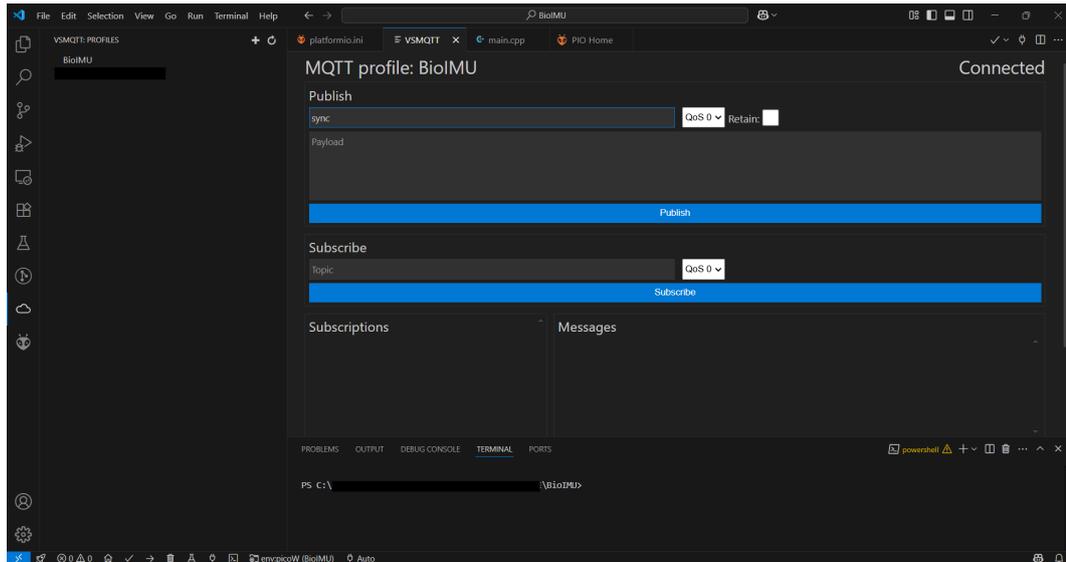


Figura 6.1: Dettaglio della schermata di Mosquitto da cui dare avvio all'acquisizione dei dati da parte del sistema di sensori inerziali custom.

messaggio sul topic "sync" (vedi figura 6.1). Ricevuto il messaggio di "stop", i sensori pubblicano nel topic "stats/" le statistiche relative al numero totale di messaggi letti, il numero di messaggi inviati con successo e il numero di messaggi falliti.

I dati, visibili da linea di comando, vengono salvati all'interno di un file di testo per poi essere post-processati.

È, inoltre, possibile fare in modo che i dati vengano direttamente salvati all'interno di un file di testo attraverso il comando:

```
mosquitto_sub -t "imu/" > "acquisizione.txt" 2>&1
```

. Una volta pronto il file di testo contenente, è possibile procedere con l'elaborazione delle acquisizioni.

I sensori hanno registrato i dati relativi all'accelerazione lineare, alla velocità angolare e al campo magnetico (9 DoF) campionati a 140.6 Hz, e hanno restituito anche i quaternioni calcolati dal DMP del sensore (vedi capitolo 3), che non sono stati utilizzati.

6.3 Esecuzione del test sperimentale

La seconda prova sperimentale è stata eseguita sullo stesso soggetto sano sul quale è stata eseguita la prima, alto 180 cm e di massa 73 kg.

Come descritto anche nel paragrafo 5.3, prima dell'acquisizione è stata eseguita la calibrazione della strumentazione.

Il sistema optoelettronico è stato opportunamente calibrato, prima con la calibrazione statica, per definire l'origine del sistema di riferimento, e in seguito con la calibrazione

dinamica, utilizzando il "calibration wand", per definire il volume di acquisizione.

I sensori inerziali WaveTrack sono stati calibrati in modo da eliminare l'offset del giroscopio e dell'accelerometro, come mostrato in figura 5.2.

I sensori inerziali di brain Technologies sono stati collegati alle batterie portatili per l'accensione. Il sistema non ha previsto una calibrazione iniziale. È stato configurato il protocollo e sono state eseguite le sottoscrizioni descritte nel paragrafo 6.2 per permettere la ricezione dei dati.

Sul corpo del soggetto sono stati dapprima posizionati i 16 marker passivi retroriflettenti (14 mm di diametro) nei punti di reperi anatomici individuati dal protocollo Plug-in Gait lower body, spiegato nel capitolo 5.

Ai fini della calibrazione del modello biomeccanico sono stati misurati i parametri antropometrici necessari al software Vicon Nexus per la ricostruzione della posizione dei centri articolari e l'etichettamento dei marker nel modello. Poiché il soggetto era il medesimo della prova sperimentale precedente, i parametri non sono stati modificati, dunque si rimanda alla tabella 5.2.

Successivamente sono stati posizionati i sensori inerziali di brain Technologies sulle pelvi, sulla coscia destra e sulla gamba destra.

Il posizionamento dei sensori sul corpo del soggetto si è rivelato problematico a causa delle eccessive dimensioni dei prototipi di sensori di brain Technologies che non hanno permesso una vestizione ottimale del soggetto.

Per fare in modo di non occludere i marker alla rilevazione da parte delle telecamere si è reso necessario prendere provvedimenti. Nello specifico, il sensore inerziale sulle pelvi non è stato posizionato a metà tra i marker LPSI e RPSI come nel caso della prima prova sperimentale. A causa delle dimensioni del prototipo si è reso necessario posizionarlo leggermente più in alto rispetto ai marker.

Allo stesso modo, nel caso della coscia, non potendo posizionare il sensore tra il marker della coscia e il marker del ginocchio, si è reso necessario attaccarlo in posizione anteriore, spostato rispetto all'asse laterale che congiunge i marker sull'arto inferiore. Per quanto riguarda la gamba, il sensore è stato posizionato anteriormente rispetto alla linea che congiunge i marker sull'arto inferiore; questo, per fare in modo di allinearli il più possibile al sensore sulla coscia.

A causa dell'estensione longitudinale delle breadboard e della loro rigidità, non è stato possibile far aderire adeguatamente i sensori alle superfici non perfettamente planari di coscia e gamba.

Per evitare di introdurre bias nelle acquisizioni tra sensori inerziali di brain Technologies e sensori Cometa, questi ultimi sono stati posizionati sulle breadboard dei sensori custom.

I sensori sono stati posizionati in modo da esibire lo stesso orientamento delle terne della prima prova sperimentale:

- sulle pelvi: asse X in direzione caudo-craniale, asse Y in direzione mediolaterale verso sinistra e asse Z in direzione anteroposteriore in verso opposto alle punte

dei piedi;

- sulla coscia destra e sulla gamba destra: asse X in direzione caudi-craniale, asse Y in direzione anteroposteriore in verso opposto alle punte dei piedi e l'asse Z in direzione mediolaterale verso destra.

Gli assi delle IMU Cometa sono stati allineati agli assi dei sensori inerziali brain Technologies, prendendo di riferimento la linea di mezzeria delle breadboard. Nelle figure 6.2 di seguito viene mostrato il dettaglio del posizionamento delle IMU su pelvi, coscia destra e gamba destra del soggetto.



Figura 6.2: L'immagine mostra il dettaglio del posizionamento dei sensori inerziali di brain Technologies e WaveTrack (Cometa, Italia) sul corpo del soggetto: (a) pelvi, (b) coscia, (c) gamba.

Di seguito viene mostrato il soggetto a vestizione completata (figura 6.2).

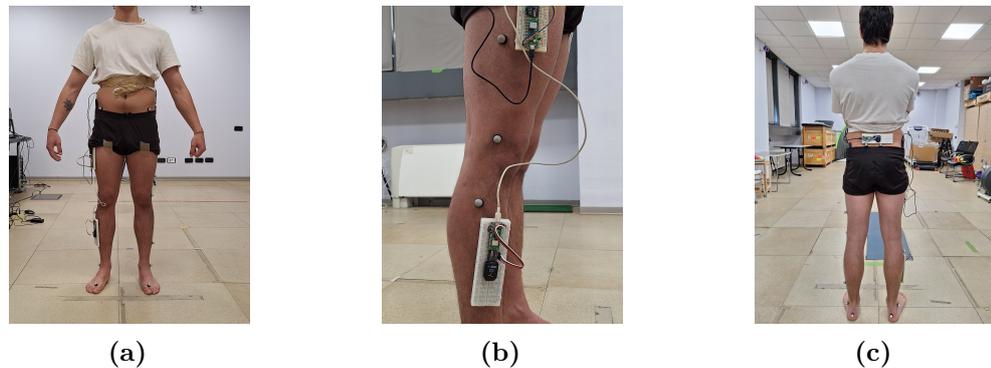


Figura 6.3: L'immagine mostra il posizionamento di marker (secondo il protocollo Plug-in Gait lower body), dei sensori WaveTrack Cometa e dei sensori inerziali di brain Technologies nelle viste frontale (a), laterale (b) e posteriore (c).

Durante la seconda sessione sperimentale è stato chiesto al soggetto di eseguire dei movimenti. Come per la prima sessione, anche in questo caso, all'inizio di ogni acquisizione è stato chiesto al soggetto di mantenere una posa statica neutra per un secondo, in modo da registrare negli istanti iniziali degli angoli di anca e ginocchio nulli.

Di seguito vengono elencate le task motorie richieste al soggetto:

- flesso-estensione dell'anca destra: al soggetto è stato chiesto di compiere 10 ripetizioni consecutive del movimento di flesso-estensione, cercando di raggiungere la massima ampiezza di movimento e mantenendo bloccate le articolazioni di ginocchio e caviglia in posizione neutra;
- abduzione-adduzione dell'anca destra: al soggetto è stato chiesto di compiere 10 ripetizioni consecutive del movimento di abduzione-adduzione della coscia destra, cercando di raggiungere la massima ampiezza di movimento e mantenendo le altre articolazioni fisse;
- flesso-estensione del ginocchio destro: al soggetto è stato chiesto di compiere 10 ripetizioni consecutive di flesso-estensione del ginocchio, mantenendo bloccate le altre articolazioni e cercando di coprire l'intero range of motion;
- camminata a velocità normale: il soggetto ha compiuto due prove di camminata alla propria velocità normale, percorrendo un tratto rettilineo di 6 metri;
- camminata a velocità sostenuta: il soggetto ha eseguito due prove di camminata a velocità superiore rispetto al caso precedente, percorrendo il medesimo percorso rettilineo.

A differenza della sessione precedente, i movimenti di flesso/estensione e abduzione/adduzione della coscia e di flesso/estensione del ginocchio sono stati ripetuti una sola volta, ma è stato aumentato il numero di ripetizioni da 5 a 10.

6.4 Post-processing dei dati

Di seguito viene trattato il post-processing dei dati ottenuti dai tre sistemi di acquisizione.

Come già avvenuto nel corso della prima prova sperimentale, anche in questo il soggetto, durante le prove di camminata, è uscito dal volume di acquisizione del sistema di telecamere. Questo ha avuto come implicazione, l'impossibilità da parte delle telecamere di acquisire la posizione dei marker passivi negli ultimi frame e quindi di ricostruire il movimento. Per questo motivo, l'analisi del movimento in queste prove è stato limitato ai frame nei quali Vicon è riuscito a ricostruire la cinematica e anche i dati dei sensori inerziali custom e Cometa sono stati opportunamente tagliati.

I dati grezzi ottenuti dai sensori inerziali custom (campionati a 140.6 Hz) e gli angoli ricostruiti dalla stereofotogrammetria (campionati a 100 Hz), sono stati opportunamente ricampionati a 2000 Hz per riportarli alla frequenza di campionamento del sistema di sensori inerziali Cometa.

Come precedentemente spiegato, è stato possibile sincronizzare le acquisizioni del sistema Vicon e del sistema di sensori Cometa grazie alla presenza di un sistema di "trigger" che ha permesso l'avvio simultaneo delle due acquisizioni. Non è stato

possibile eseguire la stessa procedura con i sensori inerziali di brain Technologies, perché non è stato implementato uno strumento che permettesse l'interoperabilità tra sistemi di acquisizione diversi. A questo punto, per ottenere la sincronizzazione tra i dati del sistema brain Technologies e i dati dei sistemi Vicon e Cometa, è stata definita una soglia ottenuta a partire dal valore medio della norma dell'accelerazione misurata dall'IMU WaveTrack posizionata sulle pelvi durante il primo secondo di acquisizione. Il valore ottenuto è stato moltiplicato per un valore empirico, pari a 1,2 per le prove di camminata a velocità normale, 1,1 per le prove a velocità sostenuta e 1,05 per le prove di movimento a 1 DoF. Successivamente, è stato stimato il ritardo tra i due segnali come la differenza temporale tra gli istanti in cui i segnali di accelerazione dei due sensori (custom e Cometa) hanno raggiunto il valore di soglia. Il segnale ottenuto dalla IMU custom è stato successivamente tagliato, eliminando a partire dall'inizio del segnale, una porzione di durata pari al ritardo stesso.

I dati grezzi dei sensori inerziali, Cometa e custom, sono stati utilizzati dapprima per ottenere i quaternioni nel tempo per ciascun sensore con il filtro di Madgwick. Per i motivi già spiegati nel paragrafo 5.4, i quaternioni ottenuti sono stati opportunamente ruotati per differenziare l'orientamento del quaternioni sulle pelvi rispetto ai quaternioni su coscia e gamba.

Successivamente è stata applicata la calibrazione sensore-segmento mediante il protocollo implementato a partire dal lavoro di Vargas-Valencia et al. [28]. Infine, sono stati calcolati gli angoli articolari di flessione/estensione, abduzione/adduzione e intra/extra rotazione (solo nelle prove di camminata) dell'anca e di flessione/estensione del ginocchio utilizzando le formule di Grood e Suntay illustrate nel capitolo 4. Anche in questo caso, come è stato fatto nella prima sessione sperimentale, gli angoli ottenuti sono stati privati dell'offset iniziale, per eliminare il bias dovuto alla posizione iniziale del soggetto non perfettamente neutra. Per fare questo, a ciascun angolo stimato a partire dai dati dei sensori inerziali WaveTrack e custom, è stato sommato il valore medio dell'angolo stesso ottenuto dalla stereofotogrammetria in fase statica.

Per fare in modo di ottenere dei tracciati degli angoli articolari che fossero poco rumorosi e facilmente interpretabili, è stato implementato un filtro di Butterworth passa-basso del quarto ordine, con frequenza di taglio a 5 Hz.

6.5 Risultati

Le cinematiche articolari di ogni prova, ricostruite tramite stereofotogrammetria e quelle ottenute a partire dai dati acquisiti dai due sistemi di sensori inerziali, sono state rappresentate all'interno dello stesso grafico per permettere una valutazione qualitativa della correlazione e della coerenza tra le stime "inerziali" e i risultati del metodo gold standard. Nelle figure di seguito, da 6.4 a 6.7, vengono mostrati gli andamenti nel tempo degli angoli articolari ottenuti dai tre sistemi di analisi del movimento. Per ottenere un confronto quantitativo tra le prestazioni dei due

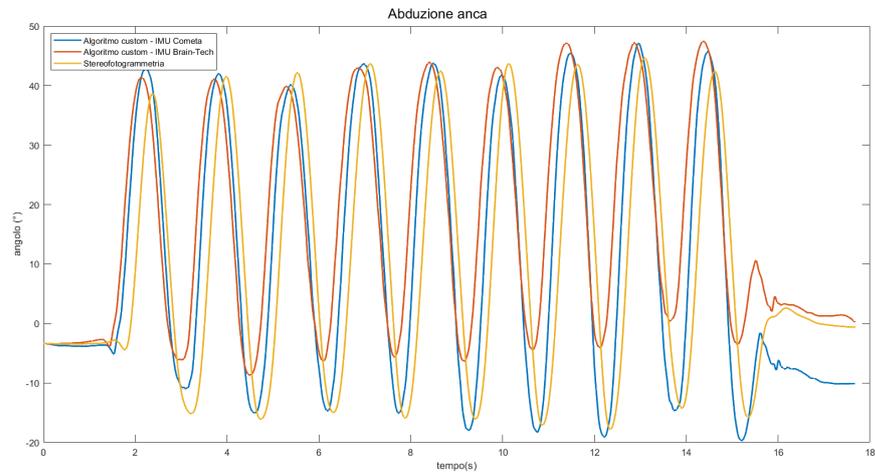


Figura 6.4: Grafico dell'andamento dell'angolo di abduzione-adduzione dell'anca durante il movimento abduzione/adduzione della coscia.

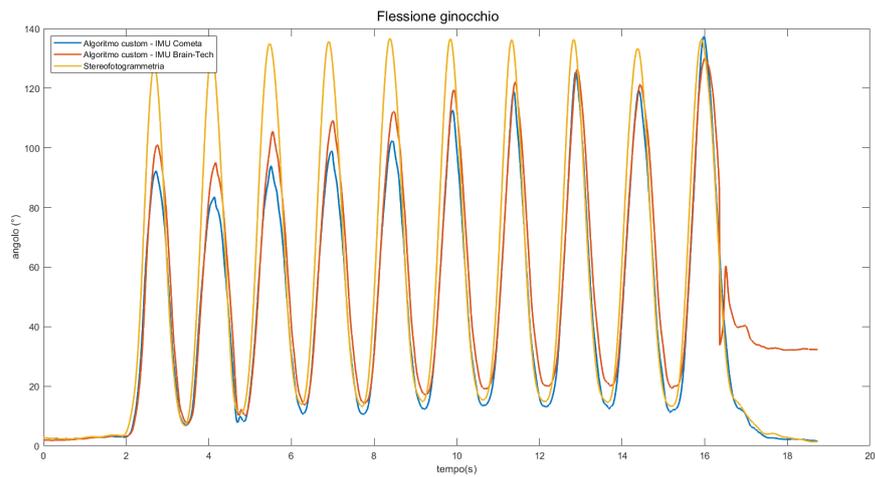
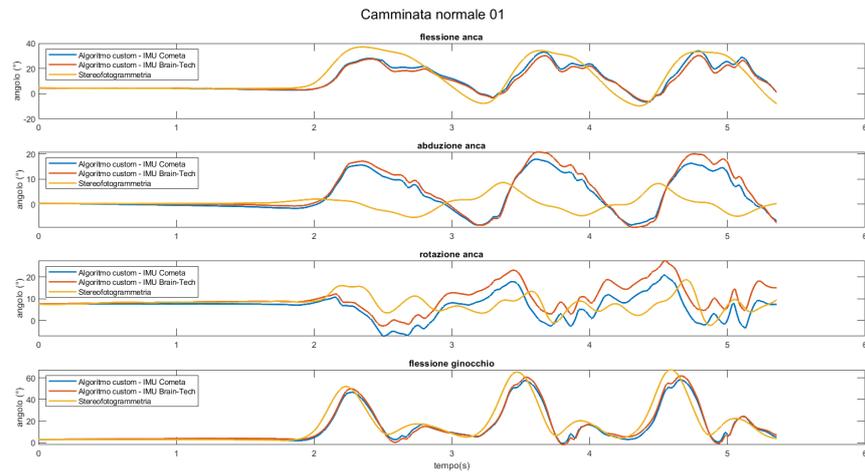
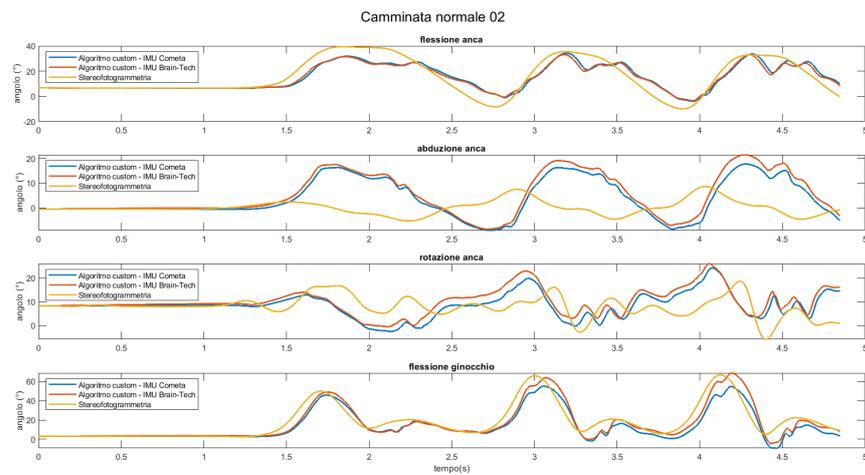


Figura 6.5: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione del ginocchio durante il movimento analogo.

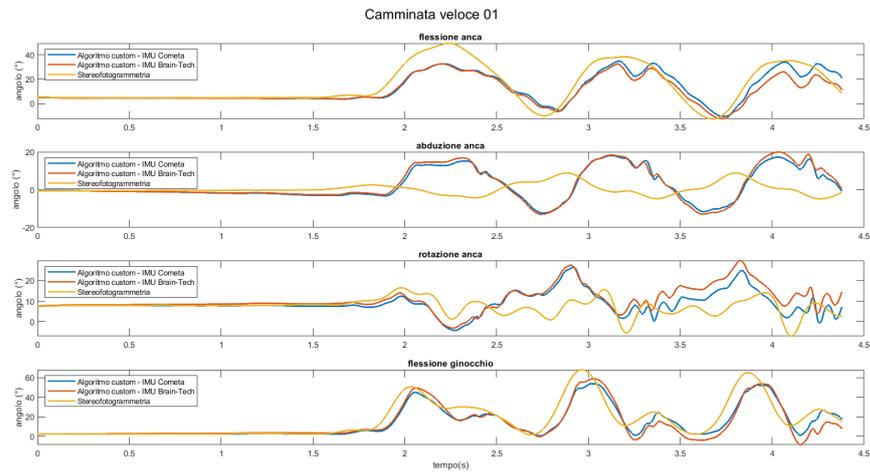


(a)

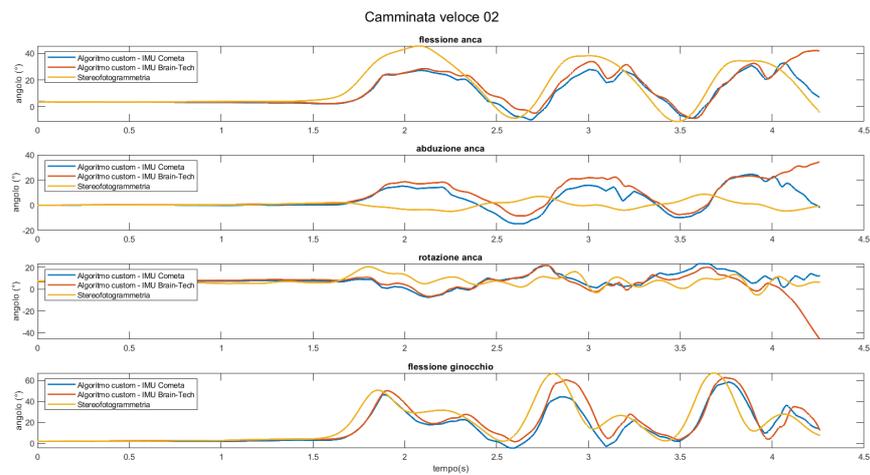


(b)

Figura 6.6: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata normale, prima prova (a) e seconda prova (b).



(a)



(b)

Figura 6.7: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata veloce, prima prova (a) e seconda prova (b).

sistemi di sensori inerziali rispetto alla stereofotogrammetria, anche in questo caso, sono stati calcolati il coefficiente di correlazione di Pearson (equazione 5.3), il root mean square error (equazione 5.2) e il root mean square error calcolato rispetto al ROM totale (equazione 5.4). Nel caso di questa sessione, sono stati messi a confronto anche i sistemi inerziali tra di loro, dunque sono stati calcolati CC, RMSE e RMSE% anche tra le IMU brain technologies e le IMU Cometa prese come riferimento.

Le tabelle di seguito (6.1-6.5) vengono riportati i valori dei parametri statistici calcolati per ciascun grado di libertà nelle diverse task motorie. Per motivi che verranno discussi nel paragrafo precedente, l'angolo di flessione dell'anca non viene riportato.

Camminata normale 1									
	VICON-COMETA			VICON-BT			COMETA-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: Camminata a velocità normale, prima prova: risultati per ciascun grado di libertà articolare. Confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).

Camminata normale 2									
	VICON-COMETA			VICON-BT			COMETA-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: Camminata a velocità normale, seconda prova: risultati per ciascun grado di libertà articolare. Confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).

Camminata veloce 1									
	VICON-COMETA			VICON-BT			COMETA-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: Camminata a velocità sostenuta, prima prova: risultati per ciascun grado di libertà articolare. Confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).

Camminata veloce 2									
	VICON-COMETA			VICON-BT			COMETA-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: Camminata a velocità sostenuta, seconda prova: risultati per ciascun grado di libertà articolare: confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).

Movimenti a 1 DoF									
	VICON-COMETA			VICON-BT			COMETA-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: Movimenti a 1 DoF: angolo di abduzione dell'anca relativo alla prova di abduzione della coscia e angolo di flessione del ginocchio relativo alla flessione della gamba. Confronto tra IMU Cometa (VICON-COMETA), IMU custom (VICON-BT) e tra i due sistemi IMU (COMETA-BT).

6.6 Discussione

La prova sperimentale del progetto di tesi ha presentato alcune criticità, principalmente legate all'ingombro dei sensori utilizzati. Le dimensioni piuttosto elevate dei moduli hanno reso difficoltoso il loro posizionamento sui segmenti corporei del soggetto. In particolare, per evitare l'occlusione dei marker necessari per la stereofotogrammetria, si è reso necessario collocare i sensori su superfici non perfettamente piane. L'estensione longitudinale delle breadboard e la loro rigidità non hanno permesso una perfetta adesione alle curve delle superfici. Inoltre, l'estensione longitudinale delle breadboard impiegate come supporto per il sistema di acquisizione non ha permesso di posizionare i sensori in modo che gli assi fossero paralleli ai segmenti corporei. Questo disallineamento ha inevitabilmente coinvolto anche i sensori inerziali WaveTrack, che sono stati montati sulle breadboard stesse per evitare di introdurre un bias dovuto a differenze di posizione tra i due sistemi di misura.

Inoltre, le prove dei movimenti semplici di anca e ginocchio sono state compromesse da un malfunzionamento dei sensori inerziali custom. In particolare, visualizzando gli andamenti dei dati grezzi di accelerazione e velocità angolare registrati dai sensori custom posizionati su gamba e coscia, sono stati osservati dei picchi anomali dovuti, probabilmente, a una perdita di dati legata allo scollegamento temporaneo dei microcontrollori dal power bank di alimentazione. Queste criticità hanno coinvolto principalmente la prova di flesso-estensione della coscia, durante la quale le IMU posizionate su gamba e coscia hanno rilevato dei picchi dubbi di accelerazione lineare

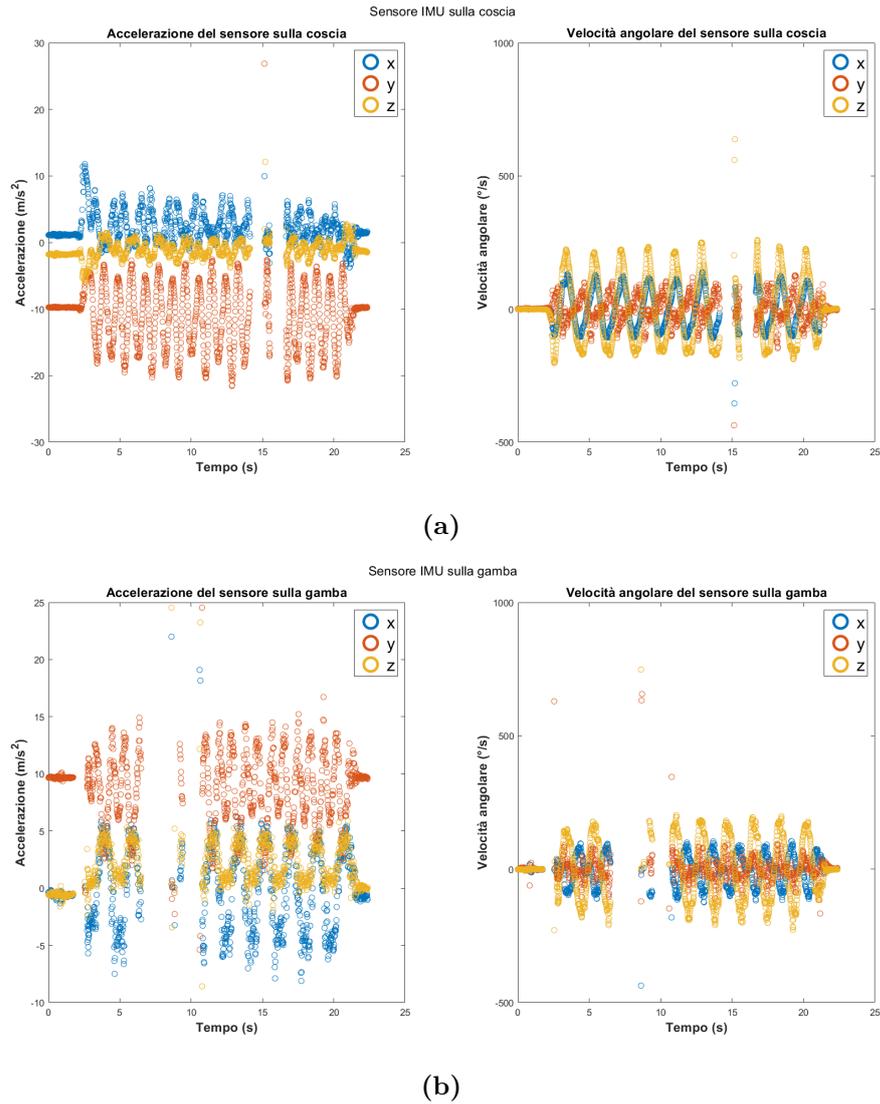


Figura 6.8: Grafici dell'andamento di accelerazione e velocità angolare durante le prove di flessione/estensione della coscia: IMU sulla coscia (a) e IMU sulla gamba (b).

e velocità angolare (figura 6.8). Per questo motivo i risultati ottenuti non hanno permesso un confronto ottimale con quanto ricostruito dagli altri sistemi utilizzati (Vicon e Cometa) e si è deciso di non prendere in considerazione questa task motoria. Il problema dei picchi anomali nei dati di accelerazione e velocità angolare dei sensori su coscia e gamba ha coinvolto anche le prove di flessione del ginocchio e di abduzione/adduzione della coscia, ma in minima parte, solo verso la fine della prova. Considerando questo, le due prove sono state ritenute valide e i dati sono stati opportunamente tagliati per eliminare le porzioni di segnale compromesse. Qui di seguito vengono mostrati i grafici che mostrano l'andamento di accelerazione e giroscopio nelle prove di flessione-estensione dell'anca, motivo per cui si è deciso, nella sezione dei risultati, di non riportare i dati relativi alla prova di flessione-estensione della coscia.

