

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

*Analisi del cammino mediante modello muscoloscheletrico in
ambiente Opensim*



Relatori

Prof.ssa Laura Gastaldi

Prof. Stefano Paolo Pastorelli

Dott. Ugo Dimanico

Candidato

Paola Castagno

Dicembre 2019

SOMMARIO

L'analisi del cammino, a livello clinico, è un esame diagnostico con molteplici potenzialità, in particolare nell'identificazione delle limitazioni funzionali legate a un cammino patologico. Il protocollo di Gait Analysis, in ambito clinico, è ormai consolidato ed è costituito da un set di misurazioni ben precise, queste ultime sono elaborate da modelli biomeccanici e si ottengono, come referto clinico, le curve relative alla cinematica e alla dinamica indiretta, ovvero gli angoli articolari e le forze e momenti relativi. Questi risultati sono considerati pienamente affidabili e sulla base di queste curve si decide come intervenire sul soggetto specifico per rendere il cammino meno patologico possibile.

In ambiente Opensim sono presenti dei modelli muscolo-scheletrici degli arti inferiori che possono essere usati come template per fare delle simulazioni di movimento sulla base delle traiettorie dei marker reali provenienti dalla prova di Motion Capture. Attraverso il software è poi possibile ricavare gli angoli articolari e i risultati di dinamica inversa.

Lo scopo di questo studio è validare i risultati provenienti dall'ambiente Opensim con quelli ricavati dal modello Vicon, che sono ampiamente accettati in letteratura. Con questo obiettivo si è svolto uno studio preliminare con i dati di esempio presenti nel programma per scegliere il modello degli arti inferiori più opportuno per effettuare le simulazioni sui dati reali. Successivamente si sono analizzati dei casi studio sia di soggetti patologici che sani. Dalle prove di Motion Capture analizzate si sono estratte le traiettorie dei marker così da poter simulare il movimento e successivamente si sono ricavate le curve di cinematica e dinamica inversa.

Per avere una validazione non solo qualitativa ma anche quantitativa sono stati calcolati i Range of Motion (ROM) sui risultati della cinematica inversa e gli errori RMSE (Root Mean Square Error) sia sui risultati dinamici che sui risultati cinematici, calcolando l'errore come differenza punto a punto tra i punti delle curve Vicon e i punti delle curve Opensim.

Una volta validati con un certo grado di confidenza i risultati, si potrebbe passare ad analizzare le funzioni aggiuntive di Opensim, tra cui la più interessante è sicuramente quella predittiva. In linea ancora del tutto teorica, dopo la simulazione del movimento si può agire virtualmente e cambiare le condizioni sui muscoli; in

questo modo si potrebbe vedere come cambiano gli angoli articolari a seguito della variazione sulle condizioni muscolari. La potenzialità di questa funzione è enorme, poichè consentirebbe di simulare su un modello paziente-specifico gli outcome sul cammino del soggetto in esame.

INDICE

1. <i>L'analisi del cammino</i>	7
1.1 Cenni storici dell'analisi del cammino	7
1.2 Il ciclo del passo	7
2. <i>Opensim</i>	11
2.1 Modelli di Opensim	12
2.1.1 Modello Gait1018	13
2.1.2 Modelli Gait2354 e Gait2392	14
2.2 Scaling	18
2.2.1 Funzionamento dello Scaling	18
2.3 Cinematica Inversa	20
2.3.1 Funzionamento della Cinematica Inversa	21
2.3.2 Approfondimento del calcolo: Global Optimization	22
2.4 Dinamica Inversa	23
2.5 Altri funzionalità di Opensim	24
2.6 Formato dei file	26
3. <i>Vicon - sistema di acquisizione</i>	29
3.1 Descrizione protocollo Plug in Gait	31
3.1.1 Posizionamento Marker	32
3.1.2 Determinazione dei sistemi di riferimento locali e dei centri di articolazione	34
3.1.3 Metodo di calcolo della cinematica	36
3.1.4 Formato file .c3d	38
4. <i>Analisi preliminare: utilizzo dei dati Opensim</i>	41
4.1 Analisi dei risultati della Cinematica Inversa	44
4.1.1 Bacino	44
4.1.2 Anca	48
4.1.3 Ginocchio	51
4.1.4 Caviglia	52
4.1.5 Altri gradi di libertà	53
4.2 Analisi dei risultati della Dinamica Inversa	57

4.2.1	Bacino	57
4.2.2	Anca	61
4.2.3	Ginocchio	64
4.2.4	Caviglia	65
4.2.5	Altri gradi di libertà	66
4.3	Risultati algoritmo RRA	70
5.	<i>Primo caso studio: analisi di tre soggetti sani</i>	75
5.1	Scaling	77
5.2	Cinematica Inversa	81
5.2.1	Risultati cinematica inversa soggetto 1	84
5.2.2	Risultati cinematica inversa soggetto 2	92
5.2.3	Risultati cinematica inversa soggetto 3	105
5.2.4	Calcolo Range of Motion (ROM)	114
5.2.5	Calcolo errore RMSE (Root Mean Square Error)	120
5.3	Dinamica Inversa	123
5.3.1	Risultati dinamica inversa soggetto 1	125
5.3.2	Risultati dinamica inversa soggetto 2	130
5.3.3	Risultati dinamica inversa soggetto 3	141
5.3.4	Calcolo errore RMSE (Root Mean Square Error)	145
6.	<i>Secondo caso studio: analisi di un soggetto patologico</i>	147
6.1	Scaling	147
6.2	Cinematica Inversa	147
6.2.1	Risultati cinematica inversa soggetto 1	150
6.2.2	Calcolo Range of Motion (ROM)	164
6.2.3	Calcolo errore Root Mean Square Error (RMSE)	166
6.3	Dinamica Inversa	166
6.3.1	Risultati dinamica inversa soggetto 1	166
6.3.2	Calcolo errore RMSE (Root Mean Square Error)	177
7.	<i>Conclusioni</i>	179
8.	<i>Sviluppi futuri</i>	181

1. L'ANALISI DEL CAMMINO

L'analisi del cammino riveste un ruolo importante in molti ambiti; come nella conduzione di analisi funzionali sul controllo motorio oppure nella diagnosi di patologie come spasticità e disturbi della coordinazione. Inoltre può essere utile in ambito sportivo e per lo sviluppo di nuovi dispositivi (es. protesi, ortesi).

L'analisi del cammino ricopre diversi aspetti che comprendono diverse metodologie, grandezze misurate e strumentazioni. Ogni analisi deve includere una fase di misurazione e una descrizione del movimento stesso, che si esplica nella determinazione degli angoli e degli spostamenti lineari dei segmenti corporei che partecipano al moto.

1.1 Cenni storici dell'analisi del cammino

I primi esempi di quantificazione del movimento risalgono a fine Ottocento con l'avvento della fotografia. Attraverso la sequenza di fotogrammi si sono potute formulare le prime ipotesi, che nonostante i mezzi rudimentali di acquisizione, tutt'ora possono considerarsi valide.

Con lo sviluppo delle videocamere, migliora la tecnologia di acquisizione, potendo anche regolare quanti frame al secondo recepire in relazione a quanto veloce è il movimento. Con questi sistemi, l'estrazione delle coordinate dalle immagini deve passare attraverso un controllo manuale, non digitalizzato, dei punti anatomici e altri punti di riferimento presenti sulla scena della ripresa.

Negli anni Ottanta nascono i primi sistemi di videocamere a infrarossi e marker riflettenti; questi ultimi si riflettono sugli infrarossi e vengono riconosciuti dalla telecamera come punti luminosi sulla scena.

Per ottenere un'immagine tridimensionale sono necessarie almeno due telecamere: partendo dalle immagini bidimensionali provenienti da queste ultime, attraverso procedimenti matematici di stereofotogrammetria si ottiene l'immagine 3D. Dalle acquisizioni si possono pertanto ottenere le coordinate x , y , z dei marker; da queste misure di spostamento è possibile ricavare delle grandezze derivate, come velocità e accelerazione e anche parametri più complessi, come range di movimento e angoli.

1.2 Il ciclo del passo

Nell'analisi della cinematica e della biomeccanica della locomozione i risultati sono sempre riferiti al ciclo del passo.

Si definisce ciclo del cammino (Gait Cycle), il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello steso arto al terreno.

Si suddivide questo intervallo temporale in due fasi distinte:

- Fase di STANCE/APPOGGIO

È la fase durante la quale il piede rimane a contatto con il terreno e supporta quasi la totalità del peso. Inizia con l'impatto di un piede col terreno e termina al distacco dello stesso piede.

Nella normale deambulazione occupa circa i 60 % del ciclo del passo, mentre si riduce sensibilmente con la corsa, fino ad arrivare al 37 % nella corsa veloce.

Questa fase si suddivide a sua volta in 5 sottofasi:

- Contatto iniziale (0% del ciclo)
Corrisponde all'impatto del tallone, quindi all'inizio del ciclo, rappresenta il momento in cui il baricentro del corpo è nel punto più basso.
- Caricamento (0-8% del ciclo)
Corrisponde all'istante in cui la pianta del piede è tutta a contatto col terreno (piede piatto).
- Appoggio pieno (8-30% del ciclo)
Corrisponde al momento in cui l'arto controlaterale (in pendolamento) supera il piede in appoggio e il baricentro è nel punto più alto.
- Scaricamento (30-40% del ciclo)
Corrisponde al distacco del tallone; quest'ultimo perde contatto col terreno e il polpaccio inizia la fase di spinta comandando la flessione plantare della caviglia.
- Pre-pendolamento (40-60% del ciclo)
Corrisponde al distacco delle dita, è il momento in cui termina la fase di appoggio e il piede si distacca dal terreno.

- Fase di SWING/PENDOLAMENTO È la fase in cui l'arto è in pendolamento, si prepara per l'appoggio successivo. Inizia con il distacco del piede e termina quando lo stesso piede impatta successivamente il terreno.

Questa fase si suddivide a sua volta in 3 sottofasi:

- Pendolamento iniziale (60-75% del ciclo)
Corrisponde all'accelerazione; il soggetto attiva i flessori dell'anca per accelerare la gamba in avanti.
- Pendolamento centrale (75-85% del ciclo)
Corrisponde all'istante in cui il piede supera il corpo.

- Pendolamento finale (85-100% del ciclo)

Corrisponde alla decelerazione; i muscoli rallentano la gamba e stabilizzano il piede in preparazione del successivo appoggio.

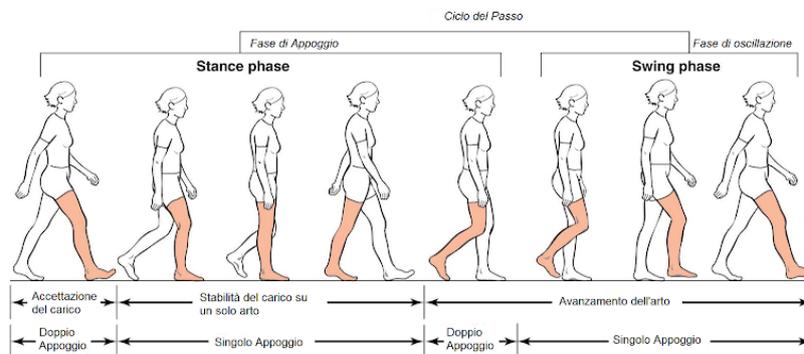


Fig. 1.1: Rappresentazione delle 8 fasi del ciclo del passo

<https://www.formativezone.it>

Durante il ciclo del passo il peso è sostenuto per il 40% dall'arto destro, per il 40% dall'arto sinistro e per il restante 20% da entrambi gli arti.

Gli spostamenti che si ottengono sono sempre riferiti ai piani anatomici: piano sagittale, frontale e trasverso. Nell'analisi del cammino le grandezze più analizzate sono quelle relative alle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia.

Rispetto ai piani di riferimento anatomici, sul piano trasverso si vedono i movimenti di rotazione interna ed esterna, su quello frontale si hanno i movimenti di adduzione e abduzione e sul piano sagittale si vedono i movimenti di flessione ed estensione delle articolazioni.

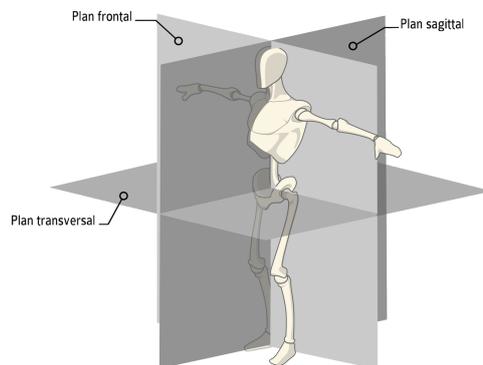


Fig. 1.2: Rappresentazione piani anatomici

<https://www.sci-sport.com>

2. OPENSIM

Opensim è un software open-source che consente la modellizzazione, l'analisi e la simulazione del sistema muscolo-scheletrico. La storia di questo programma parte dagli anni 90' [8], durante i quali nacque un ambiente di sviluppo per la modellizzazione del sistema muscolo-scheletrico chiamato SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling) che consentiva di valutare e modificare dei modelli già esistenti oppure di crearne di nuovi. Molti ricercatori iniziarono ad approcciarsi a questo ambiente che tuttavia presentava alcune limitazioni, in particolare sull'analisi delle simulazioni dinamiche. Il problema maggiore però era legato al codice sorgente del programma che non era completamente disponibile, questo impediva la possibilità di sviluppo, specialmente le versioni commerciali erano confinate al solo utilizzo. Per risolvere queste limitazioni nasce Opensim, il cui maggior punto di forza consiste nell'essere open-source. La possibilità di condividere gli sviluppi tecnologici condotti da più laboratori di ricerca ha permesso una grande crescita che ha fatto sì che ad oggi ci sia una grande comunità scientifica intorno a questo programma. Prima della nascita di questi sistemi open-source era molto difficile effettuare simulazioni al di fuori del laboratorio dove erano state sviluppate, i risultati erano pertanto difficilmente riproducibili e i ricercatori erano costretti a spendere molto tempo per implementare nuove simulazioni e i relativi tools per analizzarle.

Con lo sviluppo di questi nuovi software, sono nati diversi sistemi muscolo-scheletrici, in particolare per gli arti inferiori, con cui si possono stimare vari parametri tra cui la lunghezza delle fibre muscolari, la velocità, l'accelerazione,... in condizioni sia fisiologiche che patologiche. L'interfaccia grafica ha molte funzionalità, per esempio si può visualizzare il modello muscolare 3D, aggiungere o togliere muscoli al modello, visualizzare direttamente sul modello i risultati delle simulazioni,... Tutti gli elementi del sistema muscolo-scheletrico sono modellizzati da un sistema di equazioni che descrivono la geometria del modello, la contrazione dinamica dei muscoli e la dinamica dei segmenti corporei. Nelle simulazioni si parte spesso dai dati cinematici e lo scopo principale è arrivare ad analizzare le attivazioni muscolari, ovvero determinare quale set di muscoli, eccitandosi, conferiscono un determinato movimento.

La maggior applicazione del software riguarda l'analisi dei dati sperimentali provenienti da un sistema di Motion Capture; questi dati solitamente includono le traiettorie dei marker, i valori di coordinate generalizzate ottenuti dal sistema di

acquisizione del laboratorio (angoli articolari), le reazioni vincolari, i centri di pressione e anche dati EMG.

Partendo da un modello generico fornito direttamente da Opensim, il primo passo per analizzare i dati sperimentali consiste nel scalare quest'ultimo, per renderlo il più aderente possibile al soggetto in esame. Lo scaling è il passaggio più critico, da esso dipende l'accuratezza di tutti i risultati successivi. Una volta scalato il modello, si procede con le analisi richieste dal problema: si può risolvere la cinematica inversa, la dinamica inversa, quella diretta, applicare algoritmi di ottimizzazione dei risultati cinematici e dinamici e infine fare analisi muscolari.

Ora si andranno ad analizzare più nel dettaglio i modelli di Opensim e alcuni di questi strumenti di analisi e calcolo appena citati; si fa riferimento alla guida del software (<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/User%27s+Guide>) e alla letteratura.

2.1 *Modelli di Opensim*

Un modello deve imitare ciò che il corpo fa nel produrre un determinato movimento e deve cercare di essere il più accurato possibile. L'accuratezza dipende dalla complessità del modello: un modello con poche e semplici componenti sicuramente riprodurrà il movimento in maniera più approssimativa.

Un modello ha diverse componenti, come schematizzato in figura 2.1:

- Corpi, ovvero i segmenti rigidi che vanno a rappresentare le ossa (es. femore, pelvi)
- Articolazioni, esprimono la relazione tra i corpi rigidi che collegano (es. articolazione di anca)
- Forze, possono essere passive (molle, forze di contatto) o attive quando sono soggette a un controllo esterno (dall'utente o da attuatori o da muscoli)
- Vincoli, determinati da quali movimenti sono consentiti dal modello
- Marker, definisce un set di marker virtuali che verranno posizionati sul modello

All'interno del programma sono disponibili diversi modelli, quelli di maggior interesse per questo studio, dato che l'argomento principale è l'analisi del cammino, sono quelli degli arti inferiori. Tra questi quelli analizzati sono tre: il `gait10dof18musc`, il `3DGaitModel2354` e il `3DGaitModel2392`.

Esiste una codifica per identificare il modello in base ai gradi di libertà e ai muscoli che sono in grado di essere rappresentati (es. 1018 ha 10 gradi di libertà e 18 muscoli).

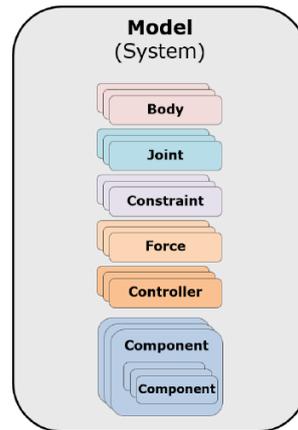


Fig. 2.1: Schema delle componenti di un modello di Opensim
<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/User%27s+Guide>

2.1.1 Modello Gait1018

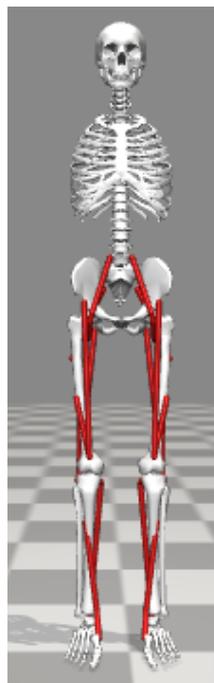


Fig. 2.2: Modello Gait1018

I 10 gradi di libertà del modello sono:

- Flessione bacino (piano sagittale)
- Traslazione bacino lungo asse x (piano sagittale)
- Traslazione bacino lungo asse y (piano frontale)
- Flessione anca destra e sinistra (piano sagittale)

- Flessione ginocchio destro e sinistro (piano sagittale)
- Flessione caviglia destra e sinistra (piano sagittale)
- Estensione lombare (piano sagittale)

I 18 muscoli del modello sono:

- Muscolo posteriore della coscia
- Bicipite femorale
- Grande gluteo
- Ileopsoas
- Retto femorale
- Vasto
- Gastrocnemio
- Soleo
- Tibiale anteriore

2.1.2 *Modelli Gait2354 e Gait2392*

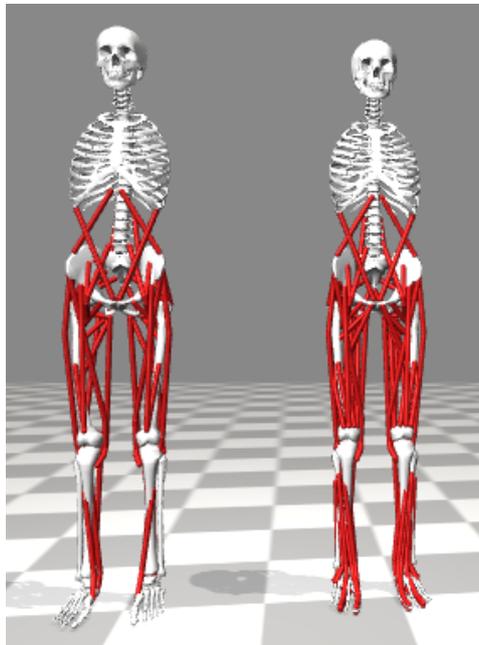


Fig. 2.3: Modello Gait2354 (sinistra) e Modello Gait2392 (destra)

I due modelli non scalati si riferiscono a un soggetto di 75 Kg alto 1.8 m. Entrambi i modelli conferiscono 23 gradi di libertà; il modello Gait2392 ha 92 attuatori muscolari che simulano 76 muscoli (del tronco e degli arti inferiori), mentre nel modello Gait2354 il numero di muscoli è stato ridotto per migliorare la velocità di simulazione.

I 23 gradi di libertà sono:

- Flessione bacino (piano sagittale)
- Adduzione bacino (piano frontale)
- Rotazione interna bacino (piano trasverso)
- Traslazione bacino lungo asse x (piano sagittale)
- Traslazione bacino lungo asse y (piano frontale)
- Traslazione bacino lungo asse z (piano trasversale)
- Flessione anca destra e sinistra (piano sagittale)
- Adduzione anca destra e sinistra (piano frontale)
- Rotazione interna anca destra e sinistra (piano trasverso)
- Flessione ginocchio destro e sinistro (piano sagittale)
- Flessione caviglia destra e sinistra (piano sagittale)
- Prono-supinazione subtalare destra e sinistra
- Flessione metatarsofalangea destra e sinistra
- Estensione lombare (piano sagittale)
- Rotazione lombare sul piano frontale
- Rotazione lombare sul piano trasverso

I muscoli descritti dal modello Gait2354 sono:

- Gluteo medio
- Grande gluteo
- Bicipite femorale
- Sartorio
- Adduttore

- Tensore della fascia lata
- Pettineo
- Gracile
- Iliaco
- Psoas
- Quadricipite femorale
- Gemello superiore
- Piriforme
- Retto femorale
- Vasto interno
- Gastrocnemio mediale
- Soleo
- Tibiale posteriore
- Tibiale anteriore
- Erettori spinali
- Obliquo interno
- Obliquo esterno

Il modello Gait2392 ha, oltre ai muscoli presenti nel Gait2354 appena elencati, i seguenti muscoli:

- Piccolo gluteo
- Semimembranoso
- Semitendinoso
- Vasto mediale
- Vasto laterale
- Gastrocnemio laterale
- Estensori dita
- Estensori alluce

- Flessori dita
- Flessori alluce
- Peroneo lungo
- Peroneo breve
- Peroneo terzo
- Adduttore lungo
- Adduttore breve
- Adduttore grande

L'estremità inferiore del corpo è modellizzata da sette segmenti rigidi: bacino, femore, rotula, tibia, talo (astragalo), piede (che comprende calcagno, navicolare, cuboide, cuneiforme e metatarso) e dita dei piedi. A ogni segmento corrisponde un sistema di riferimento locale solidale ad esso, si approfondirà nel seguito questo aspetto.

Le articolazioni presenti nei due modelli sono:

- Articolazione di anca
Modellizzata come un giunto sferico [1].
- Articolazione di ginocchio
Viene adottato il modello semplificato di Yamaguchi [10] che prevede solo un grado di libertà; riesce a spiegare la cinematica dell'articolazione tibio-femorale, la cinematica dell'articolazione rotulo-femorale e il meccanismo di leva della rotula. I condili femorali sono rappresentati da ellissi mentre il piatto tibiale da un segmento di linea, i condili devono rimanere in contatto con il piatto tibiale per tutto il range di movimento del ginocchio.

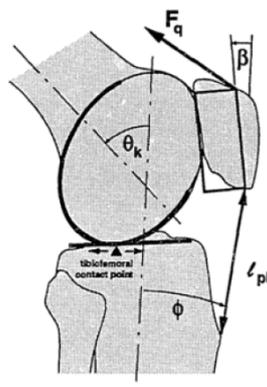


Fig. 2.4: Rappresentazione della geometria dell'articolazione di ginocchio [1]

- Articolazione di caviglia, subtalare e metatarsofalangea
Sono modellizzati come un giunto a cerniera senza attrito [1]. Il movimento dell'articolazione subtalare è realistico, mentre quello dell'articolazione metatarsofalangea no, perciò si introduce una rotazione degli assi in direzione verticale di -8 gradi.

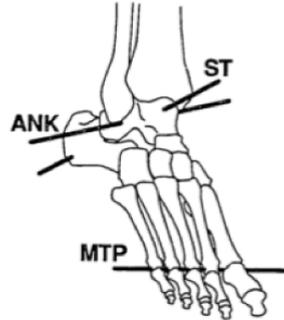


Fig. 2.5: Rappresentazione della geometria dell'articolazione di caviglia, subtalare e metatarsofalangea [1]

I modelli di anca, ginocchio, caviglia, articolazione subtalare e articolazione metatarsofalangea definiscono i movimenti relativi tra i segmenti rigidi.

2.2 *Scaling*

Lo scaling ha lo scopo di adattare il modello generico scelto per la simulazione in modo che corrisponda il meglio possibile al soggetto specifico di cui si dispongono i dati sperimentali che si vogliono analizzare. Si confrontano i dati dei marker sperimentali che provengono dal sistema di acquisizione (Motion Capture es. Vicon Plug in Gait) con i marker virtuali presenti sul modello. Come input al tool si danno quindi le coordinate dei marker sperimentali, inoltre è possibile assegnare un peso a ogni marker, in particolare a un peso maggiore corrisponderà un errore minore rispetto al marker virtuale.

È fondamentale ottenere delle specifiche sul soggetto da analizzare come la massa e l'altezza, in modo da avere più riferimenti possibili per rendere il modello più aderente possibile al caso studio.

2.2.1 *Funzionamento dello Scaling*

Lo Scaling si esegue sulla base di una combinazione di distanze misurate tra le posizioni dei marker, ottenute con strumenti di Motion Capture, e le posizioni dei marker virtuali. Lo scopo è ridimensionare il modello in modo che le distanze tra i marker virtuali corrispondano alle distanze tra i marker sperimentali.

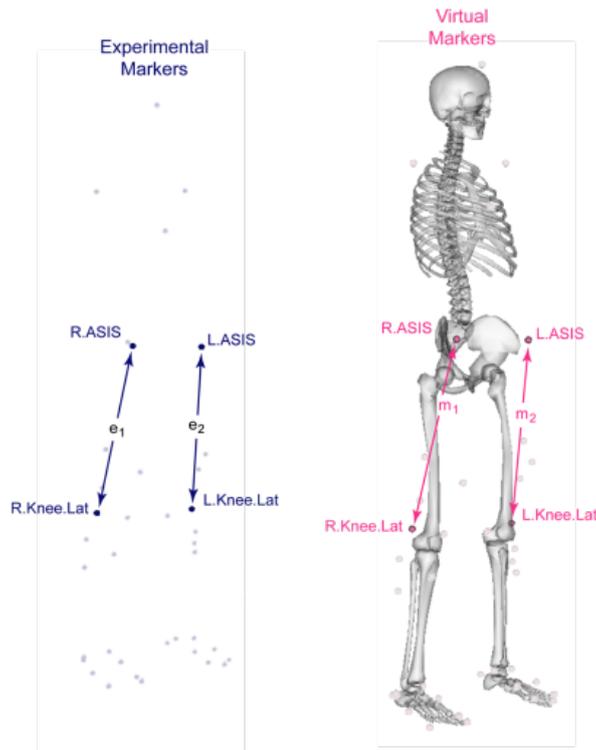


Fig. 2.6: Esempio di rappresentazione marker virtuali (fucsia) e sperimentali (blu) sul modello con le rispettive distanze

<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/User%27s+Guide>

In figura 2.6 si ha un esempio di posizionamento dei marker virtuali, che si collocano in corrispondenza di riferimenti anatomici. Le distanze dei marker sperimentali sono definite come e_i mentre quelle dei marker virtuali come m_i , si vuole avere $m_i \simeq e_i$. Il primo passo dello Scaling consiste nel calcolare i fattori di scala per ciascun segmento corporeo.

Esistono due metodi per il ridimensionamento:

- Measurement-based Scaling

È un metodo in cui i fattori di scala vengono determinati confrontando le distanze tra i marker virtuali e quelli sperimentali. Per un singolo fattore di scala si deve utilizzare almeno una coppia di marker. Per esempio, per definire i fattori di scala del torso, si usano come marker quello in corrispondenza del sacro e quello in corrispondenza della testa del soggetto.

- Manual Scaling

In questo caso si specificano manualmente i fattori di scala nelle tre direzioni (x,y,z) per ogni segmento corporeo.

I fattori di scala possono essere assegnati in maniera uniforme per i tre assi (x,y,z) quindi un singolo fattore uguale nelle tre direzioni; oppure in maniera non uniforme,

dove i fattori nei tre assi sono indipendenti e possono avere valori diversi.

Una volta calcolati i fattori di scala, in base a questi, lo Scaling ridimensiona la geometria del modello e le componenti del modello che dipendono da distanze o lunghezze vengono aggiornate (es. legamenti e attuatori muscolari).

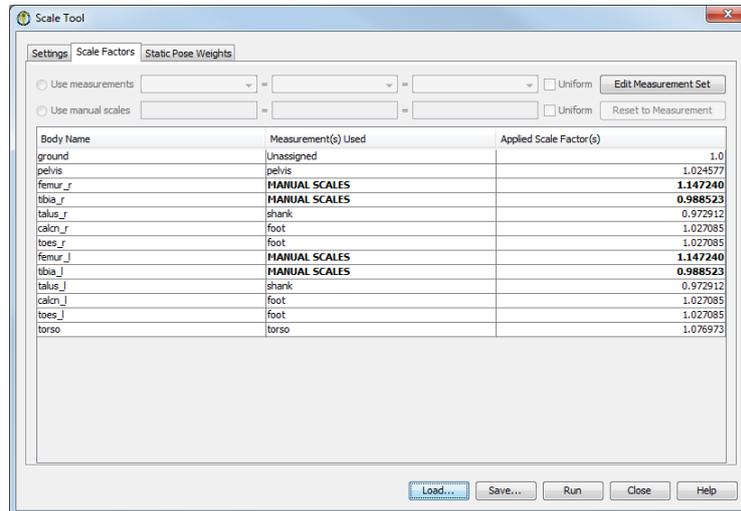


Fig. 2.7: Esempio di assegnazione dei fattori di scala dallo Scale Tool

<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/User%27s+Guide>

La prova su cui si basa lo Scaling è una prova statica, ovvero una prova in cui il soggetto è fermo. In base alle posizioni dei marker sperimentali si devono spostare i marker virtuali, in modo da minimizzare l'errore tra le due posizioni. Per fare questo nel tool è presente una funzione, detta Preview Static Pose, con cui eseguendo lo Scaling non vengono spostati i marker virtuali, ma si visualizza solo la posizione dei marker sperimentali rispetto a quelli virtuali. In base ai risultati del Preview Static Pose si possono spostare manualmente i marker virtuali attraverso l'interfaccia grafica del software, così da minimizzare la distanza tra i due marker corrispondenti (virtuale e sperimentale).

Lo scaling è un processo iterativo, si ripete questa operazione appena descritta fino a che l'errore, definito dalla distanza tra i due marker, non sarà accettabile.

Come riferimento, un posizionamento è accettabile quando l'errore massimo è minore di 2 cm e l'errore RMS (Root Mean Square) è minore di 1 cm. Dopo aver ottenuto il posizionamento che garantisce un errore sotto soglia, si può procedere a effettuare il vero e proprio Scaling del modello.

2.3 Cinematica Inversa

Questo strumento permette di risolvere la cinematica inversa, ovvero ottenere le traiettorie degli angoli articolari che meglio si adattano con quelle sperimentali che

si danno come input al tool. La migliore corrispondenza sarà la posa che minimizza la somma degli errori quadratici ponderati delle coordinate dei marker. Per tracciare il movimento di 6 gradi di libertà (posizione e orientamento) di un segmento corporeo sono necessari almeno tre marker.

2.3.1 Funzionamento della Cinematica Inversa

Lo scopo, come già detto, è quello di calcolare le coordinate generalizzate che meglio posizionano il modello rispetto alle traiettorie dei marker sperimentali.

Matematicamente si parte dal calcolo degli errori:

- Marker Error

Il Marker Error è espresso come la distanza tra un marker sperimentale e il corrispondente marker virtuale sul modello. A ogni distanza è associato un peso che indica quanto fortemente deve essere minimizzato quel determinato termine di errore.

- Coordinate Error

Il Coordinate Error è la differenza tra il valore di coordinata sperimentale e il corrispondente valore di coordinata calcolato tramite il tool Cinematica Inversa (IK).

Le coordinate sperimentali in questo caso sono gli angoli articolari che si ricavano direttamente dal sistema di Motion Capture. La presenza dei dati sulle coordinate sperimentali (formato .mot) è facoltativa, lo strumento è in grado di risolvere la cinematica inversa anche solo usando i dati sulle traiettorie dei marker (formato .trc). Se presenti, le coordinate possono essere divise in prescritte e non; le prime sono quelle coordinate di cui la traiettoria è nota, pertanto vengono bloccate, perchè non necessitano di essere risolte. Le altre invece non sono note, e la cinematica va calcolata.

L'equazione che esprime la minimizzazione degli errori quadratici ponderati è la seguente:

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{markers}} w_i \left| (x_i^{exp} - x_i(q))^2 \right| + \sum_{j \in \text{coordinate}} w_j (q_j^{exp} - q_j)^2 \right] \quad (2.1)$$

I parametri dell'equazione (2.1) sono i seguenti:

- q : vettore delle coordinate generalizzate da risolvere
- q_j : coordinata j-esima da risolvere
- q_j^{exp} : valore sperimentale della coordinata j-esima
- x_i^{exp} : posizione sperimentale del marker i-esimo

- x_i : posizione i-esima del marker del modello
- w_i : peso del marker i-esimo
- w_j : peso della coordinata j-esima

Le coordinate presenti nell'equazione sono tutte non prescritte, ovvero quelle di cui non si conosce la cinematica, e quindi deve essere risolta.

Le unità di misura predefinite in Opensim sono i metri (m) per le lunghezze e i radianti (rad) per gli angoli.

I pesi sono molto importanti, definiscono quanto bene il marker virtuale segue quello sperimentale: a un peso maggiore corrisponde un Error Marker minore, quindi si forza maggiormente il marker virtuale a seguire quello sperimentale.

Come lo Scaling, il tool di Cinematica Inversa è un processo iterativo, si possono considerare risultati accettabili quando l'errore massimo è minore di 2-4 cm e l'errore RMS è minore di 2 cm.

2.3.2 Approfondimento del calcolo: Global Optimization

Il metodo di calcolo che adotta Opensim per il calcolo della cinematica inversa si basa sulla Global Optimization [5]. È un metodo di calcolo che nasce per ridurre gli artefatti da movimento, che affliggono particolarmente i risultati sul piano frontale e sul piano trasverso. Gli artefatti da movimento nascono dal fatto che i marker sono posizionati sulla cute del soggetto, e i movimenti cutanei possono generare spostamenti e rotazioni non volute erroneamente interpretati.

L'algoritmo si fonda sulla ricerca della posa ottimale del modello in modo che la differenza tra la posizione del marker sperimentale (misurata) e quella determinata dal modello sia minima; questo è lo stesso concetto già espresso nei paragrafi precedenti, alla base sia dello Scaling che della Cinematica Inversa.

La funzione di minimizzazione è la seguente [5]:

$$f(\xi) = [P - P'(\xi)]^T W [P - P'(\xi)] \quad (2.2)$$

Dove:

- ξ sono le coordinate generalizzate (angoli articolari), cioè il risultato della cinematica inversa che si vuole ottenere
- P sono le coordinate dei marker sperimentali
- $P'(\xi)$ sono le coordinate dei marker calcolate con la seguente trasformazione:

$$P'(\xi) = T(\xi)P^*$$

- P^* sono le coordinate dei marker riferite al sistema locale (solidale al segmento corporeo corrispondente)

- $T(\xi)$ è una matrice di trasformazione che serve per riferire le posizioni dei marker al sistema globale, così da essere coerente con le posizioni dei marker P sperimentali
- W è una matrice che costituisce i pesi, in particolare a un errore maggiore corrisponde un peso minore, infatti si ha $W_i = \frac{1}{e_i}I$, dove e_i è l'errore i-esimo.

$$W = \begin{bmatrix} W_0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & W_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & W_n \end{bmatrix}$$

Per tenere in considerazione la presenza di artefatti si effettua una prova statica in cui non è presente l'artefatto, poi nella prova dinamica si aggiunge un rumore sinusoidale $A \sin(\omega t + \phi)$, con i parametri che variano in maniera casuale tra dei limiti definiti, in questo modo si simula l'artefatto da movimento.

La Global Optimization fornisce i risultati più simili alla realtà [5], avendo i seguenti vantaggi:

- È presente una compensazione degli errori che avviene grazie a due fattori: l'introduzione dei pesi (matrice W) e la minimizzazione della dislocazione delle articolazioni, grazie alla matrice T perché tiene conto dei vincoli delle articolazioni
- Si tiene conto degli artefatti da movimento

2.4 Dinamica Inversa

Un'altra funzione molto importante è quella di ricavare i dati dinamici, in particolare lo strumento Dinamica Inversa va a determinare le forze e le coppie generalizzate per ogni articolazione, responsabili di un certo movimento. Dai risultati di dinamica inversa si può dedurre come i muscoli si attivano per generare quel determinato movimento.

L'equazione che regola la dinamica è la classica seconda legge di Newton $\vec{F} = m\vec{a}$. Sviluppando i termini dell'accelerazione, si ottiene l'equazione:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (2.3)$$

I termini dell'equazione (2.3) sono:

- q, \dot{q}, \ddot{q} sono rispettivamente i vettori di posizione, velocità e accelerazione
- $M(q)$ è la matrice delle masse presenti nel sistema

- $C(q, \dot{q})$ è il vettore delle forze centrifughe e di Coriolis
- $G(q)$ è il vettore delle forze gravitazionali
- τ è il vettore delle forze generalizzate

Il movimento è definito completamente da posizione, velocità e accelerazione; tutti i termini a sinistra dell'uguale sono pertanto noti, mentre il termine a destra (forze generalizzate) è incognito. In ingresso si danno i risultati di cinematica inversa, questi possono provenire dal tool di Cinematica Inversa oppure esternamente. Di solito conviene filtrare i dati cinematici dati in ingresso, così da rendere i risultati dinamici meno rumorosi possibile.

Si danno poi i dati sui carichi esterni, ovvero le forze di reazione al terreno, i momenti e la posizione del centro di pressione. C'è una finestra apposita dedicata alle forze esterne in cui si possono impostare diversi parametri. Per esempio si può stabilire il tipo di forza, in particolare se è una forza puntuale, ovvero applicata in un punto, oppure una body force, ovvero una forza applicata all'origine del corpo (es. applicata sul centro di massa). Nella maggior parte dei casi si impostano forze puntuali, di cui si determina anche il segmento a cui sono applicate (es. calcagno).

Le coppie sono invece momenti di rotazione pertanto non è necessario stabilire un punto di applicazione.

2.5 *Altri funzionalità di Opensim*

Lo Scaling, la Cinematica Inversa e la Dinamica Inversa sono i principali strumenti usati in questo studio per l'analisi dei dati sperimentali. Ci sono altri strumenti molto utili presenti nel software, che verranno descritti brevemente in questo paragrafo.

Tra le funzioni aggiuntive si ha:

- RRA: Residual Reduction Algorithm

Lo scopo di questo algoritmo è quello di minimizzare gli effetti degli errori di modellazione e di elaborazione dei dati dei marker; questi errori accumulandosi portano a grandi forze compensatorie non fisiche chiamate residui.

In particolare l'algoritmo altera il centro di massa e consente di variare la cinematica del modello da quella inversa ricavata con il tool (IK), in modo da essere più coerente dal punto di vista dinamico con i dati delle forze di reazione al terreno.

Nel modello i muscoli sono sostituiti dagli attuatori in modo che ad ogni grado di libertà corrisponda un attuatore. In particolare nel modello 2354, si hanno 10 segmenti rigidi (ossa) in cui 17 delle coordinate generalizzate della cinematica inversa esprimono 17 gradi di libertà, i restanti 6 gradi di libertà (3 rotazioni e 3 traslazioni) sono riferiti al bacino, e gli attuatori corrispondenti vengono detti

attuatori residui. Le coordinate generalizzate esprimono gli angoli articolari che collegano i segmenti rigidi. Introducendo gli attuatori residui, si ottengono 23 attuatori per 23 gradi di libertà.

L'incoerenza dinamica consiste nel fatto che introducendo le forze di reazione al terreno, l'accelerazione stimata dalla cinematica non soddisfa la seconda legge di Newton (2.3), si introduce quindi un termine all'equazione che tiene conto dei residui, risolvendo così l'incoerenza. L'equazione diventa, senza lo sviluppo dei termini di accelerazione, $\vec{F} + \vec{F}_{residui} = m\vec{a}$.

Si fanno simulazioni a piccoli passi nel tempo, e per ogni time step si calcolano le forze dei residui, alla fine si ricavano i 6 valori medi delle forze dei residui, che corrispondono ai 6 gradi di libertà del bacino. Questi devono essere più piccoli possibili, in questo modo gli eventuali risultati sull'analisi muscolare saranno più realistici.

- **Ottimizzazione statica**

Questo strumento, risolve, partendo dai dati sul movimento noti, le forze generalizzate sconosciute (es. coppie congiunte) soggette a una certa condizione di attivazione muscolare.

Come input si danno i risultati cinematici modificati dall'algoritmo RRA.

- **CMC: Computed Muscle Control**

Questo algoritmo calcola i livelli di eccitazione muscolare che guideranno le coordinate generalizzate (angoli articolari) del modello verso una traiettoria cinematica desiderata.

Le eccitazioni muscolari che si ottengono sono dette controlli.

- **Analisi**

Questo strumento consente di analizzare un modello o una simulazione in base a un numero di input dato in ingresso, che può comprendere per esempio cronologie temporali o carichi esterni. La cosa più utile è la possibilità di analizzare una simulazione senza doverla rieseguire, in questo modo si risparmia tempo computazionale e si evitano errori di deriva numerica che possono essere causati dalla riesecuzione di un'integrazione diretta.

- **Dinamica Diretta**

Una volta ottenuti i controlli dal CMC, con questo strumento si può effettuare un'altra simulazione dinamica.

Consiste nella soluzione (integrazione) delle equazioni differenziali che definiscono la dinamica del modello muscoloscheletrico. In questo modo si possono avere più dati sul problema meccanico che si sta analizzando.

2.6 Formato dei file

Con il software si lavora con diversi tipi di file, ora si andranno ad analizzare i diversi formati e come i dati all'interno sono organizzati.

- Formato .trc (Track Row Column)

È il formato che contiene informazioni sui marker, in particolare descrive le coordinate di tutti i marker nei tre assi (x, y, z) provenienti da una prova di Motion Capture. A parte l'intestazione iniziale, in ogni riga del file è presente il numero del frame, l'istante di tempo e le coordinate in x, y, z di ogni marker presente nella prova.

Si specifica anche la frequenza di campionamento a cui sono stati acquisiti i dati con cui si stabilisce quanto tempo intercorre tra un frame e l'altro. Per esempio se la frequenza di campionamento è 60 Hz, tra un frame e l'altro passeranno 1/60 s. Nell'immagine sottostante si possono visualizzare le informazioni appena descritte, in particolare sono visibili le coordinate dei marker R.ASIS e L.ASIS (marker posizionati sulle creste iliache) e V.Sacral (marker posizionato sul sacro).

PathFile	CameraRate	NumFrame	NumMarker	Units	OrigDataRate	OrigDataS	OrigNumFrames	Time	R.ASIS	LASIS	V.Sacral	R.Thigh						
									X1	Y1	Z1	X2	Y2	Z2	X3	Y3	Z3	X4
1	4	(X/Y/Z)	subject01_walk1.trc															
2	60	900	41	mm	60	1	900											
3																		
4																		
5																		
6																		
7	1	0	617.2476	1055.275	170.782	639.6064	1044.258	-98.9098	430.8698	1051.265	29.96675	517.3						
8	2	0.017	617.9961	1053.218	168.5132	641.2362	1042.279	-90.9321	432.3406	1050.237	26.84679	516.6						
9	3	0.033	620.2922	1051.771	166.8594	643.5969	1041.061	-94.3072	434.0994	1049.341	23.81936	517.7						
10	4	0.05	621.5404	1050.552	163.5325	646.751	1040.357	-96.8619	436.2799	1048.707	20.95202	519.1						
11	5	0.067	624.6984	1050.928	161.2461	649.2542	1041.425	-98.4846	438.6279	1048.451	18.27267	522.1						
12	6	0.083	628.1686	1051.42	158.449	652.0413	1043.047	-101.857	441.5721	1048.661	15.77033	526.8						

Fig. 2.8: Esempio del contenuto di un file .trc

<http://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/User%27s+Guide>

Vengono fornite anche altre informazioni, come il numero di marker totali e il numero totale di frame.

- Formato .mot (Motion)

È il formato che contiene informazioni sul movimento, l'esempio più comune sono i risultati di cinematica inversa, ma si possono rappresentare anche le reazioni vincolari. Sono di questo formato sia i risultati delle simulazioni di Opensim, come appunto la cinematica inversa, sia i file provenienti da altri software che devono essere importati da Opensim (es. coordinate generalizzate sperimentali).

Le prime righe contengono informazioni preliminari come il titolo del file, il

numero di righe e colonne totali presenti e le unità di misura adottate.

Dopo l'intestazione, ci sono i dati veri e propri tabulati. La prima colonna è in genere il tempo, seguito da valori che variano nel tempo, la cui natura dipende dalla provenienza del file. Si possono avere le coordinate generalizzate (caso dei risultati di cinematica inversa), le coordinate dei marker, le forze e i momenti di reazione al suolo, i centri di pressione, le attivazioni muscolari o le lunghezze dei muscoli. Nella prima riga ci sono le etichette con cui si identificano le variabili rappresentate (es. adduzione anca destra, flessione ginocchio sinistro,...), è importante che i nomi delle etichette corrispondano ai nomi usati nel modello in cui si intende utilizzare il file.

Per quanto riguarda le reazioni vincolari, è inderogabile che siano rappresentate da un file .mot; inoltre le etichette devono seguire una nomenclatura specifica:

- `ground_force_vx`, `ground_force_vy`, `ground_force_vz`
Rappresentano le coordinate in x, y, z delle forze di reazione vincolare.
- `ground_force_px`, `ground_force_py`, `ground_force_pz`
Rappresentano le coordinate in x, y, z dei centri di pressione del piede.
- `ground_torque_x`, `ground_torque_y`, `ground_torque_z`
Rappresentano le coordinate in x, y, z dei momenti di reazione al terreno.

Se sono presenti tra i dati dei NaN (Not a Number) vanno risolti sostituendoli con valori nulli, questo perchè poi Opensim non li sa gestire e, se dati in input, darà come output forze e momenti NaN.

- **Formato .sto (Storage)**

È un formato molto simile al .mot, c'è qualche differenza sull'organizzazione dei dati, per esempio in questo caso è obbligatorio avere come prima colonna il tempo, mentre nel file .mot si poteva avere anche un'altra variabile.

3. VICON - SISTEMA DI ACQUISIZIONE

La Gait Analysis, anche detta analisi computerizzata della deambulazione consente la registrazione, quantizzazione e il monitoraggio del cammino nel tempo. La tecnologia per eseguire queste analisi è stata limitata per molto tempo, solo recentemente ha avuto una certa evoluzione. Prima della rivoluzione digitale erano disponibili solo strumenti analogici per effettuare le misure come celle di carico, elettrogoniometri, piattaforme dinamometriche e sistemi audiovisivi (fotografia e cinematografia).

- Celle di carico

Questi sensori trovano applicazione per lo più in ambito industriale, in clinica sono usate solo quando si necessita della misura di una forza particolare.

Gli accelerometri sono altri sensori della stessa concezione; in entrambi i casi la cinematica si deriva dalla dinamica inversa.

- Elettrogoniometri

In questo caso lo strumento consente una misura diretta degli angoli, pertanto la cinematica non deve essere derivata come nei casi precedenti. Questo risulta essere un vantaggio, inoltre gli elettrogoniometri di ultima generazione arrivano a essere tri-assiali; il problema che persiste, nonostante lo sviluppo sia in termini di materiali che di struttura, è quello dell'ingombro. Infatti, questo sensore necessita di essere posizionato sulla cute del paziente da cui partono cavi di collegamento all'unità di elaborazione, tutto ciò rende la misura poco confortevole. Inoltre, essendo posizionato direttamente sulla cute non si può stabilire quale sia il centro di rotazione, indispensabile per calcolare il momento di una forza.

- Imaging Measurement Techniques (IMT)

Le IMT comprendono le tecniche audiovisive analogiche come fotografia e cinematografia. Sono strumenti ormai in disuso data la pesante elaborazione post-acquisizione che necessitavano i dati per essere digitalizzati. È comunque doveroso citarle in quanto i primi sistemi di Motion Capture si basavano su queste tecniche.

- Piattaforme dinamometriche

Le piattaforme possono essere uni, bi o tri-assiali e consentono la misura di una forza in una o più direzioni. La misura si ottiene componendo una struttura

di uno o più sensori disposti ortogonalmente tra di loro. Il principio è elettromeccanico, ovvero si ha un segnale elettrico proporzionale alla forza applicata; i sensori maggiormente utilizzati sono gli estensimetri¹ e i piezoelettrici².

Durante l'analisi del cammino tipicamente misurano la reazione vincolare tra il piede e il terreno, sempre grazie alla dinamica inversa è possibile ricavare anche informazioni cinematiche.

Una delle più famose è la pedana di Kistler che è di tipo piezoelettrico triassiale.

Con la rivoluzione digitale tutti questi sistemi subiscono una forte evoluzione, non tanto in termini di qualità ottica, ma soprattutto per quanto riguarda la velocità di acquisizione e la memorizzazione dei dati. Anche l'elaborazione post-acquisizione è significativamente migliorata, grazie al fatto di poter direttamente lavorare sui dati al computer con software via via sempre più performanti. Tutto ciò ha permesso un grande sviluppo della tecnologia, fino ad arrivare a sistemi molto complessi e articolati che caratterizzano il Motion Capture. Oggi il fulcro di un laboratorio di analisi del movimento è rappresentato dal sistema di acquisizione. Si ha un sistema optoelettrico caratterizzato da telecamere che emettono luce nell'infrarosso o visibile nel rosso, questa luce viene riflessa da marker passivi posizionati sul soggetto in specifici punti di repere e poi viene ricatturata dalle stesse telecamere. Attraverso algoritmi di stereofotogrammetria a partire dalle immagini 2D si ricostruisce l'immagine 3D. La forma del marker guida il riconoscimento, elaborando i risultati dell'acquisizione è poi possibile ricavare la cinematica dei marker.

Tipicamente i dati ricavati durante un'analisi del movimento sono:

- Posizioni relative e orientamento dei segmenti corporei
- Forze di reazione al terreno
- Parametri spazio-temporali
- EMG, segnale che fornisce informazioni sull'attività muscolare delle estremità inferiori

Un sistema di Motion Capture moderno è rappresentato dal VICON che permette di ottenere in maniera molto accurata le posizioni nello spazio tridimensionale dei marker posizionati nell'estremità inferiori del soggetto. Da questi dati sulla posizione si derivano gli angoli articolari dei segmenti corporei attraverso tecniche analitiche

¹ Gli estensimetri sono sensori di deformazione. Sono impiegati nelle celle di carico, il principale mezzo per la misura di una forza, dato che c'è una relazione tra la deformazione e la forza, quindi ricavando la deformazione attraverso gli estensimetri è possibile ricavare la forza applicata

² I sensori piezoelettrici sono applicati nella misura di forza in quanto esiste una certa proporzionalità tra la variazione di carica che subisce l'elemento piezoelettrico e la sollecitazione applicata

basate su modelli biomeccanici. È molto importante per le applicazioni cliniche avere un protocollo semplice e ripetibile per effettuare le prove, ma allo stesso tempo rigoroso abbastanza da essere accurato nel definire il moto relativo tra i segmenti corporei. Al Newington Children's Hospital (NCH) è stato sviluppato un protocollo specifico per le prove di Gait Analysis; detto Plug in Gait, o comunemente protocollo Davis [7]. È il protocollo di Motion Capture più utilizzato e diffuso.

3.1 Descrizione protocollo Plug in Gait

Sono stati definiti cinque passaggi da eseguire nel protocollo, in ogni prova vengono rigorosamente eseguiti in sequenza, in questo modo vengono rese le prove perfettamente ripetibili. [7]

- Misurazioni e valutazioni fisiche

In questa fase preliminare si valuta la fisicità del paziente, stimando dei parametri che rendono il protocollo specifico per quel determinato soggetto.

Si valuta:

- il tono e la forza muscolare
- il range di movimento delle articolazioni
- eventuali anomalie corporee

Successivamente a queste valutazioni preliminari, si effettuano misure antropometriche sul soggetto come:

- altezza
- peso
- lunghezze di interesse (es. lunghezza della gamba)

Infine in questa fase raccolgono anche i dati che servono a stabilire la posizione dei centri di articolazione, come per esempio la distanza tra le creste iliache (anteriore e posteriore).

- Posizionamento dei marker

In questa fase vengono posizionati i marker sulla cute del paziente. Il sistema di posizionamento dei marker è molto delicato, ripetibilità e affidabilità devono essere garantite. A svantaggio di ciò non esiste una descrizione dettagliata del sistema di posizionamento così come per la definizione dei centri di articolazione. Il Plug in Gait propone un certo posizionamento che non è tuttavia rigorosamente rispettato, ogni laboratorio propone alcune modifiche all'occorrenza. Si descriverà in seguito il posizionamento nel dettaglio.

- Prova statica

È fondamentale come passaggio perchè consente una sorta di calibrazione del sistema. Si effettua una vera e propria registrazione con il soggetto fermo in posizione eretta. La prova consente di stabilire la posizione di tutti i centri di articolazione, così da poter definire i sistemi di riferimento locali, solidali al proprio segmento corporeo (per esempio il centro di articolazione dell'anca). Dalla prova statica si ha come output le posizioni dei marker nel sistema di riferimento (x,y,z) . Queste serviranno per effettuare lo scaling del modello biomeccanico del Vicon.

- Prova dinamica

È la prova vera e propria di movimento, la prova più comune è il cammino, ma si possono valutare anche altre situazioni, come per esempio la corsa o altri movimenti.

Il risultato della prova dinamica sono le traiettorie dei marker nel tempo, nel sistema di riferimento (x,y,z) . Queste saranno date in input al modello biomeccanico del Vicon per il calcolo della cinematica inversa. Inoltre dalla prova dinamica si hanno anche come output le reazioni vincolari, che derivano dalle misurazioni della pedana dinamometrica; insieme ai risultati della cinematica inversa, queste ultime sono necessarie al calcolo della dinamica inversa, sempre attraverso il modello biomeccanico del Vicon.

- Registrazione EMG

Con la registrazione del segnale EMG è possibile fare una valutazione sull'attività dei muscoli degli arti inferiori. Di solito si valuta il quadricipite, i muscoli posteriori della coscia, il gastrocnemio e soleo, il tibiale anteriore e il tibiale posteriore.

3.1.1 Posizionamento Marker

Il set di marker scelto dal protocollo della NCH si è evoluto negli anni, fino ad arrivare alla configurazione finale, che è la minima indispensabile per l'analisi del cammino bilaterale nello spazio tridimensionale [7]. Ci sono delle direttive specifiche per il posizionamento dei marker, suddivise per ogni segmento corporeo coinvolto [1].

- Bacino

Per questo segmento sono previsti cinque marker:

- LASI posizionato sulla cresta iliaca anteriore sinistra
- RASI posizionato sulla cresta iliaca anteriore destra
- LPSI posizionato sulla cresta iliaca posteriore sinistra
- RPSI posizionato sulla cresta iliaca posteriore destra

- SACR posizionato sul sacro, in particolare nel punto medio del segmento che congiunge RASI e LASI.

In alcuni soggetti, specialmente se obesi, l'individuazione delle creste iliache risulta difficoltosa dato che risultano invisibili alle telecamere; la posizione dei marker in questi punti risulta pertanto complicata.

- Gamba

Per questo segmento sono previsti otto marker:

- LTHI posizionato sotto un terzo della superficie della coscia sinistra
- RTHI posizionato al di sopra di un terzo della superficie della coscia destra
- LKNE posizionato sull'asse di flessione-estensione del ginocchio sinistro
- RKNE posizionato sull'asse di flessione-estensione del ginocchio destro
- LTIB posizionato al di sotto di un terzo della superficie della gamba sinistra
- RTIB posizionato al di sopra di un terzo della superficie della gamba destra
- LANK posizionato sul malleolo laterale sinistro lungo una linea immaginaria che attraversa l'asse trans-malleolare
- RANK posizionato sul malleolo laterale destro lungo una linea immaginaria che attraversa l'asse trans-malleolare

- Piede

Per questo segmento sono previsti quattro marker:

- LTOE posizionato sulla seconda testa metatarsale sinistra
- RTOE posizionato sulla seconda testa metatarsale destra
- LHEE posizionato sul calcagno sinistro alla stessa altezza, rispetto al marker LTOE, dalla superficie plantare del piede
- RHEE posizionato sul calcagno destro alla stessa altezza, rispetto al marker LTOE, dalla superficie plantare del piede



Fig. 3.1: Posizionamento dei marker nella visione frontale anteriore [1]

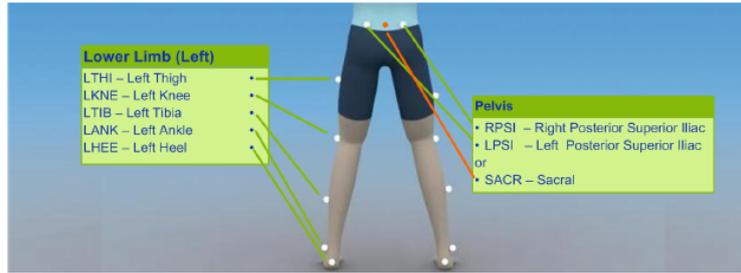


Fig. 3.2: Posizionamento marker nella visione frontale posteriore [1]

A questi marker definiti per la parte inferiore del corpo, va aggiunto il marker HIGH, posizionato sulla testa del soggetto, che sarà molto importante nella fase preliminare di Scaling, durante l'utilizzo del software (Opensim).

Per rendere più completo il Marker Set, è possibile aggiungere i seguenti marker:

- LMKNE posizionato medialmente sul ginocchio sinistro
- RMKNE posizionato medialmente sul ginocchio destro
- LMED posizionato medialmente sulla caviglia sinistra
- RMED posizionato medialmente sulla caviglia destra

3.1.2 Determinazione dei sistemi di riferimento locali e dei centri di articolazione

Ogni segmento corporeo ha un proprio sistema di riferimento locale solidale ad esso; questo può essere determinato avendo a disposizione almeno la posizione di tre marker non allineati nello spazio tridimensionale. I segmenti corporei di interesse sono bacino, coscia, gamba e piede, tutti sono supposti rigidi; da questi le tre articolazioni che ne derivano sono l'articolazione di anca, ginocchio e caviglia.

Si riporta come esempio esplicativo il calcolo del sistema di riferimento locale riferito al bacino [7].

I marker coinvolti nella determinazione del sistema di riferimento sono il marker LASI, RASI e S1, quindi quelli presenti sulle creste iliache anteriori e quello sul sacro. Per prima cosa vengono definiti i vettori β_1 e β_2 da considerazioni puramente geometriche come segue:

$$\beta_1 = 0.5(RASI + LASI) - S1$$

$$\beta_2 = LASI - RASI$$

Successivamente il vettore β_2 viene normalizzato al versore e_{PY} .
 Il vettore β_3 viene ricavato con la procedura di Gram-Schmidt:³

$$\beta_3 = \beta_1 - (\beta_1 * e_{PY}) * e_{PY}$$

Normalizzato, il vettore β_3 diventa il versore e_{PX} ; infine il versore e_{PZ} viene ricavato dal prodotto esterno tra i versori e_{PX} e e_{PY} .

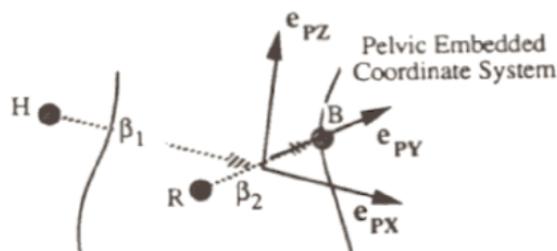


Fig. 3.3: Visualizzazione del sistema di riferimento locale per il segmento del bacino [7]

Con una procedura analoga si determinano i sistemi di riferimento anche per coscia, gamba e piede.

Una volta determinati i sistemi di riferimento locali si può procedere alla determinazione dei centri di articolazione. Dato che i segmenti sono assunti rigidi, la rotazione relativa tra di essi ha come centro di rotazione un punto fisso nel segmento proximale, detto appunto centro dell'articolazione.

Partendo dalla definizione dei sistemi di riferimento locali:

- Il centro di articolazione d'anca è posto all'origine del sistema di riferimento locale del bacino.
 Il centro di articolazione di anca è funzione della lunghezza della gamba: $C = 0.115 * L_{gamba} - 0.0153$ [7]
- Il centro di articolazione di ginocchio è posto all'origine del sistema di riferimento locale della coscia
- Il centro di articolazione di caviglia è posto all'origine del sistema di riferimento locale della gamba

³ La procedura di Gram-Schmidt è un algoritmo che dati due insiemi di vettori linearmente indipendenti fornisce un insieme di vettori perpendicolari ad essi.

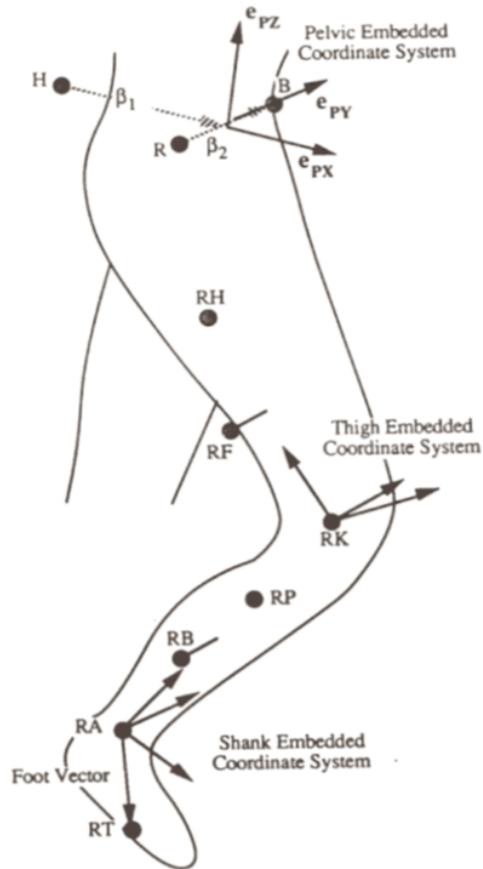


Fig. 3.4: Rappresentazione dei tre centri di articolazione e dei sistemi di riferimento locali [7]

3.1.3 Metodo di calcolo della cinematica

La cinematica inversa viene calcolata attraverso il modello biomeccanico Vicon, che prende in ingresso i dati relativi alle traiettorie dei marker (x,y,z) ottenuti dalla prova dinamica del protocollo. La cinematica inversa comprende gli angoli articolari, risultato delle rotazioni relative tra i diversi segmenti, per questo motivo occorre porre attenzione sulle definizioni adottate per gli angoli articolari [4].

