

**POLITECNICO DI TORINO**

**Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica**

**A.A 2018-2019**



**Ricostruzione e simulazione del movimento degli arti  
inferiori durante la  
deambulazione mediante software Opensim**

**Relatore:**

**Gastaldi Laura**

**Correlatore:**

**Pastorelli Stefano Paolo**

**Candidato:**

**Marta Zippo 231566**

## Indice

Introduzione .....	4
Capitolo 1 ANALISI DEL CAMMINO .....	5
1.1 La deambulazione .....	5
1.2 Il ciclo del passo .....	5
1.3 Attività muscolare .....	7
1.4 Strumentazione laboratorio di analisi del cammino .....	10
Capitolo 2 OPENSIM.....	12
2.1 Potenzialità .....	13
2.2 File marker (.trc).....	13
2.3 File .mot.....	14
2.4 Schema funzionamento Opensim .....	15
2.6 Scaling.....	15
2.6 Cinematica inversa .....	18
2.7 Dinamica inversa.....	19
2.8 Algoritmo di riduzione residua.....	21
2.9 Ottimizzazione statica .....	24
2.10 Controllo muscolare computerizzato .....	26
2.11 Dinamica diretta.....	32
2.12 Strumenti di Analisi .....	35
Capitolo 3 MODELLI .....	44
3.1 Gait1018 .....	44
3.2 Gait2354 .....	45
3.3 Gait2392 .....	47
Capitolo 4 ANALISI SUI TRE MODELLI.....	48
4.1 Segmentazione cicli del passo.....	49
4.2 Risultati Cinematica Inversa.....	50
4.3 Risultati Dinamica Inversa.....	56
4.4 Risultati CMC.....	59
4.5 Risultati Analisi Metabolica.....	68
4.6 Risultati Analisi muscolare .....	77
Capitolo 5 SIMULAZIONE CON DATI SPERIMENTALI RILEVATI IN LABORATORIO DELLA DEAMBULAZIONE .....	81
5.1 Dati sperimentali.....	81
5.2 Elaborazione dati .....	82

5.3 Caso di studio.....	83
5.4 Caratterizzazione del modello scelto con i marker e simulazione del movimento del soggetto in esame.....	84
5.5 Risultati.....	86
Capitolo 6 CONCLUSIONI.....	105
6.1 Sviluppi futuri.....	105
APPENDICE .....	106
Bibliografia .....	165

## Introduzione

Lo studio della postura e del movimento in pazienti con problemi motori può dare informazioni per quantificare il livello di limitazione funzionale causato dalla patologia. Risulta importante avvalersi di tecniche e strumentazioni innovative che consentano di descrivere e valutare il movimento di un soggetto specifico. L'obiettivo dell'analisi del cammino è quello di fornire al medico informazioni per poter caratterizzare la deambulazione del paziente in esame. Nella pratica clinica, i pazienti vengono monitorati effettuando un'analisi del cammino, condotta nel laboratorio di deambulazione, nota anche come Gait Analysis, per ricostruire la cinematica articolare. Il fine di questo studio è associare all'analisi del cammino tradizionale, una più approfondita indagine muscoloscheletrica, simulando il movimento di uno specifico soggetto con un modello muscoloscheletrico definito nel software Opensim 3.3. In particolare, è stata effettuata una prima fase di Scaling durante la quale è possibile riportare il modello muscoloscheletrico alle dimensioni del paziente, successivamente è stato risolto il problema di cinematica inversa calcolando così gli angoli articolari, in seguito è stata effettuata la dinamica inversa, a seguire l'esecuzione di un algoritmo (RRA) che ha avuto lo scopo di ridurre le differenze esistenti tra il modello reale e quello virtuale ed infine, con l'utilizzo del Computed Muscle Control (CMC), è stato possibile calcolare le attivazioni muscolari. Per concludere sono stati confrontati i risultati cinematici e dinamici, ottenuti con il Vicon nel laboratorio di deambulazione, con quelli ottenuti dalla simulazione sul software Opensim.

## Capitolo 1 ANALISI DEL CAMMINO

### 1.1 La deambulazione

La deambulazione è un bisogno essenziale degli individui per spostarsi da un luogo all'altro ed è una delle attività più comuni che le persone svolgono quotidianamente. La camminata viene eseguita sia in modo efficiente, per ridurre al minimo l'affaticamento, sia in sicurezza per prevenire cadute e lesioni associate.

La deambulazione è il risultato di una serie ciclica di movimenti e come tale può essere caratterizzato da una descrizione dettagliata della sua unità fondamentale: il ciclo del passo.

### 1.2 Il ciclo del passo

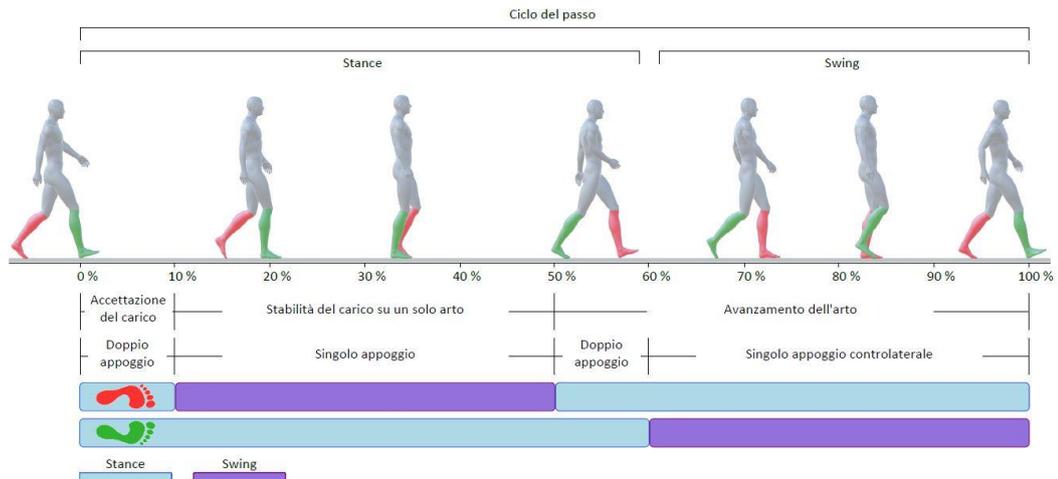
Il ciclo del passo inizia con il contatto del tallone con il terreno, che quindi corrisponde allo 0% dell'intero ciclo del passo. Il completamento del ciclo del passo (100%), avviene quando si ha il contatto successivo dello stesso piede con il terreno. Quindi il ciclo del passo è la sequenza di eventi che si svolgono tra i successivi contatti del tallone dello stesso piede. In confronto, il passo (step) è la sequenza di eventi che si verificano all'interno di successivi contatti del tallone di piedi opposti, ad esempio tra il contatto del tallone destro e del tallone sinistro. Perciò un ciclo del passo è composto da due passi (o step), quello destro e quello sinistro.

La lunghezza del ciclo del passo è la distanza tra due successivi contatti del tallone dello stesso piede con il terreno. La lunghezza del passo invece, è la distanza tra i successivi contatti del tallone dei piedi destro e sinistro. Comparare la lunghezza del passo destro e sinistro, può aiutare a valutare la simmetria del ciclo del passo delle estremità inferiori. La larghezza del passo è la distanza laterale tra il centro dei talloni al contatto del piede destro e sinistro. L'angolo del piede è l'angolo tra la linea di progressione del corpo e l'asse del piede<sup>1</sup>.

Tra i descrittori temporali del ciclo del passo troviamo: la cadenza, cioè il numero di passi al minuto; la durata del ciclo del passo e la durata del passo.

Per aiutare a descrivere gli eventi che si svolgono durante un ciclo del passo, è consuetudine suddividere il ciclo del passo tra 0% e 100%.

Il ciclo del passo completo per l'estremità destra del corpo può essere suddiviso in due fasi: fase di appoggio e fase di oscillazione.



**FIGURA 1 CICLO DEL PASSO. SUDDIVISIONE NELLE FASI DI APPOGGIO (STANCE) E OSCILLAZIONE (SWING)**

La fase di appoggio (dal contatto del tallone destro al distacco delle dita dello stesso piede dal terreno) avviene quando il piede destro è a contatto con il terreno, supportando il peso del corpo. La fase di oscillazione (dal distacco delle dita del piede al contatto successivo del tallone destro) si ha quando il piede è in aria ed avanza in avanti per il successivo contatto con il terreno.

Ad una normale velocità di camminata, la fase di appoggio copre circa il 60% del ciclo del passo, mentre la fase di oscillazione occupa il rimanente 40%.

Durante un ciclo del passo, il corpo attraversa due periodi di appoggio doppio (quando entrambi i piedi sono a contatto con il terreno simultaneamente) e due periodi di appoggio singolo (quando solo un piede è a contatto col terreno). Osserviamo il primo periodo di appoggio doppio da 0% a 10% del ciclo del passo. Durante questo periodo, il peso del corpo viene trasferito dall'arto sinistro al destro. L'estremità inferiore destra si troverà in seguito in appoggio singolo fino al 50% del ciclo del passo. Durante questo tempo, l'estremità inferiore sinistra è nella sua fase di oscillazione e avanzerà in avanti. Il secondo periodo di appoggio doppio avviene tra il 50% e il 60% del ciclo del passo ed ha lo scopo di trasferire il peso del corpo dall'arto destro all'arto sinistro. Infine, del 60% al 100% del ciclo del passo, il corpo è di nuovo in appoggio singolo sull'arto sinistro.

#### Suddivisione fase di appoggio e fase di oscillazione

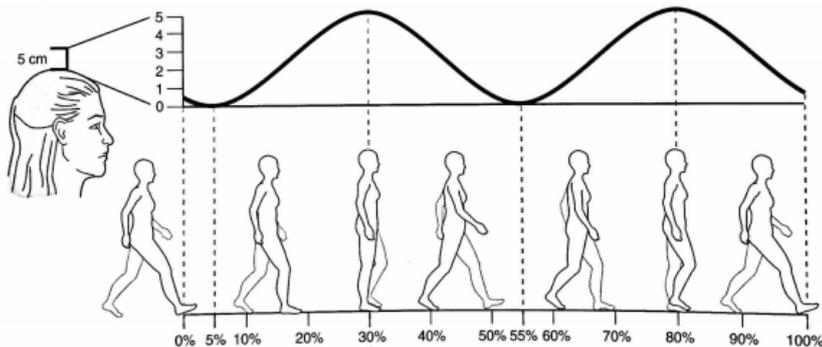
Durante la fase di appoggio vengono individuati cinque eventi specifici: contatto del tallone, piede "piatto", metà appoggio, distacco del tallone, distacco delle dita del piede. Il contatto del tallone è definito come l'istante in cui il tallone entra in contatto con il terreno (0% del ciclo del passo). L'evento del piede "piatto" corrisponde all'istante in cui l'intera pianta del piede è in appoggio sul terreno e ciò avviene circa al 8% del ciclo del passo. La fase di appoggio intermedio è definita come il punto in cui il peso del corpo passa oltre l'arto che è in appoggio. È anche definito anche come l'istante in cui il piede dell'estremità inferiore che è in fase di oscillazione, oltrepassa l'arto in appoggio. Il distacco del tallone dal terreno avviene dal 30% al 40% del ciclo del passo, mentre il distacco delle dita del piede avviene al 60%. Il periodo di 'push off' corrisponde al movimento di flessione plantare della caviglia e va dal 40% al 60% del ciclo del passo.

La fase di oscillazione è invece suddivisa in tre parti: oscillazione iniziale, intermedia e finale. L'oscillazione iniziale è il periodo che va dal distacco delle dita del piede fino alla fase intermedia, quindi dal 60% al 75% del ciclo del passo. L'oscillazione intermedia va dal 75% al 85% del ciclo del passo, quando il piede dell'arto in oscillazione oltrepassa il piede in appoggio. L'oscillazione finale

è il periodo che va dalla fine della fase intermedia (85%) fino al contatto del piede con il terreno (100%).

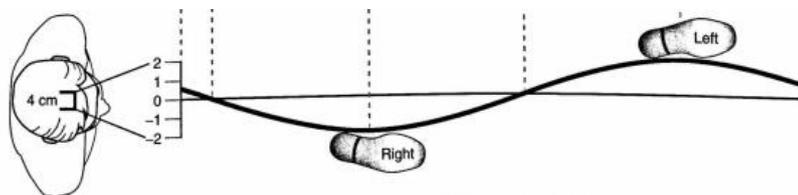
### Spostamento centro di massa del corpo

Il centro di massa (COM) del corpo è localizzato anteriormente alla seconda vertebra sacrale. Per meglio visualizzare il movimento del COM basta osservare lo spostamento della testa e del torso. Il movimento più evidente del corpo durante il cammino è nel piano sagittale: possiamo osservare due andamenti sinusoidali. Nel movimento verticale (osservando il paziente lateralmente), il COM oscilla su e giù descrivendo due onde sinusoidali.



**FIGURA 2 SPOSTAMENTO VERTICALE DEL COM DURANTE IL CAMMINO**

Inoltre, il COM viene shiftato dall'estremità inferiore destra a quella sinistra, osservando così una sinusoide per ogni ciclo del passo.



**FIGURA 3 SPOSTAMENTO DEL COM DALL'ARTO DESTRO ALL'ARTO SINISTRO**

Durante il cammino, il COM del corpo viene spostato linearmente come risultato della somma delle rotazioni angolari delle articolazioni delle estremità inferiori. Il movimento delle articolazioni delle estremità inferiori è descritto in funzione delle rotazioni angolari. Rotazioni angolari significative si verificano principalmente nel piano sagittale, rispetto al piano frontale e trasversale.

## 1.3 Attività muscolare

La conoscenza del periodo in cui i muscoli sono attivi durante il ciclo del passo, fornisce informazioni riguardo alla loro funzione e permette di capire e trattare al meglio disfunzioni del cammino. L'attività della muscolatura della parte inferiore del corpo viene studiata utilizzando l'EMG. Un muscolo è considerato attivo quando l'ampiezza del suo segnale elettromiografico raggiunge un valore predeterminato. Un altro metodo per indicare l'attività muscolare durante il cammino è quello di esprimere il segnale elettromiografico rispetto ad un riferimento standard. In molti studi, lo standard è il massimo segnale registrato durante il ciclo del passo per lo stesso muscolo<sup>2,3</sup>.

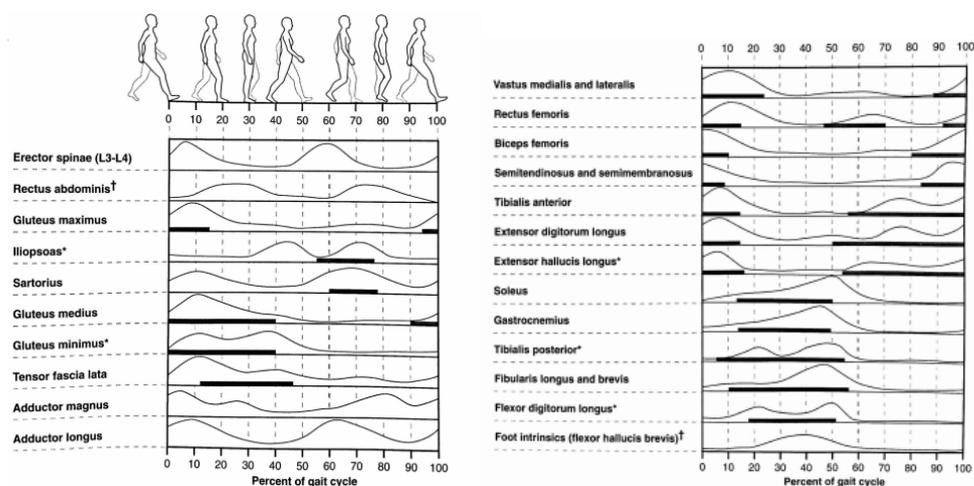


FIGURA 4 A) B) ATTIVAZIONI MUSCOLARI DURANTE IL CAMMINO IN FUNZIONE DELLA % DEL CICLO DEL PASSO. LA BARRA NERA INDICA IL PERIODO IN CUI IL MUSCOLO È PIÙ ATTIVO

## Tronco

Muscolo erettore spinale: si trova a livello della regione lombare e presenta due periodi di attivazione. Il primo inizia prima del contatto del tallone con il terreno e termina al 20% del ciclo del passo, mentre il secondo periodo inizia con il contatto del tallone opposto con il terreno, dal 45% fino al 70% del ciclo del passo. Questi due segnali di attività muscolare controllano il movimento in avanti del tronco rispetto all'anca poco dopo il contatto del tallone con il terreno<sup>4</sup>.

## Anca

Tre gruppi muscolari vengono di solito studiati durante la deambulazione: i muscoli estensori, come il grande gluteo e i muscoli ischiocrurali; i muscoli flessori, quali iliaco e psoas; i muscoli abduttori, piccolo e medio gluteo.

Muscoli Estensori: l'attivazione del grande gluteo inizia alla fine della fase di oscillazione e ha due obiettivi: favorire l'estensione dell'anca e preparare la muscolatura all'accettazione del peso che si verifica all'inizio della fase di appoggio. Al contatto del tallone con il terreno, il grande gluteo è attivato per estendere l'anca e prevenire la flessione incontrollata del tronco in avanti. Il grande gluteo resta attivo fino alla fase di appoggio intermedio (30%). Durante la fase di oscillazione il grande gluteo è pressoché inattivo fino alla fase di oscillazione finale, in cui c'è bisogno di un'attivazione per diminuire la flessione dell'anca e iniziare la sua estensione. I muscoli ischiocrurali sono attivi fino al 10% del ciclo del passo.

Muscoli Flessori: dati presenti in letteratura indicano che il psoas è attivo prima del distacco delle dita del piede dal terreno fino alla fase iniziale di oscillazione. L'attivazione che si può osservare tra il 30% e il 50% è eccentrica, in questa fase l'anca si sta estendendo ed è seguita da un'attivazione concentrica per poter iniziare la flessione dell'anca poco prima del distacco delle dita del piede dal terreno. Nonostante la flessione dell'anca anche nella fase finale di oscillazione, i muscoli flessori sono attivi solo nel primo 50% della fase di oscillazione. Anche il retto femorale agisce come un muscolo flessore dell'anca. La funzione chiave di questi muscoli è quella di sollevare e di far avanzare l'estremità inferiore durante l'oscillazione. Anche il sartorio viene attivato dal distacco delle dita del terreno fino alla fase intermedia di oscillazione<sup>5</sup>.

Muscoli Abduttori: gluteo medio, piccolo gluteo e tensore fascia lata. Il loro ruolo è quello di stabilizzare la pelvi nel piano frontale. Il gluteo medio è attivo verso la fine della fase di oscillazione; insieme al piccolo gluteo, essi sono attivi prevalentemente nel primo 40% del ciclo del passo, durante l'appoggio singolo. La funzione principale degli abduttori è quella di controllare il leggero abbassamento della pelvi controlaterale sull'arto in oscillazione. Dopo l'azione eccentrica, i muscoli agiscono in modo concentrico per iniziare l'abduzione dell'anca che avviene verso la fase di appoggio finale.

Inoltre gli abduttori controllano l'allineamento del femore nel piano frontale; infatti una inadeguata attivazione muscolare può comportare un'eccessiva adduzione del femore che a sua volta determina una coppia a livello del ginocchio (valgismo). Un altro ruolo del gluteo medio è assistere la flessione dell'anca e la sua rotazione interna.

Muscoli Adduttori: mostrano due attivazioni significative durante il ciclo del passo. La prima si verifica al contatto del tallone e ha lo scopo di stabilizzare l'anca con la coattivazione dei muscoli estensori ed abduttori; mentre la seconda avviene poco dopo il distacco delle dita del piede ed assiste la flessione iniziale dell'anca. I muscoli adduttori, quando l'anca è flessa (posizione dell'anca al contatto del tallone), hanno un braccio del momento tale da generare un'estensione dell'anca; mentre quando l'anca è estesa (posizione anca al distacco delle dita), hanno un braccio del momento che determina una flessione dell'anca.

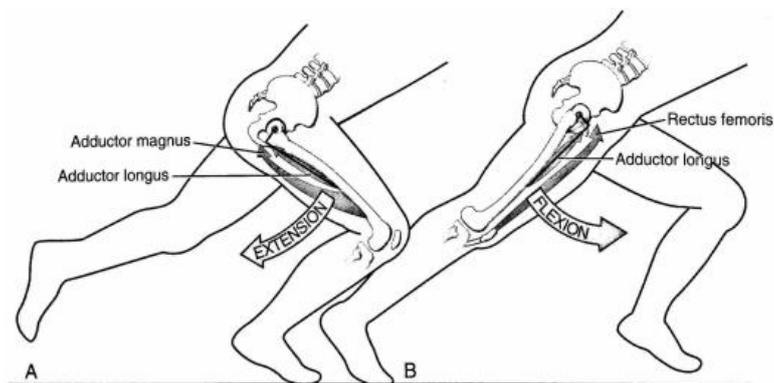


FIGURA 5 DUPLICE AZIONE DEI MUSCOLI ADDUTTORI DURANTE LA CORSA. A) QUANDO L'ANCA È FLESSA B) QUANDO L'ANCA È ESTESA

Muscoli rotatori interni: tensore fascia lata, piccolo gluteo, gluteo medio sono attivi in gran parte della fase di appoggio, e muovono il lato controlaterale della pelvi verso il piano orizzontale, controllando in tal modo l'avanzamento dell'arto in oscillazione.

Muscoli rotatori esterni: fibre posteriori del gluteo medio e grande gluteo sono attivi nella fase iniziale di appoggio e controllano l'allineamento dell'anca nel piano orizzontale; in particolare controllano la rotazione della pelvi mentre l'arto inferiore è appoggiato al terreno. Un inadeguato controllo di tali muscoli può portare ad un'eccessiva rotazione interna del femore.

### Ginocchio

Muscoli estensori: sono attivi nella fase finale di oscillazione. La maggior attivazione è rilevata dopo il contatto del tallone. La funzione del quadricipite in questo istante è controllare la flessione del ginocchio che avviene nel primo 10% del ciclo del passo. L'attivazione eccentrica ha lo scopo di attutire il peso sull'estremità inferiore durante la fase di appoggio e prevenire un'eccessiva flessione del ginocchio. Dopo di che, il quadricipite si attiva in modo concentrico per estendere il ginocchio e supportare il peso del corpo durante la fase intermedia di appoggio. La funzione del

vasto, attivo al contatto del tallone, è di assorbire lo shock; mentre la funzione del retto femorale, attivo prima e dopo il distacco delle dita del piede, è di assistere la flessione iniziale dell'anca e controllare anche la flessione del ginocchio<sup>6</sup>.

Muscoli flessori: bicipite femorale, semimembranoso e semitendinoso, sono attivi prima e dopo il contatto del tallone con il terreno. Prima del contatto del tallone, tali muscoli decelerano l'estensione del ginocchio in preparazione all'appoggio del piede sul terreno. Nel primo 10% del ciclo del passo, i muscoli flessori sono attivi per controllare l'estensione dell'anca e garantire stabilità al ginocchio<sup>7</sup>.

#### Caviglia e piede

Tibiale anteriore: è attivo al contatto del tallone, per decelerare la flessione passiva plantare della caviglia causata dal peso del corpo che grava sulla sezione posteriore del calcagno. Dal contatto del tallone fino all'appoggio completo del piede, il tibiale anteriore decelera la pronazione del piede, attraverso un'attivazione eccentrica. Il secondo periodo di attivazione del tibiale anteriore è durante la fase di oscillazione e lo scopo è quello di generare una dorsiflessione della caviglia per sollevare le dita del piede dal terreno.

Estensore delle dita e dell'alluce: il periodo di attivazione coincide con quello del tibiale anteriore e hanno la funzione di decelerare la flessione plantare della caviglia al contatto del tallone. Durante la fase di oscillazione, tali muscoli estendono le dita per favorire il loro distacco dal terreno.

Muscoli flessori plantari della caviglia: il soleo e il gastrocnemio sono attivi dal 10% al 50% della fase di appoggio, e controllano la flessione plantare del piede attraverso un'azione eccentrica.

Tibiale posteriore: è attivo dal 5% al 55% del ciclo del passo, dal 5% al 35% decelera la pronazione del piede mentre dal 35% al 55% decelera la supinazione.

## 1.4 Strumentazione laboratorio di analisi del cammino

L'analisi del cammino (Gait Analysis) consente di ottenere, attraverso l'analisi di variabili cinematiche, dinamiche ed elettromiografiche, una diagnosi funzionale molto importante in ambito medico con l'obiettivo di fornire al clinico informazioni quantitative dettagliate in grado di caratterizzare la deambulazione di un soggetto patologico. L'analisi quantitativa del movimento viene effettuata presso laboratori meglio identificati, secondo la dizione anglosassone come Motion Analysis Lab (MAL).

La strumentazione presente in un MAL è la seguente:

- **Sistemi optoelettronici**, sistemi in grado di misurare le coordinate tridimensionali di marker, che vengono posizionati su punti di riferimento anatomici di un soggetto, dei quali si vuole determinare la traiettoria. I marker si dividono in: attivi, sono costituiti da LED che generano autonomamente il segnale luminoso. Questi dispositivi necessitano però di alimentazione e sincronizzazione via cavo; passivi, sono costituiti da materiale catarifrangente in grado di riflettere luci di lunghezza d'onda caratteristica compresa tra i 780-820 nm, sono di forma sferica e vengono posizionati a livello dei punti di reperi per mezzo di un semplice biadesivo. Le luci vengono emesse da illuminatori coassiali con le

telecamere e situati posteriormente ad esse, costituiti da opportuni filtri ottici e in grado di localizzare i marker nel volume di misura.

Tali sistemi utilizzano telecamere operanti nella gamma del visibile o del vicino infrarosso. Vengono utilizzate telecamere, calibrate e sincronizzate tra loro, disposte in posizioni differenti, per ricostruire in ogni istante la posa 3D di un soggetto in movimento. Queste telecamere sono dotate di dispositivi, come i sensori CCD e CMOS, per la rilevazione del segnale luminoso e la trasduzione di questo in segnale elettrico. Poiché le telecamere lavorano nell'ambito dell'infrarosso, il sistema è assolutamente non invasivo.

Per permettere la ricostruzione delle posizioni dei marker è necessario che ognuno di essi sia visto contemporaneamente da almeno due telecamere; questo problema rappresenta una limitazione delle tecnologie marker-based, poiché i marker possono essere oscurati dalla vista della telecamera a causa del movimento delle braccia o delle gambe, ma possono essere in parte superati utilizzando più telecamere. I sistemi stereofotogrammetrici sono soggetti ad errori intrinseci ed estrinseci al sistema stesso che vanno a influenzare la precisione e l'accuratezza della stima delle variabili cinematiche. Le principali tipologie di errore sono:

-Incertezza del sistema di visione;

-Incertezza nella determinazione dei repere anatomici;

-Incertezza da artefatti da tessuto molle.

- **Piattaforme di forza:** sistemi in grado di misurare il sistema di forze scambiate con il terreno. Conoscendo tali forze e dopo aver acquisito la cinematica, mediante i sistemi optoelettronici, è quindi possibile calcolare i momenti articolari.
- **Elettromiografi:** sistemi in grado di acquisire mediante elettrodi superficiali il segnale elettrico associato alla contrazione muscolare.
- **Sistemi di ripresa video:** attraverso i quali il medico ha la possibilità di osservare il gesto motorio del paziente in esame da un punto di vista qualitativo, e, dai grafici relativi alla cinematica, alla dinamica e alle attivazioni muscolari, avere delle informazioni dettagliate relative al movimento che si sta analizzando.

La modalità d'esame seguita in un laboratorio di Gait Analysis è descritta di seguito. Il protocollo maggiormente utilizzato è il Protocollo Davis che prevede la rilevazione dei parametri antropometrici del soggetto (altezza, peso, lunghezza della tibia del soggetto, distanza tra i condili femorali o diametro del ginocchio, distanza tra i malleoli o diametro della caviglia, distanza tra le creste iliache anteriori e larghezza del bacino. Successivamente vengono posizionati sul soggetto i marker in determinati punti di riferimento anatomici.

Il sistema optoelettronico misura le coordinate dei marker posizionati sul corpo del paziente e partendo da queste coordinate, un programma (Vicon) calcola gli angoli di flessione estensione, abduzione adduzione, extra-intra rotazione delle articolazioni anca, ginocchio caviglia; dalla misura del sistema di forze scambiate con il terreno, attraverso le piattaforme di forza, vengono calcolati i momenti articolari. Durante l'esame al soggetto viene richiesto di mantenere la posizione ortostatica per circa 5 sec, e viene effettuata la rilevazione delle coordinate dei marker (fase di "standing"). Di seguito al soggetto viene chiesto di camminare con una velocità da lui ritenuta normale, partendo da un punto, che viene di volta in volta fissato, che gli consenta di appoggiare un solo piede su ciascuna piattaforma di forza. Dopo un certo numero di acquisizioni, ritenuto sufficiente dal punto di vista della ripetibilità della misura (in genere 6 rilevazioni), la prima sessione è conclusa.

Dalle prove di Gait Analysis si ottengono 3 diverse informazioni:

- **dati di cinematica:** angoli di flessione-estensione, abduzione/adduzione e extra/intrarotazione delle principali articolazioni (anca ginocchio caviglia e bacino)
- **dati di dinamica:** momenti articolari di anca, ginocchio e caviglia (particolarmente significativa è la dinamica nel piano sagittale)
- **dati elettromiografici:** e più in particolare attivazione e disattivazione muscolare.

## Capitolo 2 OPENSIM

Negli ultimi anni, è stato possibile, grazie ad un rapido sviluppo dell'ingegneria del software, creare un ambiente di simulazione open-source, chiamato OpenSim, che permette ai ricercatori la condivisione e l'integrazione di molteplici e differenti simulazioni dinamiche. Nel seguente capitolo si descriverà il software, le sue potenzialità, i tipi di dati che accetta in ingresso e i vari Tools, che saranno poi utilizzati nel capitolo seguente, per l'analisi del cammino del caso di studio.

Nei primi anni '90, Delp and Loan, presso il centro nazionale per la ricerca sulla simulazione riabilitativa (NCSRR- National Center for Simulation in Rehabilitation Research) sito presso l'Università di Stanford, hanno introdotto un software per la modellazione muscolo-scheletrica, denominato SIMM (Software for Interactive Muskuloskeletal Modeling), che consente agli utenti di creare, modificare, e di valutare i modelli di diverse strutture del sistema muscolo-scheletrico. Utilizzando SIMM, sono stati sviluppati modelli di arti inferiori e superiori con i quali si è potuto, ad esempio, esaminare le conseguenze biomeccaniche di interventi chirurgici, quali osteotomie e innesto di protesi articolari, stimare la lunghezza del complesso muscolo-tendine, i bracci dei momenti dei singoli muscoli rispetto un'articolazione, calcolare la velocità e le accelerazioni indotte e le forze presenti sul ginocchio durante un movimento. Fornisce, inoltre, la possibilità di calcolare le attivazioni e forze muscolari e ha un certo numero di strumenti (Tools) che permettono l'analisi dei risultati delle simulazioni dinamiche.

OpenSim è una piattaforma open-source (<http://opensim.stanford.edu>) gestita su Simtk.org da un gruppo di ricercatori ed è utilizzata per la modellazione, simulazione e analisi del sistema neuromuscoloscheletrico. Tale software è costituito da strumenti a basso livello computazionale che vengono richiamati da una applicazione. OpenSim è scritto in ANSI C++ e l'interfaccia grafica (GUI), scritta in Java, consente agli utenti di sviluppare, analizzare e visualizzare modelli del sistema muscolo-scheletrico e generare simulazioni dinamiche del movimento; ciò permette l'utilizzo del software su tutti i comuni sistemi operativi<sup>8</sup>.

Un modello OpenSim rappresenta la dinamica di un sistema di corpi rigidi e articolazioni su cui agiscono forze per produrre movimento. Il file .osim, che rappresenta il modello in OpenSim, è costituito da componenti corrispondenti a parti del sistema fisico. La maggior parte delle proprietà di un modello OpenSim può essere modificata nella GUI. I modelli del sistema muscolo-scheletrico consentono di studiare la coordinazione neuromuscolare, analizzare le prestazioni atletiche e stimare i carichi muscoloscheletrici. I muscoli si estendono sulle articolazioni e generano forze e movimento. Una volta creato il modello muscolo-scheletrico, OpenSim consente agli utenti di studiare gli effetti della geometria muscolo-scheletrica, della cinematica articolare e delle proprietà muscolo-tendine sulle forze e sui momenti articolari che i muscoli possono produrre<sup>9</sup>.