Venendo ai risultati, nelle prove di camminata a velocità diverse, si può osservare che l'algoritmo è stato in grado di ricostruire l'andamento della flessione-estensione dell'anca nel corso del movimento in modo coerente con quanto fatto dalla stereofotogrammetria. Infatti, osservando i valori del coefficiente di correlazione calcolato tra l'angolo di flessione calcolato a partire dai dati dei due sistemi inerziali e quello calcolato dalla stereofotogrammetria, si può notare che sono molto alti. In particolare si può osservare che nel confronto tra le IMU Cometa e la stereofotogrammetria, il coefficiente di correlazione è compreso tra un minimo di 0.89 e un massimo di 0.92; nel caso delle IMU di Brain Technologies questo è compreso tra 0.76 e 0.95. Si può osservare che, rispetto alla stereofotogrammetria, i sensori inerziali custom e WaveTrack hanno sottostimato il range of motion della coscia. Come mostrano infatti i valori di RMSE percentuali, si nota che gli angoli di flessione-estensione stimati hanno scostamento percentuale compreso tra l'11% e il 15% nel caso dei sensori WaveTrack, e tra il 12% e il 18% nel caso delle IMU sviluppate con Brain Technologies. I risultati si discostano di una quantità tra i 10° e i 20° nelle fasi di picco del movimento (ovvero nelle fasi di massima flessione). Questi errori risultano superiori rispetto a quanto ottenuto nella prima prova sperimentale e, probabilmente, questo è una conseguenza dell'ingombro eccessivo dei prototipi. Probabilmente, la collocazione dei dispositivi dei sensori custom così come di quelli commerciali (in quanto sono stati posizionati sulle breadboard dei prototipi) è stata tale da far sì che parte del movimento che doveva svilupparsi attorno all'asse mediolaterale dei sensori, si sia invece sviluppato attorno all'asse anteroposteriore: la flessione-estensione dell'anca è stata proiettata in parte sul piano frontale. Questo spiegherebbe la sottostima dell'angolo di flessione rispetto al sistema Vicon. Un aspetto fondamentale, che emerge visivamente dai grafici e matematicamente dal calcolo dei coefficienti di correlazione e RMSE, è la coerenza tra le stime ottenute con il sistema Brain Technologies e con il sistema Cometa. In particolare il coefficiente di correlazione tra le stime è superiore a 0.97, mentre il valore di RMSE è inferiore o uguale a 3,2° nelle prove di camminata normale e arriva al massimo a 5.5° nelle prove a velocità sostenuta. Questo suggerisce che il sistema di analisi progettato è in grado di fornire le stesse performance di un sistema più accreditato. Inoltre, questo dimostra che la pipeline proposta (sensor fusion, calibrazione sensore-segmento e calcolo degli angoli articolari) risulta robusta per il piano sagittale, nonostante entrambi i sistemi siano affetti da criticità legate all'ingombro.

Osservando l'angolo di abduzione-adduzione stimato nelle prove di camminata a velocità diverse, si può notare la mancanza di coerenza tra le stime ottenute a partire dai sensori inerziali (custom e Cometa) e quelle ottenute dal sistema Vicon. Esaminando il coefficiente di correlazione di Pearson tra le stime ottenute con i sensori custom, è evidente quanto questi siano ridotti, compresi tra -0.55 e -0.20. Il valore di RMSE è anche esso molto elevato (compreso tra 10° e 13.0°): le stime si discostano dai risultati di Vicon per valori compresi tra il 73% e più del 100% del ROM totale. Allo stesso modo avviene con le stime ottenute a partire dai dati dei

sensori inerziali Cometa: i valori del coefficiente di correlazione di Pearson si attestano tra -0.49 e -0.20, lo scostamento medio percentuale è compreso tra il 60% e arriva oltre l'80% del ROM. Questi valori di correlazione e RMSE percentuale mettono in evidenza un peggioramento notevole delle prestazioni dell'algoritmo rispetto alla prima prova sperimentale. Tuttavia, il confronto diretto tra le stime ottenute dai due sistemi inerziali dimostrano di nuovo elevata coerenza, segno che questa discrepanza è da attribuirsi principalmente al disallineamento, dovuto all'ingombro, degli assi dei sensori rispetto ai segmenti corporei. Come spiegato sopra, il movimento di flessione-estensione si è distribuito sia attorno all'asse mediolaterale che attorno all'asse anteroposteriore. L'angolo di abduzione dell'anca, nel corso della camminata, non ha un ampio ROM e per questo il disallineamento influenza così tanto il risultato. Come si può osservare dalla figura, l'andamento dell'angolo di abduzione stimato da Cometa e brain Technologies è molto più simile all'andamento dell'angolo di flessione-estensione che non all'angolo di abduzione stimato da Vicon. La prova di abduzione-adduzione dell'anca, invece, mostra che l'algoritmo è in grado di ricostruire con più precisione l'andamento sinusoidale con cui varia l'angolo di abduzione nel tempo. In questo caso, il disallineamento dovuto all'ingombro ha un'influenza minore sui risultati rispetto al caso della camminata, perché il ROM dell'angolo è di molto superiore rispetto al caso della camminata. Si può notare, infatti, che le stime ottenute dai dati grezzi dei sensori inerziali mostrano dei coefficienti di correlazione superiori e dei RMSE inferiori rispetto a quanto ottenuto durante la camminata (CC=0.58 e RMSE%=30 per le IMU BT; CC=0.81 e RMSE%=20 per le IMU COMETA). Questo dimostra che entrambi i sistemi inerziali sono stati in grado di isolare l'abduzione durante l'esecuzione di un movimento mirato.

Come detto in precedenza, durante la prova di abduzione si è verificato un malfunzionamento del sistema custom che ha compromesso i dati grezzi di accelerazione e velocità angolare, provocando un peggioramento delle sue stime rispetto a quelle dei sensori Cometa e della stereofotogrammetria, nelle fasi finali della task motoria. Anche in questo caso si possono osservare elevati coefficienti di correlazione e RMSE bassi tra le stime dei due sistemi di acquisizione inerziali, segno che il sistema di analisi progettato, più economico, è in grado di fornire le stesse performance di un sistema commerciale.

Per quanto riguarda la rotazione dell'anca si osserva che, come nella prova sperimentale precedente, l'algoritmo non è in grado di ricostruire l'andamento nel tempo di questo grado di libertà durante prove di camminata. I grafici della seconda sessione, infatti, mostrano in tutte e quattro le prove di camminata degli andamenti per nulla coerenti delle stime ottenute tramite sensori inerziali con quelli della stereofotogrammetria. Quanto constatabile visivamente dalle figure riportate, è confermato dai valori dei coefficienti di correlazione di Pearson e dei RMSE calcolati. In particolare, si osserva che il valore della correlazione oscilla tra un valore minimo di 0.03 e un valore massimo di 0.19 nel caso delle IMU custom, e tra 0.02 e 0.25 per le IMU Cometa. L'errore rispetto al ROM totale del grado di libertà si attesta tra il 28% e il 33% per le IMU

di brain Technologies, e tra 24% e 29% per le IMU COMETA.

Tuttavia, si può notare che tra le stime dell'intra-extra rotazione ottenute tramite IMU Cometa e IMU brain Technologies si possono osservare un'elevata correlazione, compresa tra 0.89 e 0.96, e percentuali di errore basse rispetto al ROM totale (tra il 7% e il 15%). Questo dimostra che le scarse prestazioni nella ricostruzione della rotazione dell'anca nel tempo non sono tanto dovute a un difetto nel sistema di acquisizione progettato, quanto all'algoritmo di calibrazione sensore-segmento proposto che non è ottimizzato per la ricostruzione del movimento nel piano trasversale.

La prova di flesso-estensione del ginocchio evidenzia che l'algoritmo ha ricostruito bene l'andamento sinusoidale del movimento. Tuttavia, gli angoli sono anche in questo caso sottostimati rispetto agli angoli restituiti da Vicon. Tra i due sistemi di sensori, quello che ha permesso di ottenere risultati più simili alla stereofotogrammetria, è il sistema custom.

Per quanto riguarda l'angolo di flesso-estensione del ginocchio, i risultati della seconda prova sperimentale hanno evidenziato nell'algoritmo delle capacità discrete nella ricostruzione del suo andamento nel tempo. Osservando i grafici di tutte e cinque le prove (movimento di flessione e prove di camminata), si nota che l'andamento ricavato a partire dai dati grezzi di entrambi i sistemi di sensori inerziali è molto simile a quello ottenuto tramite la stereofotogrammetria, anche se risulta leggermente in ritardo. Probabilmente anche questo è legato al posizionamento non ottimale dei sensori sui segmenti corporei.

Nonostante questo, nelle prove di camminata si possono osservare elevati valori di correlazione e bassi valori di RMSE percentuali. In particolare, gli angoli di flesso-estensione stimati a partire dai dati grezzi dei sensori brain Technologies mostrano valori di correlazione compresi tra 0.82 e 0.92 e valori di RMSE percentuale tra 11% e 17%. Nel caso delle IMU Cometa, i risultati sono leggermente migliori, con coefficienti di correlazione compresi tra 0.84 e 0.92 e valori di RMSE percentuale, anche questi compresi tra 11% e 17%. Per quanto riguarda il confronto diretto tra le prestazioni dei due sistemi inerziali, si osservano valori di correlazione compresi tra 0,96 e 0,99, e di RMSE percentuale tra 7% e 11%. Nel caso della prova di flesso-estensione della gamba, i risultati sono altrettanto soddisfacenti. Nonostante gli angoli ottenuti dai sistemi inerziali siano sottostimati rispetto ai ROM restituiti dalla stereofotogrammetria, sono stati ottenuti valori di correlazione notevoli, compresi di 0.93 per le IMU brain Technologies e 0.98 per le IMU Cometa. Il RMSE percentuale rileva discrepanze del 14% per le IMU brain Technologies e del 15% per le IMU Cometa. Confrontando tra loro i due sistemi di misura inerziali si osserva una buona coerenza tra le stime, con una correlazione circa pari a 0.98 e un valore di RMSE percentuale dell'11%.

6.7 Conclusioni

Il secondo test sperimentale ha previsto l'esecuzione dell'analisi del movimento di un soggetto durante lo svolgimento di prove di camminata e di movimenti monoarticolari, mediante tre sistemi di acquisizione differenti: il sistema Vicon, il sistema di sensori inerziali WaveTrack di Cometa e il sistema di sensori inerziali custom, sviluppato in collaborazione con l'azienda brain Technologies.

L'interesse, come nella prima prova sperimentale, è stato rivolto alla ricostruzione delle variazioni nel tempo degli angoli di flessione/estensione di anca e ginocchio, abduzione/adduzione e intra/extra rotazione (solo durante le prove di camminata) dell'anca.

L'obiettivo primario del test è stato quello di valutare la capacità del sistema di acquisizione inerziale custom, insieme all'algoritmo proposto, di ricostruire delle cinematiche articolari coerenti con quelle restituite dal sistema optoelettronico Vicon, ritenuto il metodo gold standard.

Sono state, inoltre, confrontate le stime degli andamenti temporali degli angoli articolari ottenuti dai dati dei due sistemi di acquisizione inerziali, a parità di algoritmo utilizzato (inteso come somma di sensor fusion, algoritmo di calibrazione sensore-segmento di Vargas-Valencia e calcolo degli angoli articolari), per valutare le performance del sistema custom rispetto a quelle di un sistema commerciale già ampiamente usato nelle analisi biomeccaniche. Infine, sono stati nuovamente comparati gli angoli articolari ottenuti dal sistema Vicon con quelli ricostruiti a partire dai dati grezzi dei sensori Cometa, per verificare eventuali discrepanze rispetto a quanto evidenziato dalla prima sessione sperimentale.

Nel corso della sessione sperimentale, sono state messe in evidenza alcune criticità legate al sistema di sensori inerziali custom.

Un primo aspetto critico emerso dall'utilizzo del sistema di sensori custom è legato alle dimensioni dei prototipi, che non hanno permesso una corretta integrazione dei diversi sistemi di acquisizione.

A causa dell'ingombro dei prototipi, si è reso necessario un posizionamento non ottimale dei sensori sui segmenti corporei del soggetto, causando il disallineamento tra i sistemi di coordinate dei sensori e i sistemi di riferimento anatomici. Questo ha influito negativamente sulle stime degli articolari. Nello specifico, durante le prove di camminata, è stato osservato che, per entrambi i sistemi inerziali, il contributo del moto nel piano sagittale è stato erroneamente proiettato anche lungo gli assi anteroposteriori dei sensori inerziali custom e Cometa, precludendo la ricostruzione dell'angolo di abduzione/adduzione dell'anca.

Sempre considerando le prove di camminata, l'ingombro potrebbe essere la causa anche del deterioramento delle prestazioni dei sistemi inerziali nella ricostruzione degli angoli di flessione/estensione di anca e ginocchio. Nonostante i tracciati articolari ottenuti dai due sistemi inerziali risultino coerenti con le cinematiche riportate

dal sistema Vicon, i range of motion delle articolazioni risultano tendenzialmente sottostimati.

Un altro aspetto critico è legato all'alimentazione dei sensori. I prototipi non sono stati dotati di una batteria ricaricabile integrata, ma vengono alimentati da batterie portatili collegate ai microcontrollori tramite cavi micro-USB. L'alimentazione passa all'unità inerziale ICM-20948 attraverso dei collegamenti non saldati al sensore e ciò aumenta il rischio di eventuali disconnessioni. Questo aspetto ha compromesso irrimediabilmente l'analisi del movimento nel caso della prova di flessione della coscia, in cui il movimento ad ampio ROM compiuto dal soggetto potrebbe aver provocato la disconnessione momentanea del sensore dall'alimentazione. Questo potrebbe essere la causa della presenza di picchi spuri nei segnali di accelerazione e velocità angolare, che non ha reso possibile l'utilizzo della prova per il confronto delle prestazioni.

Nonostante le criticità evidenziate sopra, le ricostruzioni degli angoli di flessione/estensione di anca (nelle prove di camminata a velocità diverse) e di ginocchio (in tutte le prove) dei sistemi inerziali evidenziano una buona coerenza con quanto ottenuto dal sistema Vicon, a meno di sottostime del ROM articolare. Questo conferma la capacità dell'algoritmo (inteso come somma di algoritmo di sensor fusion, algoritmo di calibrazione sensore-segmento di Vargas-Valencia e calcolo degli angoli articolari) nel ricostruire gli angoli in modo affidabile nel piano sagittale, nonostante il posizionamento non ottimale dei sensori sul soggetto.

Nel caso della prova di movimento semplice di abduzione/adduzione della coscia, le stime dell'andamento articolare risultano migliorate rispetto al caso delle prove di camminata. Si può ipotizzare che questo sia dovuto al fatto che il ROM dell'articolazione fosse notevolmente più ampio nel piano frontale rispetto al caso del cammino, dunque il disallineamento tra i piani ha avuto un'influenza minore. Per quanto riguarda l'angolo di rotazione dell'anca, invece, sono stati confermati i risultati negativi già messi in evidenza dalla prima prova sperimentale. Questo aspetto può essere, quindi, attribuito a un difetto dell'algoritmo nel ricostruire correttamente i movimenti nel piano anatomico trasversale.

Un aspetto fondamentale che è emerso da questa seconda prova sperimentale è la coerenza tra i risultati ottenuti con il sistema di sensori di brain Technologies e con il sistema Cometa, le cui stime hanno mostrato tra loro alti coefficienti di correlazione e bassi valori di errore. Questo indica che il sistema di analisi progettato è in grado di fornire le stesse performance di un sistema più accreditato, a parità di algoritmo utilizzato. Le prestazioni ridotte del sistema non sono da ricondursi a una scarsa qualità dei sensori quanto al posizionamento di questi sui segmenti corporei che ha influito negativamente anche sulle ricostruzioni ottenute a partire dai dati dei sensori Cometa.

Queste osservazioni hanno motivato la scelta di eseguire una terza prova sperimentale, finalizzata a confrontare esclusivamente i due sistemi di sensori inerziali (Cometa e custom), riducendo l'effetto legato all'ingombro dei dispositivi.

Occorre ricordare, come già stato fatto nel caso della prima prova sperimentale, che questi risultati non possono essere in alcun modo generalizzabili a una popolazione più eterogenea e che il confronto tra le performance dei diversi sistemi di acquisizione risente di questa limitazione. Per rendere il risultato più robusto, sarebbe opportuno condurre ulteriori test in cui poter prendere in considerazione una popolazione più ampia per numero di individui e più eterogenea.

Capitolo 7

Terza prova sperimentale: confronto diretto tra la prestazioni del sistema di sensori custom e del sistema di sensori commerciali

In questo capitolo vengono descritti i dettagli e i risultati della terza prova sperimentale. Il test ha avuto lo scopo di effettuare un confronto diretto tra le stime delle cinematiche articolari ottenute, a parità di algoritmo utilizzato, a partire dai dati grezzi del sistema custom e del sistema commerciale (Cometa), acquisiti durante l'esecuzione di prove di camminata a velocità diverse e movimento monoarticolari da parte di un soggetto.

7.1 Strumentazione

La terza prova sperimentale ha avuto luogo all'interno del laboratorio del "Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale" (DIMEAS), presso il Politecnico di Torino.

Per gli scopi del test sperimentale, sono stati utilizzati i tre sensori inerziali custom, sviluppati in collaborazione con brain Technologies, e i tre sensori inerziali WaveTrack (Cometa, Italia) [69] messi a disposizione dal dipartimento.

I sensori inerziali di brain Technologies hanno registrato i segnali di accelerazione lineare, velocità angolare e campo magnetico (9 DoF) campionati a 140.6 Hz. I sensori hanno anche restituito i quaternioni calcolati dal DMP a partire dai dati grezzi dei tre sensori inerziali, che non sono stati utilizzati.

I sensori inerziali WaveTrack Cometa sono stati configurati in modalità `Mixed6xData` per ottenere i dati di accelerometro, giroscopio e campo magnetico campionati a 142 Hz e i quaternioni calcolati a partire dai dati grezzi di accelerazione e giroscopio. Sono stati utilizzati i dati ricampionati a 2000 Hz come nelle due prove sperimentali precedenti.

A partire dai dati grezzi acquisiti dai due sistemi di sensori inerziali sono state ricostruite le cinematiche articolari di anca e ginocchio dell'arto inferiore destro. Sono stati dapprima calcolati i quaternioni utilizzando l'algoritmo di sensor fusion di Madgwick (paragrafo 4.1). Successivamente è stata eseguita la calibrazione sensore-segmento applicando la procedura di Vargas-Valencia (paragrafo 4.2.2) e, infine, sono stati calcolati gli angoli articolari con le formule di Grood e Suntay (paragrafo 4.3). L'interesse si è concentrato, anche in questo caso, sugli angoli di flessione/estensione di anca e ginocchio, abduzione/adduzione e intra/extra rotazione dell'anca.

7.2 Esecuzione del test sperimentale

La terza prova sperimentale è stata eseguita su un soggetto diverso rispetto alle prime due, alto 180 cm e di massa 79 kg.

Per l'esecuzione della prova sono stati posizionati i sensori inerziali dell'azienda sulle pelvi, sulla coscia destra e sulla gamba destra.

A loro volta sono stati posizionati i sensori inerziali Cometa, dopo essere stati opportunamente calibrati, azzerando l'offset del giroscopio e dell'accelerometro (come già descritto nel paragrafo 5.3). Per evitare di introdurre bias tra i due sistemi di acquisizione legati al posizionamento dei sensori, come nella seconda prova sperimentale, i sensori WaveTrack sono stati attaccati alle breadboard dei sensori di brain Technologies come descritto nel paragrafo 6.3.

I sensori Cometa sono stati orientati come segue:

- sulle pelvi: asse X in direzione caudo-craniale, asse Y in direzione mediolaterale verso sinistra e asse Z in direzione anteroposteriore in verso opposto alle punte dei piedi;
- sulla coscia destra e sulla gamba destra: asse X in direzione caudi-craniale, asse Y in direzione anteroposteriore in verso opposto alle punte dei piedi e l'asse Z in direzione mediolaterale verso destra.

Nelle immagini in figura 7.1 vengono mostrati i sensori inerziali posizionati sui segmenti corporei del soggetto.

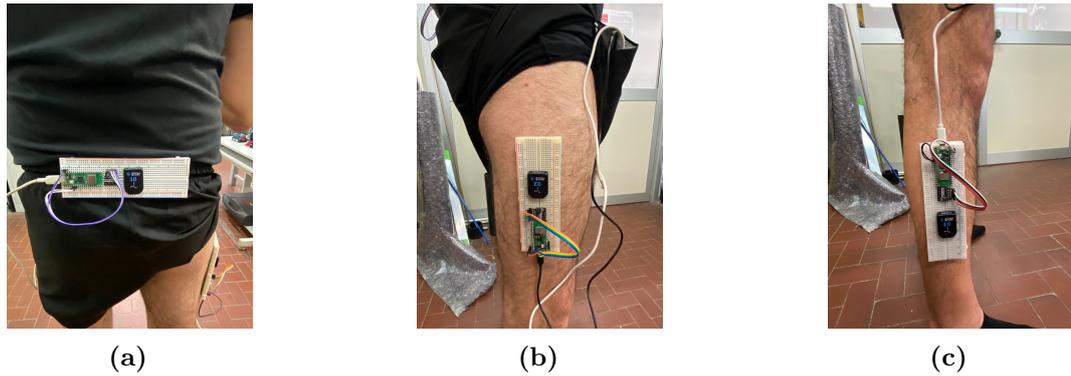


Figura 7.1: L'immagine mostra il dettaglio del posizionamento dei sensori inerziali di brain Technologies e WaveTrack (Cometa, Italia) sul corpo del soggetto: (a) pelvi, (b) coscia, (c) gamba.

Di seguito viene mostrato il soggetto, nelle tre viste, una volta completata la procedura di posizionamento dei sensori inerziali (figura 7.2).

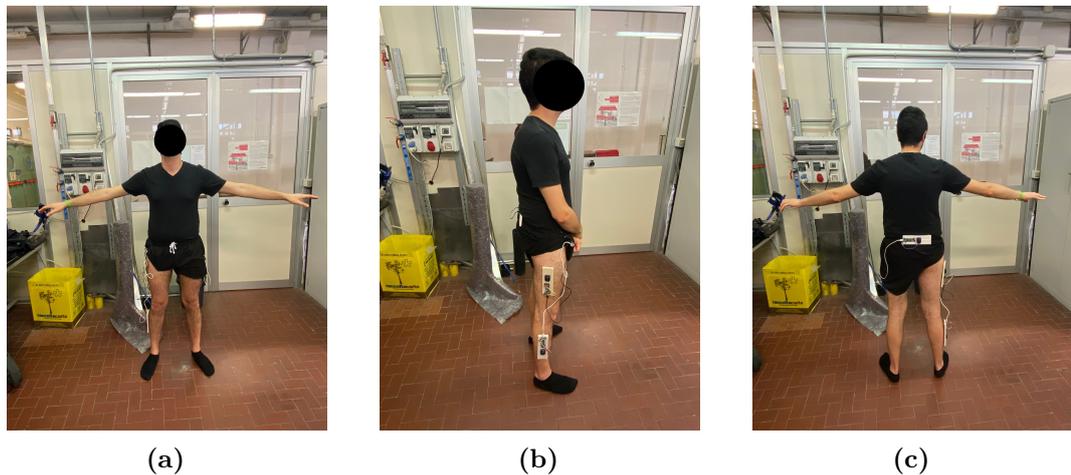


Figura 7.2: L'immagine mostra il soggetto a vestizione completata, nelle tre viste: (a) frontale, (b) laterale, (c) posteriore.

Durante la terza prova sperimentale è stato richiesto al soggetto di compiere le seguenti task motorie, due volte ciascuna:

- flesso-estensione dell'anca destra: al soggetto è stato chiesto di compiere 5 ripetizioni consecutive del movimento di flesso-estensione, cercando di raggiungere la massima ampiezza di movimento e mantenendo bloccate le articolazioni di ginocchio e caviglia in posizione neutra;
- abduzione-adduzione dell'anca destra: al soggetto è stato chiesto di compiere 5 ripetizioni consecutive del movimento di abduzione-adduzione della coscia destra, cercando di raggiungere la massima ampiezza di movimento e mantenendo le altre articolazioni fisse;

- flesso-estensione del ginocchio destro: al soggetto è stato chiesto di compiere 5 ripetizioni consecutive di flesso-estensione del ginocchio, mantenendo bloccate le altre articolazioni e cercando di coprire l'intero range of motion;
- camminata a velocità normale: il soggetto ha compiuto due prove di camminata alla propria velocità normale, percorrendo un tratto rettilineo;
- camminata a velocità sostenuta: il soggetto ha eseguito due prove di camminata a velocità superiore rispetto al caso precedente, percorrendo il medesimo percorso rettilineo.

All'inizio di ogni acquisizione, il soggetto ha mantenuto una posa statica neutra per circa un secondo.

7.3 Post-processing dei dati

Il post-processing dei dati acquisiti tramite i due sistemi di sensori inerziali è stato eseguito in Matlab (Mathworks, Inc., Massachusetts, USA). I segnali di accelerazione, velocità angolare e campo magnetico sono stati ricampionati da 140.6 Hz alla frequenza di 2000 Hz, per ottenere coerenza tra i due sistemi di acquisizione.

Poiché non è stato implementato un meccanismo per permettere la sincronizzazione tra i segnali dei sensori inerziali WaveTrack e custom, è stato necessario eseguire questo passaggio in fase di post-processing con le medesime modalità spiegate nel paragrafo 6.4.

I dati grezzi di accelerometro e giroscopio sono stati utilizzati per calcolare, mediante il filtro di Madgwick, i quaternioni rappresentanti l'orientamento di ciascun sensore inerziale (Cometa e custom) rispetto al sistema di riferimento globale.

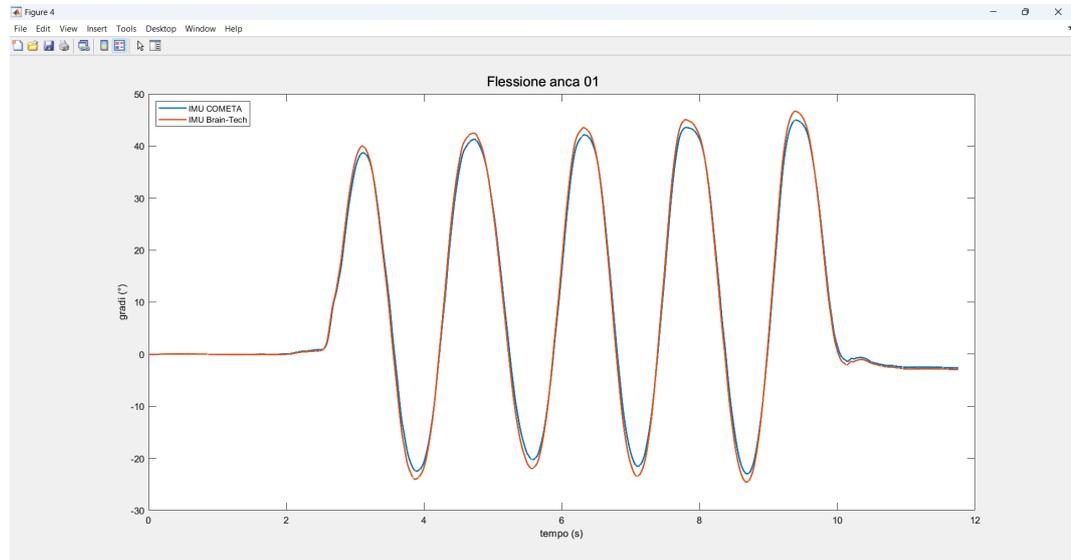
Per i motivi già spiegati nel paragrafo 5.4, anche in questo caso i quaternioni ottenuti sono stati opportunamente ruotati per differenziare l'orientamento del sensore IMU sulle pelvi rispetto all'orientamento dei sensori inerziali su coscia e gamba.

Sui quaternioni ottenuti è stato applicato l'algoritmo di calibrazione sensore-segmento di Vargas-Valencia et al. e infine sono stati calcolati gli angoli articolari di flesso/estensione di anca e ginocchio, di abduzione/adduzione e intra/extra rotazione (solo per le prove di camminata) dell'anca. Gli andamenti articolari ottenuti sono stati opportunamente filtrati con un filtro di Butterworth del quarto ordine, impostando una frequenza di taglio di 15 Hz, in modo da ottenere tracciati poco rumorosi e facilmente interpretabili.