Si è visto che l'utilizzo degli angoli Euleriani risulta efficace nel descrivere le rotazioni relative tra un segmento e l'altro. Gli angoli Euleriani sono definiti da tre rotazioni successive che portano all'orientazione finale da una di riferimento.

Una variante agli angoli Euleriani sono gli angoli ortopedici che hanno la stessa definizione, ma sono esplicitamente riferiti ai piani anatomici, infatti si parla di flessione, adduzione e rotazione interna.

Il sistema di riferimento globale è un sistema cartesiano destrorso caratterizzato dagli assi X,Y e Z. Per alcuni segmenti il proprio sistema locale coincide con quello assoluto, in particolare:

- Per il bacino il sistema di riferimento coincide con quello assoluto

- Per la coscia il sistema di riferimento è locale ed è quello definito sul bacino (esempio descritto in precedenza)
- Per la gamba il sistema di riferimento è locale ed è quello definito sulla coscia
- Per il piede il sistema di riferimento è locale ed è quello definito sulla gamba

Facendo riferimento agli angoli ortopedici, le tre rotazioni successive vengono definite partendo dal sistema assoluto e sono rappresentate nella figura sottostante:

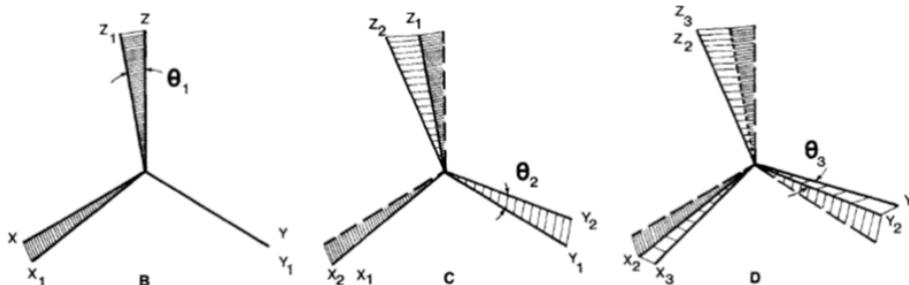


Fig. 3.5: Rappresentazione delle tre rotazioni successive [4]

- La rotazione di θ_1 rispetto all'asse Y corrisponde alla flessione-estensione; gli assi del nuovo orientamento diventano X_1 , Y_1 e Z_1
- La rotazione di θ_2 rispetto all'asse X_1 corrisponde alla adduzione-abduzione; gli assi del nuovo orientamento diventano X_2 , Y_2 e Z_2
- La rotazione di θ_3 rispetto all'asse Z_2 corrisponde alla rotazione interna; gli assi del nuovo orientamento diventano X_3 , Y_3 e Z_3

Gli angoli ortopedici specificano l'orientazione del segmento distale rispetto al riferimento prossimale, da questo si definisce una matrice di rotazione che fa passare dall'orientazione $[I \ J \ K]$ riferita al sistema assoluto di laboratorio $(X \ Y \ Z)$ all'orientazione finale $[I_3 \ J_3 \ K_3]$ riferita al sistema locale distale del segmento, ovvero alla configurazione finale. La relazione tra le due configurazioni è facilmente definita usando gli angoli θ_1 , θ_2 e θ_3 appena descritti.

Per bacino, anca e ginocchio la matrice di trasformazione è la seguente [4]:

$$\begin{bmatrix} I_3 \\ J_3 \\ K_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3 & \cos \theta_2 \sin \theta_3 & -\sin \theta_1 \cos \theta_3 + \cos \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3 \\ -\cos \theta_1 \sin \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 & \cos \theta_2 \cos \theta_3 & \sin \theta_1 \sin \theta_3 + \cos \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 \\ \sin \theta_1 \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & \cos \theta_1 \cos \theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ J \\ K \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Dalla matrice di trasformazione (3.1) i tre angoli θ_1 , θ_2 e θ_3 si calcolano [4]:

$$\theta_1 = \arcsin[(K_3 * I) / \cos \theta_2]$$

$$\theta_2 = \arcsin(-K_3 * J)$$

$$\theta_3 = \arcsin[(I_3 * J) / \cos \theta_2]$$

Per piede e gamba la matrice di trasformazione è diversa, bastano gli angoli θ_1 e θ_3 [4]:

$$\begin{bmatrix} I_3 \\ J_3 \\ K_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_3 & \sin \theta_3 & -\sin \theta_1 \cos \theta_3 \\ -\cos \theta_1 \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & \sin \theta_1 \sin \theta_3 \\ \sin \theta_1 & 0 & \cos \theta_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ J \\ K \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Gli angoli di rotazione sono ricavati dalla matrice di trasformazione (3.2) e sono [4]:

$$\theta_1 = \arcsin(K_3 * I)$$

$$\theta_3 = \arcsin(I_3 * J)$$

Gli angoli articolari che si ottengono sono riferiti a sistemi di riferimento diversi:

- Gli angoli di rotazione di tronco, bacino e piede sono angoli assoluti, riferiti al sistema di riferimento assoluto di laboratorio
- Gli angoli di rotazione di anca, ginocchio e caviglia sono angoli relativi, per esempio l'angolo di rotazione dell'anca esprime la rotazione della coscia rispetto al bacino; sono riferiti al sistema di riferimento locale

Gli angoli articolari ottenuti, insieme alle reazioni vincolari, vengono poi dati in ingresso al modello Vicon, per ottenere la dinamica inversa, ovvero le forze e i momenti nelle articolazioni.

3.1.4 Formato file .c3d

Il formato .c3d è il formato di eccellenza per l'immagazzinamento dei dati provenienti da una prova di Motion Capture. La sua diffusione parte dal 1987 [6] e l'idea principale è quella di avere tutta l'informazione salvata in un unico file, a partire dai dati delle coordinate 3D ai parametri utilizzati, alle informazioni sul soggetto. È un file in formato binario e, essendo stata effettuata una standardizzazione, ciò ha consentito una grande flessibilità di accesso da ogni laboratorio di analisi del movimento, così che i vari risultati delle prove possano essere inter-scambiati facilmente. Inoltre avendo una struttura ben definita, se si dovessero aggiungere dei parametri o dei dati risulta molto semplice come procedura.

Fin dall'inizio il design di questo formato è stato guidato dallo scopo di avere una struttura efficiente per i dati biomeccanici, ogni file .c3d ha tre componenti principali:

- Dati, che comprendono le coordinate 3D grezze dei marker, i risultati cinematici, i risultati dinamici delle piattaforme di forza, il segnale EMG registrato,...
- Parametri standard, che comprendono informazioni fondamentali alla comprensione dei dati immagazzinati, per esempio l'unità di misura adottata nelle misure.

- Parametri specifici, che comprendono informazioni specifiche per quella determinata prova, per esempio il nome del soggetto in esame.

Non c'è limite sul quantitativo di dati che possono essere immagazzinati in un file c3d, inoltre un altro obiettivo di questo formato è proprio quello di ridurre al minimo i file richiesti per l'immagazzinamento dei dati, così da rendere l'accesso al contenuto più veloce possibile.

Essendo un file binario, in formato ASCII la programmazione è molto complessa e l'accesso non è tanto facile quanto l'immagazzinamento; sono necessari programmi specifici per aprire i file c3d (es. Matlab), si approfondirà l'argomento nella trattazione del caso studio.

Le informazioni contenute in un file .c3d sono quindi di due tipi principali:

- Misurazioni fisiche

Si hanno informazioni sulla posizione 3D, espresse da coordinate in X,Y,e Z, e dati numerici; ogni campione di questi ultimi può contenere informazioni digitalizzate provenienti da fonti analogiche come segnale EMG, piattaforme di forza,... Questi campioni sono sincronizzati a quelli delle coordinate 3D in modo che ci sia corrispondenza, prima erano salvati a parte ed era più difficile associare la posizione alle altre informazioni.

- Parametri

Come già detto sono le informazioni che servono a comprendere i dati, come unità di misura, informazioni sul soggetto,...

4. ANALISI PRELIMINARE: UTILIZZO DEI DATI OPENSIM

Prima dell'analisi dei casi studio su dati reali provenienti da prove di Motion Capture, si è condotto uno studio utilizzando i dati forniti dal software Opensim.

Lo scopo di questo studio preliminare è la scelta del modello muscolo-scheletrico degli arti inferiori più performante per le analisi successive sui dati reali. Come già descritto nel capitolo sul software sono disponibili tre modelli, che si differenziano per il numero di gradi di libertà che consentono e per il numero di muscoli che riescono a rappresentare; lo scopo dell'analisi preliminare è trovare il giusto compromesso che consente di avere dei risultati accettabili.

I tre modelli analizzati sono:

- Gait10dof18musc, con 10 gradi di libertà e 18 muscoli
- Gait2354_Simbody, con 23 gradi di libertà e 54 muscoli
- Gait2392_Simbody, con 23 gradi di libertà e 92 muscoli

Si implementa l'iter di analisi dei dati, partendo dallo Scaling, procedendo con la Cinematica inversa per poi finire con la Dinamica inversa. È stato implementato anche l'algoritmo RRA, tuttavia nei dati reali non è applicabile dato che richiede in input troppe informazioni, che non sono disponibili per i dati reali. Quando si accede al pacchetto Opensim, oltre al software vero e proprio si ha accesso anche ad altro materiale tra cui i modelli, ma anche a file di prova per ogni Tool disponibile nel programma. Questi file di prova sono riferiti a un soggetto di 72.6 Kg; in particolare sono disponibili:

- Subject01_static.trc, è un file di prova statica da utilizzare nello Scaling del modello
- Subject01_walk1.trc, è un file di prova dinamica da utilizzare del tool di Cinematica Inversa
- Scale_MarkerSet.xml, è un file contenente le informazioni sui marker virtuali tra cui il nome e la posizione prima dello Scaling
- Subject01_walk1_grf.mot, è un file di movimento che esprime le informazioni sulle reazioni vincolari tra piede e terreno; va utilizzato nel tool di Dinamica inversa

- Subject01_Setup_RRA è un file che contiene tutte le informazioni necessarie per effettuare l'algoritmo RRA

Come input per il tool di Dinamica Inversa si danno i risultati della cinematica inversa, sotto formato di file di movimento (.mot).

L'iter di analisi si effettua per tutti e tre i modelli separatamente e si confrontano i risultati cinematici e dinamici.

Per un confronto corretto dei tre modelli, non si riferiscono i risultati (cinematici e dinamici) all'asse temporale ma si esprimono come percentuale del ciclo del cammino. Per fare ciò bisogna stabilire la durata del ciclo del passo, quindi si rappresentano le reazioni vincolari in direzione verticale dell'arto destro e dell'arto sinistro e si riferiscono all'asse temporale.

Il ciclo del passo inizia quando il tallone tocca il terreno (figura 1.1), pertanto fino a quel momento la reazione vincolare sarà nulla, in quanto il piede ancora non ha toccato il terreno; nel momento in cui la reazione vincolare passa da un valore nullo a un valore diverso da zero si ha l'istante di inizio del ciclo. Il ciclo finirà quando lo stesso tallone toccherà nuovamente il terreno, perciò l'istante finale sarà quando la reazione vincolare passerà nuovamente da un valore nullo a un valore non nullo. Nella fase finale del ciclo del passo si ha il pendolamento, in questa fase, essendo che il piede non tocca il terreno, la reazione vincolare sarà nuovamente nulla, infatti come istante finale si prende come riferimento di nuovo lo stesso passaggio, con la stessa logica usata per la definizione dell'istante iniziale.

Per l'elaborazione e la rappresentazione dei dati si utilizza come software Matlab; i risultati non sono però in un formato leggibile da quest'ultimo, pertanto occorre prima un'elaborazione. I file di movimento (.mot) possono essere letti come file di testo .txt, quindi il file di testo si importa in Excel sottoforma di tabella, il cui formato è leggibile da Matlab.

Una volta caricati i dati dal file Excel possono essere elaborati facilmente in ambiente Matlab, in particolare allo scopo di trovare la durata del ciclo del passo, si importano i dati relativi alle reazioni vincolari. Queste ultime si rappresentano e già visivamente è possibile individuare gli istanti iniziali e finali del ciclo, successivamente questi vengono poi determinati in maniera accurata matematicamente.

In figura 4.1 si mostrano le reazioni vincolari verticali con la corrispondente indicazione degli istanti iniziali e finali del ciclo determinati con la logica descritta sopra. Gli istanti di inizio e di fine del ciclo del passo sono schematizzati nella tabella seguente ¹.

	Istante di inizio GC (s)	Istante di fine GC (s)
Arto destro	0.5983	1.8283
Arto sinistro	0	1.2233

¹ GC= Gait Cycle

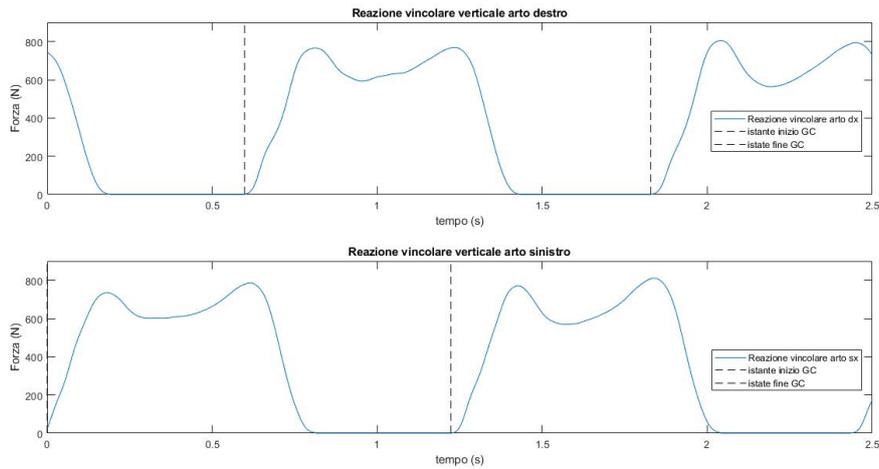


Fig. 4.1: Rappresentazione reazioni vincolari per arto destro e sinistro, da cui si ricavano gli istanti di inizio e fine del ciclo del passo (GC)

Una volta definita la durata del passo, si procede con la normalizzazione dell'asse temporale, in modo che risulti come percentuale del ciclo del passo.

La normalizzazione è effettuata nel seguente modo:

$$\vec{t}_{normalizzato} = \frac{\vec{t}_{GC} - t_{inizio}}{t_{fine} - t_{inizio}} * 100 \quad (4.1)$$

L'asse dei tempi è un vettore, e una volta definiti gli istanti di inizio e fine del ciclo viene ridotto a questo solo intervallo, quindi l'asse dei tempi partirà dal t_{inizio} e terminerà al t_{fine} , definendo così il vettore \vec{t}_{GC} . Per normalizzare quest'ultimo vettore (\vec{t}_{GC}) a ogni elemento viene sottratto il valore iniziale t_{inizio} , in questo modo il vettore normalizzato partirà da zero, poi si divide per la durata del ciclo $t_{fine} - t_{inizio}$, infine per renderlo una percentuale, si moltiplica per 100; il risultato è un vettore che va da 0 al 100% del ciclo.

Questa normalizzazione deve essere fatta sia per l'arto destro che per l'arto sinistro, in quanto per i due arti la durata del ciclo è leggermente diversa, inoltre i due cicli partono in momenti diversi dato che durante il cammino c'è una certa simmetria tra i due arti, come si può vedere dalla figura 1.1, per la maggior parte del ciclo quando un arto è in appoggio, l'altro è in pendolamento. I risultati cinematici e dinamici andranno riferiti al ciclo del passo corrispondente (destro o sinistro) a seconda di quale arto sia coinvolto.

Come già detto, lo scopo di questa analisi preliminare consiste nella scelta del modello più opportuno per condurre le analisi sui dati sperimentali reali, ci si può aspettare che i due modelli Gait_2354 e Gait_2392 abbiano un comportamento più simile perchè entrambi in grado di rappresentare lo stesso numero di gradi di libertà, mentre le prestazioni del modello Gait_1018, rappresentando meno muscoli e meno gradi

di libertà, saranno inferiori. Inoltre, avendo a disposizione dei grafici di riferimento sui risultati delle prove di Motion Capture [9], è possibile fare un confronto preliminare tra i risultati ottenuti con i dati Opensim e questi grafici. Ciò consente di avere un'idea primaria sull'affidabilità del software Opensim nel fornire risultati; ci si aspetta una corrispondenza tra gli andamenti ottenuti dai due diversi approcci. Bisogna tuttavia tenere in conto che i grafici di riferimento sono stati ricavati da dei dati provenienti da una prova di Motion Capture e non sono sicuramente gli stessi dati che utilizza Opensim come esempio di prova; pertanto il confronto è da intendersi solo come indicativo. Solo in questa fase preliminare si può accettare una comparazione approssimativa come questa, nell'analisi seguente sui dati sperimentali i dati saranno gli stessi, così la corrispondenza nel confronto sarà univoca.

4.1 *Analisi dei risultati della Cinematica Inversa*

Di seguito si riportano i risultati della Cinematica Inversa, per i gradi di libertà in comune ai tre modelli si rappresentano sullo stesso grafico le tre curve risultanti, mentre per i gradi di libertà rappresentati solo dai primi due modelli, il terzo non sarà ovviamente rappresentato.

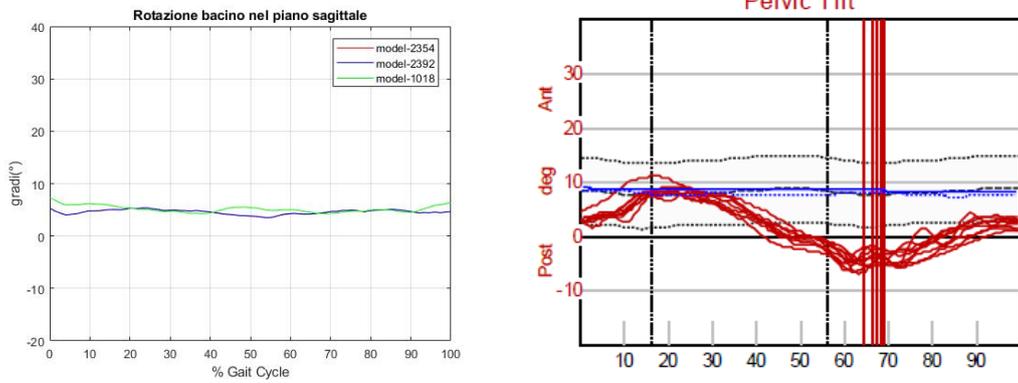
4.1.1 *Bacino*

Si riportano prima gli andamenti degli angoli articolari relativi ai gradi di libertà di cui si dispone il grafico di riferimento, in particolare si parte dai grafici sulla rotazione del bacino nei tre piani: sagittale (flessione), frontale (adduzione) e trasverso (rotazione interna), rispettivamente in figura 4.2, 4.3 e 4.4.

Per quanto riguarda in confronto con i grafici di riferimento non sembra ci sia un'evidente aderenza tra i due andamenti in nessuno dei tre piani.

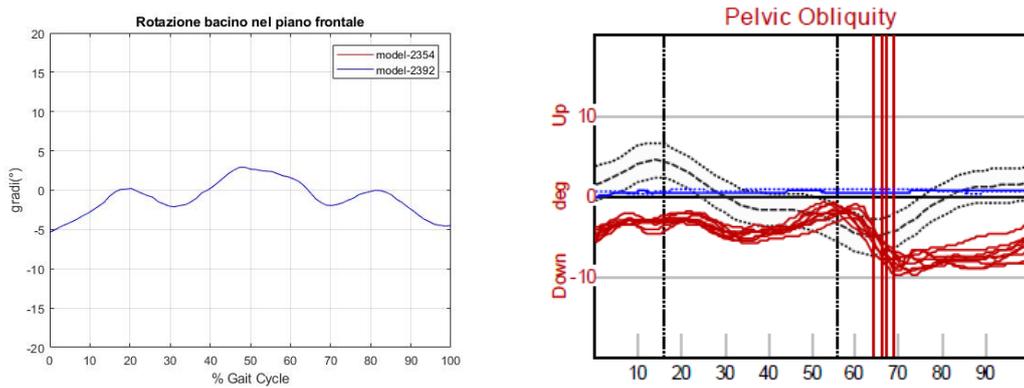
Per quanto riguarda il confronto dei modelli solo sul piano sagittale è possibile confrontarli tutti e tre notando che il modello Gait_1018 differisce un po' dall'andamento degli altri due (Gait_2354 e Gait_2392) il cui andamento è praticamente lo stesso, le curve sono talmente sovrapposte che non si distinguono. Per quanto riguarda questo segmento corporeo pertanto la scelta tra i due modelli a 23 gradi di libertà risulta uguale.

Per questo segmento, tra i risultati di cinematica inversa di Opensim sono disponibili anche le traslazioni lungo i tre assi, che si riportano in figura 4.5, 4.6 e 4.7. Anche in questo caso il modello Gait_1018 differisce un po' dagli altri due (direzione x e y) tuttavia l'andamento è lo stesso se non per minime variazioni; gli altri due modelli continuano a dare risultati quasi completamente sovrapposti.



(a) Risultati cinematici Opensim: flessione-estensione del bacino (rotazione sul piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: flessione-estensione del bacino (rotazione sul piano sagittale) [9]

Fig. 4.2: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: flessione-estensione bacino



(a) Risultati cinematici Opensim: adduzione-abduzione del bacino (rotazione sul piano frontale) (b) Grafico di riferimento: adduzione-abduzione del bacino (rotazione sul piano frontale) [9]

Fig. 4.3: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: adduzione-abduzione bacino

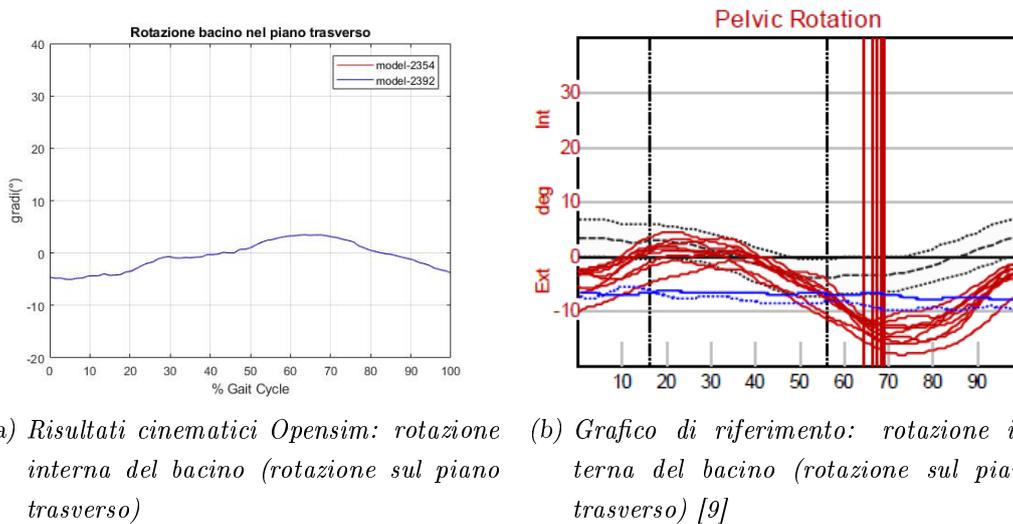


Fig. 4.4: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: rotazione interna bacino

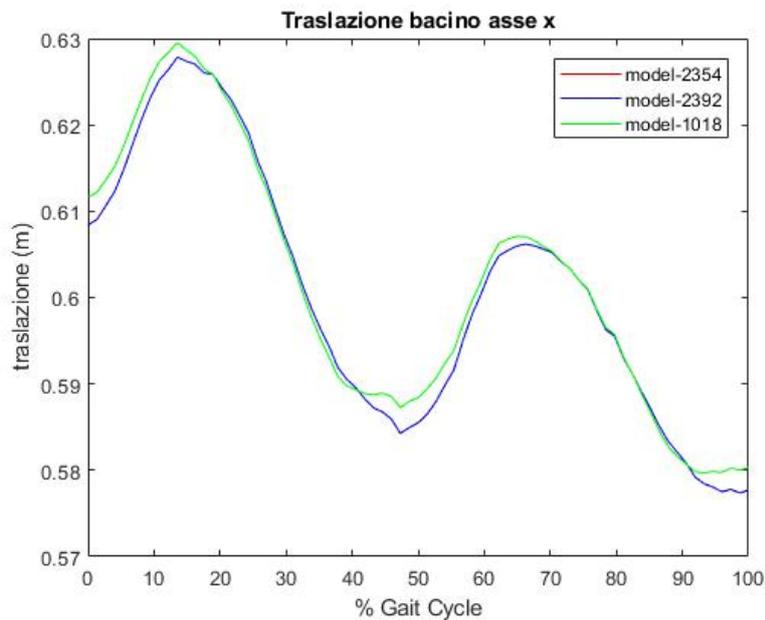


Fig. 4.5: Risultati cinematici Opensim: traslazione del bacino lungo l'asse x

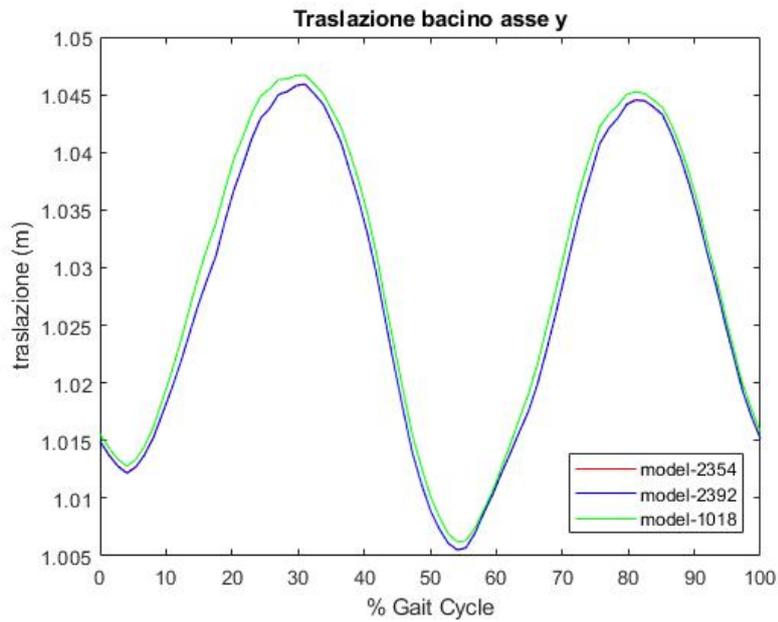


Fig. 4.6: Risultati cinematici Opensim: traslazione del bacino lungo l'asse y

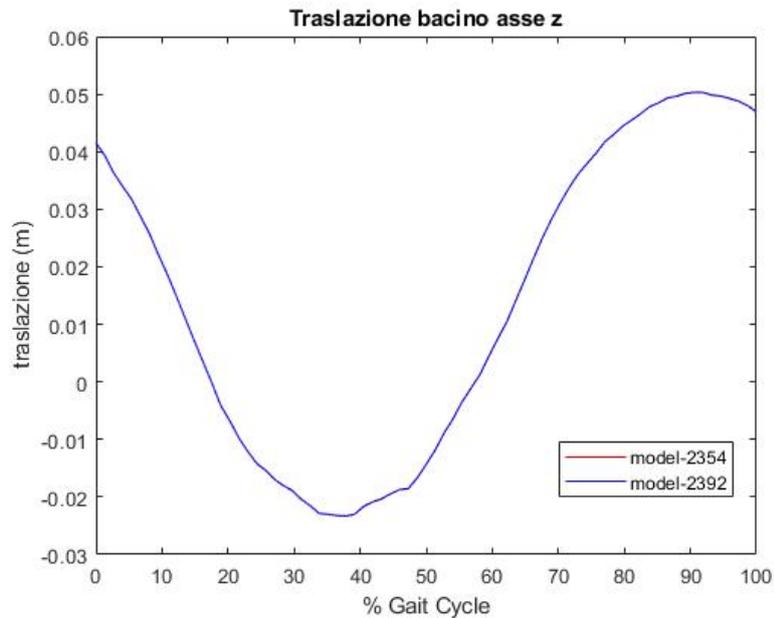
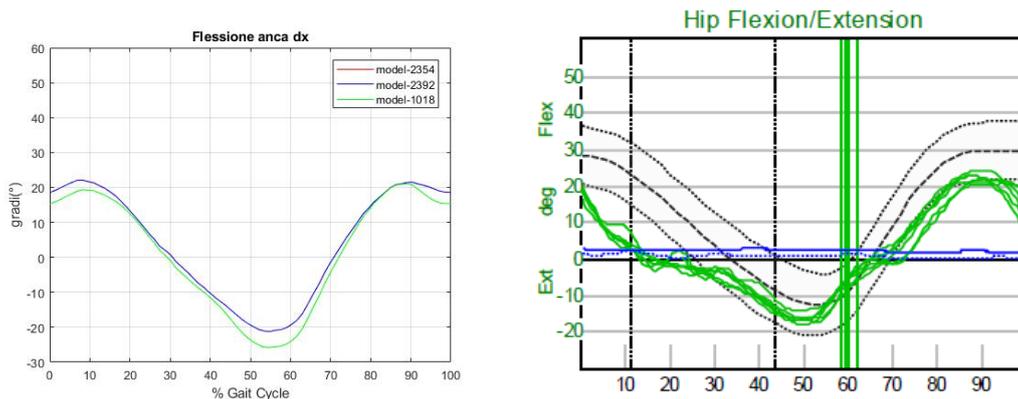


Fig. 4.7: Risultati cinematici Opensim: traslazione del bacino lungo l'asse z

4.1.2 Anca

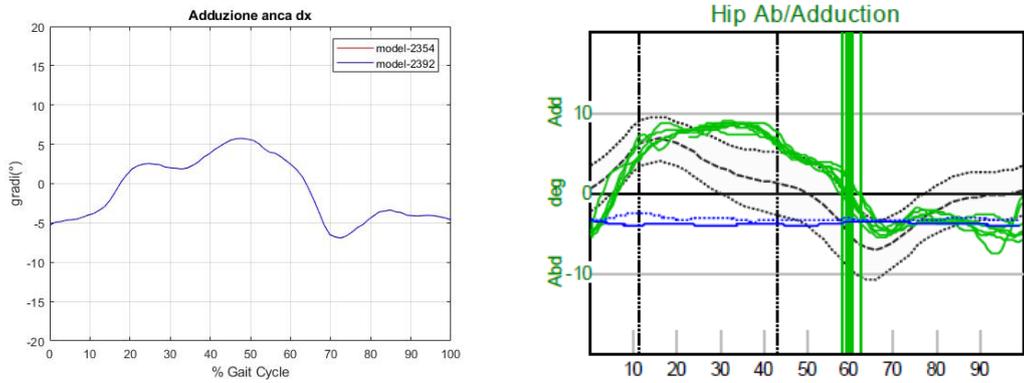
Spostandosi al segmento d'anca, si hanno i risultati cinematici sia per l'anca destra che per quella sinistra; questi risultati comprendono le tre rotazioni lungo i tre piani anatomici e si dispongono per ognuna il grafico di riferimento. Si riportano pertanto i grafici a confronto per l'anca destra in figura 4.8, 4.9 e 4.10 e per l'anca sinistra in figura 4.11, 4.12 e 4.13.

In questo caso gli andamenti sono molto più simili agli andamenti dei grafici di riferimento, specialmente sul piano sagittale è particolarmente evidente. Anche tra i tre diversi modelli, confrontabili tutti solo sul piano sagittale, non ci sono differenze sostanziali.



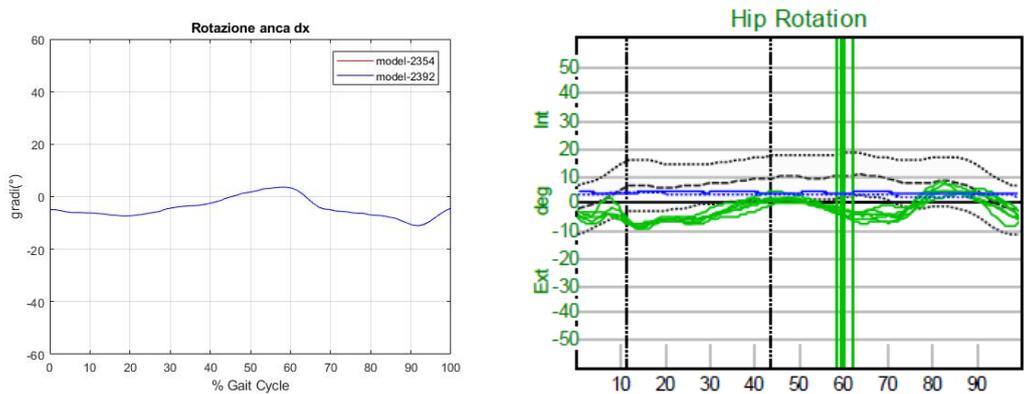
(a) Risultati cinematici Opensim: flessione-estensione dell'anca destra (rotazione sul piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: flessione-estensione dell'anca destra (rotazione sul piano sagittale) [9]

Fig. 4.8: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: flessione-estensione anca destra



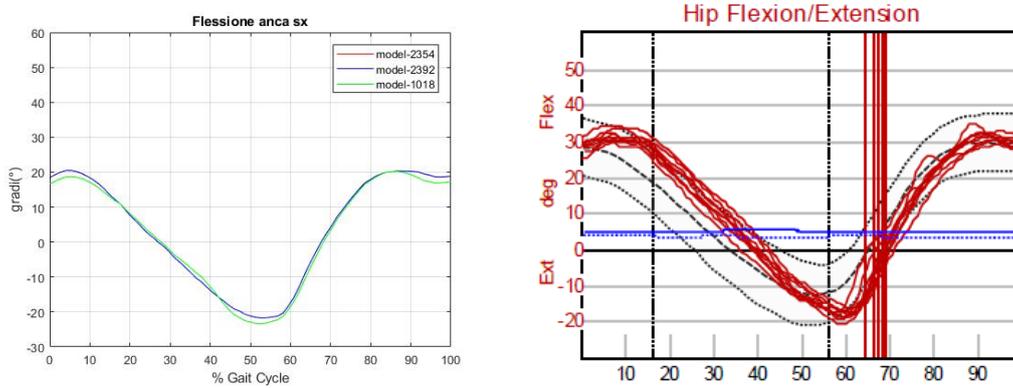
(a) Risultati cinematici Opensim: adduzione-abduzione dell'anca destra (rotazione sul piano frontale)
 (b) Grafico di riferimento: adduzione-abduzione dell'anca destra (rotazione sul piano frontale) [9]

Fig. 4.9: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: adduzione-abduzione anca destra



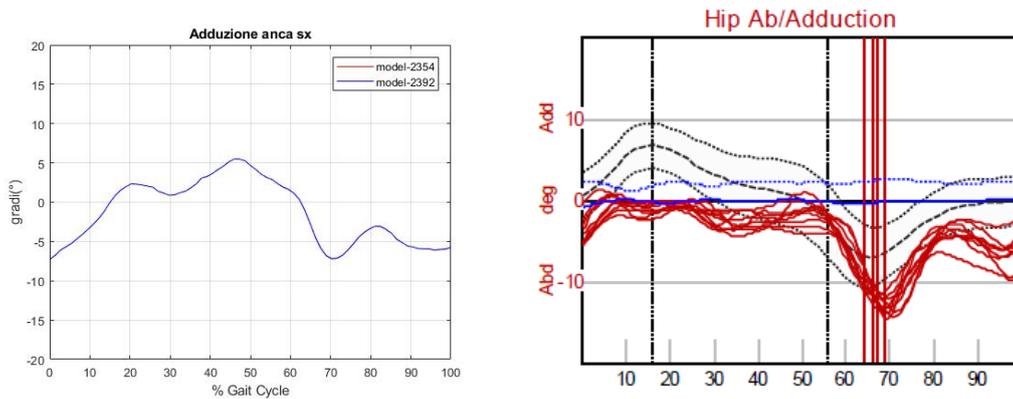
(a) Risultati cinematici Opensim: rotazione interna dell'anca destra (rotazione sul piano trasverso)
 (b) Grafico di riferimento: rotazione interna dell'anca destra (rotazione sul piano trasverso) [9]

Fig. 4.10: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: rotazione interna anca destra



(a) Risultati cinematici Opensim: flessione-estensione dell'anca sinistra (rotazione sul piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: flessione-estensione dell'anca sinistra (rotazione sul piano sagittale) [9]

Fig. 4.11: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: flessione-estensione anca sinistra



(a) Risultati cinematici Opensim: adduzione-abduzione dell'anca sinistra (rotazione sul piano frontale) (b) Grafico di riferimento: adduzione-abduzione dell'anca sinistra (rotazione sul piano frontale) [9]

Fig. 4.12: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: adduzione-abduzione anca sinistra

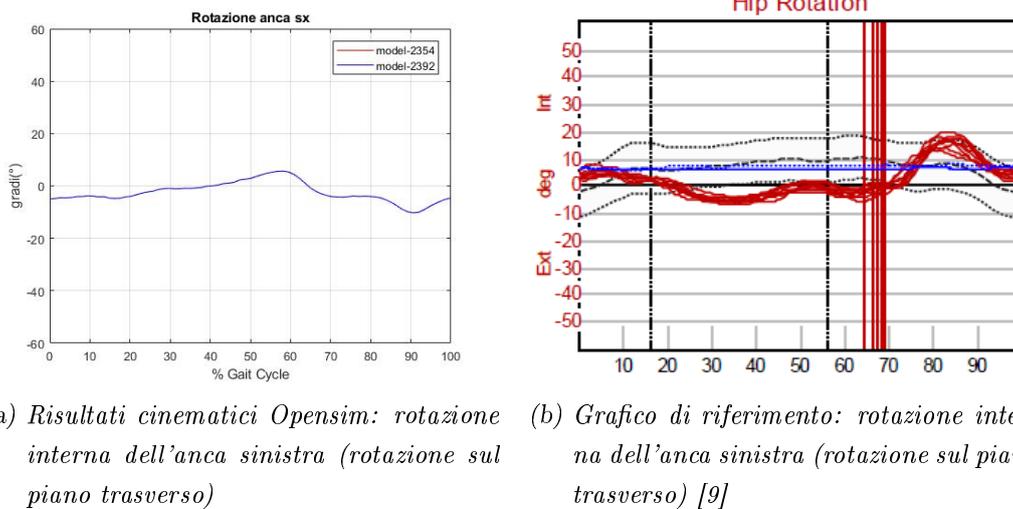


Fig. 4.13: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: rotazione interna anca sinistra

4.1.3 Ginocchio

Per quanto riguarda il ginocchio si ha disponibile come risultato solo la rotazione lungo il piano sagittale (flessione), pertanto si riporta solo questa, sia per l'arto destro che per il sinistro, rispettivamente in figura 4.14 e 4.15.

Anche in questo caso, come per l'anca, dal confronto con i grafici di riferimento, l'andamento è molto simile; per quanto riguarda il confronto tra i modelli, come per gli altri casi, si differisce solo il Gait_1018 in particolare nell'arto destro.

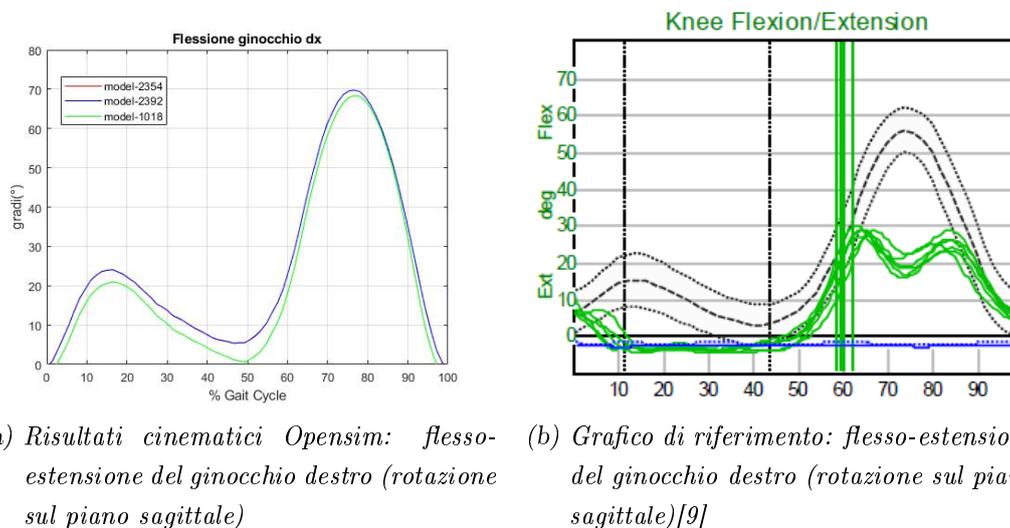


Fig. 4.14: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: flessione-estensione ginocchio destro

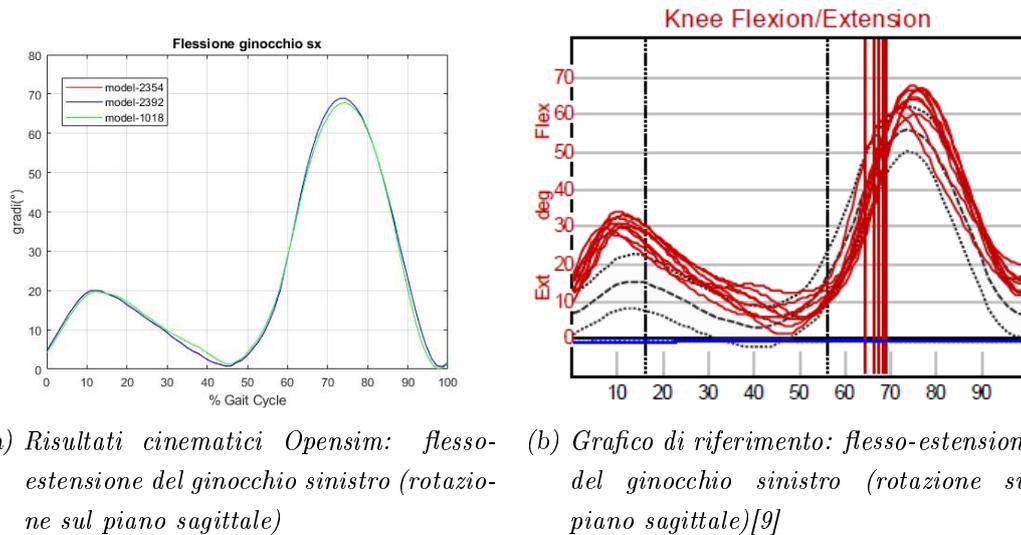


Fig. 4.15: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: flessione-estensione ginocchio sinistro

4.1.4 Caviglia

Tra i segmenti corporei di cui si dispongono anche i grafici di riferimento si ha solo più il segmento di caviglia, i cui risultati cinematici coinvolgono la rotazione lungo il piano sagittale, quindi la flessione. I risultati per la caviglia destra e sinistra sono rappresentati rispettivamente in figura 4.16 e 4.17. Anche in questo ultimo caso i risultati sono confrontabili con gli andamenti di riferimento; le differenze tra i modelli sono ancora minime, è sempre solo il modello Gait_1018 a differenziarsi un po' dagli altri due.

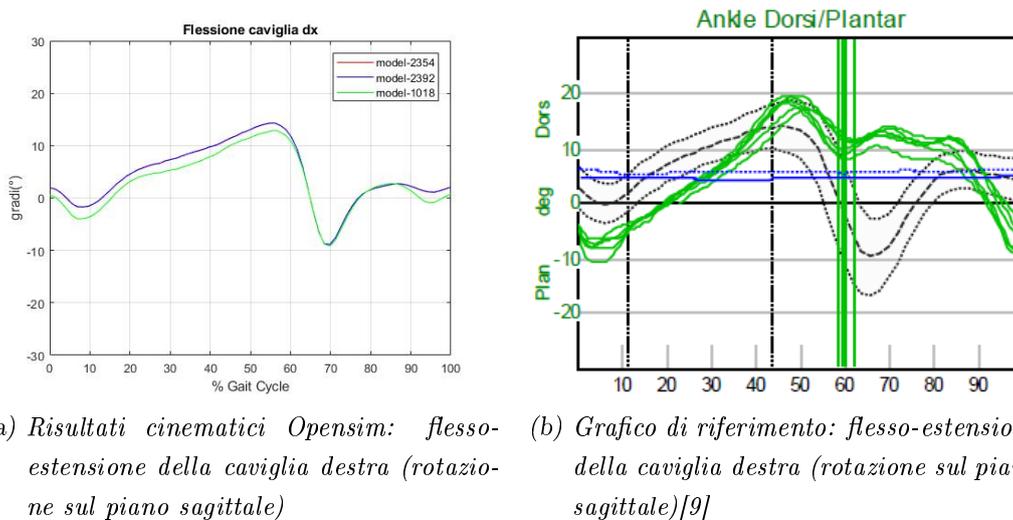
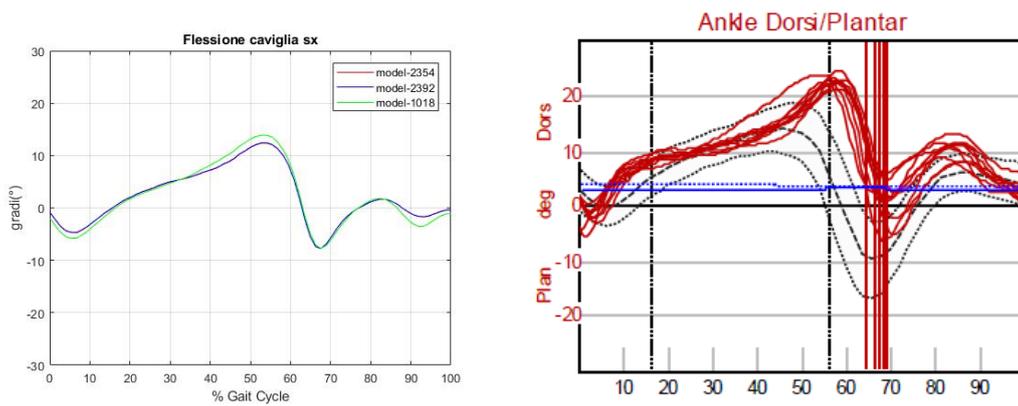


Fig. 4.16: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: flessione-estensione caviglia destra



(a) Risultati cinematici Opensim: flessione-estensione della caviglia sinistra (rotazione sul piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: flessione-estensione della caviglia sinistra (rotazione sul piano sagittale)[9]

Fig. 4.17: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della cinematica inversa di Opensim: flessione-estensione caviglia sinistra

4.1.5 Altri gradi di libertà

Opensim fornisce come risultati della cinematica inversa, oltre a quelli già descritti anche:

- le tre rotazioni che interessano la zona lombare
- la flessione metatarsofalangea (destra e sinistra)
- la prono-supinazione subtalare (destra e sinistra)

Di seguito si riportano i risultati (dalla figura 4.18 alla figura 4.24) e, non avendo i grafici di confronto, si possono solo confrontare i modelli.

Per quanto riguarda l'estensione lombare in figura 4.18 la differenza tra i modelli è più evidente, specialmente il modello Gait_1018 differisce molto dagli altri due; per le altre due rotazioni lombari invece i risultati sono simili.

Per quanto riguarda la flessione metatarsofalangea rimane a zero sia per l'arto destro che per l'arto sinistro pertanto il confronto è abbastanza inconsistente per questo grado di libertà.

Infine per l'articolazione subtalare (figura 4.23 e 4.24) si possono confrontare solo i modelli Gait_2354 e Gait_2392 e gli andamenti sono praticamente identici.

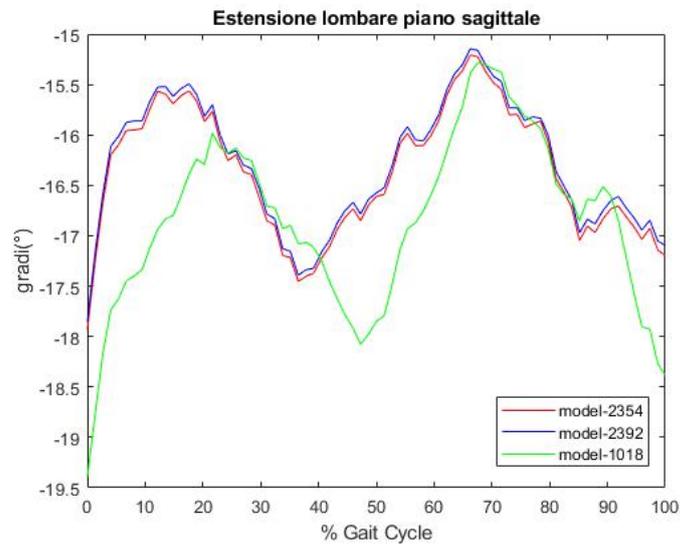


Fig. 4.18: Risultati cinematici Opensim: flessione-estensione lombare (rotazione sul piano sagittale)

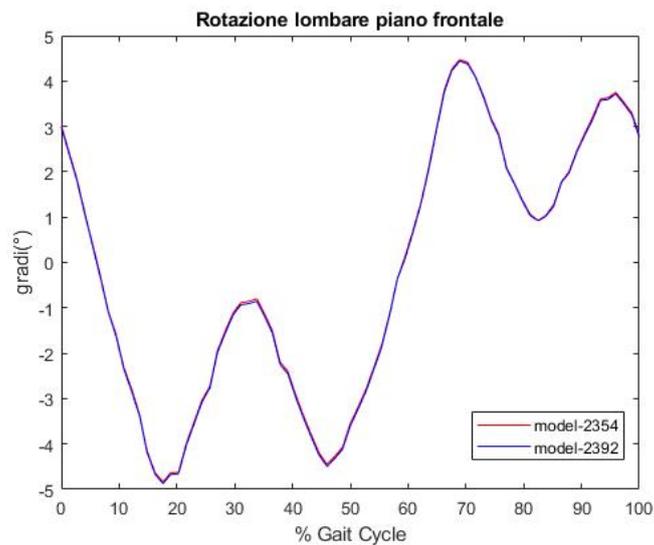


Fig. 4.19: Risultati cinematici Opensim: adduzione-abduzione lombare (rotazione sul piano frontale)

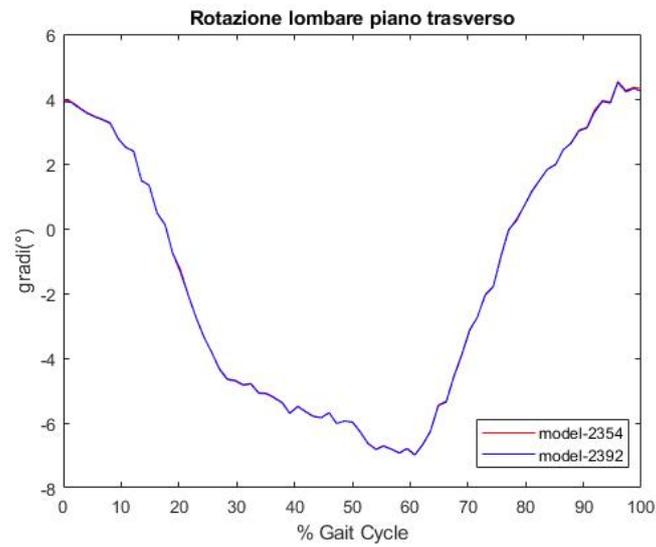


Fig. 4.20: Risultati cinematici Opensim: rotazione interna lombare (rotazione sul piano trasverso)

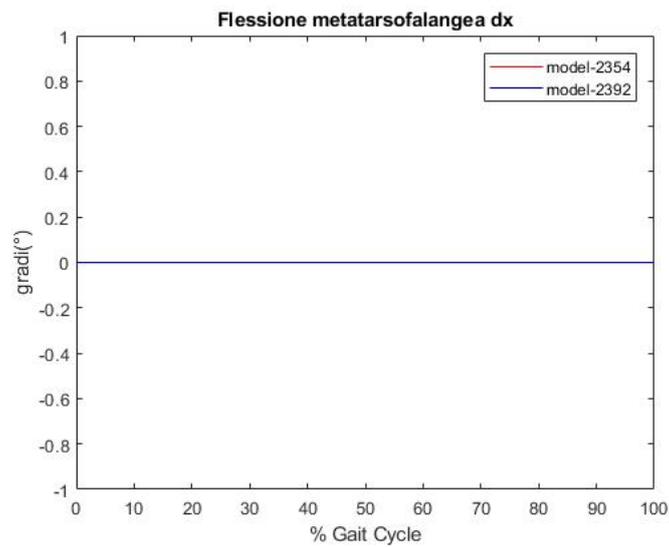


Fig. 4.21: Risultati cinematici Opensim: flesso-estensione metatarsofalangea destra (rotazione sul piano sagittale)

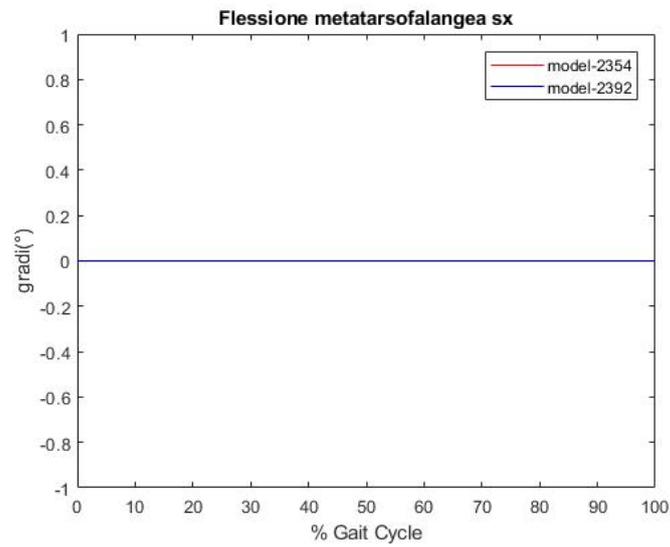


Fig. 4.22: Risultati cinematici Opensim: flesso-estensione metatarsofalangea sinistra (rotazione sul piano sagittale)

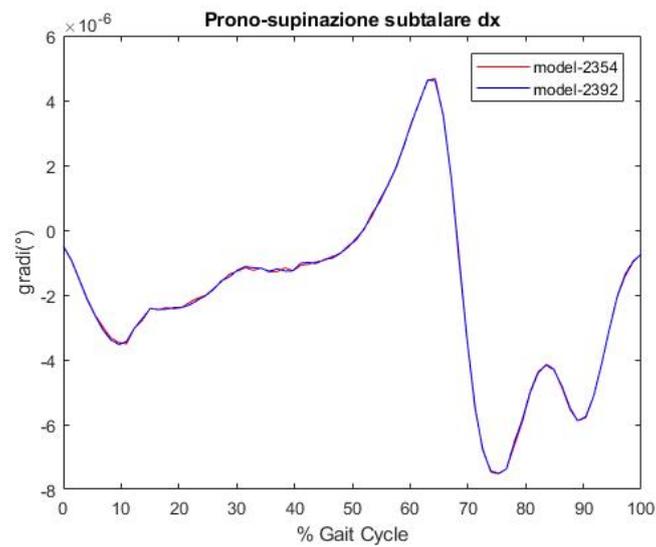


Fig. 4.23: Risultati cinematici Opensim: prono-supinazione subtalare destra (rotazione sul piano sagittale)

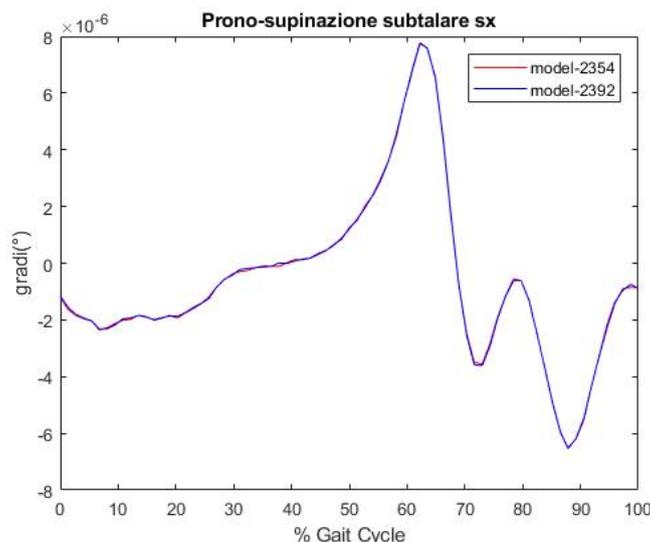


Fig. 4.24: Risultati cinematici Opensim: prono-supinazione subtalare destra (rotazione sul piano sagittale)

Come conclusione ai risultati cinematici si può concludere che gli andamenti sono per la maggior parte aderenti a quelli di riferimento e per quanto riguarda la scelta del modello, questa sicuramente ricadrà su uno dei due modelli a 23 gradi di libertà in quanto i risultati sono perfettamente sovrapponibili. Avendo a disposizione anche l'analisi sulla dinamica inversa si potrà effettuare la scelta definitiva.

4.2 Analisi dei risultati della Dinamica Inversa

Una volta ricavati i risultati della cinematica inversa, questi ultimi vengono dati in input al tool di Dinamica Inversa per ottenere i dati relativi alle forze e ai momenti riferiti agli angoli articolati descritti dalla cinematica.

Di seguito si riportano i risultati relativi alla Dinamica Inversa, con la stessa logica con cui sono stati riportati i risultati cinematici; per i grafici di riferimento disponibili viene effettuato il confronto. Dato che i grafici di riferimento sono espressi in Nm/Kg, si effettua anche per i risultati Opensim questa normalizzazione, in modo che i risultati siano confrontabili, pertanto si divide per la massa del soggetto, pari a 72.6 Kg.

Si vuole stabilire il modello più opportuno, dai risultati della cinematica si è visto che i modelli a 23 gradi di libertà erano quelli i cui andamenti coincidevano di più, con i risultati della dinamica, come già detto, si arriverà alla scelta definitiva.

4.2.1 Bacino

Si parte, come per la cinematica inversa, dai risultati riferiti al segmento corporeo del bacino, di cui non si dispongono i grafici di riferimento, pertanto sarà possibile

solo il confronto tra i modelli. Si hanno le forze riferite alle traslazioni lungo i tre assi, riportate in figura 4.25, 4.26 e 4.27; e i momenti riferiti alle rotazioni sui tre piani anatomici, riportati in figura 4.28, 4.29 e 4.30.

In tutti i casi i modelli a 23 gradi di libertà continuano a coincidere, mentre il modello Gait_1018 ha un andamento che si scosta maggiormente da quello degli altri due, in questi casi è più evidente rispetto a casi della cinematica.