## 2.1 Potenzialità

OpenSim ha la possibilità di effettuare le seguenti operazioni:

- Ridimensionamento delle dimensioni del modello muscolo scheletrico
- Esecuzione di analisi di Cinematica Inversa per calcolare gli angoli articolari a partire dalle posizioni dei marker
- Esecuzione di analisi di Dinamiche Inversa per calcolare i momenti articolari, utilizzando sia gli angoli articolari, sai le forze esterne
- Risolvere un problema di dinamica diretta e generare simulazioni del movimento
- Analizzare i dati ottenuti
- Plottare i risultati ottenuti
- Creare video o scattare foto istantanee del movimento del modello.

Tutte le funzionalità del software permettono di compiere simulazioni biomeccaniche del sistema muscolo-scheletrico durante gesti motori e di farne un'analisi dettagliata tramite confronti con dati sperimentali in modo tale da poter procedere ad una validazione, o meno, del modello.

Gli elementi fondamentali per la simulazione sono:

- modello muscolo-scheletrico
- dati di cinematica (traiettorie dei marker)
- dati di forze di reazione misurati sperimentalmente (Ground Reaction Forces, GRF).

I file che vengono utilizzati per generare una simulazione in Opensim sono riportati di seguito.

## 2.2 File marker (.trc)

Il formato di file .trc (Track Row Column) è stato creato da Motion Analysis Corporation per specificare la posizione dei marker posti sul soggetto nei diversi istanti di tempo durante l'esecuzione di un movimento acquisito tramite stereofotogrammetria. Le prime tre righe di un file .trc sono costituite da un header, un'"intestazione", seguita da due righe contenenti i nomi dei marker che dovranno essere uguali ai nomi dei marker virtuali posizionati sul modello, da una riga bianca e successivamente dalle righe contenenti tutti i dati relativi all'acquisizione. Ciascuna riga di dati conterrà il numero del frame di quel dato, l'istante di tempo e le coordinate di posizione (x-y-z) di ciascun marker. Per quanto riguarda l'header: il DataRate indica la frequenza in Hertz a cui sono stati acquisiti i dati; il NumFrames indica il numero di frame di dati, il NumMarker il numero di marker acquisiti e OrigDataStartFrame indica il numero del primo frame. Se il file .trc creato non segue il suddetto formato i dati non vengono letti correttamente e OpenSim non funziona.

PathFileType	4 (X/Y/Z)			25-06-1406.trc								
DataRate	CameraRate	NumFrames	NumMarkers	Units	OrigDataRate	OrigDataStartFrame	OrigNumFrames					
100	100	432	54	m	100	1	432					
Frame#	Time	RTOE			RANK			RTHI				
		X1	Y1	Z1	X2	Y2	Z2	X3	Y3	Z3		
1	0.01	0.409191	0.051779	-0.06059	0.552789	0.109099	-0.044825	0.473573	0.633276	-0.106345		
2	0.02	0.397643	0.051779	-0.059274	0.542275	0.10747	-0.045328	0.468695	0.632772	-0.106198		
3	0.03	0.385946	0.05189	-0.057387	0.531919	0.105896	-0.045727	0.463847	0.632163	-0.106142		

FIGURA 6 ESEMPIO FILE .TRC

Per la realizzazione di questo Elaborato, sono stati creati in questo formato, i file contenenti le traiettorie dei marker durante l'acquisizione statica del soggetto e quelle descrittive la cinematica

del movimento: i primi saranno utili in fase di Scaling del modello mentre gli altri guideranno il modello durante il calcolo della cinematica inversa.

## 2.3 File .mot

Il formato .mot è composto da due parti: un header e i dati. L'header è costituito da una prima riga che inizia con il nome del file .mot seguito dal formato. Le righe successive contengono Datacolumns, contenente il numero totale di colonne di dati, Datarows, contenente il numero totale di righe. La riga successiva riporta il range dell'intervallo di tempo in cui si estendono i dati del file. Successivamente sono riportati i dati in formato colonna di cui la prima rappresenta l'istante di tempo al quale corrispondono i dati.

name 25-06-1406_grf.mot				
datacolumns 19				
datarows 4311				
range 0.010000 4.320000				
endheader				
time	1_ground_force	1_ground_force_vy	1_ground_force_vz	1_ground_force_px
0.010000	-0.728173	739.853259	-17.081515	0.410323
0.011000	-0.975537	739.090713	-17.214270	0.409888
0.012000	-1.037588	740.110235	-17.212744	0.409160

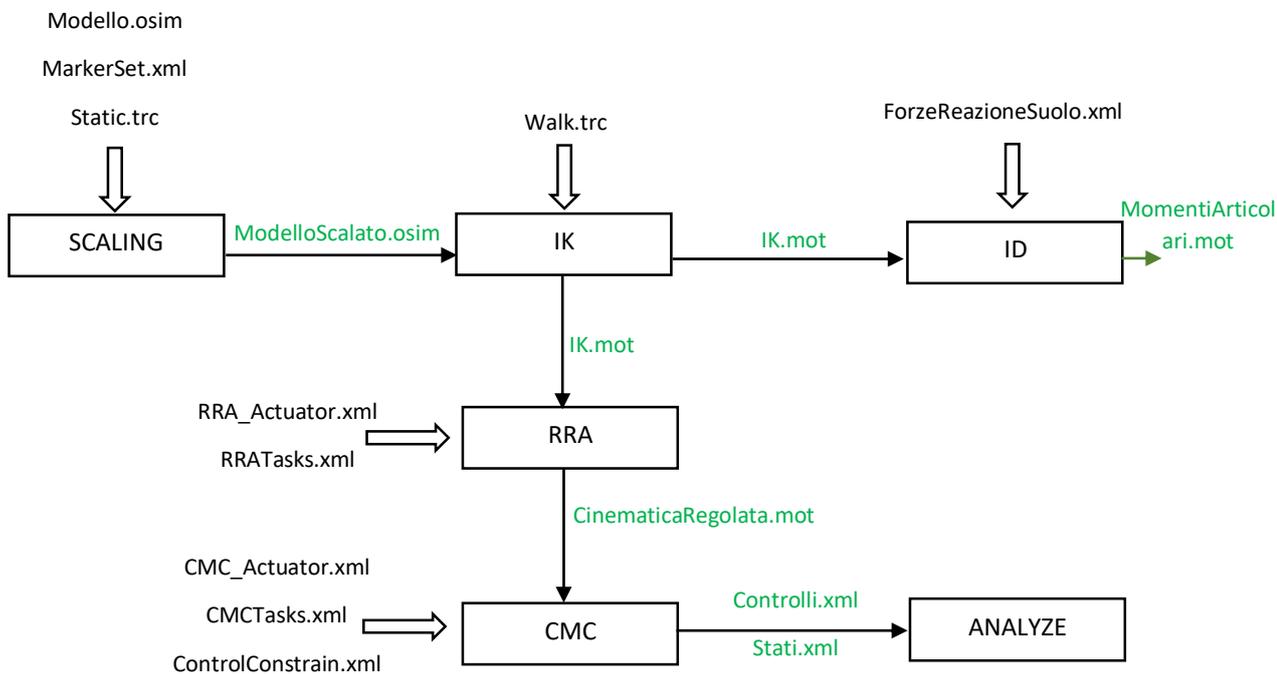
**FIGURA 7** ESEMPIO FILE .MOT

Le etichette presenti nel file di tipo .mot saranno le seguenti:

- Tempo;
- Forze di reazione lungo X,Y,Z ( $v_x, v_y, v_z$ );
- Punto di applicazione ( $p_x, p_y, p_z$ );
- Coppie ( $x, y, z$ ).

Tutte le righe conterranno il corrispondente dato, riferito al sistema di riferimento del modello per ogni istante di tempo in cui il movimento è stato campionato. I file creati con questo formato sono quelli contenenti le forze di reazione (nelle tre componenti x-y-z) espresse rispetto al tempo.

## 2.4 Schema funzionamento Opensim



## 2.6 Scaling

La prima operazione da eseguire per fare una corretta simulazione è quella di **Scaling** del modello muscolo-scheletrico che verrà fatta in base all'antropometria del soggetto preso in esame. È necessaria un'acquisizione sperimentale statica delle posizioni dei marker posizionati precedentemente sull'individuo in particolari punti di riferimento anatomici (marker sperimentali); allo stesso modo, nel modello si provvederà a collocare dei marker virtuali sugli stessi punti in modo da avere una diretta correlazione tra individuo e modello. I marker virtuali dovranno avere lo stesso nome dei marker sperimentali.

Le dimensioni di ciascun segmento corporeo nel modello vengono calcolate in base alle distanze relative tra le coppie di marker, ottenute da un sistema di Motion Capture, che vengono fatte corrispondere alle coppie di marker virtuali. Ad esempio, supponiamo di utilizzare due coppie di marker:  $p1 = \{R.ASIS, R.Knee.Lat\}$  e  $p2 = \{L.ASIS, L.Knee.Lat\}$ . La distanza per la coppia 1 sul modello ( $m1$ ) viene calcolata posizionando il modello nella sua configurazione di default. La distanza sperimentale per la coppia 1 ( $e1$ ) viene ottenuta osservando ciascun frame di dati di marker sperimentali nel file.trc dato, calcolando la distanza tra la coppia per quel frame e prendendo la media su tutti i frame in un tempo specificato dall'utente. Il fattore di scala dovuto alla coppia 1 è quindi  $s1=e1/m1$ . Il fattore di scala complessivo è la media dei fattori di scala calcolati per tutte le coppie di uno stesso segmento (ad esempio,  $s=(s1 + s2)/2$  in questo caso, dove  $s2$  è il fattore di scala dovuto alla coppia 2). Questo fattore di scala globale può quindi essere utilizzato per

ridimensionare qualsiasi segmento. È possibile tuttavia, in modo alternativo, scalare i segmenti corporei con dei fattori di scala ottenuti attraverso analisi di tipo antropometrico.

Successivamente, in base ai fattori di scala, il Tool Scaling ridimensiona la geometria del modello, i segmenti corporei, la posizione del centro della massa, i punti di applicazione della forza e i punti di attacco muscolare. Ad esempio, il punto di attacco distale del muscolo soleo viene ridimensionato in base ai fattori di scala per il segmento della tibia. Con questa operazione si vogliono modificare anche le masse dei segmenti corporei, tenendo conto del principio per cui la somma totale delle masse dei segmenti, seppure ridistribuite, dovrà essere pari alla intera massa del soggetto (Preserve Mass Distribution, PMD).

I componenti di un modello che dipendono da distanze o lunghezze, come i legamenti e gli attuatori muscolari, vengono anche aggiornati dopo lo Scaling. Ad esempio, i nuovi *Optimum\_fiber\_length* e *Tendon\_slack\_length* di un muscolo vengono calcolati durante il processo di ridimensionamento. Il processo è complicato dal fatto che i parametri come la lunghezza del muscolo dipendono anche dalla configurazione, quindi OpenSim cerca di mantenere la configurazione del modello durante il ridimensionamento.

Una volta che l'operazione di Scaling è stata effettuata, i marker virtuali assumono nuove posizioni sul modello muscolo-scheletrico, più simili alle posizioni dei marker sperimentali, in modo tale che la successiva analisi dei dati sia la più veritiera possibile e simile alla realtà.

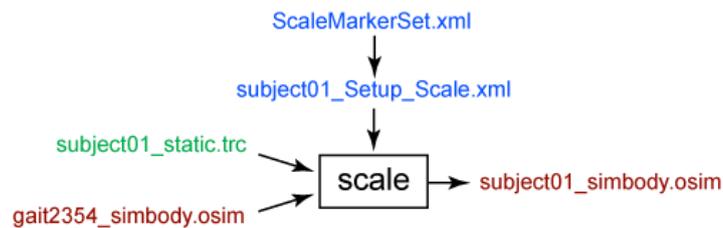


FIGURA 8 INPUT E OUTPUT DEL TOOL SCALE

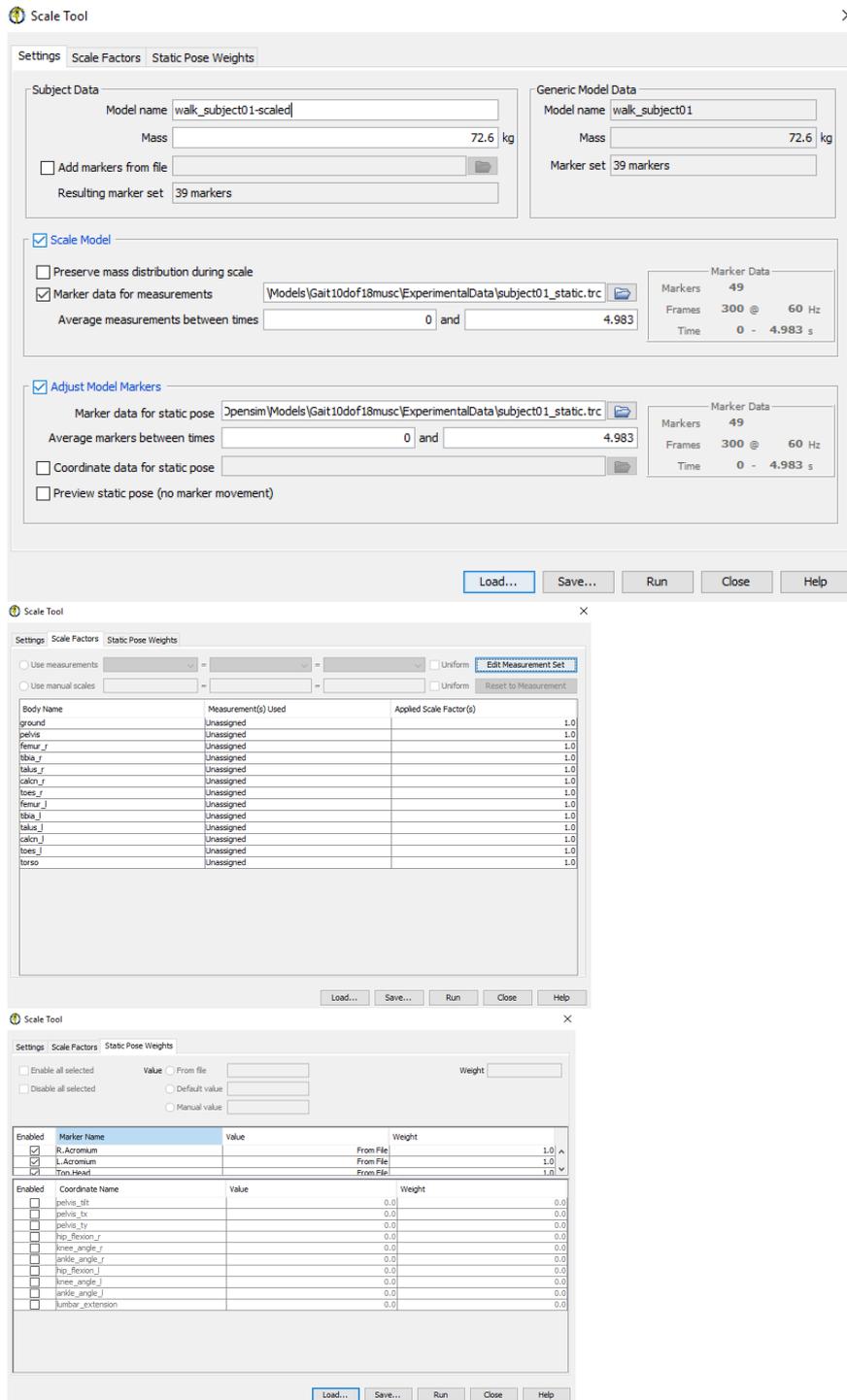


FIGURA 9 INTERFACCIA SCALE SU OPENSIM

In input al Tool Scale vengono inseriti:

- il modello .osim da scalare
- il file .trc che contiene le posizioni dei marker sperimentali per una prova statica, ossia con il soggetto fermo in una posizione nota
- il marker set .xml che contiene l'insieme di marker virtuali posizionati sui segmenti del modello.

In uscita avrò il mio modello ridimensionato.

## 2.6 Cinematica inversa

Una volta ridimensionato il modello si procede con la **Cinematica Inversa (IK)**. Lo scopo della cinematica inversa è trovare un set di coordinate generalizzate, quali sono gli angoli articolari e le posizioni dei segmenti corporei per il modello muscolo-scheletrico, che meglio riproduce la cinematica del movimento di un soggetto in esame. Il Tool IK, per ogni istante di tempo, imposta le coordinate articolari del modello in una posizione che “corrisponde meglio” a quella del marker sperimentale e ai dati di coordinate acquisite il quel periodo di tempo, riducendo al minimo la somma di errori quadrati ponderati di marker e/o coordinate. L'errore del marker è la distanza tra un marker sperimentale e il marker virtuale corrispondente sul modello quando le sue coordinate generalizzate sono quelle calcolate dallo strumento di IK. Ogni marker ha un peso associato che specifica quanto fortemente dovrebbe essere ridotto al minimo il termine di errore. L'errore di coordinata è la differenza tra un valore di coordinata sperimentale e il valore di coordinata calcolato dallo strumento di IK; i valori delle coordinate sperimentali possono essere gli angoli articolari ottenuti direttamente dal sistema di Motion Capture, o da un algoritmo specializzato esterno o da altri dispositivi di misurazione, come un goniometro.

Una distinzione dovrebbe essere fatta tra le coordinate ‘*prescribed*’ e quelle ‘*unprescribed*’. Una coordinata *prescribed* (detta anche coordinata bloccata) è una coordinata generalizzata la cui traiettoria è nota e che non sarà calcolata usando IK. Verrà impostato al suo esatto valore di traiettoria. Ciò può essere utile quando si ha abbastanza confidenza in un valore di coordinate generalizzato che non si desidera che il risolutore IK lo modifichi. Una coordinata *unprescribed* è una coordinata che non è fissata e il cui valore è calcolato usando IK. Usando queste definizioni, solo le coordinate che non vengono precedentemente bloccate possono variare e quindi solo esse appaiono nell'equazione dei minimi quadrati risolta da IK. Ogni coordinata *unprescribed* che viene confrontata con una coordinata sperimentale deve avere un peso associato, specificando quanto fortemente l'errore delle coordinate debba essere minimizzato. Matematicamente, lo strumento IK risolve il problema dei minimi quadrati ponderati come indicato di seguito:

$$\min_q \left[ \sum_{i \in \{\text{markers}\}} w_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i(q)\|^2 + \sum_{j \in \{\text{unprescribed} \atop \text{coordinates}\}} \omega_j \|q_j^{\text{exp}} - q_j\|^2 \right] \quad (1)$$

Lo strumento trova, per ogni istante temporale, il vettore di coordinate generalizzate  $q$  che minimizza l'equazione di costo, dove  $x_i^{\text{exp}}$  è la posizione sperimentale del marker  $i$ -esimo,  $x_i(q)$  è la posizione del marker corrispondente sul modello, funzione dei valori di coordinate generalizzate e  $q_j^{\text{exp}}$  è il valore sperimentale per la coordinata  $j$ . Tutte le coordinate *prescribed* sono impostate sui loro valori sperimentali.

Di seguito è riportato il Tool di IK, in input è richiesto:

- il file delle traiettorie dei marker ottenute grazie al sistema di Motion Capture relative all'intero atto motorio che si vuole studiare
- il modello scalato e il file .xml contenente il peso associato a ciascun marker e/o coordinata non descritta.

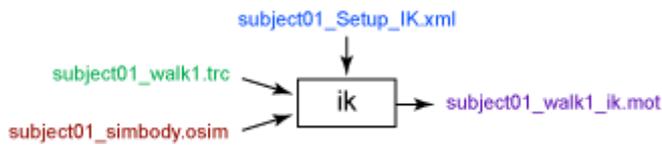


FIGURA 10 INPUT E OUTPUT IK

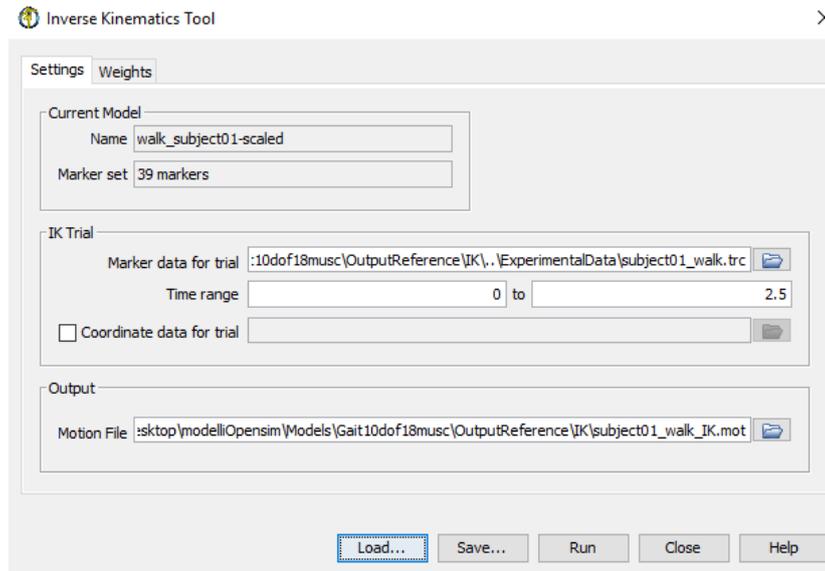


FIGURA 11 INTERFACCIA IK IN OPENSIM

Come output IK avrà un file di movimento .mot contenente le traiettorie di coordinate generalizzate (angoli e/o traslazioni articolari). Le unità utilizzate da IK sono le unità del modello, che sono metri per la lunghezza e gradi per gli angoli.

## 2.7 Dinamica inversa

Il file .mot ottenuto dal Tool IK viene utilizzato come input nel Tool di **Dinamica Inversa (ID)** che determina le forze generalizzate in ciascuna articolazione responsabile di un determinato movimento del modello. Data la cinematica (che descrive il movimento del modello) e i carichi esterni applicati al modello, il Tool ID calcola le forze interne (o coppie) generate dai muscoli. Nella meccanica classica la relazione tra forza e accelerazione, la seconda legge di Newton  $F = ma$ , è espressa per mezzo di equazioni di moto; ID risolve queste equazioni per determinare forze e coppie nette su ciascun giunto che produce il movimento. Le equazioni classiche del moto possono essere espresse in questa forma:

$$\tau = M(q)\ddot{q} - G(q) - C(q, \dot{q}) - A(q, \dot{q}, x, t) \quad (2)$$

dove, per un modello con  $N$  gradi di libertà,  $q, \dot{q}$  e  $\ddot{q} \in \mathbb{R}^N$  sono i vettori di posizioni, velocità e accelerazioni generalizzate,  $M(q) \in \mathbb{R}^N \times \mathbb{R}^N$  è la matrice di massa del sistema che dipende dalla configurazione del modello,  $C(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^N$  è il vettore di Coriolis e le forze centrifughe,  $G(q) \in \mathbb{R}^N$  è il vettore delle forze gravitazionali e  $A(q, \dot{q}, x, t) \in \mathbb{R}^N$  è il vettore di carichi applicati, che sono le forze esterne applicate al modello, come le forze di reazione al suolo, i corpi passivi o i componenti

attivi e che possono dipendere esplicitamente dal tempo  $t$  e dai controlli di input per gli attuatori. Le forze generalizzate risultanti  $\tau \in \mathbb{R}^N$  sono ciò che lo strumento calcola.

In Input al Tool di ID è caricato:

- il file di movimento `.mot` contenente le cronologie temporali delle coordinate generalizzate che descrivono il movimento del modello ottenuto da IK. È consigliato spuntare la voce *Filter coordinates* in modo da avere delle forme d'onda più omogenee.
- Per i carichi esterni imposto le forze di reazione al suolo (file `.grf`).

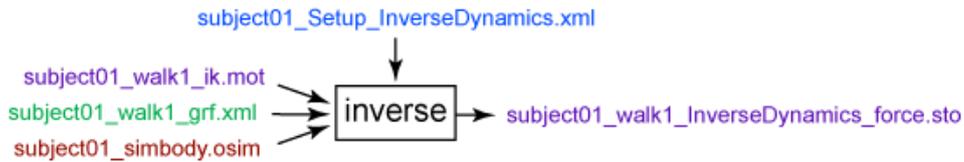


FIGURA 12 INPUT E OUTPUT ID

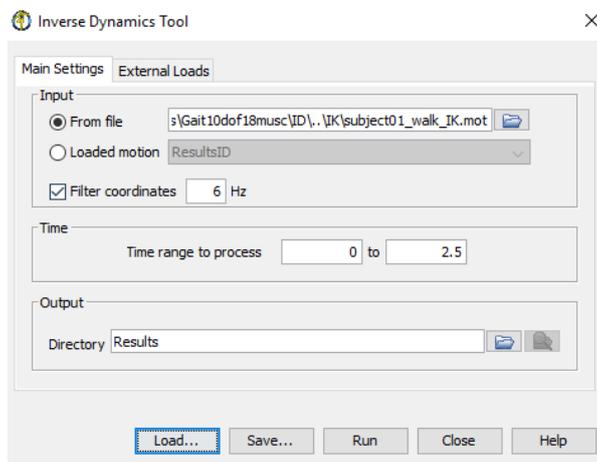


FIGURA 13 INTERFACCIA ID IN OPENSIM

In uscita avrò un file di archivio contenente le cronologie temporali delle coppie articolari e delle forze.

Nel risolvere il problema della dinamica inversa, sono stati utilizzati sia i dati cinematici che i dati della piastra di forza, rendendo questo un problema eccessivamente determinato. In altre parole, il problema ha più equazioni che incognite (cioè gradi di libertà). A causa di errori nei dati di movimento sperimentali e imprecisioni nel modello muscolo-scheletrico, risulta che la seconda legge di Newton è violata:

$$\mathbf{F}_{exp} \neq \mathbf{m} \times \mathbf{a} \quad (3)$$

Un metodo per gestire questa incoerenza consiste nel calcolare e applicare forze e momenti residui a un particolare segmento corporeo nel modello, in modo tale che la seconda legge di Newton diventi:

$$\mathbf{F}_{exp} + \mathbf{F}_{residual} = \mathbf{m} \times \mathbf{a} \quad (4)$$

Tale procedura tuttavia è destinata esclusivamente per uno studio della camminata dove si ha un continuo spostamento del centro di massa e quindi un continuo sbilanciamento delle forze e momenti.

I residui vengono applicati di solito al segmento pelvico. In mancanza di errore tra i dati sperimentali e i dati del modello, la forza residua deve essere pari a zero. Nella pratica però ciò non è mai verificato. (È possibile vedere i residui dalla soluzione della dinamica inversa, plottando `pelvis_tx_force`, `pelvis_ty_force` in funzione del tempo).

## 2.8 Algoritmo di riduzione residua

Lo scopo dell'**Algoritmo di riduzione residua (RRA)** è di minimizzare gli effetti degli errori di modellazione e di elaborazione dei dati dei marker che si aggregano e portano a grandi forze compensative non fisiche chiamate residui. In particolare, la riduzione residua altera il centro di massa del torso o della pelvi di un modello specifico del soggetto e consente di variare la cinematica del modello dalla cinematica inversa in modo da essere più dinamicamente coerente con i dati della forza di reazione al suolo. La riduzione residua è una forma di simulazione dinamica diretta che utilizza un controller per seguire la cinematica del modello determinata dalla cinematica inversa. Il Computed Muscle Control (CMC) funge da controller, può essere utilizzato per determinare una distribuzione di massa e cinematica delle articolazioni che sono più coerenti con le forze di reazione al suolo. (Infatti quando eseguo RRA compare sulla finestra dei Messaggi la scritta CMC, nonostante io stia eseguendo RRA).

- "`cmc_time_window`" nel file delle impostazioni dovrebbe essere 0,001 s per RRA.

Si può spiegare in cosa consiste l'RRA con un esempio. Si consideri un modello di scheletro umano senza gli arti superiori (modello `gait23`) costituito da dieci segmenti rigidi (ossa); 17 delle 23 coordinate generalizzate del modello rappresentano gli angoli alle articolazioni. Ciascuno di questi 17 gradi di libertà è azionato da una coppia. Le restanti sei coordinate generalizzate rappresentano i sei gradi di libertà (tre traslazionali e tre di rotazione) del bacino rispetto al terreno. Per simulare una camminata si rappresentano i sei gradi di libertà del bacino come un giunto a sei gradi di libertà azionato con altrettanti attuatori. Ciascuna di queste 6 coppie viene chiamata *attuatore residuo*. Ora ha 23 gradi di libertà e 23 attuatori, cioè, esattamente un attuatore per grado di libertà. I tre attuatori residui che azionano i tre gradi di libertà traslazionali fra il bacino e il terreno sono le forze residue indicate con  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ . I tre gradi di libertà di rotazione sono azionati da coppie residue (o momenti) indicate con  $M_x$ ,  $M_y$ , e  $M_z$ .  $F_x$  è la forza applicata lungo l'asse X (in avanti),  $F_y$  è la forza applicata lungo l'asse Y (verticale),  $F_z$  lungo l'asse Z (trasversale),  $M_x$  è la coppia applicata all'asse X, e così via. In parole povere, i sei attuatori residui equivarrebbero ad aggiungere un nuovo termine che soddisfa la seconda legge di Newton:  $F + F_{\text{residui}} = ma$ .

Per ridurre le forze residue e momenti, i residui vengono calcolati e mediati su tutta la durata del movimento. Sulla base di queste medie, l'algoritmo apporta dei cambiamenti nei parametri di massa del modello, quali possono essere la posizione del centro di massa del bacino. Per ridurre al minimo i residui:

- Effettuare un passaggio iniziale con input predefiniti, quindi controllare i residui e gli errori di coordinata.
- Ridurre il peso del tracciamento sulle coordinate con un errore basso.
- Ridurre la massima eccitazione sui residui o la forza ottimale dell'attuatore.

L'obiettivo di queste restrizioni sui valori residui è ridurre la necessità di residui al minimo indispensabile per seguire da vicino la cinematica desiderata, in modo che il movimento sia generato esclusivamente da momenti articolari interni. Durante il controllo muscolare computerizzato (CMC), la fase successiva di OpenSim, i momenti saranno generati dalle forze

esercitate dai muscoli. In questo modo, i risultati biomeccanici sulla funzione muscolare in uscita dal CMC saranno più vicini alla realtà che se lasciassimo che i residui fossero arbitrariamente grandi. Con queste restrizioni poste sui residui, il movimento del modello sarà probabilmente alterato poiché i residui potrebbero non essere in grado di raggiungere le grandezze che deriverebbero dalla dinamica inversa mentre si segue esattamente la cinematica di IK.

RICORDA: Critico per RRA è la sostituzione dei muscoli con un solo attuatore ideale per coordinata. Nell'esempio gait2354, questi corrispondono ai residui per i sei gradi di libertà del bacino e alle riserve per tutte le altre coordinate interne del modello (angoli articolari). Quindi ogni grado di libertà (DOF) nel modello dovrebbe avere un attuatore di coppia o forza (riserva) ideale. Questo include i 6 DOF del segmento di base del modello, che sono chiamati "attuatori residui". Nella maggior parte dei casi, questi attuatori ideali vengono utilizzati per sostituire i muscoli nel modello (selezionando "Sostituisci attuatori modello" nella scheda Actuator). Le forze ottimali sono l'output massimo degli attuatori ideali (coppie, forze lineari). La coppia (forza) applicata è pari a: forza ottimale \* valore di controllo.

Il residuo alla pelvi deve essere applicato alla posizione del COM ridimensionata (andare a modificare il file actuator.xml dopo RRA).

Le forze dell'attuatore sono calcolate scegliendo valori di forza e coppia che minimizzano una funzione obiettivo.

Al termine della simulazione, viene calcolato il valore medio per ciascun attuatore residuo. I valori medi per Mx (coppia residua sinistra-destra) e Mz (coppia residua a prua) sono utilizzati per regolare il centro della massa del tronco per correggere l'eccessiva "inclinazione" del modello a causa di imprecisioni nella distribuzione di massa e nella geometria del busto nel modello.

Valutazione dei risultati:

- La differenza RMS nell'angolo articolare durante il movimento deve essere inferiore a 2-5° (o inferiore a 2 cm per le traslazioni).
- Le forze residue di picco dovrebbero tipicamente essere inferiori a 10-20 N. I residui medi dovrebbero essere tipicamente inferiori a 5-10 N.
- Confronta i momenti residui di RRA con i momenti di Inverse Dynamics. Dovresti vedere una riduzione del 30-50% nei momenti di picco residuo.
- Confrontare le coppie / forze articolari con quelle presenti in letteratura.