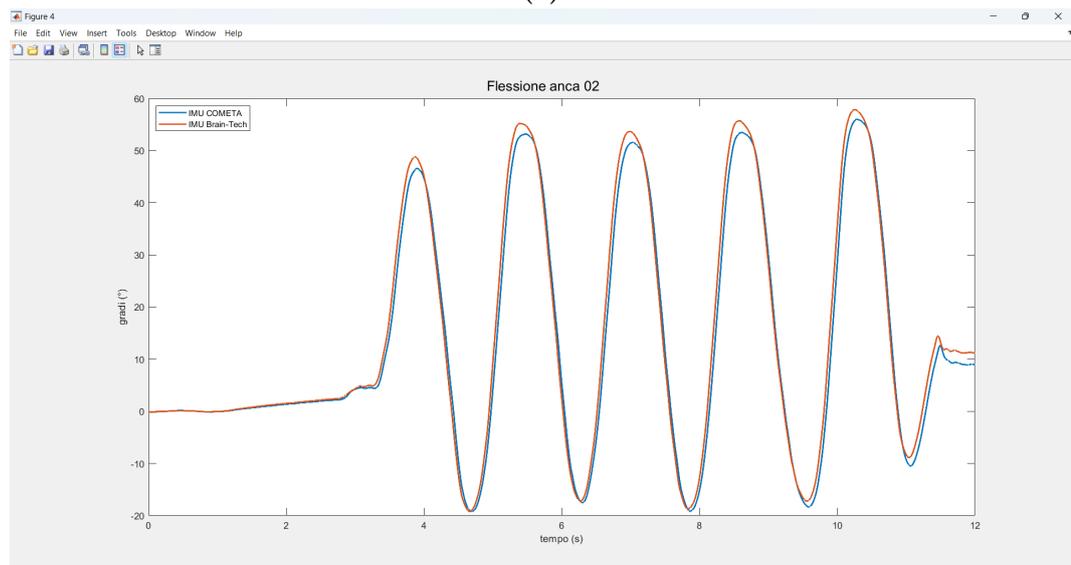
7.4 Risultati

Per ogni task motoria, gli andamenti temporali degli angoli articolari ricostruiti a partire dai dati dei due sistemi di sensori inerziali utilizzati sono stati rappresentati in

opportuni grafici, in modo da permettere una valutazione qualitativa della correlazione e della coerenza dei risultati ottenuti. Nelle figure di seguito vengono riportati i grafici realizzati (figure da 7.3 a 7.7).



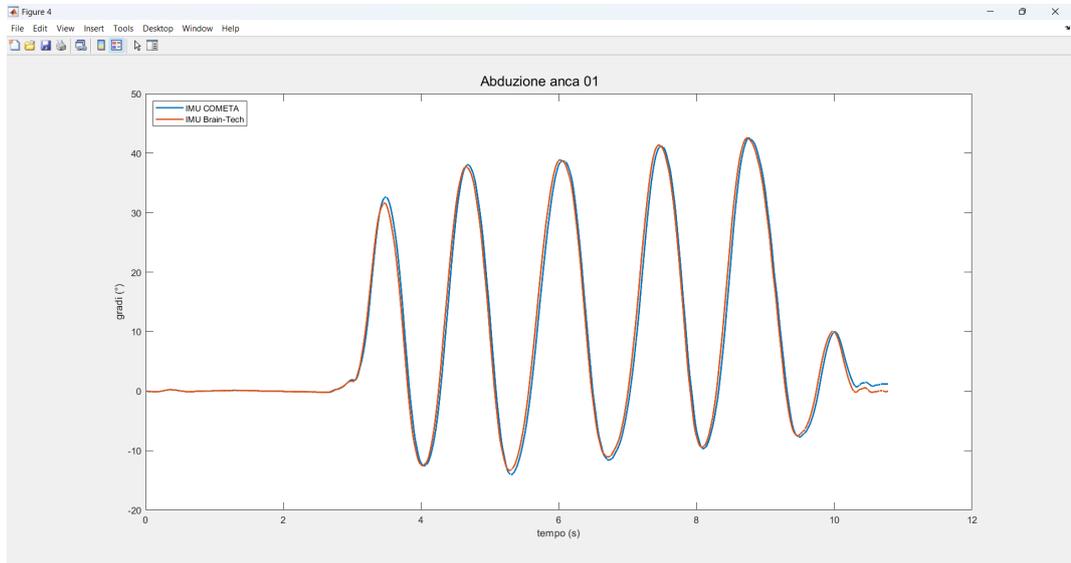
(a)



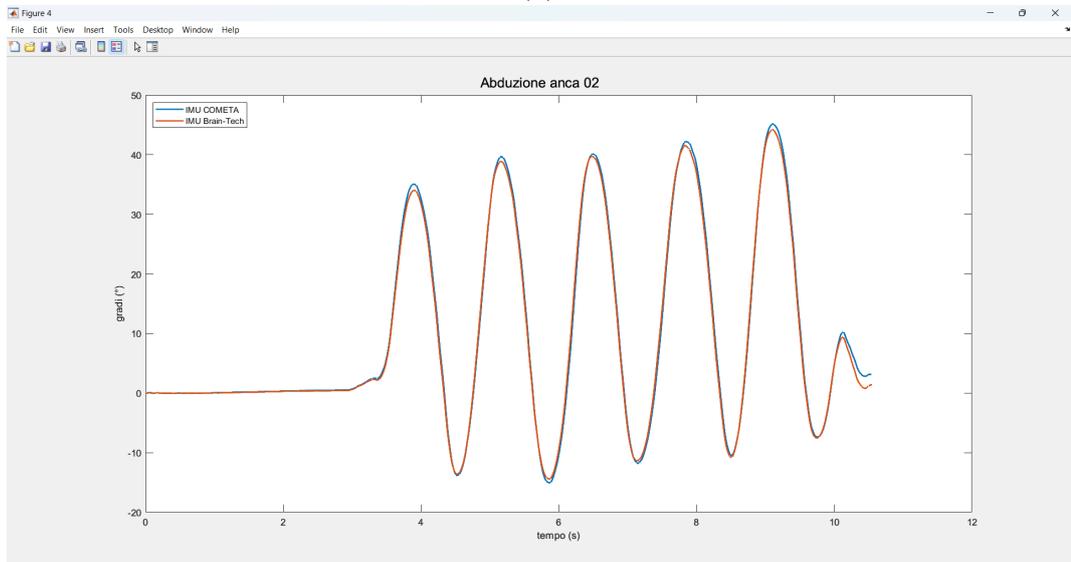
(b)

Figura 7.3: Grafico dell'andamento dell'angolo di flesso-estensione dell'anca durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).

Per confrontare quantitativamente le cinematiche articolari ricostruite a partire dai dati grezzi dei sensori inerziali custom con quelle ricostruite dai dati grezzi del sistema Cometa, già ampiamente utilizzato nel contesto dell'analisi biomeccanica, sono stati calcolati il coefficiente di correlazione di Pearson (CC), il root mean square error (RMSE) e il root mean square error percentuale (RMSE%). Nelle tabelle da 7.1 a 7.5 vengono raccolti i risultati ottenuti suddivisi tra le diverse task motorie analizzate.

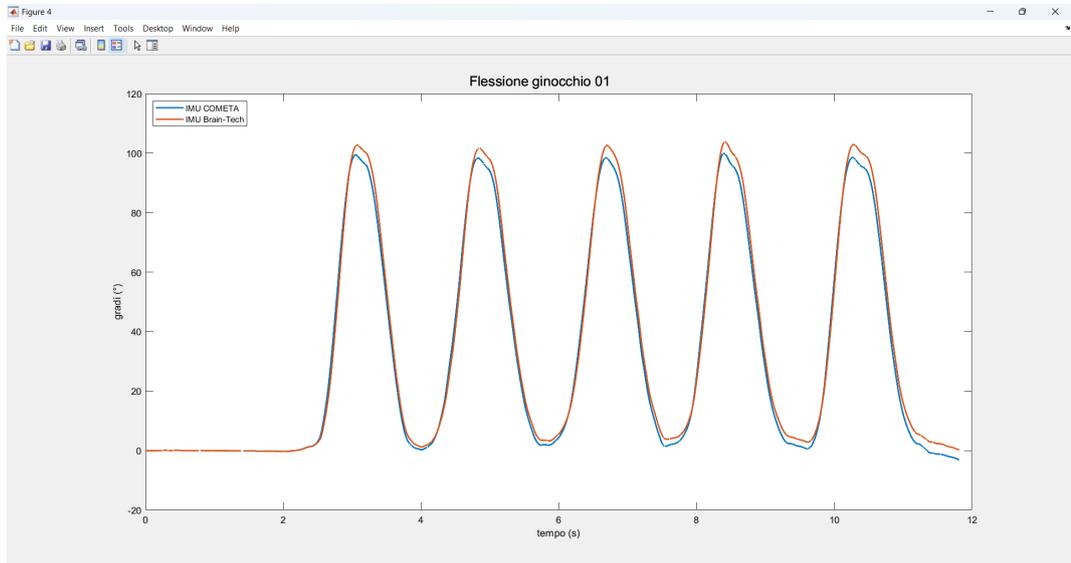


(a)

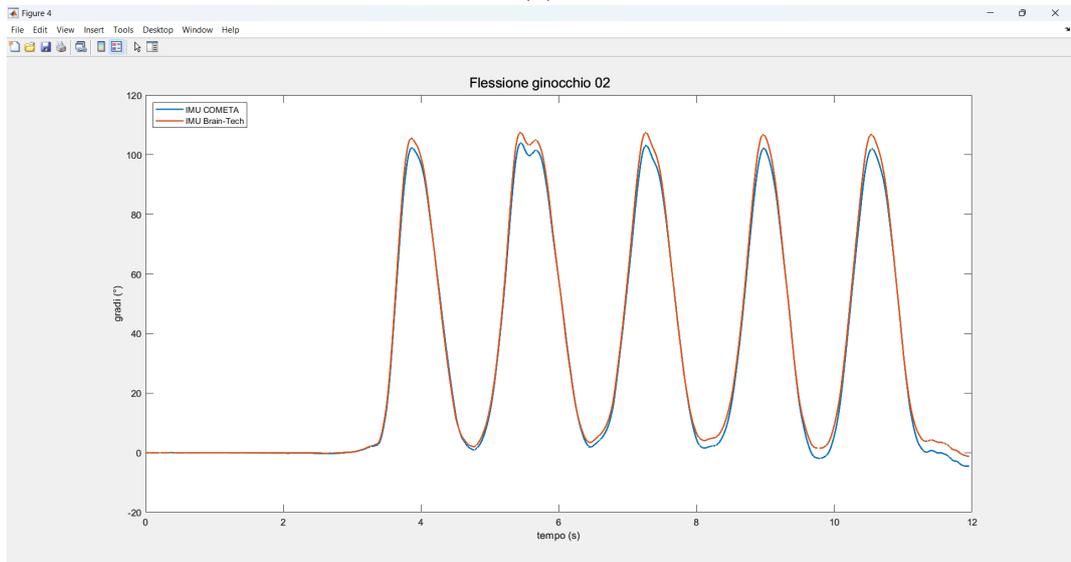


(b)

Figura 7.4: Grafico dell'andamento dell'angolo di abduzione-adduzione dell'anca durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).

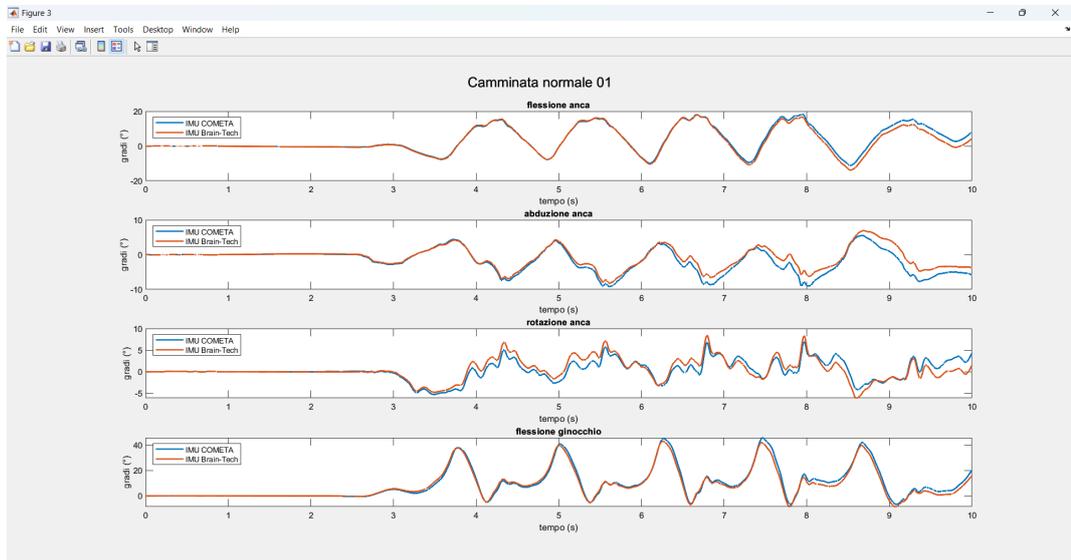


(a)

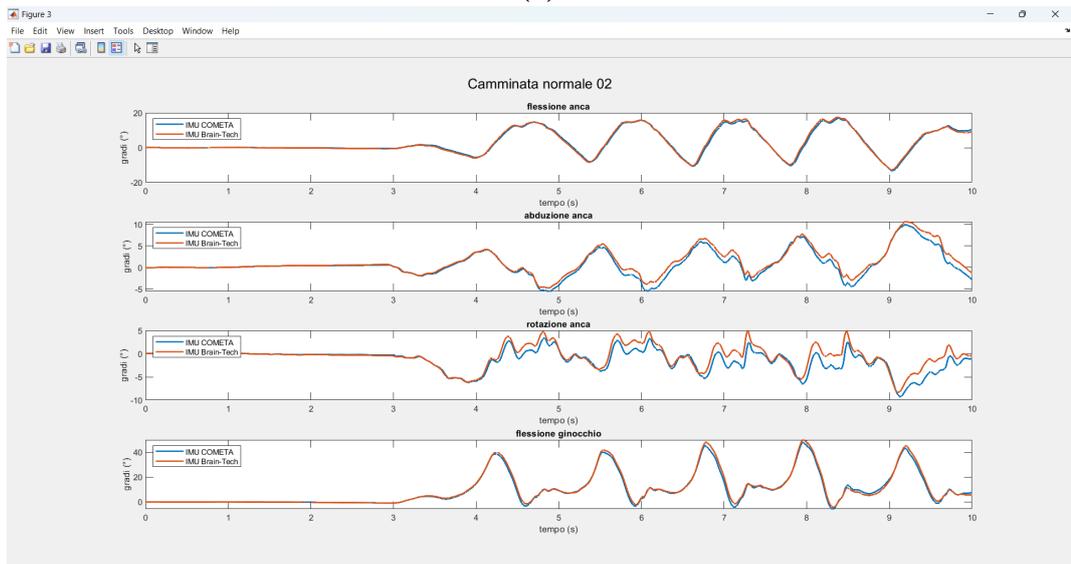


(b)

Figura 7.5: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione del ginocchio durante il movimento analogo, prima prova (a) e seconda prova (b).

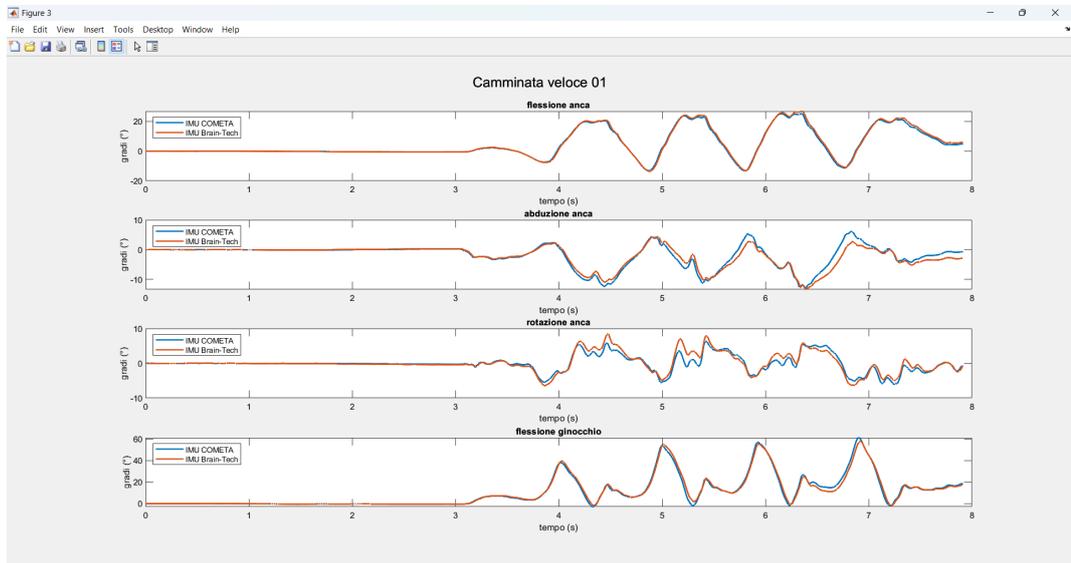


(a)

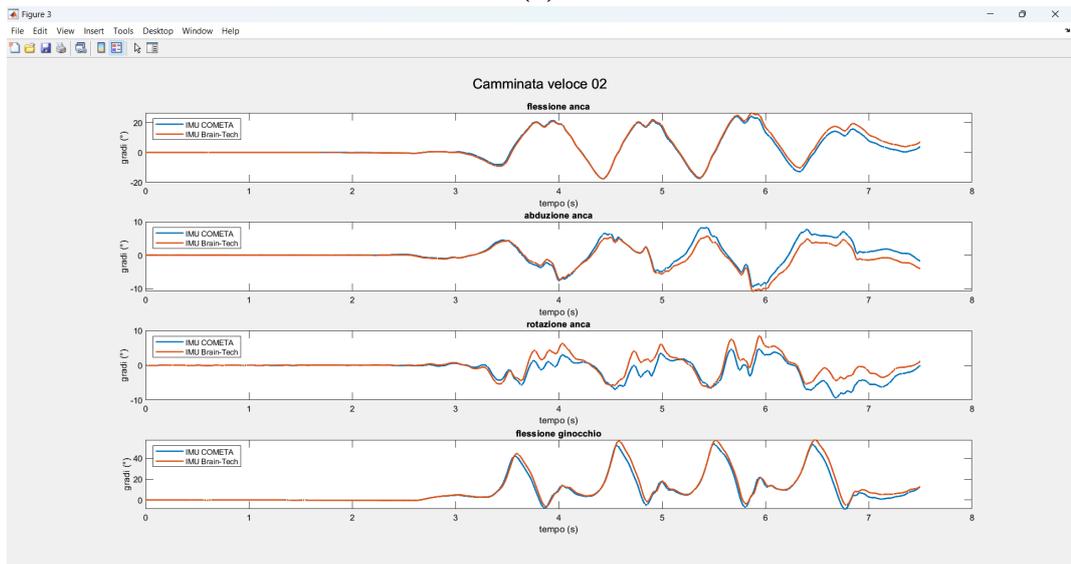


(b)

Figura 7.6: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante le prova di camminata normale, prima prova (a) e seconda prova (b).



(a)



(b)

Figura 7.7: Grafico dell'andamento dell'angolo di flessione, abduzione e rotazione dell'anca e di flessione del ginocchio durante la prima prova di camminata a velocità sostenuta.

Movimenti a 1 DoF			
	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca 01	1.810	2.665	0.997
Flesso-estensione anca 02	2.651	3.527	0.994
Abd/adduzione anca 01	1.717	3.037	0.994
Abd/adduzione anca 02	0.771	1.280	0.999
Flesso-estensione ginocchio 01	2.892	2.808	0.998
Flesso-estensione ginocchio 02	2.268	2.091	0.999

Tabella 7.1: Movimenti a 1 DoF: valori di CC, RMSE e RMSE% di confronto gli angoli ricostruiti dai sistemi Cometa e brain Technologies nelle prove di movimento monoarticolare di anca e ginocchio.

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 7.2: Camminata a velocità normale, prima prova: parametri statistici di confronto per ciascun grado di libertà articolare tra IMU Cometa e brain Technologies.

Camminata normale 02			
	RMSE(°)	RMSE%	CC
Flesso-estensione anca	0.600	2.000	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 7.3: Camminata a velocità normale, seconda prova: parametri statistici di confronto per ciascun grado di libertà articolare tra IMU Cometa e brain Technologies.

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 7.4: Camminata a velocità sostenuta, prima prova: parametri statistici di confronto per ciascun grado di libertà articolare tra IMU Cometa e brain Technologies.

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 7.5: Camminata a velocità sostenuta, seconda prova: parametri statistici di confronto per ciascun grado di libertà articolare tra IMU Cometa e brain Technologies.

7.5 Discussione

Di seguito verranno discussi i risultati e i grafici mostrati nel paragrafo precedente.

Dall'osservazione dei grafici relativi alla flesso/estensione dell'anca, si può constatare che le stime dell'angolo di flesso/estensione dell'anca ottenute a partire dai dati grezzi acquisiti dalle IMU di brain Technologies risultano coerenti con quelle ottenute a partire dalle acquisizioni dei sensori Cometa, presi come riferimento. Nello specifico si può notare che, nel caso delle prove di camminata (figura 7.6-7.7), i tracciati appaiono sempre sovrapposti per quasi tutta la durata del movimento, a eccezione dei tratti finali della seconda prova di camminata a velocità sostenuta e della prima a velocità normale, in cui si può notare una differenza tra i due andamenti.

Quanto evidenziato nei grafici è supportato quantitativamente dai parametri statistici calcolati e mostrati nelle tabelle (7.2-7.5). I coefficienti di correlazione di Pearson calcolati sono risultati molto elevati, compresi tra un valore minimo 0.987 a un massimo di 0.998. Inoltre, lo scostamento massimo tra i due sistemi non supera il valore di 1.583° , mentre il RMSE% si mantiene sempre al di sotto del 5% del ROM totale. Nel caso delle prove di flesso/estensione della coscia (figura 7.3), si può osservare che la ricostruzione ottenuta dalle IMU di brain Technologies risulta molto fedele a quanto ottenuto dalle IMU Cometa, ma nelle fasi di flessione l'angolo risulta leggermente sovrastimato. Tuttavia, anche in questo caso, i parametri statistici ottenuti hanno confermato un'ottima stima del grado di libertà, con un valore di correlazione pari a 0.998, un RMSE al di sotto di 1° e un errore relativo inferiore al 2% del ROM totale.

Nel caso dell'angolo di abduzione/adduzione dell'anca, sono state ottenute prestazioni altrettanto positive sia nelle prove di camminata che nel caso dei movimenti di abduzione/adduzione della coscia.

Da una valutazione visiva dei grafici ottenuti, si evince che il sistema di sensori dell'azienda brain Technologies è stato in grado di ricostruire il grado di libertà dell'abduzione con la stessa precisione del sistema Cometa, ad eccezione di lievi sottostime.

Le evidenze che emergono dai grafici sono confermate dai parametri statistici cal-

colati. Osservando i dati numerici ricavati prova per prova, si nota il coefficiente di correlazione raggiunge anche in questo caso valori molto elevati, non scendendo mai al di sotto di 0.94. A supporto della qualità delle stime, si evidenziano anche valori contenuti dell'errore: l'RMSE non ha mai superato 1.72° , mentre l'RMSE% si è mantenuto tra 1.280% e 9.046% del range of motion totale. In particolare, le differenze minime tra le ricostruzioni dei due sistemi sono state ottenute nelle prove di abduzione/adduzione della coscia, mentre nel caso delle prove di camminata le discrepanze sono state maggiori.

Nel caso dell'angolo di intra/extra rotazione dell'anca, calcolato nell'ambito delle prove di camminata, le stime ottenute con i dati acquisite dalle IMU di brain Technologies si mantengono coerenti con quelle ottenute con i dati dei sensori Cometa, ma la precisione e la correlazione diminuiscono rispetto agli angoli di abduzione/adduzione e flessione/estensione. I risultati ottenuti sono da considerarsi comunque soddisfacenti. Ad esempio, il coefficiente di correlazione di Pearson, nelle diverse prove, si mantiene entro un intervallo compreso tra 0.83 e 0.94, indicando un buon grado di corrispondenza tra le stime dei due diversi sistemi inerziali. Dal punto di vista della precisione delle stime, si può notare che l'RMSE si attesta su valori contenuti ($0.935^\circ < \text{RMSE} < 1.858^\circ$). Tuttavia, rispetto all'intero ROM della rotazione, questi errori hanno un peso superiore in percentuale: l'errore relativo risulta infatti compreso tra un minimo del 7.57% e un massimo del 13.18%. Questo è anche legato al fatto che il range of motion dell'angolo di rotazione interna dell'anca è estremamente limitato.

I risultati relativi all'angolo di flessione/estensione del ginocchio mostrano che il sistema di sensori custom ha ottenuto un buon grado di accuratezza nelle stime di questo grado di libertà. Questo non risulta evidente solo dai grafici mostrati nelle figure 7.5, 7.6 e 7.7, ma anche dalle valutazioni statistiche.

I coefficienti di correlazione di Pearson sono molto elevati, raggiungendo valori anche prossimi a 1. Le ricostruzioni ottenute a partire dai dati dei due sistemi, inoltre, si discostano di poco tra loro. In particolare, il valore del RMSE è compreso tra $1,312^\circ$ e $2,851^\circ$, valori molto piccoli se messi a confronto con l'intero range of motion del ginocchio. Tra tutte le prove eseguite, quelle che hanno mostrato la maggiore accuratezza e correlazione tra i due sistemi sono state le prove di flessione-estensione della coscia.

7.6 Conclusioni

La terza prova sperimentale ha avuto come scopo quello di mettere a confronto esclusivamente il sistema di acquisizione custom, sviluppato con brain Technologies, con il sistema di sensori inerziali WaveTrack di Cometa, già ampiamente utilizzato nel contesto dell'analisi biomeccanica e per questo preso come riferimento.

La scelta di non prendere in considerazione la stereofotogrammetria è stata guidata dalla volontà di testare le performance del sistema di acquisizione custom

e dell'algoritmo proposto in un contesto in cui l'eccessivo ingombro dei prototipi non compromettesse il posizionamento ottimale dei sensori sul corpo del soggetto. In questo modo la vestizione del soggetto è stata migliorata rispetto alla seconda sessione sperimentale, per permettere una ricostruzione della cinematica articolare più accurata.

A partire dai dati grezzi acquisiti dai due sistemi di sensori inerziali sono stati calcolati gli angoli di flessione/estensione di anca e ginocchio, l'angolo di abduzione/adduzione e di intra/extra rotazione dell'anca (solo per le prove di camminata). Sono stati calcolati dapprima i quaternioni con l'algoritmo di Madgwick, poi è stata eseguita la procedura di calibrazione sensore-segno proposta da Vargas-Valencia e infine sono state applicate le formule di Grood e Suntay.

Le cinematiche articolari ricostruite dai due sistemi di misura custom hanno mostrato elevata coerenza tra loro. Questo è risultato particolarmente evidente nel caso dei movimenti a singolo grado di libertà, in cui sono stati registrati i coefficienti di correlazione più alti e gli errori più bassi.

Ciò suggerisce che i sensori inerziali di brain Technologies rilevano in modo più efficace i movimenti che si sviluppano attorno e lungo un singolo asse.

Alla luce dei risultati ottenuti in questa terza sessione sperimentale, è possibile affermare che i sensori inerziali custom, sviluppati in collaborazione con l'azienda brain Technologies, possono essere considerati un'alternativa valida e a basso costo ai sistemi di sensori inerziali commerciali più accreditati. Infatti, considerando l'insieme dei componenti che costituiscono il singolo sensore, il costo complessivo che si raggiunge è di molto inferiore rispetto al costo di un sistema commerciale presente sul mercato.

Occorre però mettere in evidenza una serie di limitazioni, legate alle modalità di esecuzione del test così come ai prototipi. Innanzitutto, occorre ribadire che il test eseguito, seppur su un soggetto diverso rispetto alle prime due prove, non può essere considerato statisticamente significativo. Dunque, il primo aspetto che andrà approfondito in futuro è il confronto tra le performance di questi due sistemi alla luce di una popolazione più eterogenea.

Dal punto di vista del prototipo, invece, è da sottolineare come le ricostruzioni delle cinematiche angolari ottenute dal sistema di sensori abbiano mostrato un buon grado di coerenza con quanto ottenuto dai sensori WaveTrack (Cometa). Tuttavia, occorre prendere in considerazione una serie di aspetti che andrebbero migliorati al fine di ottenere un sistema valido e competitivo rispetto a un sistema commerciale già validato, ma soprattutto funzionale. È ragionevole pensare che tutti i miglioramenti proposti avranno sicuramente un aumento dei costi della strumentazione come diretta conseguenza. Si confida però sul fatto che, nonostante questo, il prezzo raggiunto non eguaglierebbe il prezzo degli attuali sistemi commerciali sul mercato.

Il primo aspetto da migliorare è sicuramente legato alle dimensioni dei prototipi, come già reso evidente dai risultati ottenuti nel caso della seconda prova sperimentale. Come

è stato dimostrato in questo capitolo, una diminuzione dell'ingombro, conseguente a una miniaturizzazione dell'hardware del sistema, migliorerebbe sicuramente il protocollo di vestizione del soggetto. Questo a sua volta, permetterebbe di migliorare le performance del sistema di acquisizione che, dato il posizionamento corretto dei dispositivi sui segmenti corporei, sarebbe in grado di discernere meglio i movimenti, senza sovrapporre le informazioni dei piani anatomici.

Un altro aspetto cruciale emerso in sede della seconda prova sperimentale è legato all'alimentazione. Allo stato attuale, né i sensori ICM-20948 né le schede Raspberry Pi Pico W sono dotate di una batteria integrata e questo implica la necessità di un collegamento esterno a una batteria di supporto. Questo costituisce sicuramente un limite della tecnologia perchè implica la necessità di utilizzare una breadboard e dei collegamenti cablati che, a causa di un movimento brusco o altri possibili eventi, potrebbero scollegarsi e portare alla perdita di dati. Una soluzione di questo genere probabilmente appesantirebbe il sensore e aumenterebbe il costo della strumentazione, ma permetterebbe di avere un'unità inerziale anche più agevole da indossare, senza il rischio che possano scollegarsi i cavi o che possano rompersi.

In futuro sarebbe opportuno introdurre dei miglioramenti nell'interfaccia utente, sia dal punto di vista dell'hardware sia dal punto di vista del software. La scheda Raspberry Pi Pico W non dà la possibilità di programmare dei LED. Questo potrebbe essere un punto a favore in un sistema di sensori inerziali perchè potrebbero essere programmati in modo tale da segnalare all'utente alcuni aspetti del funzionamento dei sensori: lo stato di accensione, lo scollegamento dall'alimentazione (LED spento), il fallimento del collegamento al broker MQTT per il trasferimento dei dati (LED rosso), etc. Dal punto di vista del software, implementare un'interfaccia grafica efficace, semplificherebbe l'utilizzo del sistema. Sviluppi futuri potrebbero essere volti anche alla realizzazione di un software dedicato da cui poter gestire più rapidamente il collegamento del calcolatore al broker MQTT, la procedura di inizio e fine acquisizione, il salvataggio dei dati, così come un sistema di notifiche visualizzabili a schermo per segnalare eventuali criticità nel funzionamento.