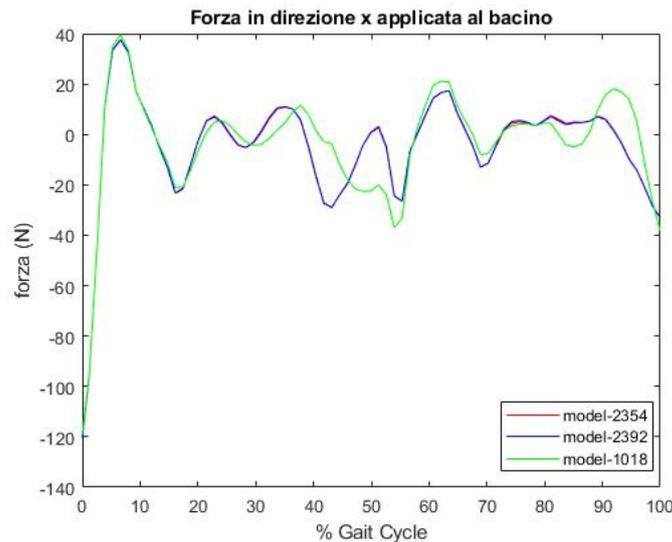


Fig. 4.25: Risultati dinamici Opensim: forza risultante dalla traslazione del bacino lungo l'asse x

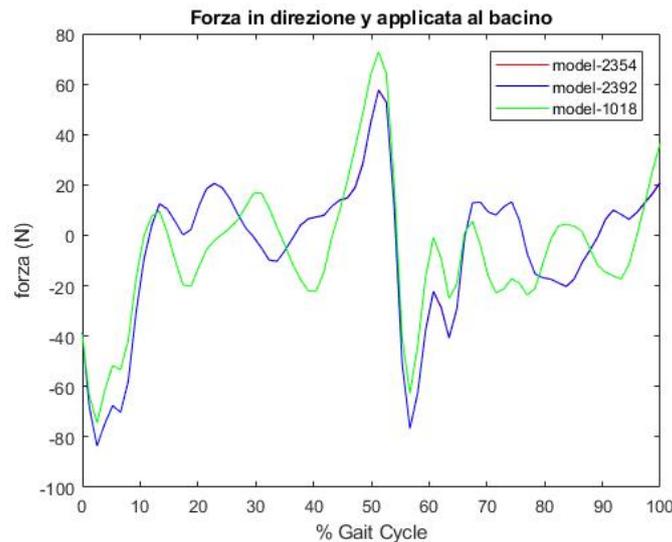


Fig. 4.26: Risultati dinamici Opensim: forza risultante dalla traslazione del bacino lungo l'asse y

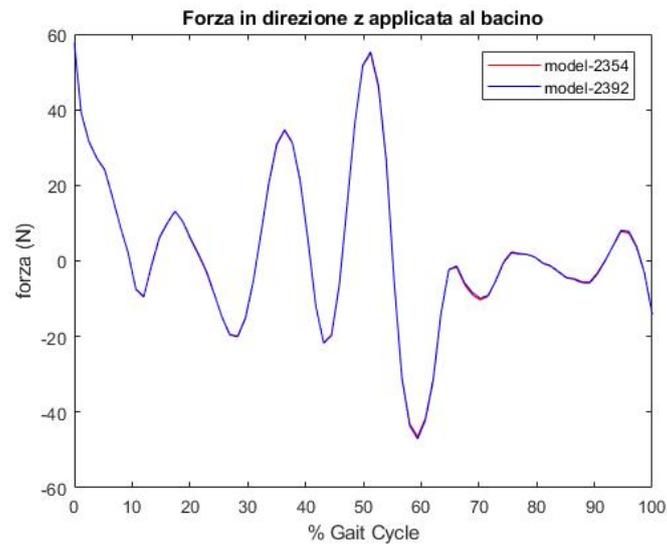


Fig. 4.27: Risultati dinamici Opensim: forza risultante dalla traslazione del bacino lungo l'asse z

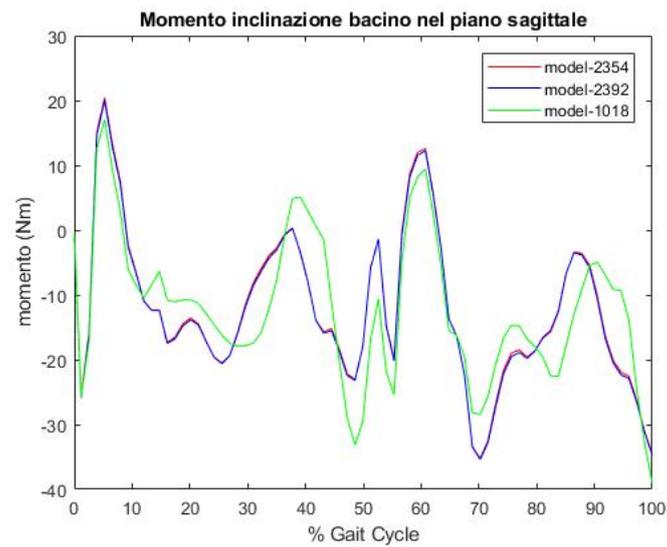


Fig. 4.28: Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla flessione-estensione del bacino (piano sagittale)

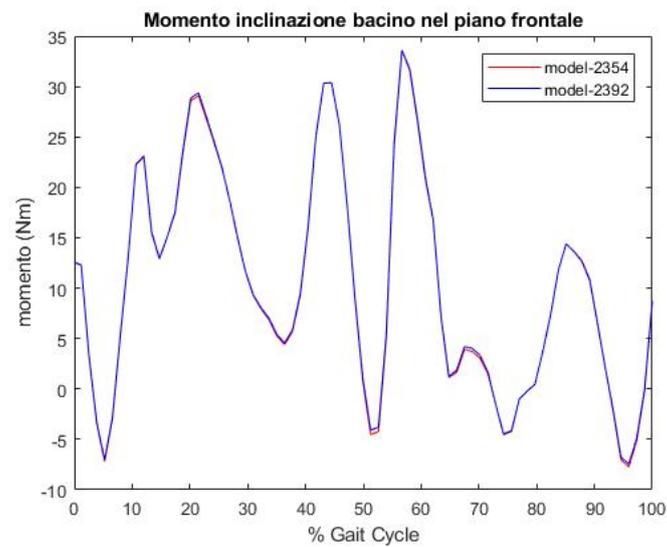


Fig. 4.29: Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla adduzione-abduzione del bacino (piano frontale)

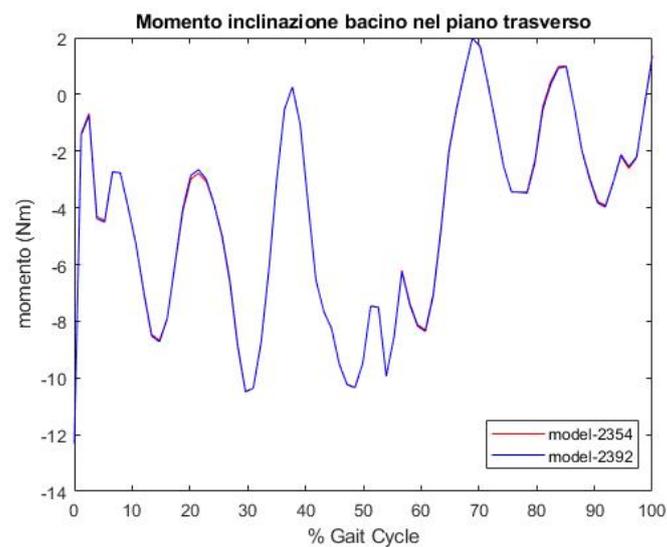
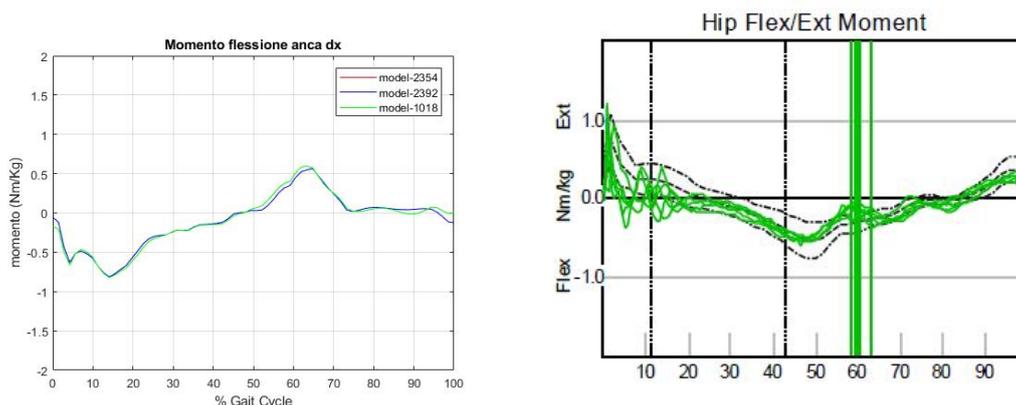


Fig. 4.30: Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla rotazione interna del bacino (piano trasverso)

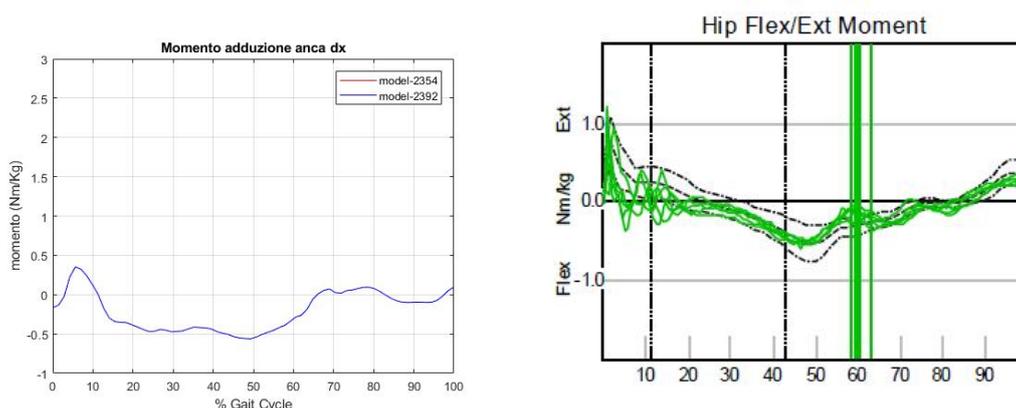
4.2.2 Anca

Si procede col riportare i risultati della dinamica riferiti al segmento dell'anca, sia per arto destro che per arto sinistro; di questi si dispongono i grafici di riferimento pertanto oltre a confrontare i modelli, è possibile fare l'ulteriore confronto. Si può notare che dal confronto con i grafici di riferimento i due andamenti non si rispecchiano in maniera chiara, mentre per quanto riguarda i modelli valgono sempre le stesse considerazioni.



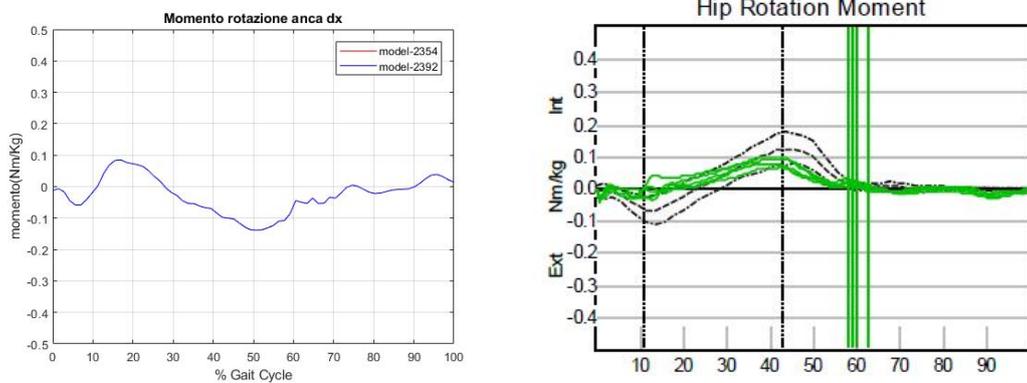
(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla flessione-estensione dell'anca destra (piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla flessione-estensione della anca destra (piano sagittale)[9]

Fig. 4.31: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di flessione-estensione anca destra



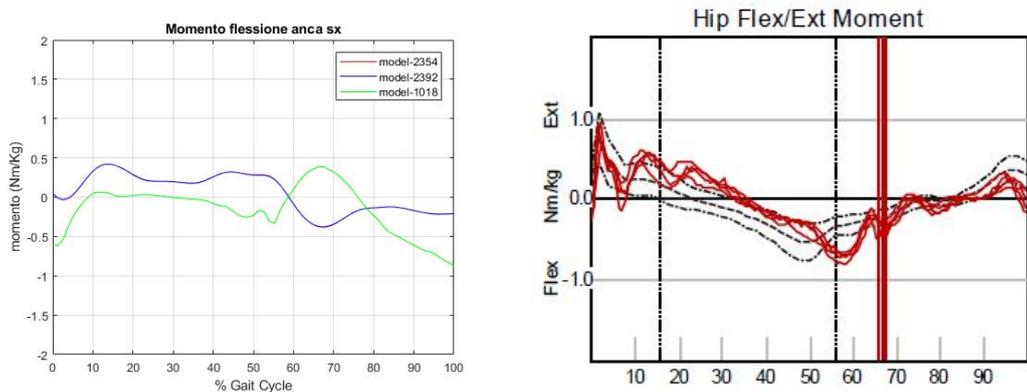
(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla adduzione-abduzione dell'anca destra (piano frontale) (b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla adduzione-abduzione della anca destra (piano frontale)[9]

Fig. 4.32: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di adduzione-abduzione anca destra



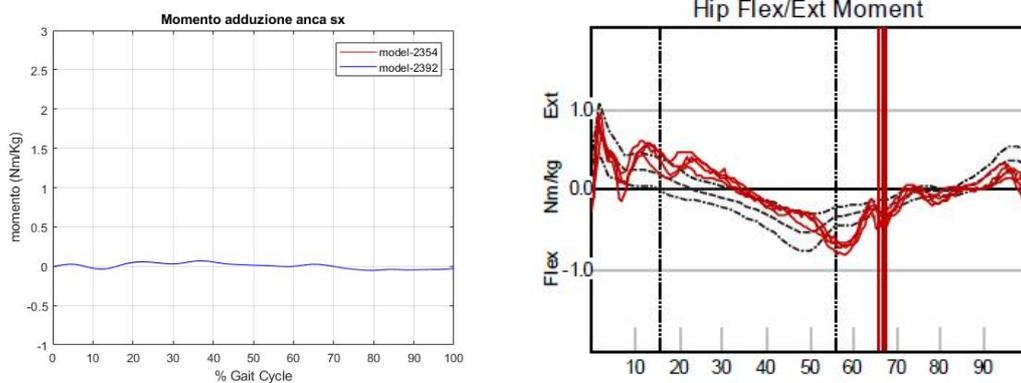
(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla rotazione interna dell'anca destra (piano frontale) (b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla rotazione interna della anca destra (piano frontale)[9]

Fig. 4.33: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di rotazione interna anca destra



(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla flessione-estensione dell'anca sinistra (piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla flessione-estensione della anca sinistra (piano sagittale)[9]

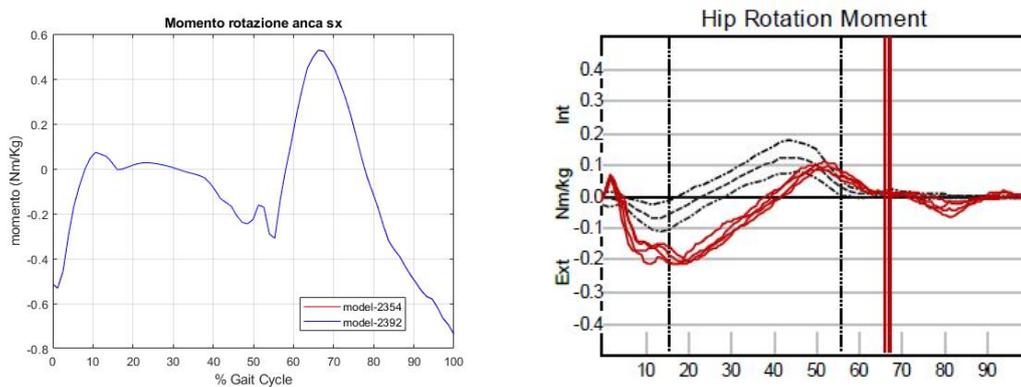
Fig. 4.34: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di flessione-estensione anca sinistra



(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla adduzione-abduzione dell'anca sinistra (piano frontale)

(b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla adduzione-abduzione della anca sinistra (piano frontale)[9]

Fig. 4.35: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di adduzione-abduzione anca sinistra



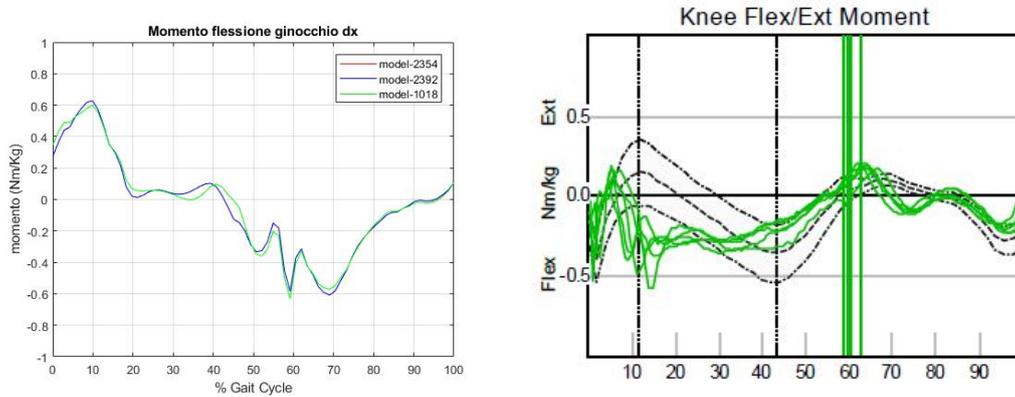
(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla rotazione interna dell'anca sinistra (piano frontale)

(b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla rotazione interna della anca sinistra (piano frontale)[9]

Fig. 4.36: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di rotazione interna anca sinistra

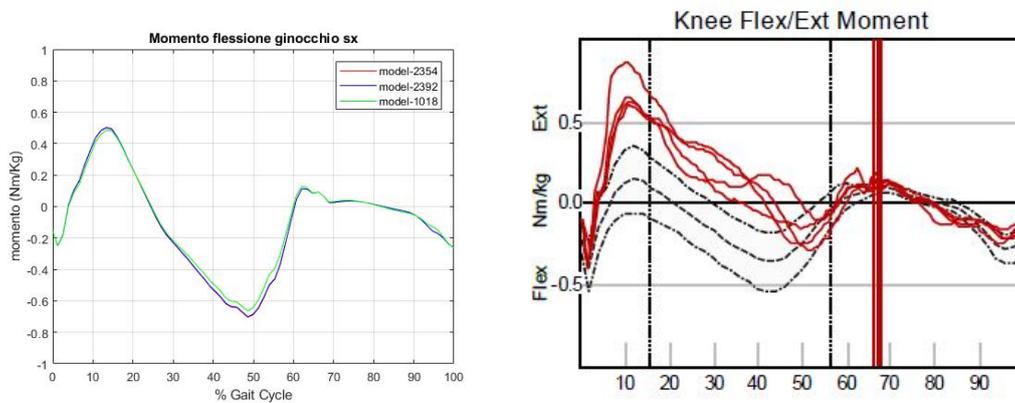
4.2.3 Ginocchio

Si riportano di seguito i risultati della dinamica per il ginocchio destro e sinistro, di cui si dispongono anche i grafici di confronto.



(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla flessione-estensione del ginocchio destro (piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla flessione-estensione del ginocchio destro (piano sagittale)[9]

Fig. 4.37: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di flessione-estensione ginocchio destro



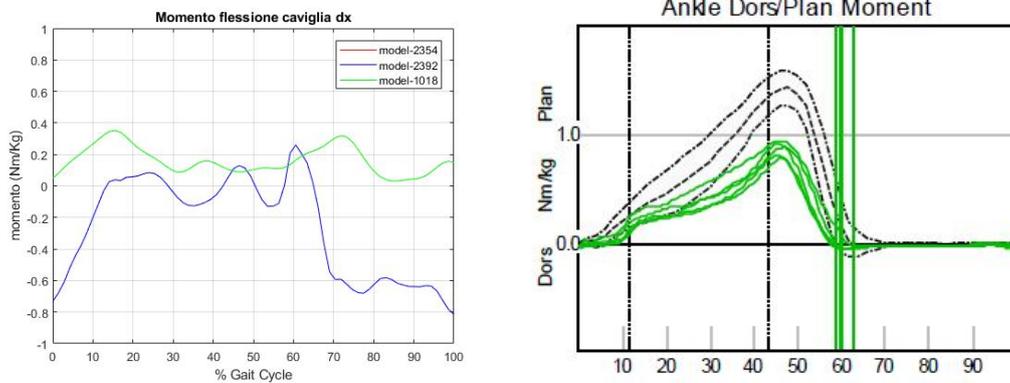
(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla flessione-estensione del ginocchio sinistro (piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla flessione-estensione del ginocchio sinistro (piano sagittale)[9]

Fig. 4.38: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di flessione-estensione ginocchio sinistro

In questo caso, per quanto riguarda il ginocchio sinistro, si ha corrispondenza con il grafico di confronto, mentre per il destro no. Per quanto concerne i modelli non ci sono differenze sostanziali tra nessuno dei tre.

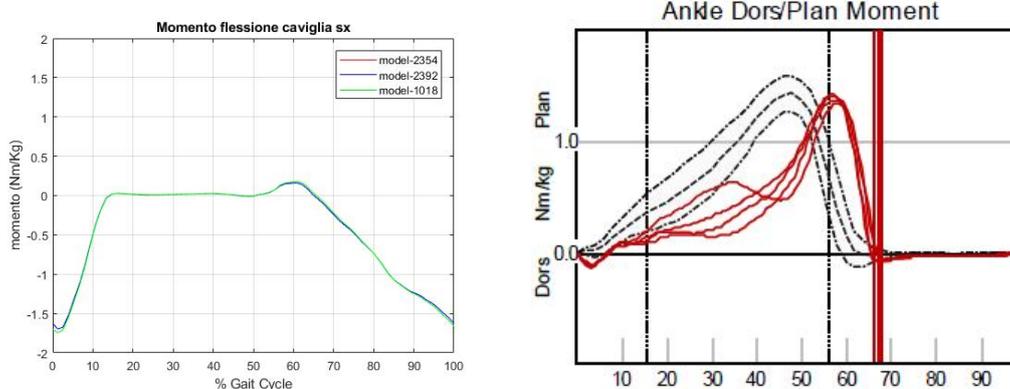
4.2.4 Caviglia

Si riportano di seguito i risultati della dinamica per la caviglia destra e sinistra, di cui si dispongono anche i grafici di confronto.



(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla flessione-estensione della caviglia destra (piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla flessione-estensione della caviglia destra (piano sagittale)[9]

Fig. 4.39: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di flessione-estensione caviglia destra



(a) Risultati dinamici Opensim: momento risultante dalla flessione-estensione della caviglia sinistra (piano sagittale) (b) Grafico di riferimento: momento risultante dalla flessione-estensione della caviglia sinistra (piano sagittale)[9]

Fig. 4.40: Confronto tra il grafico di riferimento e il risultato della dinamica inversa di Opensim: momento di flessione-estensione caviglia sinistra

In questo caso non si ha nessuna corrispondenza con i grafici di riferimento, nè per la caviglia destra nè per la sinistra. Per quanto riguarda i modelli, per la caviglia destra c'è una grossa differenza tra il modello a 10 gradi di libertà e i modelli a 23 gradi di libertà; mentre per la sinistra l'andamento è praticamente identico.

4.2.5 Altri gradi di libertà

Come per la cinematica, Opensim fornisce i risultati di dinamica inversa anche per altri gradi di libertà di cui ora si riportano gli andamenti.

Si hanno:

- i momenti relativi alle tre rotazioni che interessano la zona lombare
- i momenti relativi alla flessione metatarsofalangea (destra e sinistra)
- i momenti relativi alla prono-supinazione subtalare (destra e sinistra)

Nel momento relativo alla flessione-estensione lombare, che è l'unico rappresentato da tutti e tre i modelli, il modello Gait_1018 differisce in maniera sostanziale dagli altri due; in tutti gli altri casi si conferma il fatto che i modelli a 23 gradi di libertà coincidono.

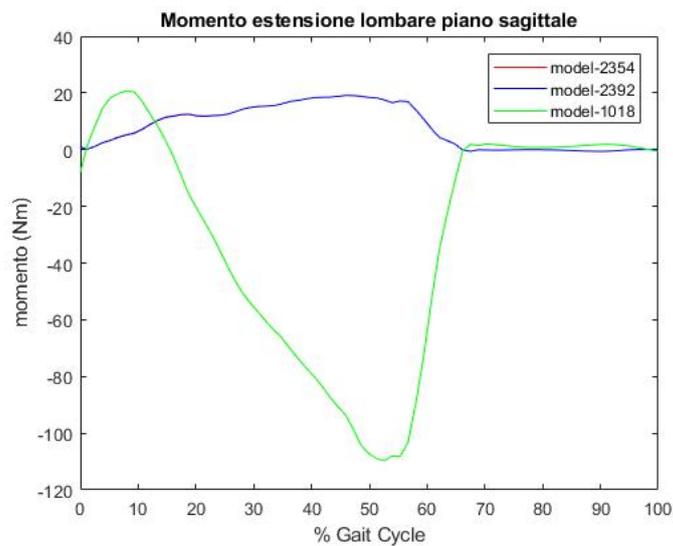


Fig. 4.41: Risultati dinamici Opensim: momento relativo alla flessione-estensione lombare (piano sagittale)

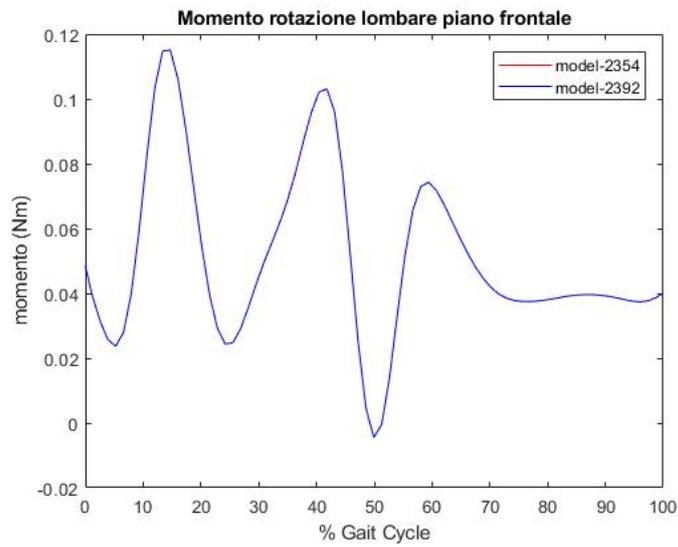


Fig. 4.42: Risultati dinamici Opensim: momento relativo alla adduzione-abduzione lombare (piano frontale)

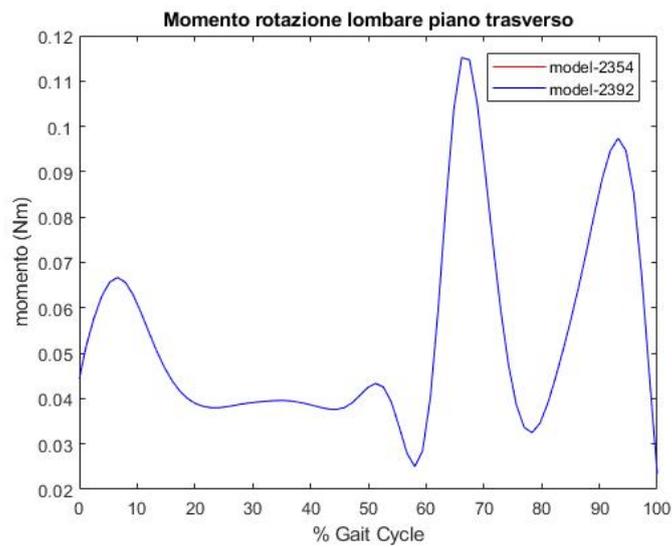


Fig. 4.43: Risultati dinamici Opensim: momento relativo alla rotazione interna lombare (piano trasverso)

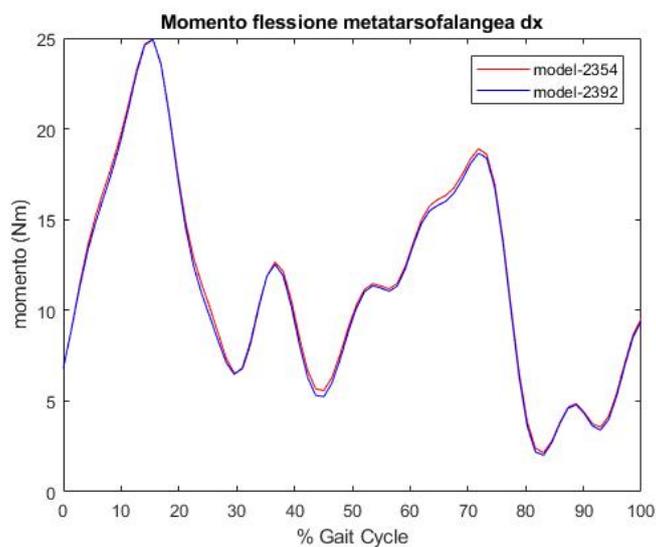


Fig. 4.44: Risultati dinamici Opensim: momento relativo alla flessione-estensione metatarsofalangea destra (piano sagittale)

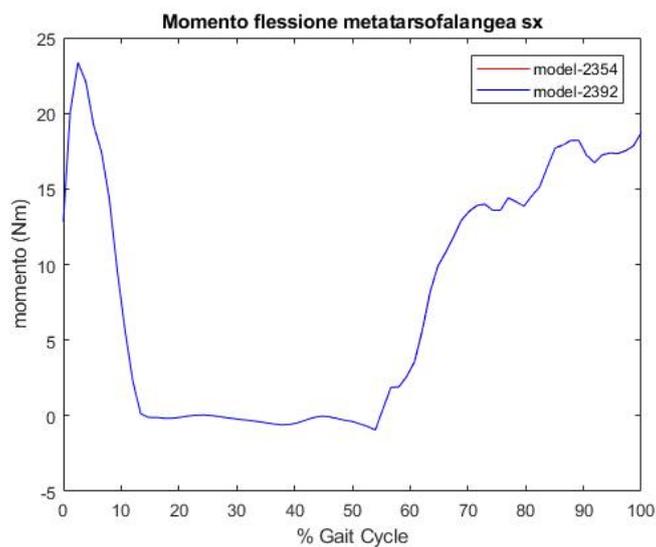


Fig. 4.45: Risultati dinamici Opensim: momento relativo alla flessione-estensione metatarsofalangea sinistra (piano sagittale)

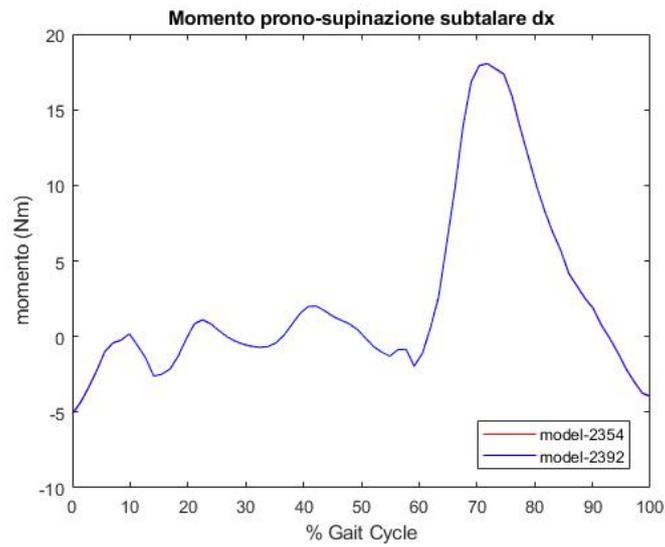


Fig. 4.46: Risultati dinamici Opensim: momento relativo alla prono-supinazione subtalare destra (piano sagittale)

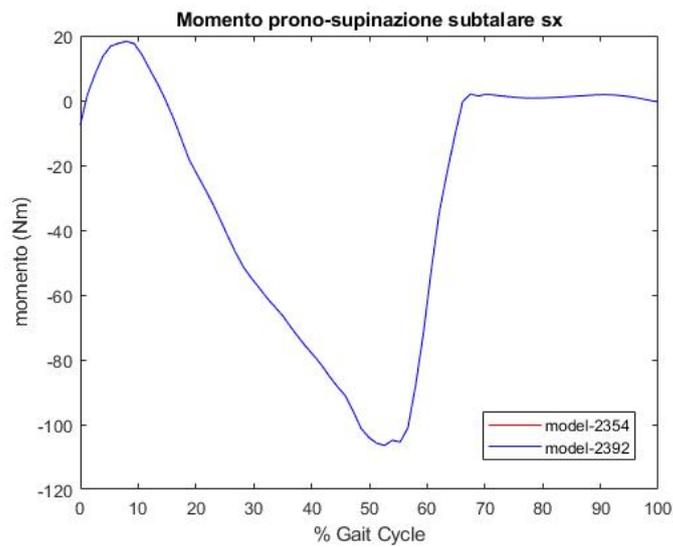


Fig. 4.47: Risultati dinamici Opensim: momento relativo alla prono-supinazione subtalare sinistra (piano sagittale)

4.3 Risultati algoritmo RRA

Come già descritto nel capitolo dedicato al software, l'algoritmo RRA (Residual Reduction Algorithm) cerca di risolvere l'incoerenza dinamica che si viene a creare a causa degli errori dovuti all'elaborazione dei dati sui marker. In particolare per risolvere l'incoerenza, all'equazione canonica 2.3 si aggiunge un termine $\vec{F}_{residui}$, lo scopo è minimizzare quest'ultimo, così da tendere il più possibile all'equazione canonica di Newton 2.3.

Di seguito si rappresentano i residui, costituiti dalle forze e i momenti agenti sul bacino, che si vuole siano più bassi possibili. Si possono confrontare pertanto gli andamenti proposti dai tre modelli per valutare eventuali differenze tra essi.

Si nota che non c'è più l'aderenza che c'era nei risultati precedenti, soprattutto tra i modelli a 23 gradi di libertà; i tre modelli rappresentano in maniera abbastanza differente i residui.

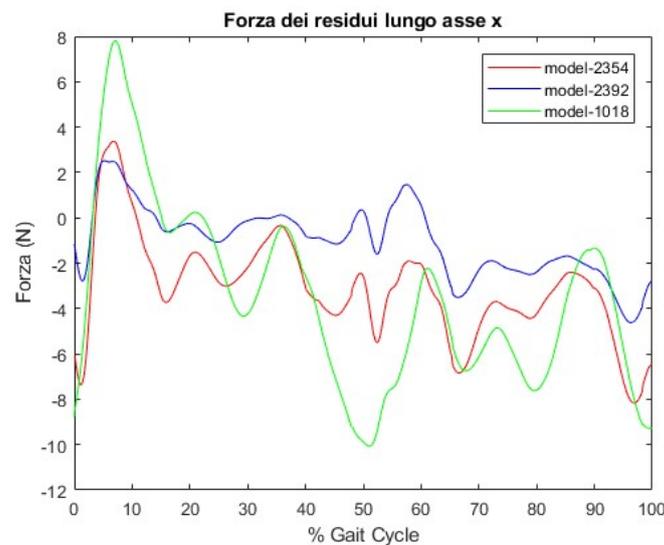


Fig. 4.48: Forza dei residui lungo asse x (forza dovuta alla traslazione lungo l'asse x)

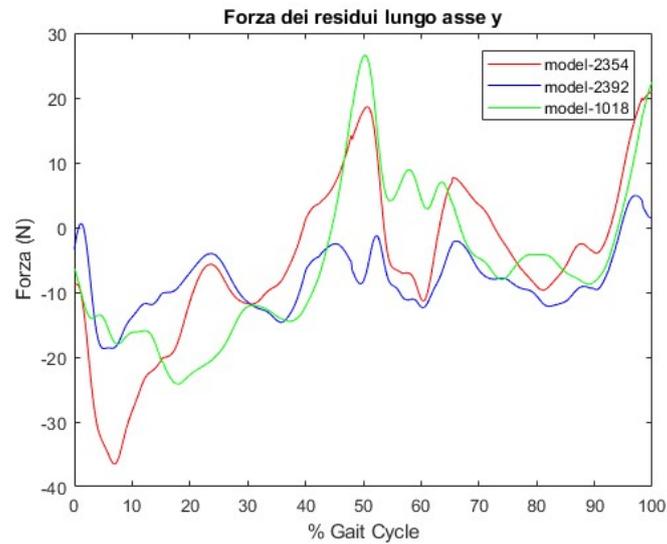


Fig. 4.49: Forza dei residui lungo asse y (forza dovuta alla traslazione lungo l'asse y)

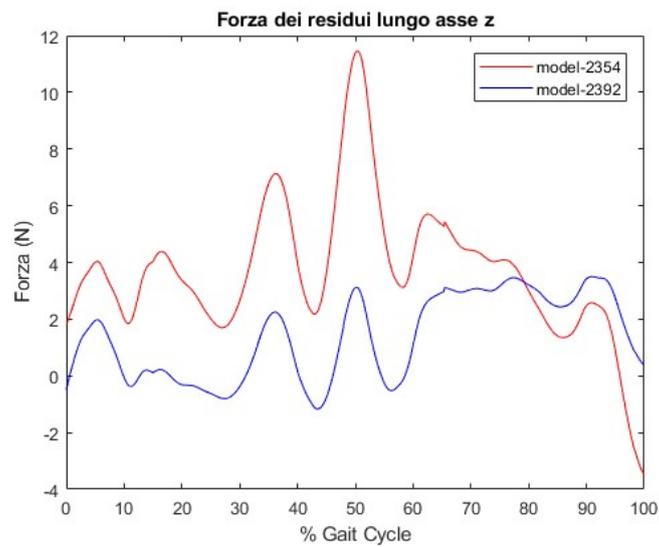


Fig. 4.50: Forza dei residui lungo asse z (forza dovuta alla traslazione lungo l'asse z)

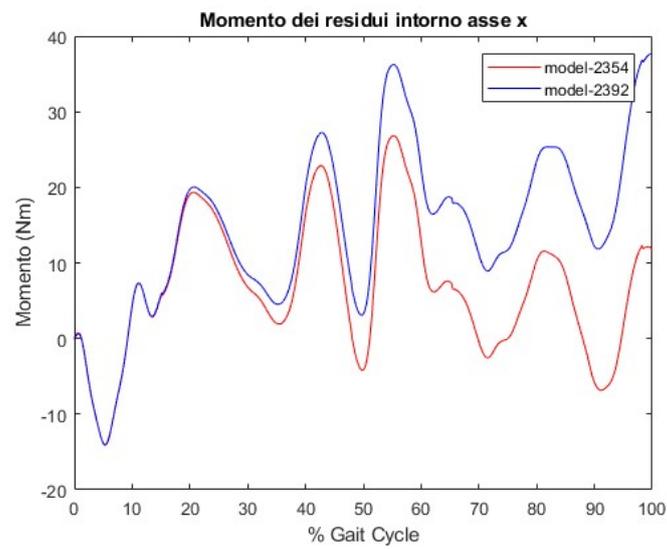


Fig. 4.51: Momento dei residui intorno all'asse x (momento dovuto alla rotazione sul piano sagittale)

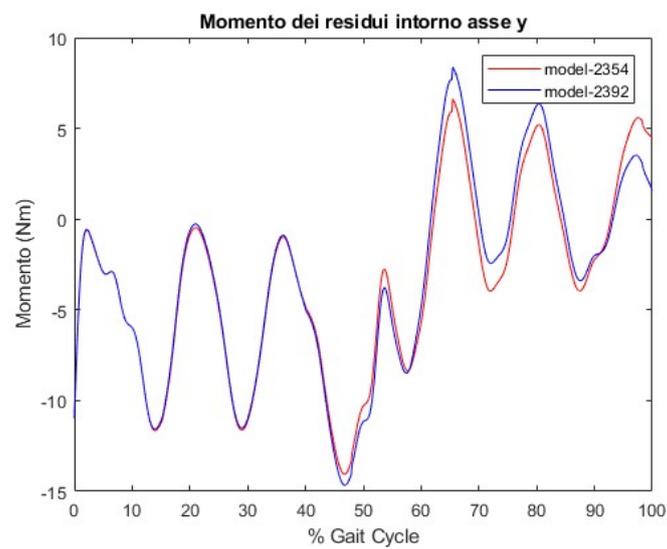


Fig. 4.52: Momento dei residui intorno all'asse y (momento dovuto alla rotazione sul piano frontale)

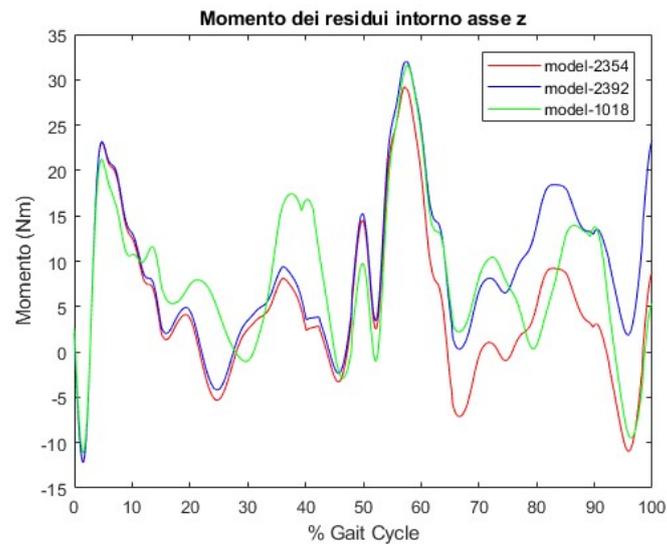


Fig. 4.53: Momento dei residui intorno all'asse z (momento dovuto alla rotazione sul piano trasverso)

In conclusione, l'analisi preliminare ha messo in luce che i modelli Gait_2354 e Gait_2392 riportano, per la maggior parte dei casi, risultati sovrapponibili; il modello Gait_1018 invece riporta molte differenze rispetto agli altri due.

La scelta del modello pertanto ricade in uno dei due modelli a 23 gradi di libertà; dato che non ci sono differenze evidenti tra i due, si sceglie come modello per le analisi sui dati sperimentali il Gait_2354. La decisione è motivata dal fatto che tra i due modelli c'è un diverso livello di complessità, dato che uno rappresenta 92 muscoli e l'altro solo 54; pertanto, a parità di risultati, si è scelto il modello più semplice tra i due.

5. PRIMO CASO STUDIO: ANALISI DI TRE SOGGETTI SANI

Una volta scelto il modello per effettuare le analisi sperimentali si procede con l'analisi del primo caso studio. Si hanno a disposizione i dati sperimentali per tre soggetti sani e si condurrà l'analisi sul software Opensim, dando in input i dati relativi a questi tre soggetti.

Si riporta una tabella in cui sono schematizzati i dati relativi ai tre soggetti tra cui:

- massa
- altezza
- sesso
- n prove di Motion Capture disponibili

	Sesso	Massa (Kg)	Altezza (m)	N prove disponibili
Soggetto 1	M	73.18	1.76	5
Soggetto 2	M	79.3	1.84	12
Soggetto 3	M	89.00	1.80	8

Per ogni prova di Motion Capture si dispone di un file .c3d che si apre con il software Matlab per estrapolarne le informazioni. Esistono molte funzioni che consentono di estrapolare diversi tipi di dati e di effettuare delle conversioni per poi utilizzare i dati nell'ambiente Opensim.

Si utilizza il Tool "C3d2opensimtool", con cui per prima cosa si possono aprire i file per visualizzare le informazioni; il codice per aprire i file si riporta di seguito:

```
test=c3dserver();
openc3d(test);
frames=nframes(test);
XYZPOS=get3dtargets(test,0);
```

Si ha come output la struttura XYZPOS in cui si hanno le seguenti informazioni:

- Coordinate (x,y,z) dei marker di interesse (protocollo Plug in Gait)
- Coordinate (x,y,z) degli angoli articolari (risultato della cinematica inversa ottenuto con modello di calcolo Vicon)

- Forze (x,y,z) e momenti (x,y,z) relativi agli angoli articolari (risultato della dinamica inversa ottenuto con modello di calcolo Vicon)
- Reazioni vincolari (x,y,z)

Nella struttura si hanno tutte le informazioni necessarie a confrontare i risultati sulla cinematica inversa e sulla dinamica inversa con i risultati ottenuti tramite il software Opensim.

Questi dati sono riportati secondo il sistema di riferimento adottato dal Vicon, che è diverso da quello adottato da Opensim, per cui per utilizzare i dati nel programma bisogna fare una trasformazione delle coordinate. In particolare, il sistema adottato da Opensim è riportato in figura:

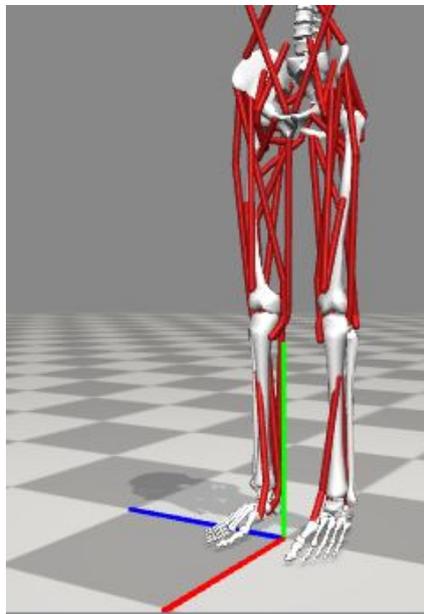


Fig. 5.1: Sistema di riferimento Opensim: asse x (rosso), asse y (verde) e asse z (blu)

La trasformazione delle coordinate è la seguente:

- asse x (Vicon) \rightarrow asse z (Opensim)
- asse y (Vicon) \rightarrow asse x (Opensim)
- asse z (Vicon) \rightarrow asse y (Opensim)

Oltre alla trasformazione del sistema di riferimento, occorre anche fare una conversione delle unità di misura, in quanto il modello Vicon lavora in mm, mentre Opensim in m, quindi si deve passare dai mm ai m per far sì che i dati siano coerenti.

Sempre con il software Matlab è possibile attraverso la funzione "c3d2trc.m" effettuare le conversioni appena descritte (sistema di riferimento e unità di misura) e salvare le nuove coordinate nei formati .trc e .mot. In particolare vengono salvati

in .trc le coordinate dei marker da dare in input sia per lo Scaling (coordinate della prova statica) che per la Cinematica Inversa (coordinate della prova dinamica); mentre vengono salvati in .mot i dati relativi alle reazioni vincolari, quindi le coordinate delle forze, dei momenti e dei centri di pressione.

Si descrive ora nel dettaglio l'analisi dei dati in Opensim, in particolare lo Scaling, la Cinematica Inversa e la Dinamica Inversa.

5.1 *Scaling*

Si parte dal modello Gait_2354 fornito dal programma e per prima cosa bisogna definire il set di Markers virtuali che verranno posizionati sul modello. Il set di markers è definito da un file .xml, è fondamentale che i marker virtuali abbiano gli stessi nomi dei marker sperimentali adottati nella prova di Motion Capture (nomenclatura protocollo Plug in Gait), in caso contrario non sarebbe possibile il riconoscimento e gli algoritmi, sia di Scaling che di Cinematica Inversa, non andrebbero a buon fine. Inoltre nella definizione del set bisogna assegnare ogni marker al rispettivo segmento corporeo in cui è posizionato; per esempio, i marker LASI e RASI posizionati sulle creste iliache andranno assegnati al segmento bacino. Si riportano due immagini in cui è possibile visualizzare dall'interfaccia grafica del programma l'elenco dei marker e l'assegnazione al segmento corporeo.

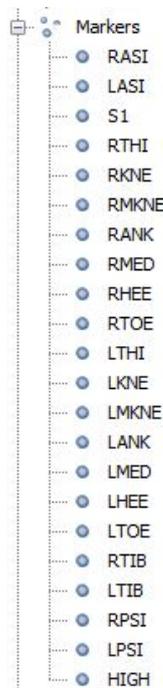


Fig. 5.2: Visualizzazione sull'interfaccia grafica del software dell'elenco dei marker virtuali (nomenclatura Plug in Gait)

Properties	
type	Marker
components	(No Objects)
fixed	<input type="checkbox"/>
name	RASI
location	(0.0167212 0.0250818 0.107016)
Sockets	
PhysicalFrame:parent_frame	/bodyset/pelvis

Fig. 5.3: Esempio proprietà marker RASI: si può visualizzare la posizione spaziale (x,y,z) e nell'ultima riga l'assegnazione al segmento, in questo caso il bacino

Una volta definito il set di marker si può procedere con lo Scaling del modello. Aprendo il Tool, nelle informazioni sul soggetto si inserisce la massa, poi si danno in input le coordinate dei marker sperimentali della prova statica, precedentemente salvati come file .trc in ambiente Matlab, come descritto precedentemente. Nella sezione Scale Factor si devono impostare le coppie di marker con cui si andranno a scalare i vari segmenti. Per esempio per scalare il bacino si utilizzerà la distanza tra i marker RASI e LASI.

Si riporta la schermata del Measurement Set in cui sono indicate le coppie di marker tipicamente utilizzate per lo scaling di ogni segmento.

Measurements		Marker Pairs			
✗ torso	+	S1	HIGH	✗	
✗ pelvis	+	RASI	LASI	✗	
✗ thigh	+	RASI	RKNE	✗	LASI LKNE
✗ shank	+	RKNE	RANK	✗	LKNE LANK
✗ foot	+	RHEE	RTOE	✗	LHEE LTOE
+ Unnamed					

Fig. 5.4: Measurement Set: descrizione delle coppie di marker utilizzate per scalare i rispettivi segmenti corporei

Ogni segmento è scalato in maniera uniforme, ovvero si dà lo stesso peso in tutte e tre le direzioni, mentre per quanto riguarda i pesi che si possono assegnare, vengono lasciati a valore unitario per ogni marker. I dettagli dello Scaling sono stati analizzati nel capitolo sul software, pertanto si rimanda a quel capitolo per eventuali puntualizzazioni sul significato di peso e Scaling uniforme.

I dati sperimentali disponibili per i tre soggetti non sono completi, quindi sono state necessarie delle assunzioni per effettuare uno scaling corretto del modello in ambiente Opensim. Il set di marker appena descritto e la definizione del Measurement Set

vanno adattati alla situazione specifica di questi tre soggetti, data l'incompletezza dei dati.

In particolare analizzando i dati della prova statica in ambiente Matlab, si è notata la presenza di numerosi NaN (Not a Number) su alcuni marker fondamentali per lo scaling. La presenza di NaN rende inutilizzabili i dati, in quanto l'algoritmo di conversione dei dati da Matlab a Opensim, trasforma i NaN in zeri, quindi la posizione statica del marker corrispondente risulta errata. Si riportano i problemi riscontrati per ogni soggetto e i metodi di risoluzione adottati.

- **SOGGETTO 1**

Per il soggetto 1 non è presente nei dati sperimentali la posizione statica riferita al marker HIGH (posizionato sul cranio), pertanto la difficoltà maggiore è nello scaling del torso. Tra le posizioni statiche era disponibile quella riferita al marker sulla clavicola (CLAV), pertanto si è proceduto a scalare il torso utilizzando come coppia di marker quello sul sacro (SACR) e quello sulla clavicola (CLAV). Si procede quindi a cambiare il Marker set, eliminando i marker HIGH e introducendo il marker CLAV sulla clavicola, e si modifica il Measurement set, cambiando la coppia di marker per lo scaling del torso (S1-CLAV).

- **SOGGETTO 2**

Per il soggetto 2 il problema è sempre riferito allo scaling del torso. In questo caso la situazione è peggiore in quanto non sono disponibili le posizioni di nessun marker della parte superiore del corpo, quindi nè quello sul cranio (HIGH), nè quello sulla clavicola (CLAV), nè quello sullo sterno (SRN). Data l'assenza di dati di uno di questi marker, non si è potuto ricavare una coppia di marker su cui basare lo scaling del torso; per risolvere questo problema si è optato per lo scaling manuale del torso, indicando manualmente un fattore di scala. Dando come fattore di scala 0.98, si è visto che i risultati dello scaling erano accettabili. Anche in questo caso si aggiorna il Marker set eliminando i marker non disponibili e si elimina dal Measurement set la linea riferita al torso. Nella sezione di Scale Factor si impone lo scaling manuale per quest'ultimo segmento.

- **SOGGETTO 3**

Il problema e la risoluzione sono analoghe al caso del soggetto 2.

Si riporta la schermata dello Scale Factors per visualizzare l'impostazione di Manual Scale:

Body Name	Measurement(s) Used	Applied Scale Factor(s)
pelvis	pelvis	1.004534
Femur_r	thigh	1.009545
tibia_r	shank	0.996458
talus_r	shank	0.996458
calcus_r	foot	1.000000
ipes_r	foot	1.000000
Femur_l	thigh	1.009545
tibia_l	shank	0.996458
talus_l	shank	0.996458
calcus_l	foot	1.000000
ipes_l	foot	1.000000
torso	MANUAL SCALES	0.987000

Fig. 5.5: Rappresentazione Scale Factors per i soggetti in cui è necessario lo scaling manuale del torso

Lo Scaling si effettua una prima volta utilizzando l'opzione del Previex Static Pose che consente di non spostare subito i marker virtuali (quindi di effettuare lo Scaling vero e proprio) ma permette di visualizzare la posizione dei marker virtuali rispetto a quelli sperimentali. Poi si deve rieseguire senza questa opzione, in questo modo si ottiene lo Scaling vero e proprio.

Si sono analizzate due situazioni diverse:

- Marker virtuali lasciati nella posizione originaria
In questo caso i marker virtuali, indipendentemente dalla posizione che hanno rispetto a quelli sperimentali, non vengono spostati e viene eseguito lo Scaling
- Marker virtuali perfettamente allineati rispetto ai marker sperimentali (grazie alla Previex Static Pose)
In questo caso utilizzando la Previex Static Pose si visualizzano le posizioni dei marker virtuali rispetto a quelli sperimentali e manualmente, dall'interfaccia grafica del programma, si spostano, in modo che risultino perfettamente allineati. Una volta spostati, viene eseguito lo Scaling definitivo (senza Preview Static Pose).

Nella prima situazione gli errori risultati dallo Scaling sono di gran lunga maggiori rispetto alla soglia proposta nella guida del programma, mentre nel secondo caso gli errori risultano accettabili.

Le soglie proposte sono:

- Marker error max < 2-4 cm
- Marker error RMS < 2 cm

Si riporta una tabella con gli errori riportati dallo Scaling per i tre soggetti nel caso di allineamento perfetto, come dimostrazione che sono al di sotto dei valori di soglia riportati nella documentazione.

	Errore massimo (m)	Errore RMS (m)	Total Square Error (m)
Soggetto 1	0.02	0.01	0.004
Soggetto 2	0.02	0.01	0.002
Soggetto 3	0.02	0.01	0.002

Si possono salvare tutte le impostazioni riferite allo Scaling del soggetto specifico in un file .xml, in questo modo si può eseguire in futuro lo scaling in maniera molto più rapida, in quanto salvando le nuove posizioni dei marker non servirà più fare la Previex Static Pose per spostarli, ma si può eseguire direttamente lo Scaling definitivo.

5.2 Cinematica Inversa

Una volta scalato il modello si può procedere al calcolo della Cinematica Inversa. Come input al Tool si dà il file .trc con le coordinate dei marker ottenute dalla prova dinamica.

Per effettuare il confronto con i risultati della cinematica inversa del Vicon occorre esprimere l'asse temporale come percentuale del ciclo del passo (GC). Per fare ciò, dato che si parla di dati reali, le reazioni vincolari in direzione verticale non sono pulite come lo erano per i dati di esempio utilizzati nello studio preliminare; per determinare gli istanti di inizio e fine del ciclo non ci si basa quindi solo sulle reazioni vincolari in direzione verticale. Si utilizzano per la definizione del ciclo anche le traiettorie di due marker in direzione verticale, quello posizionato sul tallone destro e sinistro (RHEE e LHEE), e quello posizionato sulla testa metatarsale destra e sinistra (RTOE e LTOE), ovvero sulla punta del piede.

Si rappresentano le traiettorie dei due marker (RTOE e RHEE, LTOE e LHEE) sovrapposte e attraverso un algoritmo implementato in ambiente Matlab, si vanno a ricercare i punti critici di inizio ciclo, inizio pendolamento e fine del ciclo. Si riporta un grafico di esempio in cui sono già visualizzati dalle righe tratteggiate gli istanti appena specificati. Il grafico è riferito a una prova di Motion Capture del soggetto 1; si rappresenta sia il ciclo del passo dell'arto destro sia del sinistro.

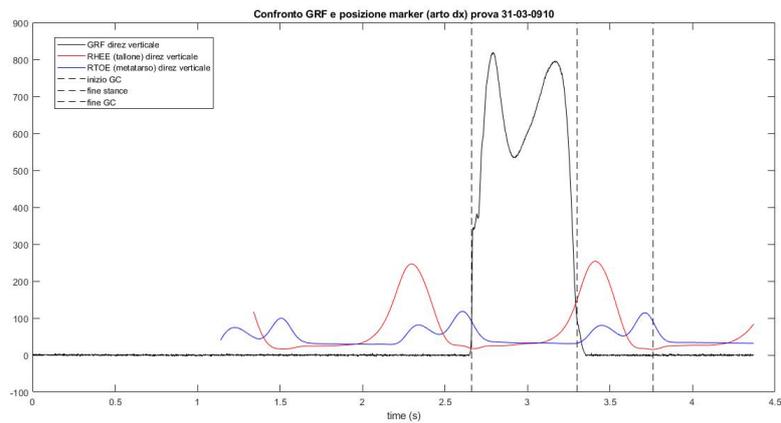


Fig. 5.6: Rappresentazione delle traiettorie delle coppie di marker RTOE-RHEE e grf in direzione verticale per la determinazione degli istanti di inizio ciclo, inizio pendolamento e fine ciclo

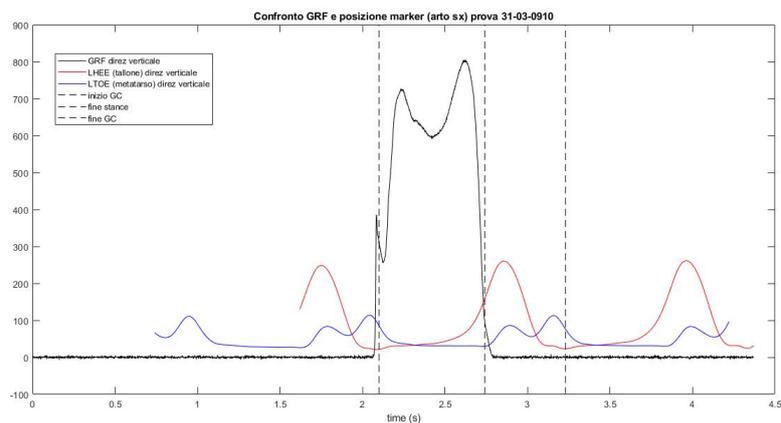


Fig. 5.7: Rappresentazione delle traiettorie delle coppie di marker LTOE-LHEE e grf in direzione verticale per la determinazione degli istanti di inizio ciclo, inizio pendolamento e fine ciclo

Prendendo in considerazione il marker sul tallone (RHEE, LHEE) l'inizio del passo è sancito nel momento in cui raggiunge il minimo, infatti il ciclo del passo inizia quando il tallone tocca il terreno; successivamente rimarrà per una parte della fase di appoggio nella posizione minima per poi iniziare a risalire fino a raggiungere la posizione massima durante il pendolamento. Il ciclo finirà quando raggiungerà nuovamente la posizione di minimo, ovvero il punto di inizio del ciclo successivo. Per la determinazione invece dell'istante di inizio del pendolamento si considera la traiettoria del marker sulla testa metatarsale (RTOE, LTOE) in quanto quando quest'ultimo si sposta dalla sua posizione di minimo significa che sta avvenendo il distacco della punta del piede e quindi l'inizio del pendolamento. Nelle figure 5.6 e 5.7 si visualizzano chiaramente questi istanti, rispettivamente per l'arto destro che per il sinistro. Per

confermare la correttezza di questi istanti, si sono sovrapposte le reazioni vincolari in direzione verticale, come si può notare dai grafici precedenti. Si può chiaramente vedere che gli istanti di inizio ciclo e inizio pendolamento sono confermati. Sull'istante di fine, essendo che si ha a disposizione solo la reazione vincolare di un ciclo non si può verificare, si dovrebbe avere la reazione vincolare del ciclo successivo così da avere il riferimento per l'istante di inizio del ciclo successivo.

Una volta ricavati gli istanti temporali la normalizzazione viene effettuata con la formula 4.1, già utilizzata nell'analisi preliminare.

Il confronto dei risultati della cinematica inversa dei due approcci, Vicon e Opensim, viene effettuata in ambiente Matlab. Dalla struttura XYZPOS si hanno le coordinate degli angoli articolari, mentre da Opensim occorre fare una conversione dei dati prima di poterli utilizzare in ambiente Matlab. I risultati della cinematica inversa sono file di movimento .mot che vanno prima convertiti come file di testo .txt e successivamente importati in Excel sottoforma di tabella. Una volta ottenuto il file Excel con i dati questo si può facilmente importare in Matlab.

Si può effettuare il confronto sui seguenti gradi di libertà:

- Flessione, adduzione e rotazione interna del bacino
- Flessione, adduzione e rotazione interna dell'anca (destra e sinistra)
- Flessione del ginocchio (destro e sinistro)
- Flessione della caviglia (destra e sinistra)

Il Vicon fornisce i risultati anche per l'adduzione e la rotazione interna del ginocchio e della caviglia, ma non essendo forniti da Opensim, non è possibile il confronto. D'altra parte Opensim fornisce altri angoli articolari (es. flessione lombare) che il Vicon non fornisce, quindi, dato che lo scopo è confrontare i due approcci, neanche questi vengono rappresentati.

Come per le posizioni statiche dei marker della prova statica, anche le traiettorie dei marker delle prove dinamiche sono affetti da NaN. Per questo motivo, non è stato possibile isolare un ciclo intero del passo per entrambi gli arti per ogni prova. Per avere dei risultati cinematici coerenti con la realtà si è dovuto limitare la durata della simulazione al solo intervallo di tempo in cui non siano presenti NaN, questo ha fatto sì che non per tutte le prove sia disponibile un intero ciclo.

In particolare:

- Soggetto 1: 7 prove con GC completo solo per arto destro

- Soggetto 2: 12 prove con GC completo dell'arto sinistro e 5 prove con GC completo dell'arto destro
- Soggetto 3: 8 prove con GC completo dell'arto destro

5.2.1 *Risultati cinematica inversa soggetto 1*

Si riportano i risultati della cinematica inversa, sovrapponendo, per ogni angolo articolare, le curve di tutte le prove; in questo modo è possibile fare un confronto tra gli andamenti delle curve ottenute con Opensim e le curve ottenute dal modello Vicon. Per avere un confronto più chiaro dei risultati, si decide di calcolare l'andamento medio delle prove e la rispettiva deviazione standard. In questo modo sovrapponendo gli andamenti medi sia del Vicon che di Opensim, è possibile avere un confronto visivo più chiaro dei risultati.

Il calcolo viene effettuato in Matlab e occorrono degli accorgimenti prima di effettuare la media. Il Gait Cycle (GC) di ogni prova ha una durata differente, però per effettuare la media è necessario che tutte le prove abbiano lo stesso numero di campioni; pertanto, si effettua un ricampionamento (funzione *resample*), in modo da avere ogni GC della stessa dimensione. In particolare, dato che si esprime la durata temporale come % del GC, si sceglie di ricampionare per avere un numero di campioni pari a 100. Una volta ottenute le prove ricampionate è possibile calcolare la media e la deviazione standard; questo viene effettuato sia per i risultati del Vicon sia per i risultati di Opensim. Si rappresentano quindi gli andamenti medi e la deviazione standard dei due approcci sovrapposti sullo stesso grafico, rendendo più chiara la rappresentazione.

Si riportano i risultati solo per l'arto destro, dato che, come detto in precedenza, è presente l'intero ciclo solo per quest'ultimo arto. Per il bacino e per l'anca si riportano i risultati della cinematica inversa sui tre piani anatomici (sagittale, frontale e trasverso), mentre per ginocchio e caviglia si riportano solo sul piano sagittale, dato che si hanno a disposizione i risultati solo su questo piano.

Nella documentazione relativa al modello utilizzato in Opensim, c'è un particolare appunto per quanto riguarda la flessione del bacino e la flessione dell'anca. In particolare viene specificato che quando si vanno a confrontare gli angoli articolari appena citati con dei risultati sperimentali, in questo caso provenienti dal modello Vicon, occorre tener conto di un offset tra i due andamenti. Nel modello Opensim l'origine del sistema di riferimento del bacino è allineato con il sistema di riferimento del terreno, però nei dati sperimentali lo zero del sistema di riferimento del bacino corrisponde a un angolo di circa 12-13° nella flessione del bacino. Questo angolo di 12-13° più precisamente corrisponde all'angolo che si forma tra il piano orizzontale e la retta passante tra i marker presenti sulle creste iliache anteriori (RASI e LASI).

Dato che questo angolo per i dati a disposizione non è noto, come suggerito nella documentazione del software, si imposta l'offset pari a 12° . Questo angolo va sottratto agli angoli di flessione del bacino e va aggiunto agli angoli di flessione dell'anca, sia destra che sinistra.