<b>Thresholds:</b>	<b>GOOD</b>	<b>OKAY</b>	<b>BAD</b>
MAX Residual Force (N)	0-10 N	10-25N	> 25 N
RMS Residual Force (N)	0-5 N	5-10 N	> 10 N
MAX Residual Moment (Nm)	0-50 Nm	50-75 Nm	>75 Nm
RMS Residual Moment (Nm)	0-30 Nm	30-50 Nm	>50 Nm
MAX pErr (trans, cm)	0-2 cm	2-5 cm	>5 cm
RMS pErr (trans, cm)	0-2 cm	2-4 cm	>4 cm
MAX pErr (rot, deg)	0-2 deg	2-5 deg	> 5 deg
RMS pErr (rot, deg)	0-2 deg	2-5 deg	> 5 deg

TABELLA 1

In input ad RRA vengono richiesti:

- il file.mot ottenuto dal Tool IK

- il file tasks.xml che specifica quali coordinate tracciare e il corrispondente peso (che determina quanto bene gli angoli articolari seguono gli angoli specificati da IK)
- il file dei carichi esterni grf.mot
- il file degli attuatori articolari utilizzati per sostituire i muscoli (contiene il nome delle coordinate generalizzate a cui si applica l'attuatore, il minimo e il massimo del valore del segnale di controllo applicato e la massima forza generalizzata prodotta da esso).

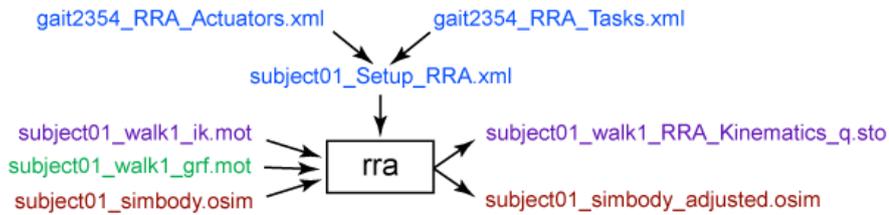


FIGURA 14 INPUT E OUTPUT RRA

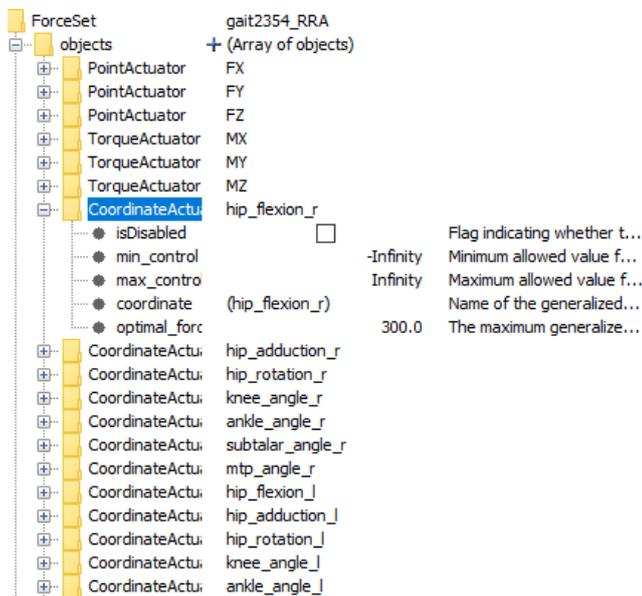


FIGURA 15 FILE ACTUATOR.XML

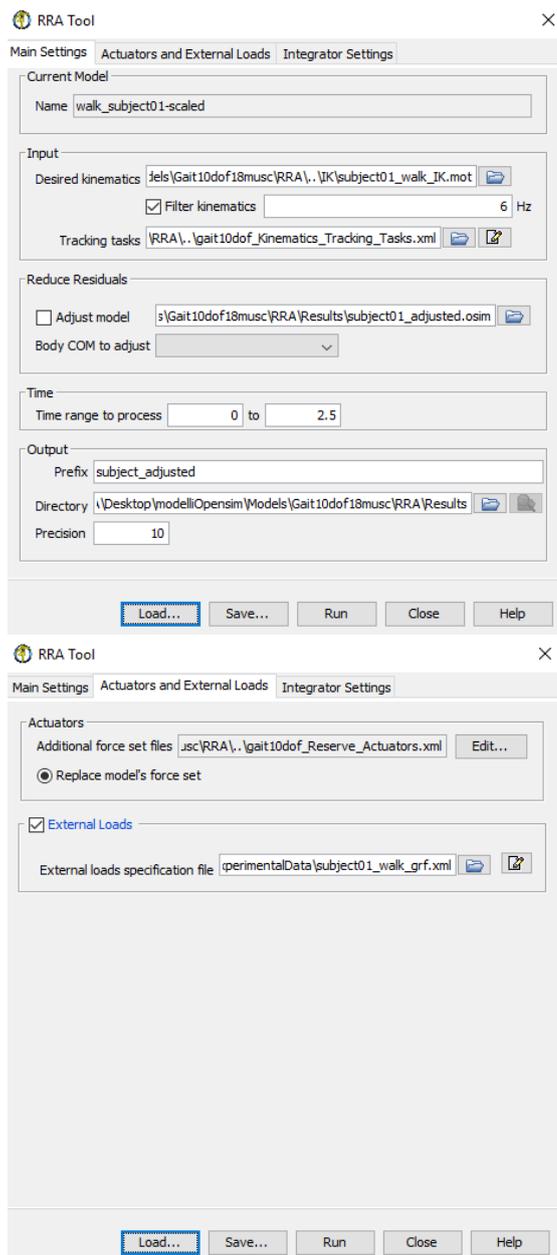


FIGURA 16 INTERFACCIA RRA IN OPENSIM

Dopo aver caricato i dati richiesti, avvio la simulazione e in uscita avrò un modello con proprietà di massa regolate, eccitazioni dell'attuatore (cioè segnali di controllo necessari per generare forze e coppie dell'attuatore), forze e coppie dell'attuatore (corrispondenti alla cinematica regolata), angoli, velocità e accelerazioni del giunto, errori di posizione per ciascuna delle coordinate generalizzate del modello durante la prova.

## 2.9 Ottimizzazione statica

**L'OTTIMIZZAZIONE STATICA** è un'estensione della dinamica inversa che risolve ulteriormente i momenti articolari netti in forze muscolari ad ogni istante nel tempo. Le forze muscolari vengono ottenute riducendo al minimo la somma delle attivazioni muscolari al quadrato.

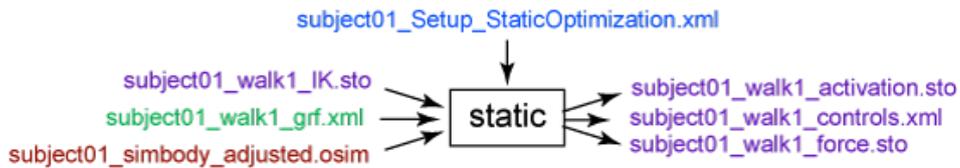


FIGURA 17 INPUT E OUTPUT SO

In input viene dato:

- il file di movimento contenente le cronologie temporali delle coordinate generalizzate che descrivono il movimento del modello. Questo può essere un dato cinematico (cioè angoli articolari) in uscita dal Tool IK o stati (cioè angoli e velocità articolari) in uscita dal Tool RRA
- il file dei carichi esterni applicati grf.mot
- il modello muscolo-scheletrico dopo lo Scaling
- $x$  che rappresenta l'esponente per la funzione di costo basata sull'attivazione da minimizzare (cioè, il criterio usato per risolvere il problema di distribuzione della forza muscolare).

RICORDA: È possibile utilizzare i risultati IK o RRA come cinematica di input. Se si utilizzano i risultati IK, di solito è necessario filtrarli; se si utilizzano i risultati RRA, non è necessario farlo.

Come output avrò tre file:

- *controls.xml* contiene le cronologie temporali dei controlli muscolari. Questi controlli sono stati minimizzati dallo Strumento di ottimizzazione statica
- *activation.sto*: file contenente le cronologie temporali delle attivazioni muscolari
- *force.sto*: file contenente le cronologie temporali delle forze muscolari

Per l'andatura e molti altri movimenti, è necessario aggiungere attuatori residui al primo giunto libero nel modello (tipicamente il giunto pelvico). L'esecuzione di RRA ridurrà, ma non eliminerà, questi residui. Pertanto, gli attuatori aggiunti sono ancora necessari.

Se gli attuatori residui o i muscoli del modello sono deboli, l'ottimizzazione impiegherà molto tempo a convergere o non convergerà mai:

1. Se gli attuatori residui sono deboli, aumentare il valore massimo di controllo di un residuo, abbassando al contempo la sua forza massima. Ciò consente all'ottimizzatore di generare una forza considerevole (se necessario) per far corrispondere le accelerazioni, ma i valori di controllo di grandi dimensioni sono penalizzati in misura maggiore. Nell'ottimizzazione statica, le eccitazioni degli attuatori ideali sono trattate come attivazioni nella funzione di costo.
2. Se i muscoli sono deboli, aggiungere Coordinate Actuator nelle articolazioni del modello. Ciò ti consentirà di vedere quanta "riserva" è necessaria per un dato giunto e quindi rafforzare i muscoli del tuo modello di conseguenza.
3. Se la risoluzione dei problemi di un modello debole e l'ottimizzazione sono lenti ogni volta, provare a ridurre il parametro che definisce il numero massimo di iterazioni.

L'ottimizzazione statica funziona internamente risolvendo il problema della dinamica inversa, quindi cercando di risolvere il problema della ridondanza per attuatori/muscoli usando le accelerazioni dalla soluzione della dinamica inversa come un vincolo. Se viene segnalata una violazione del vincolo, questo potrebbe essere un segno che l'ottimizzatore non può risolvere le forze muscolari mentre applica la soluzione di dinamica inversa.

- Questo probabilmente significa che c'è del rumore nei dati o c'è un improvviso salto di accelerazione in un frame.
- In questo caso, è necessario esaminare la soluzione di dinamica inversa per determinare la cornice problematica e correggere / interpolare i dati durante questa parte del movimento.

Lo Strumento di ottimizzazione statica utilizza il movimento noto del modello per risolvere le equazioni del moto per le forze generalizzate sconosciute (ad esempio, coppie articolari) soggette a una delle seguenti condizioni di attivazione della forza muscolare:

- Generatori di forza ideali:

$$\sum_{m=1}^n (\mathbf{a}_m \mathbf{F}_m^0) \mathbf{r}_{m,j} = \boldsymbol{\tau}_j \quad (5)$$

- Vincolo dalle proprietà forza-lunghezza-velocità:

$$\sum_{m=1}^n [\mathbf{a}_m \mathbf{f}(\mathbf{F}_m^0, l_m, v_m)] \mathbf{r}_{m,j} = \boldsymbol{\tau}_j \quad (6)$$

- Riducendo al minimo la funzione obiettivo:

$$J = \sum_{m=1}^n (\mathbf{a}_m)^p \quad (7)$$

dove  $n$  è il numero di muscoli nel modello;  $\mathbf{a}_m$  è il livello di attivazione del muscolo  $m$  in una fase temporale discreta;  $F_{0m}$  è la sua forza isometrica massima;  $l_m$  è la sua lunghezza;  $v_m$  è la sua velocità di accorciamento;  $f(F_{0m}, l_m, v_m)$  è la sua superficie forza-lunghezza-velocità;  $\mathbf{r}_{m,j}$  è il suo braccio di momento attorno all'asse dell'articolazione  $j_{th}$ ;  $\boldsymbol{\tau}_j$  è la forza generalizzata che agisce attorno all'asse del giunto  $j_{th}$ ; e  $p$  è una costante definita dall'utente. Si noti che per l'ottimizzazione statica  $f(F_{0m}, l_m, v_m)$  calcola la forza della fibra attiva lungo il tendine assumendo un tendine inestensibile e non include il contributo dall'elemento elastico parallelo dei muscoli.

## 2.10 Controllo muscolare computerizzato

Successivamente viene eseguito il **CMC, Controllo Muscolare Computerizzato**. Lo scopo è quello di calcolare una serie di eccitazioni muscolari che guidano il modello dinamico muscolo-scheletrico verso una particolare cinematica desiderata. Il metodo CMC fa questo utilizzando un controllo proporzionale-derivativo PD ed l'ottimizzazione statica. Prima di iniziare l'algoritmo, vengono calcolati gli stati iniziali del modello, ossia i valori iniziali delle coordinate generalizzate  $q$  (angoli articolari), le velocità generalizzate, più eventuali stati iniziali come ad esempio, i livelli di attivazione muscolare e la lunghezza della fibra all'inizio del movimento. Mentre i valori iniziali delle coordinate generalizzate e delle velocità possono essere presi dalla cinematica, i valori iniziali degli stati muscolari sono in genere sconosciuti. Il primo passo dell'algoritmo CMC è quello di calcolare una serie di accelerazioni desiderate ( $\ddot{q}^*$ ), a partire dalle coordinate generalizzate sperimentali ( $q_{exp}$ ). Le accelerazioni desiderate sono calcolate usando la seguente legge PD:

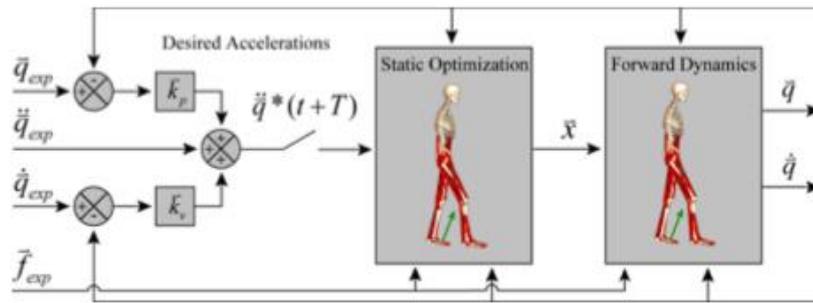


FIGURA 18 SCHEMA ALGORITMO DEL CMC

$$\ddot{q}^*(t+T) = \ddot{q}_{exp}(t+T) + k_v[\dot{q}_{exp}(t) - \dot{q}(t)] + k_p[q_{exp}(t) - q(t)] \quad (8)$$

dove  $\ddot{q}_{exp}$  e  $\dot{q}_{exp}$  sono rispettivamente le accelerazioni e le velocità dei marker sperimentali calcolate come derivate nel tempo delle coordinate di posizione degli stessi e  $k_v$  e  $k_p$  sono i guadagni di feedback sugli errori di velocità e posizione. Poiché le forze che i muscoli applicano al corpo non possono cambiare istantaneamente, le accelerazioni desiderate vengono calcolate per un po' di tempo  $T$  in futuro. Per i modelli muscoloscheletrici,  $T$  è tipicamente scelto per circa 0,010 secondi. Questo intervallo di tempo è abbastanza breve per avere un controllo adeguato, ma abbastanza lungo da consentire alle forze muscolari di cambiare. Se si ottengono queste accelerazioni desiderate, gli errori tra le coordinate del modello e le coordinate derivate sperimentalmente saranno portati a zero. Per portare questi errori a zero in modo critico, i guadagni di velocità possono essere scelti usando la seguente relazione:

$$k_v = 2\sqrt{k_p} \quad (9)$$

Per i modelli muscoloscheletrici, funziona bene se vengono scelti i guadagni di errore per portare lentamente a zero gli errori ( $k_v = 20$  e  $k_p = 100$ ).

Il prossimo passo in CMC consiste nel calcolare i controlli dell'attuatore ( $x(t)$ ) che raggiungeranno le accelerazioni desiderate  $\ddot{q}^*(t+T)$ . Il più delle volte, i controlli sono prevalentemente composti da eccitazioni muscolari. Qualsiasi tipo di attuatore può essere utilizzato con CMC. L'ottimizzazione statica viene utilizzata per distribuire il carico tra gli attuatori sinergici (muscoli). Si chiama ottimizzazione "statica" perché il criterio di prestazione deve essere limitato a quantità che possono essere calcolate in qualsiasi istante temporale durante una simulazione. L'ottimizzazione statica utilizza la geometria muscoloscheletrica e le assunzioni sulla distribuzione delle forze esterne, per stimare le singole forze muscolari per ogni istante di tempo ( $t+T$ ), che consentono il raggiungimento delle accelerazioni desiderate da parte dei segmenti corporei connessi a quei particolari muscoli. L'ottimizzazione statica prevede la risoluzione di un problema di dinamica inversa: i momenti articolari  $M_j$  dovuti alle forze esterne calcolati, saranno uguali ai momenti netti dovuti alle forze muscolari per il braccio di ciascun muscolo:

$$M_j = \sum M_{muscolo} = \sum F_{muscolo} * braccio \quad (10)$$

Dalla precedente equazione si ottiene un sistema indeterminato, in quanto, considerati i sei gradi di libertà, si hanno tre equazioni per i momenti ma con un numero maggiore di incognite  $F_{muscolo}$ .



FIGURA 19 MOMENTO SULLA CAVIGLIA.

$$M_{caviglia} = (F_{ta}r_{ta} + F_{ed}r_{ed}) - (F_g r_g + F_s r_s + F_{tp} r_{tp}) \quad (11)$$

Il sistema raffigurato rappresenta un problema indeterminato con 1 equazione e 5 incognite.

Per risalire alle singole forze muscolari è necessario selezionare un criterio da massimizzare o minimizzare, soggetto a dei vincoli precisi; in particolare quello che si vorrà minimizzare è una funzione di tutte le forze muscolari. Possono essere considerate le seguenti tre diverse funzioni da minimizzare:

$$f(F_m) = \sum_{m=1}^{nm} F_m \quad (12)$$

$$f(F_m) = \sum_{m=1}^{nm} \left(\frac{F_m}{PCSA_m}\right)^3 \quad (13)$$

$$f(F_m) = \sum_{m=1}^{nm} \left(k \frac{F_m}{PCSA_m}\right)^2 \approx \sum_{m=1}^{nm} (a_m)^2 \quad (14)$$

dove  $F_m$  rappresenta la forza di ogni singolo muscolo,  $PCSA$  la sua sezione trasversale e  $a_m$  rappresenta l'attivazione muscolare di ciascun muscolo.

La prima formulazione è una minimizzazione delle forze muscolari agenti; con la seconda si vuole minimizzare l'energia metabolica del sistema e la terza può essere vista come una minimizzazione dell'attivazione muscolare.

Due formulazioni del problema di ottimizzazione statica sono attualmente disponibili in Opensim, simili all'ultima forma riportata sopra.

- La prima formulazione, chiamata *slow target*, consiste in un criterio di prestazione ( $J$ ) che è una somma pesata del controllo degli attuatori al quadrato più la somma degli errori di accelerazione desiderate:

$$J = \sum_{i=1}^{n_x} a_m^2 + \sum_{j=1}^{n_q} w_j (\ddot{q}_j^* - \ddot{q}_j)^2 \quad (3.9) \quad (15)$$

La prima sommatoria minimizza e distribuisce i carichi sugli attuatori e la seconda guida le accelerazioni del modello ( $\ddot{q}_j$ ) verso le accelerazioni desiderate ( $\ddot{q}_j^*$ ).

- La seconda formulazione, chiamata *fast target*, è la somma del quadrato delle attivazioni muscolari soggetta al vincolo che richiede le accelerazioni desiderate da raggiungere all'interno della tolleranza impostata per l'ottimizzatore ( $C_j=0$ ):

$$J = \sum_{i=1}^{n_x} a_m^2 \quad \forall j \in \{1, \dots, n_q\} \quad C_j = \ddot{q}_j^* - \ddot{q}_j \quad (3.10) \quad (16)$$

La seconda forma è più veloce e produce in genere un monitoraggio più efficace. Tuttavia, se i vincoli non possono essere soddisfatti, non porta ad alcuna soluzione e fallisce. Spesso il motivo

del fallimento è che il modello muscolo-scheletrico non è abbastanza forte, per evitare ciò è possibile aggiungere al modello ulteriori attuatori in grado di compensare le carenze di forza nei muscoli.

Le attivazioni muscolari ( $a_m^*$ ), calcolate tramite minimizzazione del problema, daranno origine a delle forze muscolari  $f_m^*$  secondo la seguente relazione che lega forza-lunghezza-velocità del muscolo:

$$f_m^* = \{a_m^* f_{lv}(l_m^*, \dot{l}_m^*) + \dot{f}_{passive}(l_m^*)\} \cos(\gamma_m^*) \quad (3.11) \quad (17)$$

Le quali originano delle accelerazioni del segmento corporeo interessato

$$\ddot{q}^* = A - l(q)\{G(q) + C(q)\dot{q}^2 + R(q)f_m^* + E(q, \dot{q})\} \quad (3.12) \quad (18)$$

Dove  $q$  e  $\dot{q}$  sono le coordinate di posizione e velocità angolari,  $A$  è la matrice inversa delle masse corporee,  $G$  è il vettore delle forze di Coriolis e centripete,  $R$  è la matrice del braccio dei momenti dei muscoli,  $f_m$  è il vettore delle forze muscolari ed  $E$  è il vettore delle forze di reazione. Considerando il vincolo imposto in per cui si vuole:

$$C_j = \ddot{q}_j^* - \ddot{q}_j \quad (19)$$

Con  $C_j=0$ , l'algoritmo cercherà di calcolare delle forze muscolari ottimali, per le quali si origina un'accelerazione simile a quella desiderata.

Una volta calcolate le forze muscolari  $f_m^*$ , il terzo step è stimare l'eccitazione muscolare che guida le attivazioni muscolari  $a_m$ , a inseguire quelle predette dall'ottimizzazione statica  $a_m^*$ , questo avviene secondo:

$$u = a_m^* + k_u(a_m^* - a_m) \quad (20)$$

Dove  $k_u$  è il coefficiente di guadagno,  $a_m^*$  rappresenta le attivazioni muscolari in uscita dall'ottimizzazione statica e  $a_m$  le attivazioni in uscita dalla dinamica diretta. Il passo finale dell'algoritmo di CMC è quello di utilizzare l'eccitazione muscolare  $u$  per risolvere un problema di dinamica diretta (FORWARD DYNAMICS) in modo da risalire alle cinematica del movimento al tempo  $(t+T)$  e quindi, attraverso un algoritmo iterativo, ripetere a monte le operazioni di stima delle attivazioni e forze muscolari all'istante successivo per tutto la durata dell'esercizio.

La dinamica di attivazione può essere modellata come:

$$\dot{u} = \begin{cases} (u - a) \left[ \frac{u}{\tau_{act}} + \frac{(1-u)}{\tau_{deact}} \right], u \geq a \\ \frac{(u-a)}{\tau_{deact}}, u < a \end{cases} \quad (3.14) \quad (21)$$

Dove  $\tau_{act}$  e  $\tau_{deact}$  sono le costanti di tempo per l'attivazione e la disattivazione del muscolo. La dinamica di contrazione del muscolo-tendine è descritta da un modello a parametri concentrati che tiene conto delle relazioni forza-lunghezza-velocità del muscolo e le proprietà elastiche del tendine. In particolare la variazione di lunghezza del muscolo  $\dot{l}_m$  è legata alla lunghezza del muscolo e all'attivazione muscolare tramite:

$$\dot{l}_m = f_v^{-1}(l_m, l_{mt}, a) \quad (3.15) \quad (22)$$

dove  $f_v$  è la funzione che lega forza e velocità del muscolo.

La dinamica diretta permette di calcolare e derivare la cinematica tramite la seguente equazione:

$$\ddot{q} = A^{-1}(q)\{G(q) + C(q, \dot{q}) + R(q)f_m + E(q, \dot{q})\} \quad (3.16) \quad (23)$$

e quindi ripetere l'intera operazione per l'intera durata dell'esercizio motorio ottenendo la sequenza temporale di attivazioni e forze muscolari. Una volta che il CMC termina l'esecuzione, in genere si desidera confrontare le eccitazioni muscolari ottenute con un prototipo o con delle misurazioni elettromiografiche.

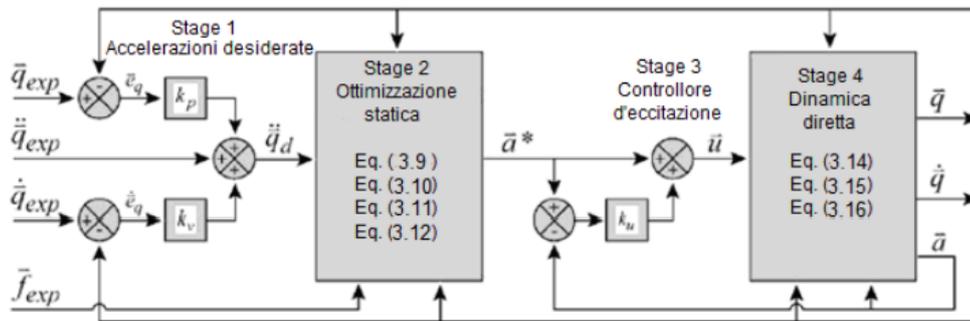


FIGURA 20 SCHEMATIZZAZIONE ALGORITMO DEL CMC. L'ALGORITMO È APPLICATO A CIASCUN ISTANTE DI TEMPO.

Se lo si desidera, i vincoli possono essere posizionati sui limiti superiore e inferiore dei controlli  $x(t)$  in funzione del tempo di simulazione: questo potrebbe essere utile, ad esempio, per rendere i modelli di eccitazione del muscolo calcolati simili a quelli prototipici o le misurazioni elettromiografiche. I limiti sui controlli  $x(t)$  sono specificati in un file di input XML. Per le eccitazioni muscolari, il limite superiore predefinito è in genere 1,0 (eccitazione completa) e il limite inferiore predefinito è in genere un numero piccolo appena sopra 0,0 (nessuna eccitazione), come 0,01 o 0,02. Il limite inferiore non è impostato esattamente a 0.0 perché i modelli matematici dei muscoli spesso non si comportano bene quando l'eccitazione arriva fino a 0.0.

Aprendo il Tool CMC in input inserisco:

- la cinematica in uscita da RRA
- il file.xml che specifica quali coordinate tracciare e il peso di tracciamento corrispondente
- Se presente, inserisco il file sui vincoli degli attuatori che contiene i limiti sugli attuatori del modello, che includono i muscoli, gli attuatori di riserva e residui. Il file dei vincoli di controllo specifica l'"eccitazione" massima e minima
- Nella sezione Actuator and External Load inserisco i dati di carico esterni e gli attuatori residui.

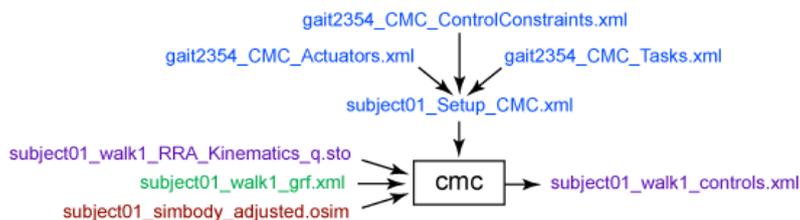


FIGURA 21 INPUT E OUTPUT CMC

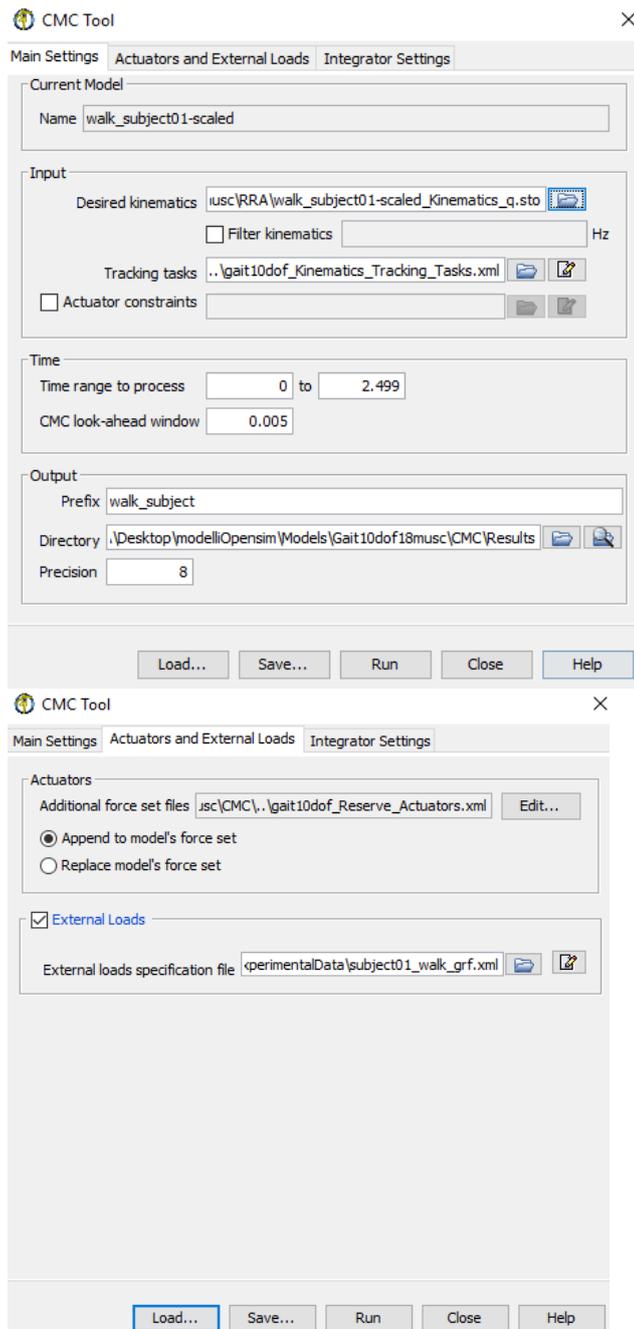


FIGURA 22 INTERFACCIA CMC IN OPENSIM

In uscita dal CMC avrò tre file:

- controls.xml che contiene le eccitazioni per i singoli muscoli e i controlli per eventuali attuatori residui e/o di riserva
- forces.sto che contiene le forze e le coppie muscolari di riserva e/o residue
- states.sto che contiene gli stati del modello e stati muscolari del movimento simulato (cioè angoli e velocità delle articolazioni, lunghezza delle fibre muscolari e attivazioni)

RICORDA: Gli attuatori residui sono attuatori che agiscono direttamente tra il modello e il terreno. Questi sono usati per controllare la posizione globale e l'orientamento di un modello. Se i residui di una simulazione sono stati ridotti (vedi Algoritmo di riduzione residua), i carichi applicati da

questi attuatori dovrebbero essere relativamente piccoli. Tuttavia, a differenza dei muscoli, gli attuatori residui possono applicare forze negative e positive. I valori di controllo minimo e massimo qui, pertanto, differiscono dai valori predefiniti impostati nella parte superiore del file di esempio (0.02 e 1.0) e devono essere specificati esplicitamente (-1.0 e 1.0).

Gli attuatori di riserva sono attuatori che possono compensare la forza muscolare insufficiente durante una simulazione. Tuttavia, dovrebbero applicare solo carichi significativi (ad es. Forze superiori a 1 N o 1 Nm) quando necessario. Per penalizzare l'uso di attuatori di riserva, i valori di controllo minimo e massimo possono essere molto grandi (-1000 e 1000 nell'esempio 2392controlconstrain.xml). Le forze sono specificate in Newton e coppie in Newton metri.

Avviare CMC almeno 0,03 secondi prima del punto in cui si desidera iniziare l'analisi dei dati, poiché CMC richiede 0,03 secondi per l'inizializzazione.

Valutazione dei risultati:

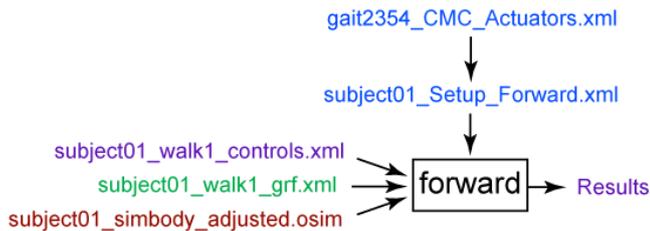
- Le coppie di attuatori di riserva di picco dovrebbero essere in genere inferiori al 10% del picco della coppia del giunto.
- Le forze residue di picco dovrebbero tipicamente essere inferiori a 10-20 N; momenti residui di picco, inferiori a 75 Nm (a seconda del tipo di movimento).
- Confrontare le attivazioni simulate con i dati EMG sperimentali (registrati dal soggetto o dalla letteratura). Le attivazioni dovrebbero mostrare tempi e entità simili ai dati EMG.

Thresholds:	GOOD	OKAY	BAD
MAX Residual Force (N)	0-10 N	10-25N	> 25 N
RMS Residual Force (N)	0-10 N	10-25 N	> 25 N
MAX Residual Moment (Nm)	0-50 Nm	50-75 Nm	>75 Nm
RMS Residual Moment (Nm)	0-30 Nm	30-50 Nm	>50 Nm
MAX pErr (trans, cm)	0-1 cm	1-2 cm	>2 cm
RMS pErr (trans, cm)	0-1 cm	1-2 cm	>2 cm
MAX pErr (rot, deg)	0-2 deg	2-5 deg	> 5 deg
RMS pErr (rot, deg)	0-2 deg	2-5 deg	> 5 deg
MAX Reserve (Nm)	0-25 Nm	25-50 Nm	> 50 Nm
RMS Reserve (Nm)	0-10 Nm	10-25 Nm	> 25 Nm

TABELLA 2 ESEMPIO DI VALORI SOGLIA USATI PER VALUTARE I RISULTATI DELLA CMC PER LE SIMULAZIONI DI CAMMINATA E CORSA A TUTTO IL CORPO.