Infine, un punto a sfavore è stato rappresentato dall'impossibilità di sincronizzare i dati ottenuti dal sistema con i dati ottenuti dai sensori Cometa o dal sistema Vicon. Questo perchè, a differenza del sistema Cometa, questo prototipo non è provvisto di un ricevitore esterno che raccolga i dati dei sensori e li trasferisca al calcolatore. Un sistema di questo tipo consentirebbe il collegamento del sistema con altri sistemi di acquisizione e di sincronizzare l'istante di inizio e fine della registrazione dei dati tramite segnali di triggering.

Capitolo 8

Caso di studio: analisi del controllo posturale tramite sensori inerziali

In questo capitolo viene presentato un test sperimentale volto a sfruttare il sistema di sensori inerziali sviluppato in collaborazione con l'azienda brain Technologies nell'ambito di un caso studio. L'obiettivo della prova è stato quello di valutare l'applicabilità del sistema di sensori inerziali sviluppato e dell'algoritmo proposto, nel contesto dell'analisi del controllo posturale in prove di posturografia dinamica. Nello specifico, con questo test è stata valutata l'utilità di integrare i parametri estraibili dai dati grezzi dei sensori inerziali con i dati restituiti da una pedana di forza, per arricchire e migliorare la valutazione della risposta posturale di un soggetto. Lo studio ha previsto l'utilizzo di un dispositivo custom, progettato presso il dipartimento DIMEAS del Politecnico di Torino, in grado di applicare dei disturbi dell'equilibrio in maniera controllata e automatica.

8.1 La postura

Con il termine postura si intende, in generale, la posizione automatica e inconscia che il corpo assume nello spazio in risposta alla forza di gravità. L'obiettivo ultimo della postura è il mantenimento dell'equilibrio, sia in condizioni statiche che dinamiche. La configurazione assunta dal soggetto, in relazione all'ambiente circostante e al compito motorio da svolgere, rappresenta quella che consente di ottenere la massima stabilità con il minimo dispendio energetico e il minore stress possibile sulle strutture anatomiche [70].

La stabilità posturale è definita come la capacità di mantenere e controllare il proprio baricentro, o di mantenere l'equilibrio entro i limiti della stabilità, su una base di appoggio [71]. È possibile fare una distinzione tra:

- stabilità posturale statica, che si riferisce alla capacità del soggetto di mantenere una postura eretta stabile su una base di appoggio;
- stabilità posturale dinamica, che indica l'abilità di trasferire la proiezione del proprio centro di massa su una base di appoggio nel passaggio da uno stato dinamico a uno statico.

È un'abilità necessaria alla corretta esecuzione delle attività quotidiane basilari [72], ed è il risultato dell'azione del sistema di controllo posturale.

Noto anche come "sistema posturale tonico", Carini et al. [70] lo definisce come "un sistema cibernetico" composto da:

- un sistema afferente, costituito dai sistemi soma-tosensoriale, visivo e vestibolare;
- un "computer centrale", ovvero il sistema nervoso centrale
- un sistema efferente-attuatore, costituito dal sistema muscolo-scheletrico.

Nello specifico, il sistema afferente raccoglie le informazioni provenienti dall'ambiente esterno e invia gli stimoli al sistema nervoso centrale. Quest'ultimo processa e registra gli stimoli ricevuti ed elabora la risposta che viene trasmessa ai muscoli. La loro contrazione causa lo spostamento del sistema scheletrico e, di conseguenza, la stabilizzazione della postura [70].

La stabilità posturale, e dunque l'equilibrio, è legata all'interazione tra la forza di gravità e la ground reaction force (GRF), ovvero la forza di reazione vincolare del terreno. La forza peso agisce sul centro di massa (CoM) mentre la GRF agisce sul centro di pressione (COP), il punto in cui la risultante della GRF è applicata al di sotto del corpo. Il mantenimento dell'equilibrio è garantito nel momento in cui la proiezione verticale del CoM ricade all'interno della base di supporto [73]. Affinché il corpo sia in equilibrio (statico o dinamico), occorre che il sistema di controllo posturale metta in atto una serie di contrazioni muscolari che producano dei momenti sulle articolazioni [74], che permettono di regolare la posizione del CoM attraverso un cambiamento della posizione del COP [73]. Il COP, dunque, si sposta in funzione della variazione della risposta muscolare dettata dal sistema di controllo posturale [75]. In posizione bipodalica, il CoM è in continuo movimento perché il corpo oscilla. Questo implica che, anche in condizioni statiche, il mantenimento della stabilità posturale è un'attività dinamica [75].

Il corpo umano ha sviluppato delle strategie per recuperare l'equilibrio posturale [76]:

- strategia di caviglia (o "diale-prossimale"[76]): il soggetto controlla la posizione del COP modulando la coppia muscolare esercitata sulla caviglia attraverso l'azione dei muscoli plantarflexori e dorsiflessori. È la strategia più comunemente utilizzata nel caso di perturbazioni minime dell'equilibrio ma non è in grado di

compensare sbilanciamenti eccessivi: l'azione che la coppia esercita sul CoM è meno significativa perché il sistema a cui è applicata ha un momento di inerzia elevato [4][77];

- strategia di anca (o "prossimale-distale"[76]): il soggetto è in grado di controllare direttamente il CoM, spostandolo in direzione anteroposteriore mediante movimenti di flessione/estensione dell'anca. L'impegno muscolare richiesto è minore rispetto alla strategia di caviglia, ed è dunque utilizzata in caso di disturbi di ampiezza maggiore o nei casi in cui la superficie di appoggio non è tale da consentire di applicare una coppia di caviglia adeguata a compensare la perturbazione [4][77];
- strategia del passo: il soggetto esegue un passo nella direzione della perturbazione. Questa strategia consente di compensare gli sbilanciamenti ampi e repentini e viene adottata quando la proiezione verticale del baricentro è già fuoriuscita dalla base di appoggio [77]. La scelta e l'efficacia della strategia di controllo posturale dipendono in gran parte dall'entità della perturbazione, dal grado di spostamento del centro di gravità e dalla velocità angolare delle oscillazioni [76].

8.2 Posturografia

I complessi sistemi coinvolti nel controllo dell'equilibrio potrebbero venire compromessi in modo significativo da alcune patologie così come dall'età. Si rende dunque necessario lo sviluppo di tecnologie mirate alla valutazione oggettiva delle abilità di un soggetto di mantenere o recuperare l'equilibrio nel momento in cui subisce una perturbazione [72]. Dal punto di vista clinico l'analisi dell'equilibrio viene effettuata attraverso la posturografia, una tecnica non invasiva che acquisisce, misura e analizza le oscillazioni continue del corpo avvalendosi di pedane di forza [78]. Una pedana di forza è uno strumento costituito da un piano rigido che poggia su quattro celle di carico, disposte ai quattro angoli della pedana. Nel momento in cui le celle di carico si deformano, ad esempio quando il soggetto sale sulla pedana, generano una tensione proporzionale alla forza impressa sulla pedana [77]. Questo strumento è in grado di misurare la forza verticale, le due forze di reazione vincolare orizzontali, i tre momenti ortogonali prodotti dalle forze e la posizione del COP [74].

Le coordinate X e Y della posizione del COP vengono calcolate in funzione delle forze misurate dalle quattro celle di carico poste agli angoli della pedana come:

$$X_{CoP} = \frac{(F_3 + F_4) - (F_1 + F_2)}{F_1 + F_2 + F_3 + F_4} \quad (8.1)$$

$$Y_{CoP} = \frac{(F_1 + F_3) - (F_2 + F_4)}{F_1 + F_2 + F_3 + F_4} \quad (8.2)$$

dove F_1, F_2, F_3 e F_4 sono le forze misurate dalle 4 celle di carico (vedi figura 8.1).

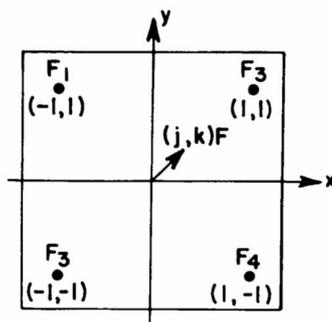


Figura 8.1: Diagramma della pedana di forza tratto da Hayes et al. [74].

Questa analisi è fondamentale in ambito medico non solo ai fini della diagnosi dei disturbi dell'equilibrio e dei rischi di caduta, ma anche per approfondire la conoscenza sulla fisiopatologia di questi disturbi, sviluppare trattamenti efficaci specifici per ciascun paziente e documentarne l'efficacia nel tempo [79]. Altri contesti in cui questa valutazione si rende utile sono quello industriale e quello sportivo [74].

Dal momento che in condizioni statiche e dinamiche il sistema di controllo posturale potrebbe attivare vie afferenti ed efferenti diverse [71], esistono due possibili modalità di analisi della stabilità posturale: la posturografia statica e la posturografia dinamica [78].

Nella prima modalità, il soggetto si posiziona sulla pedana di forza e rimane fermo per tutta la durata dell'analisi (circa 30 secondi), durante la quale non viene sottoposto ad alcuna perturbazione, né volontaria né indotta.

Nel caso della posturografia dinamica, invece, il soggetto viene sottoposto a delle perturbazioni che possono essere esterne (come movimenti della pedana o stimolazioni applicate al corpo del soggetto) oppure autoindotte (movimenti volontari)[78]. Questo tipo di analisi viene effettuata per spingere il paziente a esibire delle risposte posturali. Queste possono essere analizzate osservando l'escursione del COP, la media istantanea della GRF definita rispetto alla base di appoggio, l'attivazione di determinati muscoli (con l'elettromiografia di superficie) o l'oscillazione del corpo [72].

Nel corso degli anni, nell'ambito dell'analisi posturografica dinamica, sono stati introdotti tre protocolli con il fine di standardizzare la procedura di perturbazione del paziente[77]:

- Sensory Organization Test (SOT)
- Motor Control Test (MCT)
- Adaptation Test (ADT)

Il Sensory Organization Test è stato sviluppato con l'obiettivo di valutare quantitativamente l'abilità del paziente nell'utilizzare ciascun sistema sensoriale ai fini del mantenimento dell'equilibrio [80]. Il SOT si serve di una piattaforma di forza e di uno schermo mobile per simulare delle condizioni che mettano in conflitto i diversi

sistemi sensoriali, per valutare quanto il soggetto è in grado di distinguere gli input efficaci da quelli imprecisi ai fini di mantenersi in equilibrio [80][68]. Le condizioni previste sono 6, di difficoltà crescente, in cui i canali sensoriali del soggetto vengono alterati, in modo alternato o combinato, occludendo (o meno) la vista, muovendo la pedana e/o lo schermo (o tenendoli fermi) [78].

Il Motor Control Test viene utilizzato per misurare la capacità del soggetto di recuperare l'equilibrio a seguito di una traslazione o rotazione della pedana di forza posta sotto i suoi piedi. Il test ha lo scopo di registrare il momento di inizio, la forza e la simmetria laterale della risposta posturale automatica indotta nel paziente dal movimento della piattaforma. L'MCT misura la velocità con cui l'individuo reagisce alle sollecitazioni meccaniche provenienti dalla pedana. Il protocollo prevede l'erogazione di tre movimenti di intensità crescente (piccola, media e, infine, grande). Il software dedicato adatta la dimensione della traslazione/rotazione della piattaforma in funzione dell'altezza del soggetto [80].

L'Adaptive Test è stato studiato per valutare la capacità del paziente di ignorare input somatosensoriali improvvisi che si verificano quando la piattaforma di supporto sotto i suoi piedi si alza o si abbassa inaspettatamente [80]. Il test serve a simulare condizioni comuni come l'irregolarità delle superfici di supporto [78].

Nel quotidiano, un soggetto potrebbe essere esposto a perturbazioni meccaniche dovute a collisioni con altre persone o oggetti in movimento, che provocano risposte posturali differenti rispetto a quelle causate dal movimento della base di appoggio [81]. Data la mancanza di attrezzature adeguate ad eseguire test per valutare queste condizioni di perturbamento, diversi gruppi di ricerca si sono adoperati per sviluppare i propri dispositivi. Un esempio è lo studio di Hof et al. [82], in cui è stato sfruttato un dispositivo pneumatico controllato da computer per esercitare degli impulsi in direzione medio-laterale su dei soggetti durante prove di camminata, a diverse fasi del ciclo del passo. Lo studio aveva lo scopo di verificare l'ipotesi secondo cui, in presenza di tali perturbazioni, la reazione posturale è determinata dall'attivazione dei muscoli adduttori della coscia (come il gluteo medio), i quali traslano il piede nella direzione dell'urto per garantire l'equilibrio.

Chen et al. [83] ha sviluppato un dispositivo di perturbazione con struttura a pendolo per imporre urti su un soggetto in stazione eretta a livello delle spalle, con lo scopo di studiare come il sistema nervoso centrale ottimizzi la stabilità posturale attraverso meccanismi di anticipazione e compensazione della perturbazione.

In letteratura è possibile trovare altri esempi di dispositivi sviluppati per esercitare delle perturbazioni, come sistemi di cavi e pulegge usati per collegare il soggetto a uno o più pesi sospesi. Un sistema di questo tipo è stato adottato da Martinelli et al. [84].

I sistemi di cui sopra presentano delle limitazioni. In primo luogo, il punto di applicazione è spesso prevedibile e questo influenza la risposta del paziente [85]. Infatti, è noto che il sistema di controllo posturale umano è in grado di migliorare la propria

risposta con un meccanismo di feedforward [77]. Inoltre, nella maggior parte dei casi, i dispositivi proposti non consentono di modificare la forza e la durata dell'impulso, così come non consentono di agire sulla distanza temporale tra uno stimolo e l'altro [72][85]. Infine, tendenzialmente i macchinari descritti sono costosi e ingombranti, non consentono di essere spostati con facilità [85]. Sulla base delle limitazioni osservate, il gruppo di ricerca di Maffiodo et al. [72][85] del dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale (DIMEAS) del Politecnico di Torino ha progettato e testato il sistema "PGAS", "Perturbation Generator and Analysis System". Nel paragrafo di seguito verrà fornita una descrizione del sistema. Questo sistema è stato impiegato in questo caso studio con lo scopo di compiere la valutazione dell'equilibrio su un soggetto.

8.3 PGAS: Perturbation Generator and Analysis System

Il PGAS è un dispositivo di semplice utilizzo, progettato con l'obiettivo di permettere la valutazione strumentale dei deficit dell'equilibrio tramite l'esecuzione di test di posturografia dinamica che implichi l'applicazione di una perturbazione controllata al corpo del soggetto e l'analisi della sua risposta posturale.

Rispetto ai sistemi di perturbazione meccanica descritti nel paragrafo precedente, come evidenziato nell'articolo di Maffiodo et al. [85], il dispositivo PGAS offre una serie di vantaggi. Innanzitutto, è un sistema che automatizza non solo l'applicazione della perturbazione ma anche la rilevazione e l'estrapolazione dei parametri descrittivi della risposta posturale del soggetto. Questo fa sì che la procedura di analisi soddisfi i criteri di robustezza e ripetibilità, in quanto è totalmente indipendente dall'operatore. La perturbazione posturale è facilmente adattabile alle caratteristiche anatomiche e psico-fisiche del soggetto e questo è garantito dalla logica interna di controllo implementata e dalla sua architettura flessibile. Infatti, il perturbatore ha due possibili configurazioni di utilizzo [85]:

- "hand-held": grazie alla sua leggerezza, il perturbatore può essere facilmente trasportato a mano dall'operatore, che può applicare i disturbi nei punti di interesse sul soggetto;
- "fissa": il perturbatore può essere fissato alla sua base di supporto, da cui è possibile regolarne l'altezza per modificare il punto di applicazione del disturbo.

L'adattabilità di questo sistema riguarda non solo la possibilità di regolare il punto di applicazione, ma anche di modificare l'ampiezza e la durata della forza impressa sul soggetto, la direzione dell'impulso, il numero e la loro sequenza. Infine, il progetto è costituito da attuatori pneumatici, che sono poco costosi e adatti all'utilizzo in ambienti puliti [85].

Venendo alle caratteristiche costitutive del PGAS, esso si compone di due elementi principali:

- il perturbatore, ovvero il dispositivo che consente l'applicazione del disturbo posturale;
- il sistema di rilevazione e analisi della risposta posturale.

A gestire e coordinare il PGAS ci sono un software e la strumentazione dedicata. Questi due elementi hanno la funzione di implementare la logica di controllo del sistema, calibrare i sensori e permettere la personalizzazione del protocollo clinico, il monitoraggio dei segnali prodotti dai sistemi di misura e la visualizzazione dei risultati, ovvero la correlazione tra i parametri che descrivono la risposta posturale del soggetto e le caratteristiche della perturbazione che l'ha provocata. In figura 8.2 viene mostrato il dispositivo nella vista laterale.



Figura 8.2: Raffigurazione del sistema PGAS, in vista laterale.

Dal punto di vista tecnico, il perturbatore meccanico è costituito da un attuttore lineare elettromeccanico, che ha il compito di sviluppare una forza di contatto secondo quanto impostato dall'operatore. Nello specifico, il dispositivo è in grado di erogare impulsi di ampiezza compresa tra 20 N e 100 N e di durata pari a 50-250 ms.

Il funzionamento del perturbatore è basato su un attuttore elettromeccanico lineare, che viene messo in azione attraverso un opportuno driver che agisce sulla logica di controllo. Quest'ultima è costituita da un controllore di tipo "Model Predictive Control" (MDC), a cui è affidato il controllo della velocità dell'attuttore e della forza di contatto. In particolare, l'MDC ha il compito di generare le perturbazioni secondo il profilo di forza che viene impostato. I tempi di risposta del dispositivo e dei sensori

associati sono adeguatamente veloci per garantire una dinamica e un'accuratezza elevate.

La prova viene condotta in condizioni di sicurezza per il soggetto. Questo aspetto viene garantito in parte dalla logica di controllo e in parte dalle strategie messe in atto dal punto di vista dell'hardware. Infatti, possono essere inclusi dei fine corsa meccanici e può essere introdotta un'interfaccia morbida nella zona di contatto tra perturbatore e soggetto. Dal momento che l'interazione tra dispositivo e paziente e l'accuratezza del disturbo erogato sono connesse alla deformazione subita dai tessuti del paziente e dal percussore, è fondamentale che la logica di controllo tenga in considerazione le caratteristiche dell'interfaccia dispositivo/paziente ne compensi gli effetti.

Per mettere in relazione la risposta posturale del soggetto con la perturbazione subita, la versione attuale del sistema sfrutta una pedana di forza multi-assiale a tecnologia estensimetrica (BMS400600, Advanced Mechanical Technology, Inc., USA) [86] per stimare le oscillazioni del COP.

Gli sviluppatori hanno identificato una varietà di contesti in cui la tecnologia del PGAS potrebbe apportare un contributo significativo. Ad esempio, tra le applicazioni possibili sono state individuate la diagnosi di disfunzioni vestibolari o di patologie neurologiche (come il morbo di Parkinson e la sclerosi multipla), il monitoraggio dell'efficacia delle terapie riabilitative e farmacologiche per il miglioramento delle capacità posturali, la valutazione del rischio di caduta nei soggetti anziani. Altre possibili applicazioni possono essere ricercate anche nella medicina legale e del lavoro, in cui il PGAS potrebbe essere utilizzato ai fini della valutazione delle capacità di equilibrio dei soggetti in seguito a eventi traumatici e, dunque, il loro reinserimento nel mondo del lavoro.

8.4 Descrizione del test

La prova sperimentale è stata svolta presso il laboratorio del Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale (DIMEAS) del Politecnico di Torino. Il test ha avuto come scopo quello di integrare un sistema di analisi di posturografia dinamica costituito da un perturbatore meccanico e una pedana di forza, il sistema di acquisizione inerziale sviluppato in collaborazione con l'azienda brain Technologies, per fornire informazioni aggiuntive sulla risposta posturale.

8.4.1 Strumentazione

Il test è stato svolto su un unico soggetto sano, di altezza 180 cm e di massa 80 kg, sul quale sono stati esercitati dei disturbi meccanici attraverso il sistema di perturbazione automatica PGAS, sviluppato dai ricercatori del DIMEAS, presso il Politecnico di Torino.

Ai fini della valutazione della risposta posturale del soggetto a seguito dei disturbi applicati, sono state sfruttate le seguenti tecnologie:

- una pedana dinamometrica **AMTI BMS400600** (Advanced Mechanical Technology, Inc., USA);
- il sistema di sensori inerziali sviluppato in collaborazione con l'azienda brain Technologies di Torino.

La pedana dinamometrica AMTI BMS400600 è costituita da un sistema di sensori estensimetrici integrati nella struttura. Permette di misurare le componenti tridimensionali della forza e del momento e le coordinate x e y del COP nel tempo. Ai fini di questo studio è stato preso in considerazione l'andamento dell'oscillazione temporale del COP, ricampionato attraverso il sistema di amplificatore interno della pedana (OPTIMA) a una frequenza di 1000 Hz. Per garantire la sincronizzazione tra la pedana di forza e il perturbatore costituenti il PGAS, i due dispositivi sono stati opportunamente collegati.

I tre sensori inerziali di brain Technologies hanno registrato i segnali di accelerazione, velocità angolare e campo magnetico (9 DoF) campionati a 140,6 Hz e hanno restituito il valore delle componenti dei quaternioni, calcolate dal DMP. I tre sensori inerziali sono stati opportunamente posizionati, così come spiegato anche nei capitoli precedenti, sulle pelvi, sulla coscia destra e sulla gamba destra. Le figure di seguito (8.3) mostrano il soggetto una volta terminata la procedura di vestizione.

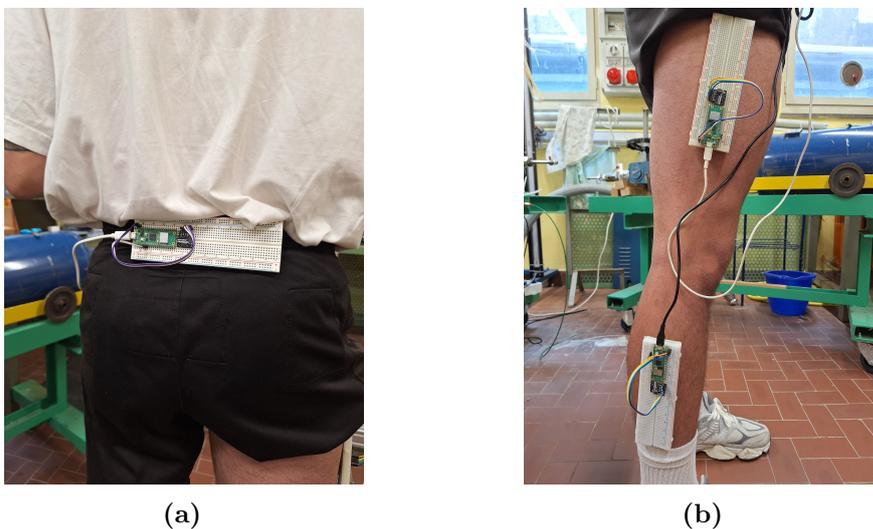


Figura 8.3: L'immagine mostra il soggetto a vestizione completata: (a) IMU sulle pelvi, (b) IMU su coscia e gamba.

Di seguito viene mostrato, in figura 8.4, il soggetto equipaggiato con i sensori inerziali e posizionato sulla pedana di forza costituente il PGAS.

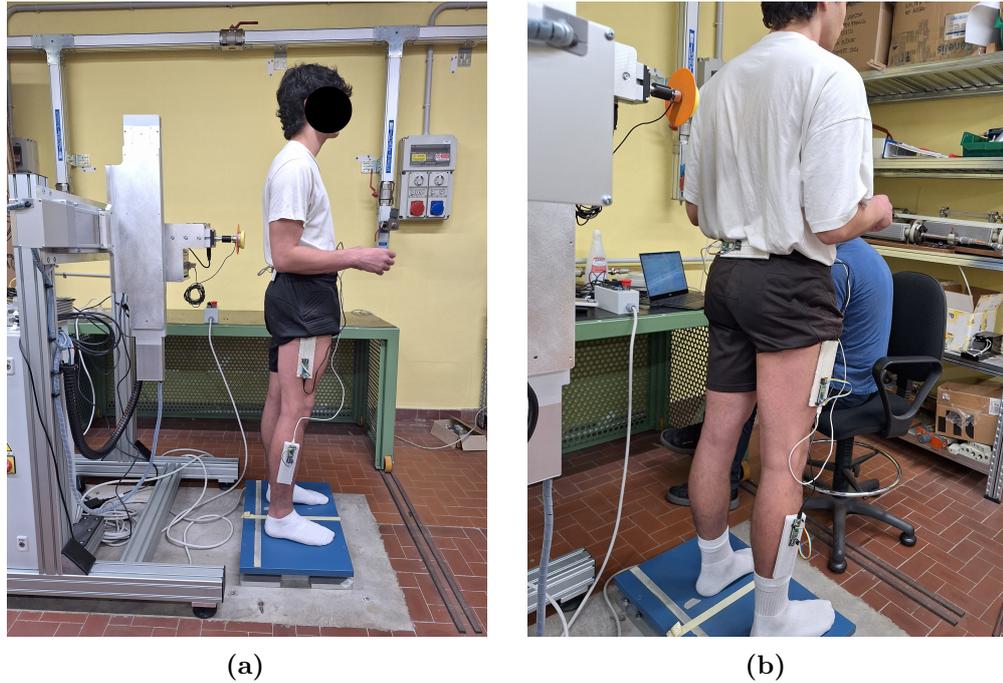


Figura 8.4: L'immagine mostra il soggetto sulla pedana di forza del sistema PGAS: (a) vista laterale, (b) vista posteriore.

Il soggetto reclutato per questo caso studio è stato sottoposto a otto prove in cui è stato sottoposto a sequenze di 5 perturbazioni meccaniche, susseguite a intervalli di circa 10 secondi l'una dall'altra. Le otto prove erano volte a testare la risposta posturale del soggetto in 8 diverse condizioni, in cui sono stati variati tre parametri:

- intensità dell'impulso (inteso come integrale della forza nel tempo):
 - condizione "**Low**": forza di 40 N applicata per 100 ms;
 - condizione "**High**": forza di 40 N applicata per 250 ms;
- il punto di applicazione della perturbazione:
 - condizione "**Bottom**": impulso applicato a livello lombare, a 117 cm dalla base di appoggio;
 - condizione "**Top**": impulso applicato a livello interscapolare, a 133 cm dalla base di appoggio;
- attivazione/inibizione degli stimoli visivi:
 - condizione "**EO**": il soggetto mantiene gli occhi aperti;
 - condizione "**EC**": il soggetto mantiene gli occhi chiusi;

Le condizioni di perturbazione somatosensoriale sono state opportunamente combinate per definire le seguenti otto prove: **low bottom EO**, **low bottom EC**, **low top EO**, **low top EC**, **high bottom EO**, **high bottom EC**, **high top EO**, **high top EC**.

8.5 Post-processing dei dati

I dati grezzi acquisiti dai tre sensori inerziali sono stati importati in MATLAB (MathWorks, Inc., Massachusetts, USA) e ricampionati a 1000 Hz in modo tale da rendere i dati coerenti con quelli del sistema PGAS e per facilitare la procedura di sincronizzazione tra i due diversi sistemi di acquisizione.

Ai fini della sincronizzazione, sono stati considerati il segnale di forza trasmessa dal perturbatore, fornito in output dal sistema PGAS, e il segnale di accelerazione anteroposteriore registrato dal sensore inerziale posto sulle pelvi. La procedura di sincronizzazione ha previsto l'individuazione di due soglie, una per l'accelerazione e una per la forza trasmessa. Una volta identificato per entrambi i segnali l'istante di tempo in cui le rispettive soglie venivano superate, è stato calcolato il ritardo tra i due istanti in termini di numero di campioni.

A questo punto, i segnali acquisiti dal sistema di sensori inerziali sono stati modificati, eliminando dalla porzione iniziale del segnale il numero di campioni corrispondente al ritardo calcolato.

Una volta ottenuti i segnali sincronizzati, è stato applicato dapprima l'algoritmo di Madgwick et al. (paragrafo 4.1) per ottenere l'orientamento dei tre sensori rispetto al sistema di riferimento globale. I quaternioni ottenuti sono stati opportunamente ruotati applicando la strategia di riallineamento al sistema di riferimento dei sensori Cometa, come spiegato nei capitoli relativi alla seconda e alla terza prova sperimentale. In seguito, è stata eseguita la calibrazione sensore-segno sfruttando l'algoritmo di Vargas-Valencia (paragrafo 4.2.2) e, infine, sono state usate le convenzioni di Grood e Suntay (paragrafo 4.3) per ricavare gli angoli articolari di flessione/estensione di anca e ginocchio. Successivamente, i segnali angolari stimati sono stati filtrati con un filtro passa-basso di Butterworth del quarto ordine con frequenza di taglio a 5 Hz, per rimuovere le componenti ad alta frequenza.

A partire dai dati grezzi restituiti dai tre sensori inerziali sviluppati con brain Technologies, sono stati estratti una serie di indici con l'obiettivo di valutare la possibilità di integrare le informazioni ottenute con i dati restituiti dalla pedana di forza del sistema PGAS e arricchire l'analisi della risposta posturale del soggetto. I parametri estratti sono i seguenti:

- andamento temporale della proiezione del centro di massa (COM);
- Root Mean Square dell'accelerazione in direzione anteroposteriore;
- Jerkiness;
- ellissi al 95% di confidenza dell'accelerazione lungo le direzioni anteroposteriore e mediolaterale, le relative aree e i rapporti tra asse maggiore e minore.

8.5.1 Parametri: andamento temporale del COM

L'andamento temporale della proiezione del COM è stato ricavato con il fine di mettere in relazione lo spostamento del baricentro del soggetto con l'oscillazione del COP misurata attraverso la pedana di forza. Il calcolo di questo parametro ha previsto l'utilizzo del modello biomeccanico "a doppio pendolo inverso", o DIP ("*Double Inverse Pendulum*"), che semplifica il corpo umano come un sistema costituito da due corpi rigidi, l'arto inferiore e il tronco, articolati tra loro tramite una cerniera (l'anca). Questo modello semplifica l'arto inferiore come un segmento unico, basandosi sull'ipotesi che il ginocchio sia soggetto a flessione/estensioni trascurabili nel corso di una perturbazione: gamba e coscia sono, dunque, approssimativamente allineati. A sua volta, l'arto inferiore è collegato alla base, il piede, attraverso una cerniera che rappresenta la caviglia.