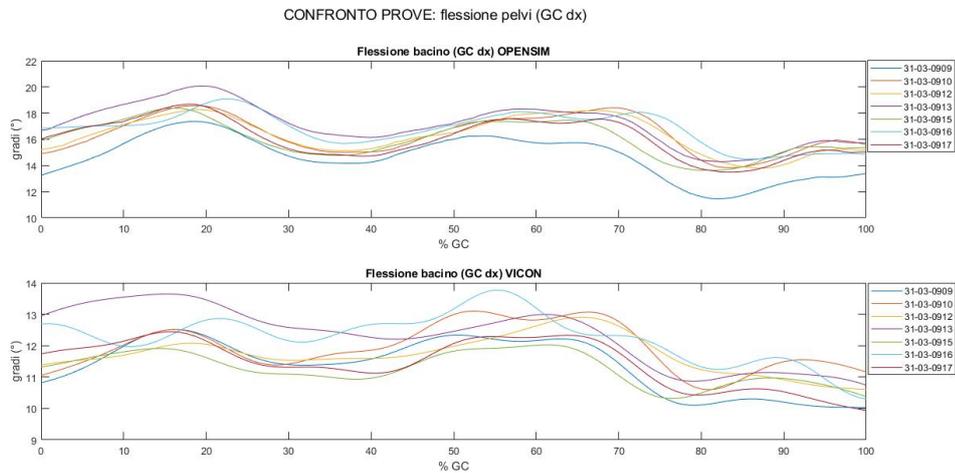


Fig. 5.8: Confronto risultati cinematica inversa: flessione bacino

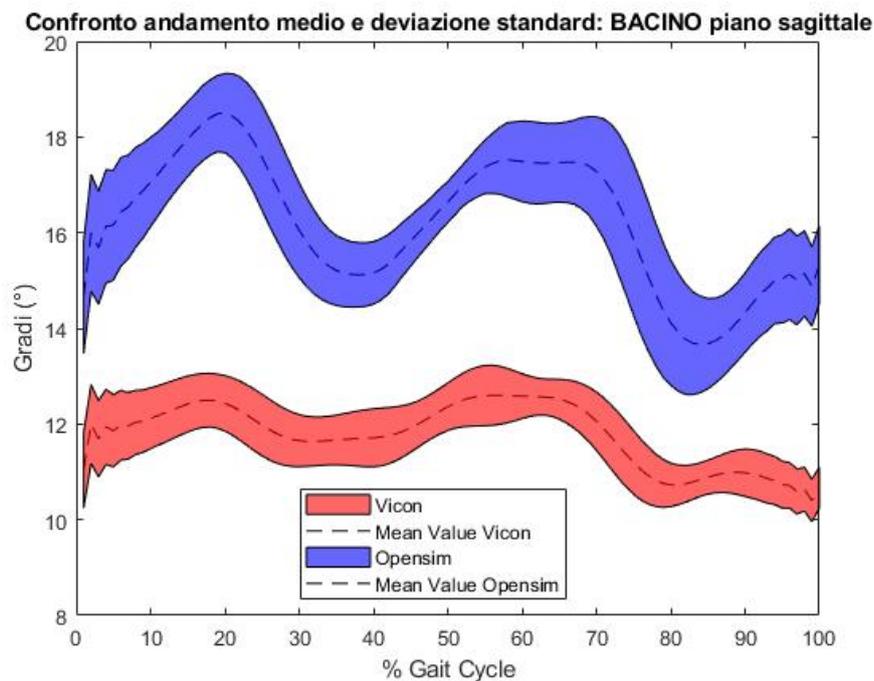


Fig. 5.9: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione del bacino

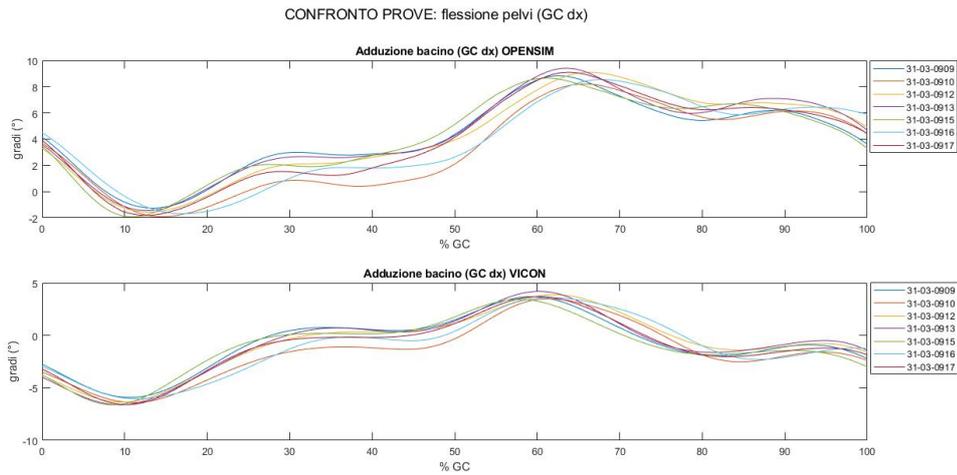


Fig. 5.10: Confronto risultati cinematica inversa: adduzione bacino

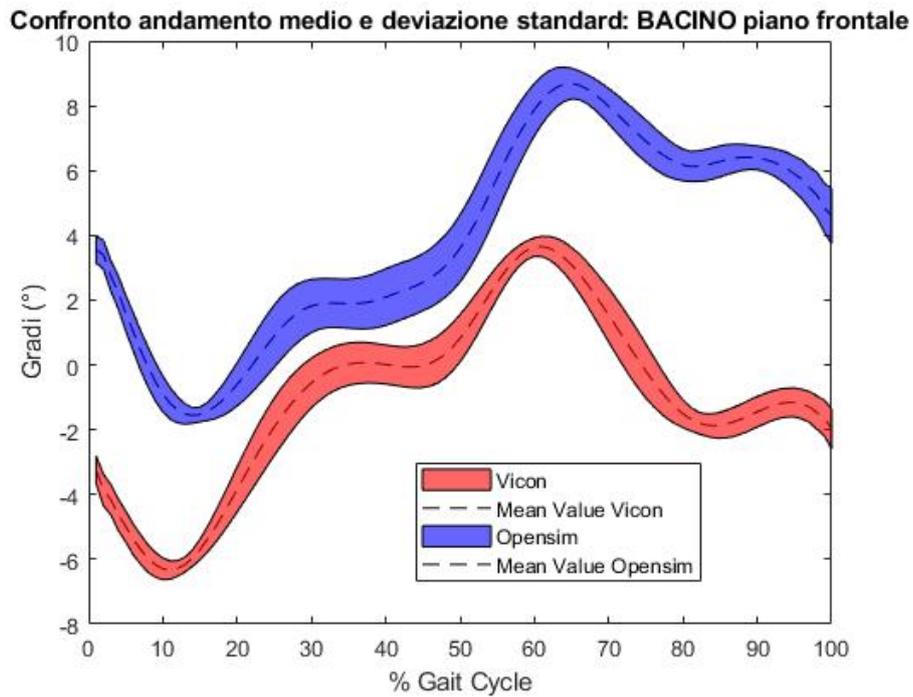


Fig. 5.11: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione del bacino

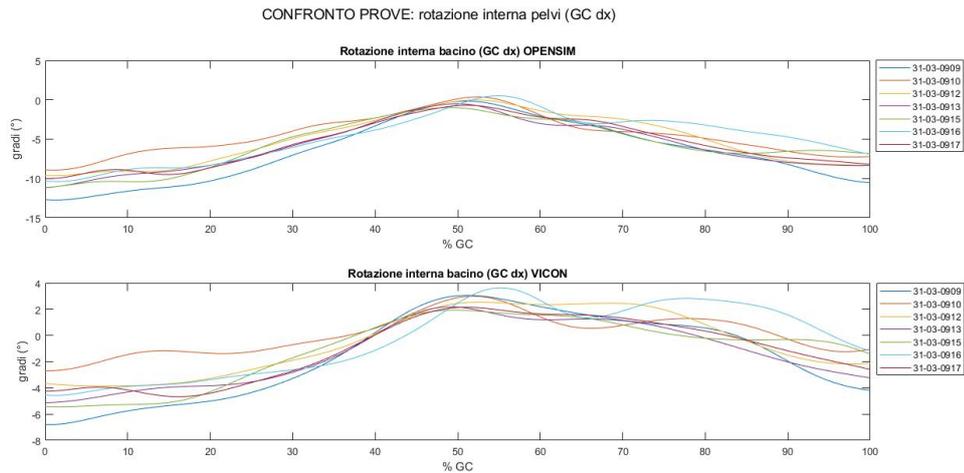


Fig. 5.12: Confronto risultati cinematica inversa: rotazione interna bacino

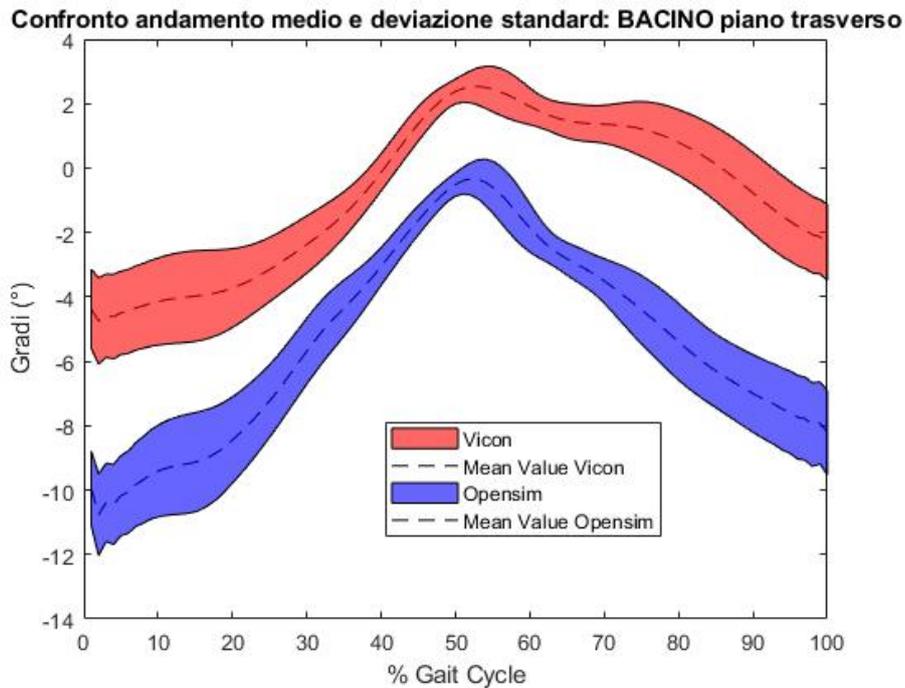


Fig. 5.13: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna del bacino

Dal confronto degli andamenti sull'articolazione di bacino nei tre piani anatomici si nota una certa corrispondenza tra i due andamenti anche se affetti da una certa traslazione. Nonostante aver corretto l'offset sul piano sagittale, comunque gli andamenti non sono perfettamente sovrapponibili.

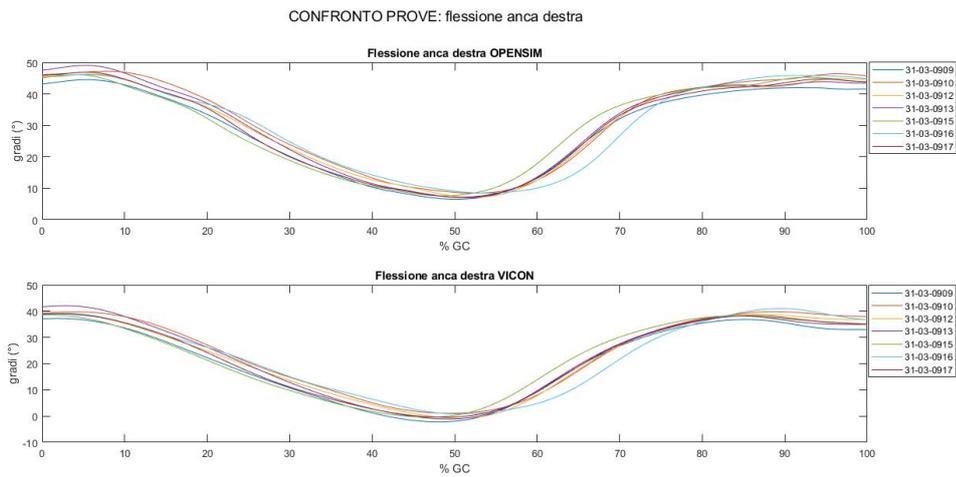


Fig. 5.14: Confronto risultati cinematica inversa: flessione anca destra

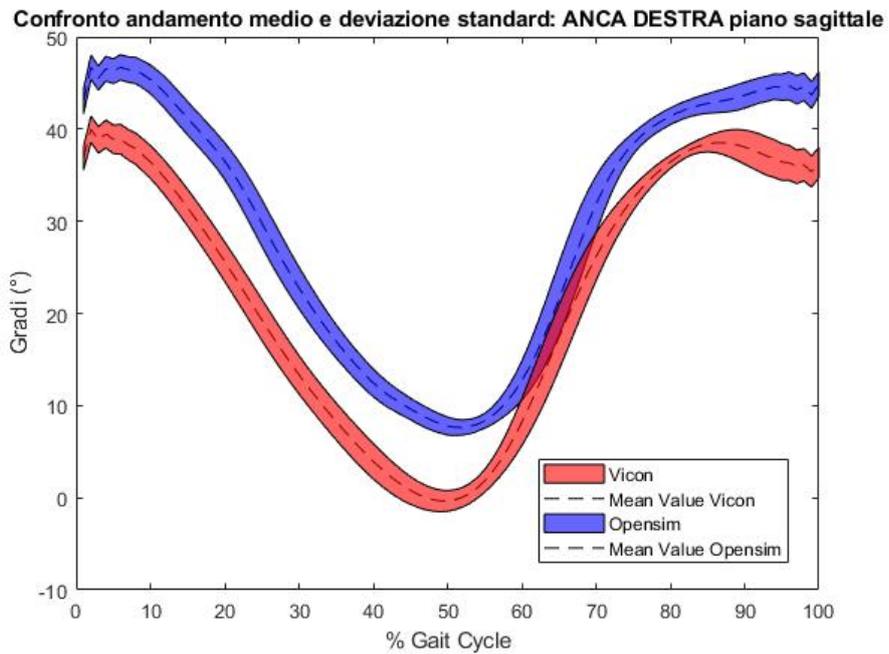


Fig. 5.15: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione anca destra

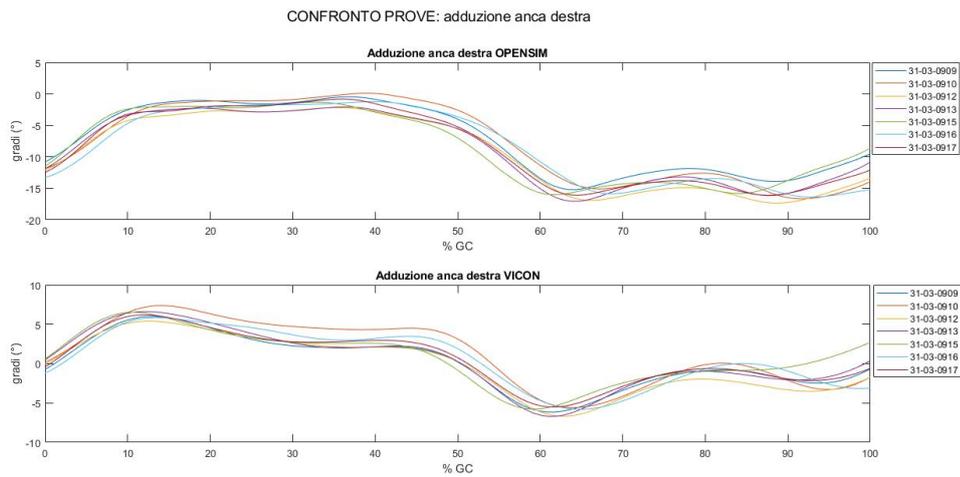


Fig. 5.16: Confronto risultati cinematica inversa: adduzione anca destra

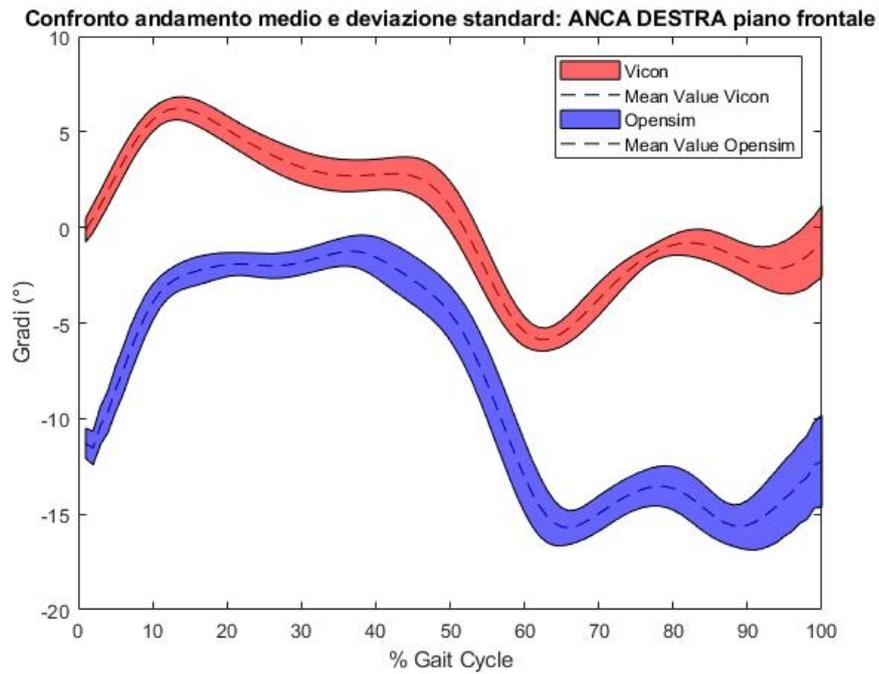


Fig. 5.17: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione anca destra

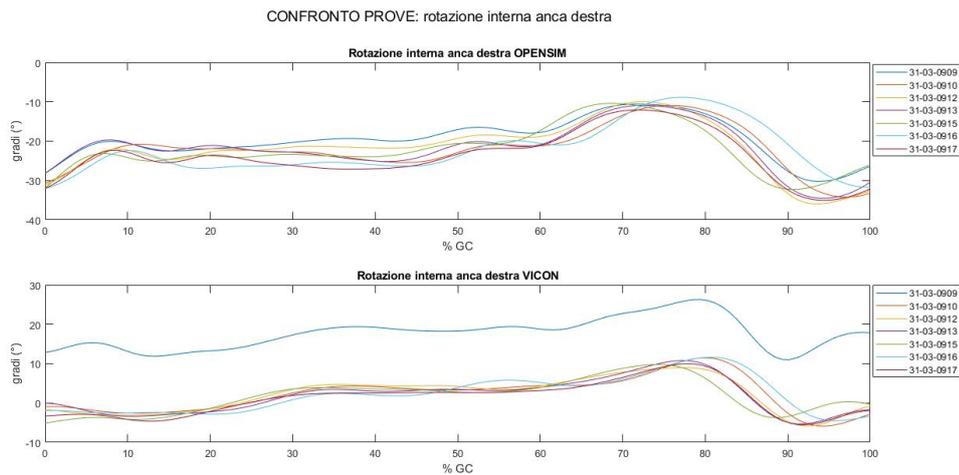


Fig. 5.18: Confronto risultati cinematica inversa: rotazione interna anca destra

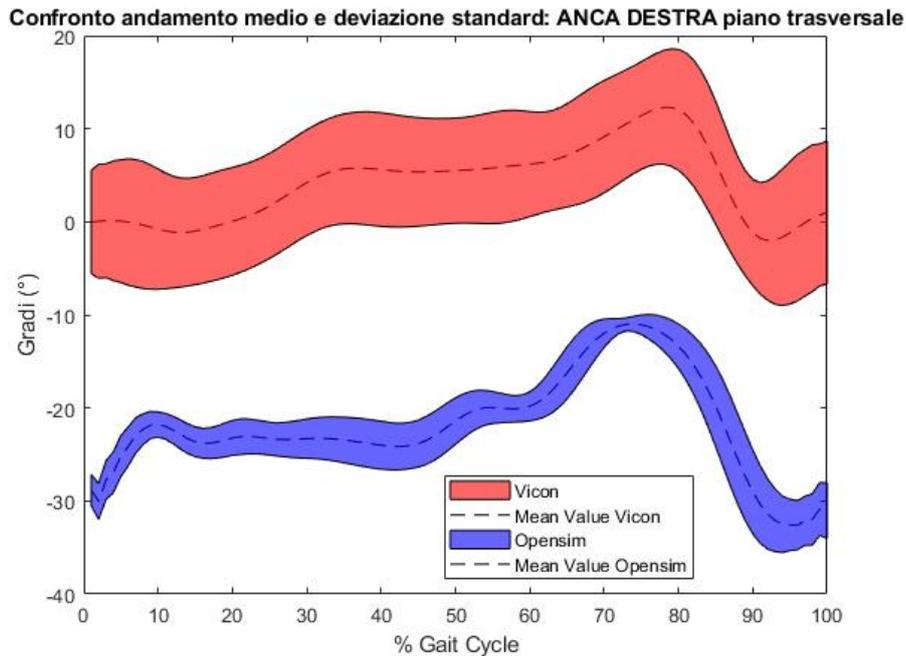


Fig. 5.19: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna anca destra

Per quanto riguarda i risultati sull'anca destra si nota che sul piano sagittale i risultati sono molto buoni; mentre sugli altri piani anatomici i risultati peggiorano, soprattutto sul piano trasverso. Questa differenza tra il piano sagittale e gli altri piani è confermata anche dalla letteratura, dove si specifica che il piano frontale e il piano trasverso sono più soggetti a errori [5]. Per quanto riguarda l'offset impostato seguendo le direttive della guida del programma in realtà non sembra migliorare l'andamento, è presente comunque una piccola traslazione tra i due andamenti.

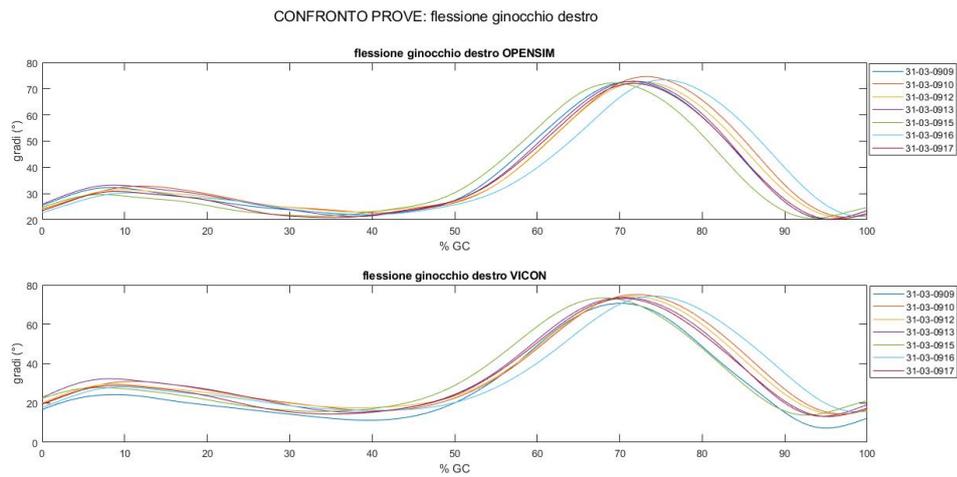


Fig. 5.20: Confronto risultati cinematica inversa: flessione ginocchio destro

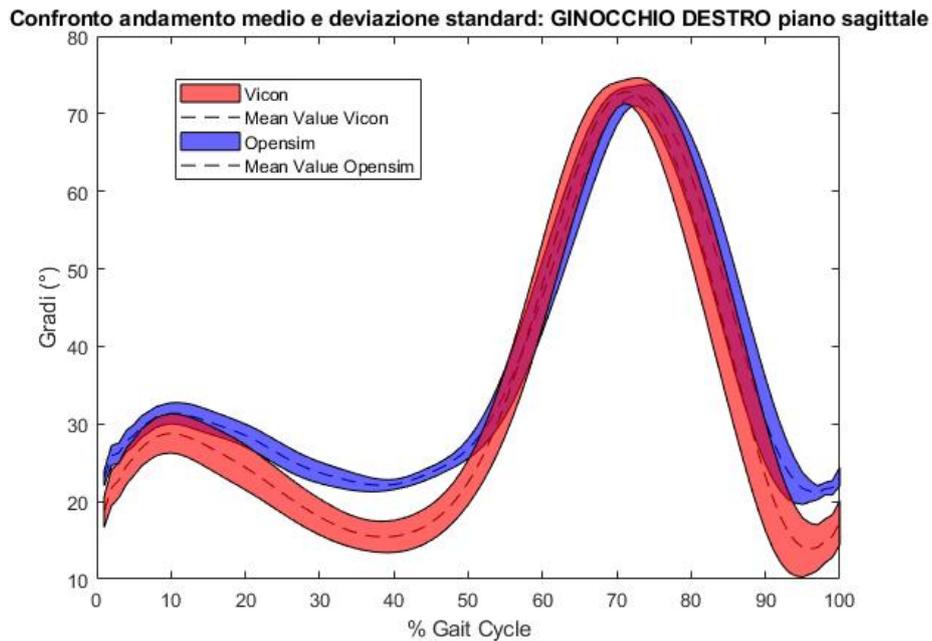


Fig. 5.21: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna anca destra

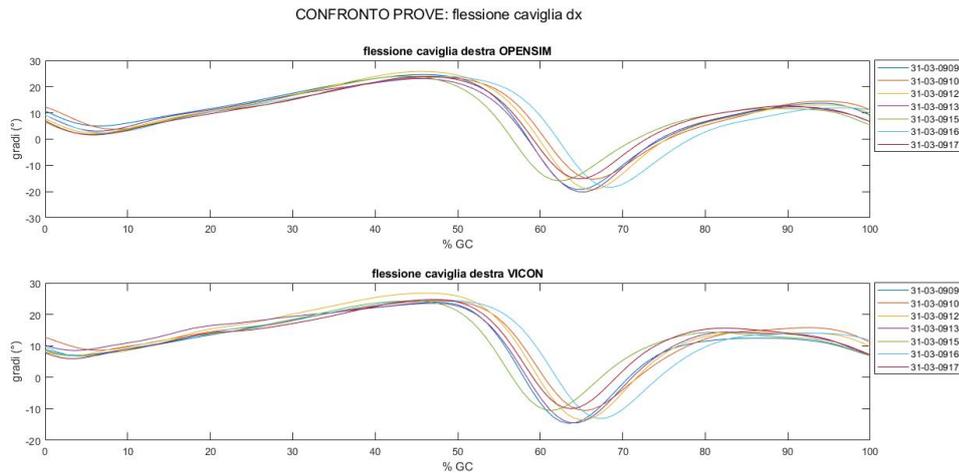


Fig. 5.22: Confronto risultati cinematica inversa: flessione caviglia destra

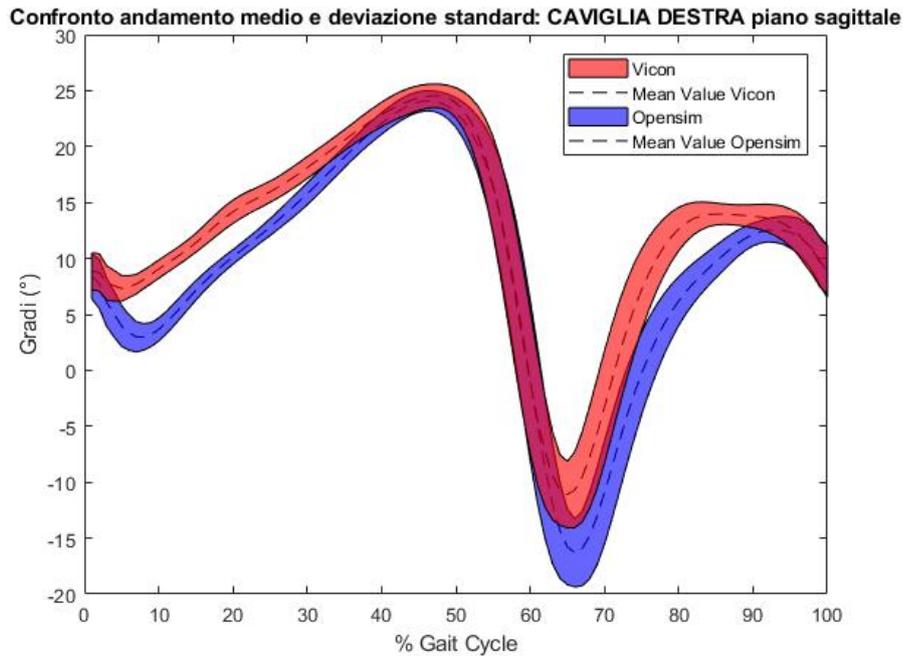


Fig. 5.23: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione caviglia destra

Per quanto riguarda le articolazioni di ginocchio e di caviglia, gli andamenti hanno una buona corrispondenza, senza la presenza di traslazioni.

5.2.2 Risultati cinematica inversa soggetto 2

Si riportano i risultati della cinematica inversa con la stessa logica utilizzata per il soggetto 1. In questo caso, si ha a disposizione il ciclo del passo per entrambi gli arti, vengono riportati gli angoli articolari per entrambi gli arti.

Si imposta anche in questo caso un offset pari a 12° sia per la flessione del bacino che per la flessione dell'anca, come spiegato per il soggetto 1.

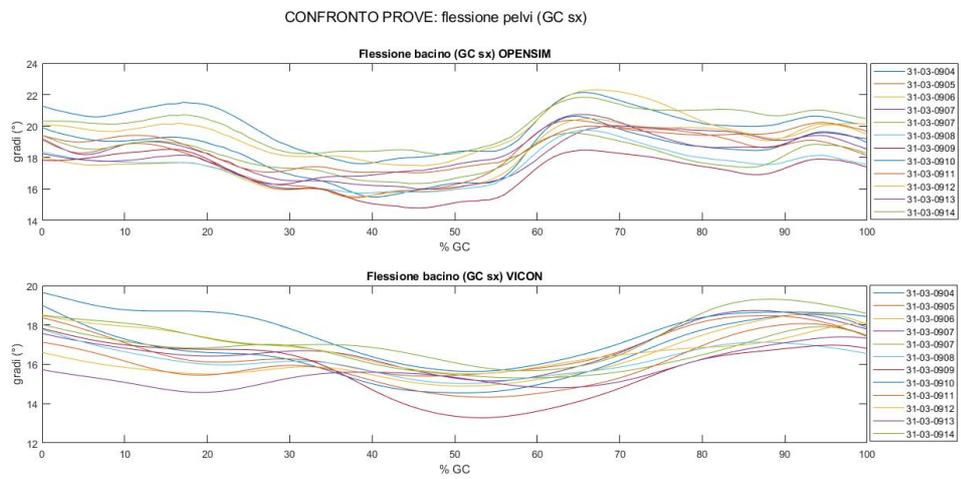


Fig. 5.24: Confronto risultati cinematica inversa: flessione bacino

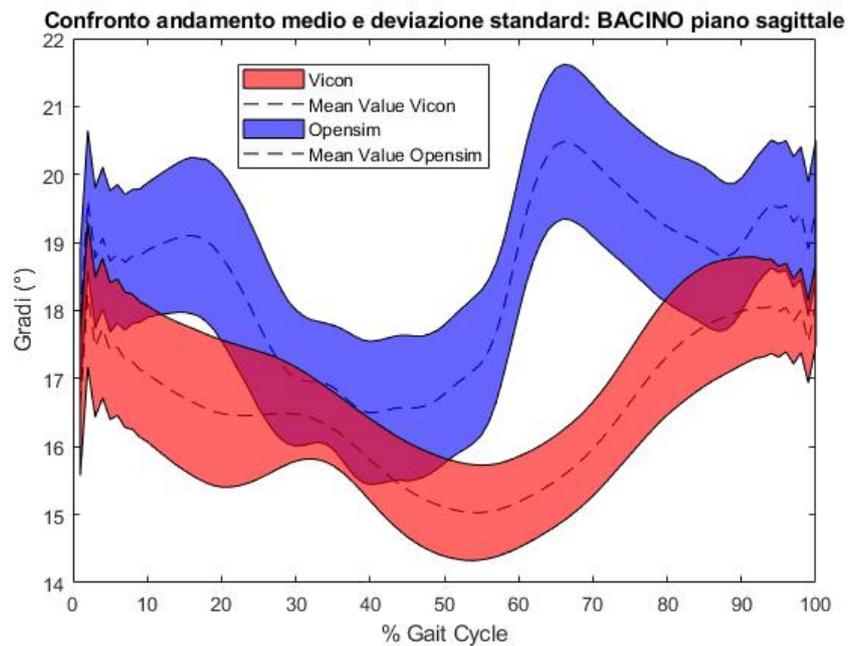


Fig. 5.25: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione bacino

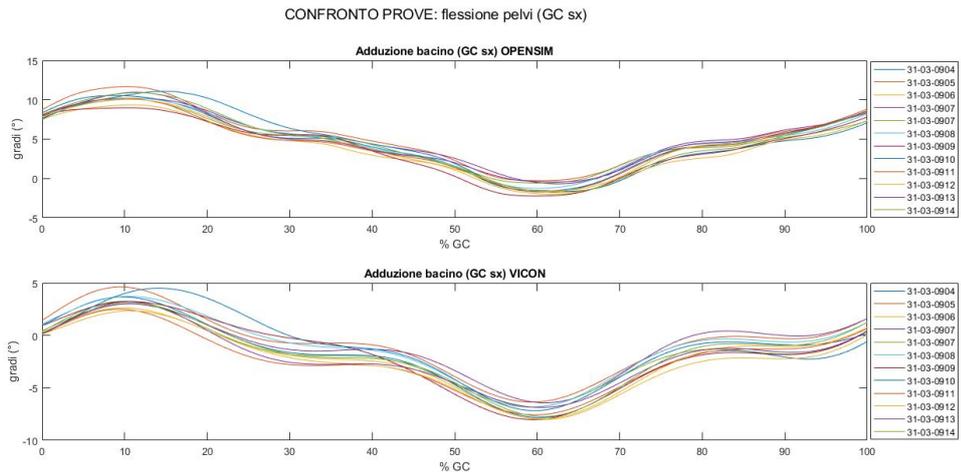


Fig. 5.26: Confronto risultati cinematica inversa: adduzione bacino

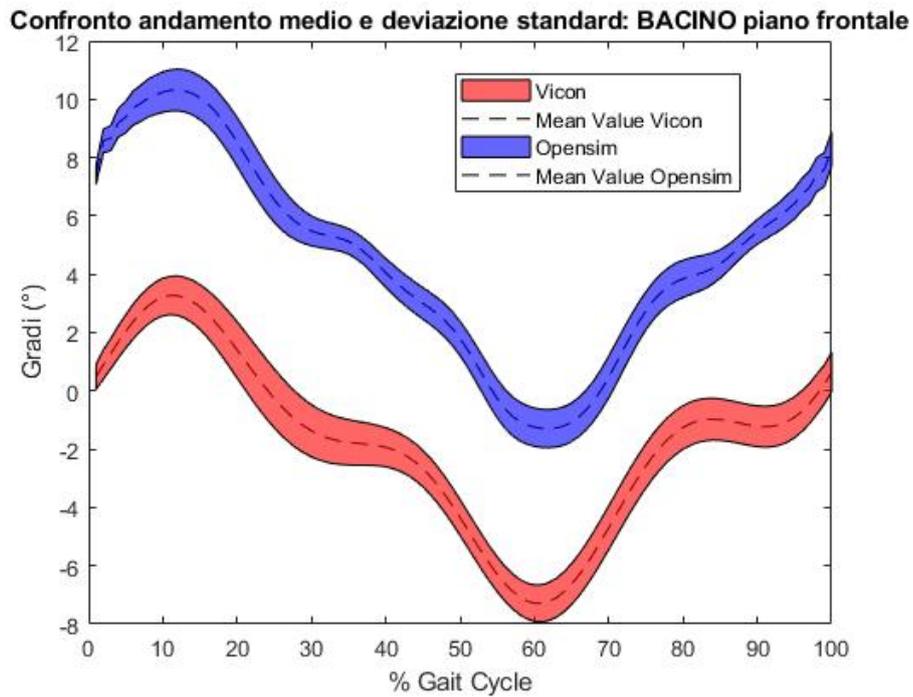


Fig. 5.27: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione bacino

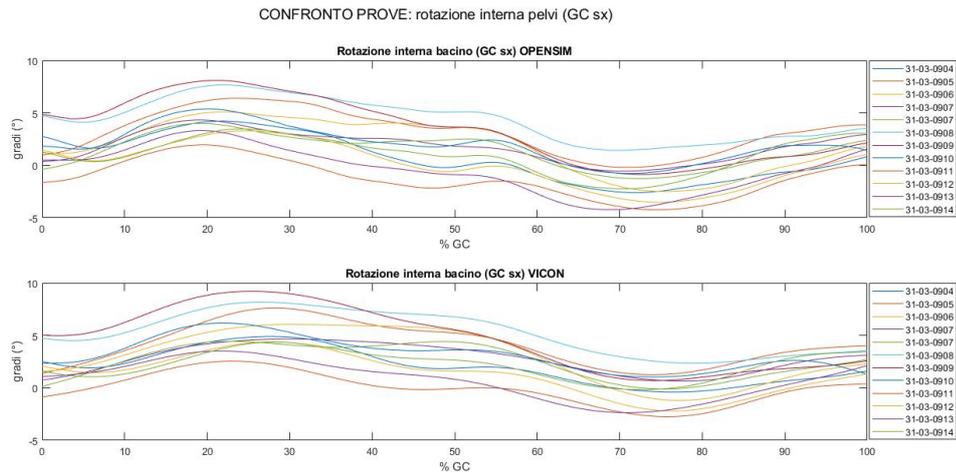


Fig. 5.28: Confronto risultati cinematica inversa: rotazione interna bacino

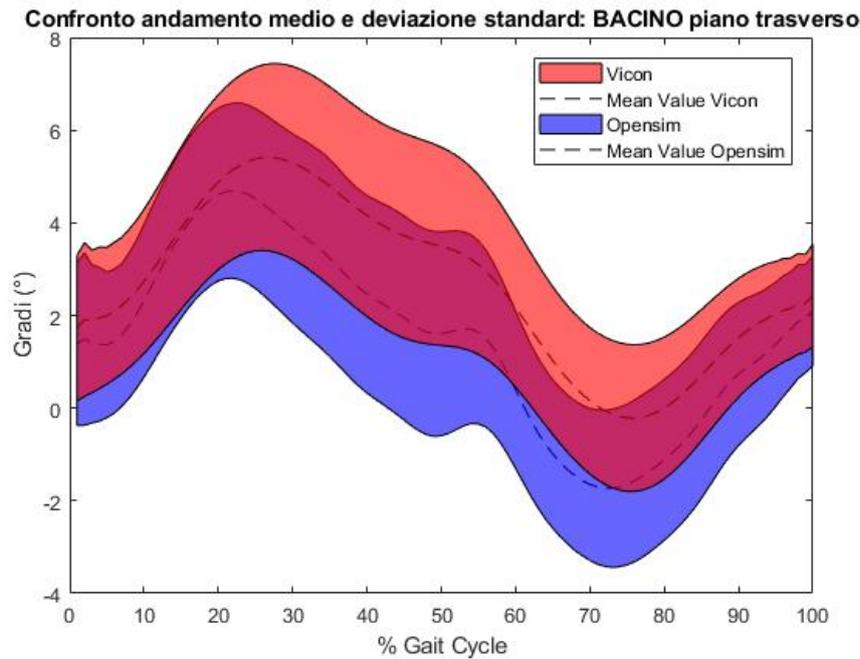


Fig. 5.29: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna bacino

A differenza del soggetto 1, i risultati sul piano sagittale sono peggiori, mentre per gli altri due piani c'è maggior corrispondenza, sempre accompagnata dalla presenza di traslazioni. Per quanto riguarda la flessione del bacino, in questo caso, più che per il caso precedente, l'impostazione dell'offset fa sì che si riduca moltissimo la traslazione tra i due andamenti, tuttavia non c'è piena corrispondenza tra essi. Per il piano trasversale i risultati sono abbastanza buoni anche se la deviazione standard, se si guardano gli andamenti medi, è abbastanza ampia.

Gli angoli articolari del bacino sono riferiti al ciclo del passo dell'arto sinistro.

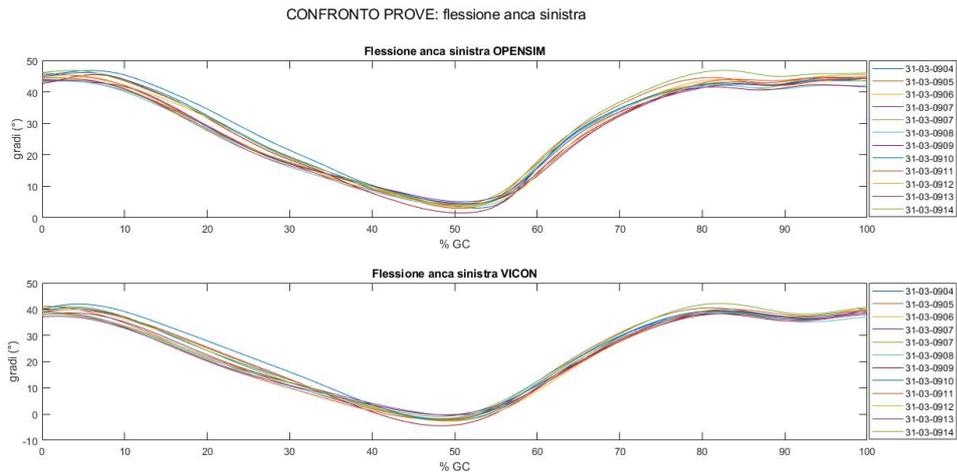


Fig. 5.30: Confronto risultati cinematica inversa: flessione anca sinistra

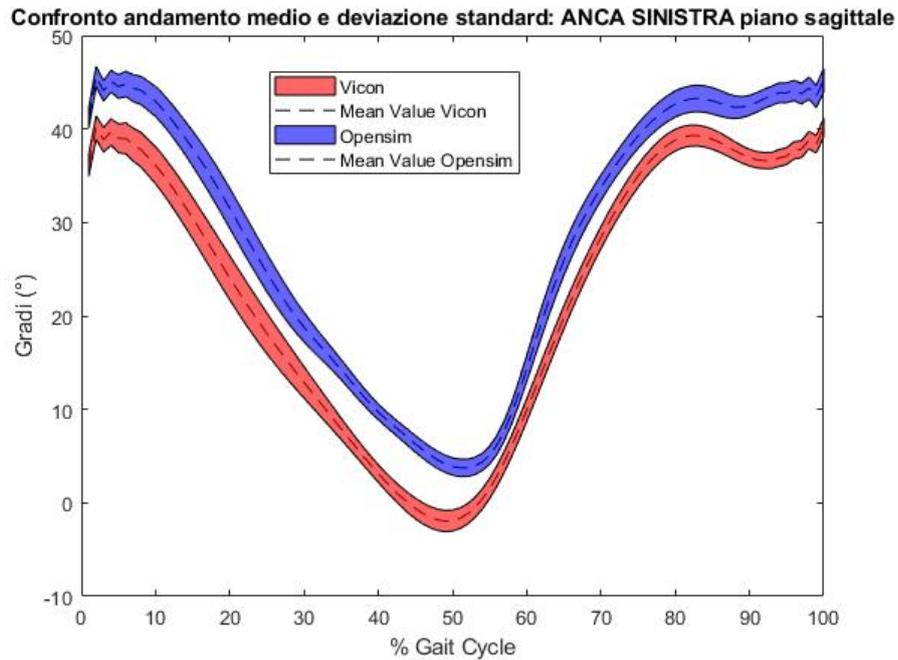


Fig. 5.31: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione anca sinistra

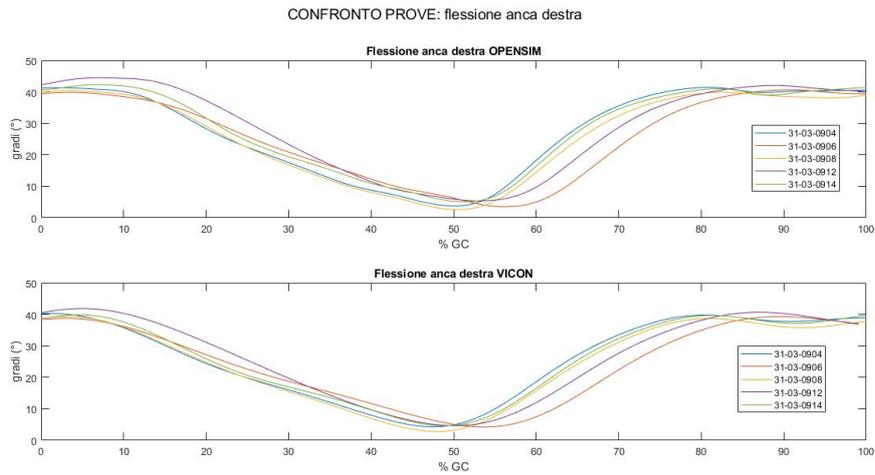


Fig. 5.32: Confronto risultati cinematica inversa: flessione anca destra

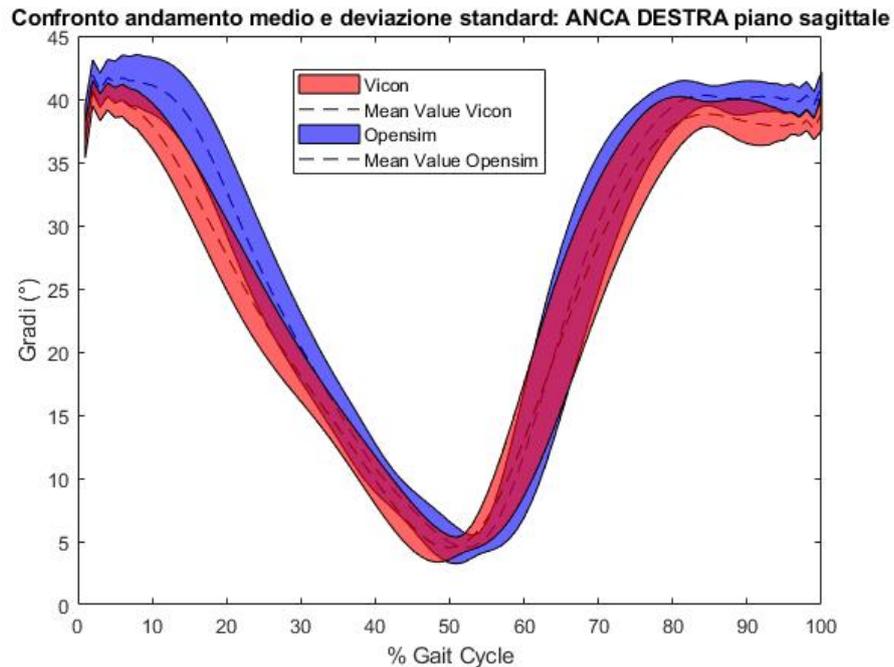


Fig. 5.33: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione anca destra

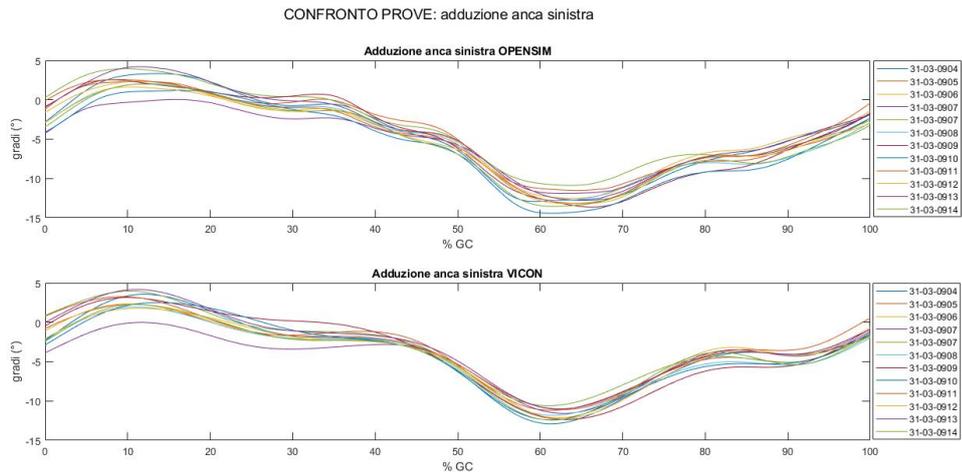


Fig. 5.34: Confronto risultati cinematica inversa: adduzione anca sinistra

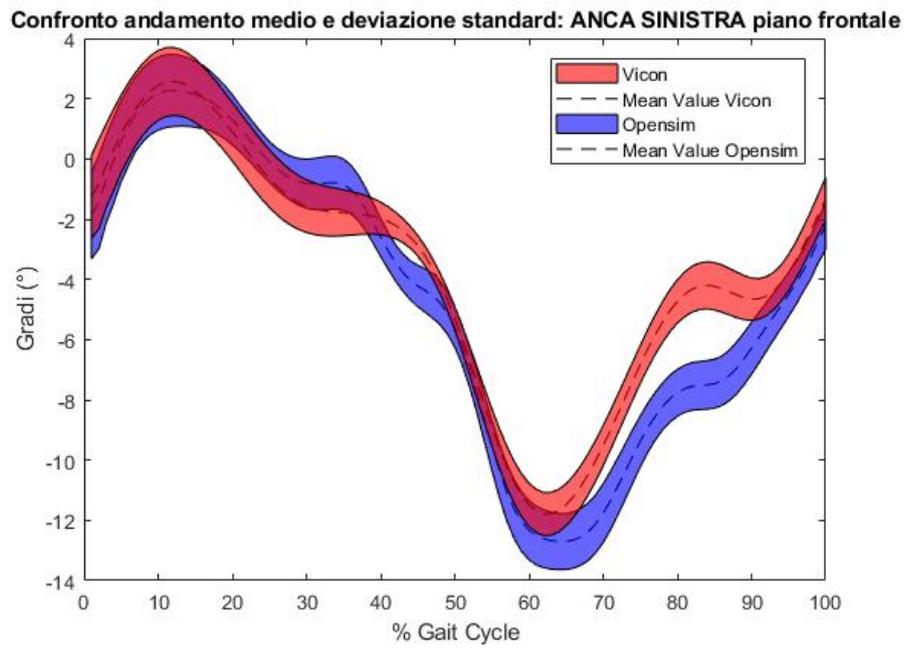


Fig. 5.35: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione anca sinistra

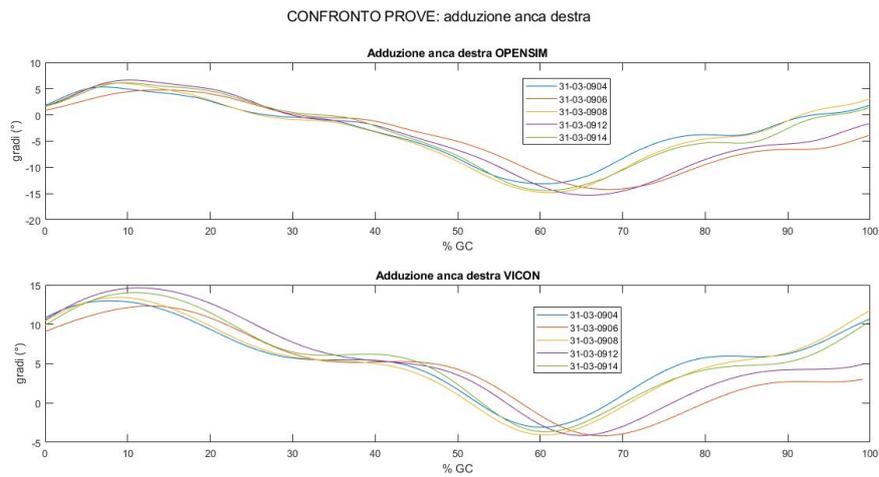


Fig. 5.36: Confronto risultati della cinematica inversa: adduzione anca destra

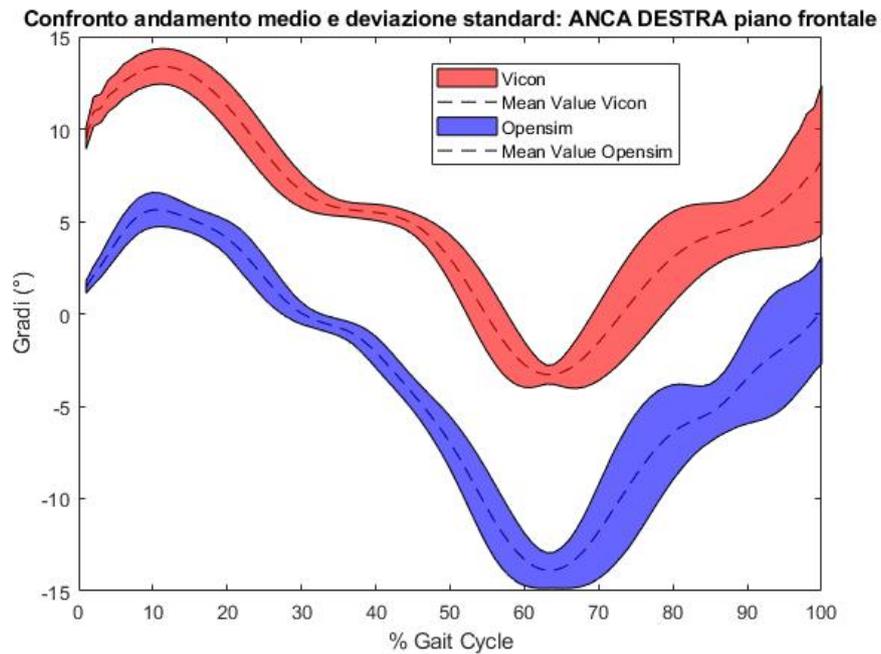


Fig. 5.37: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione anca destra

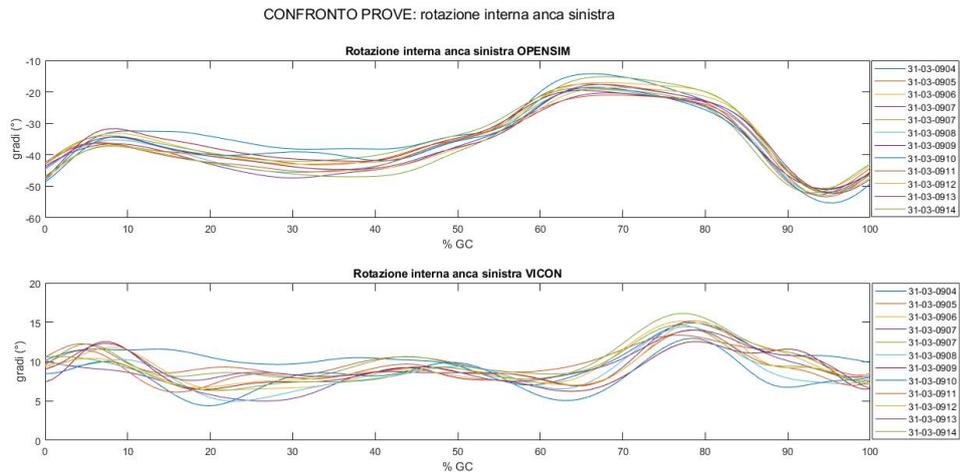


Fig. 5.38: Confronto risultati cinematica inversa: rotazione interna anca sinistra

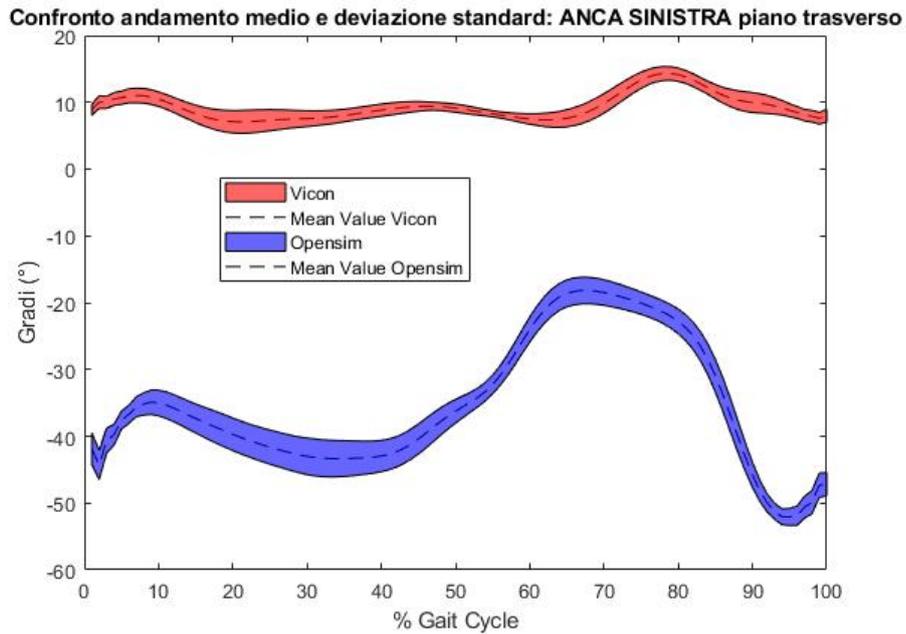


Fig. 5.39: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna anca sinistra

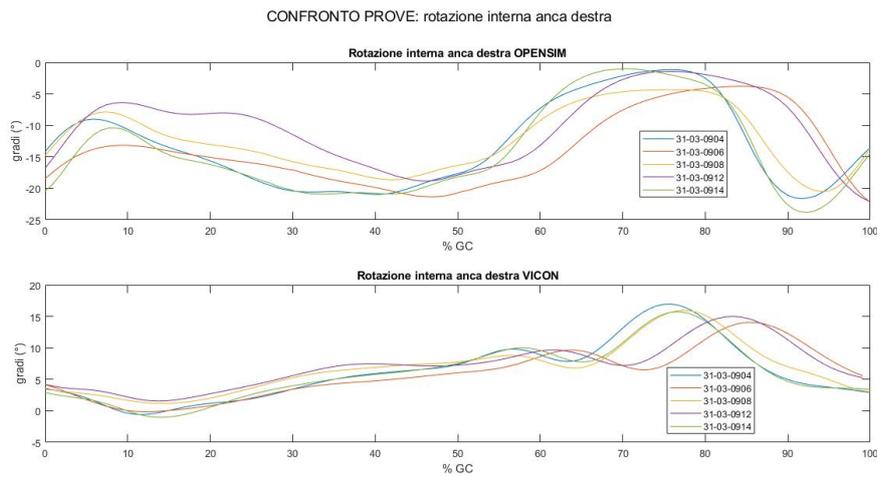


Fig. 5.40: Confronto risultati della cinematica inversa: rotazione interna anca destra

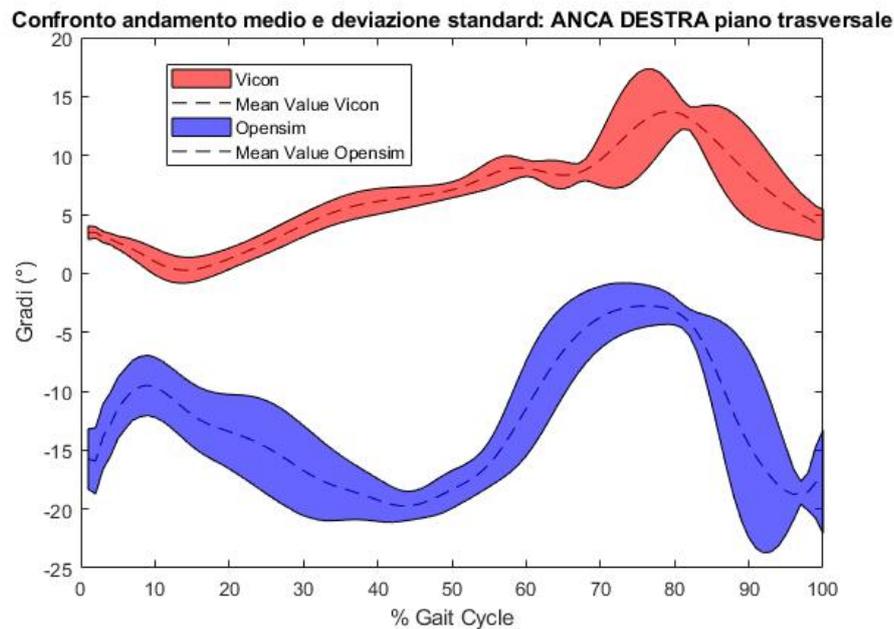


Fig. 5.41: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna anca destra

I risultati sull'articolazione di anca sono paragonabili a quelli del soggetto 1, si ha una buona aderenza tra i due andamenti sul piano sagittale, sia per arto destro che sinistro, poi si va a peggiorare, soprattutto per quanto riguarda il piano trasverso. Per quanto riguarda la correzione dell'offset sul piano sagittale è particolarmente efficace per l'andamento dell'anca destra, dove si nota che la traslazione è praticamente nulla, mentre per quanto riguarda l'anca sinistra è comunque presente.

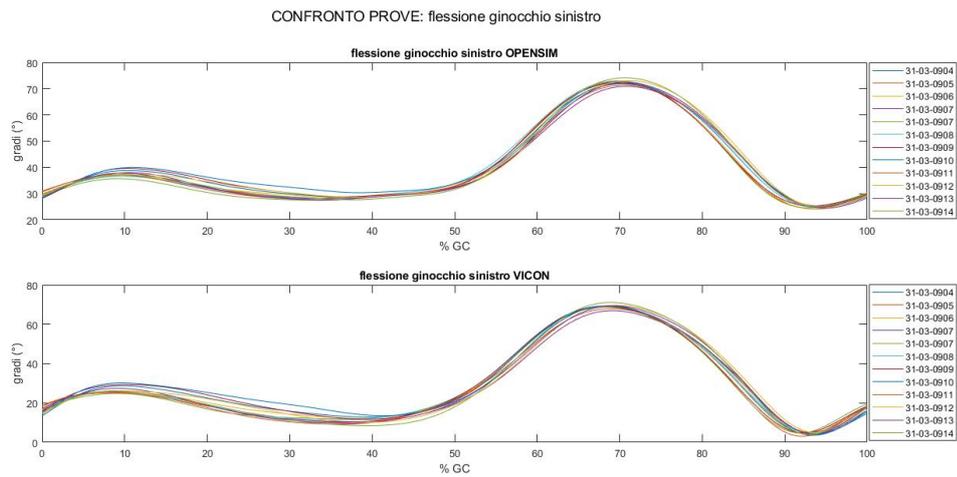


Fig. 5.42: Confronto risultati cinematica inversa: flessione ginocchio sinistro

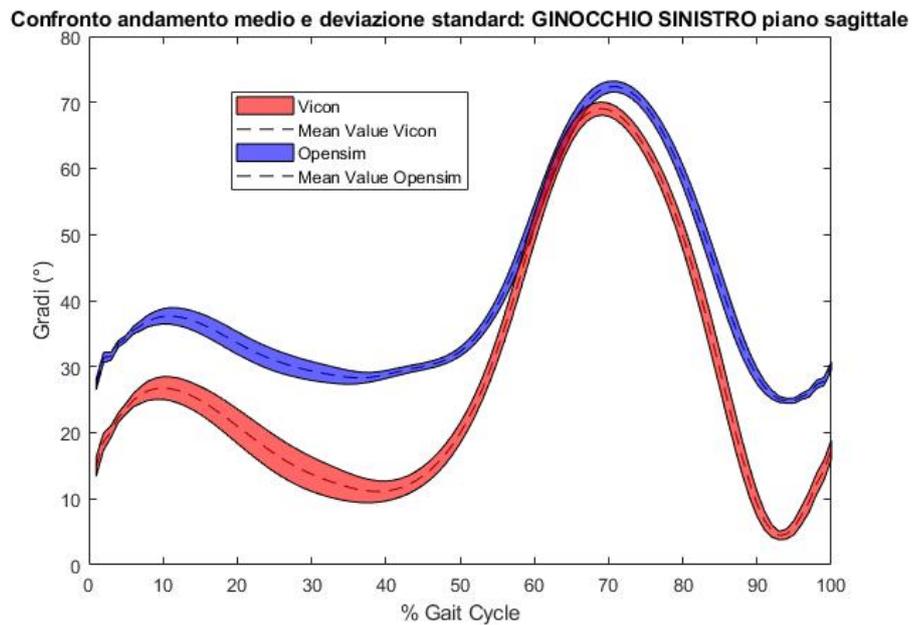


Fig. 5.43: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione ginocchio sinistro

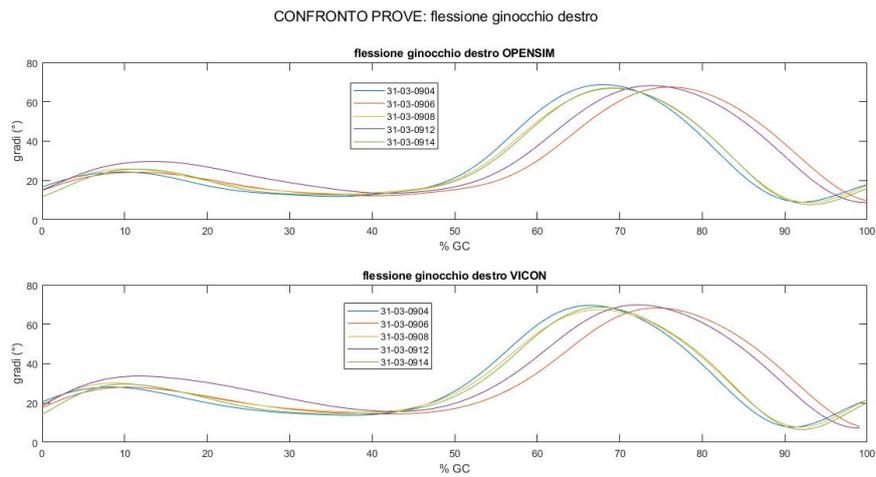


Fig. 5.44: Confronto risultati cinematica inversa: flessione ginocchio destro

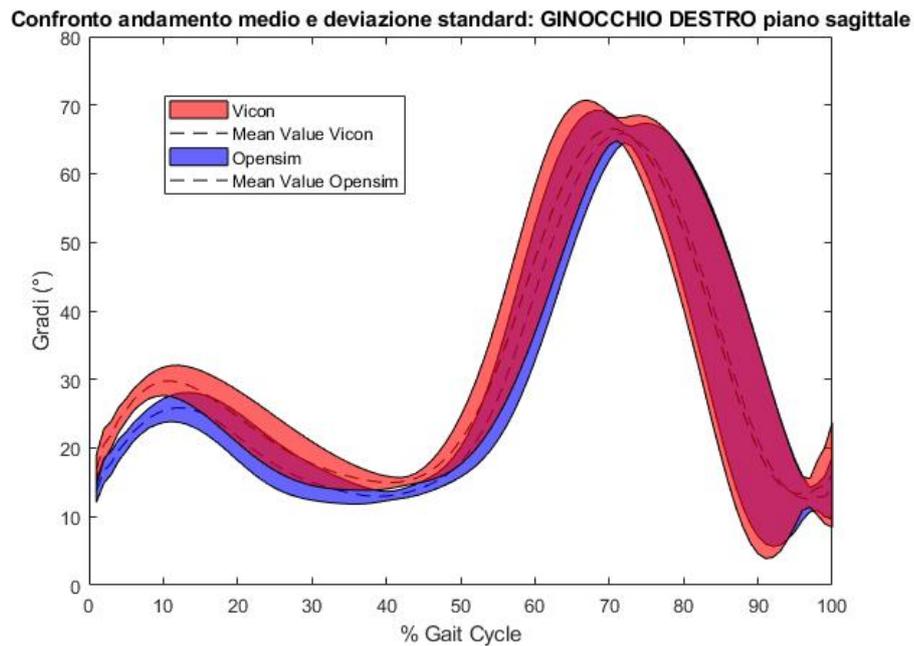


Fig. 5.45: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione ginocchio destro

Gli andamenti degli angoli articolari del ginocchio si rispecchiano nei due approcci, specialmente per quanto riguarda l'arto sinistro.