## 2.11 Dinamica diretta

Dati i controlli (ad es. Eccitazioni muscolari) calcolati dal CMC, il Tool di **Forward Dynamics (FWD)** può guidare una simulazione di dinamica diretta. Una simulazione dinamica diretta è la soluzione (integrazione) delle equazioni differenziali che definiscono la dinamica del modello muscoloscheletrico. Concentrandosi su specifici intervalli di tempo, e utilizzando diverse analisi, è possibile raccogliere dati biomeccanici più dettagliati per la sperimentazione in questione.



**FIGURA 23 INPUT E OUTPUT FWD**

In input vengono dati i file:

- *controls.xml* che contiene le cronologie temporali dei controlli del modello (ad esempio, eccitazioni muscolari). È possibile specificare i controlli come file.sto. Questo file può essere generato dall'utente, dallo Static Optimization Tool o dallo strumento CMC. Se non vengono forniti i controlli, si presume che siano pari a zero per qualsiasi attuatore nel modello
- *states.sto* che contiene le cronologie temporali degli stati del modello, inclusi angoli articolari, velocità articolari, attivazioni muscolari, lunghezze delle fibre muscolari e altro ancora. Questi stati vengono utilizzati dallo strumento Forward Dynamics per impostare gli stati iniziali del modello per l'integrazione diretta. Se si sta eseguendo una simulazione diretta utilizzando i controlli di CMC, è necessario specificare qui il file di stati emesso da CMC. Gli stati muscolari possono essere stimati risolvendo l'equilibrio della forza delle fibre muscolari e dei tendini quando viene selezionata la voce 'Solve equilibrium for actuator states' (quindi se il file degli stati iniziali non contiene valori per questi stati muscolari o se un file di stati iniziali non è specificato del tutto, verrà calcolata una lunghezza della fibra per il muscolo che è coerente con il livello di attivazione di quel muscolo).

**NB:** Se si esegue lo strumento FWD nella GUI e non sono specificati file di stati iniziali, la simulazione inizierà dalla posa corrente del modello, invece se si esegue lo strumento FWD dalla riga di comando e non viene specificato alcun file di stato iniziale, la simulazione inizierà dalla posizione predefinita del modello.

- *grf.xml* che descrive i carichi esterni applicati, basato (ad esempio) sulle forze di reazione al suolo misurate che dovrebbero essere applicate al modello durante la simulazione.
- *adjusted.osim* cioè il modello OpenSim specifico per il soggetto, generato scalando un modello generico con il Tool di Scaling, insieme al set di marker virtuali. Il modello deve includere parametri inerziali (masse di segmenti, ecc.).
- *Setup\_Forward.xml* che è il file di installazione per lo strumento Forward Dynamics. Contiene le impostazioni e fa riferimento a un altro file, *CMC\_Actuators.xml*, che contiene un insieme di attuatori che completano i muscoli del modello. Questi attuatori devono essere inclusi nella simulazione diretta in modo che la soluzione CMC possa essere riprodotta.

Come output ottengo dei risultati in una cartella specificata dall'utente; inoltre possono essere generati file aggiuntivi selezionando altre attività da eseguire cliccando su Analyses. Queste analisi sono specificate nel file di installazione (*Setup\_Forward.xml*) e sono discusse nella sezione Analisi.

In contrasto con la DINAMICA INVERSA in cui il movimento del modello era noto e volevamo determinare le forze e le coppie che avevano generato il movimento, nella FORWARD DYNAMICS

(dinamica diretta) ho un modello matematico che descrive come le coordinate e le loro velocità cambiano a causa di forze applicate e momenti.

Dalla seconda legge di Newton, possiamo descrivere le accelerazioni delle coordinate in termini di inerzia e forze applicate sullo scheletro come un insieme di corpi rigidi:

$$\ddot{\mathbf{q}} = [\mathbf{M}(\mathbf{q})^{-1}]\{\boldsymbol{\tau} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \mathbf{F}\} \quad (24)$$

$\ddot{\mathbf{q}}$  sono le accelerazioni dovute alle coppie articolari  $\boldsymbol{\tau}$ ,  $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$  sono le forze di Coriolis e le forze centrifughe, funzione delle coordinate  $\mathbf{q}$  e delle velocità  $\dot{\mathbf{q}}$ ,  $\mathbf{G}(\mathbf{q})$  sono le forze gravitazionali,  $\mathbf{F}$  sono altre forze applicate al modello ed infine  $\mathbf{M}(\mathbf{q})^{-1}$  è l'inverso della matrice delle masse del modello.

$$\boldsymbol{\tau}_m = [\mathbf{R}(\mathbf{q})]\mathbf{f}(\mathbf{a}, \mathbf{l}, \dot{\mathbf{l}}) \quad (25) \text{ MOMENTI GENERATI DELLE FORZE MUSCOLARI}$$

$$\dot{\mathbf{l}} = \Delta(\mathbf{a}, \mathbf{l}, \mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \quad (26) \text{ DINAMICHE DELLA CONTRAZIONE MUSCOLARE}$$

$$\dot{\mathbf{a}} = \mathbf{A}(\mathbf{a}, \mathbf{x}) \quad (27) \text{ DINAMICHE DELL'ATTIVAZIONE MUSCOLARE}$$

I momenti muscolari netti,  $\boldsymbol{\tau}_m$ , sono il risultato del braccio del momento,  $\mathbf{R}(\mathbf{q})$ , moltiplicato per le forze muscolari,  $\mathbf{f}$ , che sono una funzione delle attivazioni muscolari  $\mathbf{a}$ , delle lunghezze delle fibre muscolari  $\mathbf{l}$  e delle velocità,  $\dot{\mathbf{l}}$ . Le velocità delle fibre muscolari sono regolate dalla dinamica della contrazione muscolare,  $\Delta$ , che dipende dalle attuali attivazioni muscolari e dalle lunghezze delle fibre, nonché dalle coordinate e dalle loro velocità. La dinamica di attivazione,  $\mathbf{A}$ , descrive come i tassi di attivazione,  $\dot{\mathbf{a}}$ , dei muscoli rispondono alle eccitazioni neurali di input,  $\mathbf{x}$ , generalmente definite controlli del modello.

Questi formano una serie di equazioni differenziali che modellano la dinamica muscoloscheletrica.

Lo stato di un modello è la raccolta di tutte le variabili del modello definite in un determinato istante di tempo, che sono governate dalla dinamica. Le dinamiche del modello descrivono come il modello avanzerà da un dato stato ad un altro nel tempo. In un modello muscoloscheletrico gli stati sono le coordinate e le loro velocità, le attivazioni muscolari e le lunghezze delle fibre muscolari. La dinamica di un modello richiede che lo stato sia conosciuto per calcolare il tasso di variazione degli stati del modello (accelerazioni articolari, velocità di attivazione e velocità della fibra) in risposta a forze e controlli.

Le forze (ad esempio, i muscoli) in un modello muscolo-scheletrico sono governate da dinamiche e hanno input che influenzano il loro comportamento. In OpenSim, questi input sono chiamati i controlli di un modello, che possono essere eccitazioni per muscoli o generatori di coppia. In definitiva, i controlli determinano le forze e/o le coppie applicate al modello e quindi determinano il movimento risultante.

Una simulazione è l'integrazione delle equazioni dinamiche del modello muscoloscheletrico a partire da uno stato iniziale specificato dall'utente. Dopo aver applicato i controlli, vengono calcolati i tassi di attivazione, le velocità delle fibre muscolari e le accelerazioni. Quindi, i nuovi stati in un piccolo intervallo di tempo in futuro sono determinati dall'integrazione numerica. Viene utilizzato integratore Runge-Kutta-Feldberg del quinto ordine (come in RRA e CMC) per risolvere equazioni dinamiche per le traiettorie degli stati del modello muscoloscheletrico in un intervallo di tempo definito. Lo strumento Forward Dynamics è un sistema a ciclo aperto che applica i controlli dei muscoli/attuatori senza feedback o meccanismo di correzione, pertanto gli stati non sono tenuti a seguire una traiettoria desiderata (come invece avviene in CMC), contrario di CMC,

che utilizzava i controller PD in un sistema a circuito chiuso per garantire il tracciamento delle traiettorie desiderate.

Lo strumento Forward Dynamics utilizza lo stesso modello e attuatori utilizzati nel CMC, insieme agli stati iniziali e ai controlli calcolati durante la fase CMC, per eseguire una simulazione dinamica diretta basata sul muscolo che mira a riprodurre lo stesso movimento tracciato dal CMC. Tuttavia, anche piccole differenze nei valori (a causa di arrotondamenti) o nel modo in cui questi valori vengono utilizzati dallo strumento Forward Dynamics rispetto a CMC, causeranno una deviazione della simulazione diretta dalla traiettoria prevista. Questo è particolarmente un problema per le simulazioni più lunghe, in cui le piccole differenze hanno più tempo per accumularsi e in cui le divergenze possono diventare più evidenti, causando alla fine la completa instabilità della simulazione.

Lo scopo principale della FWD, oltre a convalidare i risultati di CMC in un sistema a ciclo aperto, è quello di registrare ulteriori dati di simulazione. Ottenere ulteriori dati di output dallo strumento Forward Dynamics avviene tramite l'uso di Analyses. Questi non sono unici per lo strumento Forward Dynamics e infatti, le analisi possono essere aggiunte anche a RRA e CMC. Ma poiché le esecuzioni FWD sono significativamente più veloci di CMC, è più pratico modificare e rieseguire le simulazioni per ottenere nuovi dati anziché eseguire nuovamente CMC.

Le analisi di base che si possono effettuare sono:

- Cinematica: registra le coordinate generalizzate ( $q$ ), le velocità generalizzate ( $u$ 's) e le accelerazioni (cioè le derivate delle velocità generalizzate:  $du / dt$ )
- BodyKinematics: registra la configurazione (posizione centro di massa e orientamento) di ciascun corpo, nonché le loro velocità (lineare e angolare) e le accelerazioni (lineare e angolare). Inoltre, registra il centro di massa complessivo del modello, nonché la velocità e l'accelerazione di questo centro di massa.
- Attuatori: registra la forza, la velocità e la potenza generalizzate sviluppate da ciascun attuatore del modello. La forza generalizzata può essere una forza (con unità N) o una coppia (con unità Nm). La velocità dell'attuatore è la velocità alla quale l'attuatore si accorcia. A seconda dell'attuatore, una velocità può essere una velocità di traslazione (m/s) o una velocità angolare (gradi/s). Una potenza dell'attuatore (Watt) è la velocità con cui un attuatore funziona. Lavoro positivo significa che l'attuatore sta erogando energia al modello; potenza negativa significa che l'attuatore assorbe energia dal modello.

## 2.12 Strumenti di Analisi

Lo strumento **Analyze** consente di analizzare un modello o una simulazione in base a un numero di input, che può includere cronologie temporali di stati del modello, controlli e carichi esterni applicati. Un tipico caso d'uso è l'analisi di una simulazione esistente, che potrebbe essere stata calcolata utilizzando il CMC, senza dover ripetere la simulazione. Ciò non solo consente di risparmiare tempo di elaborazione, ma soprattutto consente di analizzare una simulazione esattamente come è avvenuta. Le analisi disponibili includono, oltre alle tre analisi riportate sopra (cinematica, cinematica del corpo e attuatori):

- Analisi Reazioni articolari: riporta i carichi di reazione articolari di un modello. Per un determinato giunto, il carico di reazione viene calcolato come le forze e i momenti richiesti

per vincolare i movimenti del corpo per soddisfare l'articolazione come se il giunto non esistesse. Il carico di reazione agisce sul centro del giunto sia del corpo 'genitore' che del 'bambino' e la forza può essere segnalata ed espressa nel fotogramma del 'bambino', del 'genitore' o del 'terreno'.

A seconda delle analisi che si desidera eseguire, sono disponibili quattro tipi di input che possono essere necessari per analizzare un modello:

- **Stati:** variabili di un modello che sono governate da equazioni differenziali e quindi sono integrate durante una simulazione. Gli esempi più comuni di stati sono le coordinate generalizzate ( $q$ , ad es., Angoli articolari) e le velocità (ad esempio, le velocità angolari articolari) che specificano la configurazione di un modello. Gli stati non sono tuttavia limitati alle coordinate e alle velocità. I muscoli hanno spesso stati. L'attivazione muscolare e la lunghezza della fibra sono esempi comuni di stati muscolari.
- **Controlli:** variabili indipendenti utilizzate per controllare il comportamento di un modello. Le eccitazioni muscolari sono un esempio. Non sono governati da equazioni differenziali, ma in genere sono liberi di assumere qualsiasi valore compreso tra zero (nessuna eccitazione) e uno (eccitazione completa). I controlli di un modello sono spesso le variabili utilizzate come parametri di controllo nei problemi di ottimizzazione.
- **Carichi esterni:** forze o coppie applicate tra il terreno e i corpi di un modello.

**L'analisi di accelerazione indotta** (Induced Acceleration Analysis) viene utilizzata per calcolare le accelerazioni causate o "indotte" dalle forze che agiscono su un modello, ad esempio il contributo delle singole forze muscolari all'accelerazione del centro di massa. In genere, si desiderano studiare accelerazioni indotte di coordinate generalizzate (ad es. Angolo del ginocchio) o posizioni del corpo (ad es. Il centro di massa del modello) e le forze sono costituite da muscoli, gravità e eventuali forze aggiuntive (ad es. Attuatori residui, attuatori di riserva, ecc.).

Gli input per l'impostazione dello strumento di analisi sono (vedi Analyses):

- Modello OpenSim file .osim (uguale all'input a CMC)
- Carichi esterni file .xml applicati al modello (come input per CMC)
- Controlli file.xml da CMC, utilizzati per pilotare muscoli e altri attuatori
- Stati file.sto da CMC, utilizzato per definire l'attuatore e lo stato cinematico del modello per l'analisi

L'analisi dell'accelerazione indotta richiede anche diversi input aggiuntivi:

- Nomi delle coordinate delle accelerazioni indotte che si desidera ottenere. La parola chiave 'all' indica che l'analisi sarà eseguita per tutte le coordinate.
- Nomi dei corpi di cui si desiderano ottenere le accelerazioni. La parola chiave 'all' indica che l'analisi sarà eseguita per tutti i corpi. La parola chiave "center\_of\_mass" riporta sull'accelerazione indotta del centro di massa.
- ConstraintSet è un elenco di vincoli utilizzati per sostituire ExternalForces nel set di ExternalLoads. L'utente può specificare il tipo di vincolo tra Point, Weld e RollingOnSurface. L'analisi di accelerazione indotta sostituirà ExternalForce con il vincolo

corrispondente quando viene superato theforce\_threshold (la quantità minima di forza esterna che è necessario sostituire con un vincolo). Ad esempio se la soglia di forza è impostata su 10N, se la forza di reazione a terra è inferiore a 10N, non viene applicato alcun vincolo e se la forza di reazione a terra è superiore a 10N viene applicato il vincolo specificato.

- compute\_potentials\_only se selezionato fornisce solo il potenziale (accelerazione/forza) di ciascun contributo. Poiché il potenziale di un muscolo non dipende dal livello di attivazione del muscolo, non è necessario un file di stato per calcolare i potenziali.
- report\_constraint\_reactions se selezionato riporta le forze di reazione indotte per ogni vincolo applicato. Questa opzione fornisce i mezzi per confrontare la sovrapposizione delle forze di reazione con le forze di reazione misurate sperimentalmente.

Gli output di un'analisi di accelerazione indotta comprendono le accelerazioni indotte generate da ciascuna contributo di forza (muscoli, attuatori, gravità e forze correlate alla velocità) elencate per ogni coordinata o corpo di interesse. Nota: se compute\_potentials\_only è vero, i risultati dell'accelerazione indotta corrispondono a 1N di forza applicata per uno qualsiasi dei muscoli e degli altri attuatori o 1 Nm per gli attuatori di coppia residua e di riserva.

Facoltativamente, se report\_constraint\_reactions è true , il contributo di ciascuna forza che contribuisce alle forze e ai momenti di reazione del vincolo viene riportato sui corpi collegati dal vincolo (in genere il terreno e il piede).

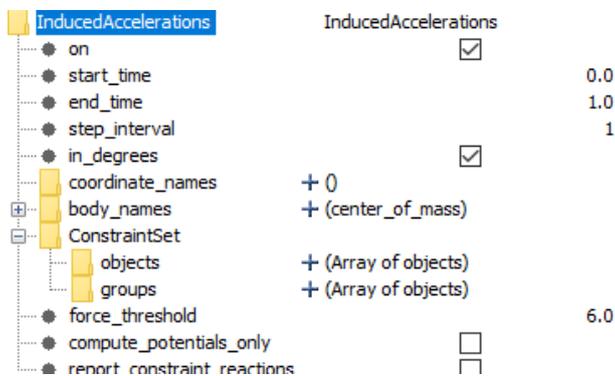


FIGURA 24 FILE INDUCEACCELERATIONS.XML

L'equazione del moto di un modello Opensim è data da:

$$[M]\ddot{q} = G(q) + V(q, \dot{q}) + S(q, \dot{q}) + R[q]f \quad (28)$$

G è la gravità generalizzata, V è la forza dovuta a Coriolis e agli effetti centrifughi, S è la forza generalizzata risultante dovuta agli elementi di contatto, e f è una forza muscolare o qualsiasi altra forza applicata trasformata in una forza generalizzata tramite una matrice di trasmissione della forza, R (che, per un muscolo, contiene il braccio del momento). Nella maggior parte dei casi, S rappresenta le forze di reazione dovute all'interazione del modello con il suo ambiente. Durante la deambulazione, ad esempio, la forza di reazione al suolo è la forza applicata al modello dal terreno, che include i contributi di gravità, velocità e forze muscolari alla reazione misurata da una piastra di forza. E' anche necessario determinare in che modo una forza interna contribuisce a una forza di reazione esterna. In questo caso, l'accelerazione indotta da un singolo contributo di forza è:

$$\ddot{q}_i = [M]^{-1}\{F_i + S_i\} \quad (29)$$

Dove  $F_i$  è il contributo di forza che ci interessa analizzare, che si tratti di gravità, forze muscolari o attuatori di coppia ideali. In questo caso, sia l'accelerazione indotta che la forza di contatto parziale (indotta),  $S_i$ , sono sconosciute.

Esistono due approcci fondamentali per risolvere questo problema. Un approccio è quello di aumentare leggermente (o perturbare) la forza di interesse,  $F_i$ , (per 1N) e integrare le equazioni del movimento in un piccolo intervallo in avanti nel tempo per determinare il corrispondente cambiamento nella forza di reazione. Questo metodo viene comunemente definito analisi perturbativa. Questo approccio produce la sensibilità della forza di contatto dovuta a un cambio di unità in vigore, e moltiplicando questo cambiamento con la forza applicata si ottiene la sua forza di reazione indotta. Ci sono diversi problemi con questo approccio, inclusa la necessità di usare molle di contatto molto rigide in modo che la sensibilità della forza di contatto rimanga lineare su un piccolo intervallo di integrazione, il che rende l'integrazione in avanti della dinamica del sistema lenta. In secondo luogo, i risultati sono sensibili alla selezione della rigidità del contatto e all'intervallo di tempo su cui viene valutata la variazione della forza di contatto. L'applicazione di rigide molle tridimensionali lineari e torsionali approssima rigidi vincoli imposti da un vincolo di saldatura, eliminando efficacemente i 6 gradi di libertà nel punto di contatto.

L'altro approccio, che è l'implementazione corrente dell'Induced Acceleration Analysis, sostituisce il contributo del contatto con un vincolo cinematico appropriato. Le forze di reazione del vincolo cinematico vengono risolte simultaneamente con le equazioni del moto vincolate:

$$[M]\ddot{q} + [C]^T\lambda = G(q) + V(q, \dot{q}) + [R]f \quad (30)$$

$$[C]\ddot{q} = B(t, q, \dot{q}) \quad (31)$$

dove la matrice di vincoli,  $C$ , mappa dalle componenti delle forze di reazione di vincolo  $\lambda$ , a una forza generalizzata del sistema (sostituendo la forza esterna applicata o il modello di contatto conforme,  $S$ ). I vincoli cinematici su posizioni e velocità sono differenziati in modo che siano espressi in termini di condizioni sulle accelerazioni di coordinate. Il lato sinistro contiene le accelerazioni e il lato destro definisce le condizioni sulle accelerazioni descritte come una funzione,  $B$ , di tempo, posizione del sistema e / o velocità del sistema.

L'utilizzo di questo approccio con vincoli cinematici non richiede un'integrazione diretta per stimare la risposta del contatto come nel metodo perturbativo e produce un'analisi computazionalmente efficiente e precisa.

**Joint Reaction** è un'analisi OpenSim per il calcolo delle forze e dei momenti risultanti all'articolazione. Nello specifico, calcola le forze articolari e i momenti trasferiti tra corpi consecutivi come risultato di tutti i carichi che agiscono sul modello. Questi carichi rappresentano i contributi di tutte le strutture articolari non modellate che produrrebbero la cinematica dell'articolazione desiderata, come il contatto della cartilagine e qualsiasi legamento omesso. Il carico di reazione agisce sul centro del giunto sia del 'genitore' che del 'bambino'. I carichi possono essere espressi in fotogrammi figlio, genitore o terreno.

Si esegue dallo strumento Analyze>Analyses>JointReaction>Edit.

Input specifici per JointReaction:

- `joint_names`: elenco dei nomi delle articolazioni di interesse. JointReaction riporta i carichi solo per le articolazioni elencate presenti nel modello. I nomi comuni possono essere ripetuti un numero qualsiasi di volte per consentire la segnalazione su corpi diversi o rispetto a diversi fotogrammi di riferimento. L'utilizzo della parola chiave 'all' riporta i carichi per tutti i giunti nel modello. L'impostazione predefinita è 'all'.
- `apply_on_bodies`: elenco dei corpi (genitore o figlio) sul quale è calcolata la reazione corrispondente. Se la matrice ha una sola voce, quella selezione viene applicata a tutti i giunti specificati in `joint_name`. L'impostazione predefinita è 'figlio'.
- `express_in_frame`: lista dei frame (strutture) (ground, parent o child) in cui viene calcolata la reazione corrispondente. Se la matrice ha una sola voce, quella selezione viene applicata a tutti i giunti specificati in `joint_name`.
- `forces_file`: il nome di un file che contiene le forze. Se viene fornito un nome file, le forze applicate per tutti gli attuatori verranno costruite dal file `forces_file` anziché dagli stati. Questa opzione dovrebbe essere utilizzata per calcolare i carichi articolari dai risultati di ottimizzazione statica.

JointReaction stampa i risultati su un file di archiviazione con il suffisso "`_ReactionLoads.sto`". Questo file contiene righe di dati contenenti le 3 componenti vettoriali di forza e momenti del carico di reazione in corrispondenza di ciascun giunto specificato. In particolare, il modello è : `<nome giunto> su <corpo> in <frame> _<componente>`.

Ad esempio, la colonna contenente la componente x della forza dell'anca che si verifica sul femore ed espressa nella struttura del femore sarebbe etichettata come "`hip_on_femur_in_femur_FX`" mentre la componente y del momento del ginocchio che si verifica sulla tibia ed espressa nella struttura del terreno avrebbe l'etichetta "`knee_on_tibia_in_ground_MY`".

NB: Inverse Dynamics calcola le forze generalizzate nette a tutti i gradi di libertà nel modello. Queste forze generalizzate spiegano solo il movimento del modello e le forze esterne applicate. Inverse Dynamics ignora il contributo di muscoli e tutti gli altri attuatori quando calcola le forze generalizzate che agiscono su ciascun giunto. L'analisi JointReaction calcola le forze e i momenti risultanti della struttura articolare in risposta a tutti i moti e le forze nel modello, inclusi muscoli e tutti gli altri attuatori.

Le **sonde ('Probe')** sono componenti del modello che eseguono misure vettoriali sul modello OpenSim durante una simulazione. Queste misurazioni possono quindi essere emesse su un file esterno utilizzando un'analisi di ProbeReporter. Le sonde includono:

- `SystemEnergyProbe`: misura lo stato di energia totale di un modello.
- `Umberger2010MuscleMetabolicsProbe`: misura la potenza metabolica muscolare
- `Bhargava2004MuscleMetabolicsProbe`: misura la potenza metabolica muscolare

Se un'analisi di ProbeReporter è collegata al modello durante una simulazione, questo scorre ciclicamente tutte le sonde nel modello e le registra in un singolo file.

NB: Se esegui RRA, dovrai riattivare le sonde.

Quando i probe sono specificati in un modello OpenSim, saranno valutati automaticamente durante una simulazione. Tuttavia, i valori di output della sonda non verranno riportati al file a

meno che non sia allegata alla simulazione anche un'analisi di ProbeReporter (in Analyzes Tool). Il lavoro di ProbeReporter è di scorrere tutte le sonde "abilite" nel modello a un intervallo di passi di simulazione specificato dall'utente e riportarne i valori su un file esterno.

La potenza metabolica muscolare (o il tasso di consumo di energia metabolica) è uguale alla velocità con cui viene liberato il calore più la velocità con cui il lavoro viene eseguito:

$$E_{dot} = B_{dot} + \sum_{all\ muscles} (A_{dot} + M_{dot} + S_{dot} + W_{dot}) \quad (32)$$

- Bdot è il rate basale del calore (W)
- Adot è il rate di attivazione del calore (W)
- Mdot è il rate di mantenimento del calore (W)
- Sdot è il rate di accorciamento del calore (W)
- Wdot è il tasso di lavoro meccanico (W)

Questa sonda utilizza anche i parametri muscolari:

- m = La massa del muscolo (kg)
- r = Rapporto tra fibre a contrazione lenta nel muscolo (tra 0 e 1)

Il rapporto specificato dall'utente indica la composizione del muscolo; questo valore è usato solo alla piena eccitazione (cioè quando tutte le fibre sono reclutate). Quando l'eccitazione diminuisce da 1 a 0, la proporzione di fibre reclutate che sono fibre a contrazione lenta aumenta da r a 1.

#### BASAL HEAT RATE (W)

Per entrambi i modelli:

$$B_{dot} = basalcoefficient * (Mbody^{basalExponent}) \quad (33)$$

- m\_body = massa dell'intero modello
- basal\_coefficient e basal\_exponent sono definiti dalle rispettive proprietà.

Si noti che questa quantità è indipendente dal muscolo.

#### ACTIVATION HEAT RATE(W) E MAINTENACE HEAT RATE (w)

Per Umberger:

- se  $l_{CE} \leq l_{CE\_opt}$

$$A_{dot} + M_{dot} = [128 * (1 - r) + 25] * A^{0.6} * S \quad (34)$$

- se  $l_{CE} > l_{CE\_opt}$

$$A_{dot} + M_{dot} = (0.4 * [128 * (1 - r) + 25] + 0.6 * [128 * (1 - r) + 25] * F_{CE_{iso}}) * A^{0.6} * S \quad (35)$$

- m = La massa del muscolo (kg)
- $l_{CE}$  = lunghezza della fibra muscolare al momento attuale
- $l_{CE\_opt}$  = lunghezza ottimale della fibra del muscolo
- $F_{CE\_iso}$  = curva normalizzata forza-lunghezza dell'elemento contrattile
- u = eccitazione muscolare al momento attuale

- a = attivazione muscolare al momento attuale
- A = u , u > a
- A = (u+a)/2 , u <= a
- S = fattore di scala aerobico/anaerobico, definito dalla proprietà 'aerobic\_factor' (cioè di solito 1,0 per attività principalmente anaerobiche, 1,5 principalmente per attività aerobiche).

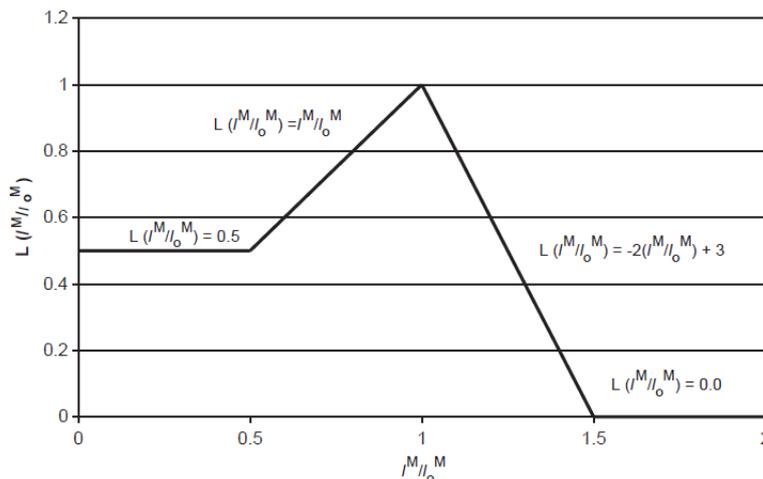
Per Bhargava:

$$\mathbf{Adot} = \mathbf{phi} * \mathbf{m} * [\mathbf{Adot}_{slow} * \mathbf{r} * \sin\left(\frac{\pi}{2} * \mathbf{u}\right) + \mathbf{Adot}_{fast} * (1 - \mathbf{r}) * (1 - \cos\left(\frac{\pi}{2} * \mathbf{u}\right))] \quad (36)$$

- u = eccitazione muscolare al momento attuale.
- phi = funzione di decadimento. Bhargava et al. (2004) usano una funzione per modellare l'osservazione che il tasso di generazione di calore è maggiore subito dopo che il muscolo è eccitato e poi decade. Impostiamo questo valore su 1.

$$\mathbf{Mdot} = \mathbf{m} * \mathbf{f} * [\mathbf{Mdot}_{slow} * \mathbf{r} * \sin\left(\frac{\pi}{2} * \mathbf{u}\right) + \mathbf{Mdot}_{fast} * (1 - \mathbf{r}) * (1 - \cos\left(\frac{\pi}{2} * \mathbf{u}\right))] \quad (37)$$

- f è una funzione lineare a tratti che descrive la dipendenza dalla lunghezza della fibra normalizzata del tasso di mantenimento del calore (la curva predefinita è mostrata sotto):



SHORTENING HEAT RATE (W)

Se shortening\_rate\_on è impostato su 'true', Sdot viene calcolato come segue:

Per Umberger:

- Se  $l_{CE} \leq l_{CE\_opt}$  &  $v_{CE} \geq 0$  (concentric / isometric contraction)

$$\mathbf{Sdot} = \mathbf{m} * \left( -[\mathbf{alphaS}_{slow} * \mathbf{v}_{CE\_norm} * \mathbf{r}] + \left( \mathbf{alphaS}_{fast} * \mathbf{v}_{CE\_norm} * (1 - \mathbf{r}) \right) \right) * \mathbf{A}^2 * \mathbf{S} \quad (38)$$

- Se  $l_{CE} > l_{CE\_opt}$  &  $v_{CE} \geq 0$  (concentric / isometric contraction)

$$\mathbf{Sdot} = \mathbf{m} * \left( -[\mathbf{alphaS}_{slow} * \mathbf{v}_{CE\_norm} * \mathbf{r}] + \left( \mathbf{alphaS}_{fast} * \mathbf{v}_{CE\_norm} * (1 - \mathbf{r}) \right) \right) * \mathbf{A}^2 * \mathbf{S} * \mathbf{F}_{iso} \quad (39)$$

- Se  $l_{CE} \leq l_{CE\_opt}$  &  $v_{CE} < 0$  (eccentric contraction)

$$\mathbf{Sdot} = \mathbf{m} * (\mathbf{alphaL} * \mathbf{v}_{CE\_norm} * \mathbf{A} * \mathbf{S}) \quad (40)$$

- Se  $l_{CE} > l_{CE\_opt}$  &  $v_{CE} < 0$  (eccentric contraction)

$$S_{dot} = m * (\alpha L * v_{CE\_norm} * A * S * F_{CE\_iso}) \quad (41)$$

- $\alpha S_{fast} = 153 / v_{CE\_max}$
- $\alpha S_{slow} = 100 / (v_{CE\_max} / 2.5)$
- $\alpha L = 4.0 * \alpha S_{slow}$
- $v_{CE}$  = velocità delle fibre muscolari al momento attuale
- $v_{CE\_max}$  = massima velocità di accorciamento del muscolo
- $v_{CE\_norm}$  = velocità muscolare delle fibre normalizzata (definita per questo modello come  $v_{CE}/l_{CE\_opt}$ ). Si noti che questa è una metrica diversa dalla tipica `normalized_muscle_fiber_velocity` di  $v_{CE} / v_{CE\_max}$ .