A ciascun segmento corporeo è associata una massa concentrata nel baricentro del segmento stesso, identificato da un punto. In figura 8.5 è rappresentato lo schema del modello DIP utilizzato per il calcolo della proiezione del COM:

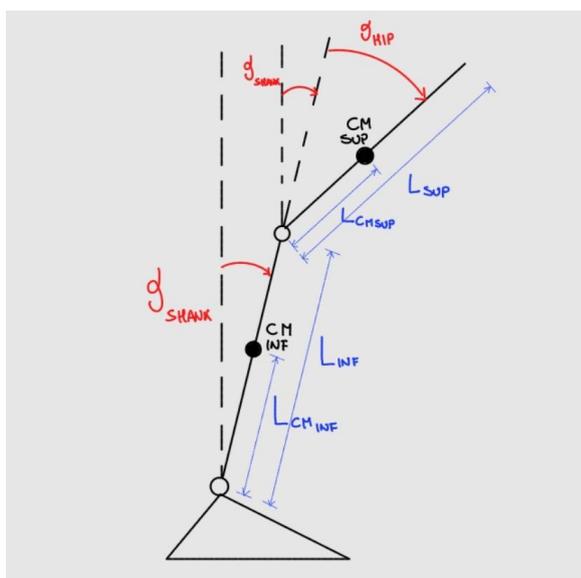


Figura 8.5: Rappresentazione del modello DIP.

dove:

- CM_{inf} e CM_{sup} sono rispettivamente il COM del segmento inferiore, la coscia unita alla gamba, e il centro di massa del segmento superiore, il tronco;
- $L_{CM,inf}$ e $L_{CM,sup}$ corrispondono alla distanza del COM dell'arto inferiore rispetto alla cerniera della base, la caviglia, e la distanza del COM del tronco rispetto alla cerniera superiore, l'anca;
- L_{inf} e L_{sup} sono la lunghezza dell'arto inferiore, misurata dall'anca alla caviglia, e la lunghezza del tronco;

- θ_{shank} e θ_{hip} sono rispettivamente l'angolo di inclinazione dell'arto inferiore rispetto alla verticale e l'angolo di flessione/estensione dell'anca.

La proiezione del COM in direzione anteroposteriore è definita dalla seguente equazione:

$$x_{CoM} = \frac{m_{inf} \cdot x_{CM,inf} + m_{sup} \cdot x_{CM,sup}}{m_{inf} + m_{sup}} \quad (8.3)$$

dove m_{inf} e m_{sup} sono rispettivamente le masse dell'arto inferiore (insieme di coscia e gamba) e del tronco. Le posizioni del centro di massa dell'arto inferiore e del tronco si ottengono come mostrato dalle equazioni seguenti:

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

e

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

, dove x_{anca} rappresenta la proiezione della cerniera d'anca, che viene calcolata come:

$$x_{anca} = L_{inf} \cdot \sin(\theta_{shank}). \quad (8.6)$$

A questo punto, sostituendo i termini all'interno dell'equazione 8.3 e raccogliendo i termini a fattore comune, l'espressione finale per il calcolo della proiezione del centro di massa sarà data dall'equazione 8.7:

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

I parametri antropometrici relativi alla massa di ciascun segmento corporeo e alla posizione del loro centro di massa sono stati ricavati a partire dalle formule presenti all'interno del paper di Dempster et al. del 1955 [87]. All'interno del paper viene riportata la massa di ciascun segmento corporeo come frazione della massa totale del soggetto, pari a 80 kg, e la posizione del centro di massa è definita come frazione della lunghezza totale del segmento.

Nella tabella 8.1 vengono mostrate le formule utilizzate [87]. All'interno dell'articolo, la lunghezza del tronco L_{sup} è definita come la distanza tra il gran trocantere e l'articolazione gleno-omerale, mentre la lunghezza dell'arto inferiore (L_{inf}) è definita come la distanza tra il centro dell'articolazione d'anca e il centro dell'articolazione di caviglia in condizioni di gamba estesa. Nel caso del soggetto di questo studio, i parametri sono risultati pari $L_{inf} = 85cm$ e $L_{sup} = 88cm$. L'angolo θ_{hip} rappresenta l'angolo di flessione/estensione dell'anca ed è stato calcolato utilizzando le formule di Grood e Suntay, come mostrati nei capitoli precedenti.

L'angolo θ_{shank} , come detto, è l'angolo di inclinazione della gamba calcolato rispetto alla verticale. Per ottenere questo parametro, è stato calcolato il prodotto scalare tra la direzione longitudinale del quaternion della gamba all'istante di riferimento e la direzione longitudinale del quaternion della gamba all'istante t. L'orientamento di riferimento (sia per la gamba che per la coscia) è rappresentato dal quaternion del

Parametro	Descrizione	Formula
M_{inf}	Massa dell'arto inferiore (coscia + gamba)	$0,161 \cdot M$
M_{sup}	Massa del tronco (comprese testa e braccia)	$0,678 \cdot M$
$L_{CM,inf}$	Posizione del CM_{inf} rispetto alla caviglia	$0,553 \cdot L_{inf}$
$L_{CM,sup}$	Posizione del CM_{sup} rispetto all'anca	$0,374 \cdot L_{sup}$

Tabella 8.1: Parametri antropometrici implementati nel modello DIP, tratti da [87]

segmento corporeo ricalcolato rispetto alla posizione di equilibrio statico precedente a ciascuna perturbazione.

8.5.2 Parametri: RMS dell'accelerazione

Il root mean square (RMS) dell'accelerazione è un parametro la cui ampiezza, secondo la letteratura, può essere usata per misurare la grandezza dell'oscillazione posturale in una certa direzione [88]. Un esempio di utilizzo di questo parametro si può trovare nel paper di Lei et al. [89] e Turcot et al. [90]. Nel caso di questo progetto di tesi, è stato calcolato l'RMS dell'accelerazione misurata in direzione anteroposteriore dal sensore inerziale posizionato sulle pelvi, come:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (8.8)$$

dove N rappresenta il numero totale di campioni considerati, mentre a_i è il campione i -esimo dell'accelerazione. Per il calcolo dell'RMS sono stati presi in considerazione i valori di accelerazione anteroposteriore acquisiti durante le fasi di risposta del soggetto alle perturbazioni. In particolare, il segnale dell'accelerazione è stato segmentato in modo da suddividere i brani registrati successivamente a ciascuno dei 5 impulsi. Per ciascuno dei 5 brani di segnale individuati, uno relativo a ogni impulso, è stato calcolato il valore dell'RMS con la formula 8.8.

Dei valori di RMS ottenuti per ciascuno dei 5 impulsi è stata calcolata la media, per ottenere un valore rappresentativo per ciascuna delle 8 prove, e la deviazione standard per evidenziare il grado di variabilità della risposta nel corso dei 5 impulsi. Per identificare i campioni di inizio e fine di ciascun brano di segnale, è stata adottata la seguente strategia. Per prima cosa, è stata calcolata la derivata del segnale di oscillazione del COP (fornito in output dalla pedana), ovvero la sua velocità, ed è stato considerato come istante iniziale quello in cui essa superava la soglia impostata pari a 2 volte la sua deviazione standard. L'istante finale del brano è stato preso 6 secondi dopo il picco dell'accelerazione anteroposteriore. Di ciascuno dei brani è stato calcolato l'RMS e di questi sono stati calcolati la media e la deviazione standard.

8.5.3 Parametri: jerkiness

La *jerkiness* è un parametro che viene estratto a partire dall'accelerazione e in letteratura viene considerato come un indicatore della fluidità del movimento[91]. Esempi di utilizzi di questo parametro si possono trovare nei lavori di Mancini et al. [92] e Lyu et al. [91]. Come nel caso dell'RMS, anche per la jerkiness è stata considerata l'accelerazione anteroposteriore misurata dal sensore posizionato in corrispondenza delle pelvi. Per calcolare questo parametro, è stato seguito l'approccio presentato all'interno dell'articolo di Lyu et al. [91], con la differenza che, nel caso di questo studio, l'accelerazione mediolaterale non è stata presa in considerazione per il calcolo di questo parametro. La formula utilizzata è la seguente:

$$Jerkiness = \int_0^{t_f} \left(\frac{da}{dt}\right)^2 dt \quad (8.9)$$

dove il termine dato da $\left(\frac{da}{dt}\right)$ è il *jerk*, ovvero la derivata temporale dell'accelerazione. Il *jerk* rappresenta la rapidità con cui l'accelerazione lungo una certa direzione varia, dunque anche questo termine è indice della fluidità del movimento. Tuttavia, si è preferito calcolare la jerkiness perchè offre un valore unico, più facile da utilizzare per confrontare tra loro i risultati delle otto prove sperimentali eseguite.

Come già spiegato nel caso dell'RMS, anche per il calcolo della jerkiness è stata segmentata l'accelerazione in 5 brani di segnali, uno per ogni perturbazione. Per selezionare l'istante di inizio del brano di segnale è stata calcolata la velocità di variazione del COP. È stata imposta una soglia pari a due volte la deviazione standard della velocità ed è stato considerato come istante iniziale del brano, il primo istante in cui la velocità è risultata superiore a tale soglia. Per identificare l'istante di stop, sono stati considerati 6 secondi dall'inizio del picco dell'accelerazione. Per ciascuno dei brani ottenuti, come per l'RMS, è stato calcolato il valore di jerkiness per ogni brano e dei valori ottenuti sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard.

8.5.4 Parametri: ellissi al 95% di confidenza

Come ultimo parametro è stato calcolato l'ellisse al 95% di confidenza dell'accelerazione, che racchiude il 95% dei valori di accelerazione nel piano orizzontale, costruito dalle direzioni anteroposteriore (AP) e mediolaterale (ML).

Nel caso di questo studio, per calcolare l'asse maggiore (a) e l'asse minore (b) di tali ellissi sono state utilizzate le formule presentate nel paper di Prieto et al. [93]:

$$a = \left[F_{.05[2,n-2]} \left(s_{AP}^2 + s_{ML}^2 + D \right) \right]^{1/2} \quad (8.10)$$

$$b = \left[F_{.05[2,n-2]} \left(s_{AP}^2 + s_{ML}^2 - D \right) \right]^{1/2} \quad (8.11)$$

I parametri che compaiono all'interno delle formule sono rispettivamente:

- $F_{0.05[2,n-2]}$, rappresenta il valore della statistica F per un livello di confidenza

del 95% per una distribuzione bivariata (in questo caso le variabili sono AP e ML) dati n punti;

- s_{AP}^2 e s_{ML}^2 , sono le varianze delle componenti (in questo caso delle accelerazioni) in direzione anteroposteriore e mediolaterale;
- D , è il termine che deriva dalla matrice di covarianza calcolata tra le due componenti dell'accelerazione.

Il parametro D è pari a:

$$D = \left[(s_{AP}^2 + s_{ML}^2)^2 - 4(s_{AP}^2 s_{ML}^2 - s_{APML}^2) \right]^{1/2} \quad (8.12)$$

dove s_{APML} rappresenta la covarianza tra la componente anteroposteriore e la componente mediolaterale e si calcola come:

$$s_{APML} = \frac{1}{N} \sum AP[n] \cdot ML[n] \quad (8.13)$$

Per ottenere le ellissi, i segnali di accelerazione (AP e ML) sono stati finestrati (5 brani di segnale, uno per ogni perturbazione ricevuta) in modo da selezionare i valori delle componenti di accelerazione relativi agli istanti della risposta posturale, per evitare di introdurre nel computo delle ellissi dei valori di accelerazione più vicini al valore basale, che si registrano durante le fasi di equilibrio. Questa scelta è stata fatta con l'obiettivo di evitare una polarizzazione della distribuzione, che avrebbe ristretto l'ellisse ed escluso da questo i valori di accelerazione di interesse, ovvero quelli relativi alla risposta posturale (e dunque, più vicini al picco).

Gli istanti di inizio e di fine di ogni brano di segnale sono stati selezionati a partire dal segnale del COP e dalla sua derivata temporale. Come istante iniziale del brano è stato preso il primo valore della velocità del COP superiore a una soglia pari a due volte la sua deviazione standard; per l'istante finale è stato preso in considerazione l'istante in cui si registra il minimo locale del COP successivo al suo picco. Questo procedimento è stato eseguito per ciascun impulso.

I brani di segnale di accelerazione (AP e ML) ottenuti sono stati successivamente concatenati per ottenere i due vettori di valori di accelerazione AP e ML con cui costruire la distribuzione da cui ottenere l'ellisse al 95% di confidenza.

Al fine di fare un confronto tra le condizioni di perturbazione posturale e le condizioni di equilibrio, sono state costruite anche le ellissi al 95% di confidenza a partire dalle accelerazioni AP e ML registrate durante le fasi di equilibrio. In questo caso, per identificare gli istanti di inizio e di fine di ciascuna finestra di segnale si è ragionato nuovamente sul segnale del COP. Per ogni perturbazione è stata considerata la finestra di segnale compresa tra i 4 secondi successivi al picco della perturbazione precedente e un secondo prima del picco della perturbazione successiva. Per le condizioni di equilibrio precedenti al primo picco e successiva all'ultimo, sono stati

presi rispettivamente gli istanti compresi tra l'inizio e un secondo prima del picco e gli istanti compresi tra il quarto secondo dopo il picco e la fine del segnale.

Una volta ottenute le ellissi al 95% di confidenza per ognuna delle otto condizioni di perturbazione considerate, sono state calcolate le loro aree utilizzando la formula:

$$Area_{95\%} = \pi \cdot a \cdot b. \quad (8.14)$$

Questo parametro è indicativo dell'entità del cambiamento di direzione del soggetto durante l'equilibrio [94]. Un esempio di lavoro in cui viene fatto uso di questo parametro, in particolare dell'area dell'ellisse, è quello di Carpinella et al. [95]. Infine, è stato calcolato, come ulteriore parametro di confronto tra le ellissi al 95% calcolate in fase di equilibrio e quelle calcolate a partire dalle fasi di risposta posturale, il rapporto tra asse maggiore e asse minore.

8.6 Risultati

Per ogni condizione di prova analizzata, gli andamenti temporali degli angoli articolari di anca, ginocchio e coscia sono stati rappresentati in opportuni grafici.

Ogni figura da 8.6 a 8.13 mostra l'andamento dei tre angoli ricostruiti in corrispondenza di ciascuna delle 5 perturbazioni subite dal soggetto. All'interno della legenda, il termine "flessione gamba" sta a identificare l'angolo di caviglia. È stato adottato questo nome, in funzione del metodo con cui è stato ottenuto il valore dell'angolo: esso non rappresenta direttamente l'angolo di dorsi/flessione della caviglia ma l'angolo di inclinazione tra l'orientamento della gamba all'istante i -esimo e l'orientamento di riferimento della gamba calcolato in condizione di equilibrio, ovvero nella fase tra un impulso e il successivo.

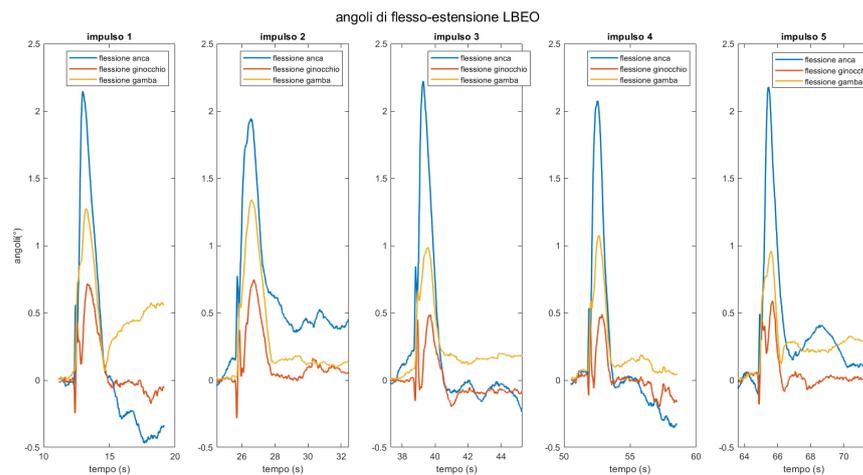


Figura 8.6: Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: **Low_Bottom_EO**.

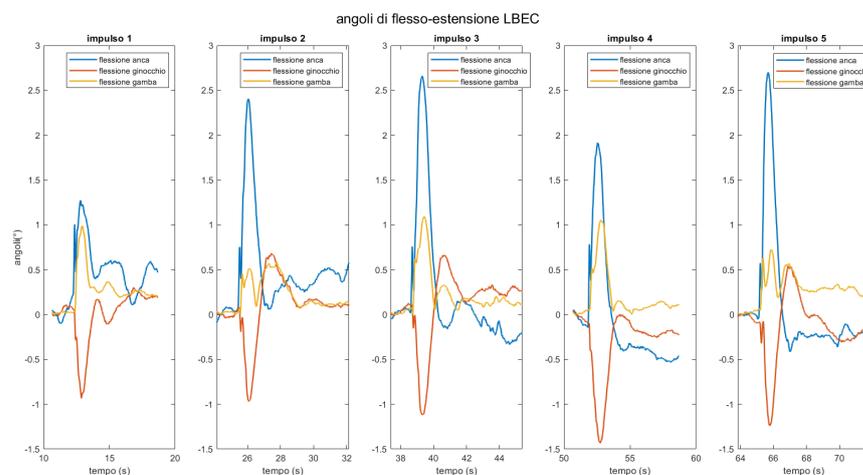


Figura 8.7: Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: **Low_Bottom_EC**.

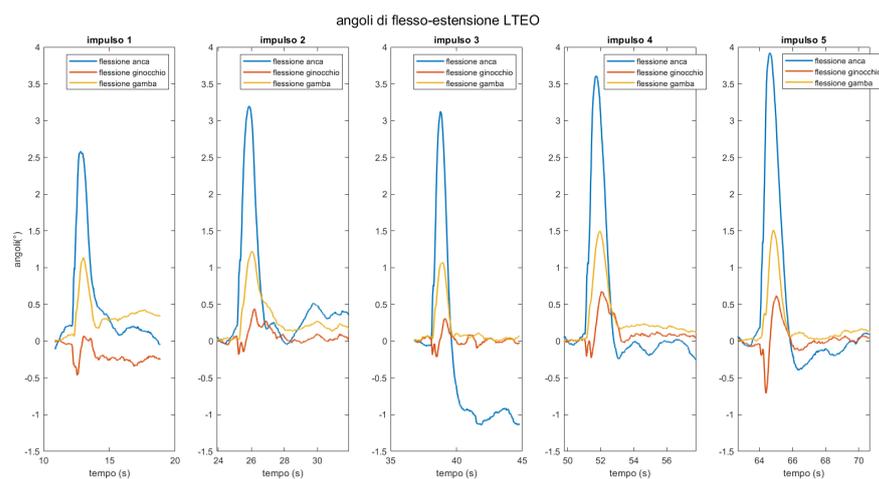


Figura 8.8: Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: **Low_Top_EO**.

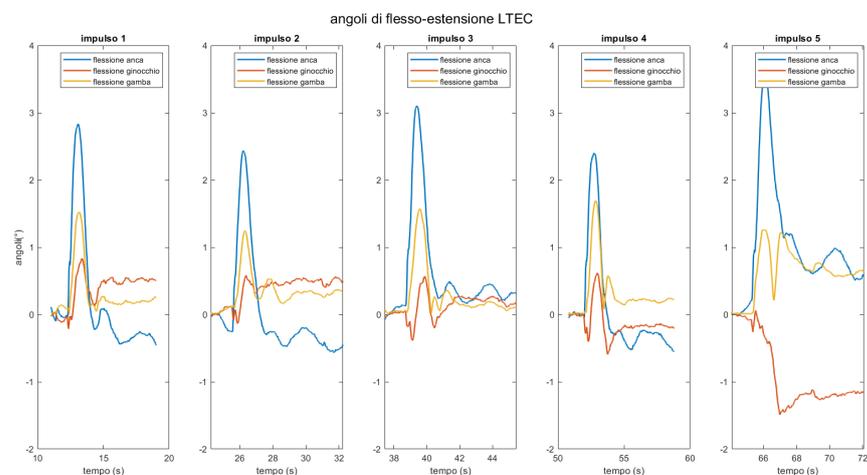


Figura 8.9: Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: **Low_Top_EC**.

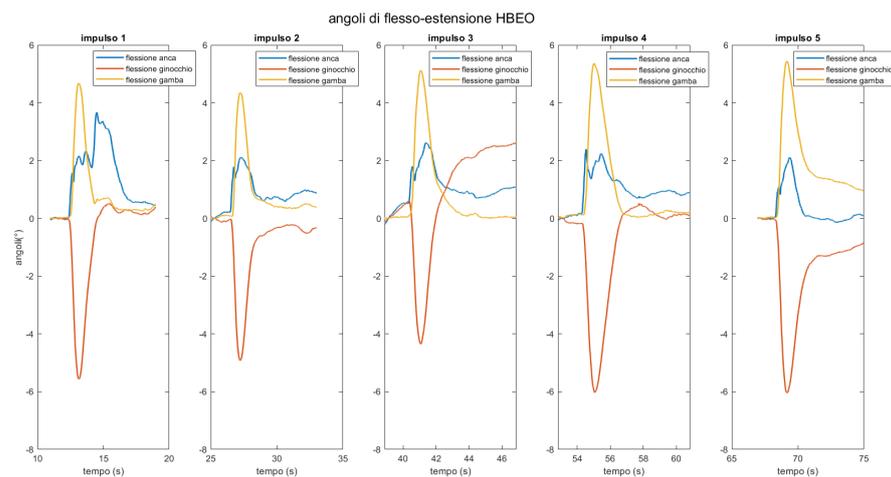


Figura 8.10: Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: **High_Bottom_EO**.

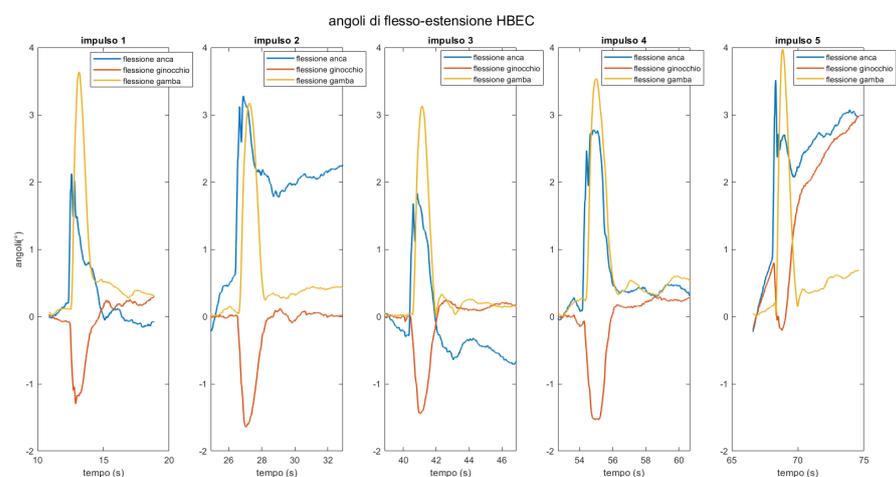


Figura 8.11: Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: **High_Bottom_EC**.

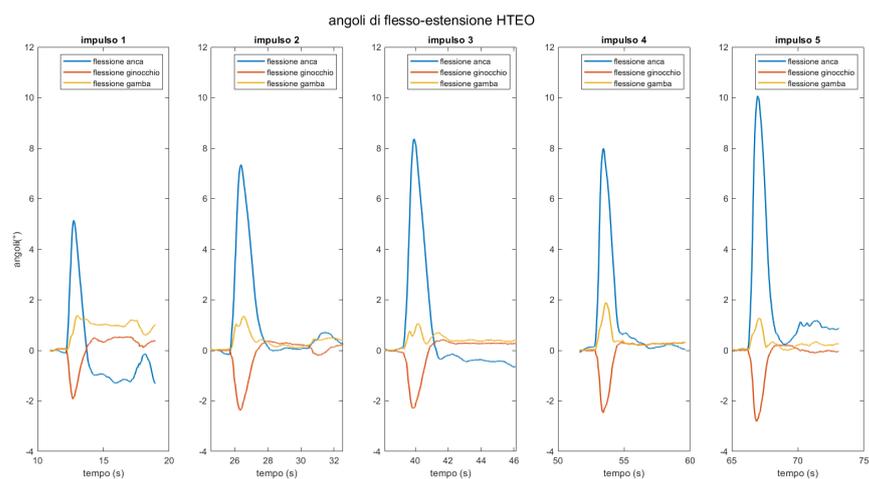


Figura 8.12: Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: **High_Top_EO**.

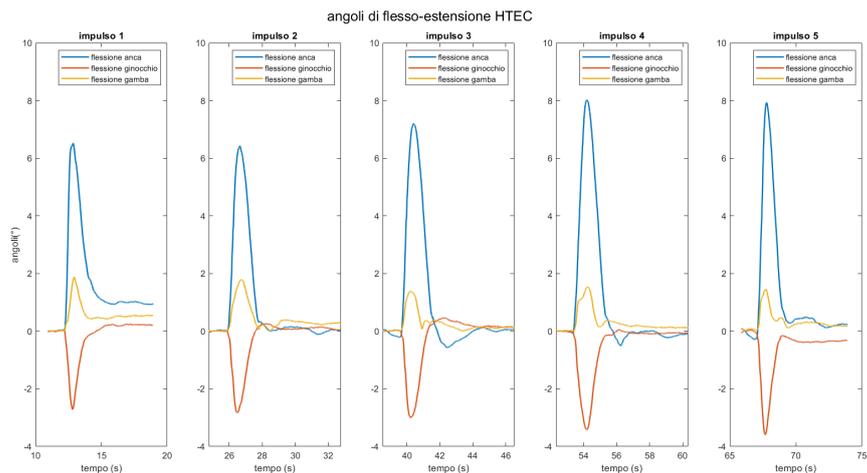


Figura 8.13: Grafico dell'andamento degli angoli di flessione dell'anca, flessione del ginocchio e di inclinazione della gamba rispetto all'equilibrio: **High_Top_EC**.

Nelle figure da 8.14 a 8.21 mostrati i grafici relativi allo spostamento temporale del COM, ricostruito dai dati di accelerazione dei sensori inerziali, e l'oscillazione temporale del COP, ottenuta dai dati della pedana di forza. I grafici sono suddivisi in funzione delle 5 perturbazioni applicate sul soggetto.

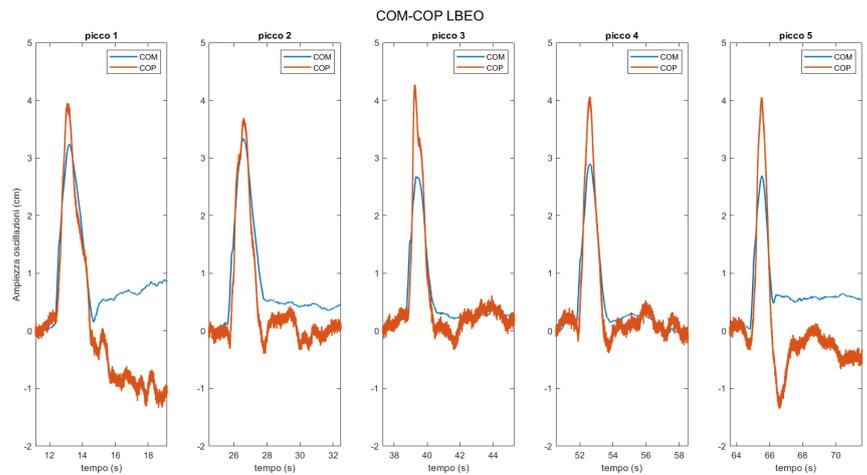


Figura 8.14: Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: **Low_Bottom_EO**.

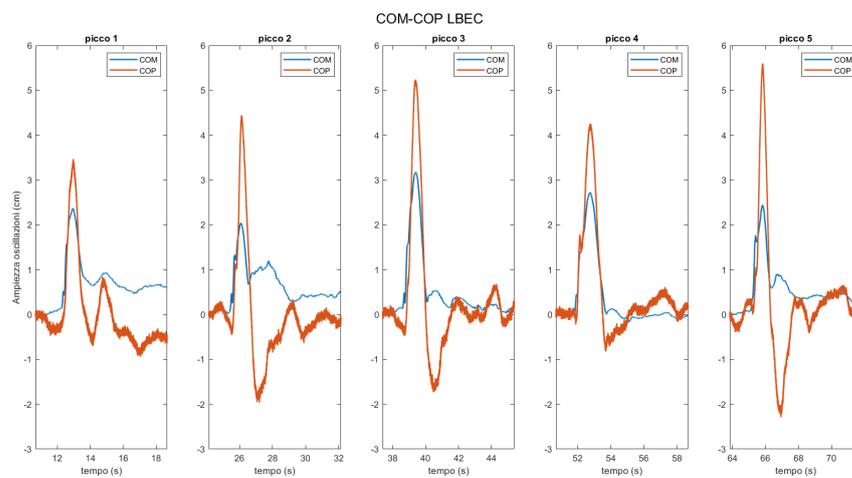


Figura 8.15: Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: Low_Bottom_EC.

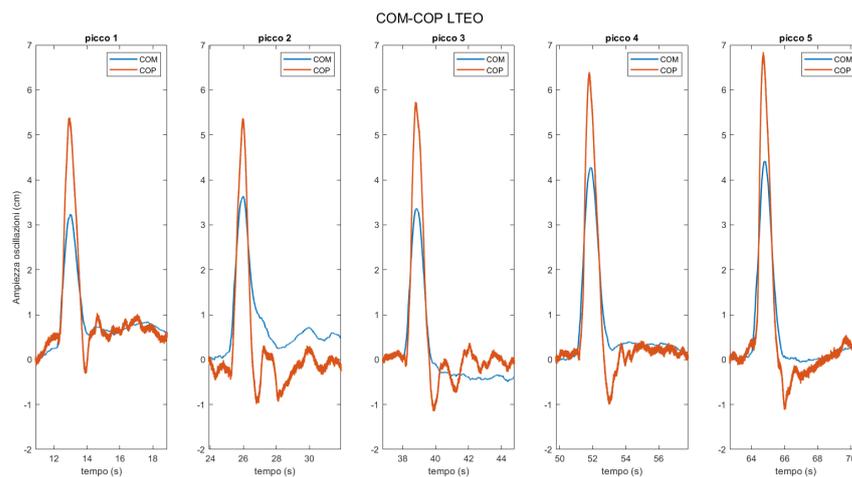


Figura 8.16: Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: Low_Top_EO.