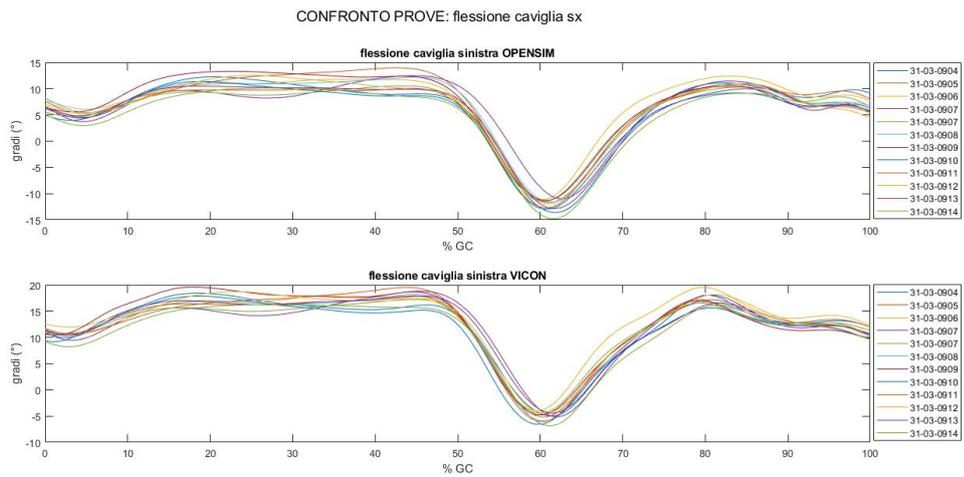


Fig. 5.46: Confronto risultati cinematica inversa: flessione caviglia sinistra

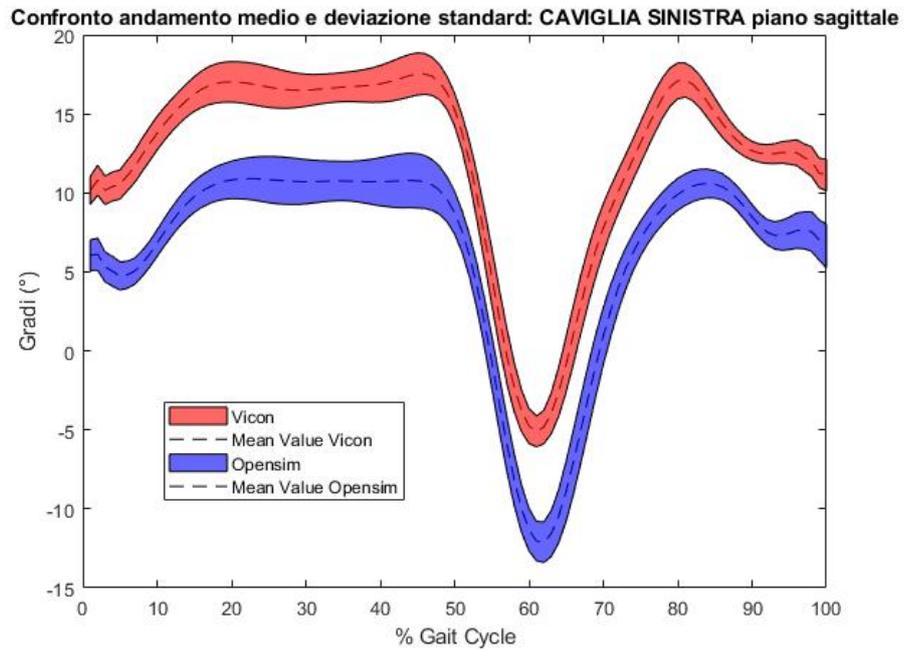


Fig. 5.47: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione caviglia sinistra

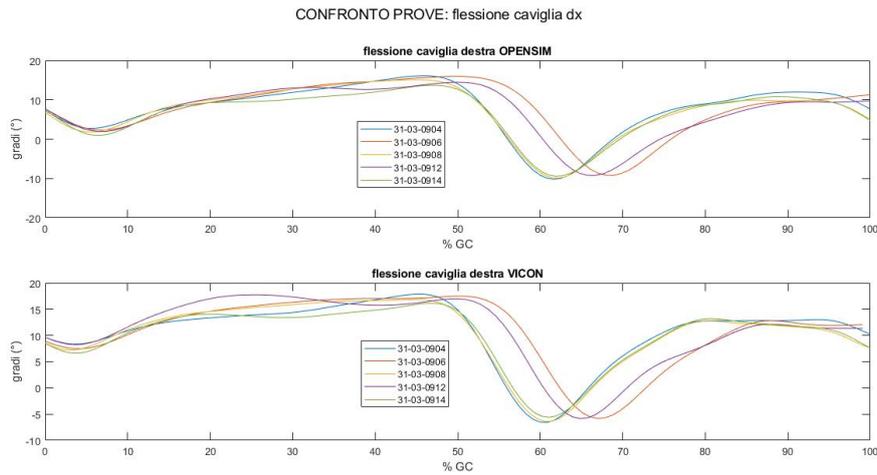


Fig. 5.48: Confronto risultati cinematica inversa: flessione caviglia destra

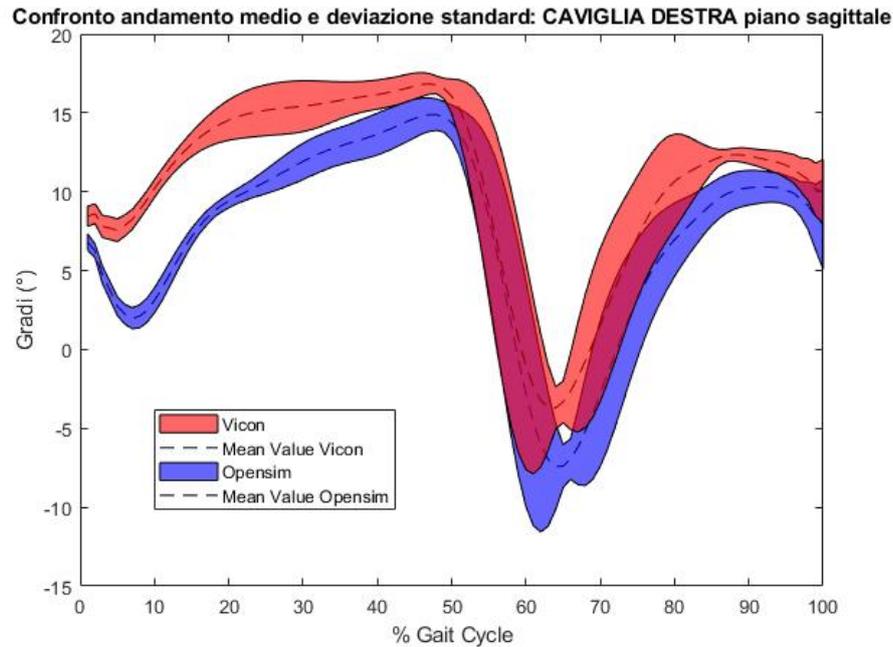


Fig. 5.49: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione caviglia destra

Per quanto riguarda i risultati della cinematica inversa dell'articolazione di caviglia gli andamenti sono abbastanza sovrapponibili, a meno di una traslazione nella caviglia sinistra.

5.2.3 Risultati cinematica inversa soggetto 3

Si riportano i risultati della cinematica inversa per il terzo soggetto, avendo a disposizione il ciclo completo solo per l'arto destro, si riportano i risultati solo per quest'ultimo arto.

Come per i due soggetti precedenti, anche in questo caso si applica l'offset di 12° sulla flessione del bacino e sulla flessione di anca.

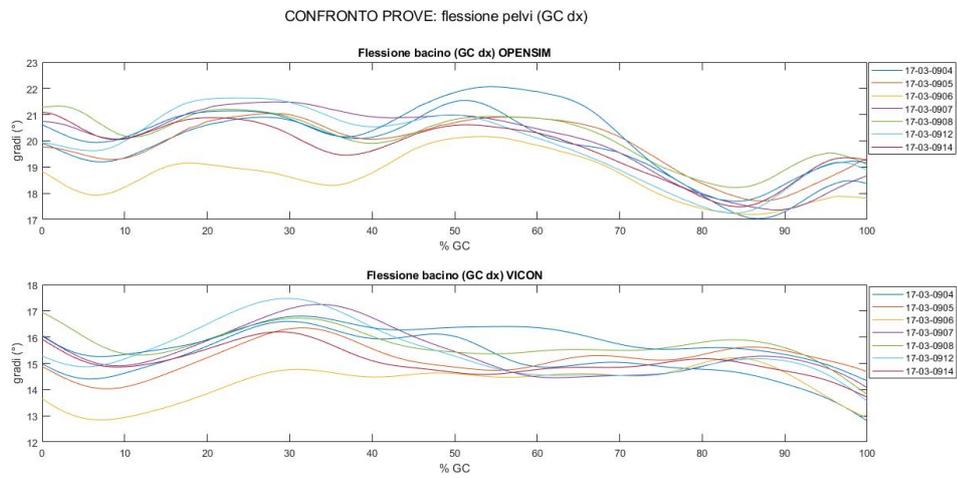


Fig. 5.50: Confronto risultati cinematica inversa: flessione bacino

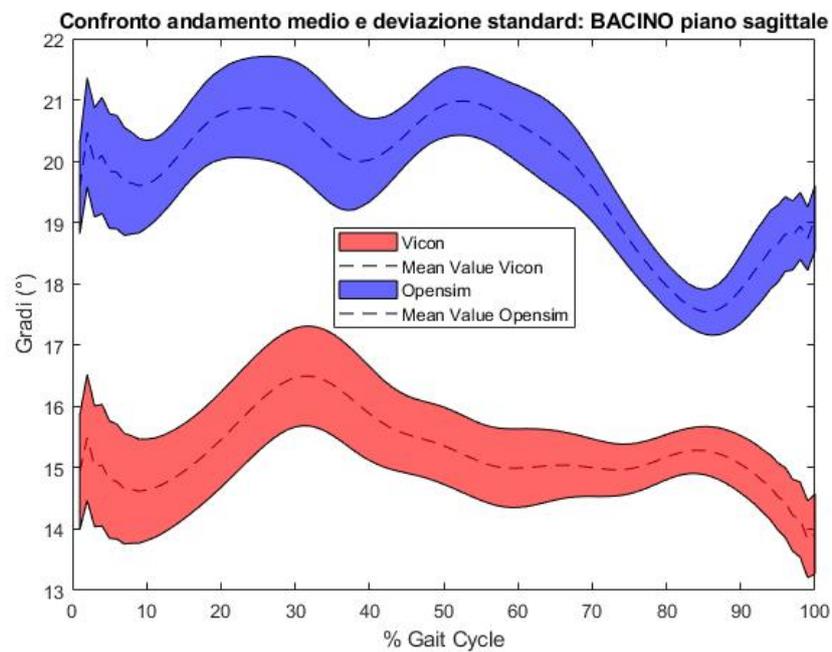


Fig. 5.51: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione bacino

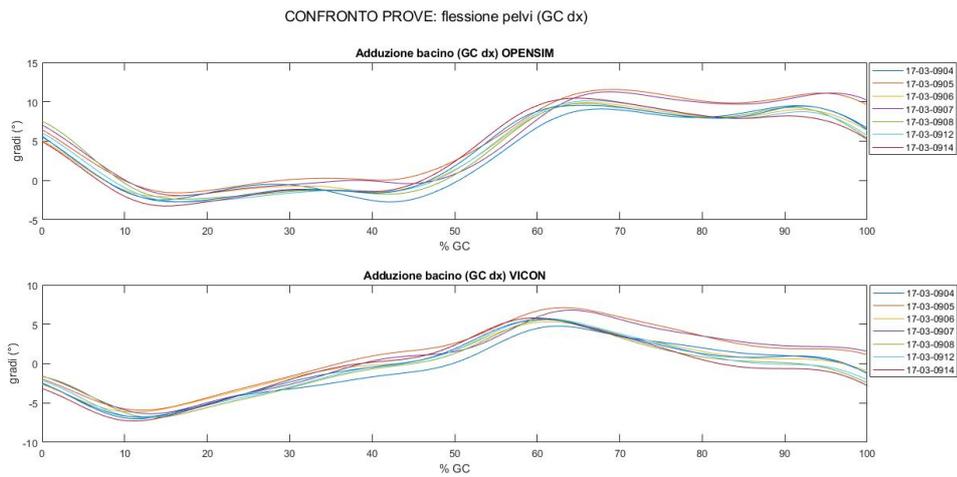


Fig. 5.52: Confronto risultati cinematica inversa: adduzione bacino

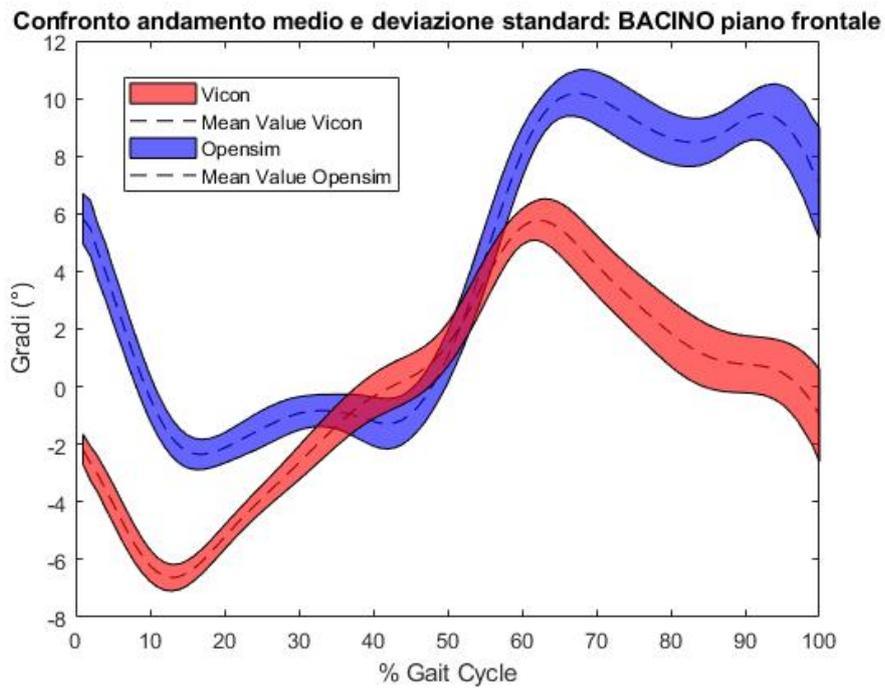


Fig. 5.53: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione bacino

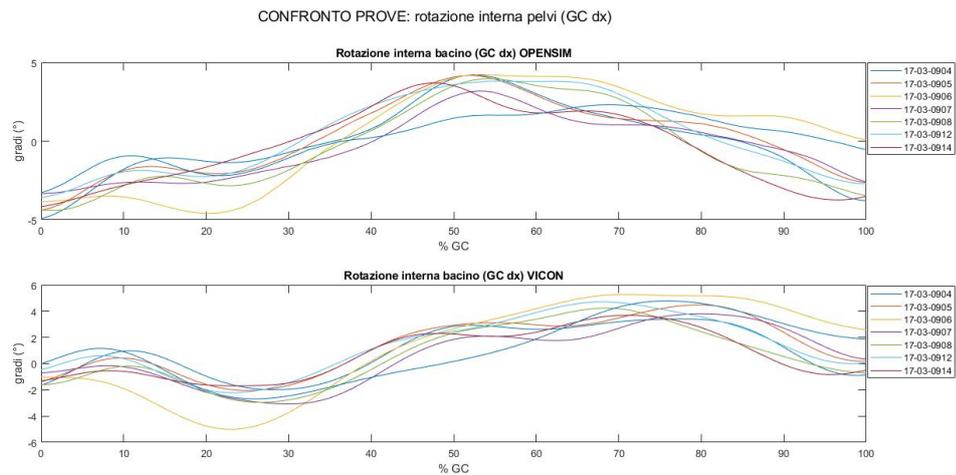


Fig. 5.54: Confronto risultati cinematica inversa: rotazione interna bacino

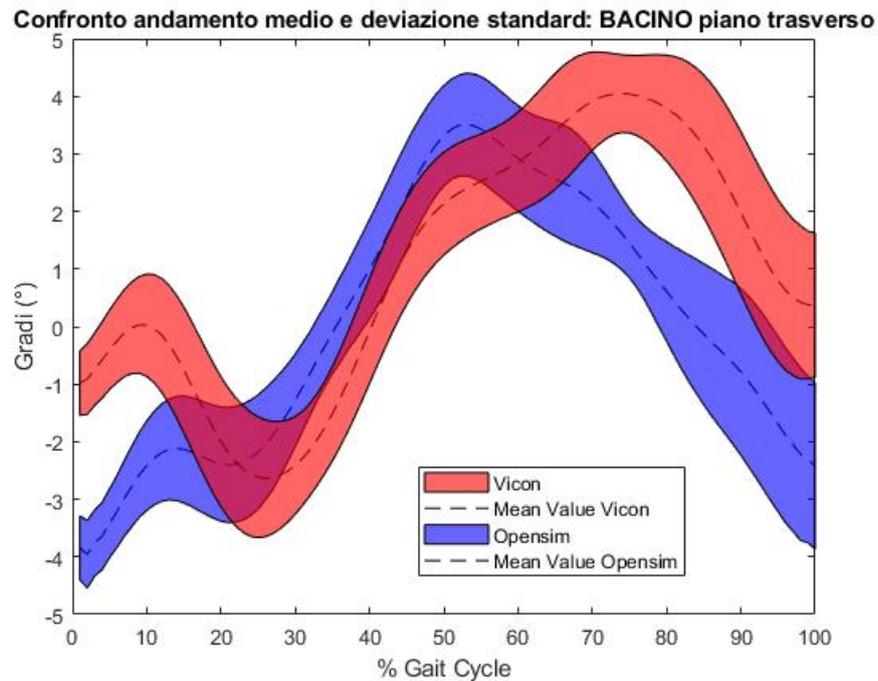


Fig. 5.55: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna bacino

I risultati sull'articolazione del bacino non sono ottimi in nessuno dei tre piani anatomici; non c'è un'evidente corrispondenza tra i due andamenti, inoltre sono presenti traslazioni, anche nel piano sagittale, nonostante la correzione di 12° .

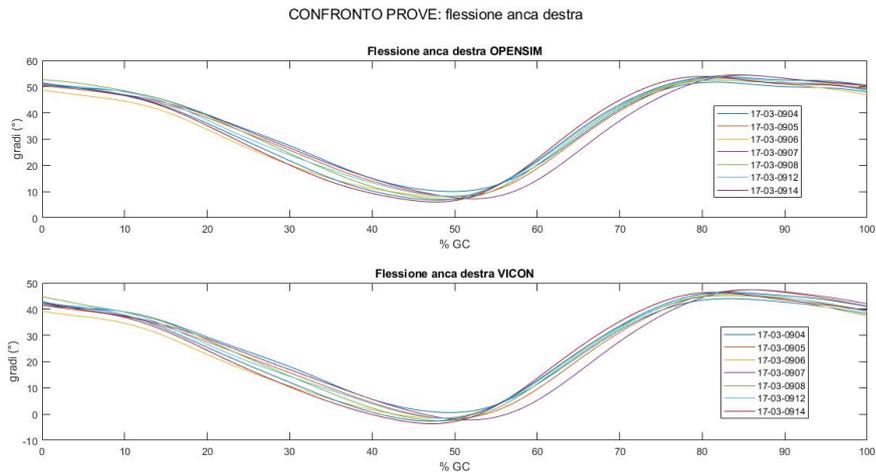


Fig. 5.56: Confronto risultati cinematica inversa: flessione anca destra

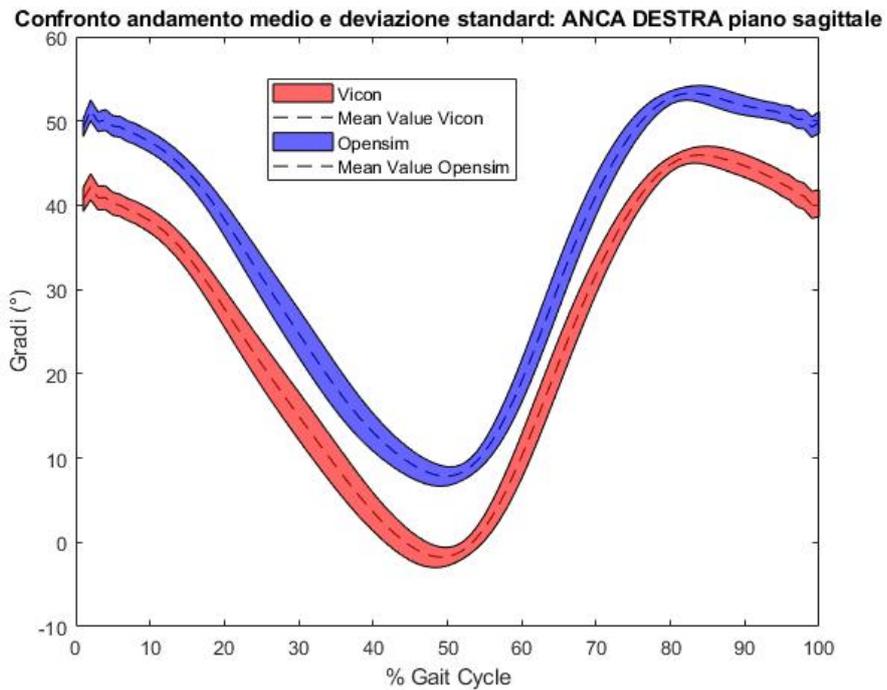


Fig. 5.57: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione anca destra

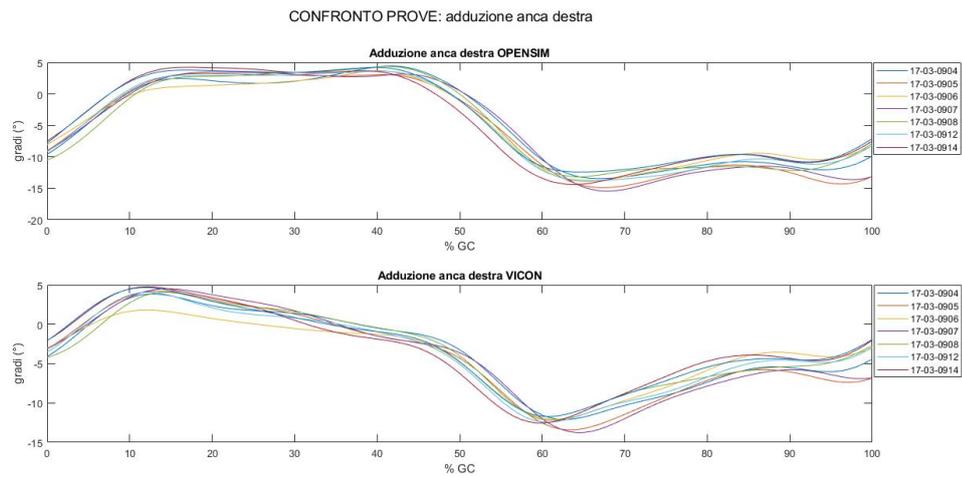


Fig. 5.58: Confronto risultati cinematica inversa: adduzione anca destra

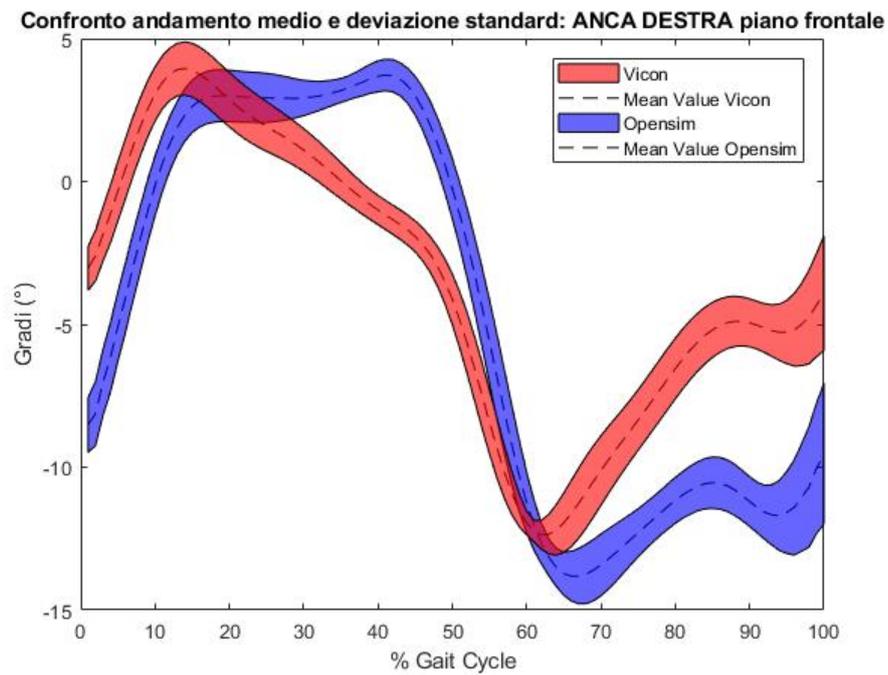


Fig. 5.59: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione anca destra

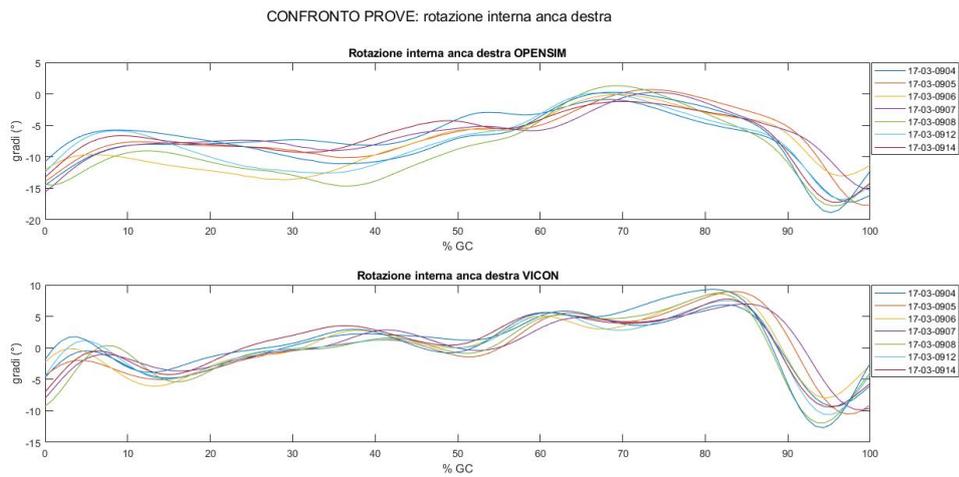


Fig. 5.60: Confronto risultati cinematica inversa: rotazione interna anca destra

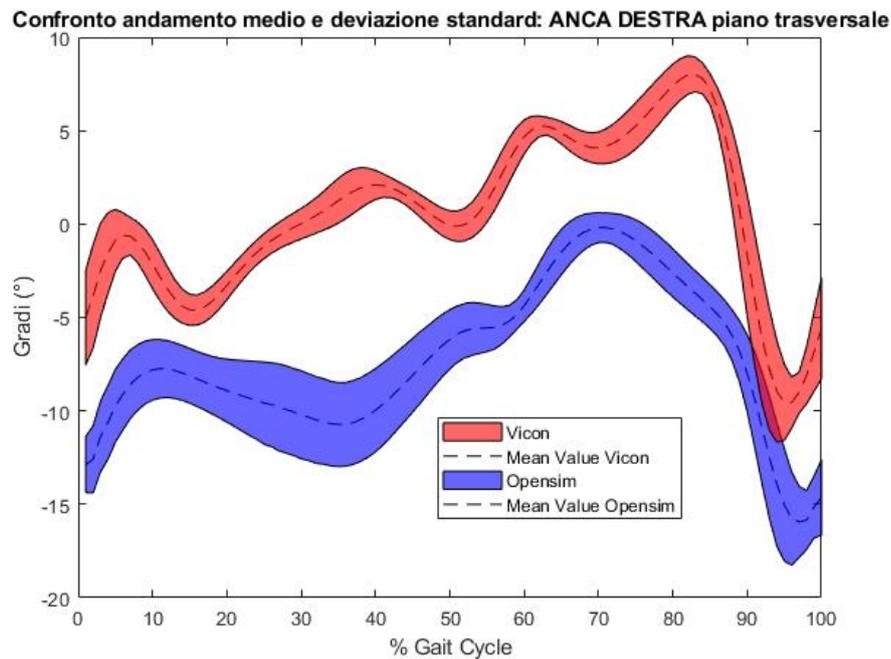


Fig. 5.61: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna anca destra

A parte sul piano sagittale, dove gli andamenti hanno una buona corrispondenza, sugli altri piani gli andamenti non si corrispondono perfettamente. L'offset impostato sul piano sagittale comunque sembra peggiorare la traslazione, immaginando di non aggiungere i 12° la traslazione sarebbe nulla.

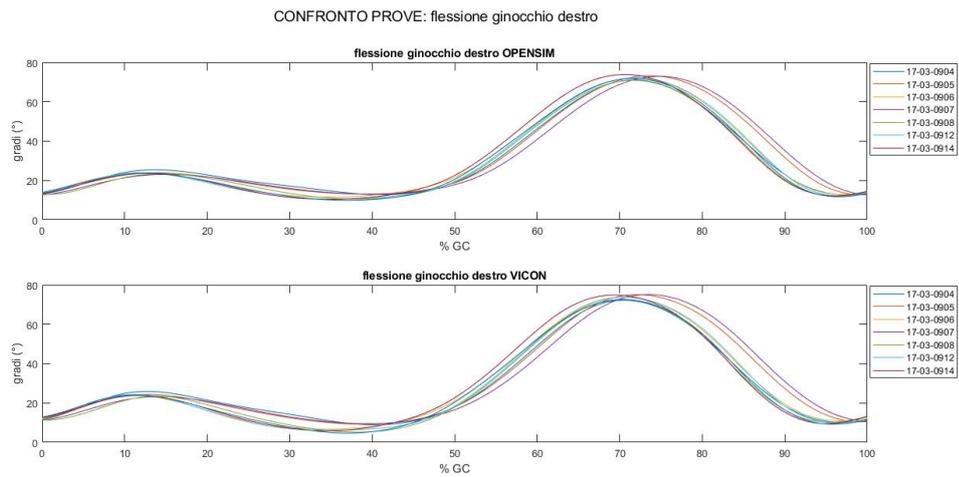


Fig. 5.62: Confronto risultati cinematica inversa: flessione ginocchio destro

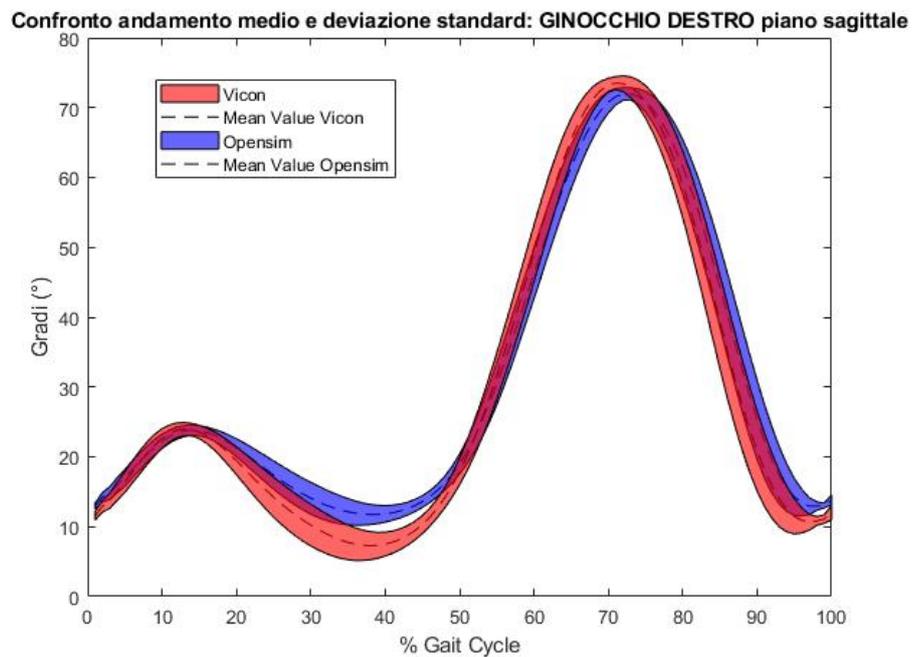


Fig. 5.63: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione ginocchio destro

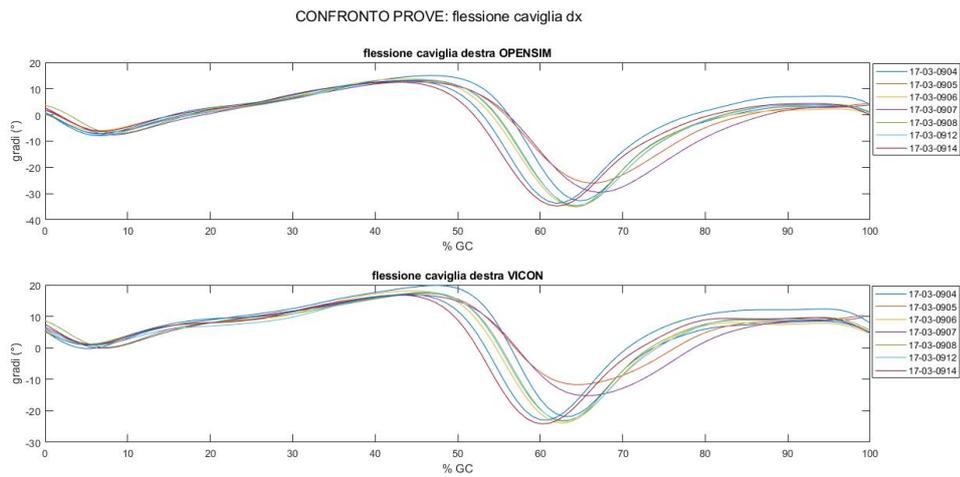


Fig. 5.64: Confronto risultati cinematica inversa: flessione caviglia destra

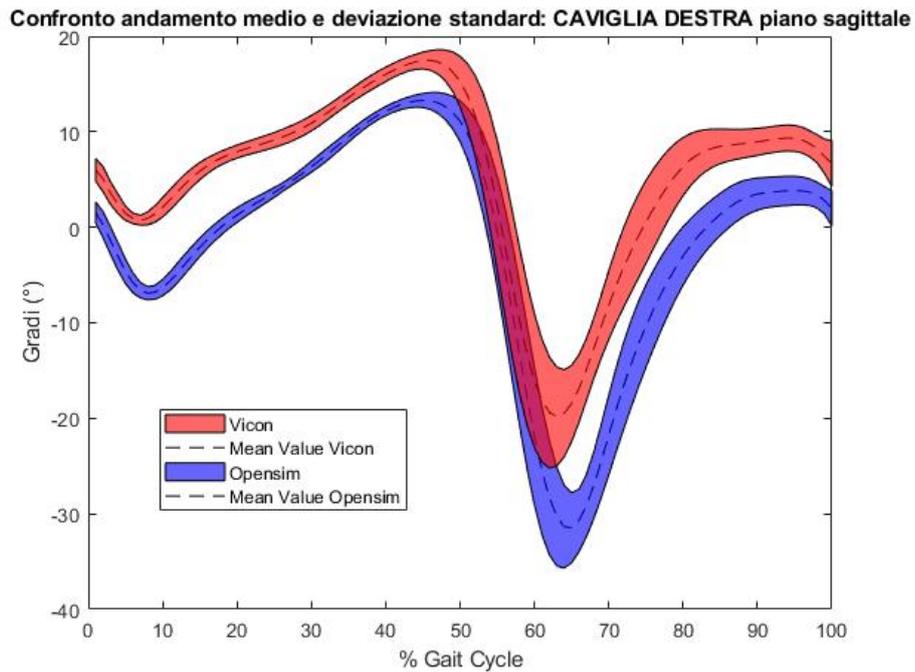


Fig. 5.65: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione caviglia destra

Per le ultime due articolazioni i risultati sono abbastanza buoni, gli andamenti sono corrispondenti.

5.2.4 Calcolo Range of Motion (ROM)

Per un confronto più quantitativo dei due approcci, si procede al calcolo del Range of Motion (ROM). Per ogni angolo articolare (es. flessione bacino) si calcola il ROM come differenza tra valore massimo e valore minimo:

$$ROM = x_{max} - x_{min} \quad (5.1)$$

Dove x è l'angolo articolare generico (es. flessione bacino). Si rappresentano i risultati su un istogramma in cui si affiancano i ROM del Vicon e il ROM di Opensim, in modo da avere un confronto diretto tra i due.

Si calcola il ROM sui valori medi di ogni angolo articolare ricavato, sia dei risultati Vicon che dei risultati Opensim e si mettono a confronto.

Per quanto riguarda il soggetto 1 e 3 si rappresenta il ROM solo per gli angoli articolari riferiti all'arto destro, dato che l'analisi in funzione del ciclo del passo è stata effettuata solo per quest'ultimo; mentre per il soggetto 2, avendo a disposizione i cicli del passo per entrambi gli arti, vengono rappresentati i ROM sia per arto destro che per arto sinistro.

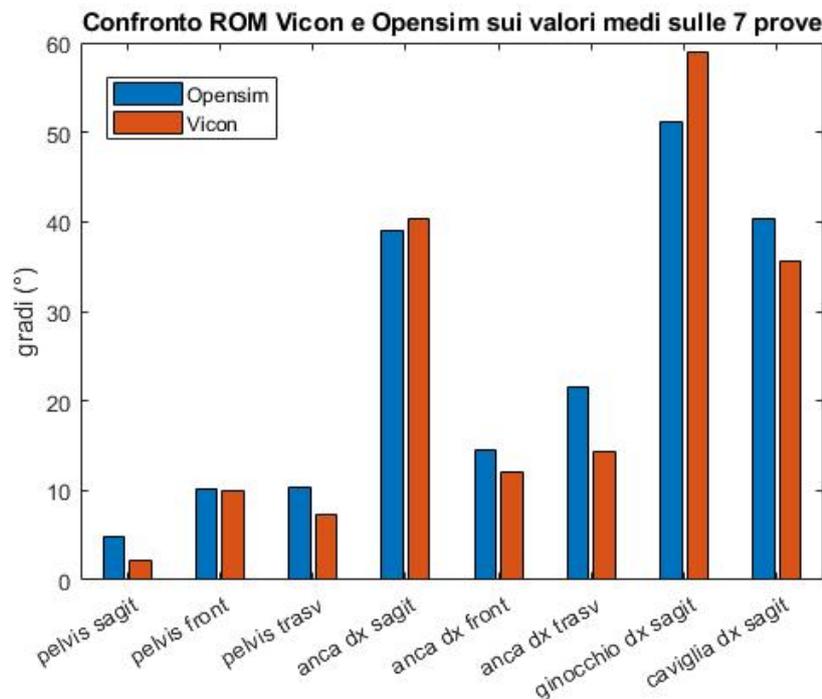


Fig. 5.66: Rappresentazione Range of Motion (ROM): SOGGETTO 1

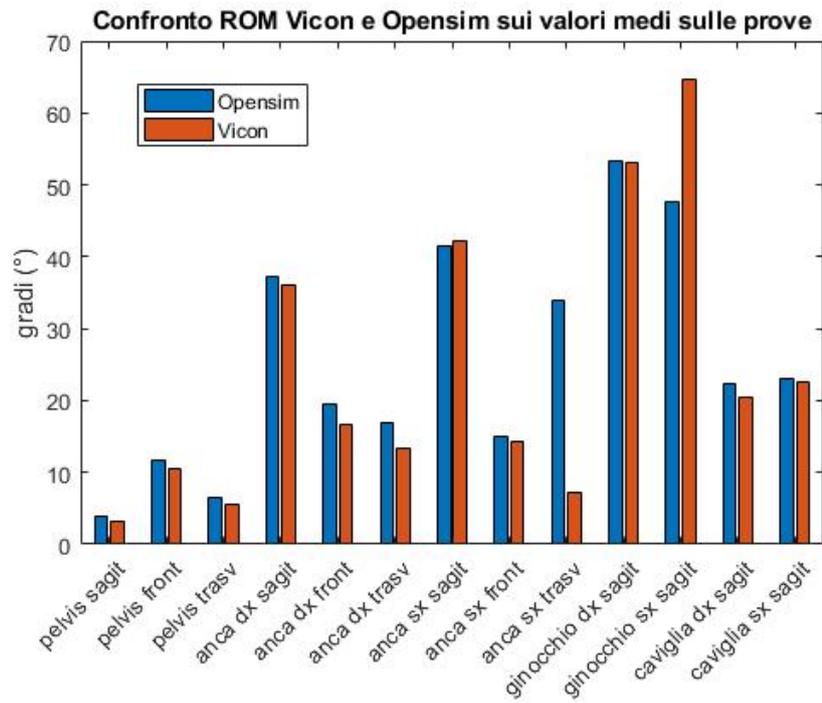


Fig. 5.67: Rappresentazione Range of Motion (ROM): SOGGETTO 2

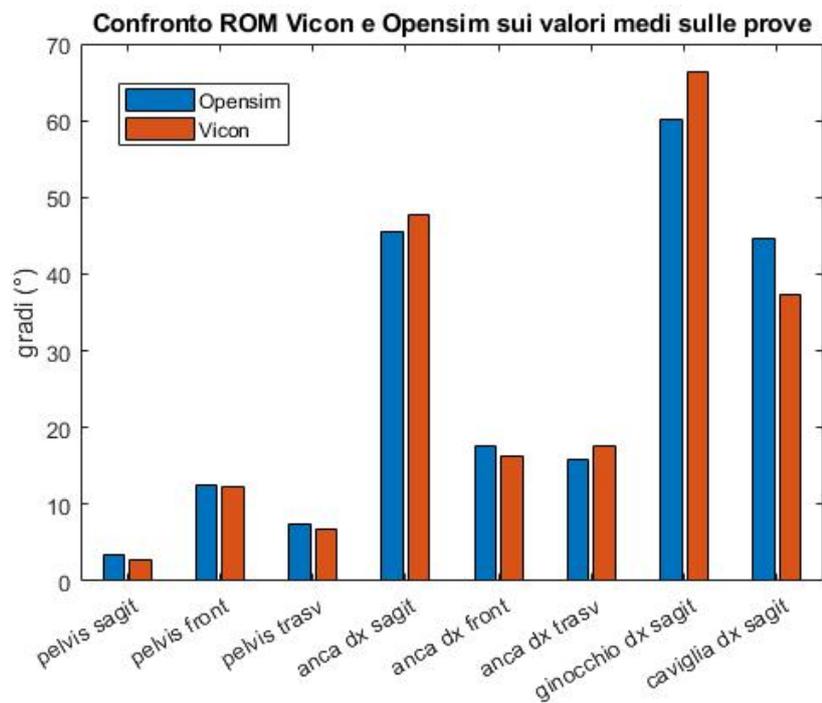


Fig. 5.68: Rappresentazione Range of Motion (ROM): SOGGETTO 3

Si può notare visivamente che il soggetto 3 sembra avere le differenze minori tra i ROM dei due approcci. In generale, nonostante il piano sagittale è quello che dovrebbe avere i risultati migliori, si nota che per ginocchio e caviglia c'è una certa

differenza tra i ROM.

Per quantificare più chiaramente la differenza tra i ROM, si calcola la differenza tra i due ROM, ovvero tra il ROM ricavato dai dati Opensim e quello ricavato dai dati Vicon, per ogni angolo articolare disponibile.

La differenza tra i ROM è espressa dalla seguente formula:

$$diff = ROM_{Opensim} - ROM_{Vicon} \quad (5.2)$$

Il calcolo è fatto sempre sui valori medi ricavati dalle prove analizzate e i risultati si riportano sempre sottoforma di istogramma, per i tre soggetti.

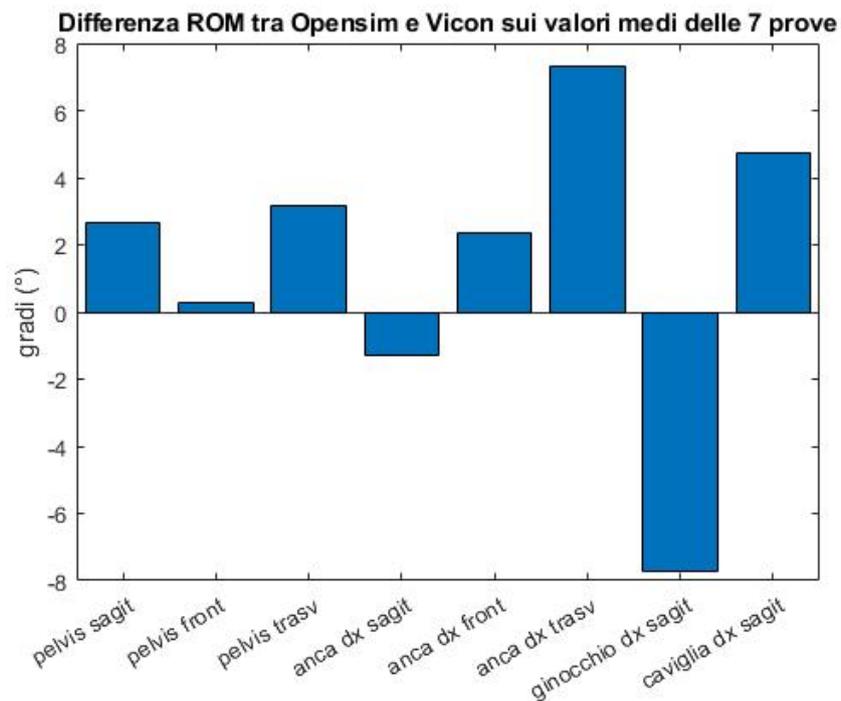


Fig. 5.69: Rappresentazione della differenza tra i ROM calcolati da dati Vicon e Opensim: SOGGETTO 1

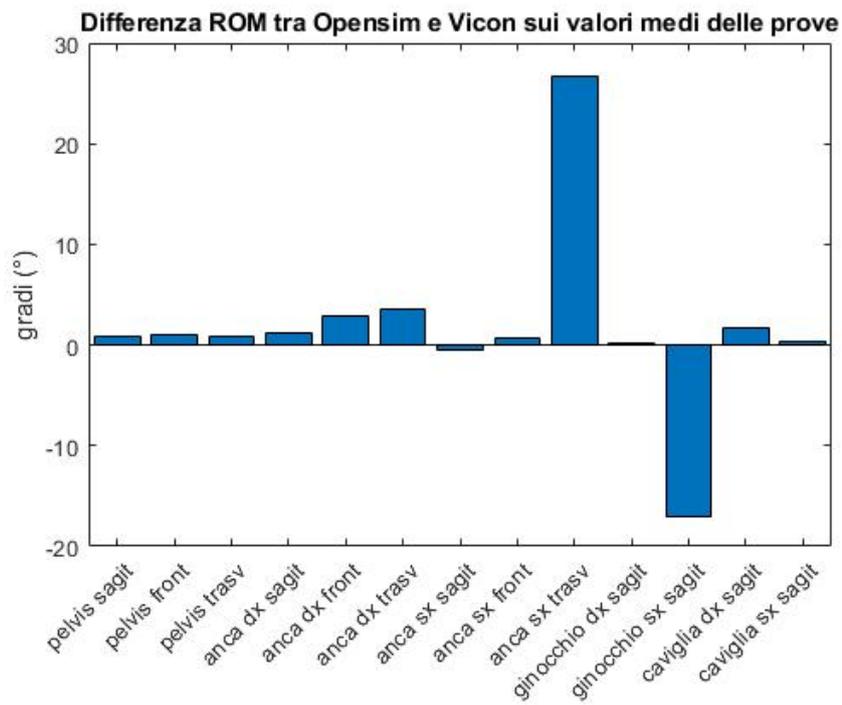


Fig. 5.70: Rappresentazione della differenza tra i ROM calcolati da dati Vicon e Opensim:
SOGGETTO 2

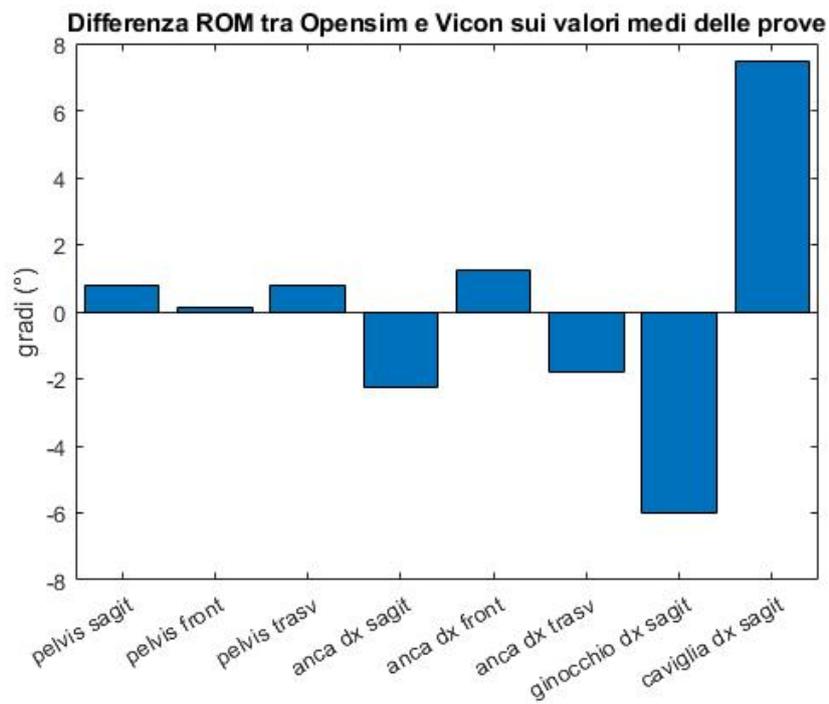


Fig. 5.71: Rappresentazione della differenza tra i ROM calcolati da dati Vicon e Opensim:
SOGGETTO 3

Si può notare che per i soggetti 1 e 3 le differenze sono paragonabili, mentre per il soggetto 2 c'è un caso limite sulla rotazione interna dell'anca sinistra, in cui la differenza è considerevolmente alta. Anche la flessione del ginocchio sinistro, sempre sullo stesso soggetto è abbastanza alta.

Successivamente si normalizza questa differenza rispetto al ROM del Vicon e si moltiplica per 100 per renderla una percentuale:

$$diff_{normalizzata}\% = \frac{ROM_{Opensim} - ROM_{Vicon}}{ROM_{Vicon}} * 100 \quad (5.3)$$

Si rappresentano gli istogrammi risultati per i tre soggetti sani, sempre riferendo il calcolo ai valori medi dei risultati di cinematica inversa.

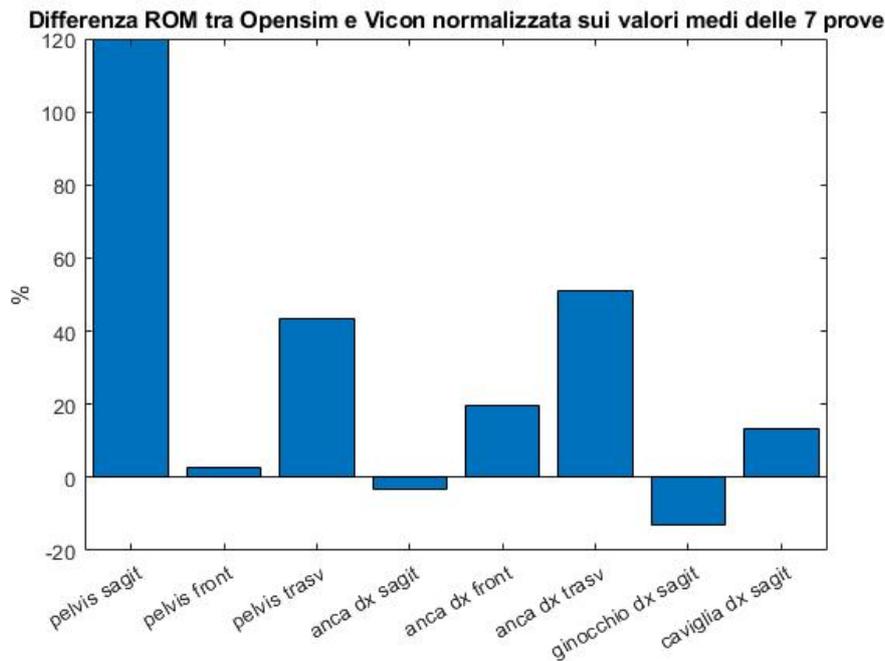


Fig. 5.72: Rappresentazione della differenza tra i ROM normalizzata rispetto al ROM del Vicon percentuale: SOGGETTO 1

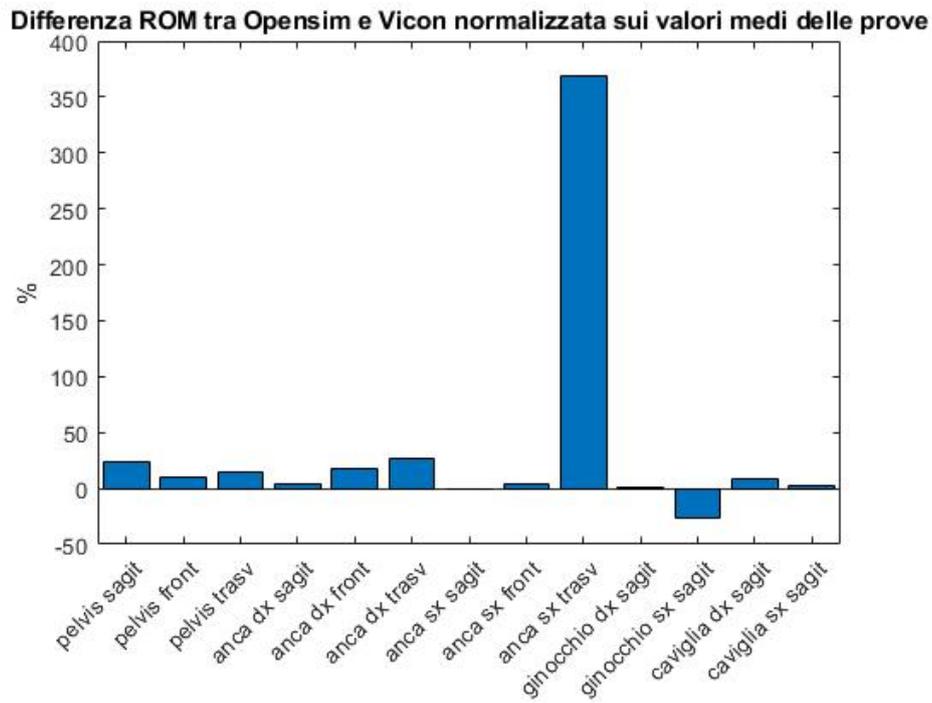


Fig. 5.73: Rappresentazione della differenza tra i ROM normalizzata rispetto al ROM del Vicon percentuale: SOGGETTO 2

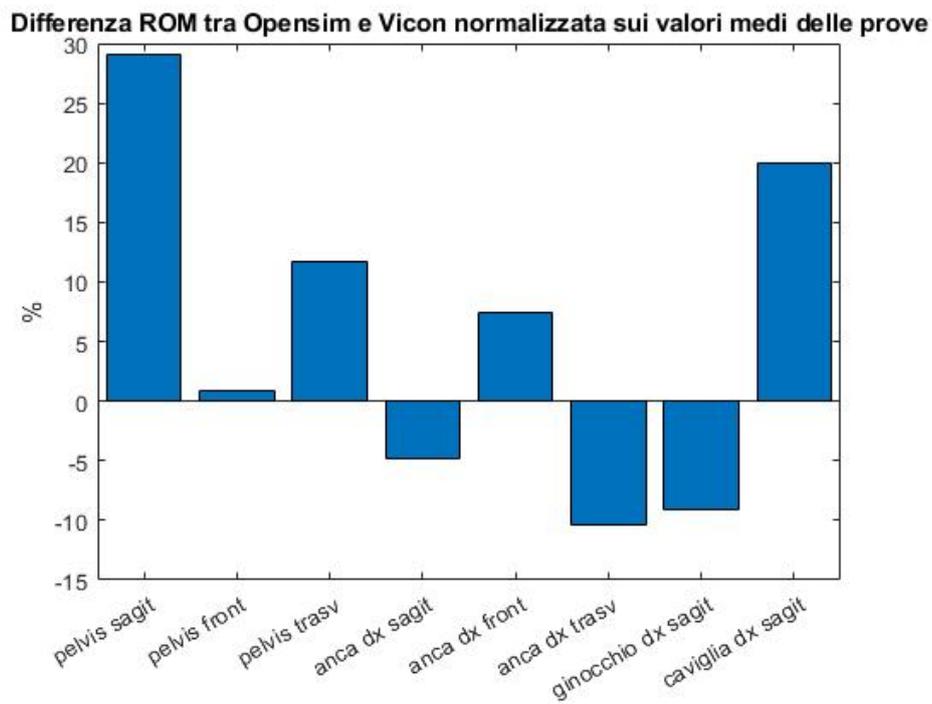


Fig. 5.74: Rappresentazione della differenza tra i ROM normalizzata rispetto al ROM del Vicon normalizzata: SOGGETTO 3

Si nota che i risultati migliori sono riportati per il soggetto 3, in cui nessuna differenza % supera il 100%; mentre per il soggetto 1 il caso peggiore è rappresentato dalla flessione del bacino, mentre per il soggetto 2 la rotazione interna dell'anca sinistra.

5.2.5 Calcolo errore RMSE (Root Mean Square Error)

Sempre per effettuare una valutazione quantitativa dei risultati si procede al calcolo dell'errore RMSE sugli angoli articolari appena calcolati.

L'errore RMSE è definito come:

$$ErroreRMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_{iVicon} - x_{iOpensim})^2} \quad (5.4)$$

Dove:

- N è il numero di campioni temporali del Gait Cycle (GC)
Nel caso degli andamenti medi N è pari a 100, mentre nel caso delle prove singole varia a seconda della durata del GC specifico della prova.
- x_{iVicon} è la coordinata i-esima dell'angolo articolare in questione calcolato con il modello Vicon
Per esempio, considerando la flessione del bacino e $i=0$, corrisponde al valore di flessione corrispondente all'istante iniziale del ciclo (GC=0%).
- $x_{iOpensim}$ è la coordinata i-esima dell'angolo articolare in questione calcolato con il modello Opensim
Come esempio vale quello fatto per il caso precedente, cambierà solo il fatto che l'angolo articolare è risultato del modello Opensim.

Con la formula appena citata si calcolano gli errori per ogni angolo articolare, per i tre soggetti, considerando sempre per il calcolo i valori medi ricavati dalle prove.

Si rappresentano i risultati per ogni soggetto nelle tabelle seguenti.