Per Bhargava:

$$S_{dot} = -\alpha * v_{CE} \quad (42)$$

Se `use_force_dependent_shortening_prop_constant = true`:

- $\alpha = (0.16 * F_{CE\_iso}) + (0.18 * F_{CE})$  ,  $v_{CE} \geq 0$  (concentric / isometric contraction)
- $\alpha = 0.157 * F_{CE}$  ,  $v_{CE} < 0$  (eccentric contraction)

Se `use_force_dependent_shortening_prop_constant = false`:

- $\alpha = 0.25 * (F_{CE} + F_{passive})$  ,  $v_{CE} \geq 0$  (concentric / isometric contraction)
- $\alpha = 0.0$  ,  $v_{CE} < 0$  (eccentric contraction)

dove `F_PASSIVE` = forza passiva sviluppata dalla velocità della fibra muscolare al momento attuale.

#### MECHANICAL WORK RATE(w)

Per Umbergerg:

Se `mechanical_work_rate_on` è impostata su 'true', quindi `Wdot` viene calcolato come segue:

$$W_{dot} = -(F_{CE} * v_{CE}) \quad (43)$$

- $F_{CE}$  = forza sviluppata dall'elemento contrattile del muscolo al momento attuale.

Nota: se `enforce_minimum_heat_rate_per_muscle == true` AND `activation_maintenance_rate_on == shortening_rate_on == true`, allora la velocità di riscaldamento totale (`AMdot + Sdot`) sarà limitata a un valore minimo di 1,0 W / kg

#### PARAMETRI METABOLICI DEL MUSCOLO

- `specific_tension` = La tensione specifica del muscolo (Pascals (N / m ^ 2)).
- `densità` = La densità del muscolo (kg / m ^ 3).
- `ratio_slow_twitch_fibers` = Rapporto tra fibre a contrazione lenta nel muscolo (deve essere tra 0 e 1)

#### PROPRIETÀ OPZIONALI

- `use_provided_muscle_mass` = Un flag opzionale che consente all'utente di specificare esplicitamente una massa muscolare. Se impostato su `true`, la proprietà '`provided_muscle_mass`' deve essere specificata.

Se l'impostazione predefinita è falsa, nel qual caso la massa muscolare viene calcolata dalla seguente formula:

$$m = \left( \frac{F_{max}}{specificTension} \right) * density * Lm_{opt} \quad (44)$$

dove la tensione specifica e densità sono proprietà definite sopra (si noti che i loro valori predefiniti sono impostati in base ai muscoli dei mammiferi: 0,25e6 N/m<sup>2</sup> e 1059,7 kg/m<sup>3</sup>, rispettivamente); Fmax e Lm\_opt sono la forza isometrica massima e la lunghezza della fibra ottimale del muscolo.

- provided\_muscle\_mass = La massa muscolare specificata dall'utente (kg).

Per Bhargava:

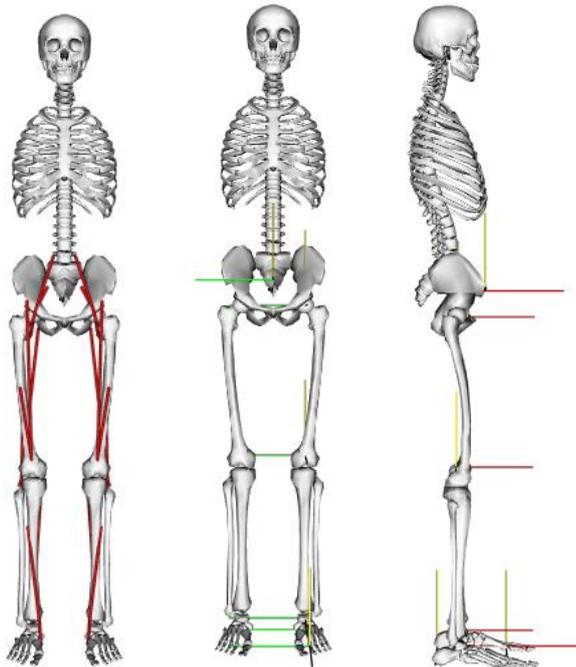
$$Wdot = -F_{CE} * v_{CE} \quad (45)$$

Di seguito riporterò l'analisi eseguita su tre modelli: Gait1018, Gait2354 e Gait2392.

## Capitolo 3 MODELLI

Il software OpenSim offre vari modelli muscolo scheletrici, di cui tre specifici per l'analisi del cammino: il 3DGaitModel2354, il 3DGaitModel2392 e il Gait10dof18musc aventi di default parametri e caratteristiche tipiche di un individuo sano, alto 1.8 m, con massa 75.16 kg. Tutti e tre i modelli sono privi degli arti superiori e presentano un numero diverso di gradi di libertà e di muscoli (che sono modellati tramite funi rosse).

### 3.1 Gait1018



**FIGURA 25 A) MODELLO GAIT1018 CON MUSCOLI B)C) MODELLO GAIT1018 CON ASSI DI RIFERIMENTO NB: ASSE X IN ROSSO, ASSE Y IN GIALLO, ASSE Z IN VERDE**

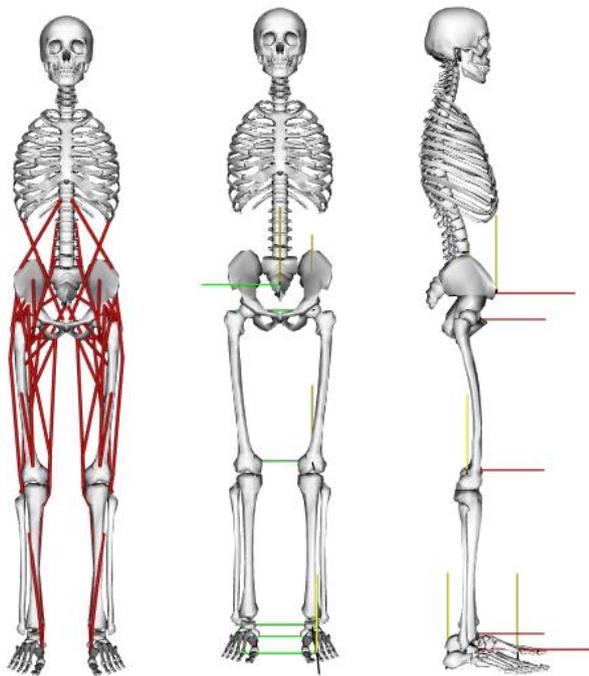
Ha 10 gradi di libertà (GdL):

1. Rotazione bacino (piano sagittale)
  2. Traslazione bacino (piano sagittale)
  3. Traslazione bacino (piano frontale)
  4. Flessione anca
  5. Flesso-estensione ginocchio
  6. Flesso-estensione caviglia
  7. Estensione lombare
- Per arto destro e sinistro

18 muscoli:

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

### 3.2 Gait2354



**FIGURA 26 A) MODELLO GAIT2354 CON MUSCOLI B)C) MODELLO GAIT2354 CON ASSI DI RIFERIMENTO**  
**NB: ASSE X IN ROSSO, ASSE Y IN GIALLO, ASSE Z IN VERDE**

Ha 23 GdL:

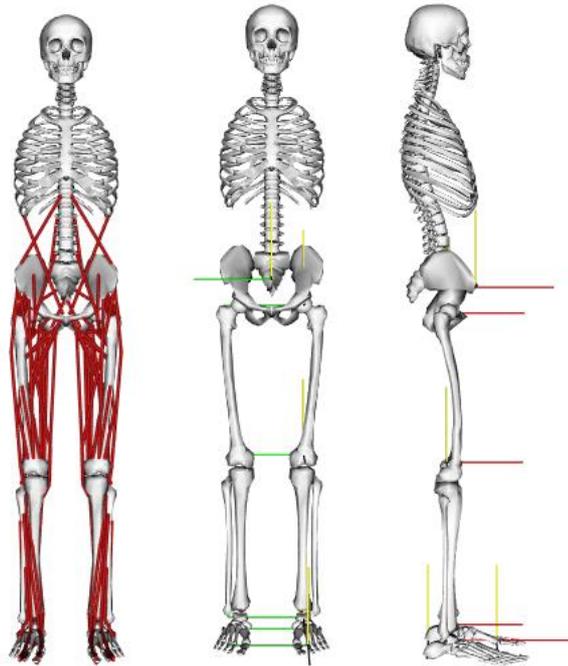
1. Rotazione bacino (piano sagittale)
2. Rotazione bacino (piano frontale)
3. Rotazione bacino (piano trasverso)
4. Traslazione bacino (piano sagittale)
5. Traslazione bacino (piano frontale)
6. Traslazione bacino (piano trasverso)
7. Flesso-estensione anca
8. Adduzione anca

9. Rotazione anca
10. Flesso-estensione ginocchio
11. Flesso-estensione caviglia
12. Prono supinazione subtalare
13. Flessione metatarsofalangea
14. Estensione lombare
15. Rotazione lombare (piano frontale)
16. Rotazione lombare (piano trasverso)

54 muscoli:

- Gluteo medio 1
- Gluteo medio 2
- Gluteo medio 3
- Bicipite femorale sh
- Bicipite femorale lh
- Sartorio
- Adduttore
- Tensore fascia lata
- Pettineo
- Gracile
- Grande gluteo 1
- Grande gluteo 2
- Grande gluteo 3
- Iliaco
- Psoas
- Quadricipite femorale
- Gemello superiore
- Periforme
- Retto femorale
- Vasto interno
- Gastrocnemio mediale
- Soleo
- Tibiale posteriore
- Tibiale anteriore
- Erettori spinali
- Obliquo interno
- Obliquo esterno

### 3.3 Gait2392



**FIGURA 27 A) MODELLO GAIT2392 CON MUSCOLI B)C) MODELLO GAIT2392 CON ASSI DI RIFERIMENTO NB: ASSE X IN ROSSO, ASSE Y IN GIALLO, ASSE Z IN VERDE**

Ha 23 GdL come il modello Gait2354, ma a differenza di quest'ultimo ha ben 92 muscoli:

- Grande gluteo 1
- Grande gluteo 2
- Grande gluteo 3
- Gluteo medio 1
- Gluteo medio 2
- Gluteo medio 3
- Piccolo gluteo 1
- Piccolo gluteo 2
- Piccolo gluteo 3
- Semimembranoso
- Semitendinoso
- Bicipite femorale (lh)
- Bicipite femorale (sh)
- Sartorio
- Tensore fascia lata
- Pettineo
- Gracile
- Iliaco
- Psoas
- Quadricipite femorale

- Gemello
- Periforme
- Retto femorale
- Vasto mediale
- Vasto interno
- Vasto laterale
- Gastrocnemio mediale
- Gastrocnemio laterale
- Soleo
- Tibiale posteriore
- Tibiale anteriore
- Erettori spinali
- Obliquo interno
- Obliquo esterno
- Estensori dita
- Estensori alluce
- Peroneo lungo
- Peroneo breve
- Peroneo terzo
- Adduttore lungo
- Adduttore breve
- Adduttore grande 1
- Adduttore grande 2
- Adduttore grande 3
- Flessori dita
- Flessori alluce

## Capitolo 4 ANALISI SUI TRE MODELLI

Per i tre modelli utilizzo:

- lo stesso numero di marker, pari a 39, posizionati sui punti di riferimento anatomici di:

- Testa
- Sterno
- Sacro
- Acromion
- Bacino
- Coscia superiore
- Coscia frontale
- Coscia posteriore
- Ginocchio laterale
- Ginocchio mediale
- Tibia superiore
- Tibia frontale
- Tibia posteriore
- Caviglia laterale

- Caviglia mediale
- Tallone
- Metà piede superiore
- Metà piede laterale
- Alluce laterale
- Alluce mediale
- Punta alluce

-i dati rilevati su uno stesso soggetto attraverso un sistema di Motion Capture (scaricati dal sito Opensim <https://simtk.org>):

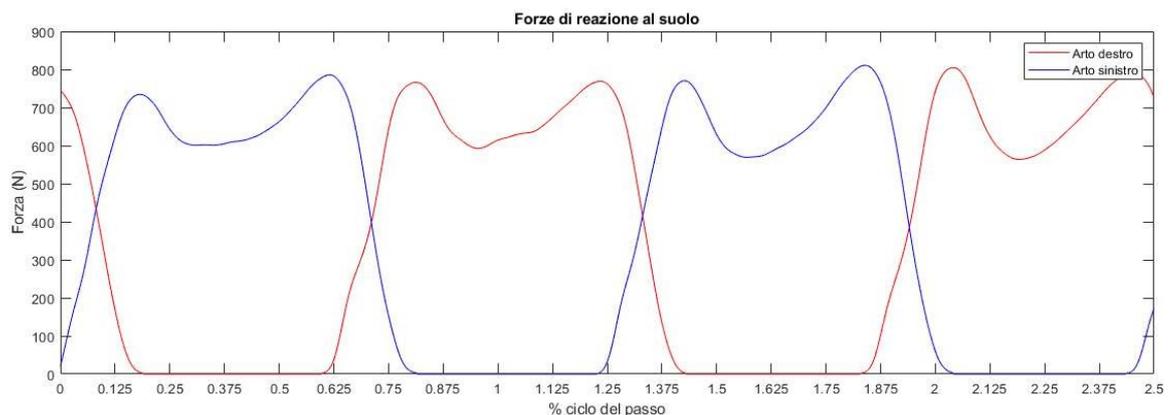
- Acquisizione in posizione statica dei marker
- Traiettorie dinamiche dei marker per tutta la durata del movimento studiato
- Forze di reazione al suolo

#### 4.1 Segmentazione cicli del passo

Plottando la forza di reazione al suolo in direzione y, posso andare a definire l'intervallo che caratterizza il Gait Cycle. Prendo come riferimento per definire il GC, i due appoggi consecutivi del tallone del arto sinistro. Da qui, andando a zoomare il grafico, identifico l'istante iniziale e l'istante finale del GC.

In questo studio considereremo due cicli del passo per l'arto sinistro.

- Ciclo del passo 1 [0s-1.245s]
- Ciclo del passo 2 [1.246s-2.458s]



**FIGURA 28 FORZA DI REAZIONE AL SUOLO IN DIREZIONE Y**

Durante un ciclo del passo è possibile andare a differenziare le diverse fasi del passo:

## 4.2 Risultati Cinematica Inversa

Dopo aver ridimensionato i modelli attraverso il Tool Scale, procedo con la Cinematica Inversa (IK).

Posso plottare i risultati dei tre modelli a confronto per il GC1 (grafico superiore) e per il GC2 (grafico inferiore):

GAIT1018=ROSSO, GAIT2354=VERDE, GAIT2392=BLU

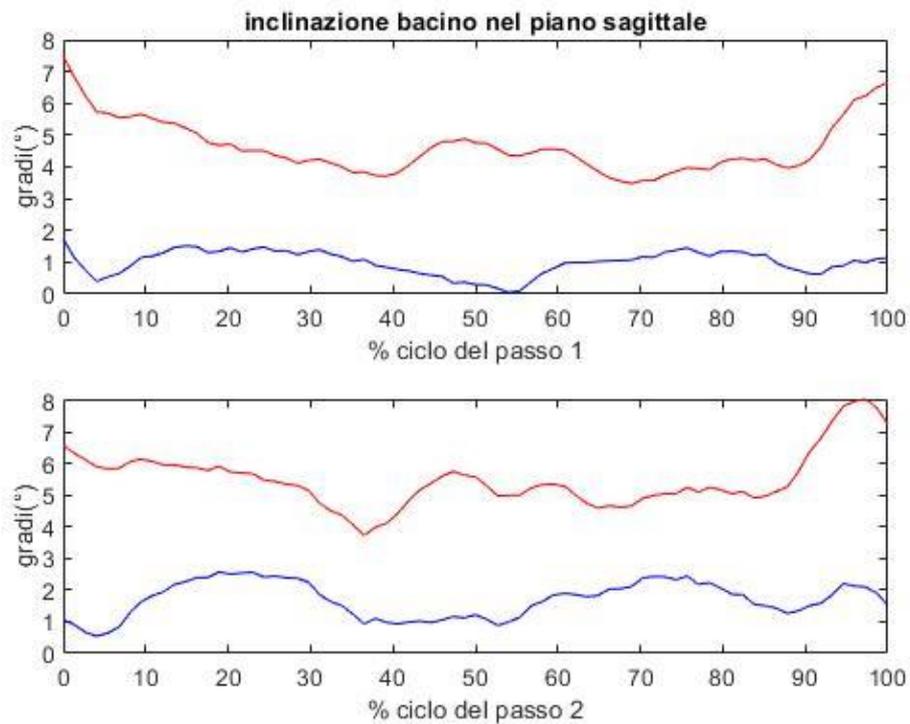


FIGURA 29 INCLINAZIONE ANTERO POSTERIORE (IN GRADI) DEL BACINO NEL PIANO SAGITTALE PER L'ARTO SINISTRO. (ROSSO=GAIT1018, VERDE =GAIT2354, BLU=GAIT2392)

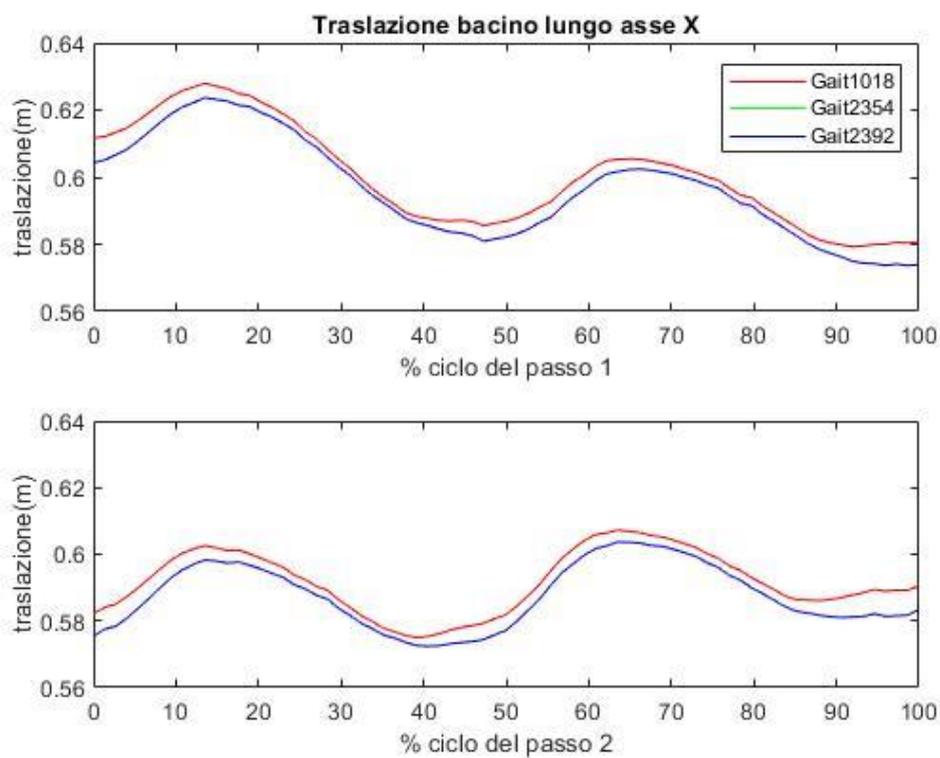


FIGURA 30 TRASLAZIONE DEL BACINO LUNGO L'ASSE X PER L'ARTO SINISTRO.

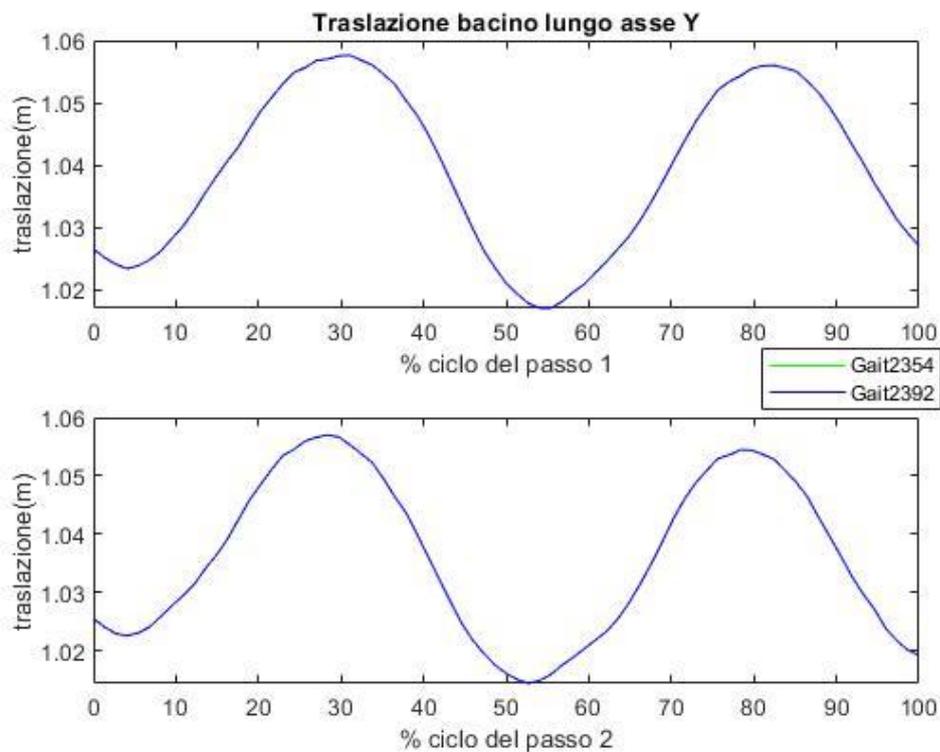


FIGURA 31 TRASLAZIONE DEL BACINO LUNGO L'ASSE Y PER L'ARTO SINISTRO.