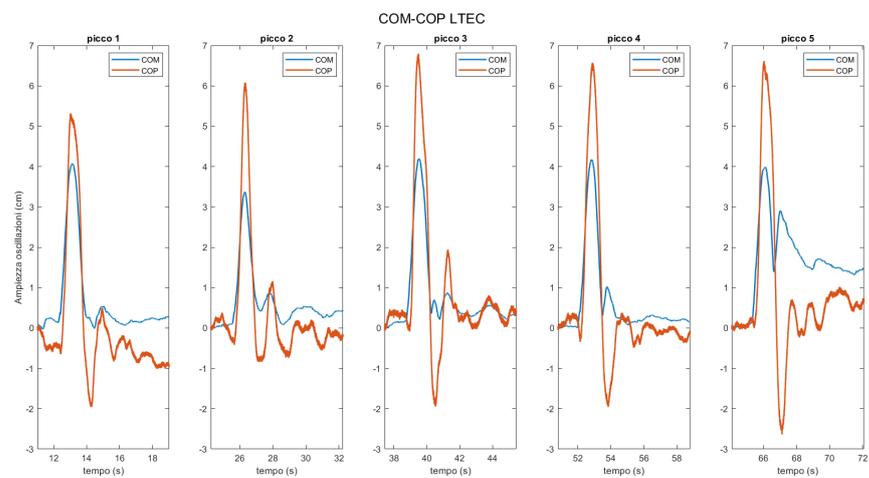


Figura 8.17: Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: Low_Top_EC.

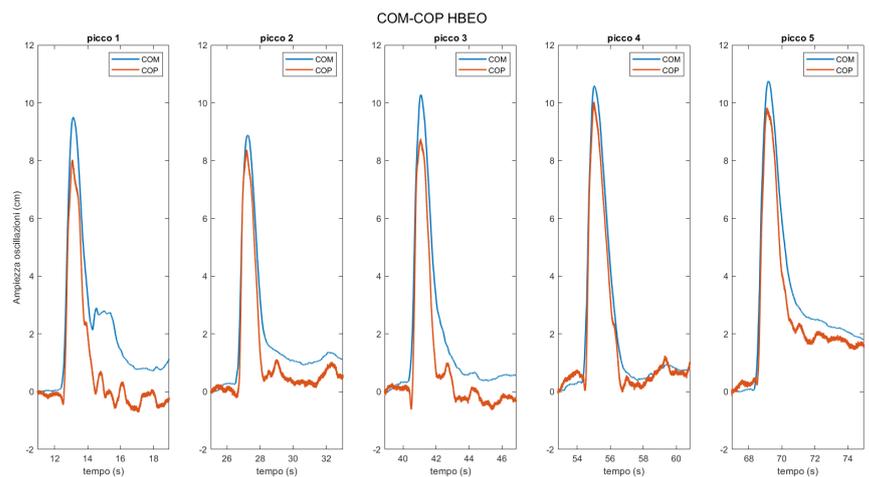


Figura 8.18: Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: High_Bottom_EO.

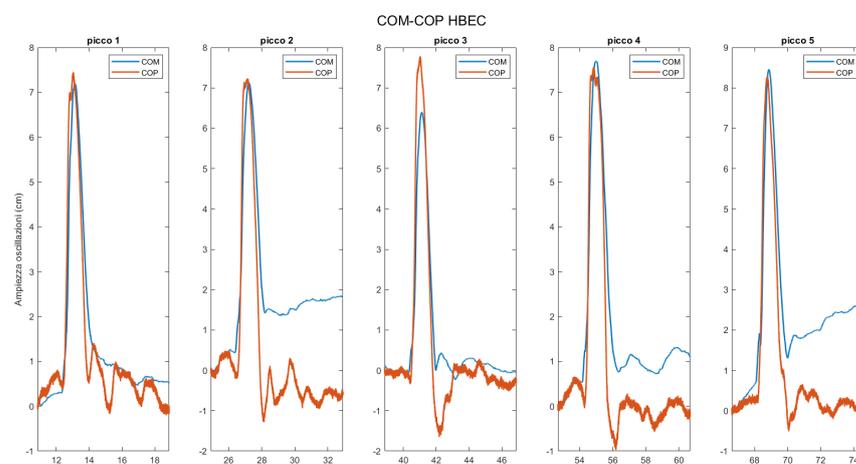


Figura 8.19: Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: High_Bottom_EC.

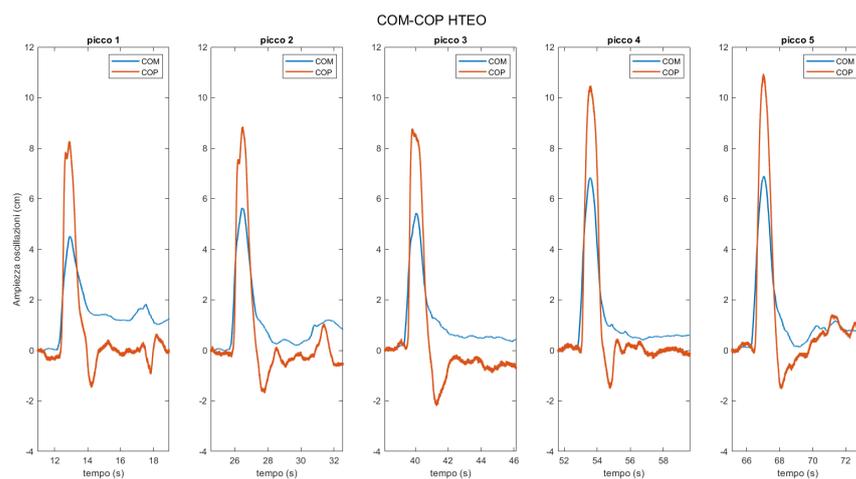


Figura 8.20: Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: High_Top_EO.

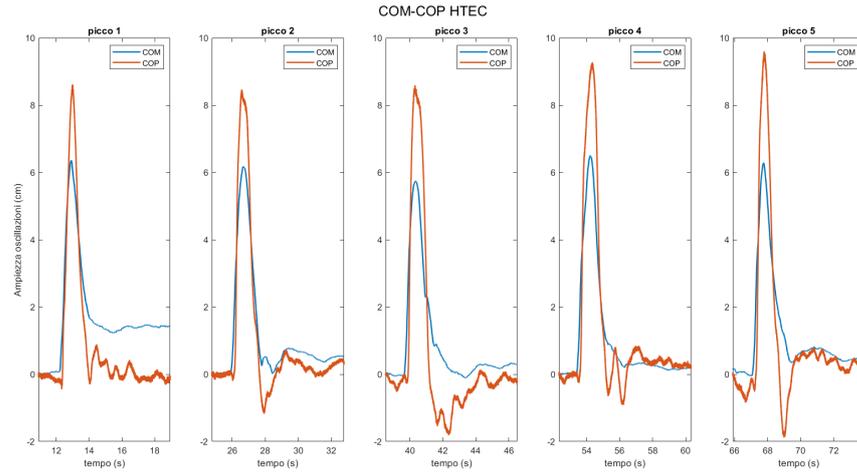


Figura 8.21: Grafico dello spostamento degli spostamenti del COM e del COP: High_Top_EC.

Le figure di seguito mostrano i grafici a barre relativi ai valori di RMS e di jerkiness, calcolati a partire dai dati di accelerazione anteroposteriore misurati dai sensori inerziali durante la fase di risposta posturale. Il grafico è organizzato in modo da distinguere, per ogni condizione di prova, i valori ottenuti durante la prova a occhi aperti (EO) e la prova a occhi chiusi (EC). Per chiarezza vengono mostrati i valori di RMS e Jerkiness in tabella 8.2 come somma algebrica di media e deviazione standard.

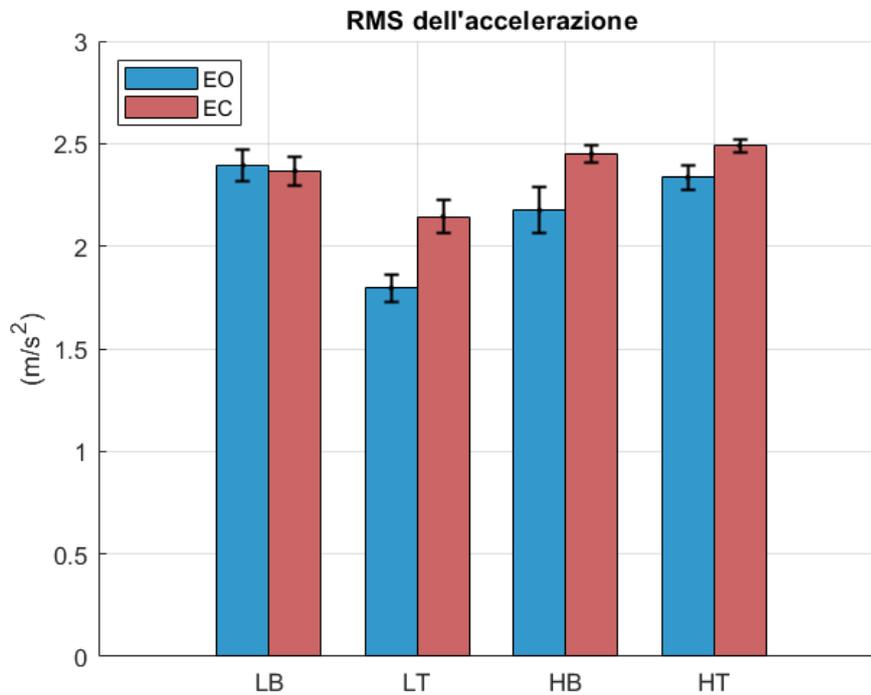


Figura 8.22: Grafico a barre dell'RMS.

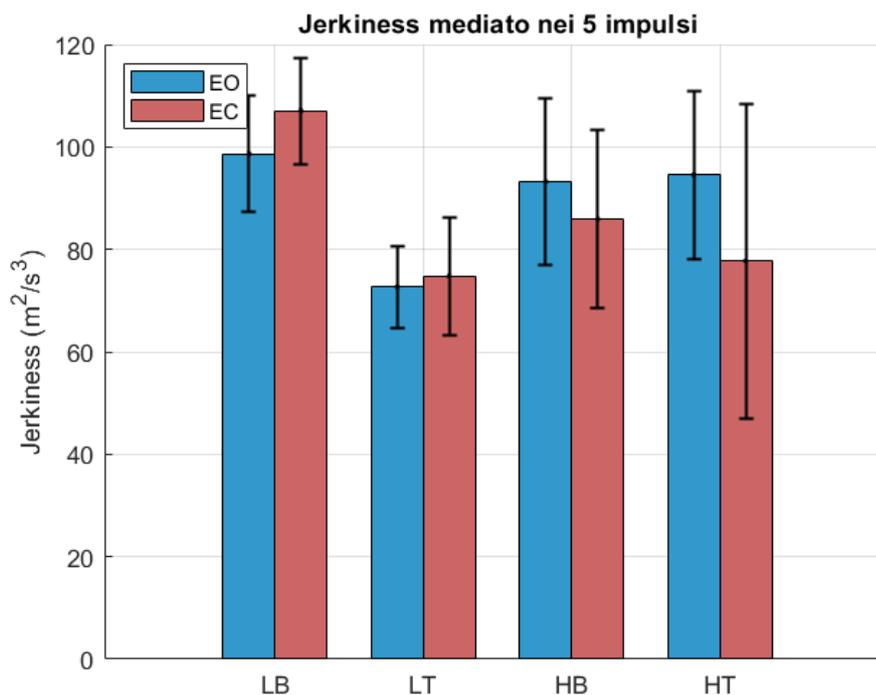


Figura 8.23: Grafico a barre della jerkiness.

Prove	RMS (media \pm SD)	Jerkiness (media \pm SD)
Low Bottom EO	2.3944 \pm 0.0761	98.6514 \pm 11.2639
Low Bottom EC	2.3670 \pm 0.0703	107.0764 \pm 10.3906
Low Top EO	1.7956 \pm 0.0661	72.6683 \pm 7.9465
Low Top EC	2.1444 \pm 0.0805	74.7421 \pm 11.4746
High Bottom EO	2.1742 \pm 0.1124	93.2308 \pm 16.3182
High Bottom EC	2.4488 \pm 0.0417	85.9381 \pm 17.4448
High Top EO	2.3344 \pm 0.0579	94.5308 \pm 16.3960
High Top EC	2.4902 \pm 0.0304	77.7316 \pm 30.7104

Tabella 8.2: Valori medi e deviazioni standard di RMS e jerkiness per ciascuna condizione sperimentale.

Infine, i grafici riportati nelle figure da 8.24 a 8.31 mostrano le ellissi al 95% di confidenza costruite a partire dai valori di accelerazione mediolaterale e anteroposteriore misurati durante il picco della risposta posturale del soggetto (in rosso) e durante le fasi di equilibrio tra un picco e l'altro (in verde).

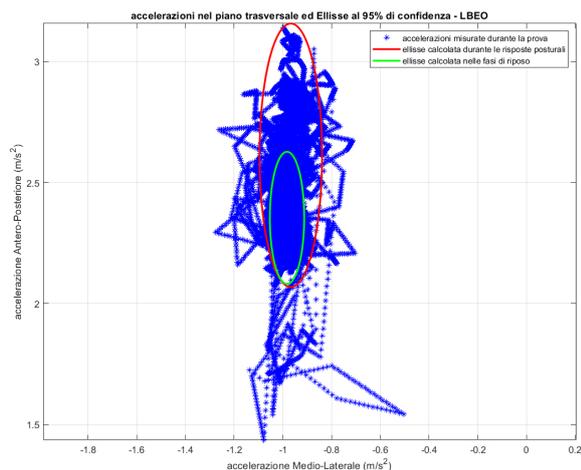


Figura 8.24: Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): **Low_Bottom_EO**.

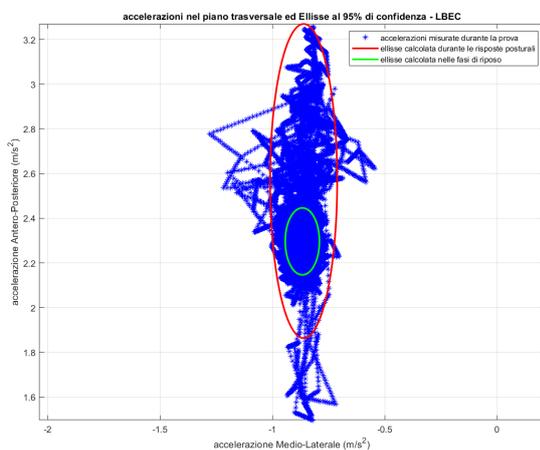


Figura 8.25: Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): **Low_Bottom_EC**.

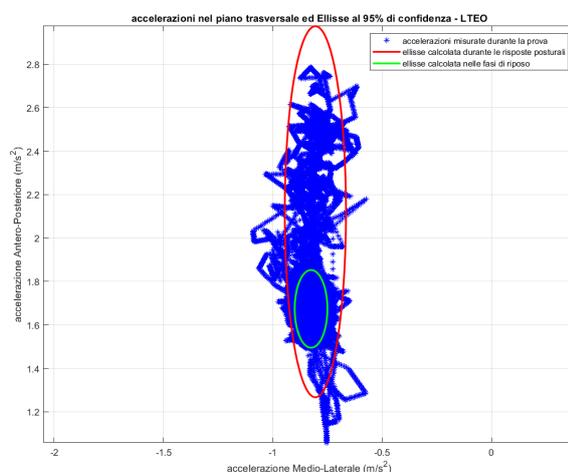


Figura 8.26: Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): **Low_Top_EO**.

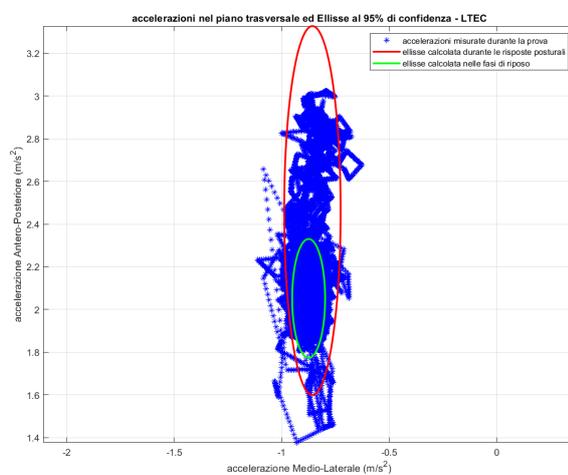


Figura 8.27: Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): **Low_Top_EC**.

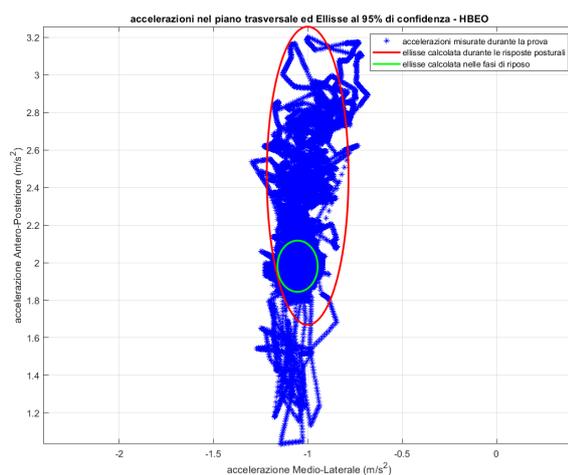


Figura 8.28: Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): **High_Bottom_EO**.

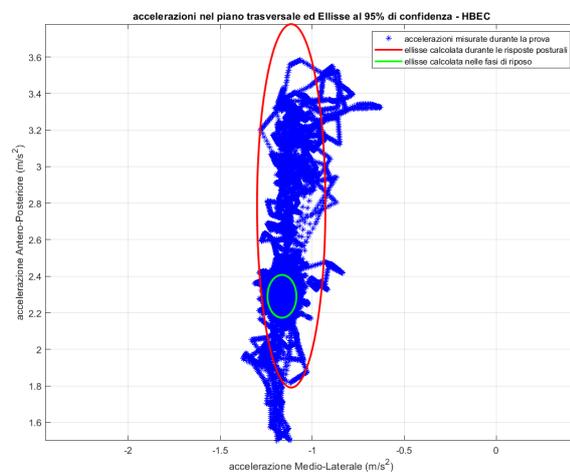


Figura 8.29: Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): **High_Bottom_EC**.

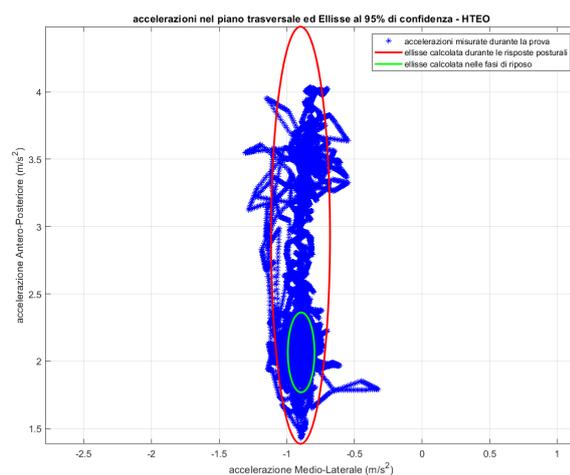


Figura 8.30: Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): **High_Top_EO**.

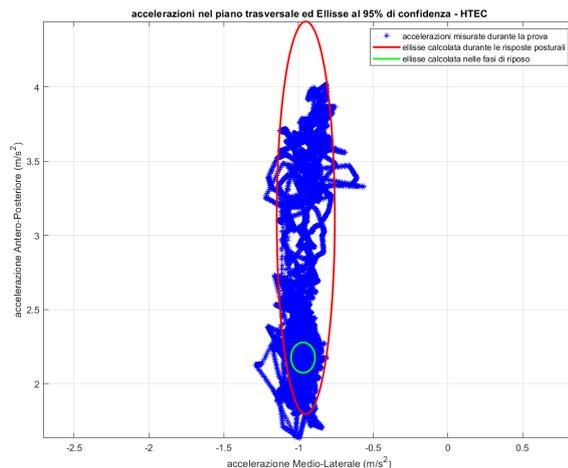


Figura 8.31: Ellisse al 95% di confidenza (equilibrio in verde, risposta posturale in rosso): **High_Top_EC**.

Il grafico a barre in figura 8.32 evidenzia la differenza tra le aree delle ellissi al 95% di confidenza calcolate durante la fase di risposta posturale e la fase di equilibrio tra un picco e il successivo. Il grafico è organizzato in modo da distinguere, per ogni condizione di prova, le aree calcolate nelle due fasi.

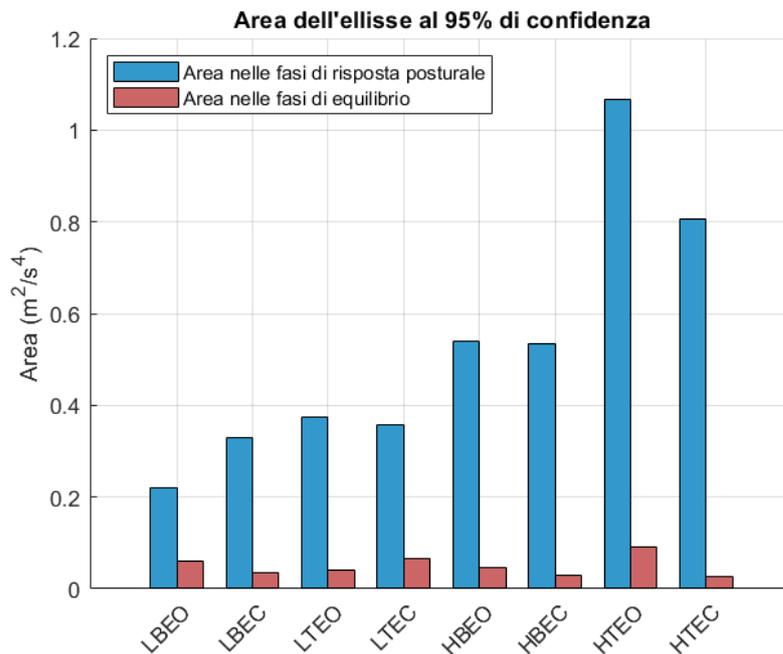


Figura 8.32: Grafico a barre delle aree delle ellissi al 95% di confidenza, calcolate nelle fasi di risposta posturale e nelle fasi di equilibrio tra un impulso e il successivo.

Nella tabella 8.3 vengono mostrati i rapporti, caso per caso, tra l'asse maggiore e l'asse minore delle ellissi.

	LBEO	LBEC	LTEO	LTEC	HBEO	HBEC	HTEO	HTEC
rapp_ax	4.246	4.708	6.105	6.583	3.668	5.356	7.112	6.811
r_ax_rp	3.880	1.970	2.395	3.632	1.280	1.492	3.006	1.276

Tabella 8.3: Valori di rapp_ax e r_ax_rp per diverse condizioni.

8.7 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, possano essere state causate 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.

Venendo all'analisi dei risultati ottenuti, a partire dall'osservazione degli andamenti temporali degli angoli articolari, è possibile fare delle considerazioni sul modello utilizzato e sulle strategie di equilibrio adottate dal soggetto. In particolare, le cinematiche di flesso/estensione del ginocchio evidenziano che, nella maggior parte delle condizioni analizzate, il ginocchio non mostra fasi di flessione, al più delle fasi di estensione molto limitata (al di sotto dei 5°), a conferma della validità dell'ipotesi su cui si fonda il modello scelto. Il modello DIP, infatti, considera gamba e coscia come un segmento unico: questo modello può ritenersi valido considerando l'entità trascurabile della flessione del ginocchio.

A partire dall'osservazione degli angoli di flesso/estensione dell'anca e di dorsi/plantar flessione della caviglia, si può constatare che la strategia di controllo della postura da parte del soggetto è cambiata tra una condizione di prova e l'altra. In particolare, questo si osserva al variare del punto di applicazione.

Entrando nel merito delle prove di tipo "Bottom", in cui la perturbazione viene imposta a livello lombare, si possono osservare degli angoli di caviglia più ampi rispetto all'angolo di anca. Si può affermare che il soggetto, per mantenere l'equilibrio, ha sfruttato la strategia di caviglia. Ciò è coerente con quanto ci si aspetterebbe in una condizione di questo tipo: dal momento che la perturbazione è applicata a livello lombare, in prossimità del centro di rotazione d'anca, il momento sviluppato dalla muscolatura attorno all'articolazione d'anca non è adatto a contrastare la perturbazione.

Contrariamente, nel caso delle prove "Top", in cui l'impulso è stato applicato a livello interscapolare, si osserva che gli angoli di flessione dell'anca calcolati raggiungono valori superiori. Questi valori rendono evidente che il soggetto in queste situazioni di disturbo ha prediletto una strategia di anca. Anche questo risultato è coerente con le aspettative: il punto di applicazione è sul tronco, lontano dal centro di rotazione dell'articolazione, dunque la muscolatura attorno all'anca è in grado di sviluppare un momento tale da opporre resistenza alla forza imposta dal perturbatore. In questa condizione, l'articolazione d'anca risulta avvantaggiata rispetto all'articolazione di caviglia, perché la muscolatura attorno è in grado di sviluppare una coppia in grado di contrastare l'effetto della perturbazione.

Analizzando qualitativamente le ricostruzioni degli andamenti temporali della proiezione del centro di massa (COM) e dello spostamento del centro di pressione (COP) emerge, da parte del soggetto, una reazione posturale fisiologica nella maggior parte delle condizioni evidenziate. Come spiegato nei paragrafi precedenti, il sistema di controllo posturale agisce in modo tale da contrarre i muscoli articolari e produrre delle coppie che permettano l'oscillazione del COP, il punto di applicazione della ground reaction force, che giace nella base di appoggio. La sua oscillazione deve essere tale per cui la GRF passi sempre per il centro di massa del corpo, in modo che la proiezione verticale di quest'ultimo ricada nella base di supporto. Questo implica che tra il movimento del COP e il movimento del COM debba esserci necessariamente una certa latenza. Dai grafici mostrati nelle figure () si può osservare che questa condizione è rispettata nella maggior parte dei casi: si nota che il COM tende a "seguire" il COP. Un altro aspetto che è possibile notare è come gli spostamenti del COP siano tendenzialmente maggiori di quelli del COM. Anche questo è coerente dal punto di vista fisiologico, rispecchia il comportamento del sistema di controllo posturale. Il sistema di controllo deve fare in modo che gli spostamenti del COP abbiano un'ampiezza maggiore affinché il poligono della base di appoggio possa contenere la proiezione del COM, in cui è concentrata la massa del corpo. Tra le condizioni analizzate si può osservare che il caso "high bottom EO" mostra il fenomeno contrario. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che il soggetto in questa condizione ha applicato la strategia di caviglia. Essendo la muscolatura attorno alla caviglia più debole rispetto alla muscolatura attorno all'anca, non è in grado di garantire degli spostamenti del COP elevati, e per questo viene adottata in condizioni in cui la perturbazione è meno intensa. In questo caso, la probabile applicazione della strategia di caviglia ha fatto sì che il COP compisse un'oscillazione minore ma il COM, soggetto all'inerzia del corpo, ha compiuto uno spostamento maggiore perché sottoposto a una quantità di moto elevata. Un'ulteriore causa di questa anomalia potrebbe essere stata dettata dal modello biomeccanico adottato e dal metodo con cui è stato ricavato l'angolo di caviglia per ricostruire l'andamento del COM in funzione del tempo. Come spiegato nel paragrafo relativo al post processing dei dati, data la mancanza di un quarto sensore inerziale, è stato necessario sfruttare l'inclinazione della gamba calcolata rispetto alla condizione di equilibrio. Tuttavia, nonostante

l'ampiezza del COM sia superiore all'ampiezza del COP, il soggetto non ha perso l'equilibrio durante le prove.

Il grafico a barre riportato in figura 8.22, relativo al valore dell'RMS (valore efficace) dell'accelerazione in direzione anteroposteriore, mette in luce l'aumento del valore di questo indice passando dalla condizione EO ("a occhi aperti") alla condizione EC ("a occhi chiusi"), nella maggior parte dei casi analizzati. L'unica eccezione è rappresentata dal caso "low bottom", in cui si osserva che il valore di RMS risulta maggiore nel caso EO. Tuttavia, le deviazioni standard identificano degli intervalli di variazioni molto simili tra le due condizioni, tanto da consentire di considerare questa discrepanza statisticamente non significativa. In generale, si può dunque affermare che il valore dell'RMS dell'accelerazione risulta coerente con quanto ci si aspetterebbe dal punto di vista fisiologico.

Nello specifico, l'assenza di informazioni di tipo visivo non ha permesso al sistema di controllo posturale di elaborare una reazione più efficace nel limitare lo spostamento del COM, causando così un aumento delle oscillazioni corporee, e dunque delle accelerazioni misurate dal sensore inerziale sulle pelvi, rilevato attraverso questo parametro. Dal punto di vista dell'intensità dell'impulso si può osservare che il valore dell'RMS aumenta all'aumentare della durata dell'impulso da 100 ms ("low") a 250 ms ("high"). Questo si verifica nella maggior parte delle situazioni analizzate, a eccezione del caso "bottom EO", in cui il valore di RMS ottenuto risulta maggiore nel caso di impulso di intensità minore.