ANGOLO ARTICOLARE	ERRORE RMSE Soggetto 1 (°)
Flessione bacino	7.6
Adduzione bacino	5.3
Rotazione interna bacino	4.8
Flessione anca destra	5.0
Adduzione anca destra	9.4
Rotazione interna anca destra	26.2
Flessione ginocchio destro	4.8
Flessione caviglia destra	3.8

ANGOLO ARTICOLARE	ERRORE RMSE Soggetto 2 (°)
Flessione bacino	10.1
Adduzione bacino	6.4
Rotazione interna bacino	1.3
Flessione anca destra	10.4
Flessione anca sinistra	6.4
Adduzione anca destra	8.7
Adduzione anca sinistra	1.4
Rotazione interna anca destra	19.8
Rotazione interna anca sinistra	45.7
Flessione ginocchio destro	2.9
Flessione ginocchio sinistro	12.8
Flessione caviglia destra	3.7
Flessione caviglia sinistra	6.1

ANGOLO ARTICOLARE	ERRORE RMSE Soggetto 3 (°)
Flessione bacino	7.6
Adduzione bacino	5.2
Rotazione interna bacino	2.0
Flessione anca destra	3.0
Adduzione anca destra	3.9
Rotazione interna anca destra	8.2
Flessione ginocchio destro	2.9
Flessione caviglia destra	7.3

Si procede sempre al calcolo dell'errore RMSE, ma in questo caso non sugli andamenti medi ricavati ma in maniera diversa. Si mettono insieme tutte le prove inerenti ai tre soggetti sani, dividendole solo tra arto destro e sinistro, in questo modo si hanno le seguenti prove totali:

- Arto destro: 7 prove (soggetto 1) + 5 prove (soggetto 2) + 8 prove (soggetto 3) → 20 prove totali
- Arto sinistro: 12 prove (soggetto 2) → 12 prove totali

Per ogni prova si calcola l'errore RMSE, sempre con la stessa formula 5.4; poi si calcola l'errore RMSE medio e la rispettiva deviazione standard. Si rappresenta pertanto sottoforma di istogramma l'errore medio RMSE, mediato su tutte le prove a disposizione per i tre soggetti, e la rispettiva deviazione standard; questo per ogni angolo articolare.

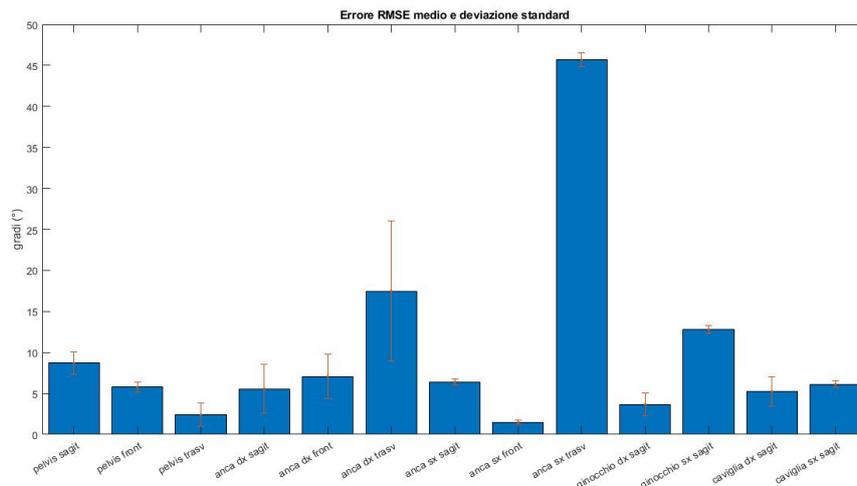


Fig. 5.75: Rappresentazione dell'errore RMSE medio e deviazione standard sui risultati di cinematica inversa dei tre soggetti sani

L'errore maggiore è evidente sia quello sulla rotazione interna dell'anca sinistra, come si era notato già in precedenza; seguito dalla rotazione interna dell'anca destra, in cui anche la deviazione standard è molto ampia.

I risultati ottenuti sugli errori RMSE possono essere confrontati con la letteratura, in particolare facendo riferimento all'articolo [2]. Nello studio in questione era stato calcolato lo stesso errore distinguendo i casi in cui i due approcci (Vicon e Opensim) avessero o meno lo stesso marker set e gli stessi riferimenti anatomici. Le prove effettuate sui tre soggetti sani sono state condotte utilizzando lo stesso Marker set e anche i riferimenti anatomici sono stati adeguati in modo tale da essere coerenti nei due approcci, come specificato in precedenza. Dal confronto con gli errori calcolati nell'articolo, in generale si nota, a parte il caso limite della rotazione interna dell'anca sinistra in cui l'errore è evidentemente molto grande, che gli errori riportati sono maggiori rispetto a quelli riportati in letteratura. È da far notare che la popolazione in studio nell'articolo è diversa perchè si tratta di soggetti patologici e inoltre era un numero di soggetti maggiori; il numero di soggetti analizzati e il numero di prove sono insufficienti affinché il confronto sia significativo.

5.3 Dinamica Inversa

Una volta analizzati i risultati di cinematica inversa si può procedere con lo studio della dinamica inversa.

In input al Tool di Opensim occorre dare i risultati della cinematica inversa appena ricavati e bisogna configurare le impostazioni per le reazioni vincolari. Per queste ultime, per prima cosa va importato il file .mot ricavato dalla conversione dei file .c3d e vanno distinte le impostazioni per arto destro e sinistro.

Bisogna stabilire il punto di applicazione della forza, che è considerata puntuale, e si impone sia applicata al calcagno (destro e sinistro rispettivamente per le forze relative ai due arti). Successivamente, dato che nel file .mot le i dati dei due arti sono distinti dal prefisso 1 o 2, vanno scelti per arto destro e sinistro i rispettivi dati col prefisso corretto. Per capire quale reazione vincolare è la destra e quale è la sinistra, dato che dal file .mot sono solo distinti dal prefisso, si può aprire il file con Opensim e associando il movimento al video del cammino è possibile visualizzare le reazioni vincolari dei due arti. Dal video è possibile capire quale arto inizia il ciclo per primo e poi rappresentando le reazioni vincolari in funzione del tempo è possibile distinguerle.

Si riporta una schermata di esempio, che riassume le impostazioni appena descritte; si fa riferimento in questo caso all'arto sinistro, per il destro la schermata è analoga.

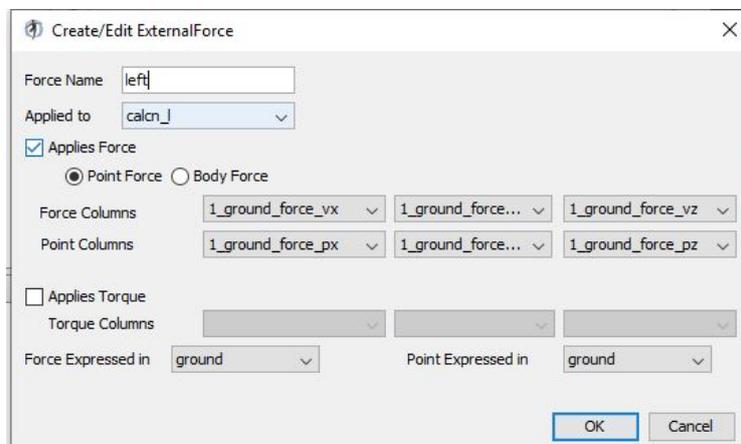


Fig. 5.76: Rappresentazione delle impostazioni delle reazioni vincolari per il Tool di Dinamica Inversa

I risultati ottenuti eseguendo il Tool, per essere confrontati con quelli del Vicon, devono essere convertiti. Il Vicon esprime i risultati di dinamica inversa normalizzati per la massa, ovvero in Nmm/Kg, mentre i risultati di Opensim sono in Nm. Per avere un confronto corretto si fa in modo da avere tutti i risultati espressi in Nm/Kg, quindi:

- i risultati del Vicon vanno moltiplicati per 10^{-3}

- i risultati di Opensim vanno divisi per la massa del soggetto

Eseguendo il Tool, dando in input tutti i dati relativi alle grf, i risultati sono pessimi; si riporta come esempio il caso del momento riferito alla flessione della caviglia destra per il soggetto 1.

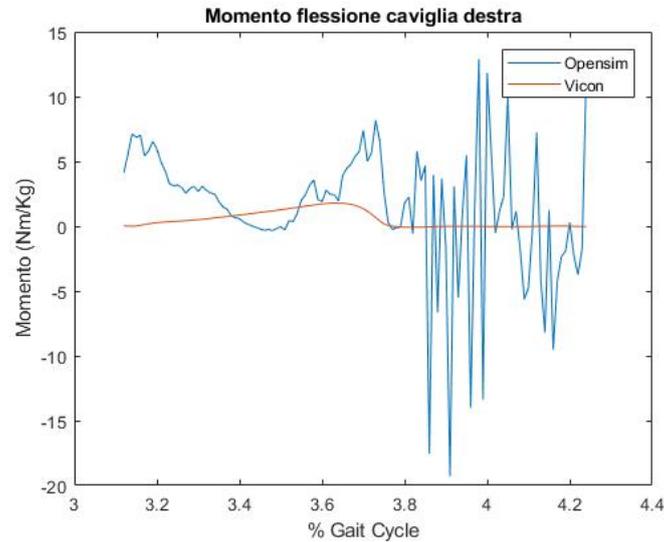


Fig. 5.77: Momento di flessione della caviglia destra per una prova del soggetto 1: risultato ottenuto dando in input tutti i dati relativi alle grf

Come si può notare i risultati di Opensim sono molto rumorosi e i due andamenti sono molto diversi.

Per capire il motivo di questi risultati così pessimi si rappresentano le grf riferite alla stessa prova.

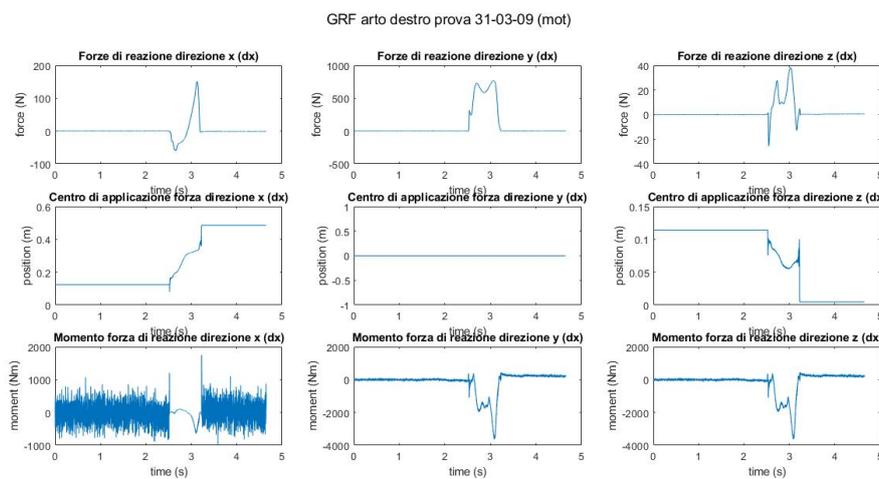


Fig. 5.78: Rappresentazione delle grf dell'arto destro per una prova del soggetto 1

La prima riga esprime le forze di reazione al terreno nelle tre direzioni e si può notare che gli andamenti sono molto puliti e rispettano le curve che ci si aspetta. Nella seconda riga sono rappresentati i centri di pressione nelle tre direzioni, anche in questo caso i risultati sono puliti. Nell'ultima riga sono rappresentati i momenti delle forze di reazione al terreno nelle tre direzioni e si può notare, in particolare in direzione x, la presenza di rumore che affligge il segnale. Si deduce che potrebbe essere questo il motivo dei risultati inadeguati di dinamica inversa, pertanto si riesegui il Tool dando in input solo le forze e i centri di pressione. Gli andamenti dopo questa modifica alle impostazioni risultano confrontabili e molto meno rumorosi.

5.3.1 Risultati dinamica inversa soggetto 1

Si riportano i risultati di dinamica inversa con la stessa logica adottata per i risultati di cinematica inversa. Si riportano quindi prima gli andamenti di tutte le prove sovrapposte, successivamente si ricava l'andamento medio e la corrispondente deviazione standard.

Sono disponibili i risultati sui momenti di anca nei tre piani anatomici (piano sagittale, frontale e trasverso) e i risultati sui momenti di flessione di caviglia e ginocchio sul piano sagittale. Vengono riportati i risultati riferiti sempre alla % di GC, perciò si riportano i risultati solo per gli arti in cui è disponibile il ciclo completo, esattamente come per la cinematica inversa.

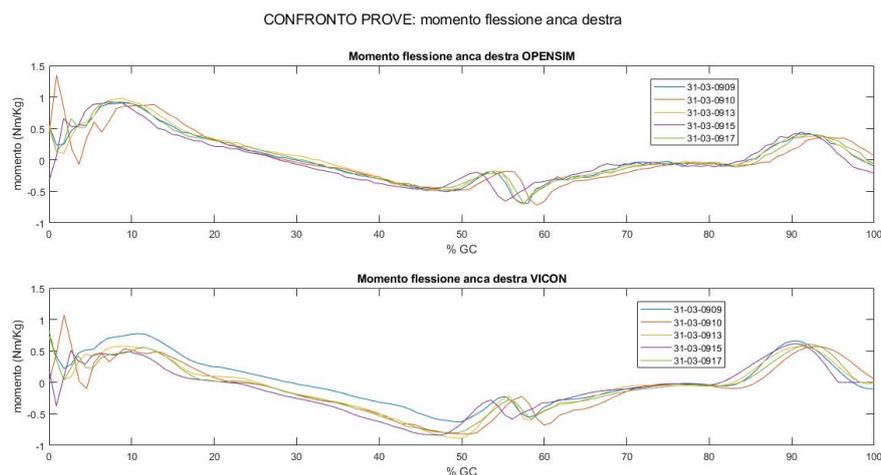


Fig. 5.79: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione anca destra

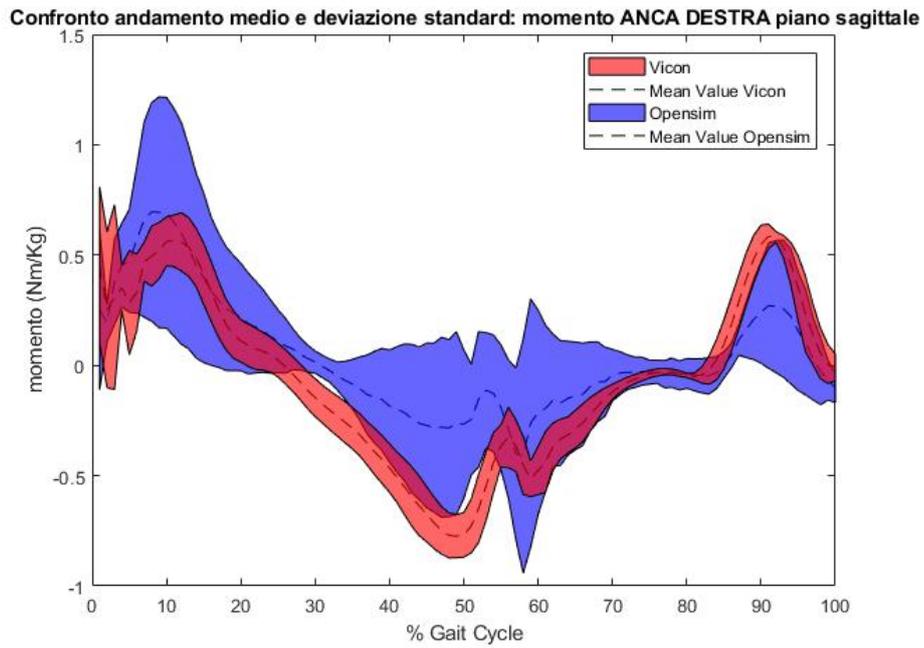


Fig. 5.80: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione anca destra

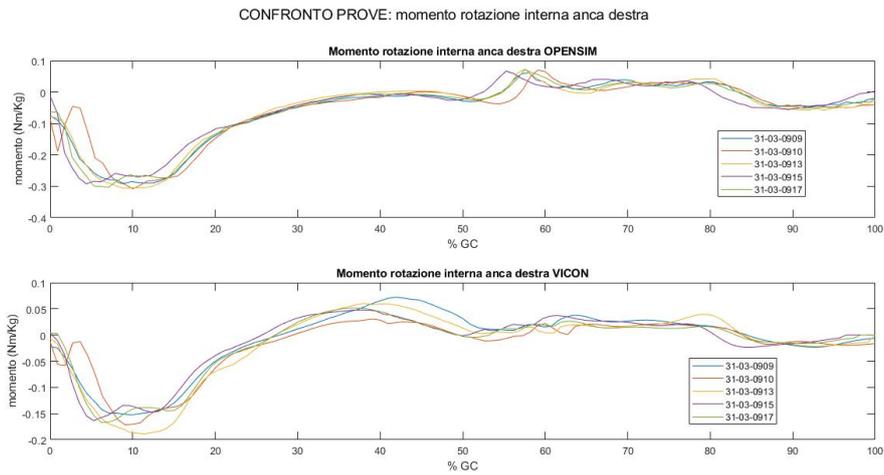


Fig. 5.81: Confronto risultati dinamica inversa: momento di adduzione anca destra

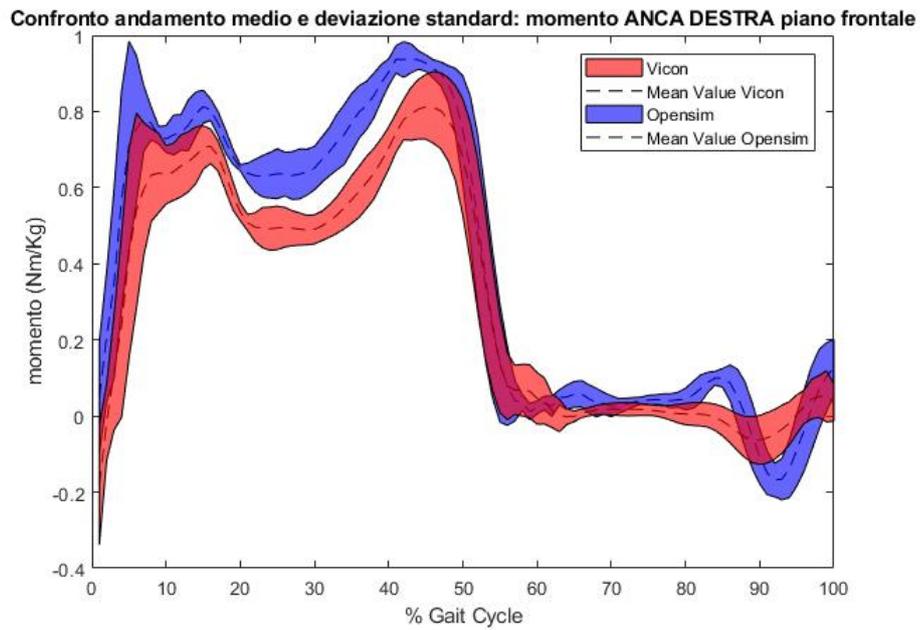


Fig. 5.82: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di adduzione anca destra

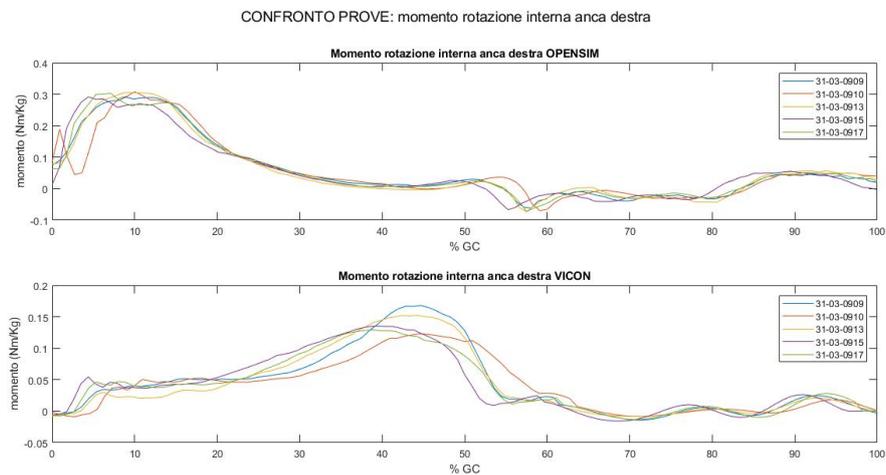


Fig. 5.83: Confronto risultati dinamica inversa: momento di rotazione interna anca destra

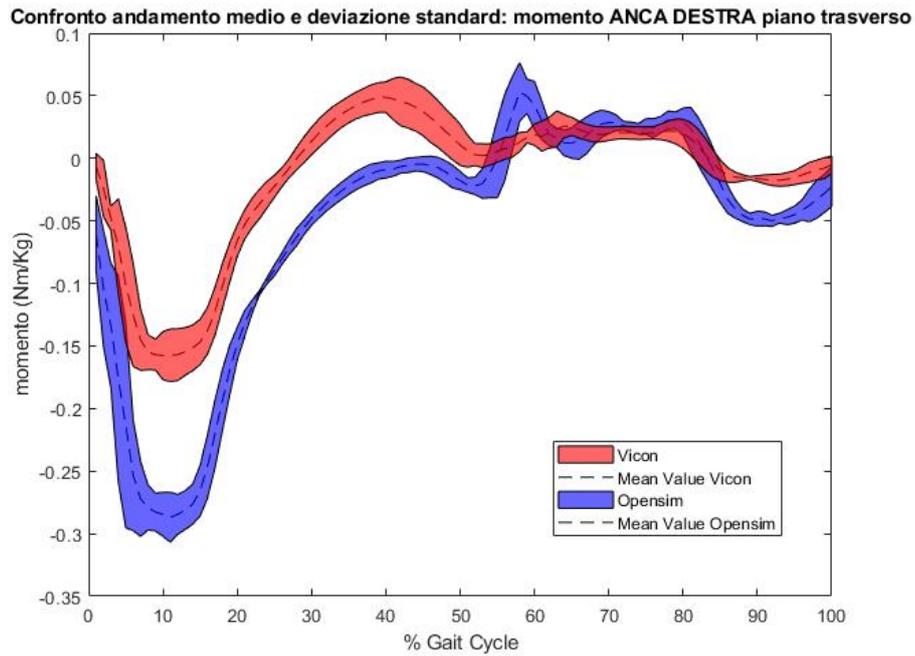


Fig. 5.84: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di rotazione interna anca destra

Per quanto riguarda l'anca destra i risultati non sono ottimi, il caso migliore risulta il momento dell'adduzione dell'anca destra, mentre per quanto riguarda il piano sagittale e il piano trasverso gli andamenti si discostano in alcuni punti.

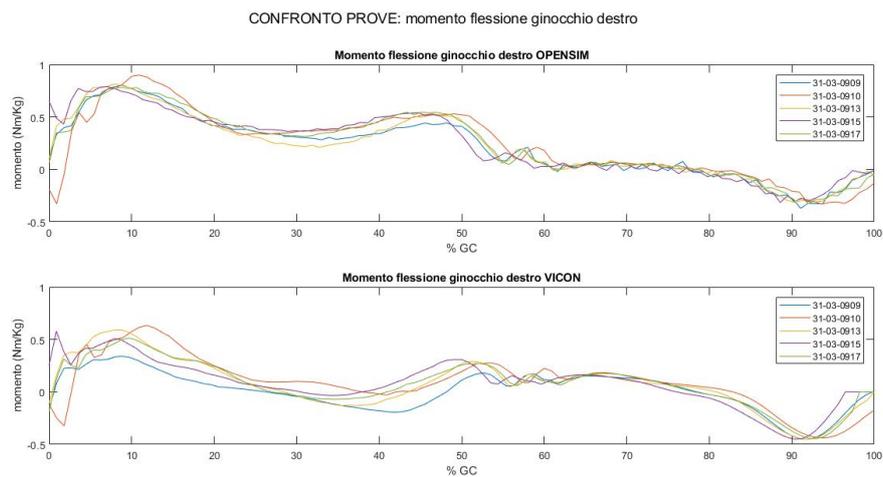


Fig. 5.85: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione ginocchio destro

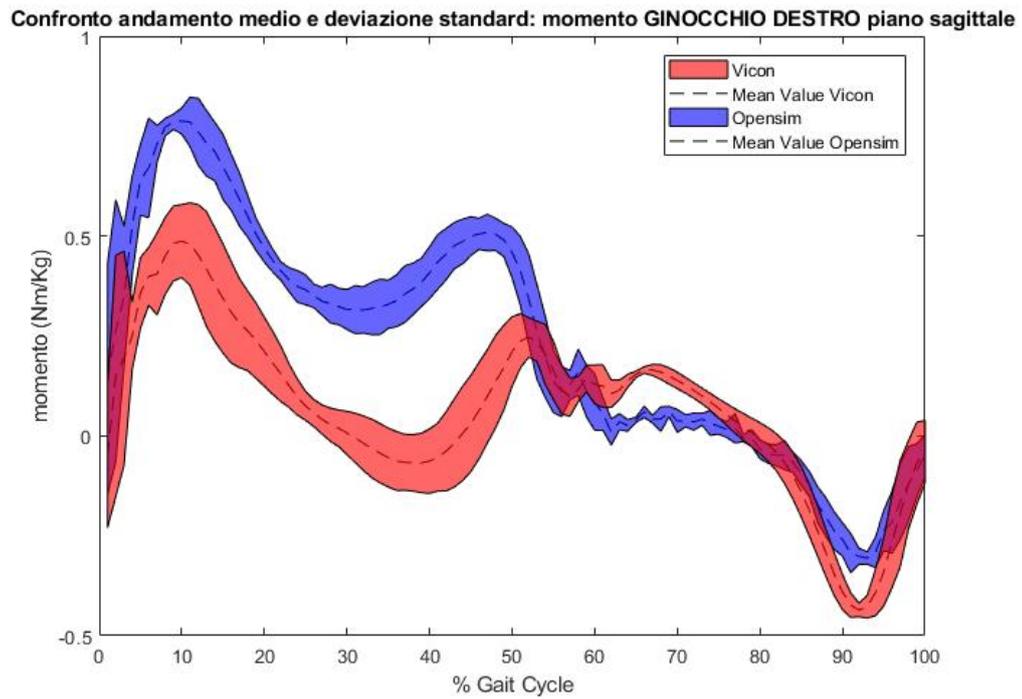


Fig. 5.86: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione ginocchio destro

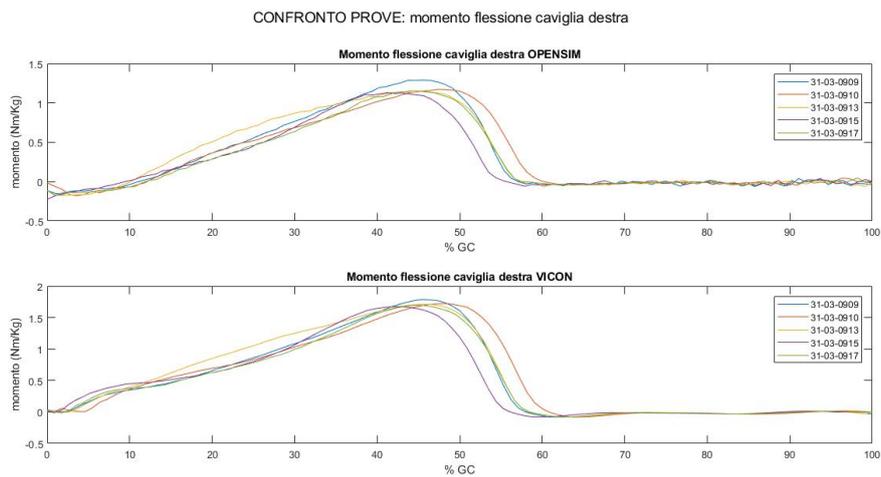


Fig. 5.87: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione caviglia destra

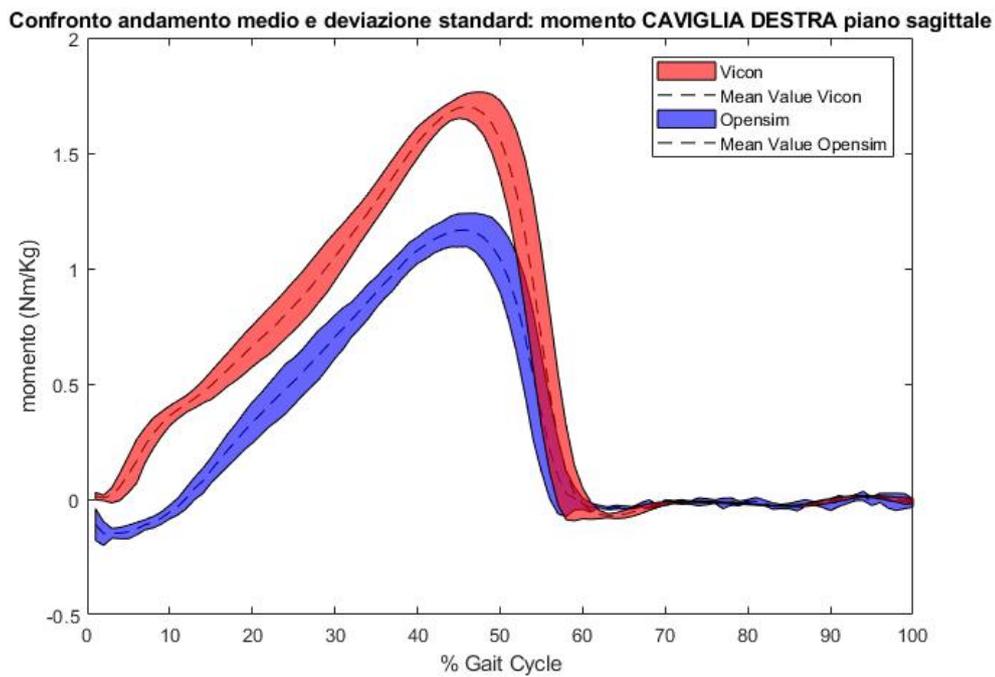


Fig. 5.88: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione caviglia destra

Per quanto riguarda ginocchio e caviglia i risultati sono abbastanza buoni, gli andamenti si rispecchiano e sono anche confrontabili con le curve di riferimento disponibili di una prova Vicon su un soggetto sano [9].

5.3.2 Risultati dinamica inversa soggetto 2

Si riportano i risultati per il soggetto 2 con la stessa logica adottata per il soggetto 1, in questo caso avendo i cicli del passo completi per entrambi gli arti si riportano i risultati sia per arto destro che per arto sinistro.

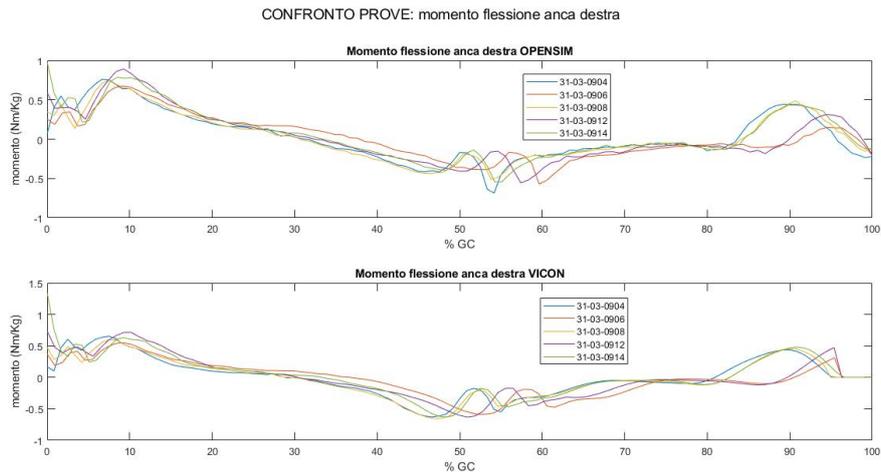


Fig. 5.89: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione anca destra

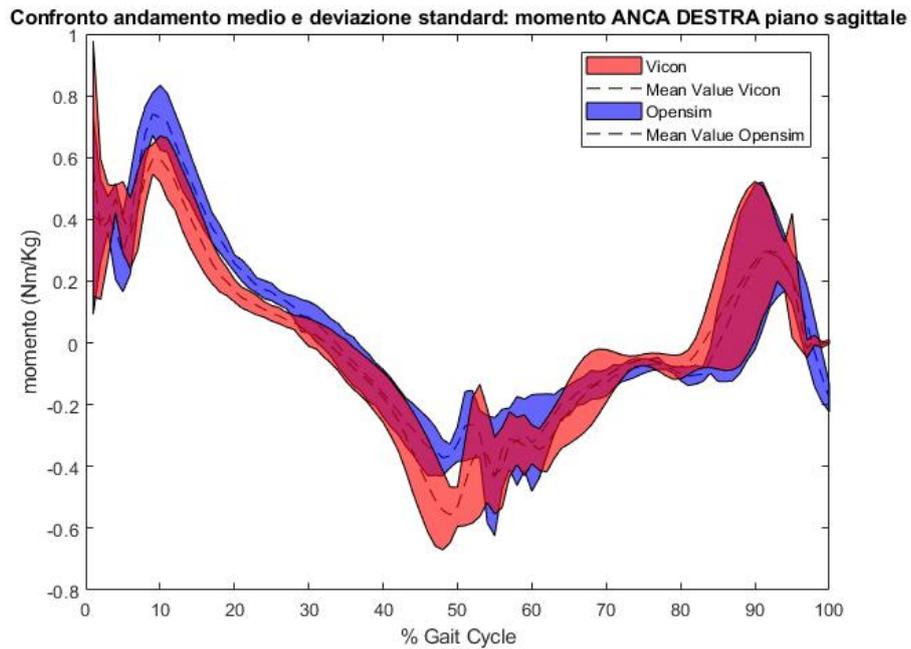


Fig. 5.90: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione anca destra

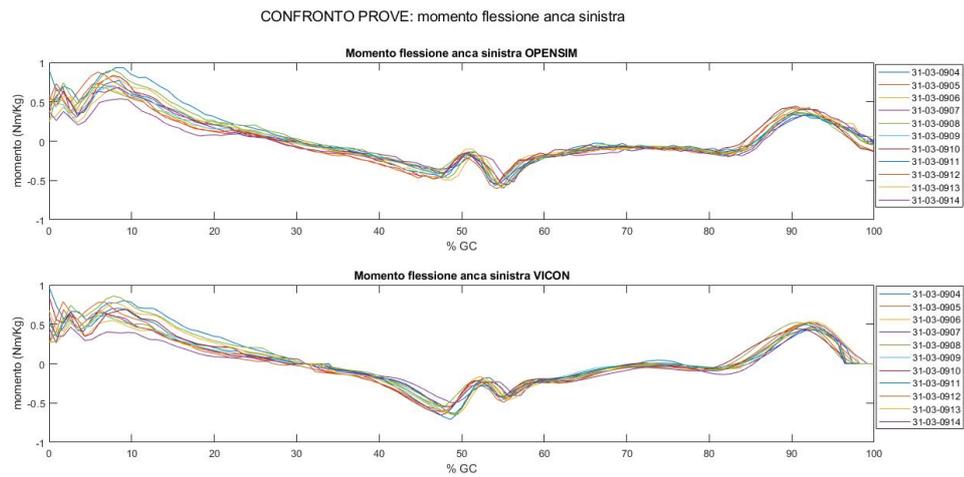


Fig. 5.91: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione anca sinistra

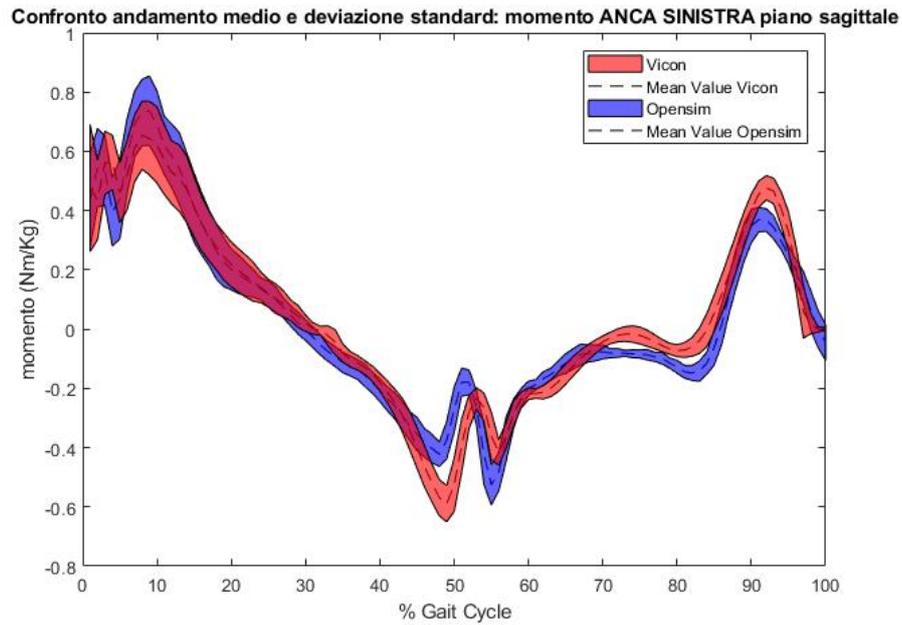


Fig. 5.92: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione anca sinistra

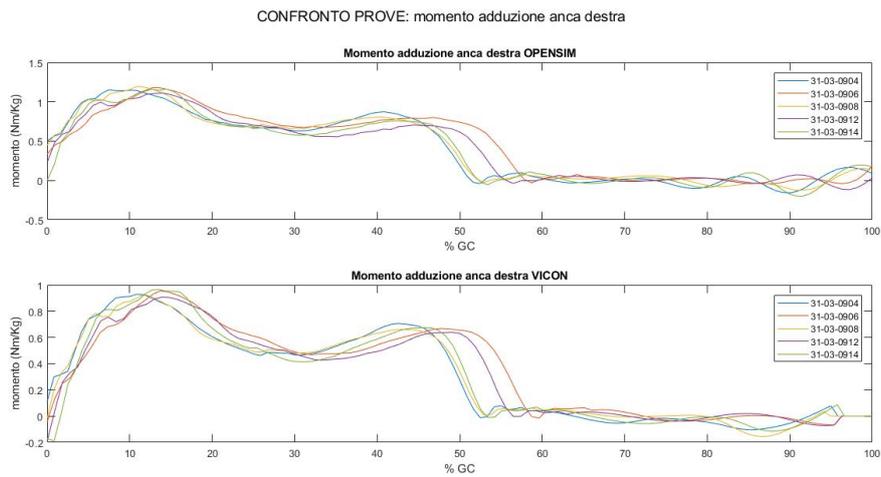


Fig. 5.93: Confronto risultati dinamica inversa: momento di adduzione anca destra

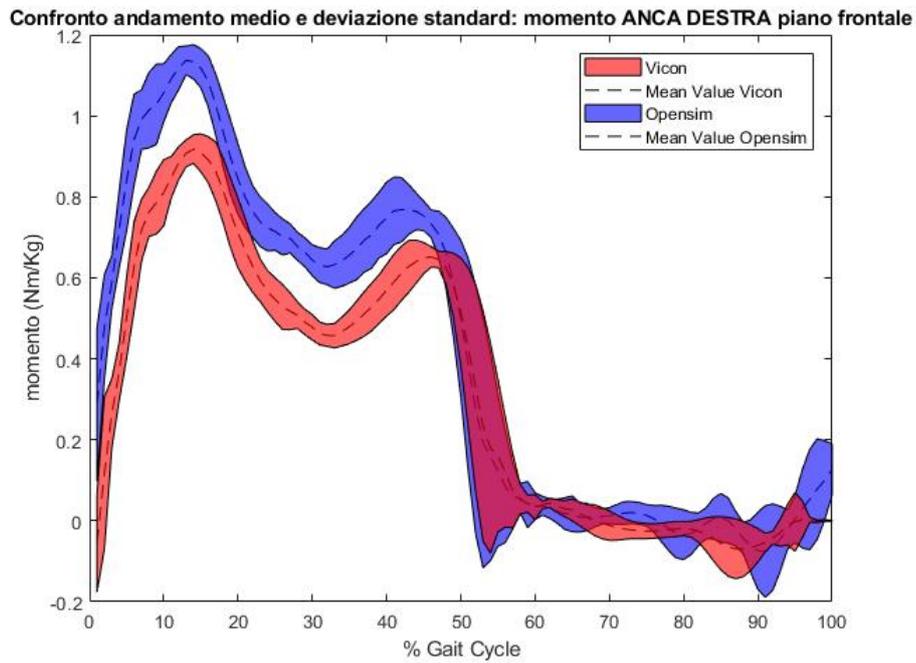


Fig. 5.94: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di adduzione anca destra

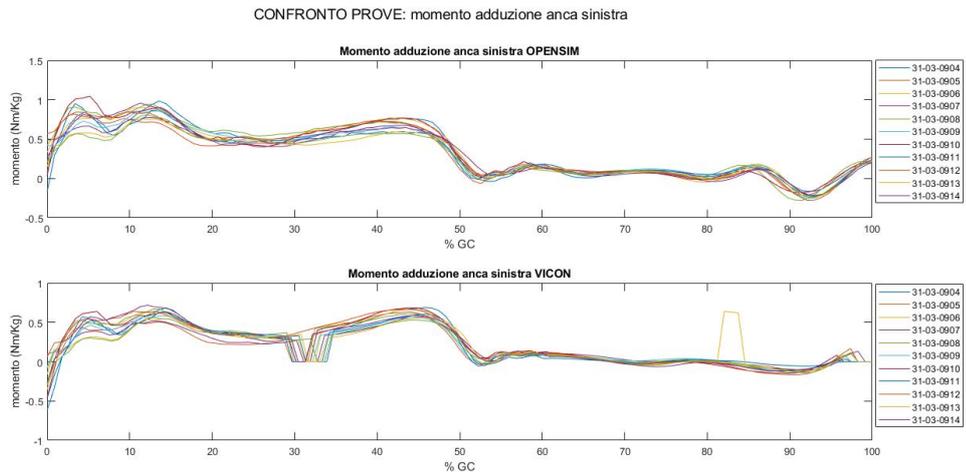


Fig. 5.95: Confronto risultati dinamica inversa: momento di adduzione anca sinistra

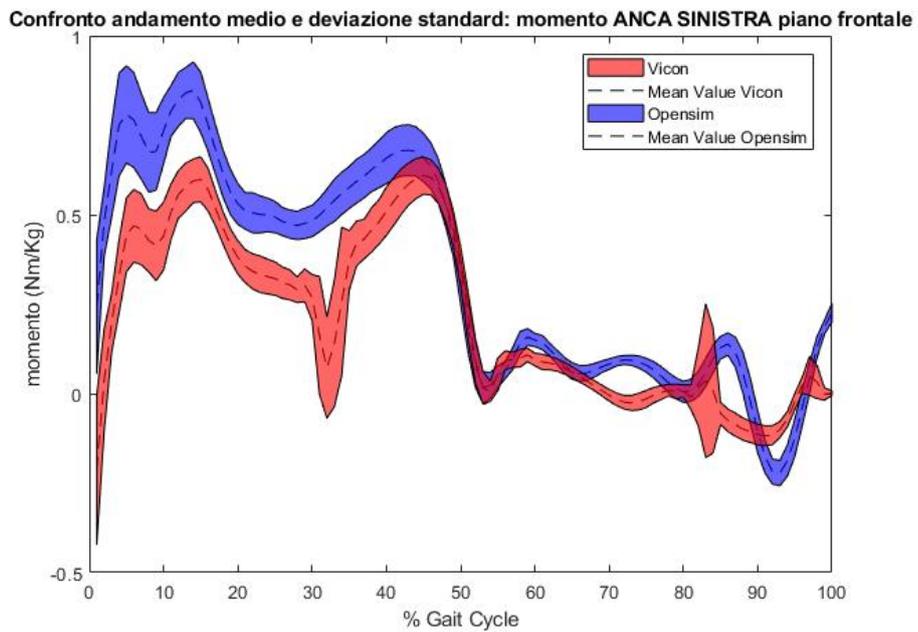


Fig. 5.96: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di adduzione anca sinistra

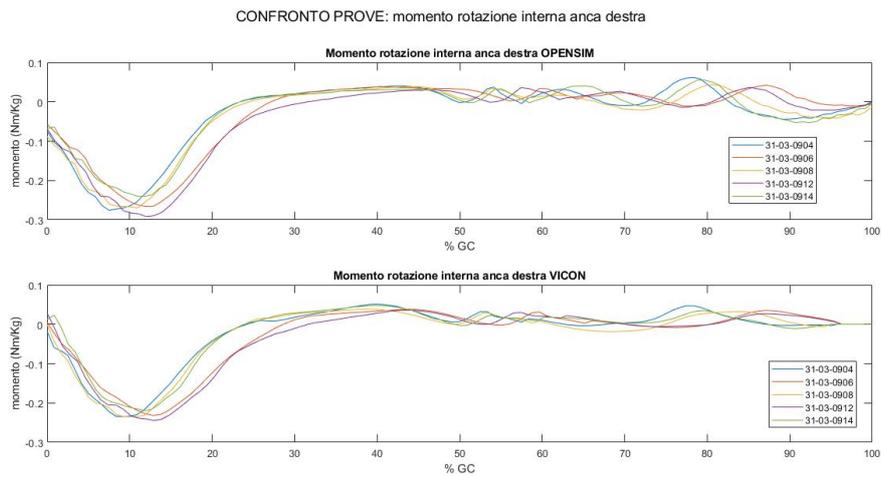


Fig. 5.97: Confronto risultati dinamica inversa: momento di rotazione interna anca destra

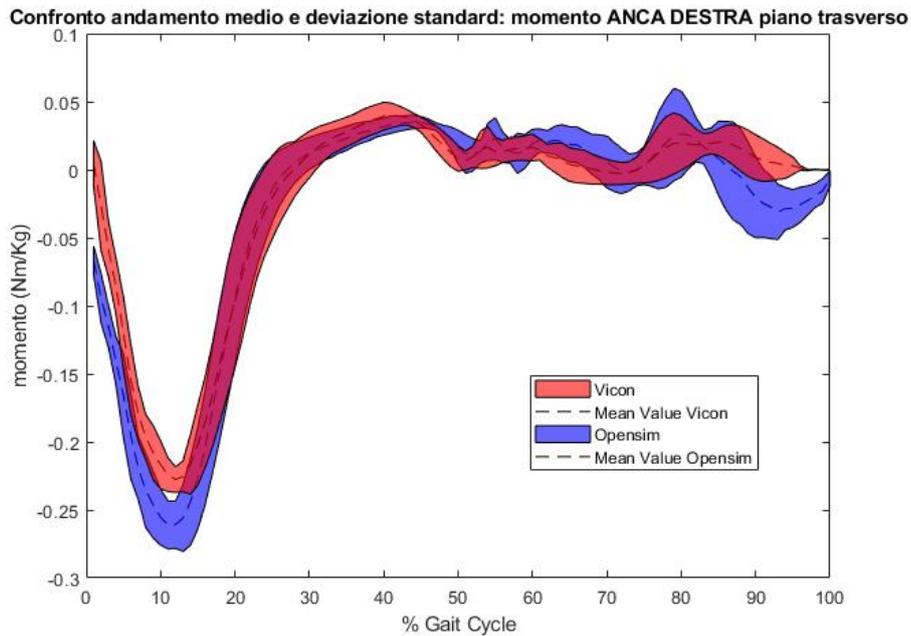


Fig. 5.98: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di rotazione interna anca destra

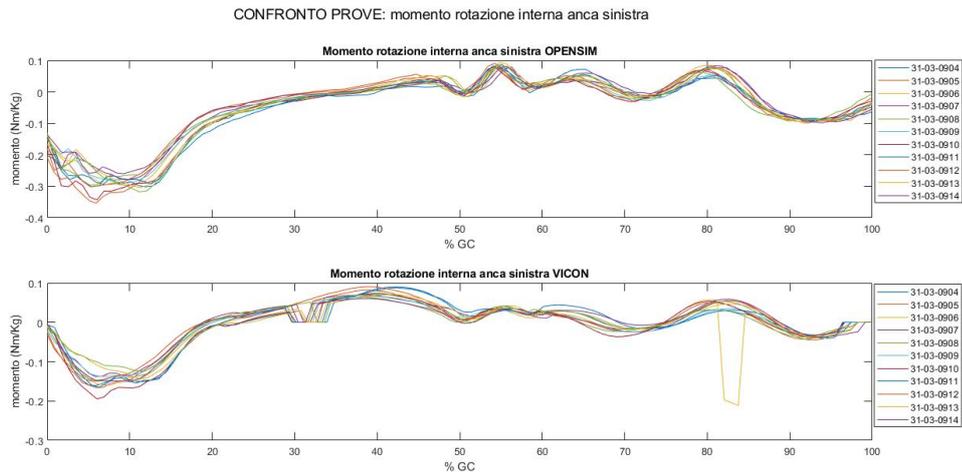


Fig. 5.99: Confronto risultati dinamica inversa: momento di rotazione interna anca sinistra

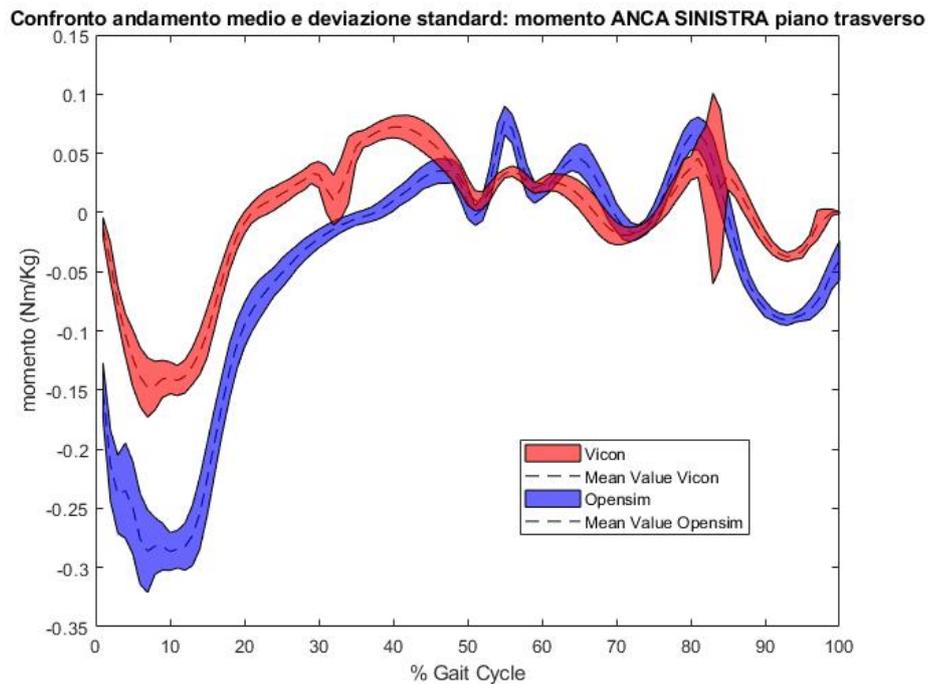


Fig. 5.100: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di rotazione interna anca sinistra

In questo caso i risultati sull'anca, sia destra che sinistra, sono migliori rispetto al soggetto 1; l'unica eccezione è il momento della rotazione interna dell'anca destra, dove le curve si discostano nella parte iniziale del ciclo.

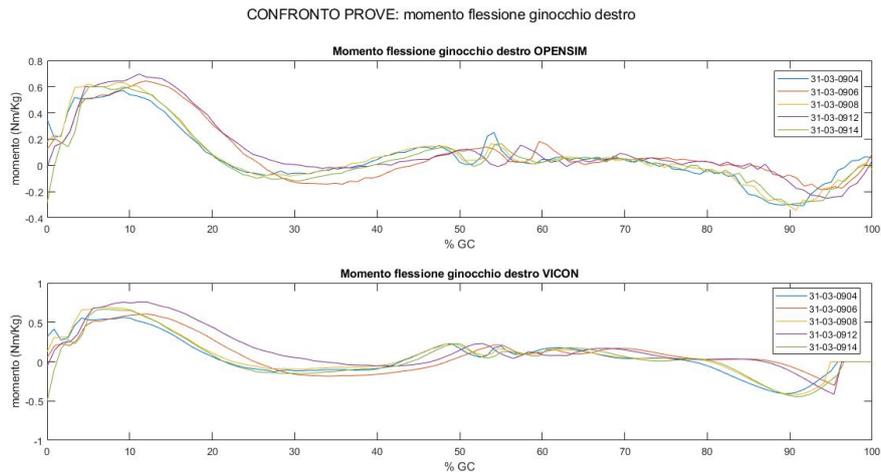


Fig. 5.101: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione ginocchio destro

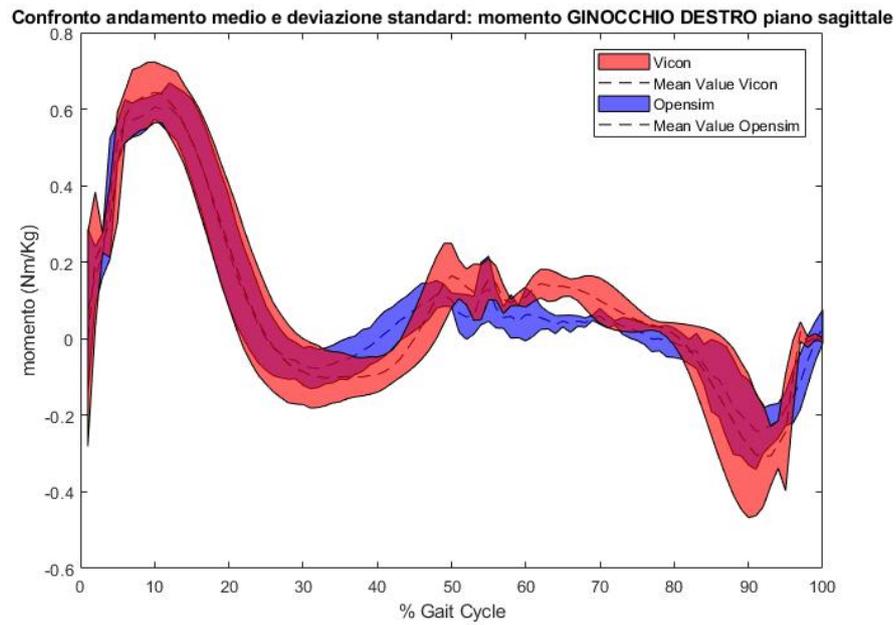


Fig. 5.102: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione ginocchio destro

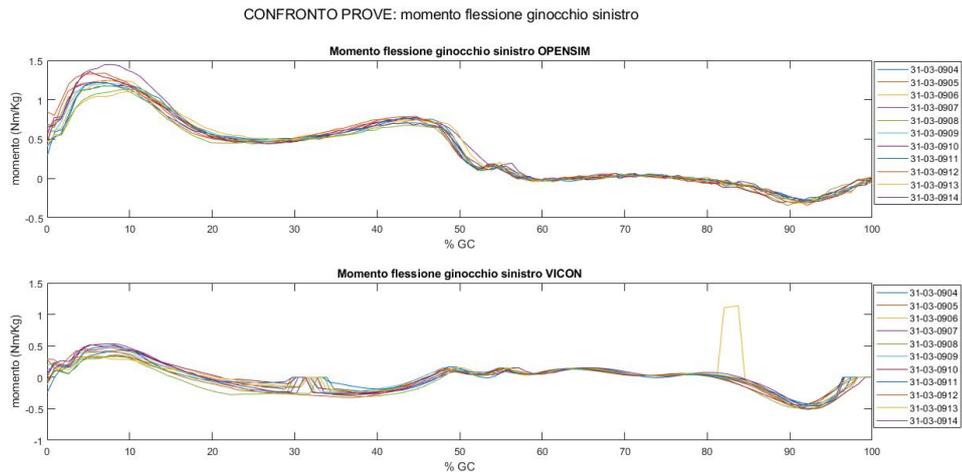


Fig. 5.103: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione ginocchio sinistro

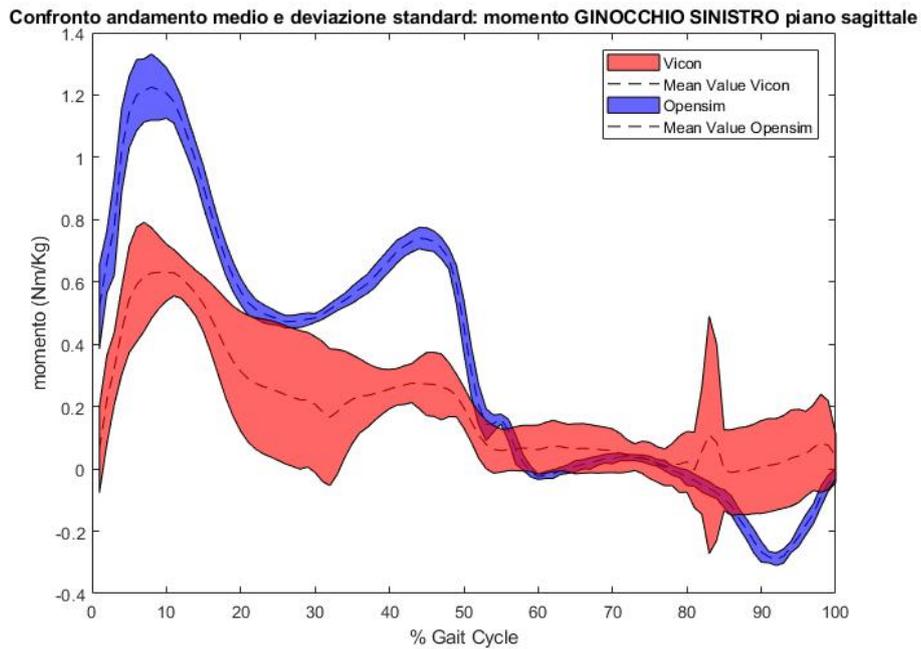


Fig. 5.104: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione ginocchio sinistro

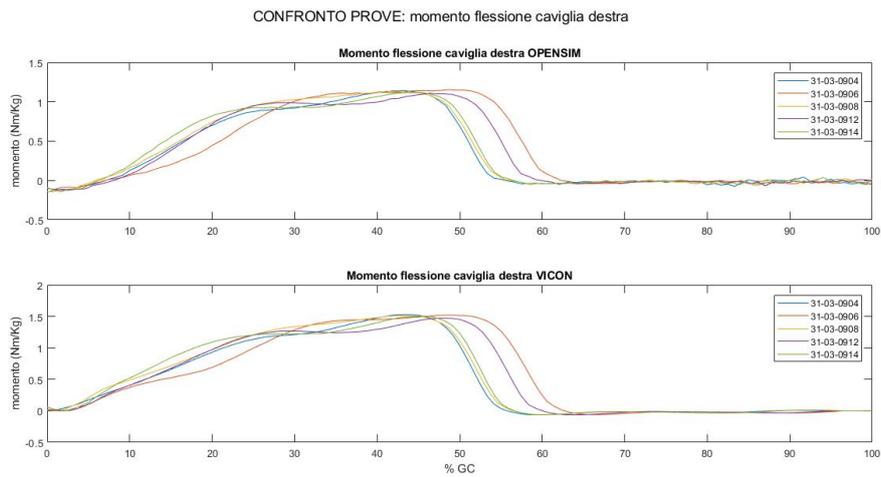


Fig. 5.105: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione caviglia destra

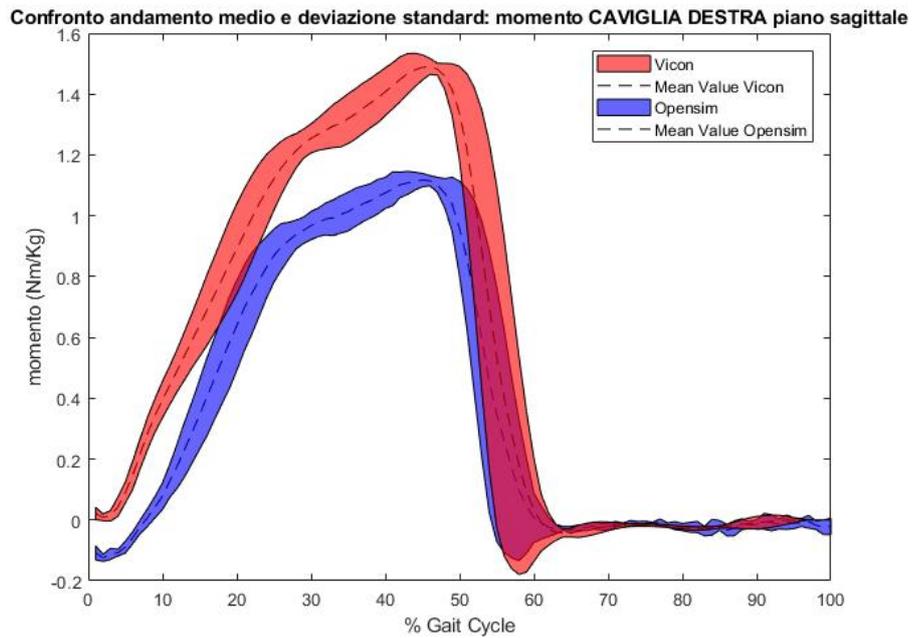


Fig. 5.106: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione caviglia destra

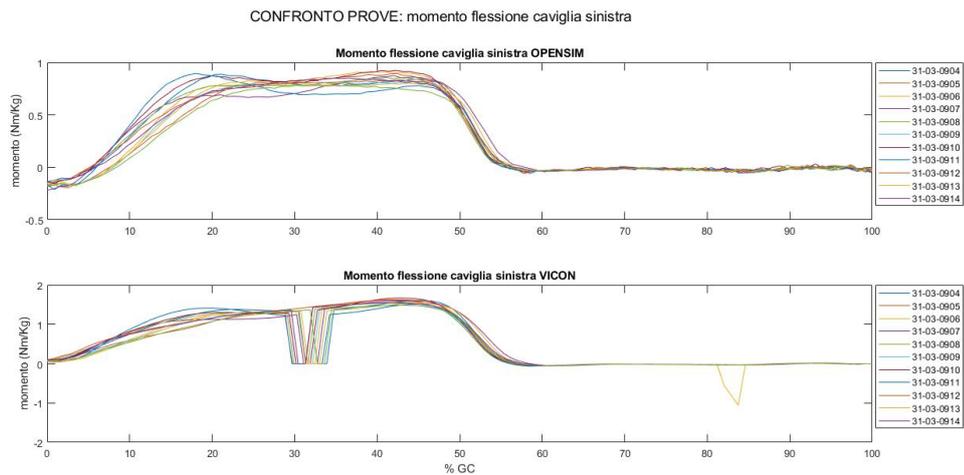


Fig. 5.107: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione caviglia sinistra

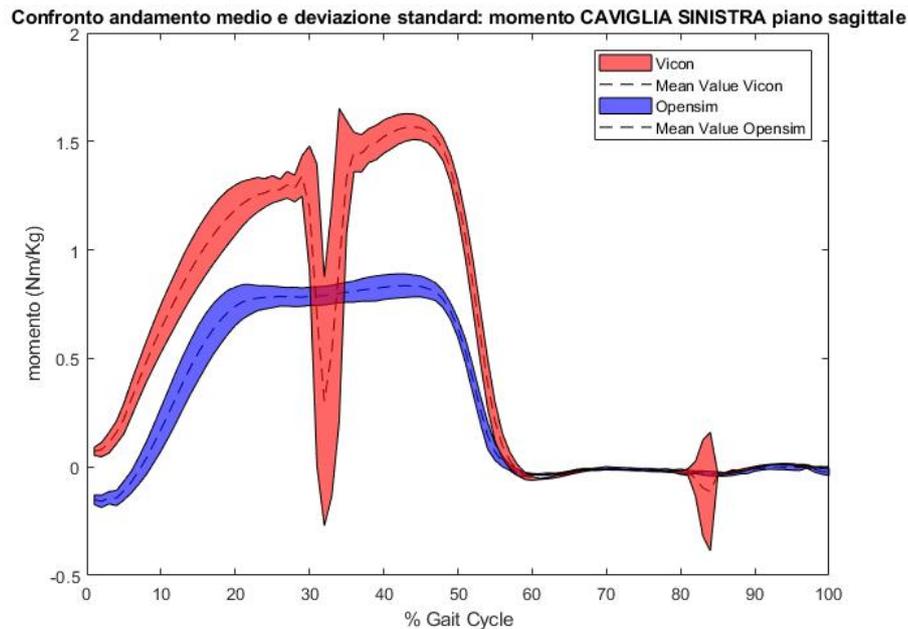


Fig. 5.108: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione caviglia sinistra

I risultati sul ginocchio sono ottimi per quanto riguarda il ginocchio destro, mentre nel caso del ginocchio sinistro, focalizzandosi sugli andamenti medi si può notare la curva del Vicon è molto irregolare, mentre quella di Opensim è molto più pulita. Per quanto riguarda la caviglia, anche in questo caso i risultati sulla caviglia destra sono molto buoni, mentre per quanto riguarda la caviglia sinistra è presente uno spike sull'andamento del Vicon, probabilmente dovuto alla presenza di NaN trasformati in zeri, pertanto questo spike si riflette sull'andamento medio. Gli andamenti comunque complessivamente sono sovrapponibili.