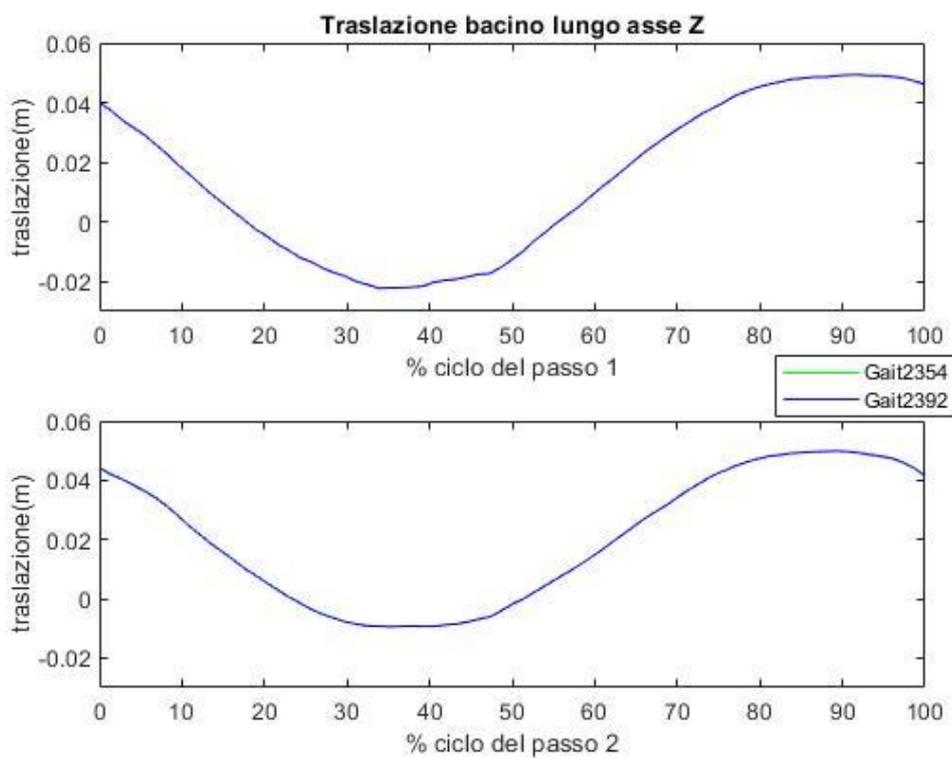


FIGURA 32 TRASLAZIONE DEL BACINO LUNGO L'ASSE Z PER L'ARTO SINISTRO

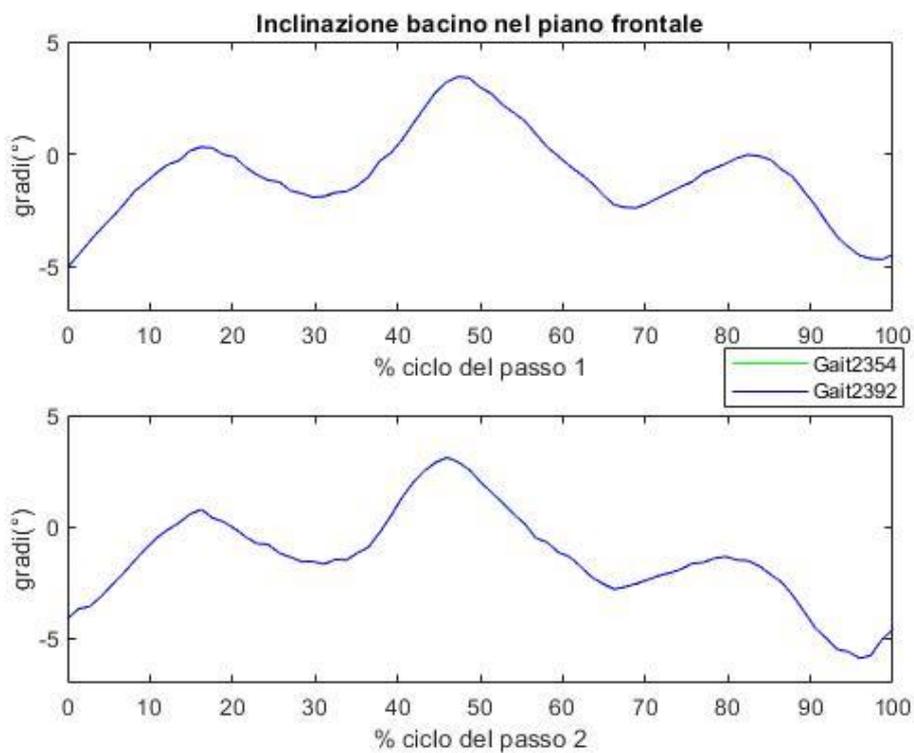


FIGURA 33 INCLINAZIONE DELLA PELVI (PIANO FRONTALE) PER L'ARTO SINISTRO

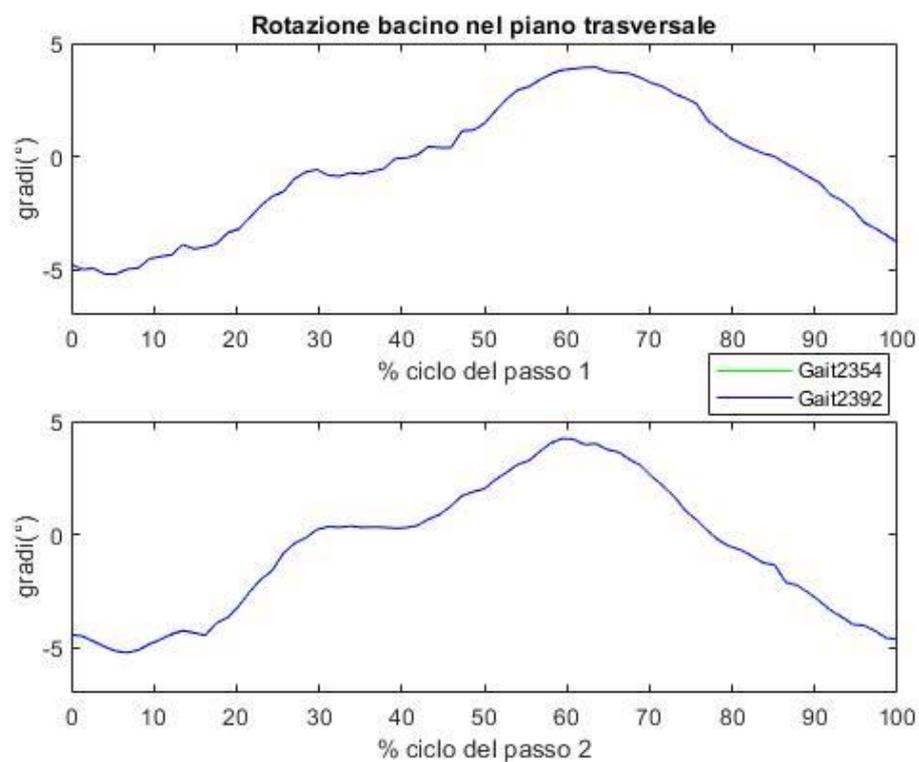


FIGURA 34 ROTAZIONE DEL BACINO NEL PIANO TRASVERSALE PER L'ARTO SINISTRO

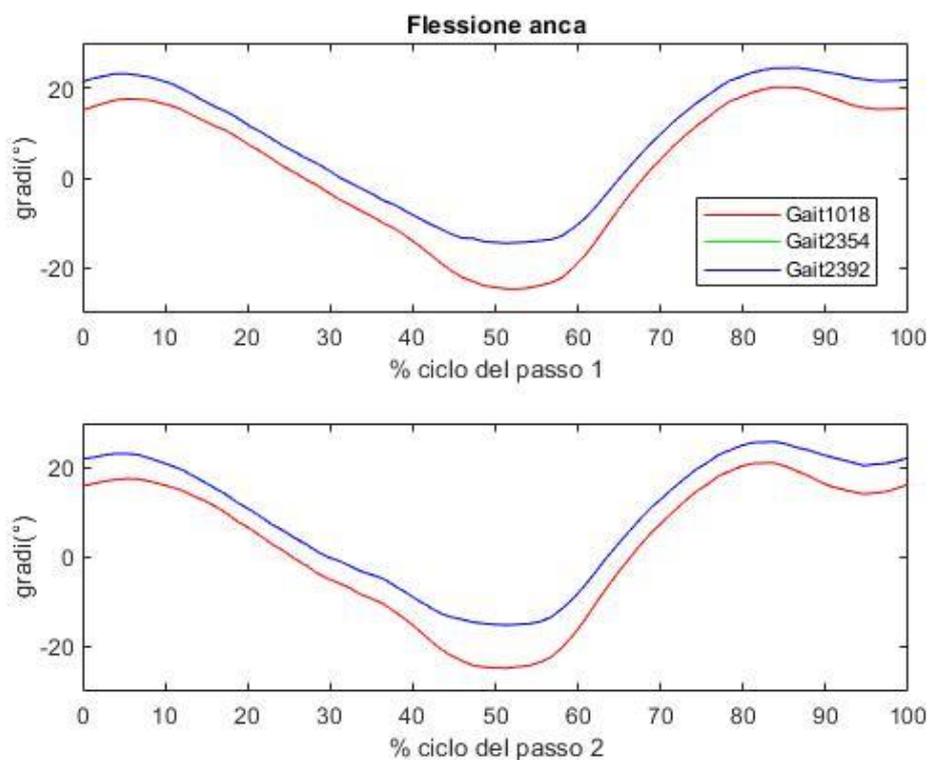


FIGURA 35 FLESSIONE ANCA PER L'ARTO SINISTRO

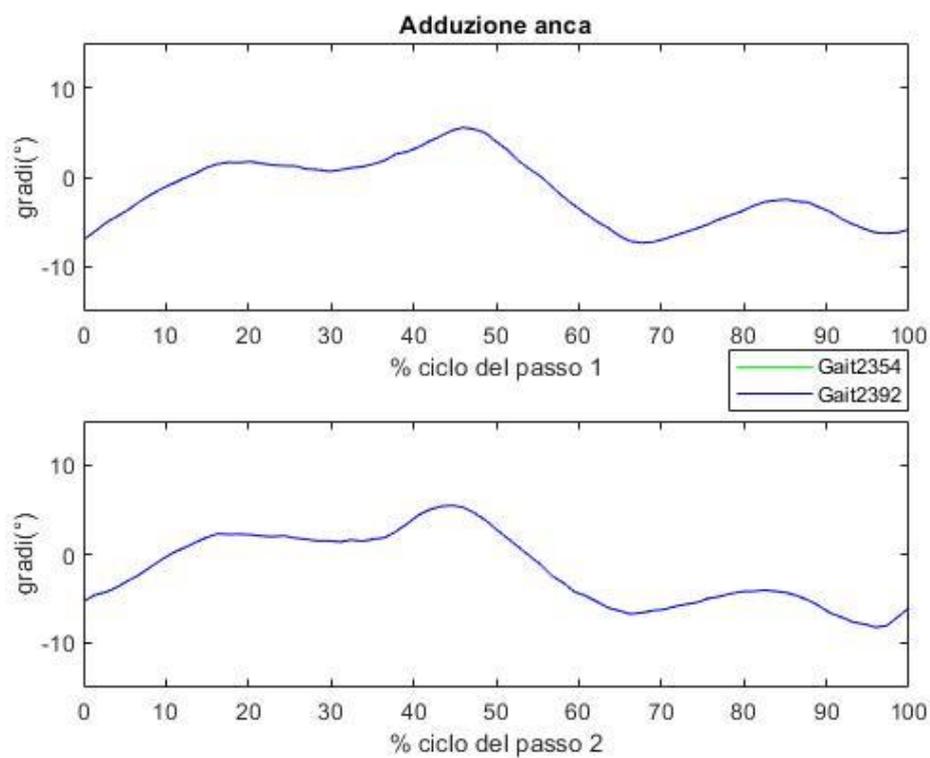


FIGURA 36 ADDUZIONE ANCA PER L'ARTO SINISTRO

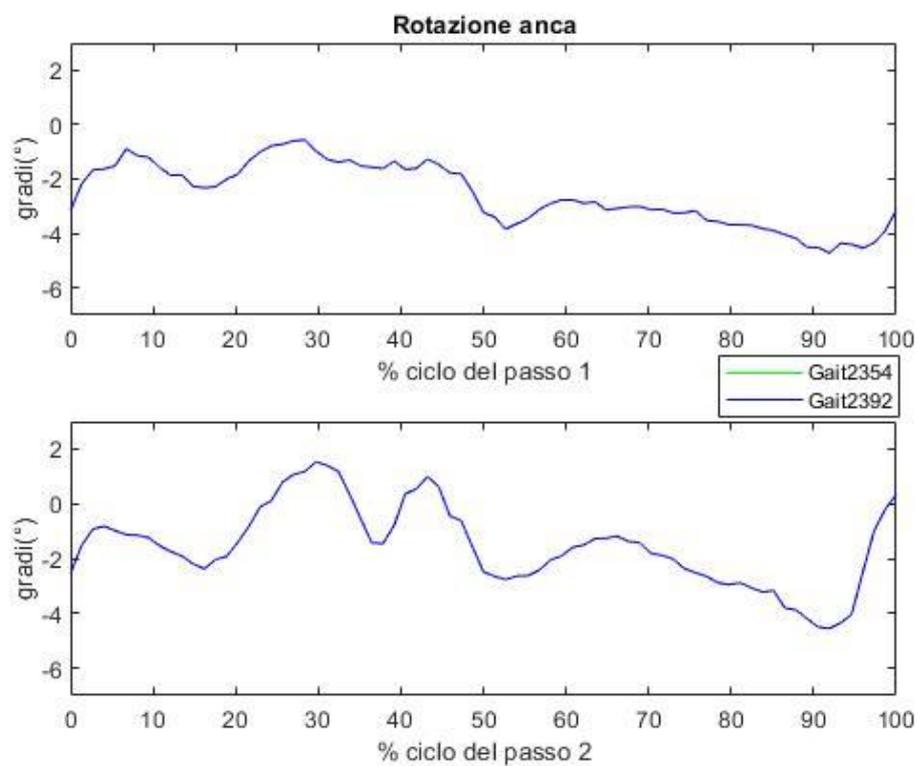


FIGURA 37 ROTAZIONE ANCA PER L'ARTO SINISTRO

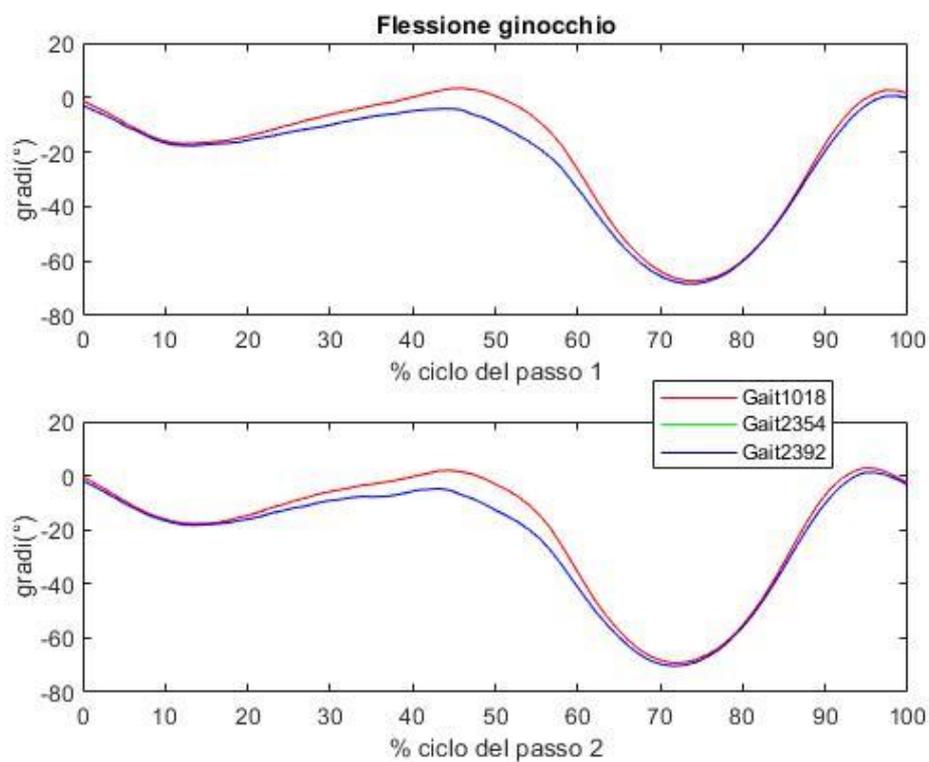


FIGURA 38 FLESSIONE GINOCCHIO PER L'ARTO SINISTRO

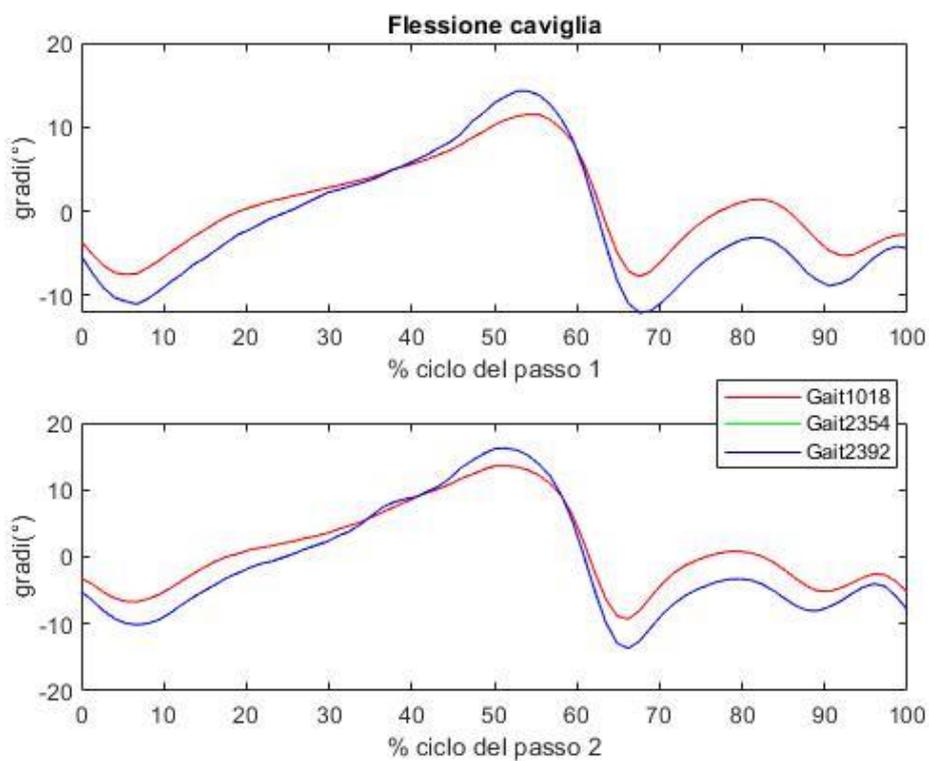


FIGURA 39 FLESSIONE CAVIGLIA PER L'ARTO SINISTRO

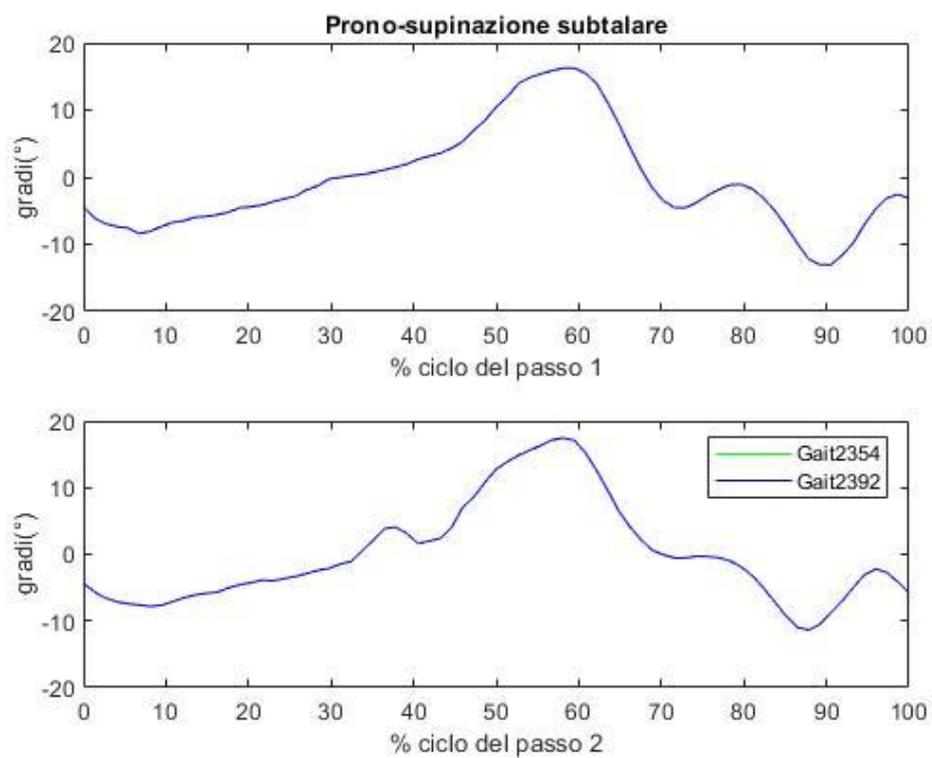


FIGURA 40 PRONO-SUPINAZIONE SUBTALARE PER L'ARTO SINISTRO

### 4.3 Risultati Dinamica Inversa

Successivamente eseguo la Dinamica inversa per determinare la forze e i momenti articolari responsabili del movimento dato dalla cinematica e dai carichi esterni applicati.

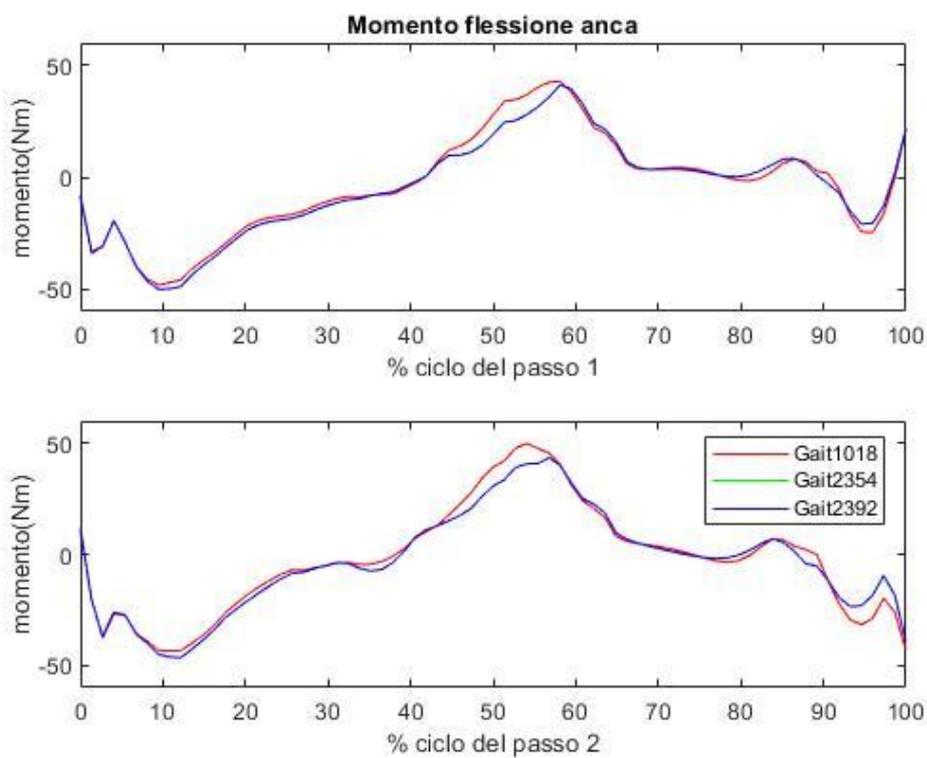


FIGURA 41 MOMENTO FLESSIONE ANCA PER L'ARTO SINISTRO

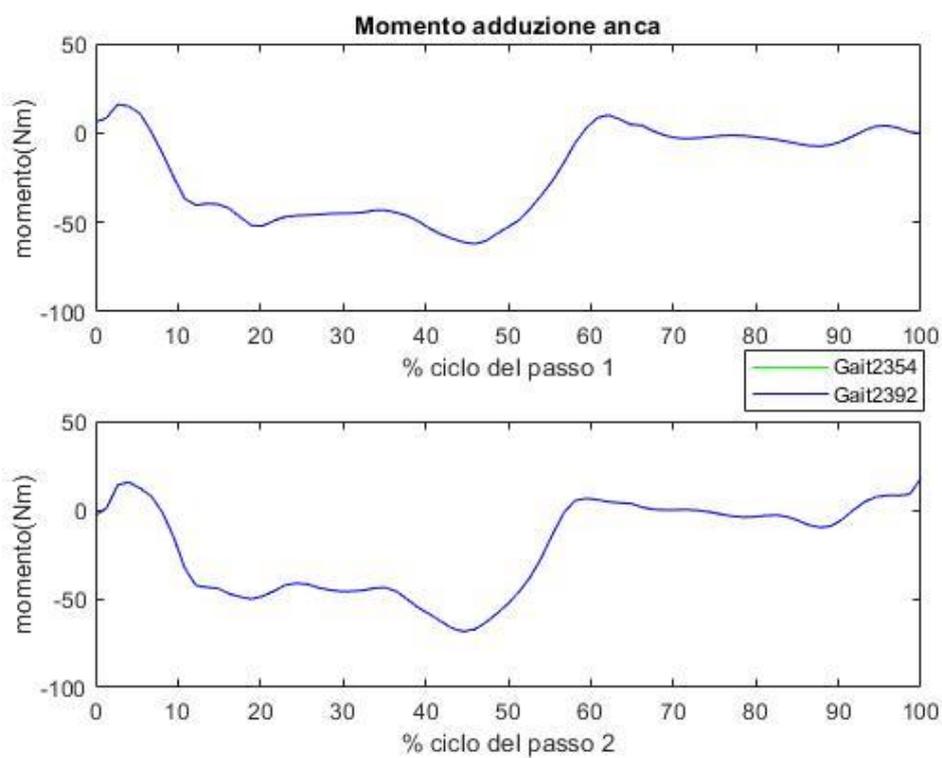


FIGURA 42 MOMENTO ADDUZIONE ANCA PER L'ARTO SINISTRO

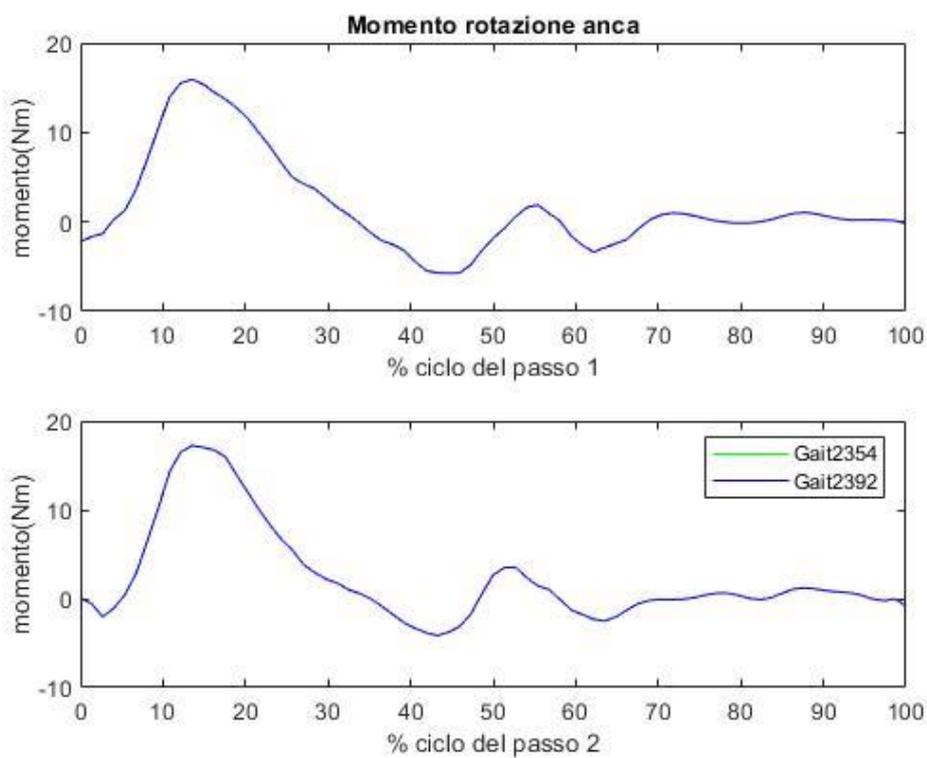


FIGURA 43 MOMENTO ROTAZIONE ANCA PER L'ARTO SINISTRO

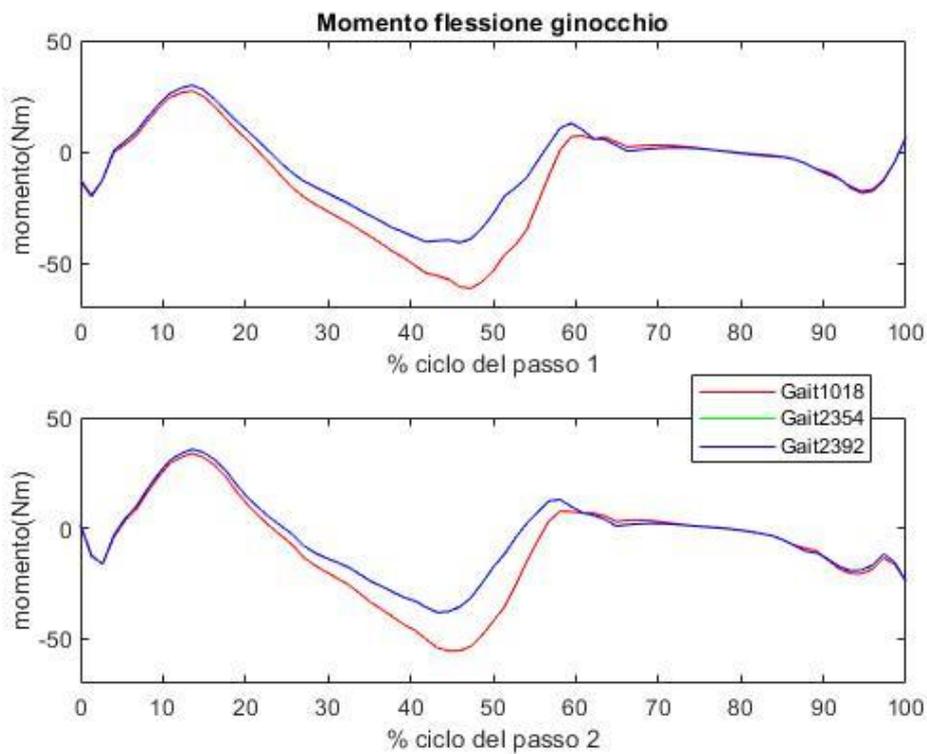


FIGURA 44 MOMENTO FLESSIONE DEL GINOCCHIO PER L'ARTO SINISTRO

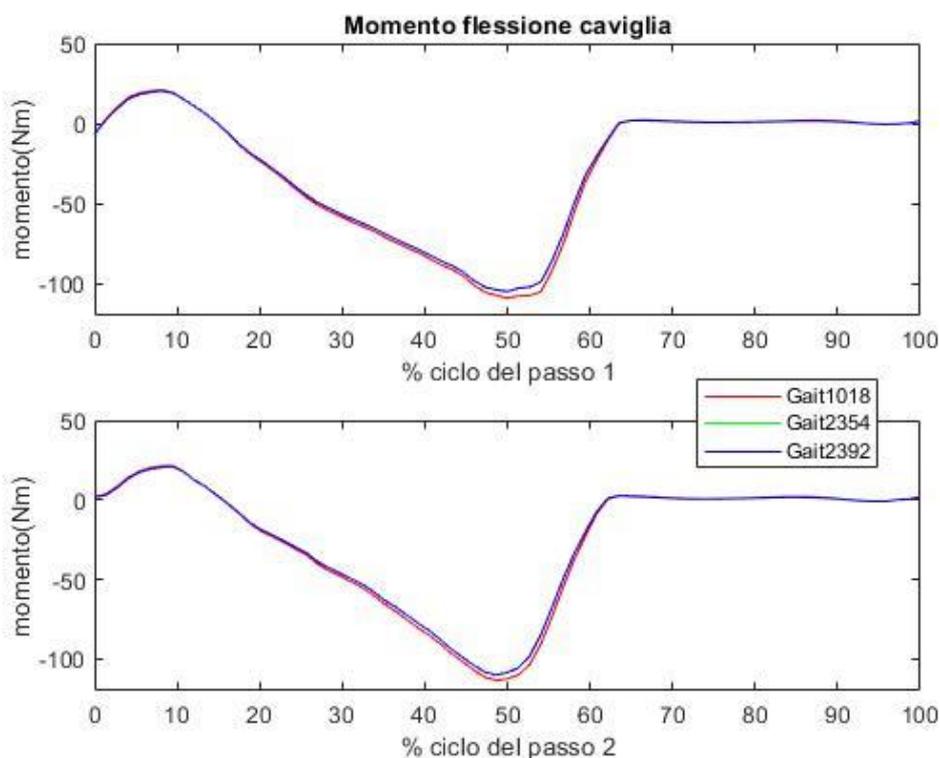


FIGURA 45 MOMENTO FLESSIONE DELLA CAVIGLIA PER L'ARTO SINISTRO

Fino ad ora i plot riguardanti Gait2354 e Gait2392 hanno delle traiettorie che coincidono.

Per ridurre i residui applicati al bacino eseguo RRA (riporto i grafici in Appendice)

Dopo RRA eseguo l'Ottimizzazione statica che risolve ulteriormente i momenti articolari netti, calcolati in ID, in forze muscolari ad ogni istante nel tempo. Per ogni attuatore del modello impongo, nel file SO\_Actuator.xml una forza ottimale pari a 100. Con SO avrò un file contenente le forze muscolari e un altro file contenente le attivazioni. NB l'OS minimizza la somma delle attivazioni muscolari al quadrato.

#### 4.4 Risultati CMC

Per osservare le attivazioni muscolari eseguo il CMC, in input vengono impostati per i 3 modelli gli stessi file che riguardano gli attuatori, i limiti sui controlli e i pesi di tracciamento delle coordinate (vedi file CMCactuator.xml e CMCconstrain.xml).

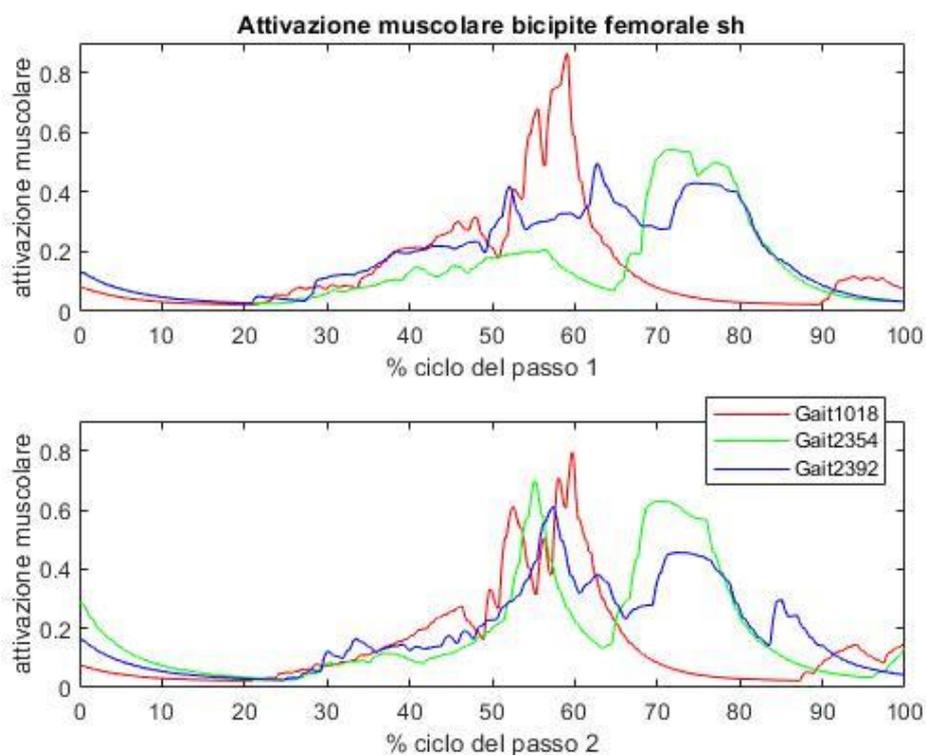


FIGURA 46 ATTIVAZIONE MUSCOLARE DEL BICIPITE FEMORALE (SH) PER L'ARTO SINISTRO

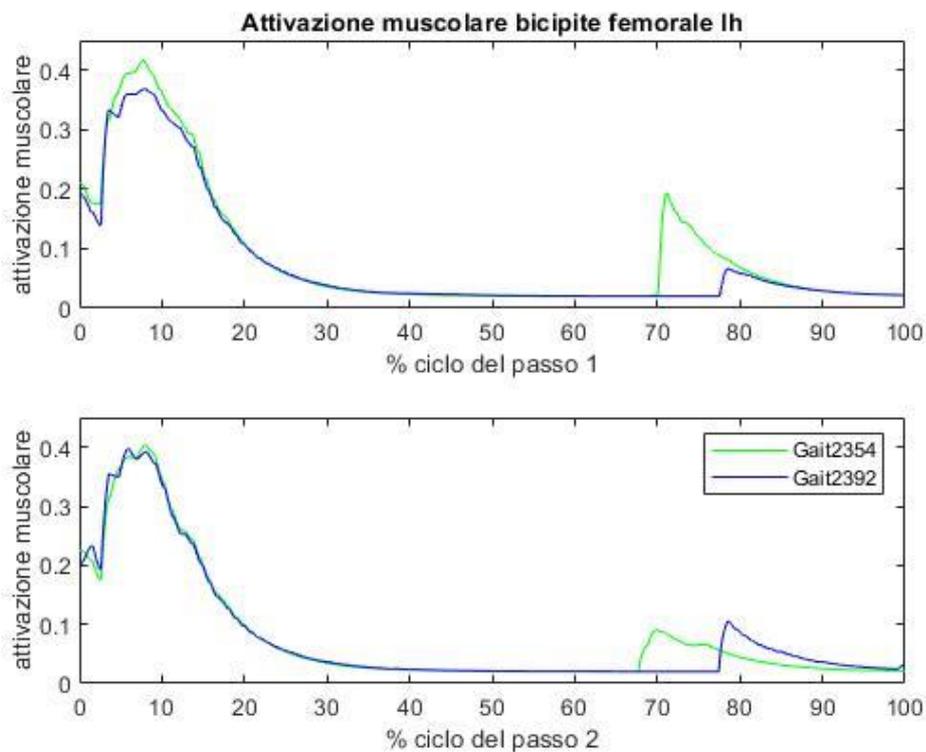


FIGURA 47 ATTIVAZIONE MUSCOLARE DEL BICIPITE FEMORALE (LH) PER L'ARTO SINISTRO

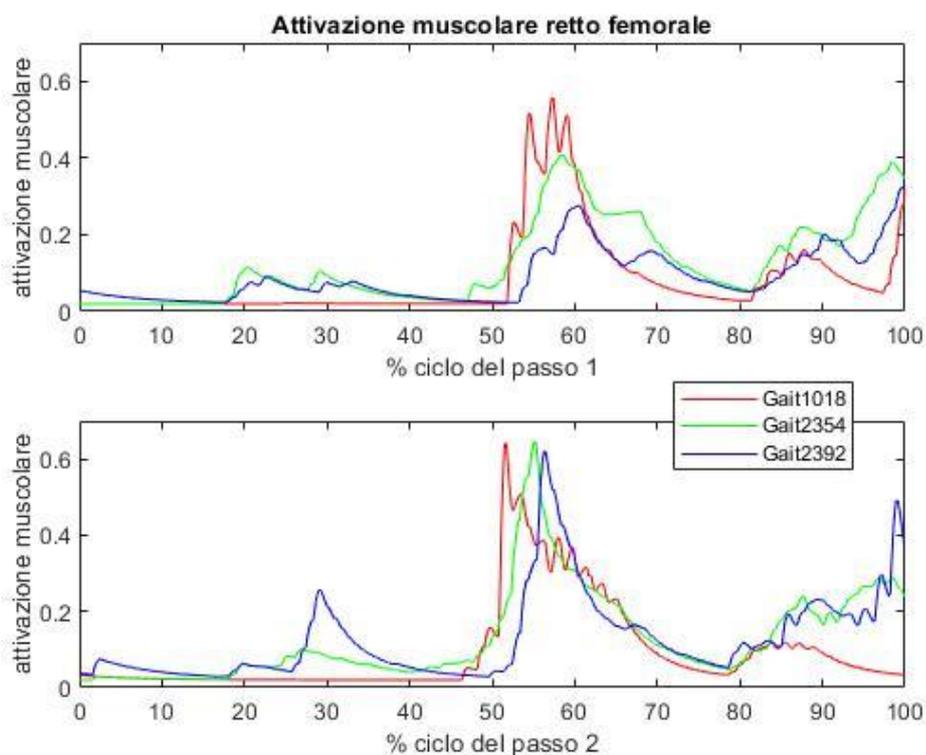


FIGURA 48 ATTIVAZIONE MUSCOLARE RETTO FEMORALE PER L'ARTO SINISTRO

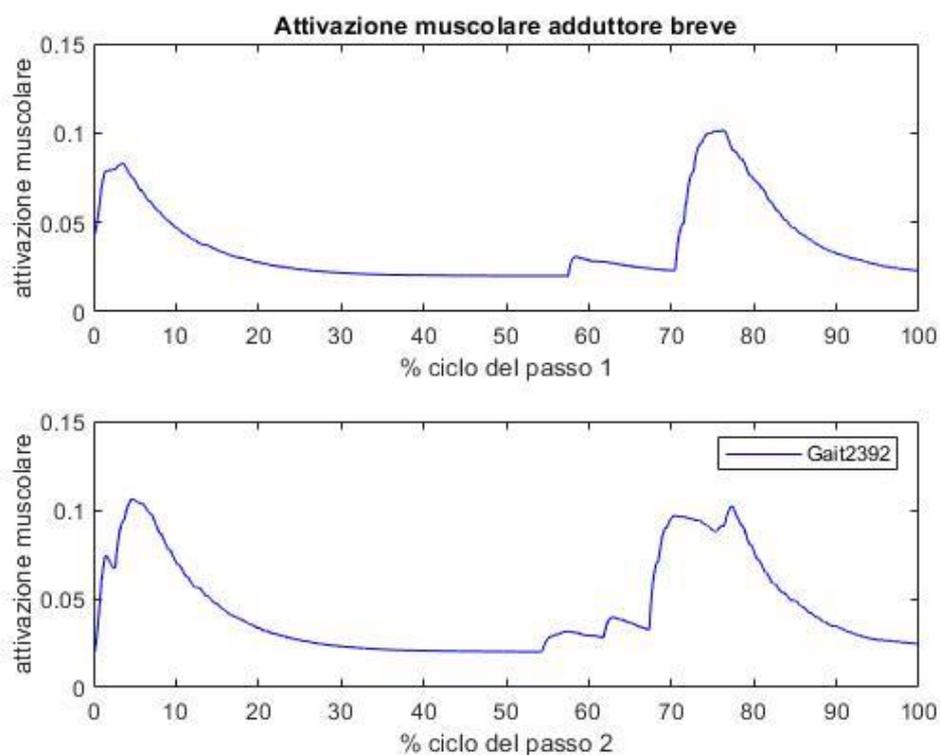


FIGURA 49 ATTIVAZIONE MUSCOLARE ADDUTTORE BREVE PER L'ARTO SINISTRO

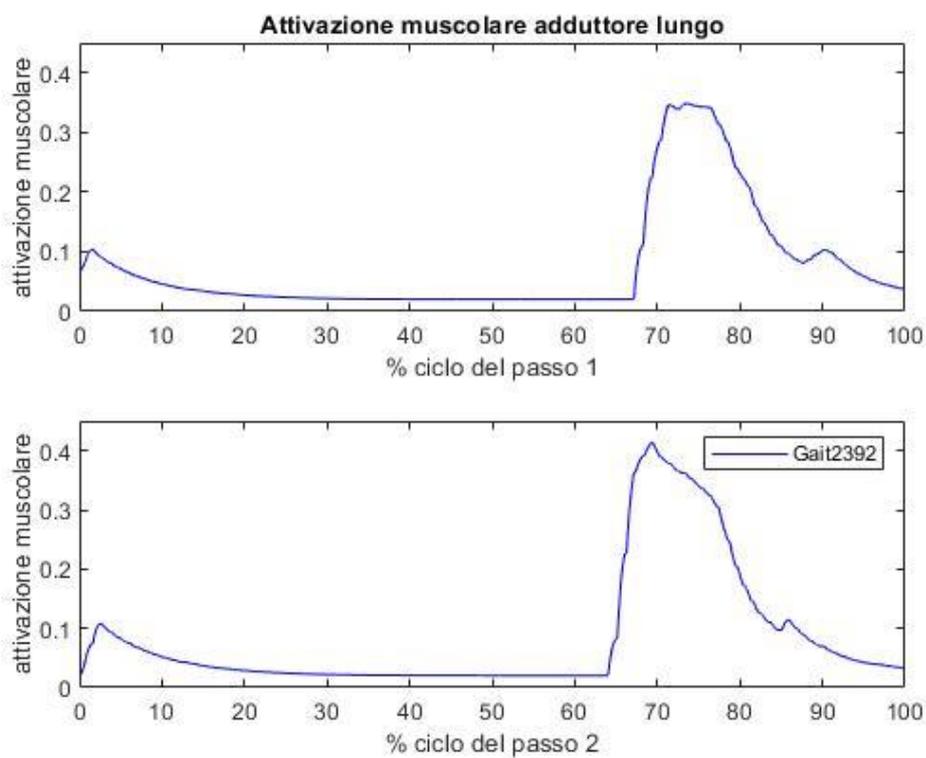


FIGURA 50 ATTIVAZIONE MUSCOLARE ADDUTTORE LUNGO PER L'ARTO SINISTRO

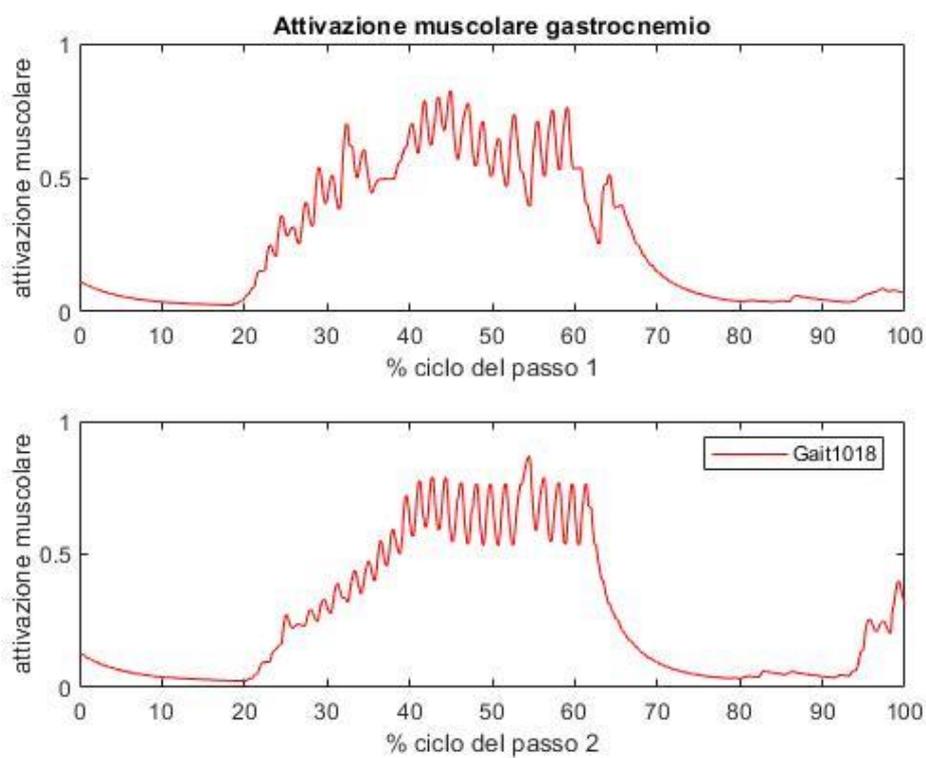


FIGURA 51 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GASTROCNEMIO PER L'ARTO SINISTRO