Questa dissonanza rispetto ai risultati attesi, potrebbe essere legata al fattore di adattamento del soggetto alla condizione di perturbazione. Considerando che il disturbo "low bottom eo" è stato il primo a essere imposto al soggetto, è probabile che l'oscillazione maggiore sia stata dovuta a una maggiore rigidità del soggetto, che si è a mano a mano abituato agli impulsi del perturbatore a causa del numero di volte in cui le prove sono state ripetute. Nonostante ciò, quanto ottenuto conferma quanto ci si aspetterebbe da un punto di vista fisiologico: a una perturbazione meccanica di intensità maggiore corrisponde una stabilità inferiore del soggetto, che subisce delle accelerazioni, e dunque delle oscillazioni, più ampie.

Confrontando i risultati ottenuti in funzione del punto di applicazione della perturbazione, si può osservare una differenza tra quanto ottenuto nei casi "low" e nei casi "high". Nei casi degli impulsi di breve durata (100 ms), il valore di RMS calcolato dai valori di accelerazione anteroposteriore è risultato maggiore nel caso "bottom" rispetto al caso "top". Questo dato risulta coerente con quanto atteso, poiché nel caso "bottom" il disturbo è stato applicato in prossimità del sensore inerziale posizionato sulle pelvi che, per questo, ha registrato un'accelerazione meno attenuata. Tuttavia, il caso degli impulsi di durata maggiore (250 ms) non ha confermato questa tendenza. L'RMS misurato nella condizione "top" è risultato maggiore rispetto a quanto ottenuto dalla risposta posturale a seguito del disturbo applicato in zona lombare.

Il grafico a barre in figura 8.23 mostra il valore di jerkiness ottenuto come media delle jerkiness calcolate per i 5 impulsi somministrati al soggetto. Il grafico è stato

organizzato in modo da permettere un confronto tra le reazioni posturali manifestate dal soggetto nelle condizioni di perturbazione subite a occhi aperti (EO) e a occhi chiusi (EC) per ognuna delle quattro combinazioni di intensità dell'impulso meccanico e punto di applicazione ("low bottom", "low top", "high bottom" e "high top"). Le barre di errore rappresentano la deviazione standard del valore della jerkiness nei 5 impulsi somministrati per ciascuna combinazione, e dunque la variabilità della risposta posturale del soggetto nel corso di ciascuna prova.

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 permette alla muscolatura attorno all'anca di esercitare una coppia che si opponga alla perturbazione. Di conseguenza, la risposta posturale risulta meno controllata. Al contrario, un disturbo applicato a livello del tronco favorisce una risposta più fluida.

Tuttavia, è valido solo nella condizione di disturbo a bassa intensità. Si nota, infatti, che nei casi "High" la differenza della jerkiness in funzione del punto di applicazione risulta irrilevante. Discrepanze lievemente più grandi si possono notare nei casi EC, ma non sono tali da poter dire che il punto di applicazione sia stato un parametro influente sulla jerkiness nelle condizioni di impulso ad alta intensità.

Per quanto riguarda la distinzione tra i disturbi meccanici subiti dal soggetto in condizioni di privazione o meno della vista, si può constatare che nel caso LB ("low bottom") la jerkiness media ha raggiunto valori più elevati nella condizione a occhi chiusi rispetto alla condizione a occhi aperti.

La stessa cosa si osserva nel caso LT ("low top") ma con differenze minime tra le due condizioni.

Quanto ottenuto, risulta coerente con quanto noto dal punto di vista fisiologico e conferma ciò che è stato osservato anche a partire dai valori di RMS. Nello specifico, i valori di jerkiness più elevati nella condizione a occhi chiusi rispecchiano il fatto che, in assenza di stimoli visivi, la risposta posturale del soggetto risulta più brusca e disorganizzata. Al contrario, i casi HB ("high bottom") e HT ("high top"), relativi ai casi in cui la durata dell'impulso è stata impostata a 250 ms, mostrano dei valori in contrapposizione con quanto ci si aspetterebbe di ottenere a partire dalle acquisizioni fatte su un soggetto sano. Si nota, infatti, che il valore medio della jerkiness è superiore nella condizione a occhi aperti.

Inoltre, il valore di jerkiness dovrebbe essere maggiore a seguito di un'intensità dell'impulso più alta. Tuttavia, confrontando i casi LB e HB si osserva il contrario. Le discrepanze riscontrate potrebbero essere la conseguenza di quanto detto all'inizio del paragrafo, ovvero all'adattamento graduale del soggetto alle condizioni di prova e a un suo possibile affaticamento muscolare, causati dai tempi prolungati dell'analisi. Ciò che spinge a ipotizzare che il soggetto abbia sviluppato una sorta di adattamento alla perturbazione è il fatto che la condizione "low bottom" è stata la prima a essere analizzata e ha registrato i valori di jerkiness media superiori, nonostante corrisponda al caso in cui la durata dell'impulso è stata inferiore.

Le deviazioni standard riportate nel grafico, invece, danno l'idea della variabilità della risposta posturale manifestata dal soggetto nel corso di ciascuna prova. Si può osservare come i valori siano notevolmente elevati, soprattutto nel caso HT, l'ultimo a essere stato analizzato. Da queste osservazioni si può pensare che l'interpretazione del parametro jerkiness possa essere stata compromessa anche da una condizione di affaticamento del soggetto analizzato, che tra un impulso e il successivo ha risposto manifestando reazioni molto diverse tra loro.

Le figure da 8.24 a 8.31 mostrano le ellissi al 95% di confidenza delle accelerazioni misurate. In particolare le ellissi rosse sono state ottenute considerando i valori di accelerazione registrati durante la risposta posturale, le ellissi verdi identificano gli intervalli di equilibrio. Considerando le ellissi rosse, si può osservare che in tutti i casi l'asse maggiore si colloca lungo la direzione anteroposteriore. Questo testimonia il fatto che la perturbazione meccanica imposta sul soggetto ha avuto come effetto principale la sua accelerazione per lo più in direzione anteroposteriore, piuttosto che in direzione mediolaterale. Inoltre, tra un caso e l'altro si può osservare come la dimensione dell'asse maggiore cambi tra una condizione di prova e l'altra. In particolare, si osserva che l'ellisse risulta più allungata in direzione anteroposteriore in funzione dell'intensità dell'impulso, dunque passando dalle condizioni di impulso distribuito in 100 ms ("low") a quelle in cui la durata è pari a 250 ms. Q Tutto ciò è coerente con quanto detto precedentemente analizzando i risultati dell'RMS dell'accelerazione: un impulso caratterizzato dalla medesima forza applicato per un intervallo di tempo maggiore, causa una variazione di quantità di moto maggiore, e dunque, una maggiore accelerazione subita dal corpo. Dato che l'impulso è stato applicato in direzione anteroposteriore, questo aumento dell'accelerazione si osserva per lo più in questa direzione, per cui si attesta che l'ellisse si dispone lungo questa direzione.

Di ciascuna ellisse è stata calcolata la superficie di estensione, che rappresenta l'area di oscillazione. I valori sono stati raccolti nel grafico a barre mostrato in figura 8.32, dove per ogni condizione sono stati rappresentati a coppie i valori delle aree in fase di risposta posturale e i valori di area in fase di equilibrio.

In funzione dell'intensità dell'impulso, osservando il grafico caso per caso, si osserva un aumento dell'estensione delle aree nel passaggio da "low" a "high" e ciò conferma quanto già affermato: l'area dell'ellisse aumenta all'aumentare della durata del colpo. Contrariamente a quanto ci si aspetterebbe, l'applicazione della perturbazione a livello lombare, combinata alla condizione di mancanza dello stimolo visivo (casi HBEC e LBEC), non hanno mostrato valori di aree superiori agli altri casi. La ragione di questo risultato inatteso potrebbe essere legata alle modalità con cui sono state calcolate le aree. In particolare, per evitare che le oscillazioni dell'accelerazione in fase di equilibrio riducessero l'area dell'ellisse al punto di escludere i valori relativi alla risposta posturale, si è optato per estrarre solo i campioni di accelerazione relativi al picco, riducendo di molto il campione in analisi.

Le aree delle ellissi al 95% di confidenza calcolate a partire dai dati di accelerazione

anteroposteriore e mediolaterale estratti dalle fasi di equilibrio tra un impulso e il successivo, sono state utilizzate solo ai fini di un confronto con quanto ottenuto durante le fasi di risposta posturale, senza analizzare le differenze caso per caso. Questa scelta è stata fatta perchè, in genere, l'area dell'ellisse al 95% di confidenza è un indice adatto alla posturografia statica. Dal momento che questo studio si è occupato di eseguire un'analisi di tipo dinamico per valutare la risposta posturale a seguito dell'applicazione di perturbazioni meccaniche, per ricavare questo parametro sono stati considerati i valori di accelerazione misurati dal sensore durante le fasi di attesa tra un impulso e l'altro, ipotizzando che il soggetto fosse in equilibrio. Tuttavia, non si ha la certezza che negli intervalli di tempo considerati il soggetto avesse recuperato del tutto la stabilità a seguito dell'impulso ricevuto. Inoltre, tra una perturbazione e l'altra, potrebbe aver assunto una posa rigida in attesa dell'impulso successivo.

Queste ellissi vengono confrontate con quelle relative alla medesima condizione di perturbazione calcolate nelle fasi di risposta posturale in termini di estensione e di rapporto tra asse maggiore e minore.

Per prima cosa si può notare che le ellissi relative alle fasi statiche hanno un'estensione minore, ciò è reso evidente anche dal grafico a barre mostrato in figura 8.32. Questo è dovuto al fatto che la perturbazione impressa impone al soggetto delle accelerazioni maggiori e l'accelerazione del COM del soggetto subisce l'effetto di una variazione di quantità di moto più grande. Dal valore del rapporto tra gli assi maggiore e minore si osserva che questo risulta maggiore di 1 sia nelle fasi di equilibrio che nelle fasi di risposta posturale. Questo testimonia quanto detto prima, ovvero il fatto che, anche nelle condizioni di equilibrio, non è detto che i dati utilizzati per calcolarle facciano riferimento a istanti in cui il soggetto aveva recuperato l'equilibrio. Inoltre, il valore maggiore del rapporto in fase di risposta posturale conferma che la perturbazione ha imposto una maggiore oscillazione in direzione anteroposteriore.

8.8 Conclusioni

Il test sperimentale presentato in questo capitolo ha avuto come scopo quello di valutare in che modo l'utilizzo dei sensori inerziali custom, sviluppati in collaborazione con brain Technologies, potesse essere utile all'interno di un contesto di analisi di posturografia dinamica. La prova ha previsto di integrare i sensori sviluppati e l'algoritmo proposto al sistema "PGAS", progettato e brevettato dai ricercatori del DIMEAS (Politecnico di Torino), costituito da una pedana di forza e da un perturbatore meccanico automatico in grado di imporre perturbazioni controllate e personalizzabili. Nel corso dell'esecuzione della prova sperimentale sono stati condotti 8 trial, ognuno dei quali ha previsto l'applicazione di 5 perturbazioni meccaniche su un soggetto posto in posizione bipodale sulla pedana di forza. I diversi trial erano volti a misurare la risposta posturale del soggetto in funzione di una combinazione di tre fattori: il punto di applicazione della perturbazione meccanica, la sua durata (dunque

la sua intensità) e la mancanza o meno degli input visivi. Dalla pedana di forza sono stati ricavati gli andamenti temporali del centro di pressione (COP) in tutte le 8 condizioni di perturbazione. I dati grezzi dei sensori inerziali, invece, sono stati utilizzati per ricavare una serie di parametri. In particolare, i quaternioni calcolati a partire dai dati grezzi sono stati utilizzati per ricavare gli angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia. Dai dati di accelerazione sono stati ricavati lo spostamento temporale del centro di massa (CoM) nei diversi trial. L'accelerazione anteroposteriore registrata durante le fasi di risposta posturale è stata usata per calcolare il valore dell'RMS e della jerkiness. Infine, è stata calcolata l'area di oscillazione, ovvero l'area dell'ellisse al 95% a partire dai dati di accelerazione in direzione anteroposteriore e mediolaterale, considerando però solo i valori di accelerazione registrati durante il picco della risposta posturale.

Dalle osservazioni fatte sui risultati e discusse nel paragrafo precedente è possibile stabilire che alcuni parametri, più di altri, sono stati efficaci nel permettere un'interpretazione della risposta posturale del soggetto. In particolare, dalle ricostruzioni degli angoli di flessione di anca, ginocchio e caviglia è stato possibile fare delle ipotesi sulla possibile strategia di controllo della postura messa in atto dal soggetto a seconda della perturbazione subita, ai fini del mantenimento dell'equilibrio. In funzione del valore assunto dagli angoli negli istanti di applicazione dell'impulso, è stato possibile riconoscere se il soggetto ha messo in atto la strategia di anca o di caviglia, nella maggior parte dei casi analizzati. Quanto osservato si è rivelato coerente con le considerazioni biomeccaniche fatte caso per caso.

Per quanto riguarda la ricostruzione dell'andamento temporale del COM, i risultati ottenuti hanno mostrato, nella maggior parte delle condizioni di perturbazione analizzate, delle risposte coerenti con quanto ci si aspetterebbe di osservare dall'analisi di un soggetto sano. Infatti, lo spostamento del COM è risultato, in generale, di ampiezza inferiore rispetto alle oscillazioni del COP oltre che in ritardo. Il caso denominato "high bottom EO", in cui sono stati applicati 5 impulsi di 40 N per 250 ms mentre il soggetto ha mantenuto gli occhi aperti, si è posto in contraddizione rispetto al caso fisiologico: il COM ha superato in ampiezza il COP. Questa discrepanza potrebbe essere dovuta a due fattori in particolare. Innanzitutto è possibile che il soggetto abbia sfruttato la strategia di caviglia anziché la strategia d'anca, portando quindi a un'oscillazione del COP di dimensioni inferiori. Un'altra possibile causa di questo risultato contrario alle aspettative è la mancanza del sensore inerziale sul piede che ha comportato il calcolo indiretto dell'angolo di caviglia a partire dal sensore inerziale posizionato sulla gamba. In generale, a prescindere dall'anomalia riscontrata, si può dire che l'andamento temporale del COM estratto a partire dai dati dei sensori IMU ha permesso di ottenere informazioni utili da aggiungere all'andamento temporale del COP estratto dalla pedana stabilometrica, ai fini dell'interpretazione della risposta posturale del soggetto.

A partire dai dati di accelerazione in direzione antero-posteriore raccolti dal sensore inerziale posto sulle pelvi, sono stati calcolati i valori di RMS dell'accelerazione del

tronco e la jerkiness. I valori di RMS dell'accelerazione anteroposteriore evidenziano che questo parametro ha permesso di discriminare in modo efficace le condizioni legate alla privazione o meno degli stimoli visivi, così come quelle legate all'intensità dell'impulso. Tuttavia, non è stato in grado di mettere in evidenza le differenze nella risposta posturale legate al punto di applicazione del disturbo, se non nei casi di impulsi a bassa intensità. La jerkiness, ricavata anch'essa a partire dalla componente anteroposteriore dell'accelerazione, ha ottenuto buone performance di discriminazione della perturbazione in funzione del punto di applicazione, ma non è stata altrettanto efficace nel distinguere i casi EC ed EO, mostrando variazioni coerenti con quanto atteso dal punto di vista fisiologico solo nei casi di impulsi a bassa intensità.

La causa delle ridotte prestazioni di RMS e jerkiness nel discriminare le risposte del soggetto, in funzione del punto di applicazione per il primo e dell'intensità dell'impulso e delle condizioni visive per il secondo, può essere ricondotta all'eccessiva durata dell'analisi, provocata da problemi tecnici riscontrati nella strumentazione. Il possibile adattamento del soggetto alle condizioni di prova così come il suo affaticamento conseguenti alla durata dell'analisi, hanno comportato un aumento della variabilità delle risposte posturali tra un impulso e il successivo, con la conseguente alterazione delle informazioni estrapolabili da questi due indici derivati dall'accelerazione.

Si suppone che una durata adeguata dell'analisi di posturografia dinamica possa far emergere maggiormente la significatività dell'utilizzo di questo indice ai fini della valutazione della risposta posturale di un soggetto.

Infine, i dati di accelerazione in direzione antero-posteriore e medio-laterale sono stati sfruttati per costruire le ellissi al 95% di confidenza, che racchiudono i punti della traiettoria sul piano orizzontale, e le relative aree. Nel caso di questo studio, questo parametro non è stato particolarmente efficace nel discriminare tra loro le condizioni di perturbazione, a eccezione della differenza tra i casi di impulso ad alta e bassa intensità che è stata colta in modo coerente con quanto evidenziato anche dagli altri parametri. Tuttavia, nel distinguere il punto di applicazione e la condizione di privazione visiva ha mostrato risultati contraddittori. Ci si aspetterebbe infatti che abbassando il punto di applicazione e rimuovendo gli input visivi, le aree delle ellissi aumentino. La causa di queste contraddizioni potrebbe essere legata al metodo con cui è stato eseguito il calcolo. Per cercare di adattare questo parametro (usato prevalentemente in posturografia statica) alle condizioni dell'analisi posturale dinamica, sono stati considerati solo i valori di accelerazione dei picchi per dare maggior peso all'effetto degli impulsi. Questo potrebbe aver comportato l'incremento generalizzato dell'estensione delle aree, che ha nascosto le differenze tra un caso e l'altro.

Nel complesso si può affermare che l'integrazione dei parametri estratti a partire dai dati dei sensori inerziali custom, quali la proiezione del COM, RMS e jerkiness dell'accelerazione e gli angoli articolari, ha permesso di arricchire l'analisi posturale eseguita sul soggetto, mettendo in evidenza le differenze tra le condizioni di perturbazione considerate. Questo testimonia che l'utilizzo di sistemi di misura inerziali

fornisce delle informazioni utili da mettere in relazione a quanto restituito dalla sola pedana di forza.

È opportuno porre l'attenzione sulle limitazioni metodologiche di questo test applicativo. In primo luogo, occorre considerare che l'angolo di flessione/estensione della caviglia non è stato ricavato in maniera diretta. Come spiegato precedentemente, l'angolo di caviglia utilizzato per la ricostruzione dell'andamento temporale del COM nel tempo, non coincide con l'angolo di dorsiflessione. A causa dell'indisponibilità di un quarto sensore da posizionare sul piede è stato necessario ottenere l'angolo in funzione del sensore posizionato sulla gamba. In particolare, l'angolo utilizzato è pari all'inclinazione istante per istante dell'IMU sulla gamba rispetto alla posa di equilibrio assunta tra un impulso e l'altro.

Nonostante questo, considerando che il soggetto non ha mai sollevato i piedi dalla pedana durante le prove e la gamba è rimasta tendenzialmente sempre estesa, l'approssimazione può ritenersi accettabile. L'angolo di inclinazione della gamba rispetto alla condizione di equilibrio può ritenersi un'approssimazione valida, in questo caso studio, dell'angolo di caviglia.

L'impossibilità di avere a disposizione un quarto sensore inerziale da collocare sul segmento del piede è stata la conseguenza di un'ulteriore limitazione, legata alla scelta del modello biomeccanico utilizzato. Per questo caso studio è stato adottato il modello a doppio pendolo inverso (DIP) che modella coscia e gamba come un unico segmento corporeo, separato da un secondo segmento, il tronco, da un giunto a cerniera che rappresenta l'anca. Questo modello semplifica molto la biomeccanica rispetto alla realtà. In futuro, la possibilità di contare su un sistema di sensori inerziali più ricco in unità permetterebbe sicuramente di adottare un modello biomeccanico più complesso, che permetta, magari, di considerare ciascuno dei tre segmenti dell'arto inferiore. In questo modo la ricostruzione del COM risulterebbe più coerente con la realtà, evitando il rischio di anomalie come quella riscontrata in questo studio nel caso "high bottom EO".

Infine questo test sperimentale, così come quelli presentati nei capitoli precedenti, ha il difetto di aver coinvolto un singolo soggetto sano. Questo fa sì che tutti i parametri che sono stati misurati e ottenuti da questa prova possono essere utili ai fini di una valutazione statica della risposta posturale del soggetto ma non è possibile considerare statisticamente significativa l'affidabilità dei parametri ottenuti a partire dai sensori inerziali. essere ritenuti validi per una generalizzazione. Studi futuri potrebbero approfondire questi aspetti, eseguendo un'indagine statisticamente significativa su una popolazione innanzitutto più ampia ma anche eterogenea di soggetti.

Capitolo 9

Conclusioni

Questo progetto di tesi ha avuto come obiettivo lo sviluppo di un sistema di analisi del movimento che fosse di semplice utilizzo, portatile, economico e adatto all'utilizzo in un contesto clinico. La componente hardware del sistema è stata realizzata nell'ambito di una collaborazione con l'azienda brain Technologies di Torino, e si compone di tre prototipi costituiti, ciascuno, da un'unità inerziale ICM-20948 (InvenSense, TDK) a 9 DoF e una scheda Raspberry Pi PICO W, collegate tramite un supporto breadboard e alimentate da una batteria portatile. I sensori hanno una frequenza di campionamento pari a 140.6 Hz e comunicano i dati al calcolatore tramite protocollo MQTT. La ricostruzione della cinematica articolare è basata sull'utilizzo di un algoritmo custom, sviluppato nel corso del progetto, che sfrutta il filtro di Madgwick per il calcolo dei quaternioni, la procedura di calibrazione sensore-segmento proposta da Vargas-Valencia et al. e le formule e le convenzioni di Grood e Suntay e della ISB per il calcolo degli angoli articolari.

La validazione del sistema ha previsto tre prove sperimentali, nelle quali è stato reclutato un singolo soggetto, a cui è stato richiesto di eseguire prove di camminata a velocità normale e a velocità sostenuta e prove di movimenti articolari di flesso/estensione e abduzione/adduzione dell'anca e di flessione del ginocchio. L'attenzione è stata rivolta alla ricostruzione degli angoli di flesso/estensione anca e ginocchio e di abduzione/adduzione e intra/extra rotazione dell'anca (quest'ultimo solo per le prove di camminata).

La prima prova sperimentale è stata svolta presso il PolitoBIOMed Lab, del Politecnico di Torino, e ha avuto lo scopo di scegliere l'algoritmo di calibrazione sensore-segmento più appropriato tra quelli individuati dalla letteratura. Sono stati testati gli algoritmi di Vargas-Valencia et al., Nazarahari et al. e la pipeline open-source, OpenSense. Sono state messe a confronto tramite parametri statistici (coefficiente di correlazione di Pearson, RMSE e RMSE%) le cinematiche articolari ricostruite dai tre algoritmi con i dati raccolti dai sensori inerziali WaveTrack Cometa con quelle ottenute dal sistema Vicon (preso come riferimento) a 12 telecamere a infrarossi del laboratorio, applicando il protocollo Plug-In Gait Lower Body. L'esito della prova ha mostrato

buone performance da parte dei tre algoritmi nella ricostruzione degli angoli di flessione/estensione di anca e ginocchio, ma nessuno è stato in grado di ricostruire l'angolo di intra/extra rotazione dell'anca, così come nelle prove successive. Per quanto riguarda l'angolo di abduzione, quello di Nazarahari et al. ha fornito le ricostruzioni migliori, superando di poco quello di Vargas-Valencia. OpenSense ha ottenuto i risultati peggiori. La prova ha decretato l'algoritmo di Vargas-Valencia come algoritmo migliore in quanto, oltre alle ottime performance, mostra anche una certa semplicità di utilizzo e non richiede che il soggetto esegua delle task motorie preliminari ai fini della calibrazione.

La seconda prova sperimentale è stata condotta per mettere a confronto le cinematiche articolari ricostruite usando l'algoritmo scelto con i dati raccolti dai sensori inerziali Cometa e dai sensori inerziali sviluppati con brain Technologies, con le ricostruzioni ottenute dal sistema Vicon (con protocollo Plug-In Gait Lower Body). Questa prova ha riscontrato una serie di criticità. Da un lato, l'ingombro dei prototipi non ha permesso di conciliare il loro posizionamento previsto con il posizionamento corretto dei marker, e questo ha comportato un peggioramento generalizzato delle performance. Il disallineamento dei piani, nelle prove di camminata, ha fatto sì che l'angolo di abduzione/adduzione risultasse in una copia dell'angolo di flessione/estensione dell'anca. Inoltre, la probabile disconnessione dall'alimentazione ha comportato la perdita di dati da parte dei sensori inerziali custom su coscia e gamba, che ha compromesso soprattutto la prova monoarticolare di flessione/estensione della coscia, che è stata scartata. Nonostante il peggioramento delle performance, è stata osservata coerenza nelle ricostruzioni degli angoli di flessione/estensione di anca e ginocchio in tutte le prove e dell'angolo di abduzione/adduzione di anca nella prova monoarticolare.

La coerenza elevata riscontrata tra le cinematiche restituite dai due sistemi inerziali ha motivato la scelta di eseguire una terza prova per confrontare direttamente questi due sistemi, con una vestizione del soggetto ottimizzata. Il test ha confermato quanto emerso nella prova precedente, in particolare nel caso dei movimenti monoarticolari. Si può affermare che il sistema di analisi del movimento umano sviluppato, costituito dai sensori inerziali sviluppati con l'azienda brain Technologies e l'algoritmo proposto, rappresenta un'alternativa valida e a basso costo rispetto ai sistemi commerciali più diffusi.

Infine, è stata proposta un'applicazione a un caso studio di posturografia dinamica per valutare l'utilità di integrare dei parametri ricavabili a partire da sensori inerziali per arricchire l'analisi della risposta posturale del soggetto a seguito di perturbazioni. I sensori inerziali custom sono stati usati insieme al PGAS, un sistema che si compone di un perturbatore meccanico automatizzato e da una pedana di forza. Il test ha coinvolto un singolo soggetto, di cui è stata valutata la risposta posturale alle perturbazioni meccaniche subite, ottenute variando l'intensità e l'altezza del punto di applicazione dell'impulso e la condizione visiva del soggetto (occhi aperti o chiusi). Dalla pedana dinamometrica è stato estratto l'andamento temporale del COP, mentre dai dati dei sensori inerziali sono stati calcolati l'andamento temporale

degli angoli articolari (anca, ginocchio e quello di caviglia approssimato), l'andamento temporale del COM (sfruttando il modello DIP e le tabelle di Dempster et al.), l'RMS e la Jerkiness dell'accelerazione anteroposteriore e, infine, le ellissi al 95% di confidenza dell'accelerazione nel piano orizzontale (anteroposteriore-mediolaterale). Nel complesso si può affermare che lo studio ha reso evidente che l'utilizzo di sistemi di misura inerziali fornisce delle informazioni utili da mettere in relazione a quanto restituito dalla sola pedana di forza.

Occorre precisare che questo progetto di tesi soffre di alcune limitazioni. Innanzitutto, il numero ridotto di soggetti coinvolti non consente di estendere i risultati ottenuti a una popolazione più ampia ed eterogenea. Il numero limitato di unità inerziali ha permesso di analizzare l'intero arto inferiore, mentre l'ingombro dei prototipi non ha permesso il loro posizionamento corretto sul corpo del soggetto. Sviluppi futuri potrebbero includere test di validazione dell'algoritmo su una popolazione più estesa, l'introduzione di ulteriori unità inerziali e la miniaturizzazione dei prototipi. Si potrebbe, inoltre, pensare di introdurre ulteriori miglioramenti quali lo sviluppo di interfacce utente efficaci (software dedicato e uso di schede con LED programmabili), l'inserimento di una batteria ricaricabile integrata, l'introduzione di un'unità esterna di ricezione (che permetta la sincronizzazione con altri sistemi di acquisizione).