5.3.3 Risultati dinamica inversa soggetto 3

Si riportano i risultati per l'ultimo soggetto, di cui è disponibile solo il ciclo completo per l'arto destro, quindi si riportano le curve solo per quest'ultimo.

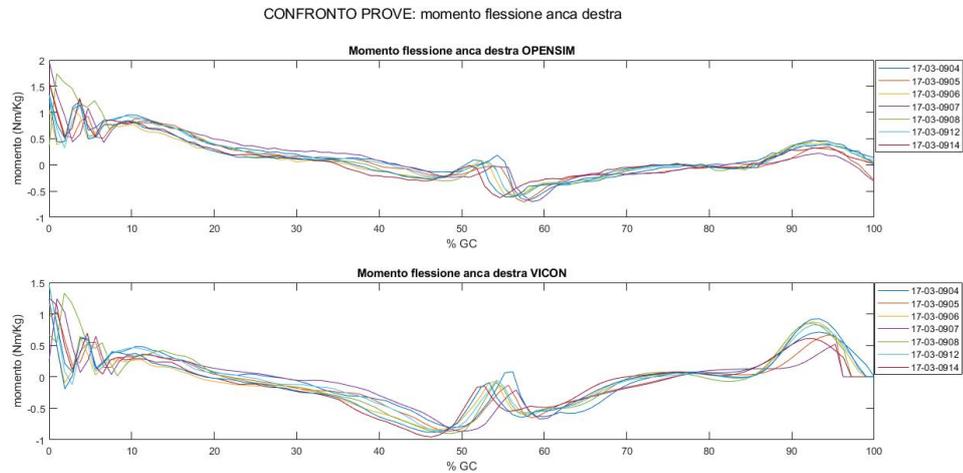


Fig. 5.109: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione anca destra

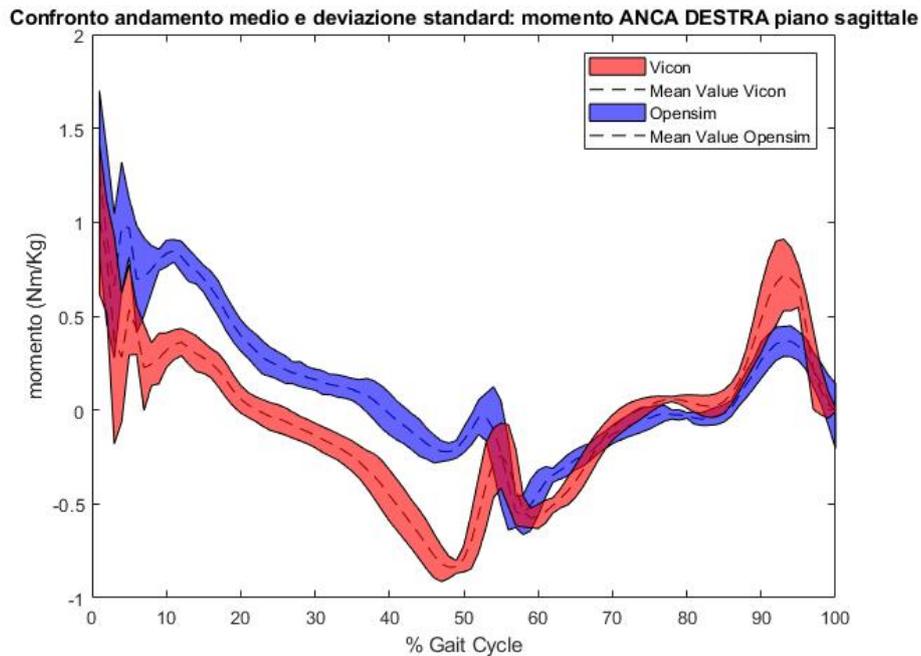


Fig. 5.110: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione anca destra

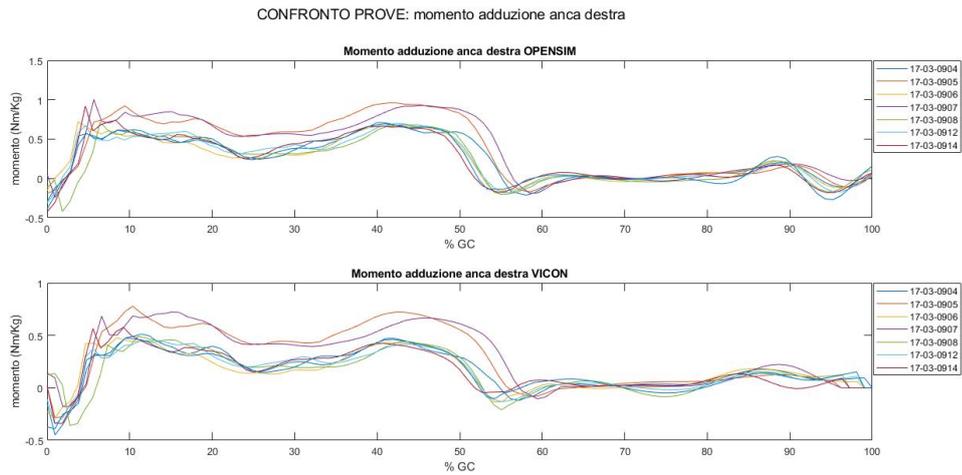


Fig. 5.111: Confronto risultati dinamica inversa: momento di adduzione anca destra

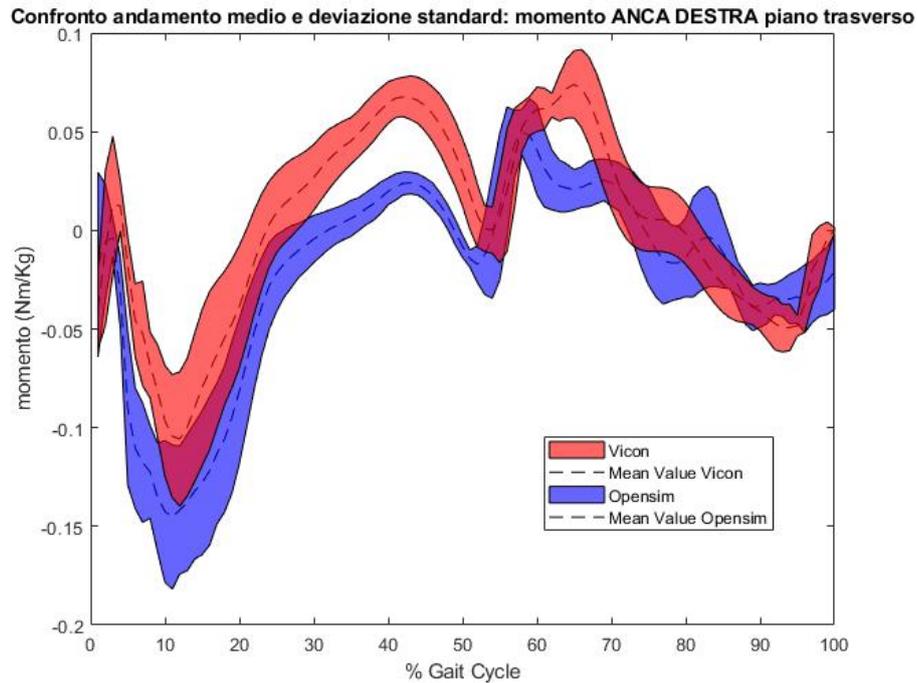


Fig. 5.112: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di rotazione interna anca destra

Per quanto riguarda l'anca, i risultati sul piano sagittale e frontale non sono ottimi, c'è un discostamento in alcuni punti del ciclo, mentre i risultati sul piano trasverso sono migliori.

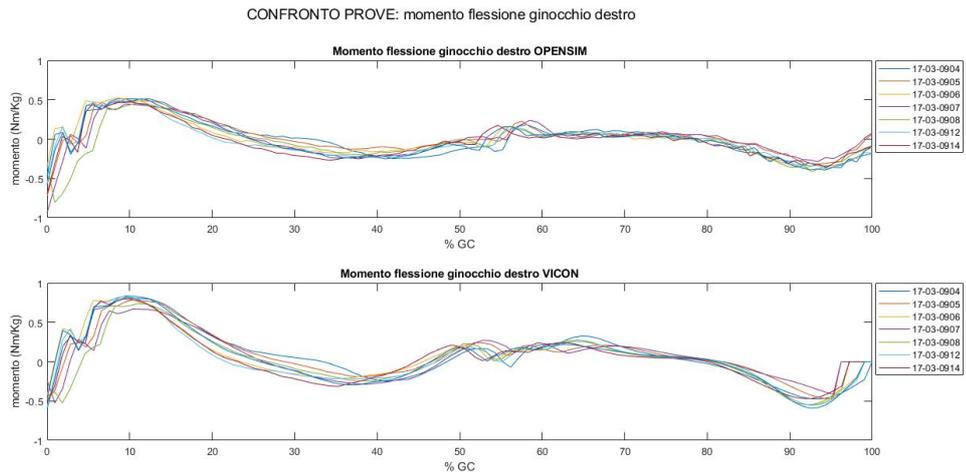


Fig. 5.113: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione ginocchio destro

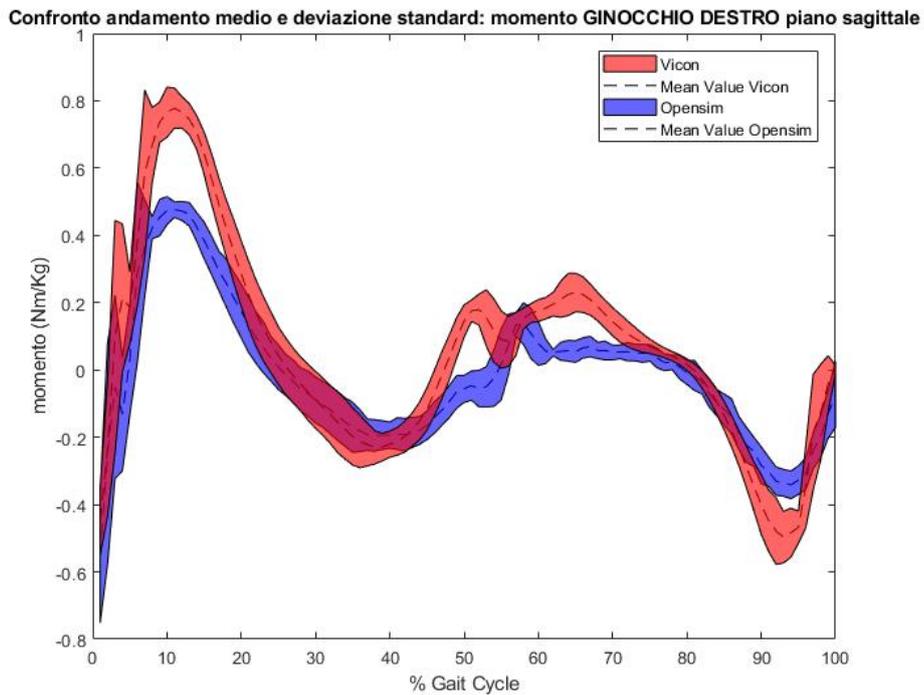


Fig. 5.114: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione ginocchio destro

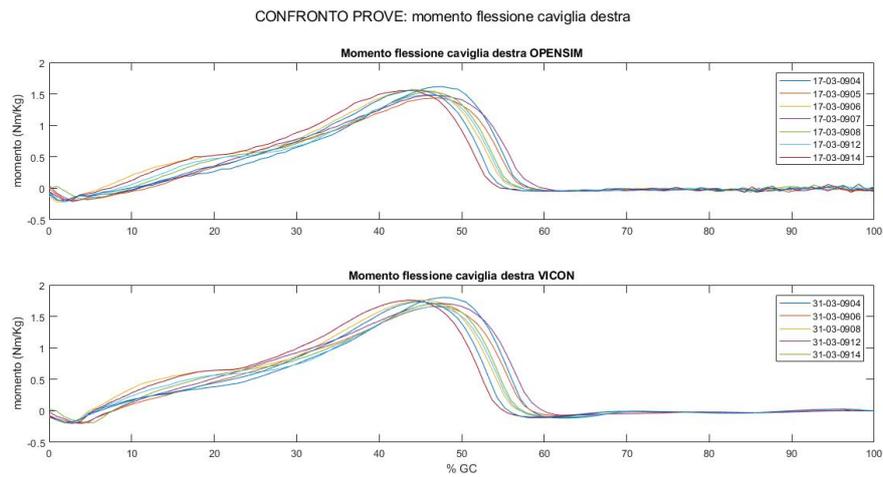


Fig. 5.115: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione caviglia destra

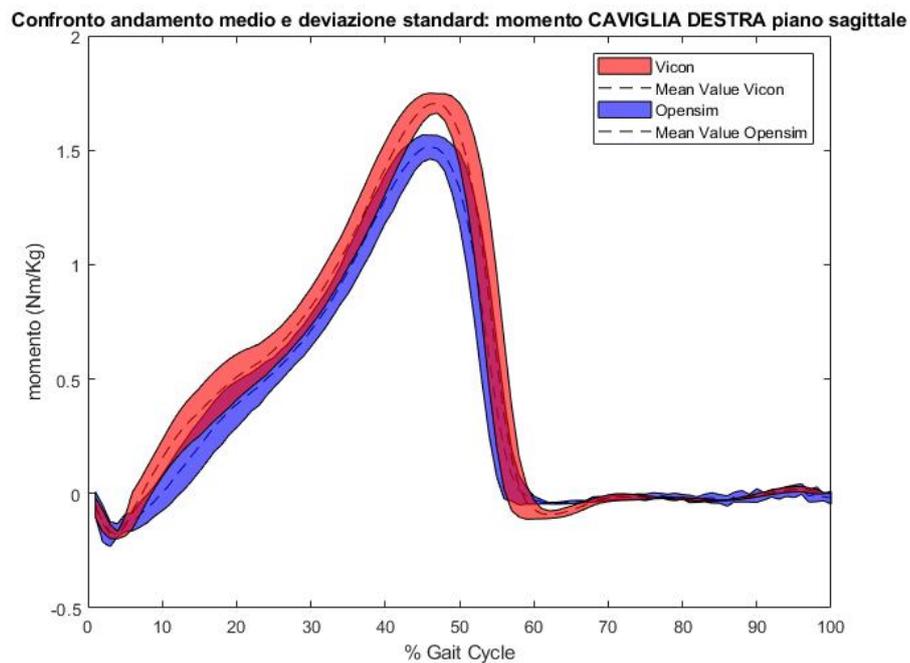


Fig. 5.116: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione caviglia destra

Sia per il ginocchio che per la caviglia gli andamenti si rispettano molto, sono decisamente i risultati migliori.

5.3.4 Calcolo errore RMSE (Root Mean Square Error)

Come fatto per i risultati di cinematica inversa, anche per i risultati di dinamica inversa si calcola l'errore RMSE con la formula 5.4. L'errore viene calcolato sugli andamenti medi delle prove per i tre soggetti, per ogni grado di libertà disponibile. Si riportano nelle tre tabelle seguenti i risultati per i tre soggetti sani analizzati.

MOMENTO	ERRORE RMSE Soggetto 1 (Nm/Kg)
Momento flessione anca destra	0.21
Momento adduzione anca destra	0.12
Momento rotazione interna anca destra	0.06
Momento flessione ginocchio destro	0.55
Momento flessione caviglia destra	0.26

MOMENTO	ERRORE RMSE Soggetto 2 (Nm/Kg)
Momento flessione anca destra	0.08
Momento flessione anca sinistra	0.07
Momento adduzione anca destra	0.14
Momento adduzione anca sinistra	0.18
Momento rotazione interna anca destra	0.02
Momento rotazione interna anca sinistra	0.07
Momento flessione ginocchio destro	0.05
Momento flessione ginocchio sinistro	0.30
Momento flessione caviglia destra	0.22
Momento flessione caviglia sinistra	0.37

MOMENTO	ERRORE RMSE Soggetto 3 (Nm/Kg)
Momento flessione anca destra	0.32
Momento adduzione anca destra	0.15
Momento rotazione interna anca destra	0.03
Momento flessione ginocchio destro	0.13
Momento flessione caviglia destra	0.11

Come per la cinematica inversa, si procede al calcolo dell'errore RMSE prendendo in considerazione tutte le prove di tutti i soggetti, dividendo solo in arto destro e sinistro. Si calcola l'errore per ogni prova e si ricava l'errore medio e la rispettiva deviazione standard, come descritto precedentemente.

Si riportano i risultati sottoforma di istogramma per una visualizzazione degli errori più chiara rispetto alla tabella.

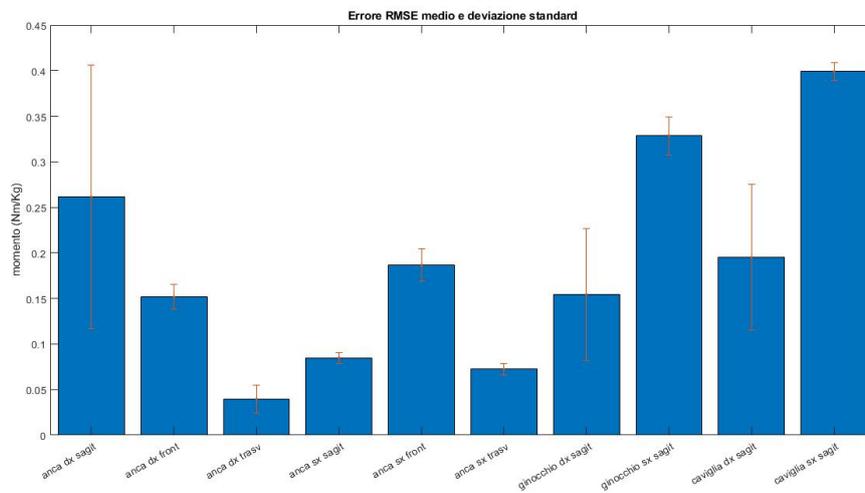


Fig. 5.117: Rappresentazione dell'errore RMSE medio e deviazione standard sui risultati di dinamica inversa dei tre soggetti sani

Si nota una deviazione standard molto ampia sul momento di flessione dell'anca destra; gli errori minori si hanno sul momento di rotazione interna dell'anca, sia destra che sinistra, e sul momento di flessione dell'anca sinistra. Questo rispecchia i commenti fatti in precedenza sui grafici.

6. SECONDO CASO STUDIO: ANALISI DI UN SOGGETTO PATOLOGICO

Dopo l'analisi del primo caso studio sui tre soggetti sani, si procede all'analisi di un caso patologico. Ci si aspetta che le curve si discostino dall'andamento standard di un soggetto sano.

Si riporta una tabella in cui sono schematizzati i dati relativi al soggetto, come fatto per i tre soggetti sani del primo caso studio.

	Sesso	Massa (Kg)	Altezza (m)	N prove disponibili
Soggetto 1	F	49.87	1.67	6

I passaggi dell'analisi e simulazione del movimento sono gli stessi adottati per il caso studio precedente, si riportano i dettagli dei vari passaggi e i risultati.

6.1 *Scaling*

I passaggi dello Scaling sono gli stessi adottati per il caso precedente, in questo caso non si ha il problema della mancanza dei dati su alcuni marker come per i tre soggetti precedenti. In questo caso si hanno a disposizione tutti i dati, quindi è possibile effettuare lo Scaling attraverso le coppie dei marker descritte in figura 5.4, non è necessario pertanto lo Scaling manuale. Una volta impostati i parametri dello Scaling, si analizza il caso in cui i marker si allineino perfettamente con quelli sperimentali (con la funzione Previex Static Pose) e il caso in cui invece non siano allineati. Avendo come riferimento le soglie di errore:

- Marker error max < 2-4 cm
- Marker error RMS < 2 cm

Si è verificato che, dopo lo Scaling effettuato allineando perfettamente i marker virtuali a quelli sperimentali (Previex Satic Pose), gli errori rientrano nelle soglie appena proposte.

6.2 *Cinematica Inversa*

Per quanto riguarda l'iter per ricavare gli angoli articolari si hanno i passaggi analoghi ai casi precedenti. Il primo passo è sempre quello di definire la durata del ciclo

del passo per arto destro e sinistro, così da esprimere i risultati in funzione della percentuale del ciclo del passo.

In questo caso si ha a disposizione l'intero ciclo del passo sia per arto destro che per arto sinistro; come prima si rappresentano le traiettorie dei due marker (RTOE e RHEE, LTOE e LHEE) sovrapposte per la ricerca degli istanti di inizio del ciclo, inizio pendolamento e fine ciclo.

Si riporta un grafico di esempio in cui si possono visualizzare dalle rette tratteggiate gli istanti appena specificati. Il grafico è riferito a una prova di Motion Capture del soggetto 1.

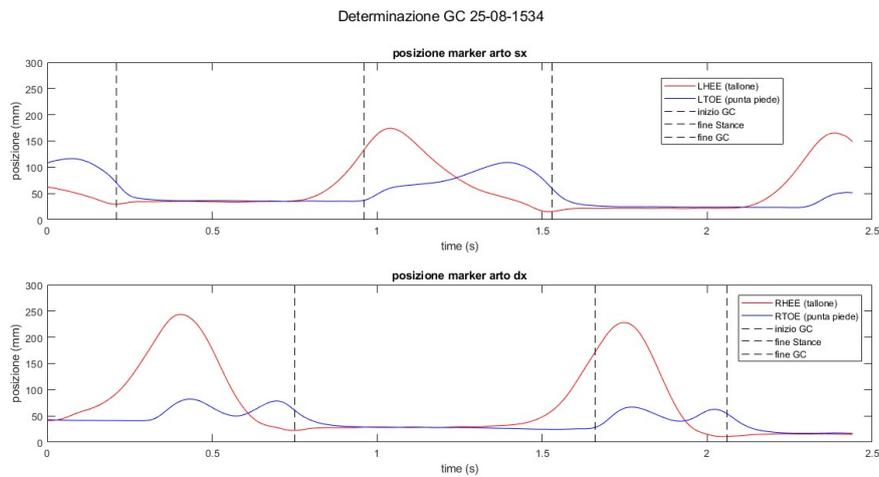


Fig. 6.1: Rappresentazione delle traiettorie delle coppie di marker RTOE-RHEE e LTOE-LHEE e determinazione degli istanti di inizio ciclo, inizio pendolamento e fine ciclo

Per confermare la correttezza di questi istanti, come prima, si sovrappongono le traiettorie dei marker alle reazioni vincolari in direzione verticale dello stesso arto. Per il soggetto in questione le grf non sono pulite come per i soggetti sani precedenti. Per ogni prova è utilizzabile solo la grf riferita a un arto, in quanto l'altra risulta molto rumorosa. Si riporta come esempio la rappresentazione delle grf di una prova per arto destro e sinistro.

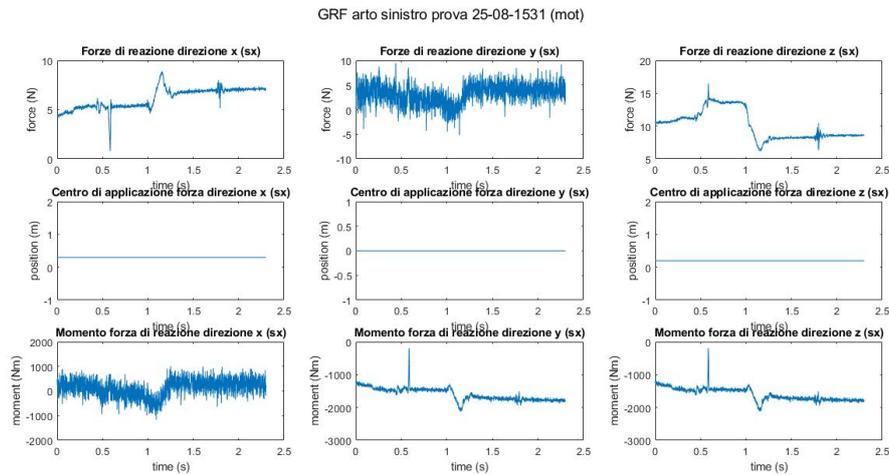


Fig. 6.2: Rappresentazione delle GRF dell'arto sinistro di una prova del soggetto patologico

1

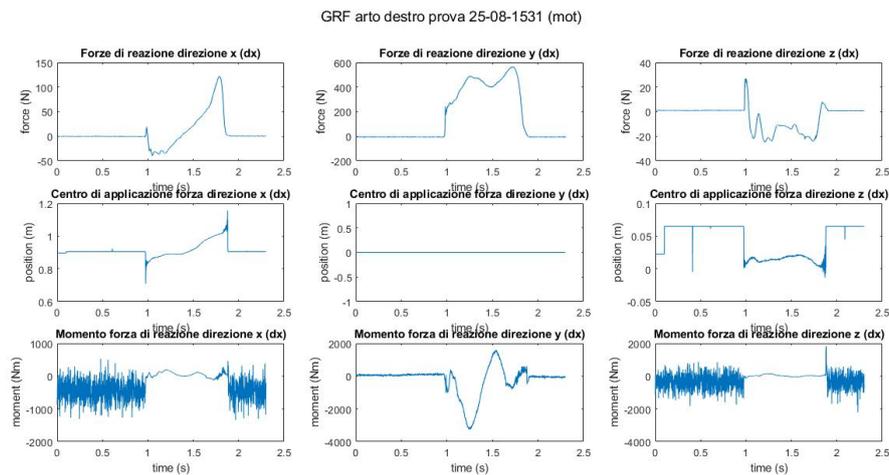


Fig. 6.3: Rappresentazione delle GRF dell'arto destro di una prova del soggetto patologico

1

Si può notare come la reazione vincolare verticale dell'arto sinistro sia completamente inutilizzabile per il rumore, mentre per l'arto destro è molto più pulita.

Sulle sei prove a disposizione, si hanno tre prove con le grf pulite per l'arto destro e altre tre prove con le grf pulite per l'arto sinistro.

La sovrapposizione delle traiettorie dei marker con le reazioni vincolari verticali non è possibile effettuarla per tutti e due gli arti, per ogni prova, si effettua solo con l'arto corrispondente alla grf pulita.

Si riporta come esempio nella figura sottostante il grafico riferito alla determinazione del ciclo del passo dell'arto sinistro di una prova. Si può notare che gli istanti di inizio ciclo e inizio pendolamento sono confermati; per la fine del ciclo, come prima

si dovrebbe avere la reazione vincolare successiva.

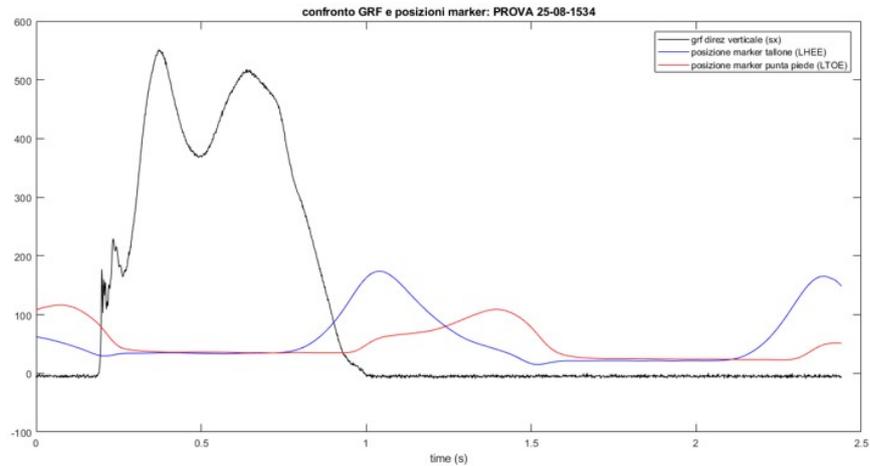


Fig. 6.4: Rappresentazione traiettorie dei marker LTOE e LHEE sovrapposti alla reazione vincolare in direzione verticale dell'arto sinistro

La normalizzazione dell'asse temporale come % del GC viene effettuata con la formula 4.1, già utilizzata precedentemente.

Una volta normalizzato l'asse si può procedere alla rappresentazione dei risultati della cinematica, con lo stesso approccio utilizzato precedentemente.

6.2.1 Risultati cinematica inversa soggetto 1

Si riportano i risultati della cinematica inversa, sovrapponendo, per ogni angolo articolare, le curve di tutte le prove; in questo modo è possibile fare un confronto tra gli andamenti delle curve ottenute con Opensim e le curve ottenute dal modello Vicon. Inoltre, per maggior chiarezza si è ricavato l'andamento medio e la deviazione standard per ogni grado di libertà ottenuto, così da avere un confronto più diretto sovrapponendo sullo stesso grafico le due curve.

Come fatto per i soggetti sani del capitolo precedente, anche in questo caso si considera l'offset di 12° nella flessione del bacino e nella flessione dell'anca; le motivazioni sono le stesse illustrate per i casi precedenti.

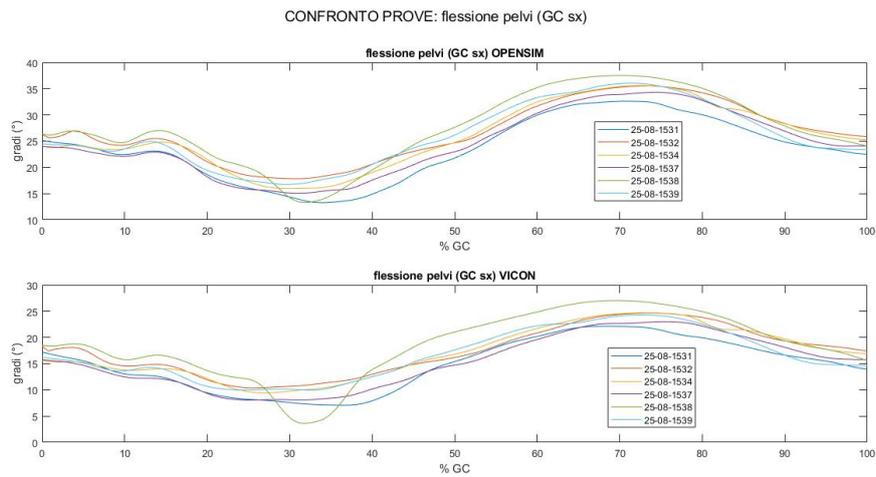


Fig. 6.5: Confronto risultati cinematica inversa: flessione bacino

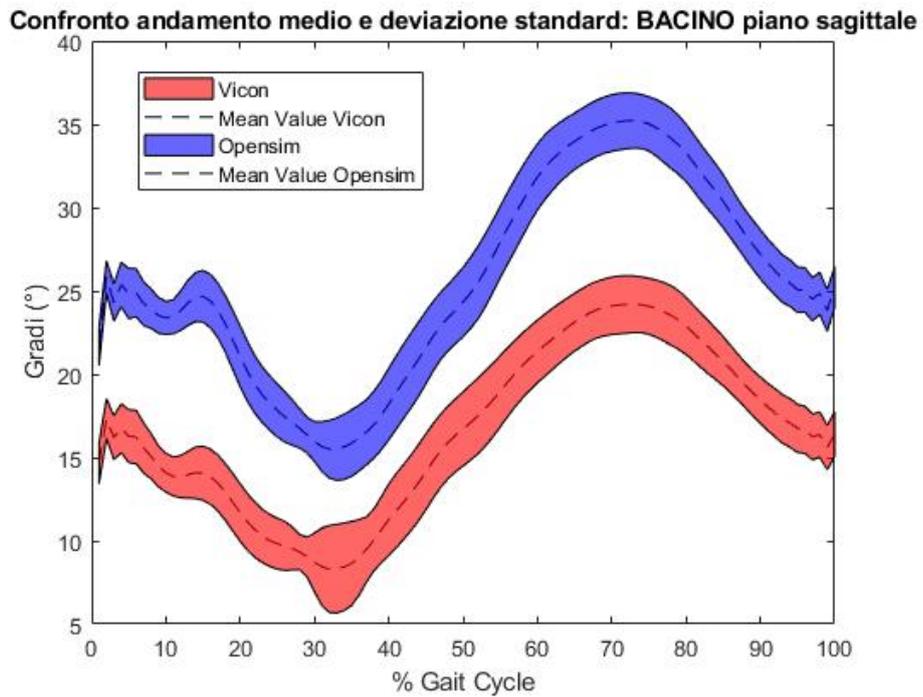


Fig. 6.6: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione del bacino

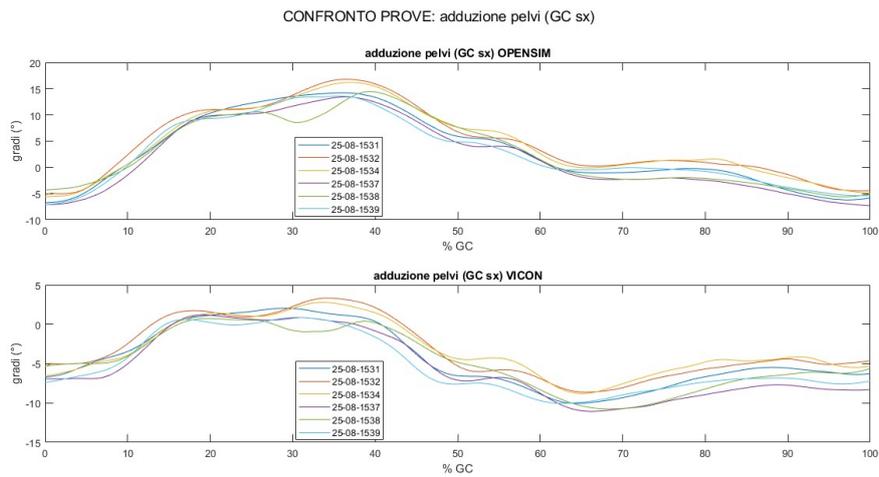


Fig. 6.7: Confronto risultati cinematica inversa: adduzione bacino

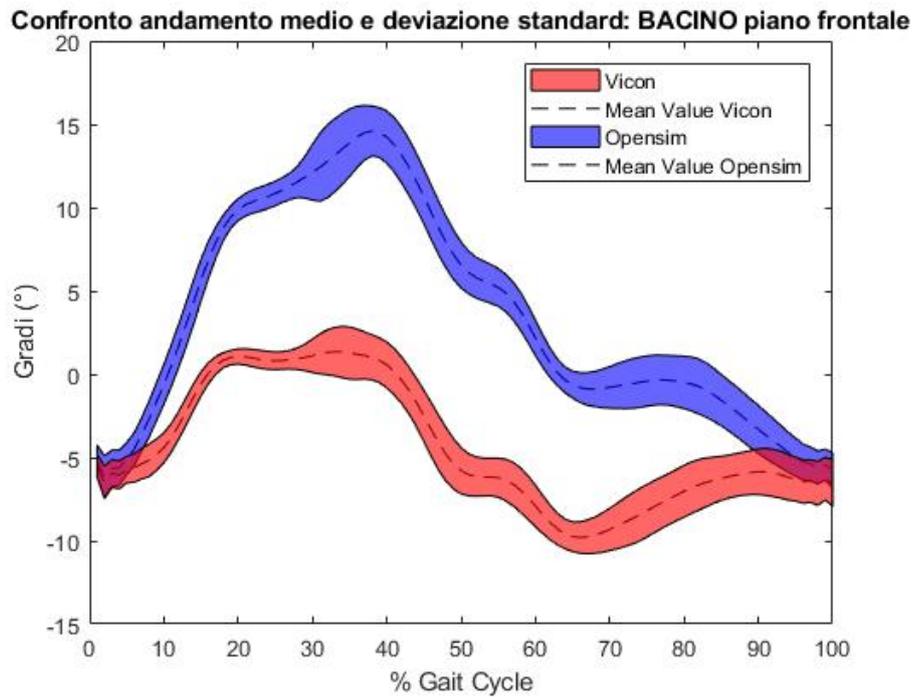


Fig. 6.8: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione del bacino

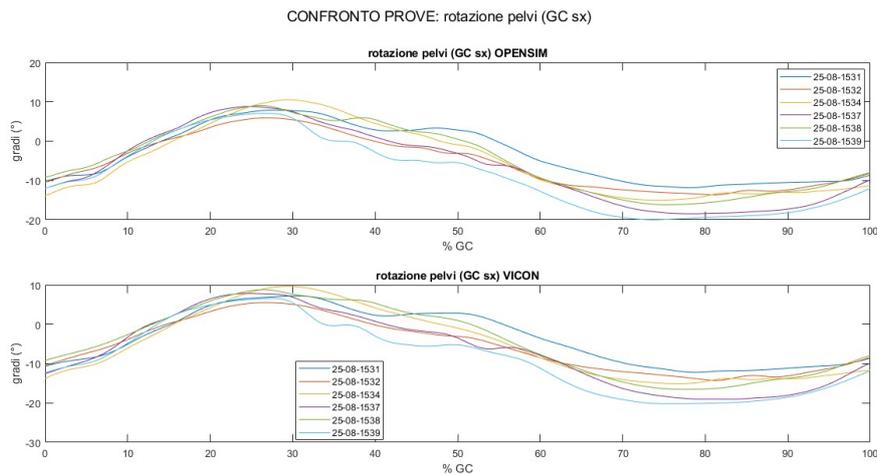


Fig. 6.9: Confronto risultati cinematica inversa: rotazione interna bacino

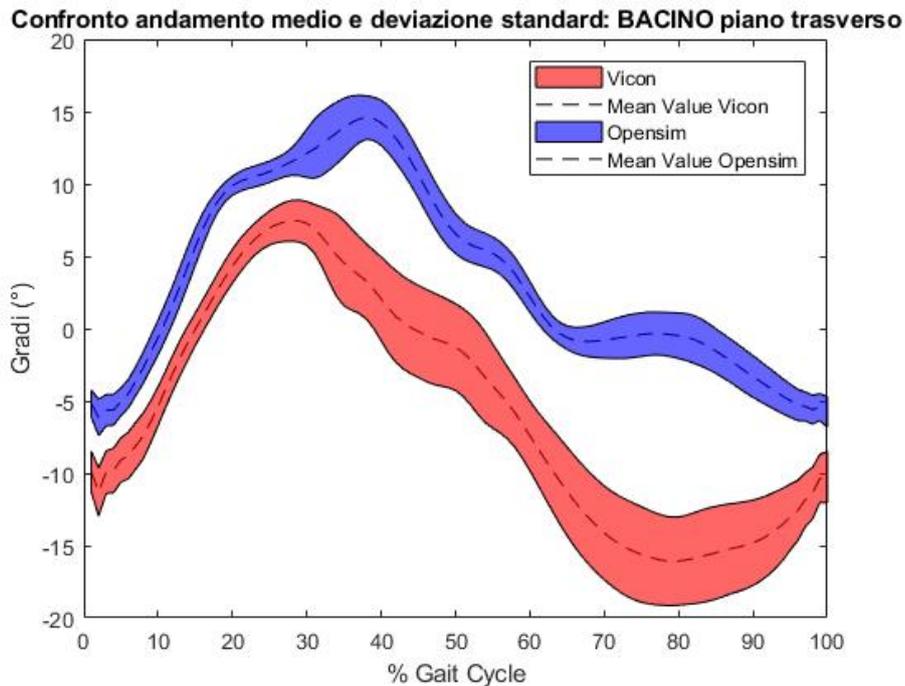


Fig. 6.10: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna del bacino

Considerando le prove separatamente (figura 6.5, 6.7 e 6.9) sembrava che su ogni piano gli andamenti fossero molto simili, invece considerando l'andamento medio si può notare che solo sul piano sagittale c'è un'evidente corrispondenza; negli altri due piani c'è più discostamento tra i due risultati.

Per quanto riguarda l'offset, si nota che introducendo la correzione il discostamento tra i due andamenti aumenta, al contrario di ciò che ci si aspetta.

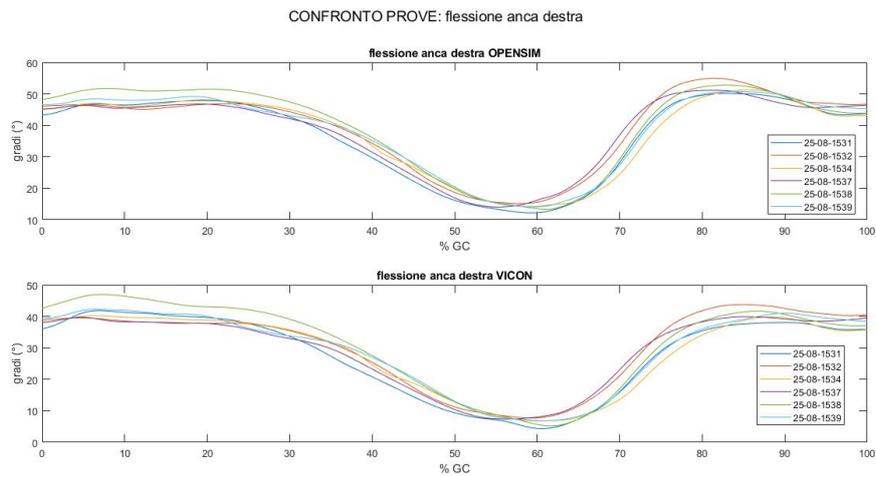


Fig. 6.11: Confronto risultati cinematica inversa: flessione anca destra

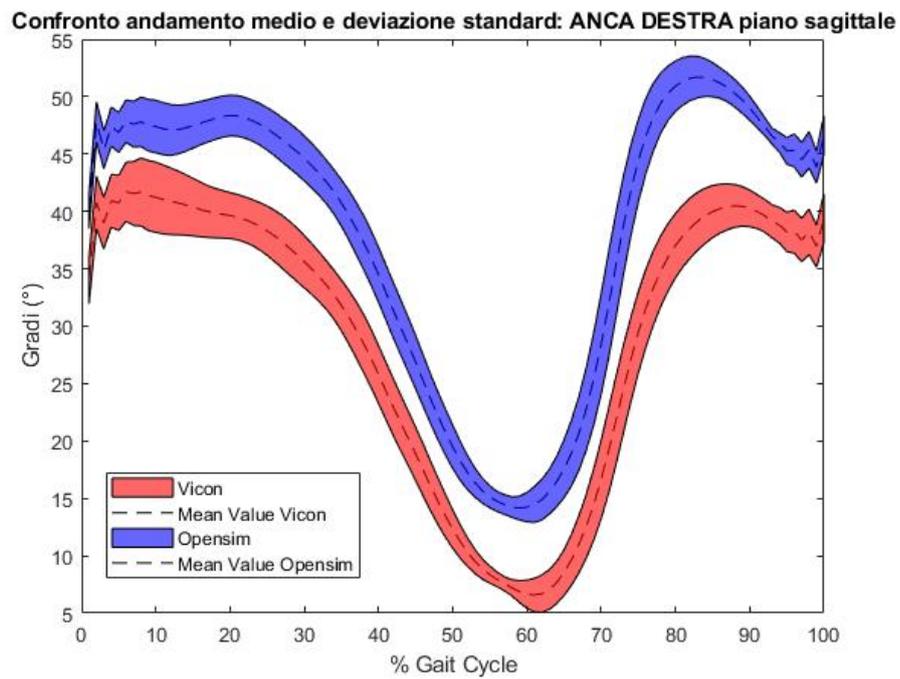


Fig. 6.12: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione dell'anca destra

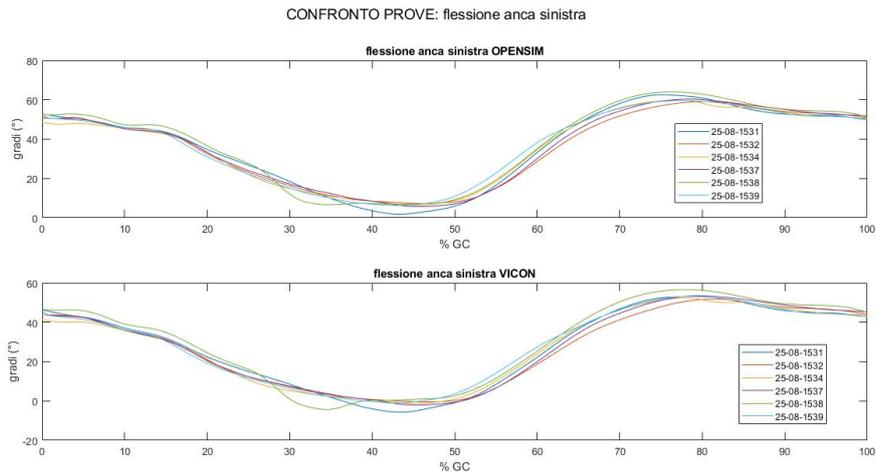


Fig. 6.13: Confronto risultati cinematica inversa: flessione anca sinistra

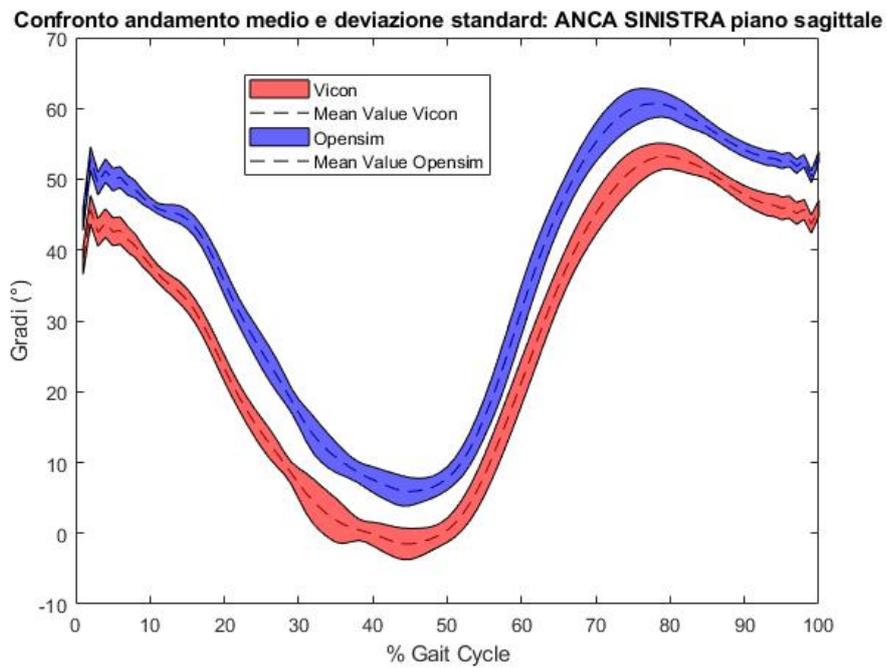


Fig. 6.14: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione dell'anca sinistra

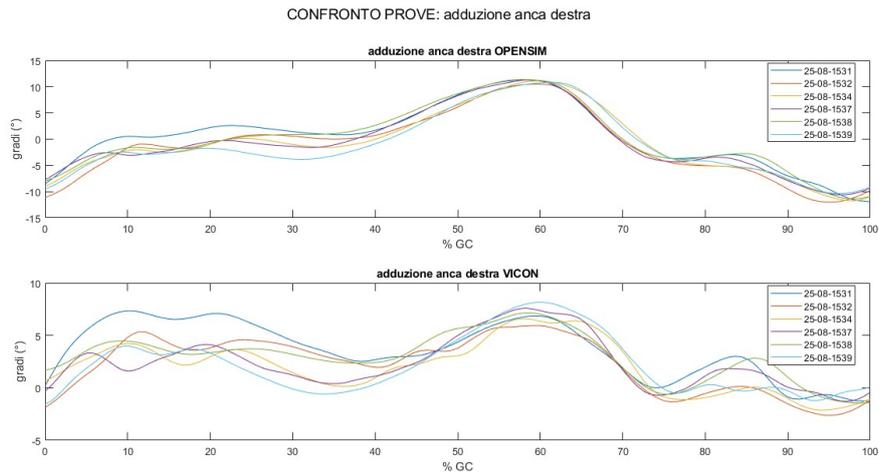


Fig. 6.15: Confronto risultati cinematica inversa: adduzione anca destra

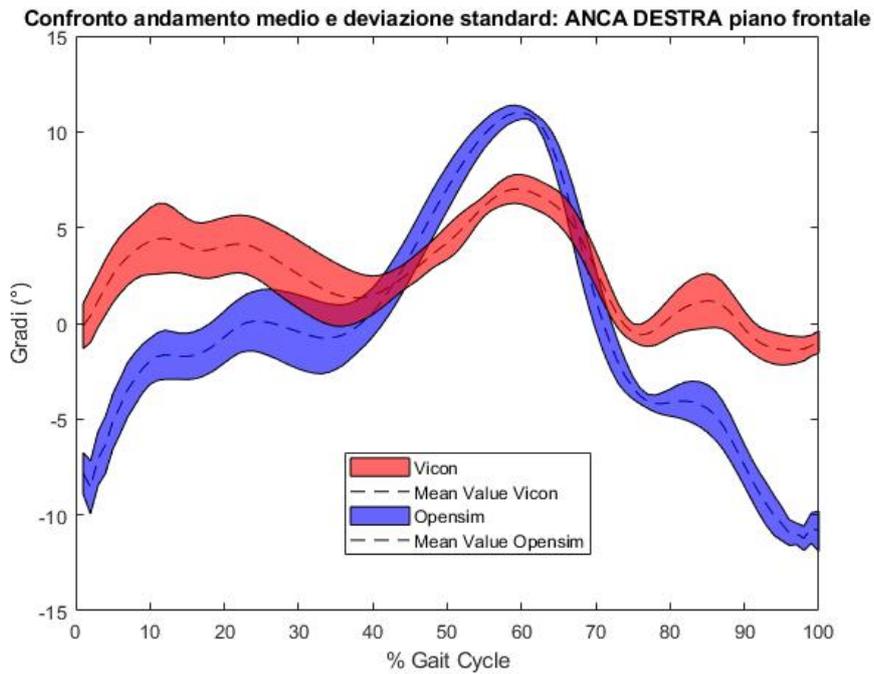


Fig. 6.16: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione dell'anca destra

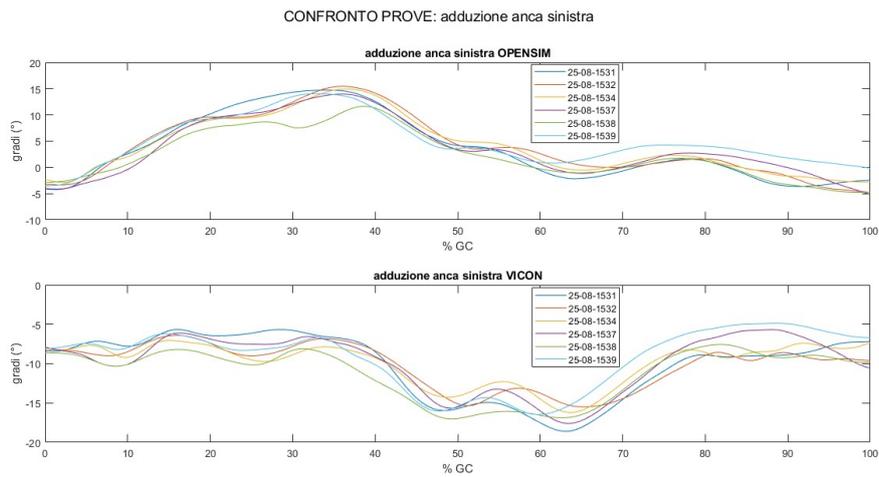


Fig. 6.17: Confronto risultati cinematica inversa: adduzione anca sinistra

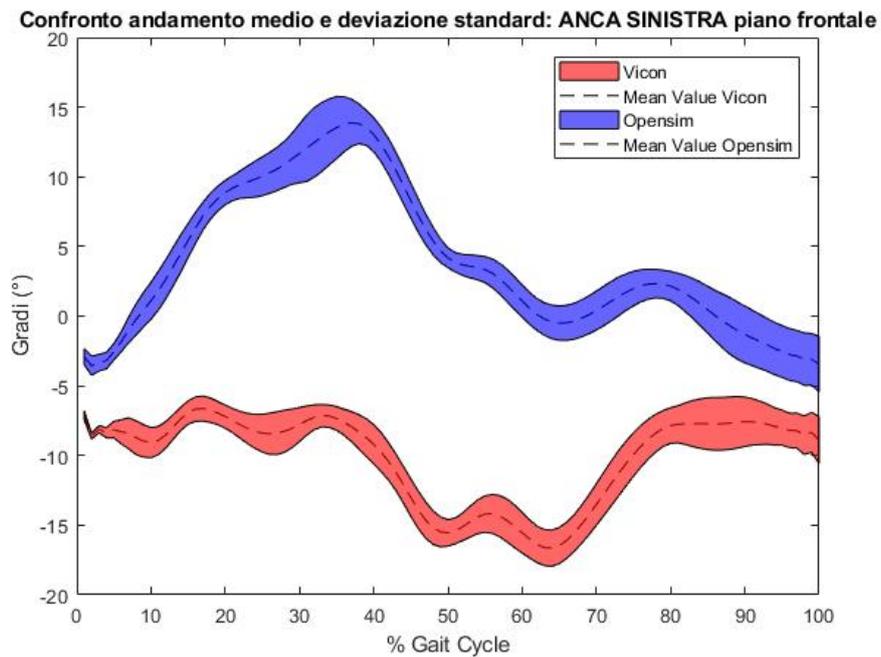


Fig. 6.18: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: adduzione dell'anca sinistra

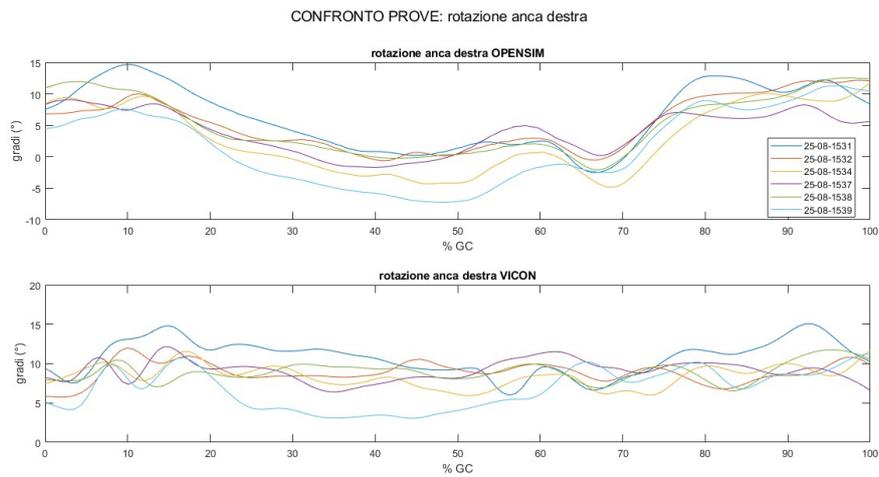


Fig. 6.19: Confronto risultati cinematica inversa: rotazione interna anca destra

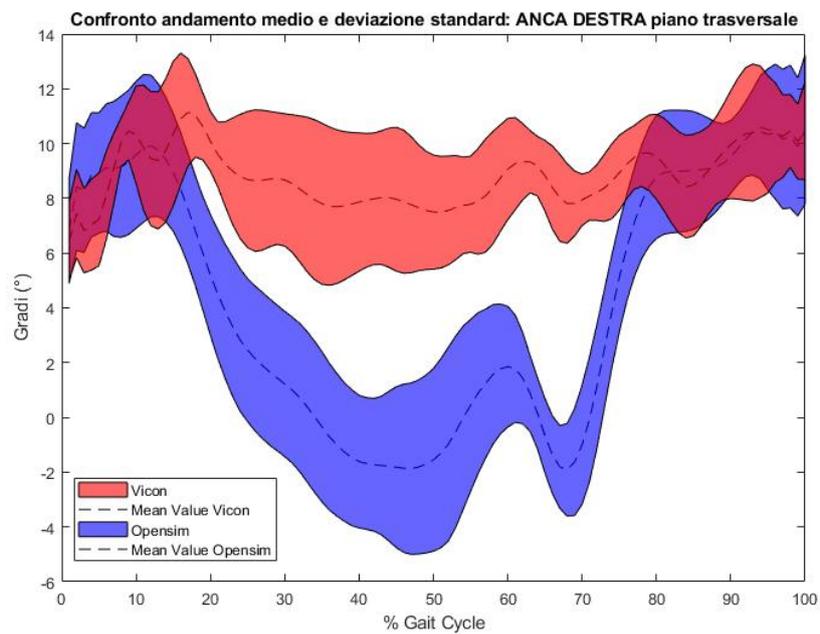


Fig. 6.20: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna dell'anca destra

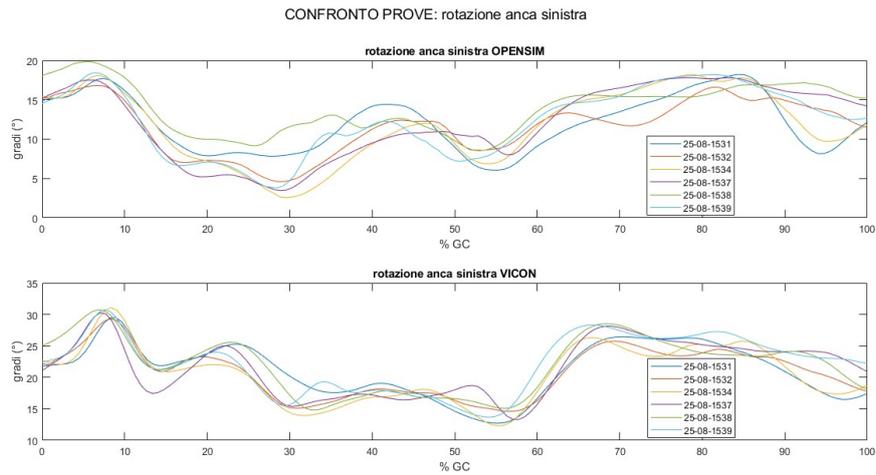


Fig. 6.21: Confronto risultati cinematica inversa: rotazione interna anca sinistra

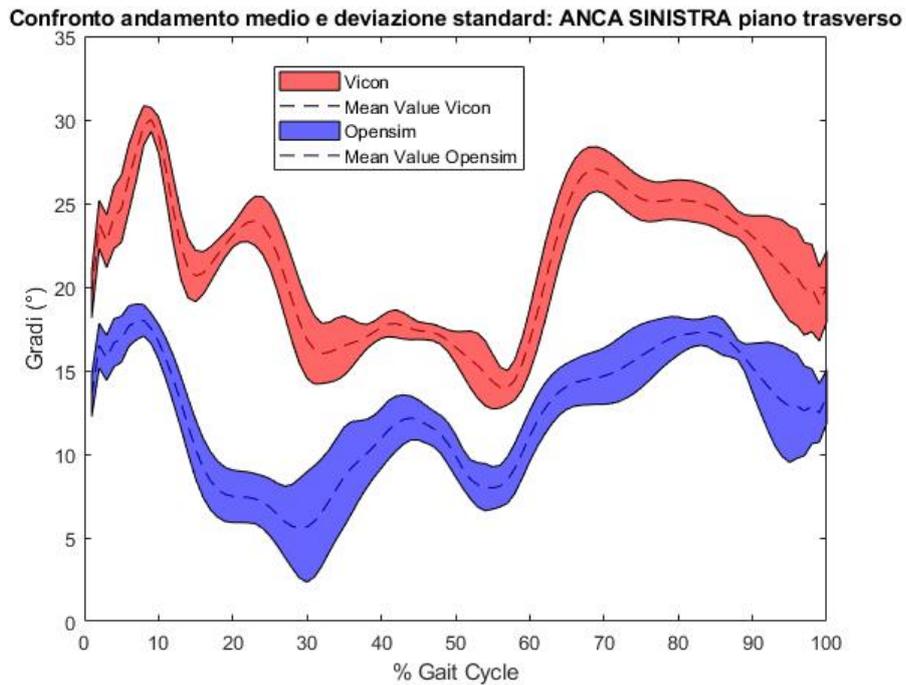


Fig. 6.22: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: rotazione interna dell'anca sinistra

Dall'analisi visiva dei risultati, sia sulle prove singole che sugli andamenti medi, si nota corrispondenza solo sul piano sagittale, sugli altri piani gli andamenti non sembrano essere molto aderenti, come descritto anche in letteratura [5].