Appendice A

Appendice A

A.1 Implementazione dell'algoritmo di Nazarahari et al. [25][26]

```
1
2 standing_c3d=ezc3dRead(''); %Inserire file di acquisizione in fase statica
3 standing_chNames=standing_c3d.parameters.ANALOG.LABELS.DATA;
4 standing_data=standing_c3d.data.analogs;
5
6 imu_pelvi_standing=standing_data();
7 imu_thigh_standing=standing_data();
8 imu_shank_standing=standing_data();
9
10 acc_pelvi_standing=imu_pelvi_standing();
11 acc_thigh_standing=imu_thigh_standing();
12 acc_shank_standing=imu_shank_standing();
13
14 %----- ALLINEAMENTO VERTICALE PER LA PELVI -----%
15 mean_acc_pelvi=mean(acc_pelvi_standing,1);
16 x_VA_pelvi=(mean_acc_pelvi / norm(mean_acc_pelvi));
17 y_VA_pelvi=cross([0,0,1]',x_VA_pelvi)/norm(cross([0,0,1]',x_VA_pelvi));
18 z_VA_pelvi=cross(x_VA_pelvi,y_VA_pelvi)/norm(cross(x_VA_pelvi,y_VA_pelvi));
19 R_SF_to_VA_pelvi=[x_VA_pelvi' y_VA_pelvi' z_VA_pelvi'];
20
21 % ---- Quaternioni di allineamento verticale PELVI ----
22 Q_SF_to_VA_pelvi=quaternion(rotm2quat(R_SF_to_VA_pelvi));
23 Q_SF_to_AF_pelvi=Q_SF_to_VA_pelvi; %Per la pelvi basta la fase di allineamento
    verticale
24
25 Q_AF_to_G_pelvi=quaternion.empty(N,0);
26
27 %Calcolo dei quaternioni allineati
28 for i=1:N
29     Q_AF_to_G_pelvi(i)=Q_SF_to_G_pelvi(i)*conj(Q_SF_to_AF_pelvi);
30 end
31
32 for i=1:N
33     %Prima rotazione: 90\(^{\circ}\) attorno a +
34     R_1=quat2rotm(compact(Q_AF_to_G_pelvi(i)));
35     x_axis=R_1(:,1);
```

```

36     axang_1=[x_axis', deg2rad(-90)]; %è la prima rotazione
37     q_rot_vec_1=quaternion(axang2quat(axang_1));
38     Q_AF_to_G_pelvi(i)=q_rot_vec_1*Q_AF_to_G_pelvi(i);
39 end
40
41 %----- ALLINEAMENTO VERTICALE PER COSCIA E GAMBA -----
42 mean_acc_thigh=mean(acc_thigh_standing); %media dell'accelerazione della
    coscia durante standing
43 x_VA_thigh = (mean_acc_thigh / norm(mean_acc_thigh));
44 cross_prod1=cross(x_VA_thigh,[0 1 0]');
45 z_VA = cross_prod1/norm(cross_prod1);
46 cross_prod2=cross(z_VA_thigh,x_VA_thigh);
47 y_VA_thigh = cross_prod2/norm(cross_prod2);
48 R_SF_to_VA_thigh=[x_VA_thigh' y_VA_thigh' z_VA_thigh'];
49
50 mean_acc_shank=mean(acc_shank_standing); %media dell'accelerazione della gamba
    durante standing
51 x_VA_shank = (mean_acc_shank / norm(mean_acc_shank));
52 cross_prod1=cross(x_VA_shank,[0 1 0]');
53 z_VA_shank = cross_prod1/norm(cross_prod1);
54 cross_prod2=cross(z_VA_shank,x_VA_shank);
55 y_VA_shank = cross_prod2/norm(cross_prod2);
56 R_SF_to_VA_shank=[x_VA_shank' y_VA_shank' z_VA_shank'];
57
58 % ---- Quaternioni di allineamento verticale COSCIA E GAMBA ----
59 Q_SF_to_VA_thigh=quaternion(rotm2quat(R_SF_to_VA_thigh));
60 Q_SF_to_VA_shank=quaternion(rotm2quat(R_SF_to_VA_shank));
61
62 %% CALIBRAZIONE: FASE 2 ---> HEADING CALIBRATION
63 fe_c3d=ezc3dRead('XXX.c3d'); % File di acquisizione durante flessione/estensione
    della coscia
64 fe_chNames=fe_c3d.parameters.ANALOG.LABELS.DATA;
65 fe_data=fe_c3d.data.analogs;
66 fs_fe=fe_c3d.header.analogs.frameRate;
67
68 imu_thigh_fe=fe_data();
69 imu_shank_fe=fe_data();
70
71 w_thigh_fe=imu_thigh_fe();
72 w_shank_fe=imu_shank_fe();
73
74 Coeff_thigh = pca(w_thigh_fe);
75 Coeff_shank = pca(w_shank_fe);
76
77 [RotationAxis_thigh, RotationAngle_thigh] = vec2helic(Coeff_thigh(:,1), [0 0
    1]);
78 [RotationAxis_shank, RotationAngle_shank] = vec2helic(Coeff_shank(:,1), [0 0
    1]);
79
80 R_VA_to_AF_thigh = quat2matrix(helic2quat(RotationAxis_thigh,
    RotationAngle_thigh));
81 Q_VA_to_AF_thigh=quaternion(rotm2quat(R_VA_to_AF_thigh));
82
83 R_VA_to_AF_thigh = quat2matrix(helic2quat(RotationAxis_shank,
    RotationAngle_shank));
84 Q_VA_to_AF_shank=quaternion(rotm2quat(R_VA_to_AF_shank));
85
86 % ALLINEAMENTO COSCIA E GAMBA
87 Q_SF_to_AF_thigh=Q_VA_to_AF_thigh*Q_SF_to_VA_thigh;
88 Q_SF_to_AF_shank=Q_VA_to_AF_shank*Q_SF_to_VA_shank;
89

```

```

90 Q_AF_to_G_thigh=quaternion.empty(N,0);
91 Q_AF_to_G_shank=quaternion.empty(N,0);
92
93 %Calcolo dei quaternioni allineati
94 for i=1:N
95     Q_AF_to_G_thigh(i)=Q_SF_to_G_thigh(i)*conj(Q_SF_to_AF_thigh);
96     Q_AF_to_G_shank(i)=Q_SF_to_G_shank(i)*conj(Q_SF_to_AF_shank);
97 end
98
99 %Funzioni tratte dalla libreria del paper di Fasel, Benedikt et al. "
    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 vol. 12,7 e0181446. 26 Jul. 2017, doi:10.1371/journal.pone
    .0181446.
100 % Sono disponibili al link https://doi.org/10.24433/CO.3f699198-4e77-4d51-8482-13d1b9ad93b8
101 function [rotationAxis, rotationAngle] = vec2helic(v1,v2)
102     v1 = v1(:)';
103     v2 = v2(:);
104     rotationAngle=acos((v1*v2)/(norm(v1)*norm(v2)));
105
106     rotationAxis=cross(v1,v2);
107
108     rotationAxis=rotationAxis/norm(rotationAxis);
109 end
110 function q = helic2quat(axis, angle)
111     q = zeros(1,4);
112     q(1) = cos(angle/2);
113
114     % Asse di rotazione
115     axisNorm = norm(axis);
116     if axisNorm~=0
117         q(2:4) = axis./norm(axis) .* sin(angle/2);
118     else
119         q(2:4) = 0;
120     end
121     % Normalizzazione
122     q = quat_normalize(q);
123 end

```

Bibliografia

- [1] Aurelio Cappozzo, Ugo Della Croce, Alberto Leardini e Lorenzo Chiari. «Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background». In: *Gait & Posture* 21.2 (feb. 2005), pp. 186–196. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.01.010 (cit. alle pp. 2, 16).
- [2] Laura Gastaldi. «Materiale didattico del corso di Meccanica Applicata ai Sistemi Biomedici». Dispense caricate sul portale della didattica, Politecnico di Torino, A.A. 2022/2023. 2022 (cit. alle pp. 2, 3, 13–20).
- [3] Geoffrey Millour, Andrés Torres Velásquez e Frédéric Domingue. «A literature overview of modern biomechanical-based technologies for bike-fitting professionals and coaches». In: *International Journal of Sports Science & Coaching* 18.1 (2023), pp. 292–303 (cit. a p. 2).
- [4] Carlo Ferraresi. «Materiale didattico del corso di Meccanica Applicata ai Sistemi Biomedici». Dispense caricate sul portale della didattica, Politecnico di Torino, A.A. 2022/2023. 2022 (cit. alle pp. 4, 6–8, 10, 130).
- [5] Alessia Corsini. «Modellazione muscolo-scheletrica con sistemi inerziali indossabili». Disponibile online. Tesi di Laurea Magistrale. Università degli Studi di Padova, 2023. URL: <https://hdl.handle.net/20.500.12608/55253> (cit. alle pp. 7, 18, 26, 40, 41, 44).
- [6] Silvia Traverso. «Integration of IMU-based Motion Tracking Algorithms into Wearable Devices for Human Joint Angle Estimation». Lug. 2023. URL: <http://webthesis.biblio.polito.it/27804/> (cit. alle pp. 11, 13, 21–25).
- [7] Daniela TarniȚă. «Wearable sensors used for human gait analysis». In: *Rom J Morphol Embryol* 57.2 (2016), pp. 373–382 (cit. a p. 14).
- [8] Alvaro Muro-De-La-Herran, Begonya Garcia-Zapirain e Amaia Mendez-Zorrilla. «Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications». In: *Sensors* 14.2 (2014), pp. 3362–3394 (cit. alle pp. 14, 26).
- [9] Denis Camilotto. *Protesi attiva alla caviglia: analisi mediante simulazione del funzionamento*. Tesi di laurea triennale. Disponibile online. 2022. URL: <https://hdl.handle.net/20.500.12608/52552> (cit. a p. 15).

- [10] Alessandro Filippeschi, Norbert Schmitz, Markus Miezal, Gabriele Bleser, Emanuele Ruffaldi e Didier Stricker. «Survey of Motion Tracking Methods Based on Inertial Sensors: A Focus on Upper Limb Human Motion». In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 17 (2017). URL: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:8033799> (cit. alle pp. 20, 24–26).
- [11] Zakriya Mohammed, Ibrahim Abe M. Elfadel e Mahmoud S. Rasras. «Monolithic Multi Degree of Freedom (MDoF) Capacitive MEMS Accelerometers». In: *Micromachines* 9 (2018). URL: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:53875942> (cit. a p. 21).
- [12] Majid Dadafshar. «Accelerometer and gyroscopes sensors: operation, sensing, and applications». In: *Maxim Integrated [online]* (2014) (cit. a p. 21).
- [13] Christina Zong-Hao Ma, Duo Wai-Chi Wong, Wing Kai Lam, Anson Hong-Ping Wan e Winson Chiu-Chun Lee. «Balance improvement effects of biofeedback systems with state-of-the-art wearable sensors: A systematic review». In: *Sensors* 16.4 (2016), p. 434 (cit. alle pp. 21–23).
- [14] Vittorio M. N. Passaro, Antonello Cuccovillo, Lorenzo Vaiani, Martino De Carlo e Carlo Edoardo Campanella. «Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective». In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 17 (2017). URL: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:3598420> (cit. a p. 22).
- [15] Benjamin R Hindle, Justin WL Keogh e Anna V Lorimer. «Inertial-Based Human Motion Capture: A Technical Summary of Current Processing Methodologies for Spatiotemporal and Kinematic Measures». In: *Applied Bionics and Biomechanics* 2021.1 (2021), p. 6628320 (cit. alle pp. 23, 24, 31, 33).
- [16] Thomas Seel, Jörg Raisch e Thomas Schauer. «IMU-based joint angle measurement for gait analysis». In: *Sensors (Switzerland)* 14.4 (2014), pp. 6891–6909. DOI: 10.3390/s140406891. URL: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84898957836&doi=10.3390%2fs140406891&partnerID=40&md5=82e7ea81cb5351543e59cae9444f2887> (cit. alle pp. 23, 26, 31).
- [17] Valentina Camomilla, Elena Bergamini, Silvia Fantozzi e Giuseppe Vannozzi. «Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: A systematic review». In: *Sensors* 18.3 (2018), p. 873 (cit. a p. 26).
- [18] Andrea Cereatti, Reed Gurchiek, Annegret Mündermann, Silvia Fantozzi, Fay Horak, Scott Delp e Kamiar Aminian. «ISB recommendations on the definition, estimation, and reporting of joint kinematics in human motion analysis applications using wearable inertial measurement technology». In: *Journal of biomechanics* 173 (2024), p. 112225 (cit. alle pp. 26, 29–31, 37, 38).

- [19] Léonie Pacher, Christian Chatellier, Rodolphe Vauzelle e Laetitia Fradet. «Sensor-to-segment calibration methodologies for lower-body kinematic analysis with inertial sensors: A systematic review». In: *Sensors* 20.11 (2020), p. 3322 (cit. alle pp. 28–30).
- [20] Rachel V Vitali e Noel C Perkins. «Determining anatomical frames via inertial motion capture: A survey of methods». In: *Journal of Biomechanics* 106 (2020), p. 109832 (cit. alle pp. 28–31, 63, 64).
- [21] Mitchell Ekdahl, Alex Loewen, Ashley Erdman, Sarp Sahin e Sophia Ulman. «Inertial measurement unit sensor-to-segment calibration comparison for sport-specific motion analysis». In: *Sensors* 23.18 (2023), p. 7987 (cit. alle pp. 28, 29).
- [22] Andrea Giovanni Cutti, Andrea Giovanardi, Laura Rocchi, Angelo Davalli e Rinaldo Sacchetti. «Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors». In: *Medical & biological engineering & computing* 46 (2008), pp. 169–178 (cit. a p. 29).
- [23] Pietro Picerno, Andrea Cereatti e Aurelio Cappozzo. «Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules». In: *Gait & posture* 28.4 (2008), pp. 588–595 (cit. a p. 30).
- [24] Julien Favre, Rachid Aissaoui, Brigitte M Jolles, Jacques A de Guise e Kamiar Aminian. «Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors». In: *Journal of biomechanics* 42.14 (2009), pp. 2330–2335 (cit. a p. 30).
- [25] Milad Nazarahari, Alireza Noamani, Niloufar Ahmadian e Hossein Rouhani. «Sensor-to-body calibration procedure for clinical motion analysis of lower limb using magnetic and inertial measurement units». In: *Journal of Biomechanics* 85 (2019), pp. 224–229 (cit. alle pp. 30, 32, 64, 67, 91, 171).
- [26] Milad Nazarahari e Hossein Rouhani. «Semi-automatic sensor-to-body calibration of inertial sensors on lower limb using gait recording». In: *IEEE Sensors Journal* 19.24 (2019), pp. 12465–12474 (cit. alle pp. 30, 32, 34, 64, 67, 91, 171).
- [27] Léonie Pacher, Christian Chatellier, Pierre Laguillaumie, Rodolphe Vauzelle e Laetitia Fradet. «Lower limb sensor-to-segment calibration for joint kinematics analysis with inertial measurement units: Is there an ideal method?» In: *IEEE Sensors Journal* 22.22 (2022), pp. 22148–22160 (cit. a p. 30).
- [28] Laura Susana Vargas-Valencia, Arlindo Elias, Eduardo Rocon, Teodiano Bastos-Filho e Anselmo Frizera. «An IMU-to-body alignment method applied to human gait analysis». In: *Sensors* 16.12 (2016), p. 2090 (cit. alle pp. 30, 32, 34, 36, 64, 67, 91, 101).
- [29] Chunzhi Yi, Baichun Wei, Zhen Ding, Chifu Yang, Zhiyuan Chen e Feng Jiang. «A self-aligned method of IMU-based 3-DoF lower-limb joint angle estimation». In: *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 71 (2022), pp. 1–10 (cit. a p. 31).

- [30] Tobias Zimmermann, Bertram Taetz e Gabriele Bleser. «IMU-to-segment assignment and orientation alignment for the lower body using deep learning». In: *Sensors* 18.1 (2018), p. 302 (cit. a p. 31).
- [31] Aurelio Cappozzo, Fabio Catani, Ugo Della Croce e Alberto Leardini. «Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination». In: *Clinical biomechanics* 10.4 (1995), pp. 171–178 (cit. a p. 32).
- [32] Ge Wu et al. «ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine». In: *Journal of biomechanics* 35.4 (2002), pp. 543–548 (cit. alle pp. 32, 36–38).
- [33] Timothy McGrath, Richard Fineman e Leia Stirling. «An auto-calibrating knee flexion-extension axis estimator using principal component analysis with inertial sensors». In: *Sensors* 18.6 (2018), p. 1882 (cit. a p. 33).
- [34] Ge Wu et al. «ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand». In: *Journal of biomechanics* 38.5 (2005), pp. 981–992 (cit. a p. 36).
- [35] Edward S Grood e Wilfredo J Suntay. «A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee». In: (1983) (cit. alle pp. 36, 38, 39, 64, 68).
- [36] Apoorva Rajagopal, Christopher L Dembia, Matthew S DeMers, Denny D Delp, Jennifer L Hicks e Scott L Delp. «Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait». In: *IEEE transactions on biomedical engineering* 63.10 (2016), pp. 2068–2079 (cit. alle pp. 40, 75).
- [37] Scott L Delp, Frank C Anderson, Allison S Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T John, Eran Guendelman e Darryl G Thelen. «OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement». In: *IEEE transactions on biomedical engineering* 54.11 (2007), pp. 1940–1950 (cit. a p. 40).
- [38] Ajay Seth et al. «OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement». In: *PLoS computational biology* 14.7 (2018), e1006223 (cit. a p. 40).
- [39] Friedl De Groote e Antoine Falisse. «Perspective on musculoskeletal modelling and predictive simulations of human movement to assess the neuromechanics of gait». In: *Proceedings of the Royal Society B* 288.1946 (2021), p. 20202432 (cit. a p. 40).
- [40] OpenSim Team. *OpenSim Documentation*. Accesso effettuato: 01-12-2024. 2024. URL: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/OpenSim+Documentation> (cit. alle pp. 40–42, 91).

- [41] Mazen Al Borno et al. «OpenSense: An open-source toolbox for inertial-measurement-unit-based measurement of lower extremity kinematics over long durations». In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 19.1 (2022), p. 22 (cit. alle pp. 41, 43).
- [42] Kirstin Ahmed, Shayan Taheri, Ive Weygers e Max 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». In: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 21.1 (2024), p. 128 (cit. a p. 44).
- [43] Patrick Slade, Ayman Habib, Jennifer L Hicks e Scott L Delp. «An open-source and wearable system for measuring 3D human motion in real-time». In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 69.2 (2021), pp. 678–688 (cit. a p. 44).
- [44] TDK InvenSense. *ICM-20948 Datasheet: 9-Axis MEMS MotionTracking Device*. Rev 1.3. 2017 (cit. alle pp. 46–48).
- [45] Raspberry Pi Ltd. *Raspberry Pi Pico W Datasheet* (cit. alle pp. 46, 49).
- [46] Raspberry Pi Ltd. *RP2040 Datasheet* (cit. a p. 46).
- [47] SparkFun Electronics. *SparkFun 9DoF IMU Breakout Libraries*. Accesso effettuato: 03-2025. 2023. URL: https://github.com/sparkfun/SparkFun_ICM-20948_ArduinoLibrary (cit. a p. 49).
- [48] Wallace Jackson. «An Introduction to JSON: Concepts and Terminology». In: *JSON Quick Syntax Reference*. Apress, 2016, pp. 15–20. ISBN: 978-1-4842-1862-4. DOI: 10.1007/978-1-4842-1863-1_2 (cit. a p. 53).
- [49] Jonas Möller, Felix Weißberg, Lukas Pirch, Thorsten Eisenhofer e Konrad Rieck. «Cross-Language Differential Testing of JSON Parsers». In: *Proceedings of the 19th ACM Asia Conference on Computer and Communications Security*. 2024, pp. 1117–1127 (cit. a p. 53).
- [50] Dinkar R. Patnaikuni e Sachin R. Gengaje. «Efficient Data Logging for One Wire Protocol Sensor in IoT: A Hardware-in-the-Loop (HIL) Approach». In: *SSRG International Journal of Electrical and Electronics Engineering* 11.5 (2024), pp. 53–59. DOI: 10.14445/23488379/IJEEE-V11I5P106 (cit. a p. 53).
- [51] Dunlu Peng, Lidong Cao e Wenjie Xu. «Using JSON for data exchanging in web service applications». In: *Journal of Computational Information Systems* 7.16 (2011), pp. 5883–5890 (cit. a p. 53).
- [52] John Keiser e Daniel Lemire. «On-demand JSON: A better way to parse documents?» In: *Software: Practice and Experience* 54.6 (2024), pp. 1074–1086 (cit. alle pp. 53, 54).
- [53] Nitin Naik. «Choice of effective messaging protocols for IoT systems: MQTT, CoAP, AMQP and HTTP». In: *2017 IEEE international systems engineering symposium (ISSE)*. IEEE. 2017, pp. 1–7 (cit. alle pp. 56, 58).

- [54] Sujitha Lakshminarayana, Amit Praseed e P Santhi Thilagam. «Securing the IoT application layer from an MQTT protocol perspective: Challenges and research prospects». In: *IEEE Communications Surveys & Tutorials* (2024) (cit. alle pp. 56, 57, 59).
- [55] Dan Dinculeană e Xiaochun Cheng. «Vulnerabilities and limitations of MQTT protocol used between IoT devices». In: *Applied Sciences* 9.5 (2019), p. 848 (cit. alle pp. 56, 57).
- [56] Biswajeewan Mishra e Attila Kertesz. «The use of MQTT in M2M and IoT systems: A survey». In: *Ieee Access* 8 (2020), pp. 201071–201086 (cit. alle pp. 56, 58).
- [57] Miguel A Prada, Perfecto Reguera, Serafin Alonso, Antonio Morán, Juan J Fuertes e Manuel Domínguez. «Communication with resource-constrained devices through MQTT for control education». In: *IFAC-PapersOnLine* 49.6 (2016), pp. 150–155 (cit. alle pp. 56, 58, 59).
- [58] Girija P Naik e A Umesh Bapat. «A brief comparative analysis on application layer protocols of internet of things: MQTT, CoAP, AMQP and HTTP». In: *Int. J. Comput. Sci. Mob. Comput* 9.9 (2020), pp. 135–141 (cit. a p. 58).
- [59] Marco Caruso, Angelo Maria Sabatini, Daniel Laidig, Thomas Seel, Marco Knaflitz, Ugo Della Croce e Andrea 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». In: *Sensors* 21.7 (2021), p. 2543 (cit. alle pp. 64, 65).
- [60] Sebastian OH Madgwick, Andrew JL Harrison e Ravi Vaidyanathan. «Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm». In: *2011 IEEE international conference on rehabilitation robotics*. Ieee. 2011, pp. 1–7 (cit. alle pp. 64–66).
- [61] Benedikt Fasel, Jörg Spörri, Pascal Schütz, Silvio Lorenzetti e Kamiar Aminian. «Validation of functional calibration and strap-down joint drift correction for computing 3D joint angles of knee, hip, and trunk in alpine skiing». In: *PloS one* 12.7 (2017), e0181446 (cit. alle pp. 67, 68).
- [62] Giacomo Di Raimondo, Benedicte Vanwanseele, Arthur Van der Have, Jill Emmerzaal, Miel Willems, Bryce Adrian Killen e Ilse Jonkers. «Inertial sensor-to-segment calibration for accurate 3D joint angle calculation for use in OpenSim». In: *Sensors* 22.9 (2022), p. 3259 (cit. a p. 68).
- [63] MathWorks. *pca (MATLAB Statistics and Machine Learning Toolbox)*. Accesso effettuato: 28-03-2025. n.d. URL: <https://www.mathworks.com/help/stats/pca.html> (cit. a p. 68).
- [64] Benjamin Fasel, Jörg Spörri, Patrick Schütz, Stefano Lorenzetti e Kamiar Aminian. *Functional calibration for trunk and lower limb fixed inertial sensors*. <https://doi.org/10.24433/C0.3f699198-4e77-4d51-8482-13d1b9ad93b8>. Accessed: 1-04-2025. 2017 (cit. a p. 68).

- [65] Vicon Motion Systems. *Vicon Nexus Reference Guide*. Nov. 2018 (cit. alle pp. 71, 95).
- [66] Vicon Motion Systems. *Plug-in Gait Reference Guide*. Ott. 2018 (cit. alle pp. 71, 72).
- [67] Vicon Motion Systems. *Vicon Nexus User Guide, Revision 6*. Ott. 2018 (cit. alle pp. 73, 95).
- [68] Vittoria Difazio. «Valutazione biomeccanica del controllo posturale in risposta a perturbazioni meccaniche mediante motion analysis ed elettromiografia di superficie». Corso di Ingegneria Biomedica. Tesi di Laurea Magistrale. Politecnico di Torino, mar. 2025. URL: <https://webthesis.biblio.polito.it/34909/> (cit. alle pp. 74, 132).
- [69] Cometa srl. *Wave Plus - User Manual*. Nov. 2011 (cit. alle pp. 74, 95, 114).
- [70] Francesco Carini, Margherita Mazzola, Chiara Fici, Salvatore Palmeri, Massimo Messina, Provvidenza Damiani e Giovanni Tomasello. «Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art». In: *Acta Bio Medica: Atenei Parmensis* 88.1 (2017), p. 11 (cit. alle pp. 128, 129).
- [71] Nicholas R Heebner, Jonathan S Akins, Scott M Lephart e Timothy C Sell. «Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals». In: *Gait & posture* 41.2 (2015), pp. 535–539 (cit. alle pp. 128, 131).
- [72] Carlo Ferraresi et al. «Development of an automatic perturbator for dynamic posturographic analysis». In: *International Workshop on Medical and Service Robots*. Springer. 2020, pp. 273–282 (cit. alle pp. 129–131, 133).
- [73] Jia-Li Sung, Lan-Yuen Guo, Chin-Hsuan Liu, Posen Lee, Chen-Wen Yen e Lih-Jiun Liaw. «Assessing postural stability using coupling strengths between center of pressure and its ground reaction force components». In: *Applied Sciences* 10.22 (2020), p. 8077 (cit. a p. 129).
- [74] Keith C Hayes. «Biomechanics of postural control». In: *Exercise and sport sciences reviews* 10.1 (1982), p. 363 (cit. alle pp. 129–131).
- [75] Fay Horak e J.M. Macpherson. «Postural orientation and equilibrium. In: Handbook of Physiology. Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems». In: *MD: Am Physiol Soc* (gen. 1996), pp. 255–292 (cit. a p. 129).
- [76] Ewelina Stefania Pankanin e Paulina Miętkowska. «Methods used to measure postural balance». In: *Journal of Education, Health and Sport* 8.7 (2018), pp. 214–220 (cit. alle pp. 129, 130).
- [77] Maria Paterna. «Caratterizzazione di un sistema di perturbazione posturale = Characterization of a postural perturbation system». Dicembre 2018. URL: <http://webthesis.biblio.polito.it/9332/> (cit. alle pp. 130, 131, 133).

- [78] Francesca Alba. «Analisi della postura in risposta a perturbazioni meccaniche tramite indagini sperimentali e numeriche = Postural analysis as a consequence of mechanical perturbations through experimental and numerical investigation». Mar. 2023. URL: <http://webthesis.biblio.polito.it/26194/> (cit. alle pp. 130–132).
- [79] Jasper E Visser, Mark G Carpenter, Herman van der Kooij e Bastiaan R Bloem. «The clinical utility of posturography». In: *Clinical neurophysiology* 119.11 (2008), pp. 2424–2436 (cit. a p. 131).
- [80] Christian Lopez. «Normative Data of the Sensory Organization Test, the Motor Control Test, and the Adaptation Test on the Bertec Balance Advantage ® in Healthy Adults». Copyright - Database copyright ProQuest LLC; ProQuest does not claim copyright in the individual underlying works; Ultimo aggiornamento - 2023-03-04. Tesi di dott. 2017, p. 53. ISBN: 978-1-369-78328-5. URL: <https://www.proquest.com/dissertations-theses/normative-data-sensory-organization-test-motor/docview/1907561968/se-2> (cit. alle pp. 131, 132).
- [81] Carlo Ferraresi et al. «Hardware-in-the-loop equipment for the development of an automatic perturbator for clinical evaluation of human balance control». In: *Applied Sciences* 10.24 (2020), p. 8886 (cit. a p. 132).
- [82] AL Hof e Jaak Duysens. «Responses of human hip abductor muscles to lateral balance perturbations during walking». In: *Experimental brain research* 230 (2013), pp. 301–310 (cit. a p. 132).
- [83] Bing Chen, Yun-Ju Lee e Alexander S Aruin. «Role of point of application of perturbation in control of vertical posture». In: *Experimental brain research* 235 (2017), pp. 3449–3457 (cit. a p. 132).
- [84] Alessandra Rezende Martinelli, Daniel Boari Coelho, Fernando Henrique Magalhães, André Fabio Kohn e Luis Augusto Teixeira. «Light touch modulates balance recovery following perturbation: from fast response to stance reestablishment». In: *Experimental brain research* 233 (2015), pp. 1399–1408 (cit. a p. 132).
- [85] Daniela Maffiodo, Walter Franco, Carlo De Benedictis, Maria Paterna, Giovanni Gerardo Muscolo, Silvestro Roatta, Carlo Ferraresi e Zeevi Dvir. «Pneumotronic Perturbator for the Study of Human Postural Responses». In: *Advances in Intelligent Systems and Computing* 980 (2020), pp. 374–383. DOI: 10.1007/978-3-030-19648-6_43. URL: https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85065963016&doi=10.1007%2f978-3-030-19648-6_43&partnerID=40&md5=7037ea36657f863c5d0b822c54068a16 (cit. alle pp. 132, 133).
- [86] AMTI - Advanced Mechanical Technology, Inc. *BMS400600 Force Platform – OPTIMA Biomechanics Measurement Series (Rev. 1)*. Datasheet. Accessed from <https://www.anti.biz/product/bms400600/>. Accesso effettuato il 26/06/2025.

- AMTI. Watertown, MA, USA, 2025. URL: <https://www.amti.biz/product/bms400600/> (cit. a p. 135).
- [87] DEMPSTER WT. «Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs». In: *WADC Technical Report* (1955), pp. 55–159 (cit. alle pp. 140, 141).
- [88] Killian McManus, Barry R Greene, Lilian Genaro Motti Ader e Brian Caulfield. «Development of data-driven metrics for balance impairment and fall risk assessment in older adults». In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 69.7 (2022), pp. 2324–2332 (cit. a p. 141).
- [89] Yuming Lei, Victoria Rios, Jessica Ji, Brandon Duhon, Hunter Boyd e Yunhan Xu. «Quantifying unsupported sitting posture impairments in humans with cervical spinal cord injury using a head-mounted IMU sensor». In: *Spinal Cord* 62.2 (2024), pp. 65–70 (cit. a p. 141).
- [90] K Turcot, L Allet, A Golay, P Hoffmeyer e S Armand. «Investigation of standing balance in diabetic patients with and without peripheral neuropathy using accelerometers». In: *Clinical Biomechanics* 24.9 (2009), pp. 716–721 (cit. a p. 141).
- [91] Shubo Lyu, Andris Freivalds, Danielle Symons Downs e Stephen J Piazza. «Assessment of postural sway with a pendant-mounted wearable sensor». In: *Gait & Posture* 92 (2022), pp. 199–205 (cit. a p. 142).
- [92] Martina Mancini, Fay B Horak, Cris Zampieri, Patricia Carlson-Kuhta, John G Nutt e Lorenzo Chiari. «Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson’s disease». In: *Parkinsonism & related disorders* 17.7 (2011), pp. 557–562 (cit. a p. 142).
- [93] Thomas E Prieto, Joel B Myklebust, Raymond G Hoffmann, Eric G Lovett e Barbara M Myklebust. «Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults». In: *IEEE Transactions on biomedical engineering* 43.9 (1996), pp. 956–966 (cit. a p. 142).
- [94] Andrew P Lapointe, Jessica N Ritchie, Rachel V Vitali, Joel S Burma, Ateyeh Soroush, Ibukunoluwa Oni e Jeff F Dunn. «Internal consistency of sway measures via embedded head-mounted accelerometers: implications for neuromotor investigations». In: *Sensors* 21.13 (2021), p. 4492 (cit. a p. 144).
- [95] Ilaria Carpinella et al. «Balance impairments in people with early-stage multiple sclerosis: Boosting the integration of instrumented assessment in clinical practice». In: *Sensors* 22.23 (2022), p. 9558 (cit. a p. 144).

Ringraziamenti

Desidero ringraziare Silvio Massimino per avermi dato l'opportunità di lavorare a questo progetto presso l'azienda brain Technologies. Un ringraziamento speciale va a Dario Gogliandolo per il prezioso supporto tecnico e per il tempo dedicato alla riuscita dello sviluppo dei sensori oggetto di questa tesi.

Vorrei esprimere, inoltre, la mia più sincera gratitudine ai miei relatori, i professori Daniela Maffiodo e Carlo De Benedictis, per avermi guidato nel corso di questo progetto, per tutto il tempo prezioso che mi hanno dedicato e per l'aiuto che mi hanno fornito.