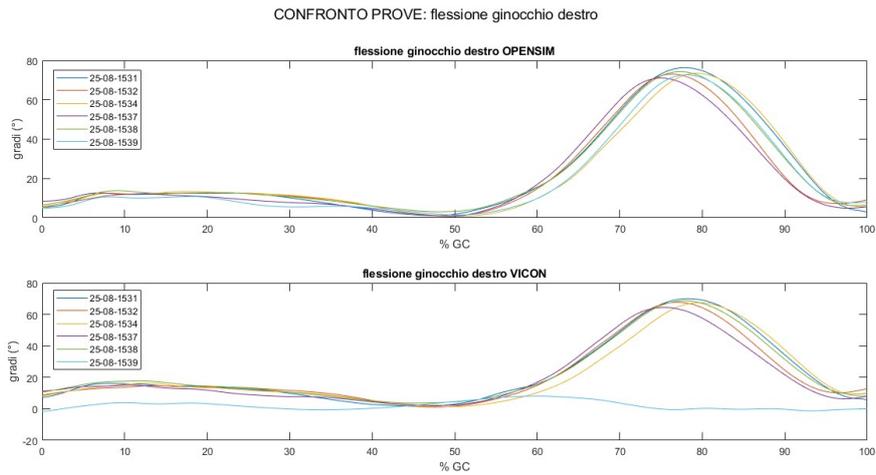


Fig. 6.23: Confronto risultati cinematica inversa: flessione ginocchio destro

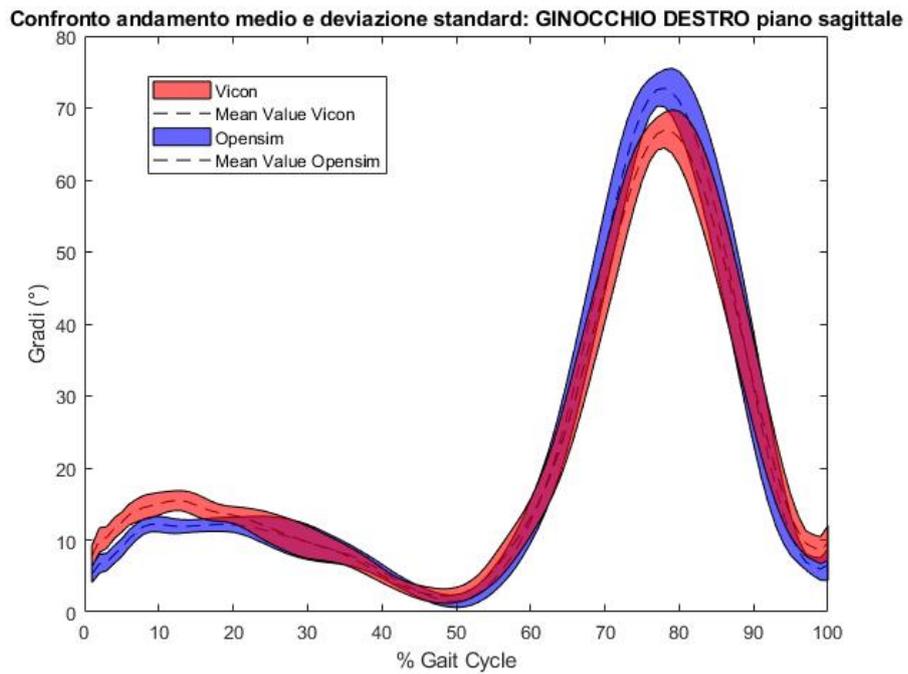


Fig. 6.24: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione del ginocchio destro

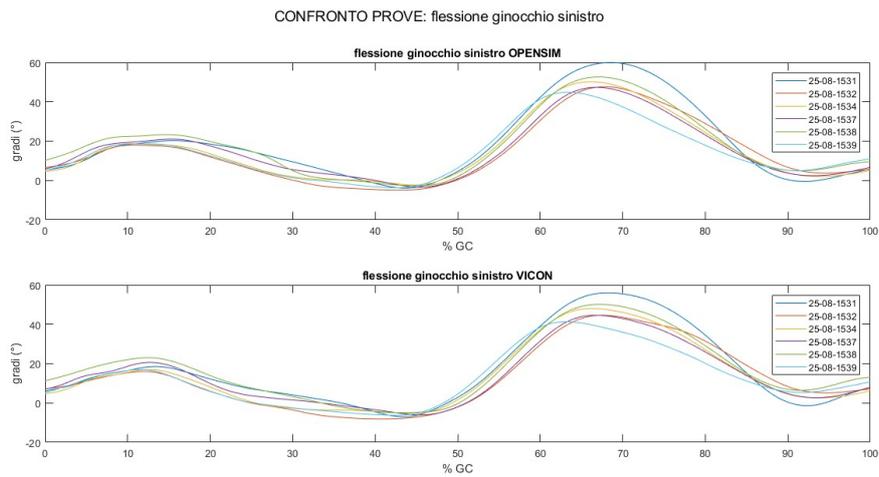


Fig. 6.25: Confronto risultati cinematica inversa: flessione ginocchio sinistro

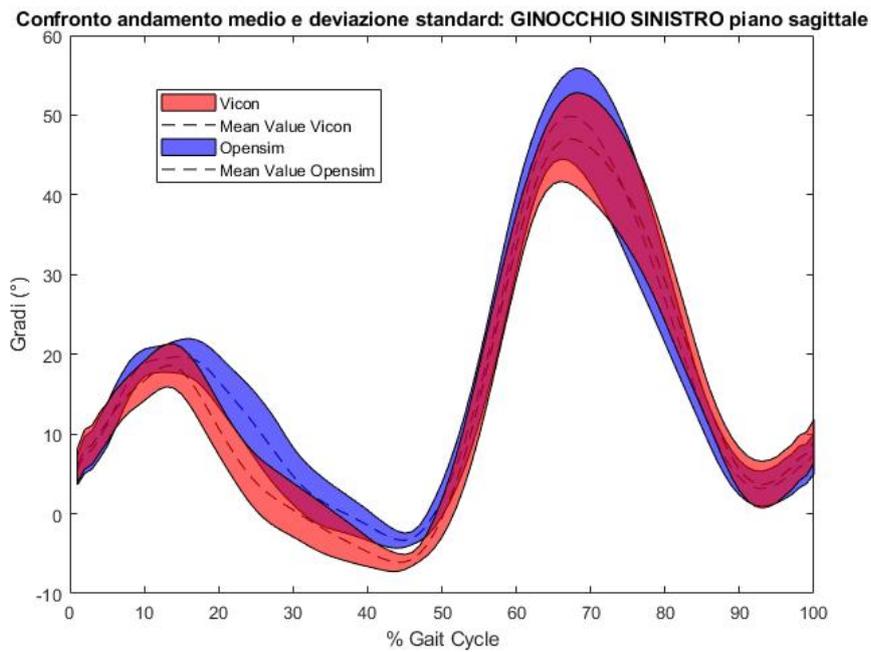


Fig. 6.26: Confronto andamenti medi della cinematica inversa: flessione del ginocchio sinistro

In questo caso c'è corrispondenza degli andamenti, a parte la prova 25-08-1539 del ginocchio destro che differisce dalle altre.

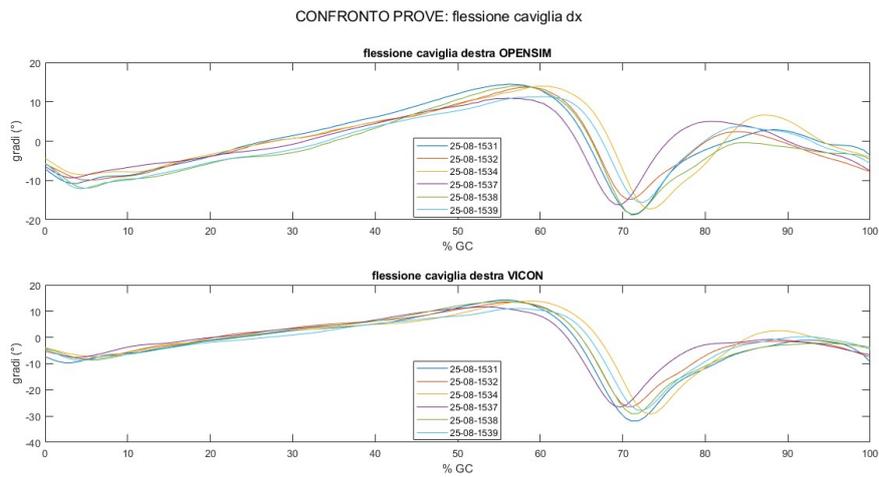


Fig. 6.27: Confronto risultati cinematica inversa: flessione caviglia destra

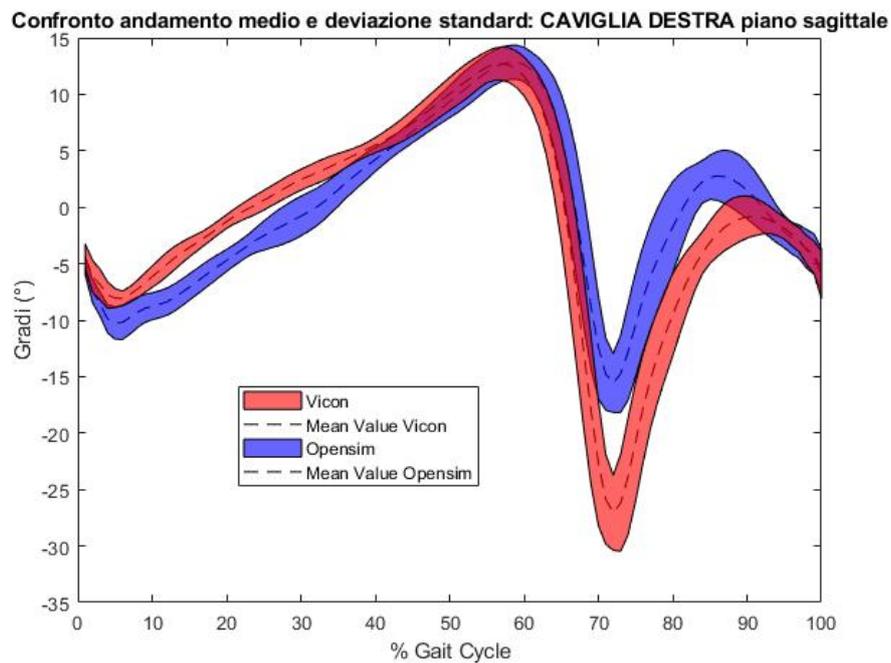


Fig. 6.28: Confronto andamenti medi: flessione della caviglia destra

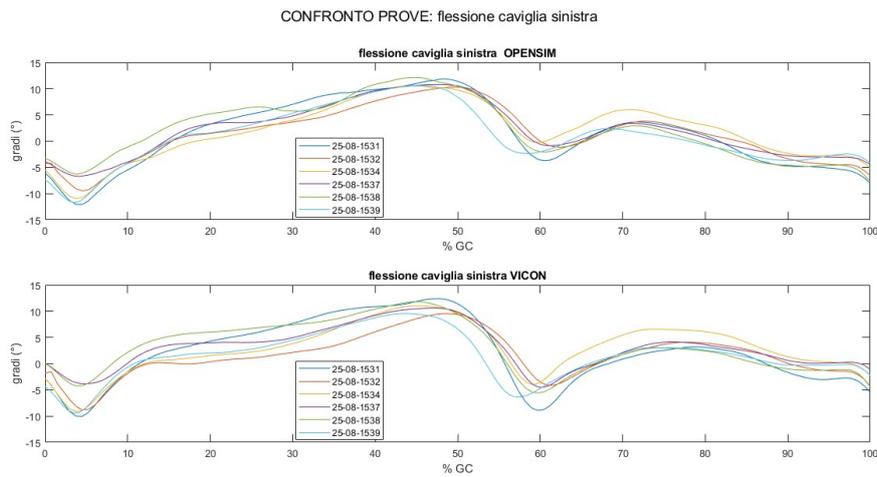


Fig. 6.29: Confronto risultati cinematica inversa: flessione caviglia sinistra

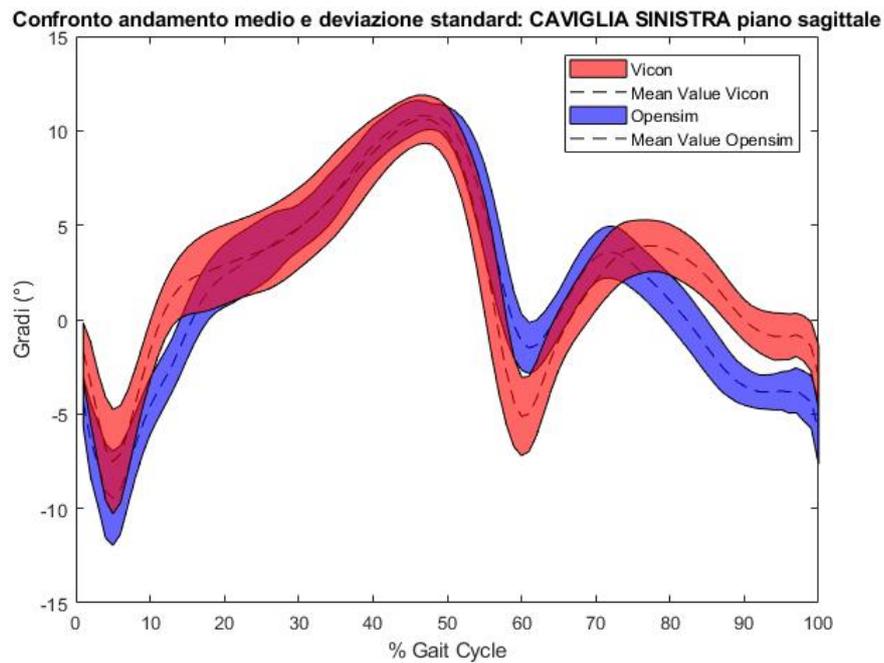


Fig. 6.30: Confronto andamenti medi: flessione della caviglia sinistra

Anche in questo caso gli andamenti sembrano corrispondere. È pertanto verificato che sul piano sagittale i risultati siano migliori, come è ampiamente descritto in letteratura.

6.2.2 Calcolo Range of Motion (ROM)

Come fatto per il caso studio precedente, sui risultati di cinematica inversa si calcola il Range of Motion (ROM), come da equazione 5.1. Si calcola il ROM sui valori medi di ogni angolo articolare ricavato, sia dei risultati Vicon che dei risultati Opensim e si mettono a confronto. Si rappresentano pertanto i valori di ROM ottenuti, sottoforma di istogramma per il soggetto patologico appena analizzato.

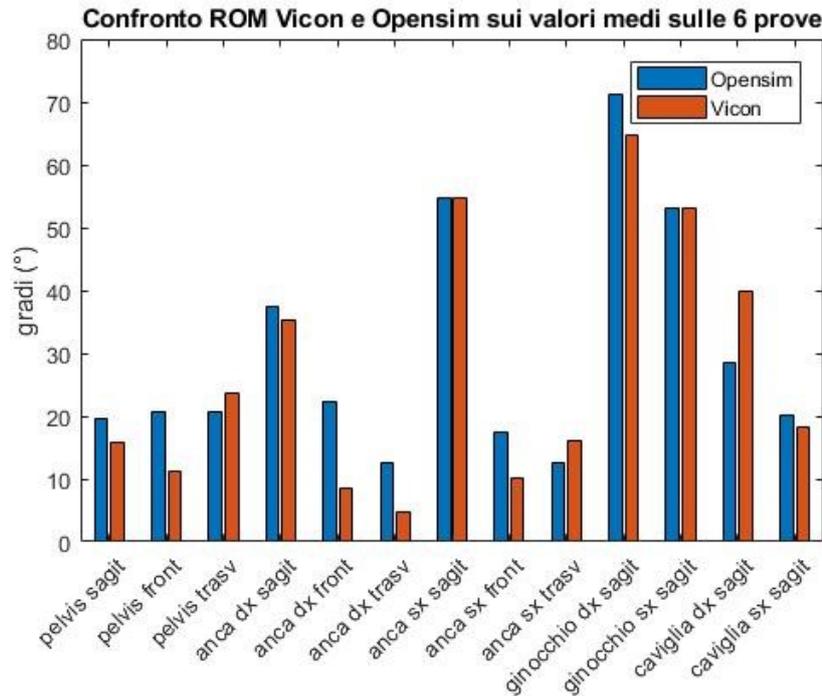


Fig. 6.31: Rappresentazione ROM sugli andamenti medi (ricavati sulle 6 prove)

Si può notare che le maggiori differenze sono presenti negli angoli articolari sul piano frontale e trasverso; sul piano sagittale la differenza è minore, come ci si aspetta dalla letteratura.

Successivamente si calcola la differenza tra i due ROM, ovvero tra il ROM ricavato dai dati Opensim e quello ricavato dai dati Vicon, per ogni angolo articolare disponibile. Si fa riferimento alla formula 5.2 e il calcolo è fatto sempre sui valori medi ricavati dalle prove analizzate.

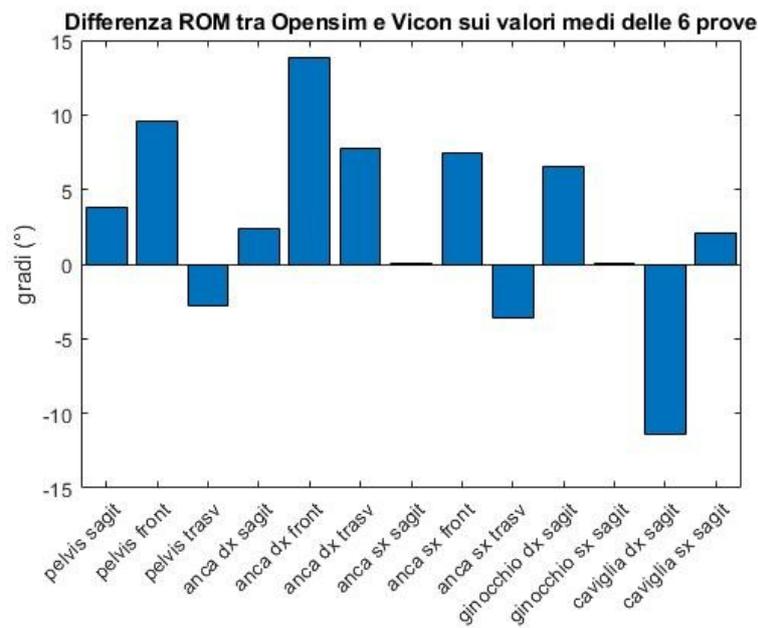


Fig. 6.32: Rappresentazione della differenza tra i due ROM (andamenti medi)

Per quanto riguarda la flessione dell'anca sinistra e la flessione del ginocchio sinistro, considerando l'andamento medio, si ha quasi un azzeramento dell'errore; mentre per esempio per la rotazione interna del bacino, l'errore in questo caso è alto. Infine si normalizza questa differenza rispetto al ROM del Vicon come fatto in precedenza attraverso la formula 5.3. Si fa sempre riferimento ai valori medi calcolati sulle 6 prove a disposizione.

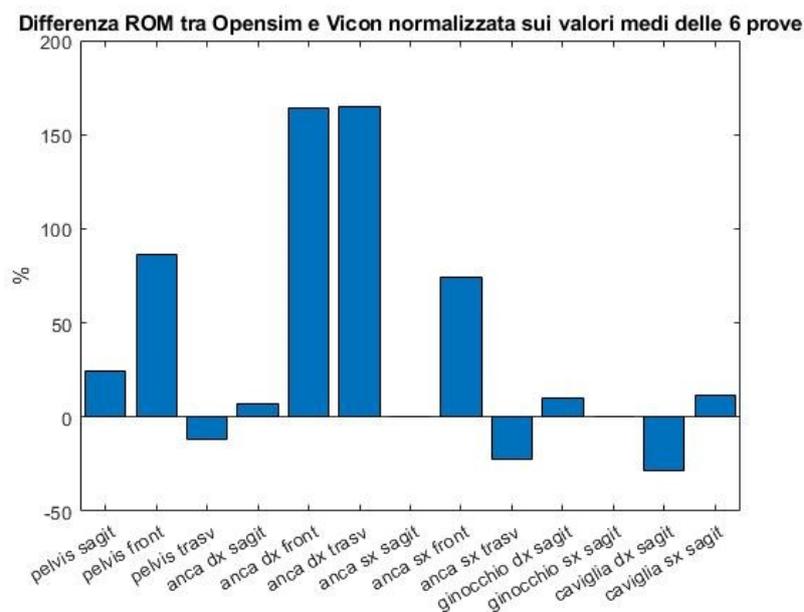


Fig. 6.33: Rappresentazione della differenza percentuale tra i due ROM normalizzata rispetto al ROM del Vicon (andamenti medi)

In questo caso abbiamo due casi particolarmente gravi in cui l'errore supera il 100%, che coinvolgono l'adduzione e la rotazione interna dell'anca destra.

6.2.3 Calcolo errore Root Mean Square Error (RMSE)

Si calcola l'errore RMSE come misura quantitativa, per aver un confronto dei risultati non solo qualitativo. La formula dell'errore di riferimento è la 5.4.

Si riportano in tabella gli errori RMSE degli angoli articolari medi, ovvero calcolati sull'andamento medio ricavato sulle 6 prove disponibili.

ANGOLO ARTICOLARE	ERRORE RMSE (°)
Flessione bacino	3.3
Adduzione bacino	8.8
Rotazione interna bacino	9.8
Flessione anca destra	3.9
Adduzione anca destra	5.0
Rotazione interna anca destra	6.1
Flessione anca sinistra	3.8
Adduzione anca sinistra	15.0
Rotazione interna anca sinistra	9.6
Flessione ginocchio destro	2.8
Flessione ginocchio sinistro	3.0
Flessione caviglia destra	4.5
Flessione caviglia sinistra	2.2

6.3 Dinamica Inversa

Una volta ricavati gli angoli articolari, si procede con l'esecuzione del Tool di Dinamica Inversa. Come prima occorre stabilire le impostazioni sulle reazioni vincolari che in questo caso, come già detto, sono incomplete, come si può visualizzare per una prova dalle figure 6.3 e 6.2. Per impostare i parametri delle grf nel Tool di dinamica inversa, occorre stabilire per ogni prova quale reazione vincolare risulta pulita e dare in input al Tool solo la grf riferita a quell'arto. Inoltre, come per i soggetti sani, non si danno in input i momenti delle reazioni vincolari perchè risultano sempre rumorosi, indipendentemente dalla prova e dall'arto.

6.3.1 Risultati dinamica inversa soggetto 1

Si riportano i risultati della dinamica inversa ottenuti con le impostazioni appena descritte. Si riportano le curve sovrapposte e l'andamento medio corrispondente per ogni momento ottenuto. Si hanno tre prove per arto destro e tre prove per l'arto

sinistro a causa dell'incompletezza sulle grf.

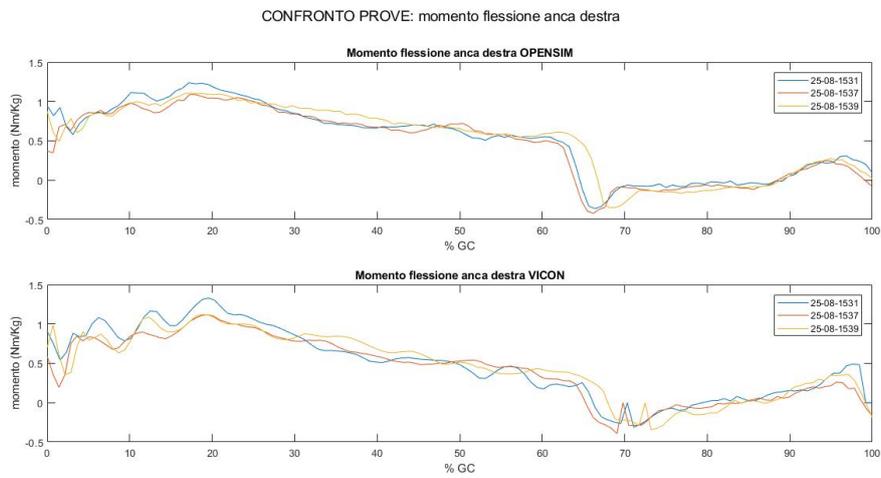


Fig. 6.34: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione dell'anca destra

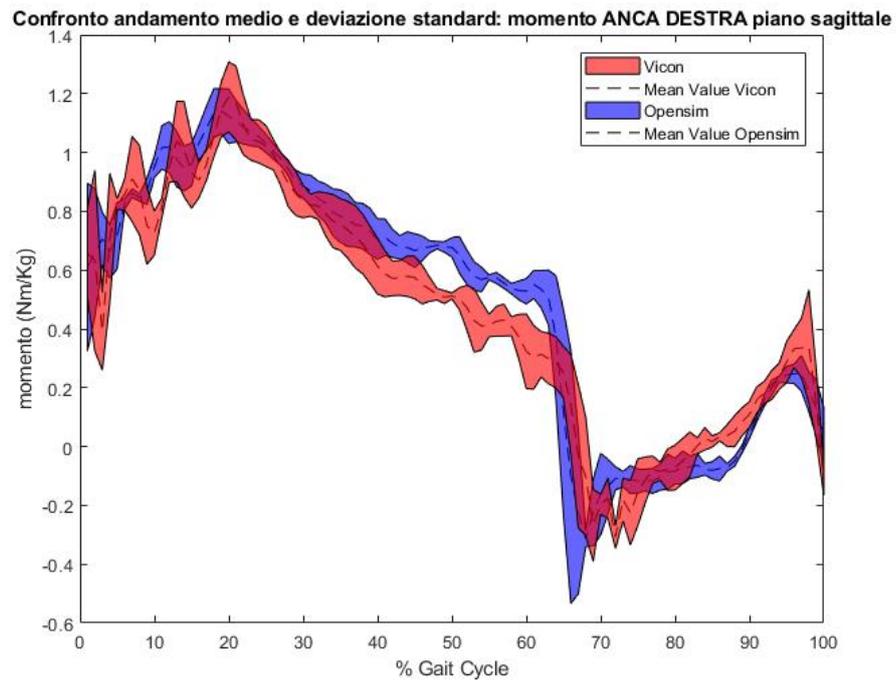


Fig. 6.35: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione dell'anca destra

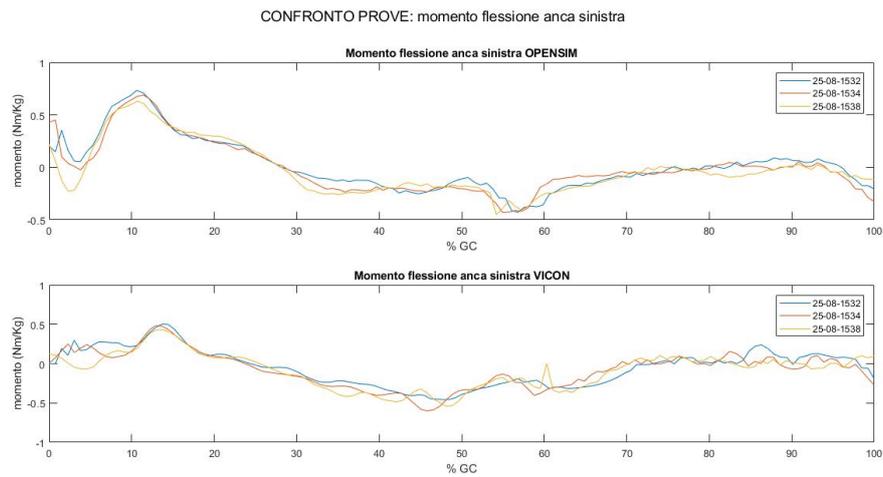


Fig. 6.36: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione dell'anca sinistra

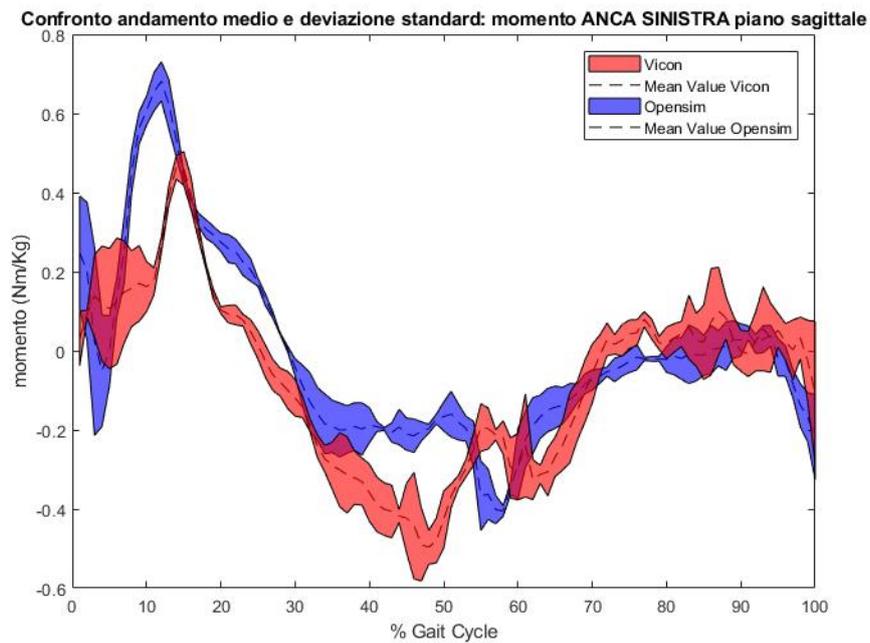


Fig. 6.37: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione dell'anca sinistra

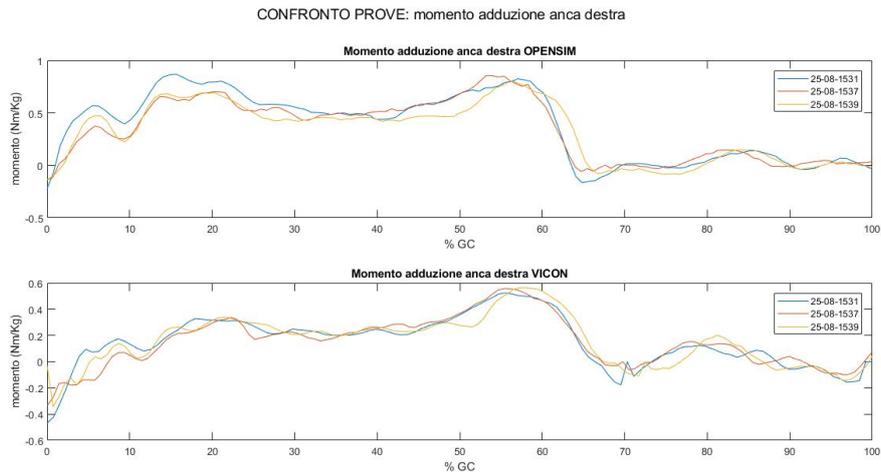


Fig. 6.38: Confronto risultati dinamica inversa: momento di adduzione dell'anca destra

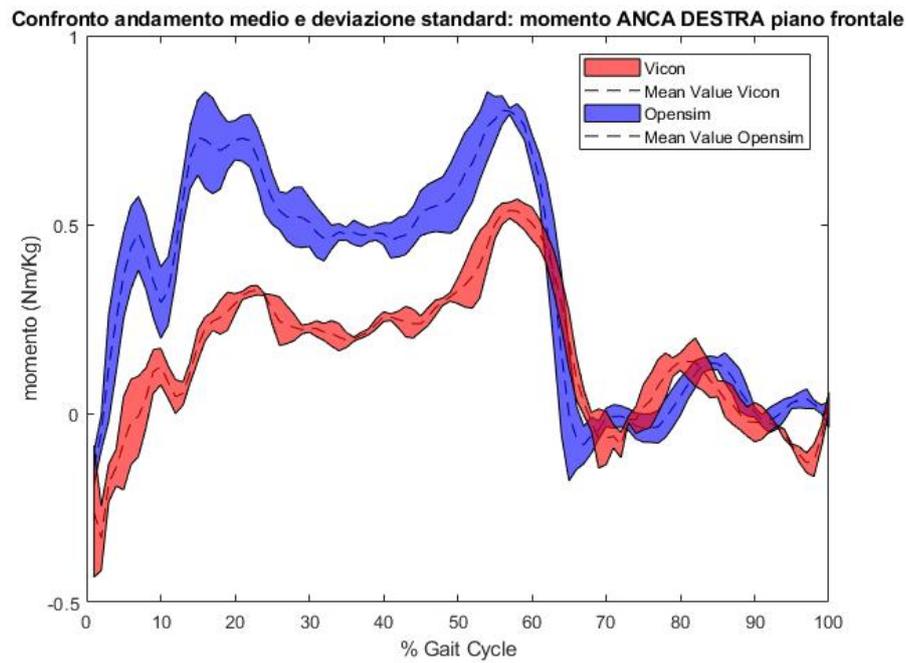


Fig. 6.39: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di adduzione dell'anca destra

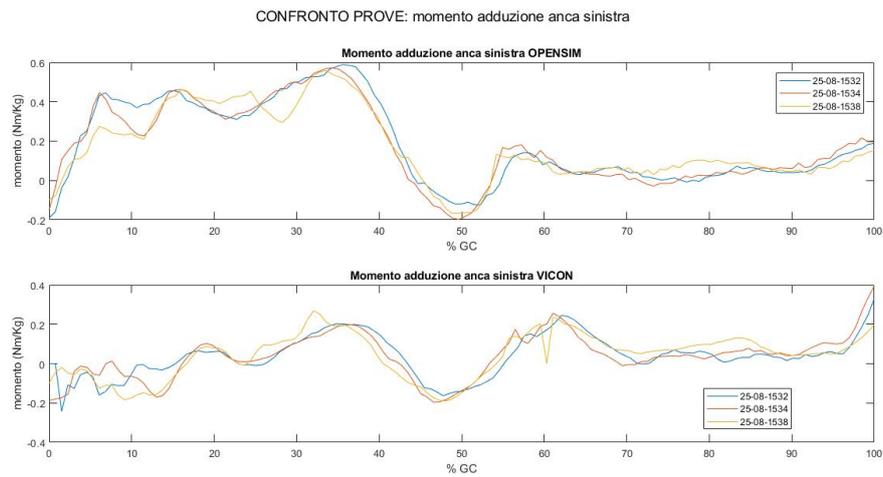


Fig. 6.40: Confronto risultati dinamica inversa: momento di adduzione dell'anca sinistra

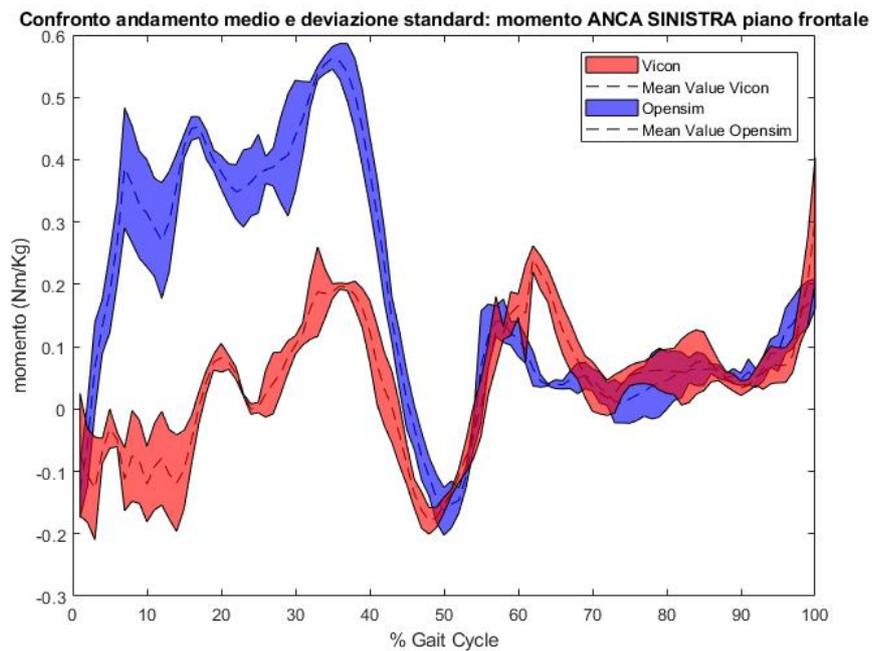


Fig. 6.41: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di adduzione dell'anca sinistra

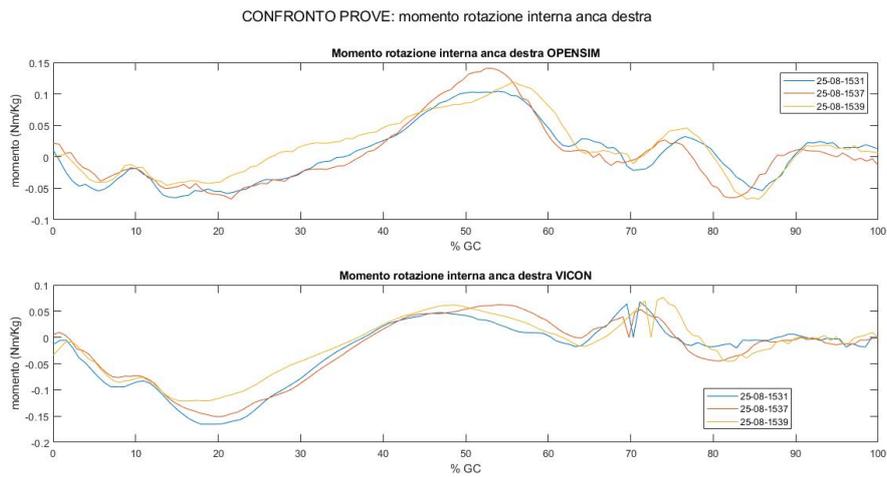


Fig. 6.42: Confronto risultati dinamica inversa: momento di rotazione interna dell'anca destra

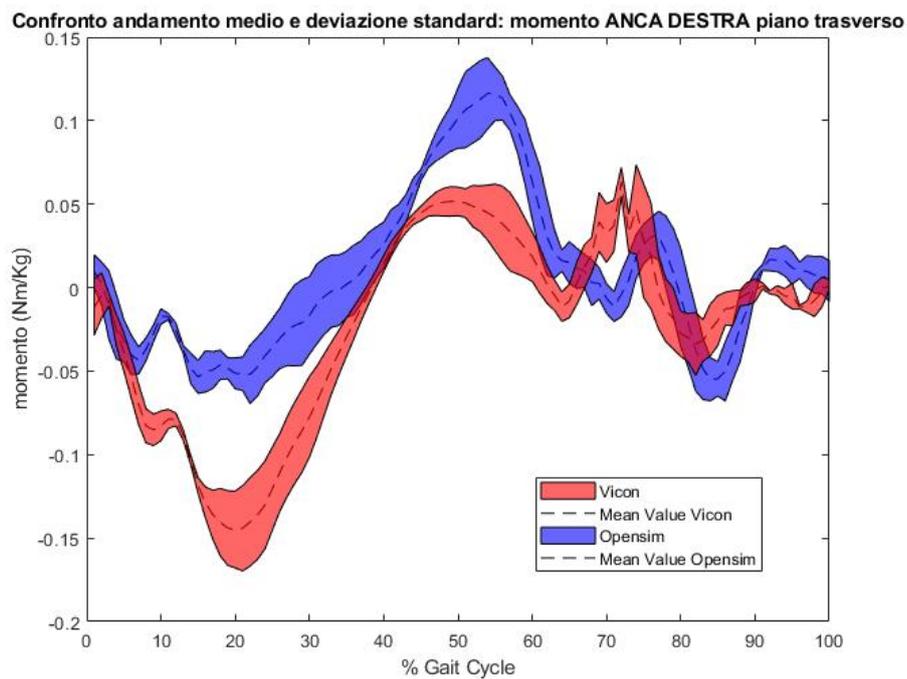


Fig. 6.43: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di rotazione interna dell'anca destra

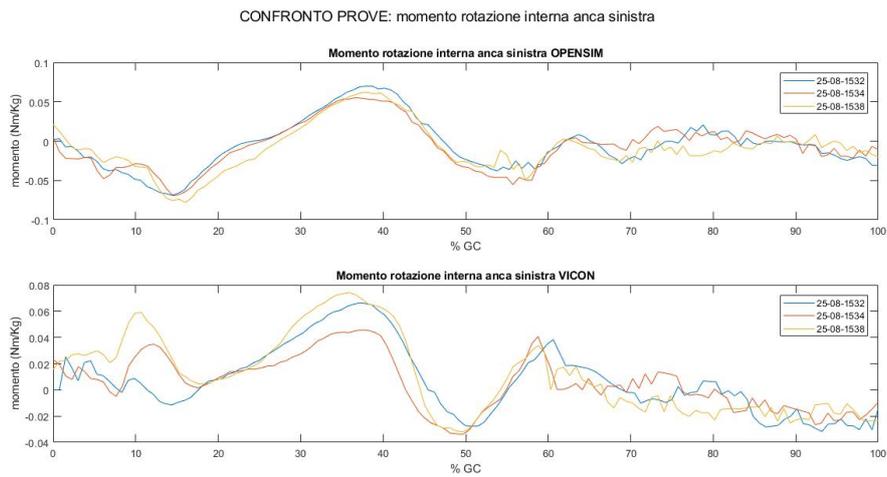


Fig. 6.44: Confronto risultati dinamica inversa: momento di rotazione interna dell'anca sinistra

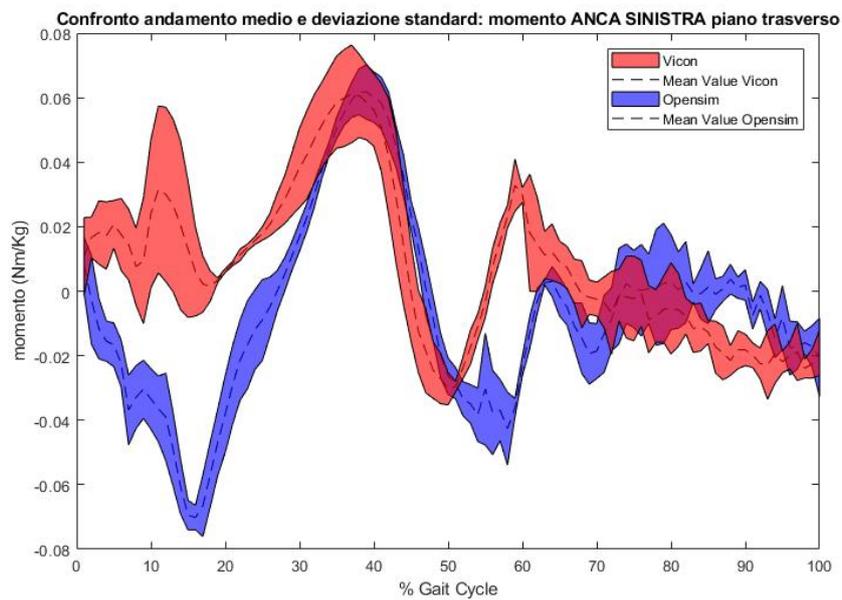


Fig. 6.45: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di rotazione interna dell'anca sinistra

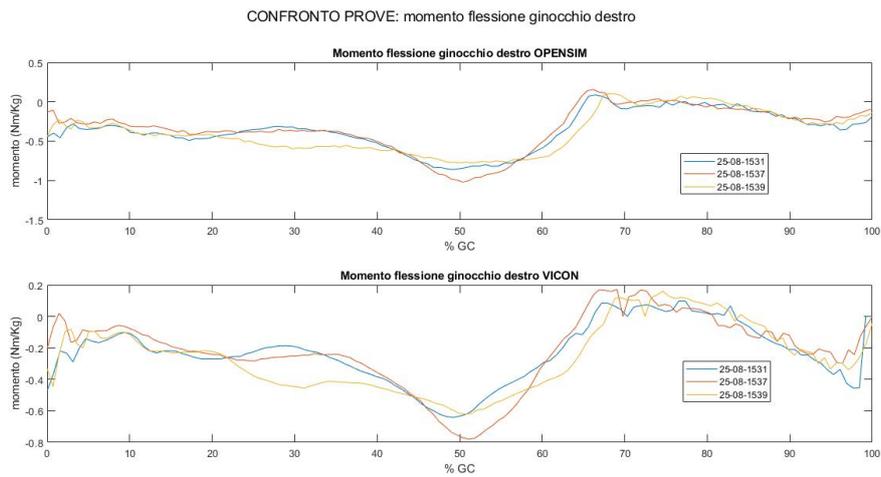


Fig. 6.46: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione del ginocchio destro

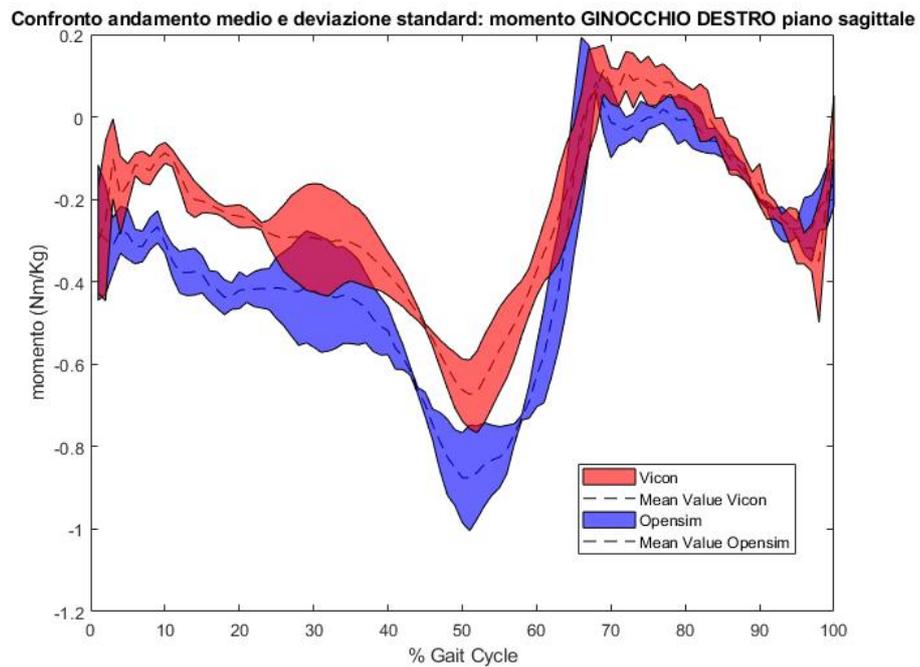


Fig. 6.47: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione del ginocchio destro

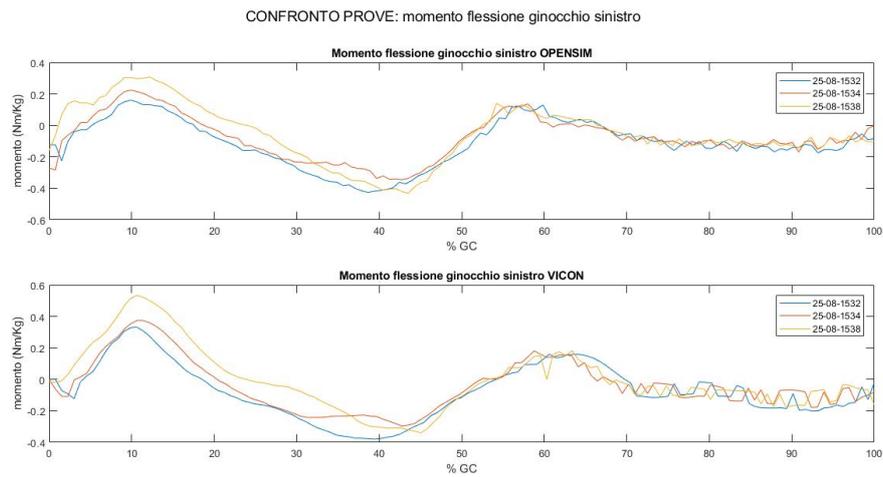


Fig. 6.48: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione del ginocchio sinistro

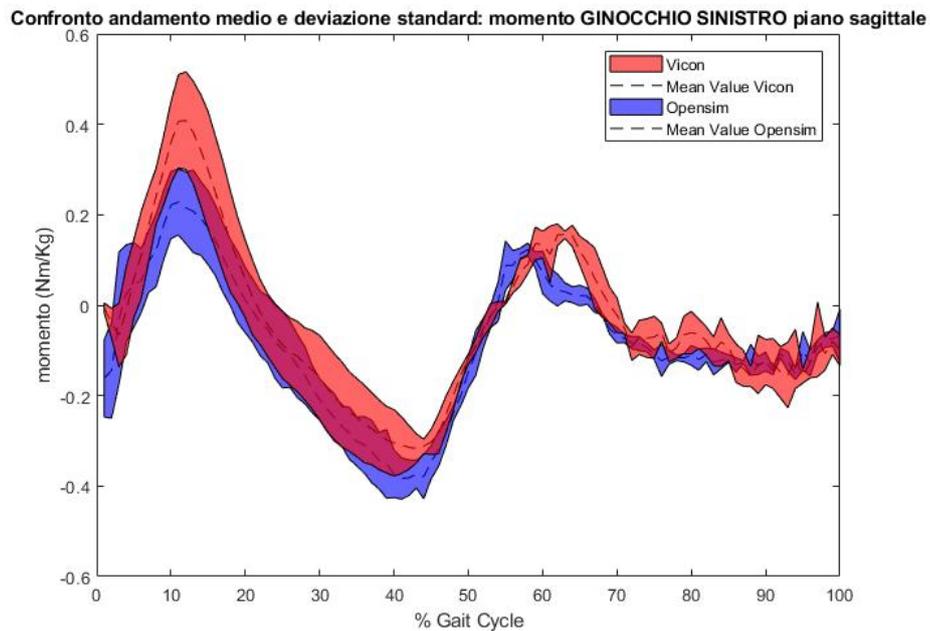


Fig. 6.49: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione del ginocchio sinistro

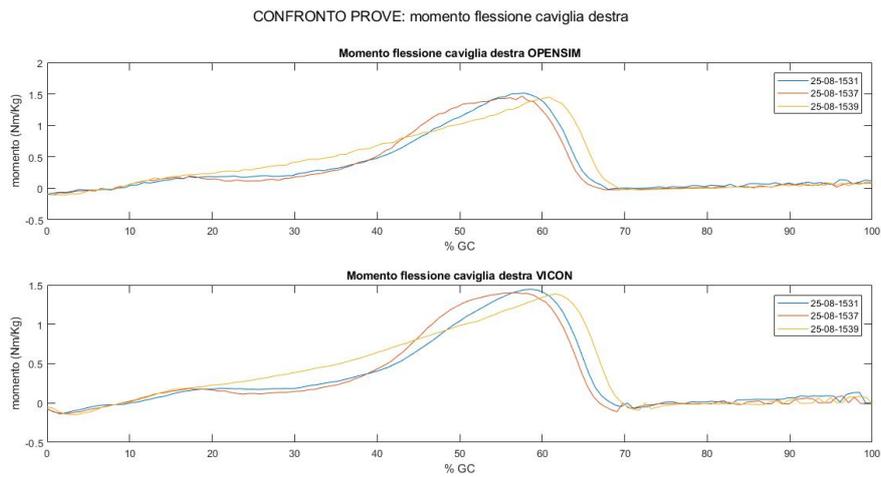


Fig. 6.50: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione della caviglia destra

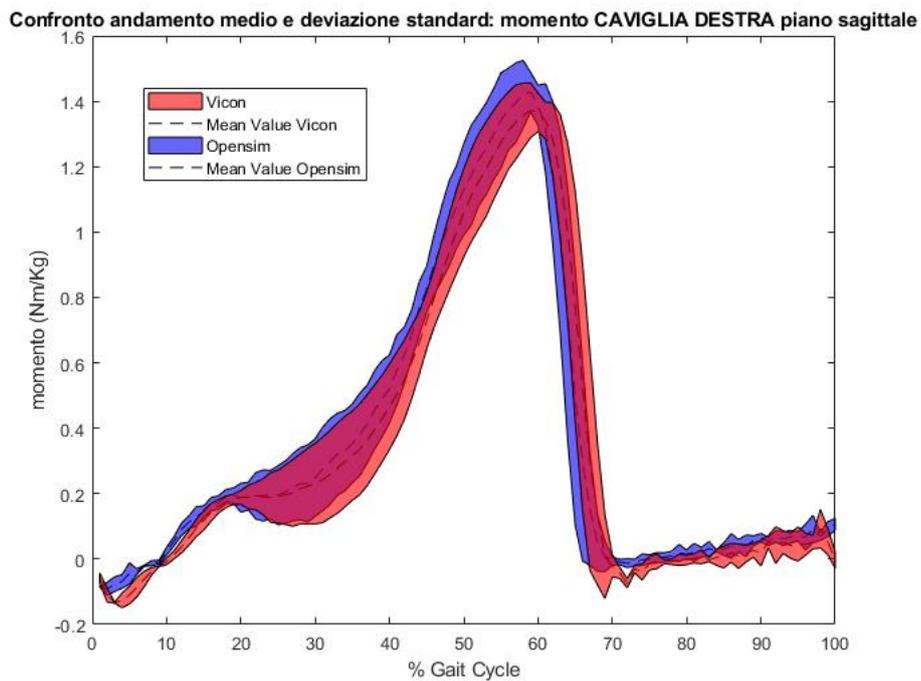


Fig. 6.51: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione della caviglia destra

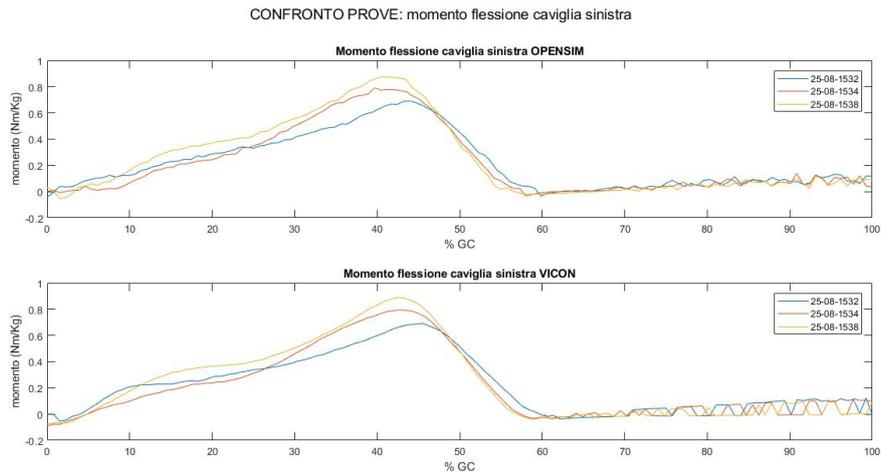


Fig. 6.52: Confronto risultati dinamica inversa: momento di flessione della caviglia sinistra

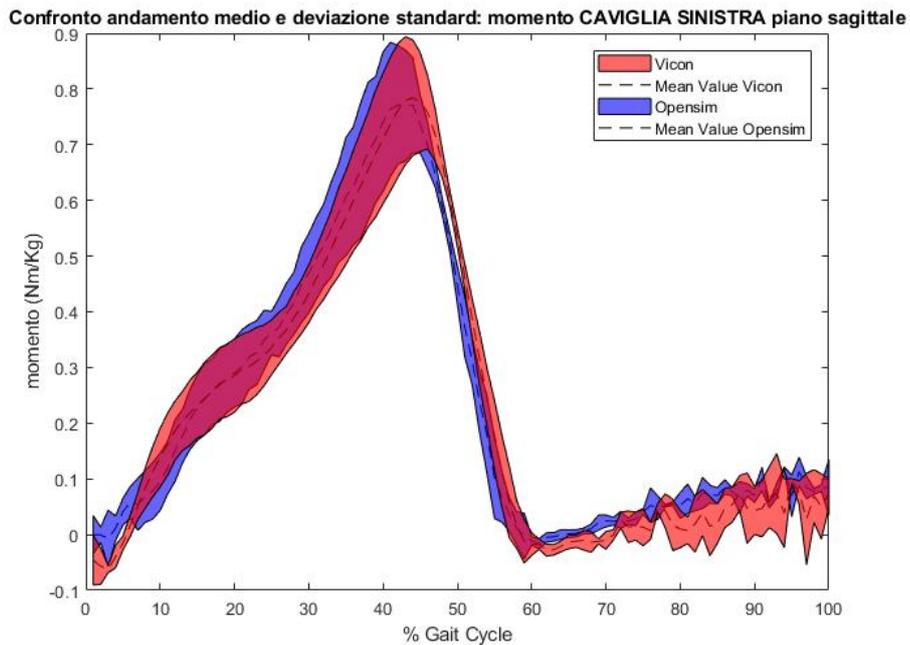


Fig. 6.53: Confronto andamenti medi della dinamica inversa: momento di flessione della caviglia sinistra

Per ogni momento articolare disponibile si ha una buona corrispondenza tra le curve riportate da Opensim e quelle riportate dal Vicon, in particolare per l'articolazione di caviglia è particolarmente evidente.

Per una maggiore quantificazione si procede al calcolo dell'errore RMSE come fatto per i soggetti sani nel caso studio precedente.

6.3.2 Calcolo errore RMSE (Root Mean Square Error)

Si calcola l'errore RMSE, da formula 5.4, sugli andamenti medi dei risultati di dinamica inversa appena riportati. Si riportano gli errori nella tabella seguente:

MOMENTO	ERRORE RMSE Soggetto 2 (Nm/Kg)
Momento flessione anca destra	0.11
Momento flessione anca sinistra	0.16
Momento adduzione anca destra	0.26
Momento adduzione anca sinistra	0.23
Momento rotazione interna anca destra	0.05
Momento rotazione interna anca sinistra	0.03
Momento flessione ginocchio destro	0.15
Momento flessione ginocchio sinistro	0.07
Momento flessione caviglia destra	0.07
Momento flessione caviglia sinistra	0.04

7. CONCLUSIONI

L'obiettivo del lavoro di tesi è quello di validare i risultati di cinematica e dinamica inversa ottenuti tramite il software Opensim, prendendo come riferimento i risultati del modello Vicon, ampiamente accettato in letteratura e nella comunità medica. Avendo chiaro l'obiettivo, dai risultati raccolti nei due casi studio analizzati, si può concludere che il software è in grado di simulare in maniera abbastanza corretta il movimento proveniente dai dati sperimentali. Questo si è notato essere particolarmente vero sul piano sagittale, in particolare per le articolazioni di ginocchio e caviglia dove non si è mai riscontrato un evidente discostamento nei due andamenti messi a confronto.

Per quanto riguarda le altre articolazioni, i risultati non sempre sono stati soddisfacenti. Si è visto che introduzione della correzione dell'angolo nella flessione del bacino e anca nella maggior parte dei casi non ha portato miglioramenti, se non addirittura peggioramenti, specialmente nel caso del soggetto patologico. Sui piani frontale e trasverso si sono riscontrati i risultati peggiori, questo era prevedibile, essendo un problema già emerso negli studi precedenti riportati in letteratura.

Le articolazioni del bacino e dell'anca sono quelle maggiormente soggette a errori, ciò è in parte dovuto all'anatomia intrinseca all'articolazione. I marker posizionati sulla zona del bacino sono quelli maggiormente affetti da errori in quanto lo strato adiposo del corpo fa sì che ci sia un limite nel determinare la posizione esatta del centro dell'articolazione, specialmente per soggetti in sovrappeso, anche se non è il caso dei pazienti analizzati. Nelle articolazioni di ginocchio e caviglia questo problema è minore, in quanto l'articolazione è più esposta all'esterno.

I motivi delle discrepanze tra i risultati possono avere molteplici origini. Si è visto dai video delle prove di Motion Capture che per esempio il marker sul sacro (SACR) è stato posizionato verticalmente più in alto rispetto alla posizione corretta, pertanto la ricostruzione della posizione esatta sicuramente ha portato dietro un errore. Inoltre, soprattutto i dati Vicon dei soggetti sani erano affetti da numerose lacune, tra cui alcune posizioni e traiettorie dei marker non erano disponibili. Pertanto la simulazione è stata difficoltosa, si è dovuto ricorrere allo scaling manuale del torso per esempio, tutto ciò potrebbe essere causa di alcuni andamenti discostanti riportati tra i risultati.

Facendo riferimento alla letteratura, in particolare all'articolo [2] si è visto che la maggior parte degli errori sia dovuta non tanto al diverso metodo di calcolo dei due approcci, piuttosto ai diversi modelli anatomici utilizzati. Infatti le articolazioni sono modellizzate in maniera diversa in Opensim, per esempio il modello del ginocchio ha un solo grado di libertà, mentre il modello Vicon fornisce i risultati della cinematica e dinamica nelle tre direzioni; stesso discorso vale per la caviglia.

Ponendo l'attenzione sui Range of Motion (ROM), i valori riflettono le considerazioni fatte sugli andamenti; ci sono stati casi molto positivi, in cui si è vista una differenza minima tra i due ROM, mentre altri casi in cui la differenza normalizzata percentuale superava addirittura il 100%.

Spostandosi sui risultati della dinamica inversa i risultati sono in generale tutti abbastanza favorevoli, bisogna comunque tener presente il fatto che in input al tool si è dovuto eliminare la presenza dei momenti delle reazioni vincolari perchè troppo rumorose. Anche in questo caso quindi, ci sono stati dei limiti nella simulazione dovuti all'incompletezza dei dati Vicon a disposizione.

Per quanto riguarda gli errori calcolati, si hanno dei riferimenti in letteratura solo per la cinematica inversa, nell'articolo [2]. Come già detto in precedenza, gli errori riportati non rispecchiano perfettamente ciò che è riportato in letteratura, anche se la tipologia e il numero di soggetti analizzati è decisamente diverso, pertanto è poco consistente il confronto. Per quanto riguarda invece gli errori calcolati sui risultati di dinamica inversa non è stato possibile effettuare un confronto con la letteratura per la mancanza di articoli inerenti al caso specifico in questione.

Si può concludere che sicuramente il software è in grado di analizzare il movimento dei dati sperimentali e che ha enormi potenzialità che possono essere sicuramente migliorate effettuando analisi del movimento più accurate. In particolare nello studio, a parte i limiti sui dati di partenza, non è stato sfruttato a pieno il programma, per esempio non è stato condotto l'algoritmo di ottimizzazione dei risultati (RRA), descritto brevemente nel capitolo dedicato al software.

8. SVILUPPI FUTURI

L'obiettivo finale è quello di poter sfruttare la capacità predittiva di Opensim, ovvero, noto il segnale muscolare, andare a variare l'attivazione di un particolare muscolo e ottenere le curve di cinematica e dinamica corrispondenti. In questo modo si andrebbe ad agire sul paziente in maniera mirata e consapevole per correggere la patologia individuata.

Per fare ciò, sicuramente bisogna procedere con una validazione su scala più ampia e mirata della cinematica e dinamica inversa, prendendo in considerazione più soggetti possibili, in maniera da effettuare un'analisi sui risultati più accurata e attendibile.

Dai risultati di questo studio è stato messo in evidenza la necessità di avere dei dati più che affidabili provenienti dalla prova di Motion Capture, per sopperire in parte, alle limitazioni intrinseche al modello muscolo-scheletrico di Opensim, come per esempio la mancanza di gradi di libertà sull'articolazione di ginocchio e caviglia. Pertanto, è necessaria una scelta accurata dei soggetti da analizzare, possibilmente sani, e le prove di cammino vanno effettuate con la massima attenzione e scrupolosità. Inoltre, i dati analizzati sono stati ottenuti con una versione Vicon abbastanza datata, sicuramente effettuando le analisi con una versione più recente si otterrebbero dati migliori.

Una volta validata, con un certo grado di confidenza, la cinematica e la dinamica inversa, bisogna poi passare all'analisi del segnale muscolare. Occorre infatti analizzare il segnale EMG registrato durante la prova di Motion Capture e andarlo a confrontare e validare con il segnale corrispondente ottenuto tramite il software, attraverso il tool Computed Muscle Control (CMC). Se si valida anche il segnale muscolare, ci si assicura della affidabilità di Opensim nelle analisi del movimento e si può procedere ad analizzare le sue capacità predittive.

BIBLIOGRAFIA

- [1] S.L. Delp et al. «An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures». In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37.8 (1990), pp. 757–767.
- [2] H. Kainz et al. «Joint kinematic calculation based on clinical direct kinematic versus inverse kinematic gait models». In: *Journal of Biomechanics* 49.9 (2016), pp. 1658–1669.
- [3] Hans Kainz et al. «Reliability of four models for clinical gait analysis». In: *Gait & Posture* 54.November 2016 (mag. 2017), pp. 325–331.
- [4] «Lower extremity kinematics during level walking.» In: *Journal of Orthopaedic Research* 8 (1990), pp. 849–860.
- [5] T W Lu e J J O'Connor. «Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints.» In: *Journal of biomechanics* 32.2 (1999), pp. 129–34.
- [6] By Motion. *C3D manual - Motion Lab System*. 2008.
- [7] J.R. Gage R.B. Davis, D. Tyburski. «A gait analysis data collection and reduction technique». In: *Human Movement Science* 10 (1991), pp. 575–587.
- [8] Delp SL et al. «OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement». In: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 54.11 (2007), pp. 1940–1950.
- [9] Motion Capture System. *Grafici di riferimento Vicon: Cinematica e Dinamica*.
- [10] Gary T. Yamaguchi e Felix E. Zajac. «A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism». In: *Journal of Biomechanics* 22.1 (1989), pp. 1–10.