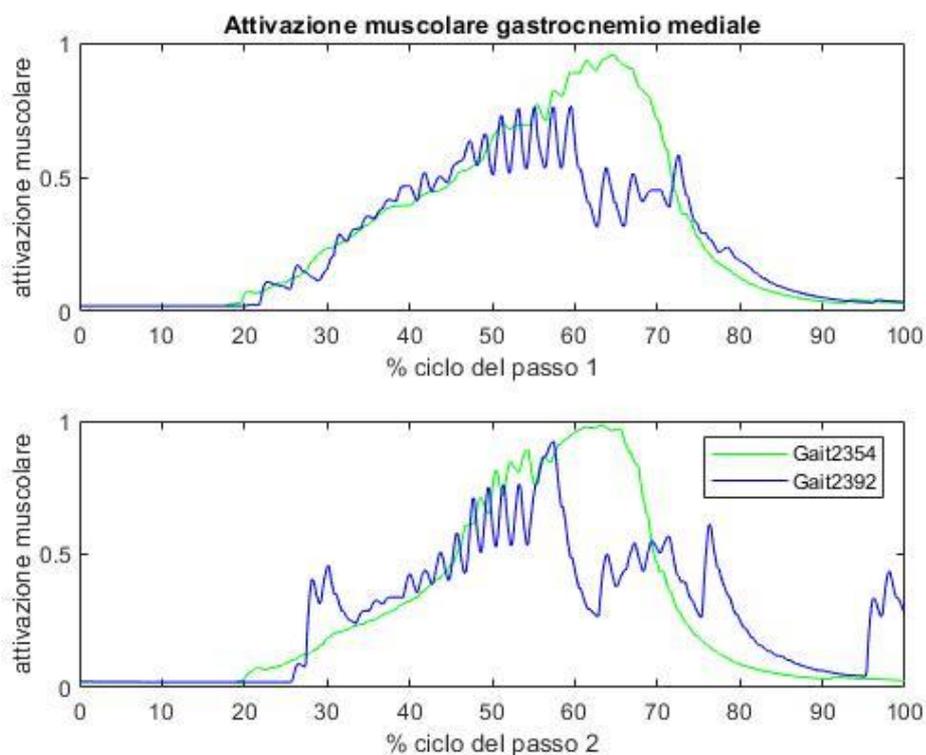


FIGURA 52 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GASTROCNEMIO MEDIALE PER L'ARTO SINISTRO

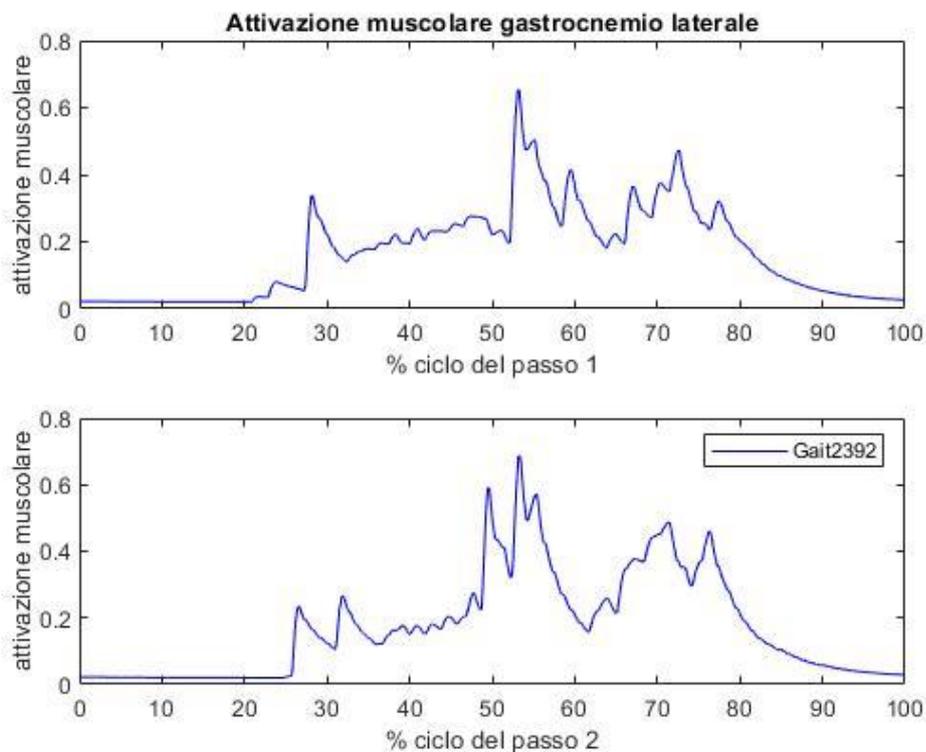


FIGURA 53 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GASTROCNEMIO LATERALE PER L'ARTO SINISTRO

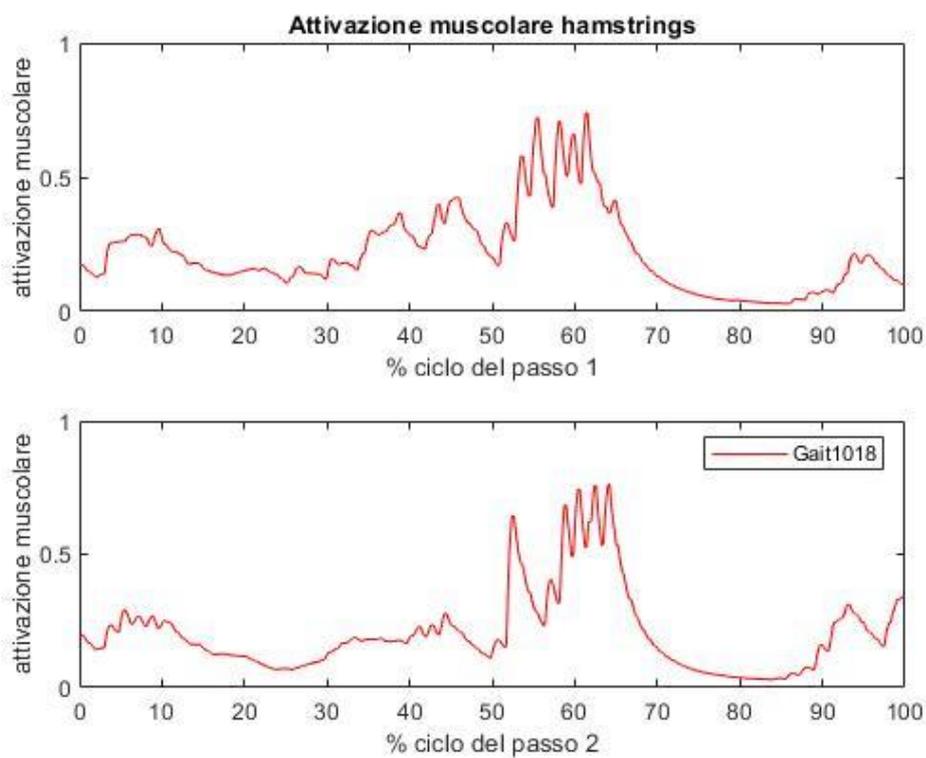


FIGURA 54 ATTIVAZIONE MUSCOLARE HAMSTRINGS PER L'ARTO SINISTRO

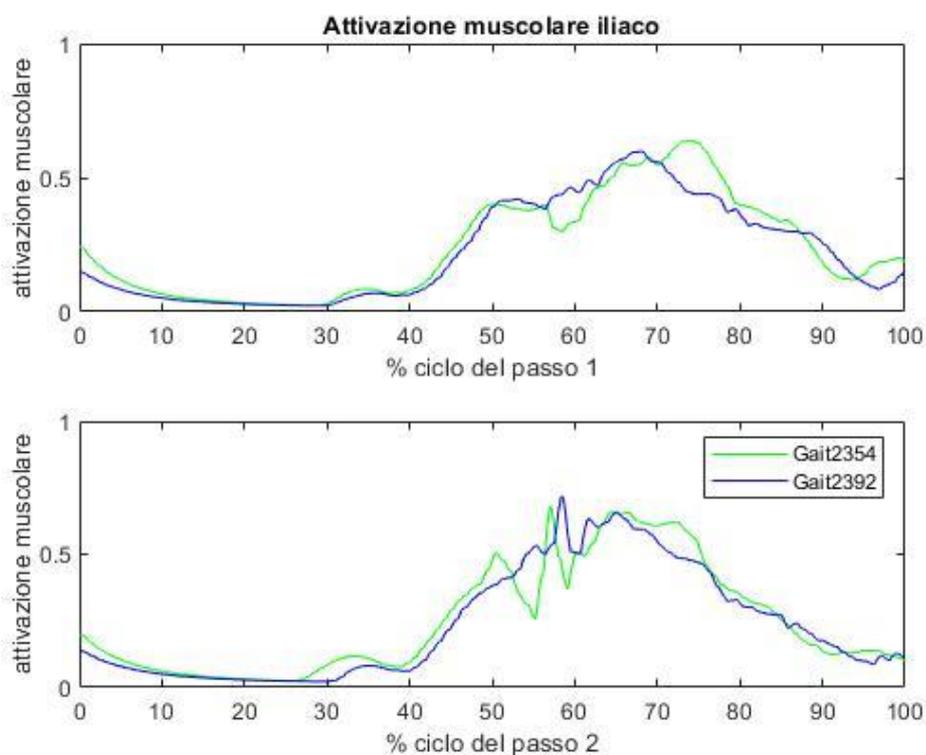


FIGURA 55 ATTIVAZIONE MUSCOLARE ILIACO PER L'ARTO SINISTRO

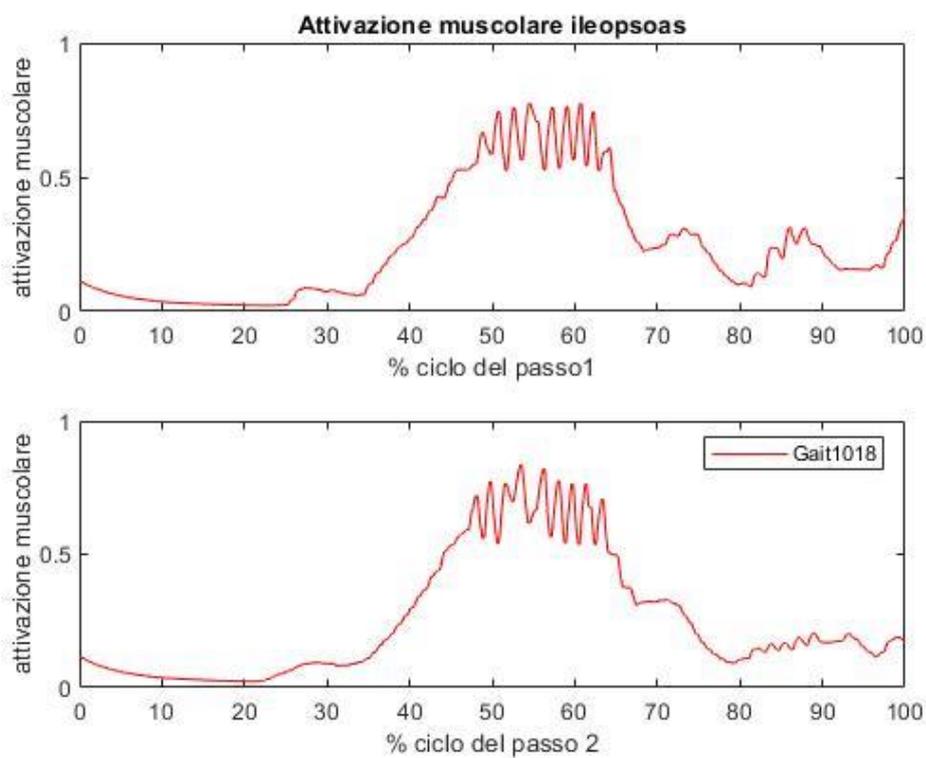


FIGURA 56 ATTIVAZIONE MUSCOLARE ILEOPEOAS PER L'ARTO SINISTRO

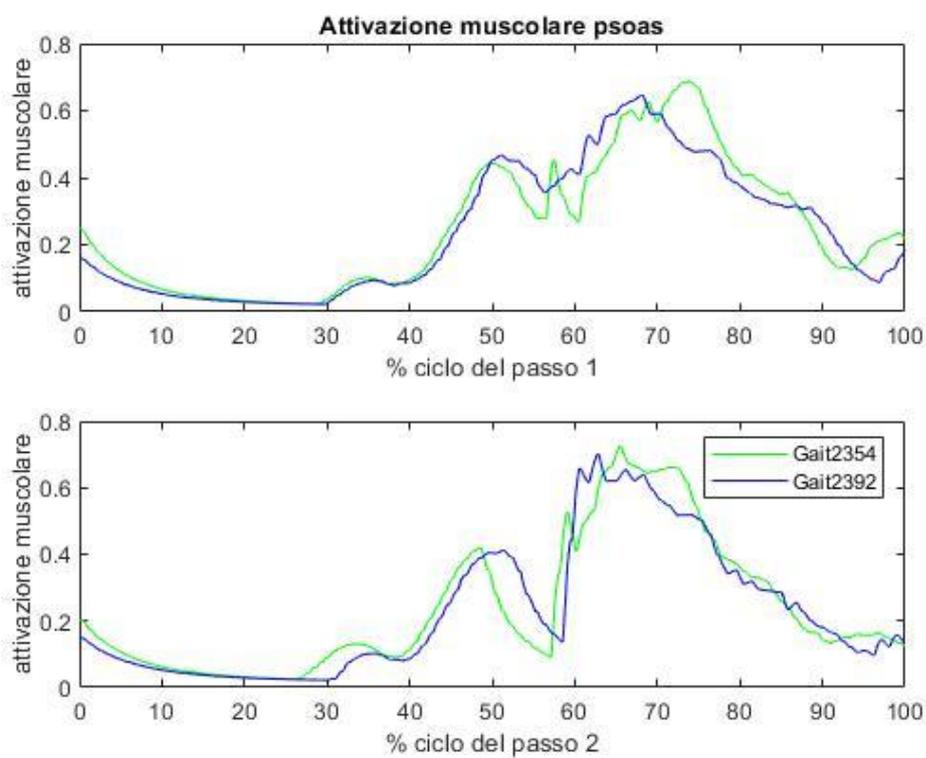


FIGURA 57 ATTIVAZIONE MUSCOLARE PSOAS PER L'ARTO SINISTRO

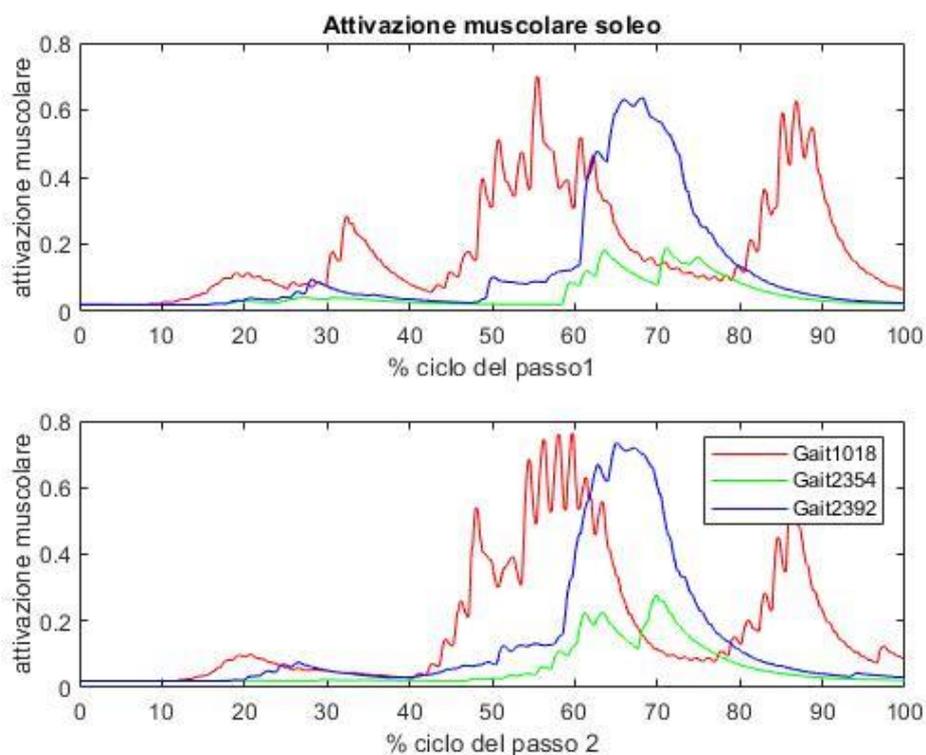


FIGURA 58 ATTIVAZIONE MUSCOLARE SOLEO PER L'ARTO SINISTRO

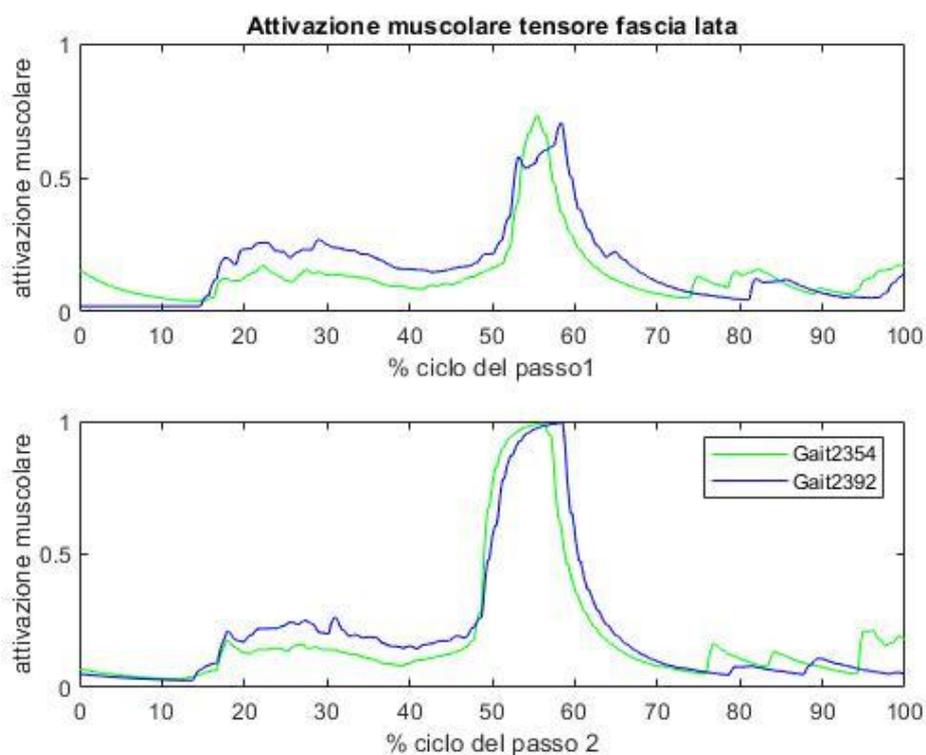


FIGURA 59 ATTIVAZIONE MUSCOLARE TENSORE FASCIA LATA PER L'ARTO SINISTRO

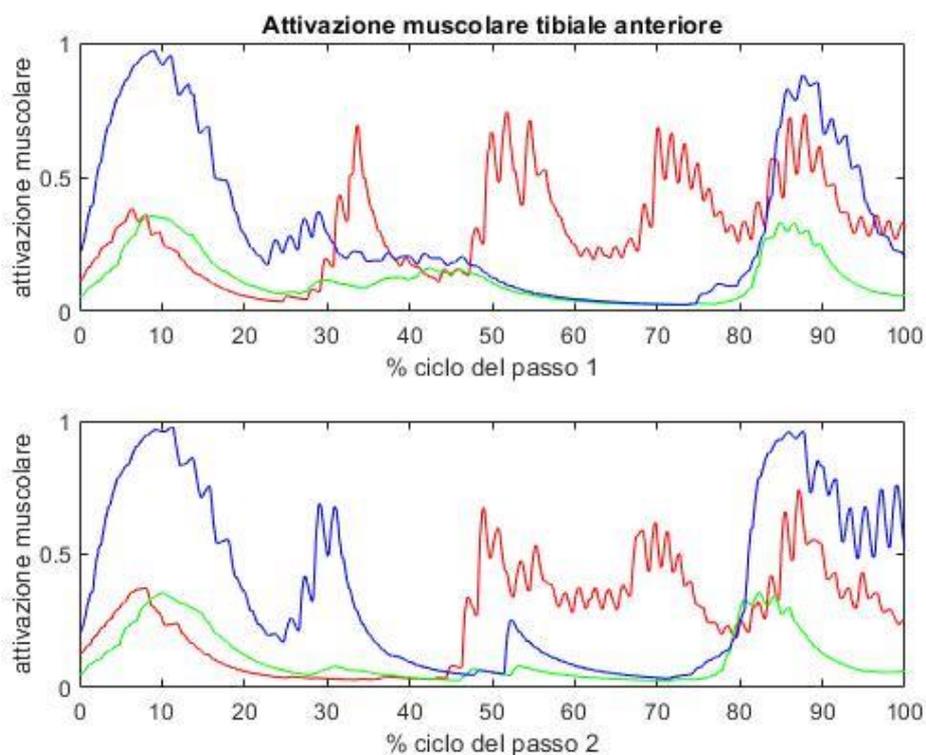


FIGURA 60 ATTIVAZIONE MUSCOLARE TIBIALE ANTERIORE PER L'ARTO SINISTRO

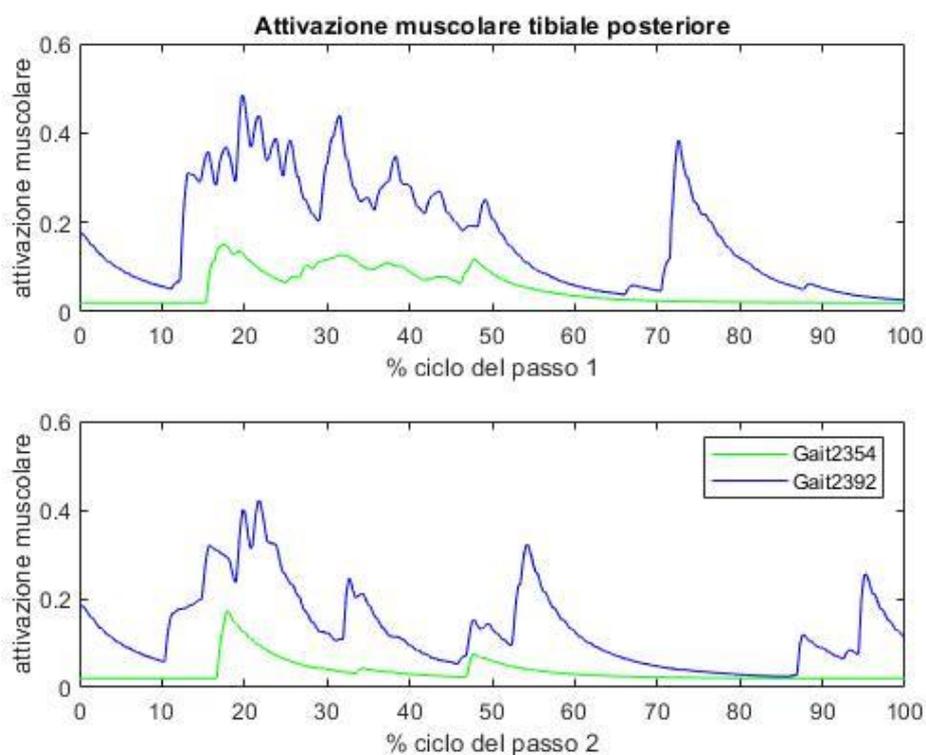


FIGURA 61 ATTIVAZIONE MUSCOLARE TIBIALE POSTERIORE PER L'ARTO SINISTRO

## 4.5 Risultati Analisi Metabolica

Con i controlli e gli stati muscolari in uscita dal CMC è possibile eseguire il Tool Analyze, attivando il Probe metabolico Umberger2010MuscleMetabolicsProbe attraverso uno Script Matlab:

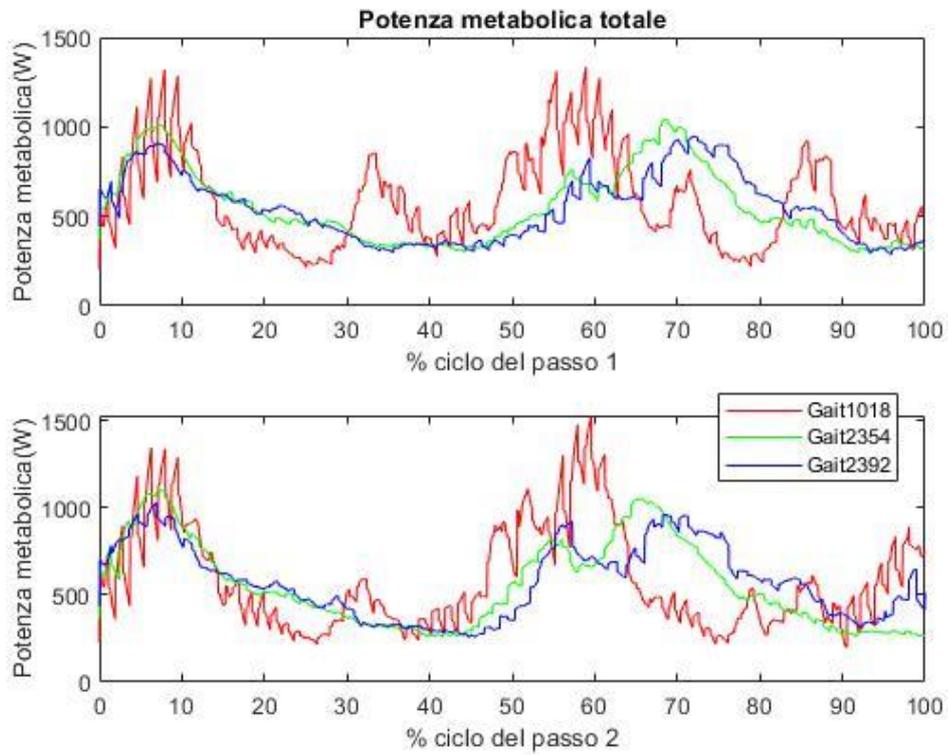


FIGURA 62 POTENZA METABOLICA TOTALE (W) PER L'ARTO SINISTRO

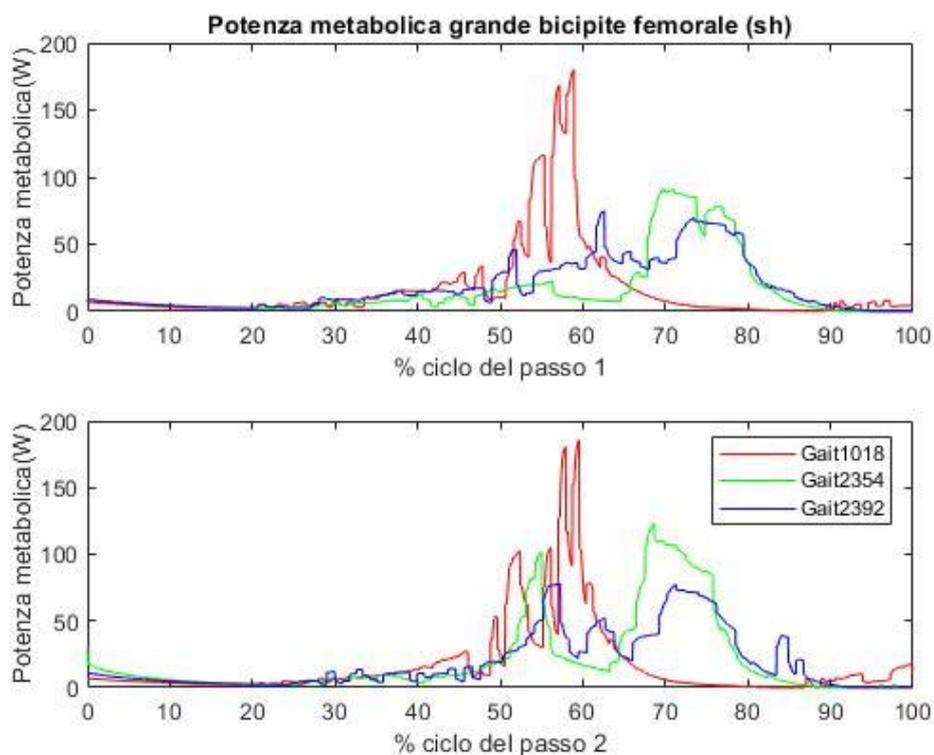


FIGURA 63 POTENZA METABOLICA BICIPITE FEMORALE (SH) PER L'ARTO SINISTRO

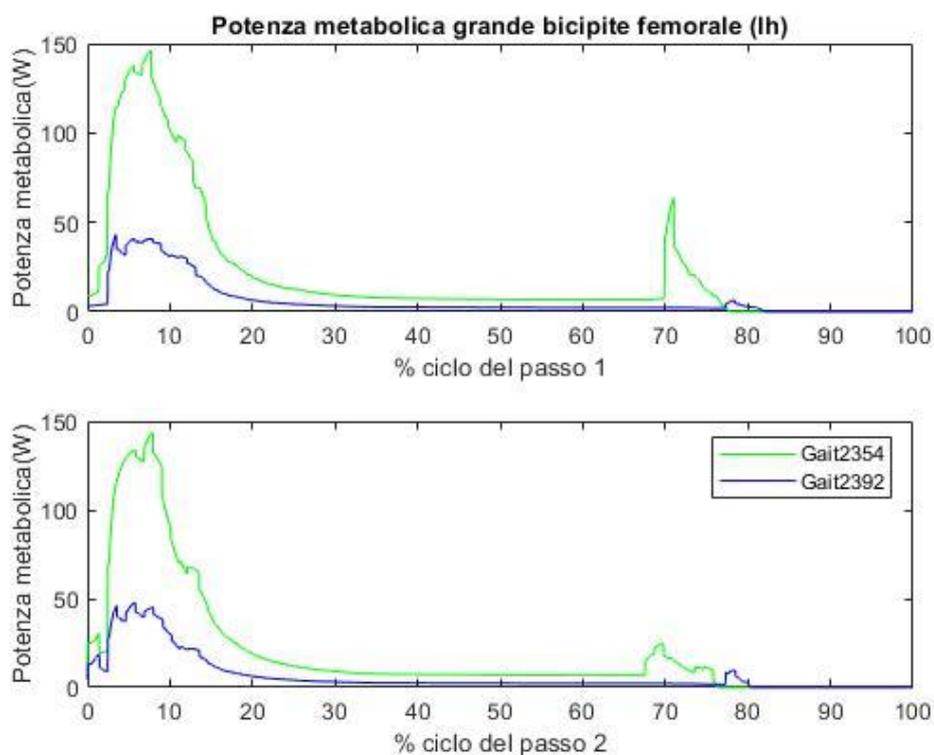


FIGURA 64 POTENZA METABOLICA BICIPITE FEMORALE (LH) PER L'ARTO SINISTRO

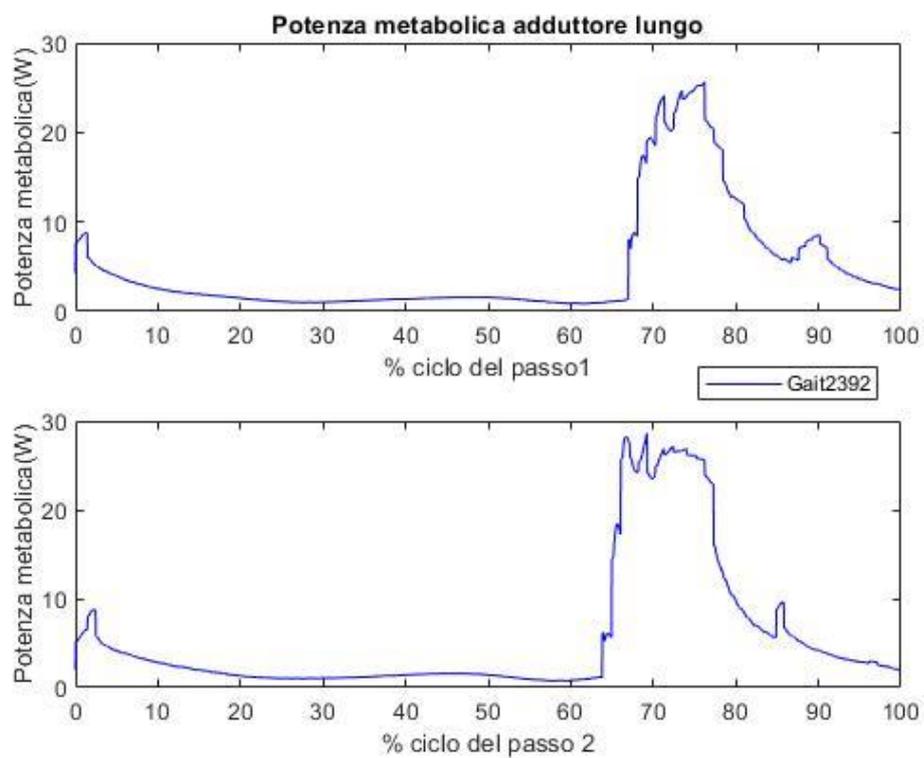


FIGURA 65 POTENZA METABOLICA ADDUTTORE LUNGO PER L'ARTO SINISTRO

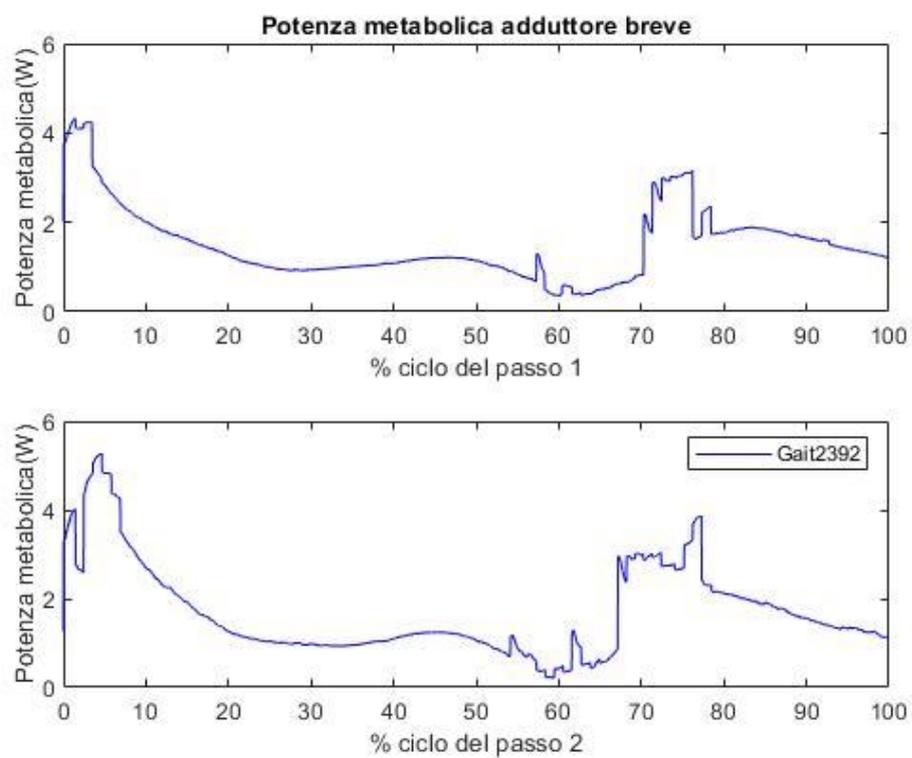


FIGURA 66 POTENZA METABOLICA ADDUTTORE BREVE PER L'ARTO SINISTRO

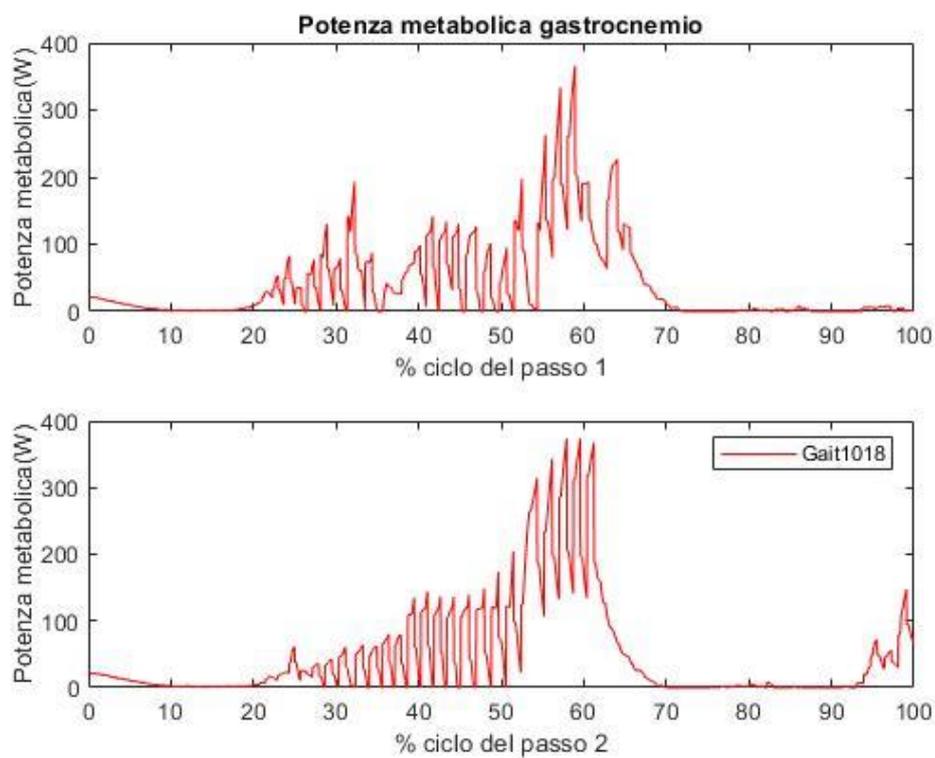


FIGURA 67 POTENZA METABOLICA GASTROCNEMIO PER L'ARTO SINISTRO

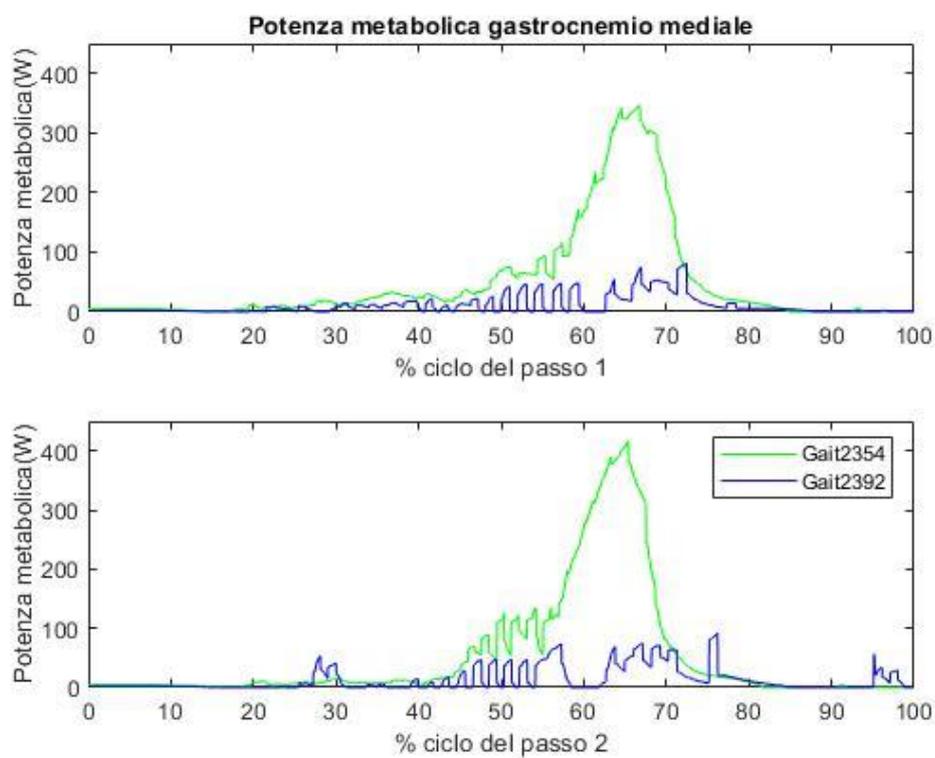


FIGURA 68 POTENZA METABOLICA GASTROCNEMIO MEDIALE PER L'ARTO SINISTRO

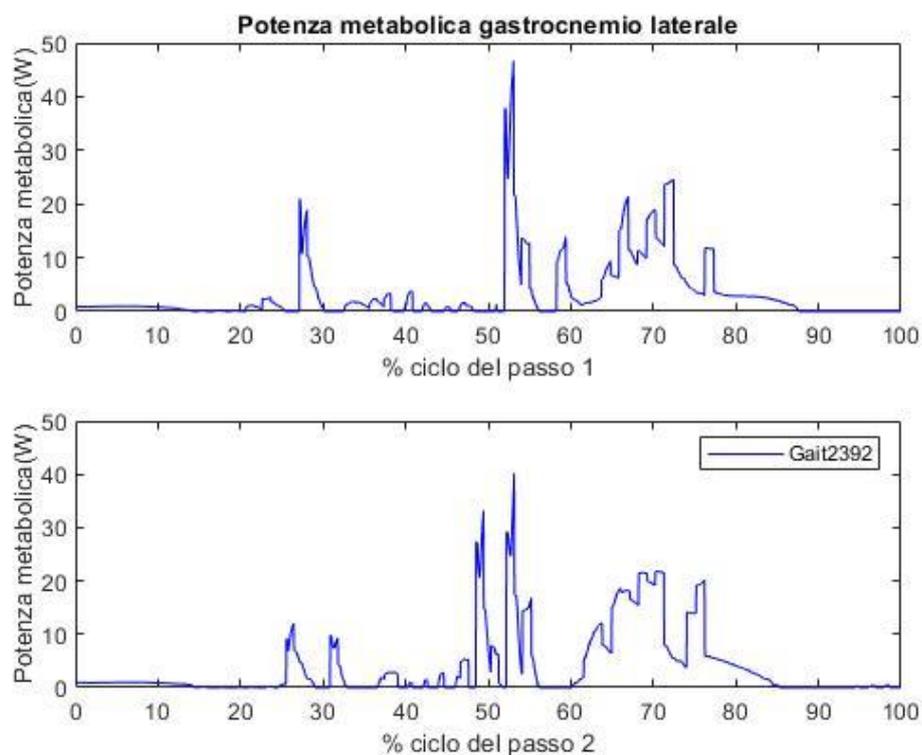


FIGURA 69 POTENZA METABOLICA GASTROCNEMIO LATERALE PER L'ARTO SINISTRO

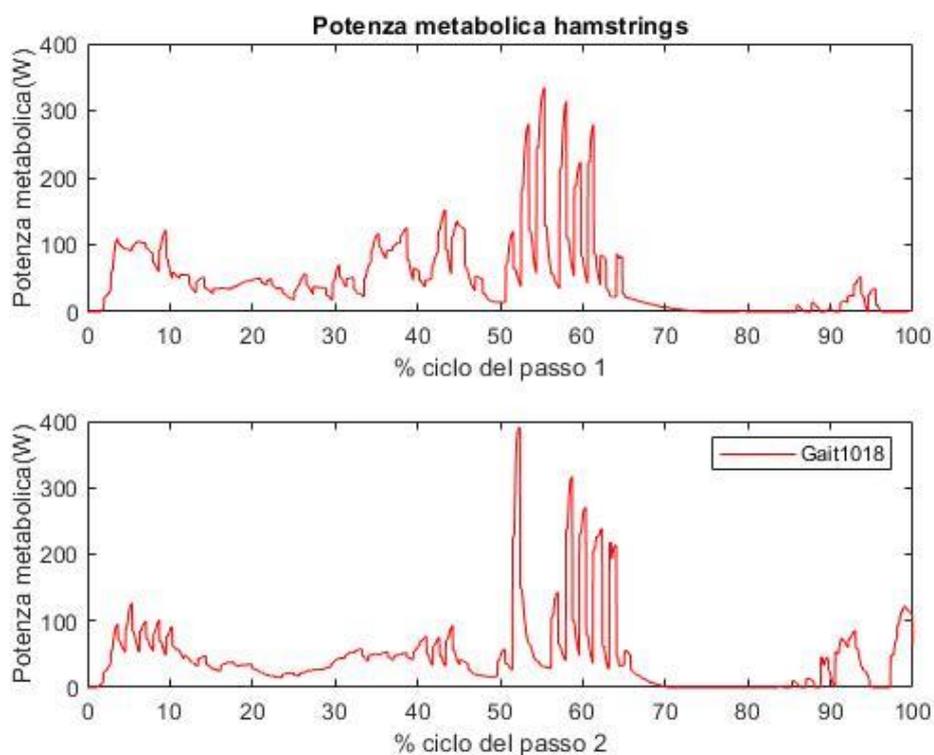


FIGURA 70 POTENZA METABOLICA HAMSTRING PER L'ARTO SINISTRO

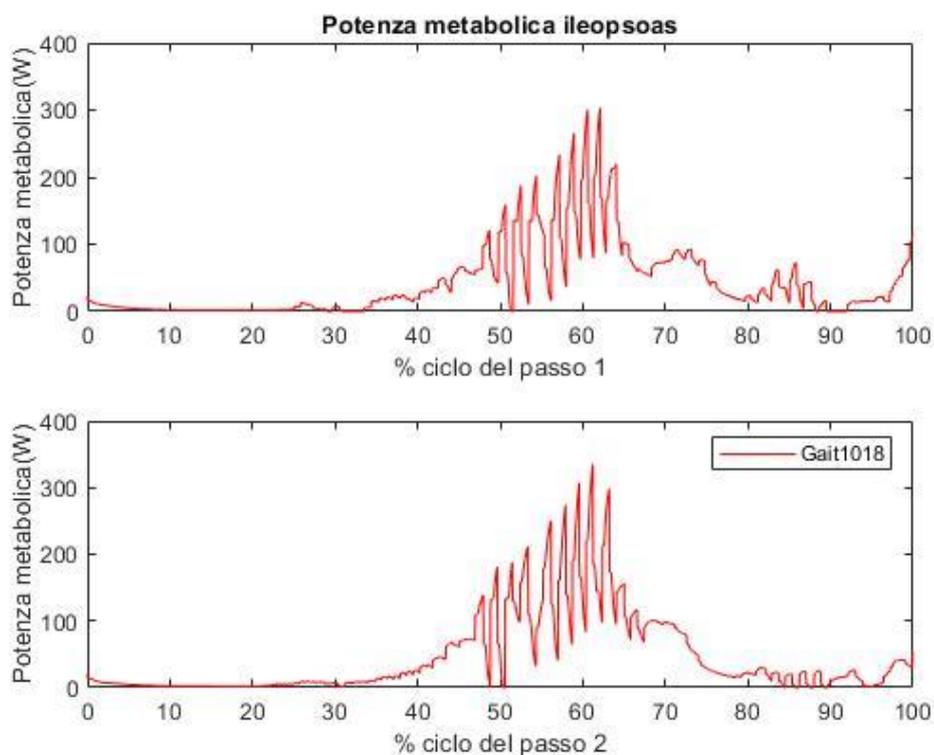


FIGURA 71 POTENZA METABOLICA ILEPSOAS PER L'ARTO SINISTRO

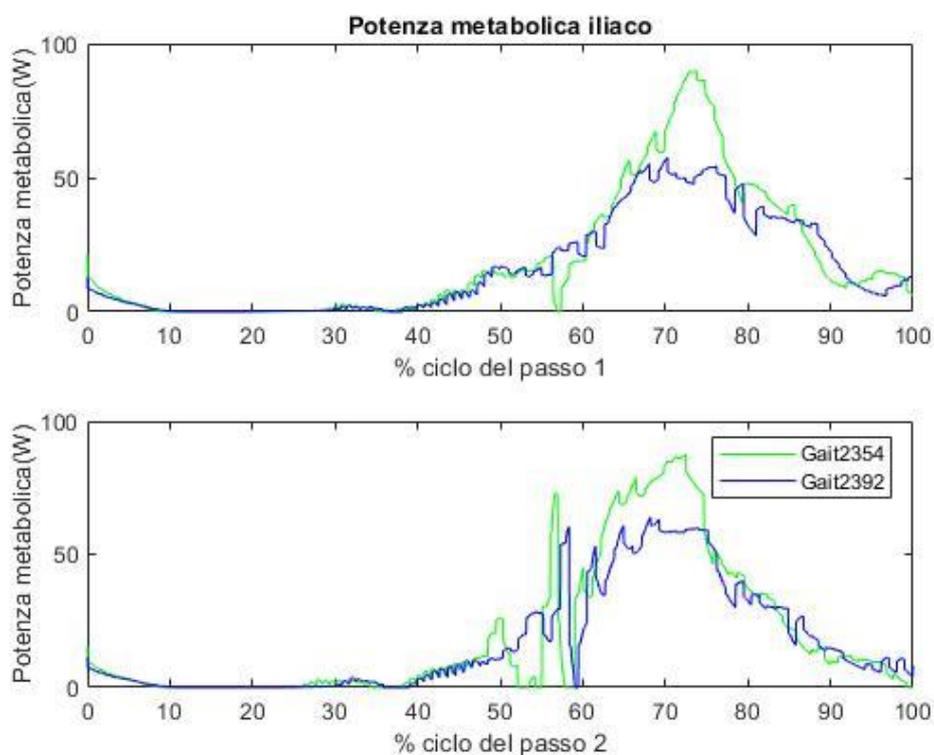


FIGURA 72 POTENZA METABOLICA ILIACO PER L'ARTO SINISTRO

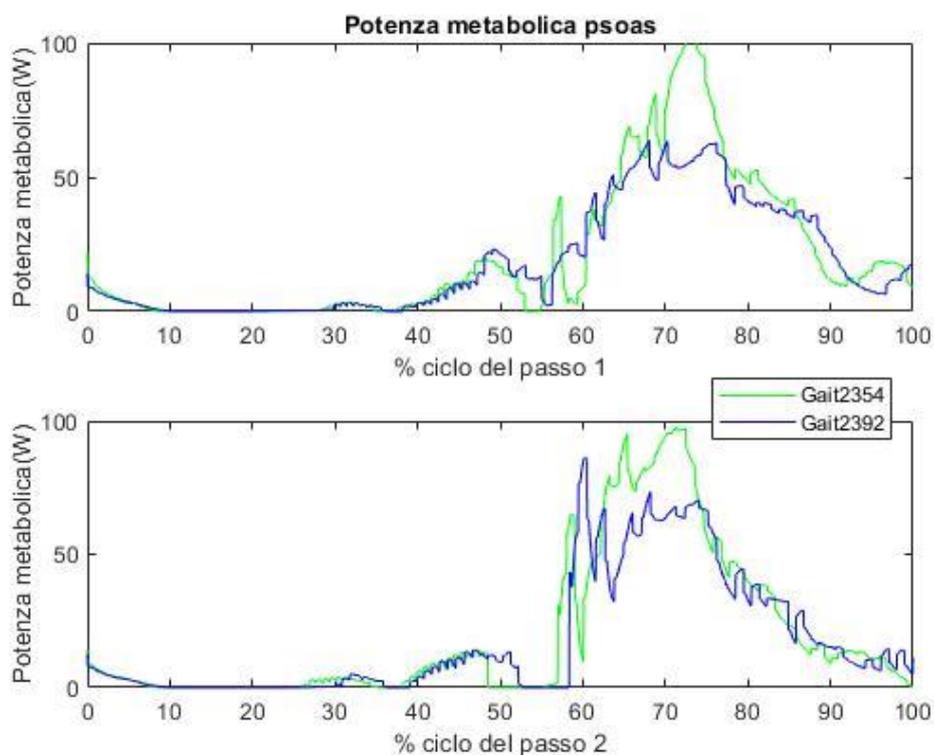


FIGURA 73 POTENZA METABOLICA PSOAS PER L'ARTO SINISTRO

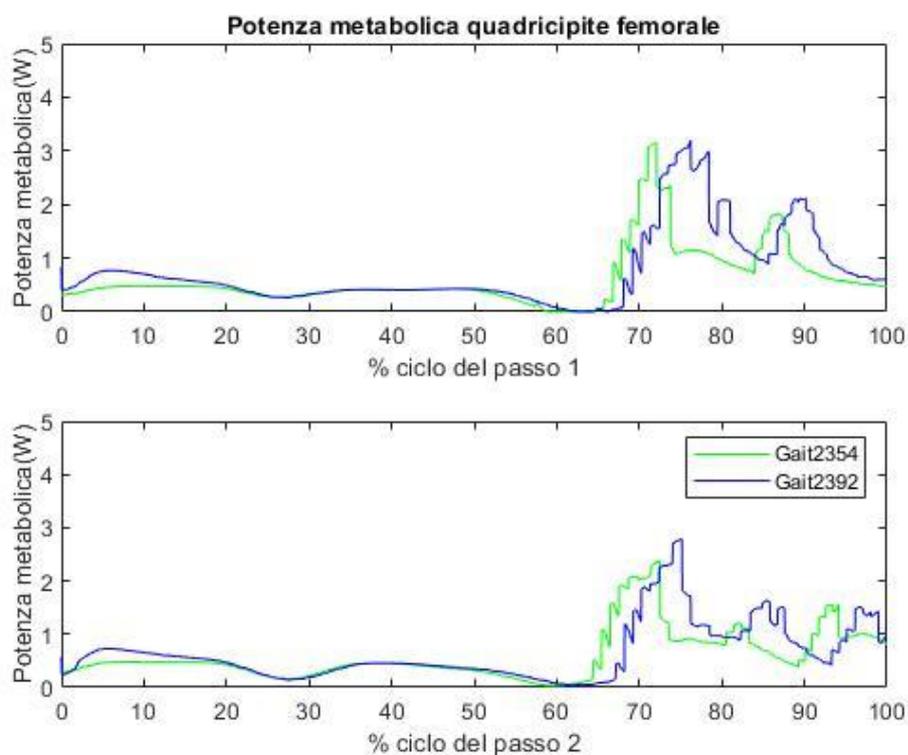


FIGURA 74 POTENZA METABOLICA QUADRICIPITE FEMORALE PER L'ARTO SINISTRO

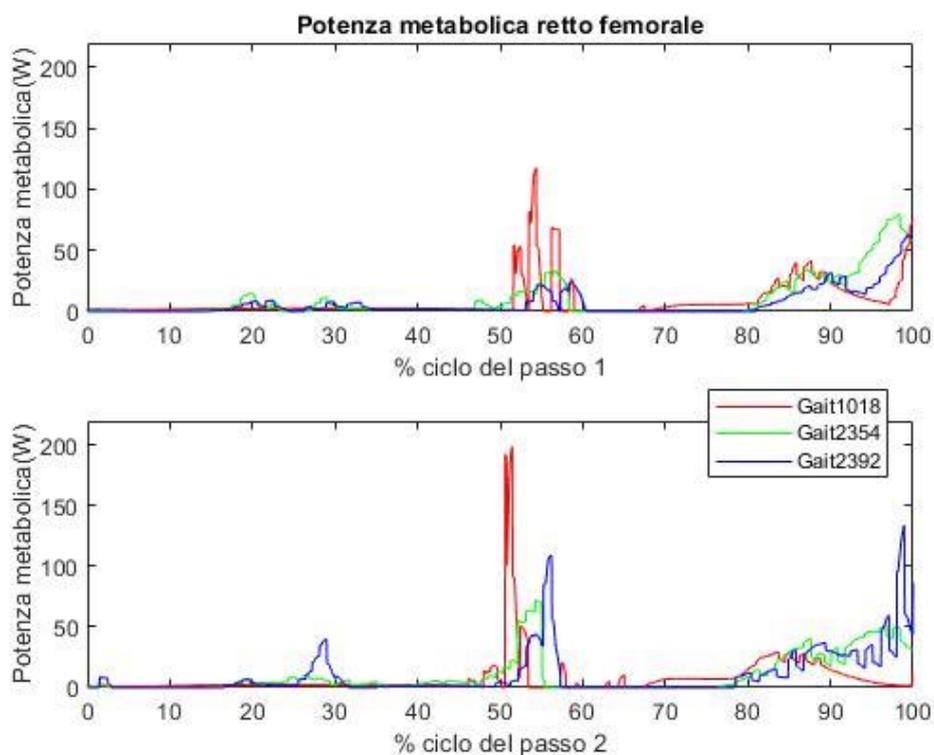


FIGURA 75 POTENZA METABOLICA RETTO FEMORALE PER L'ARTO SINISTRO

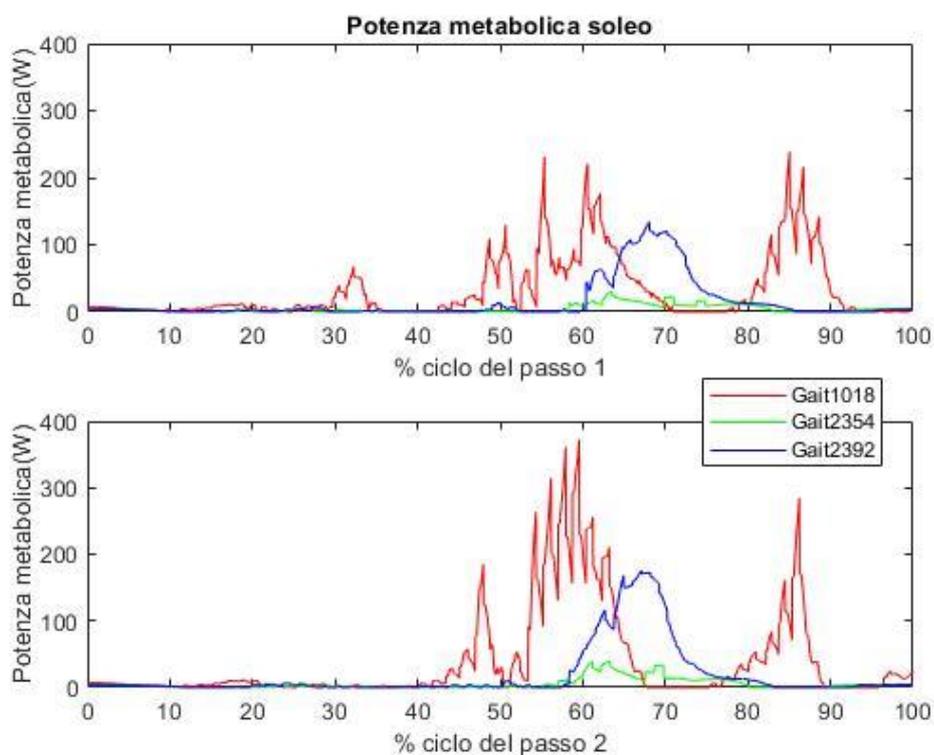


FIGURA 76 POTENZA METABOLICA SOLEO PER L'ARTO SINISTRO

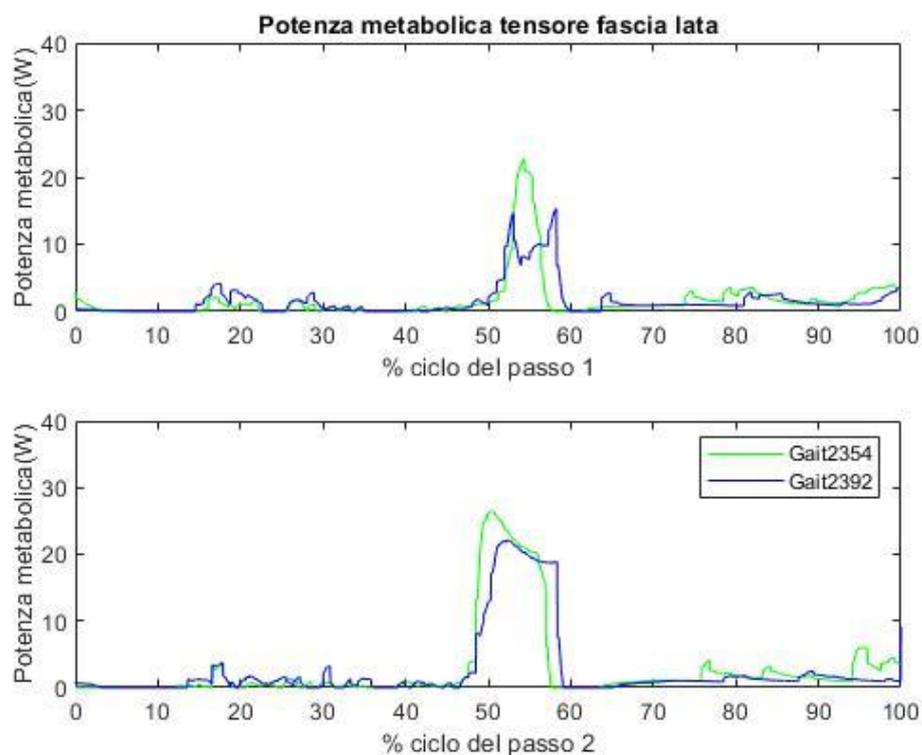


FIGURA 77 POTENZA METABOLICA TENSORE FASCIA LATA PER L'ARTO SINISTRO

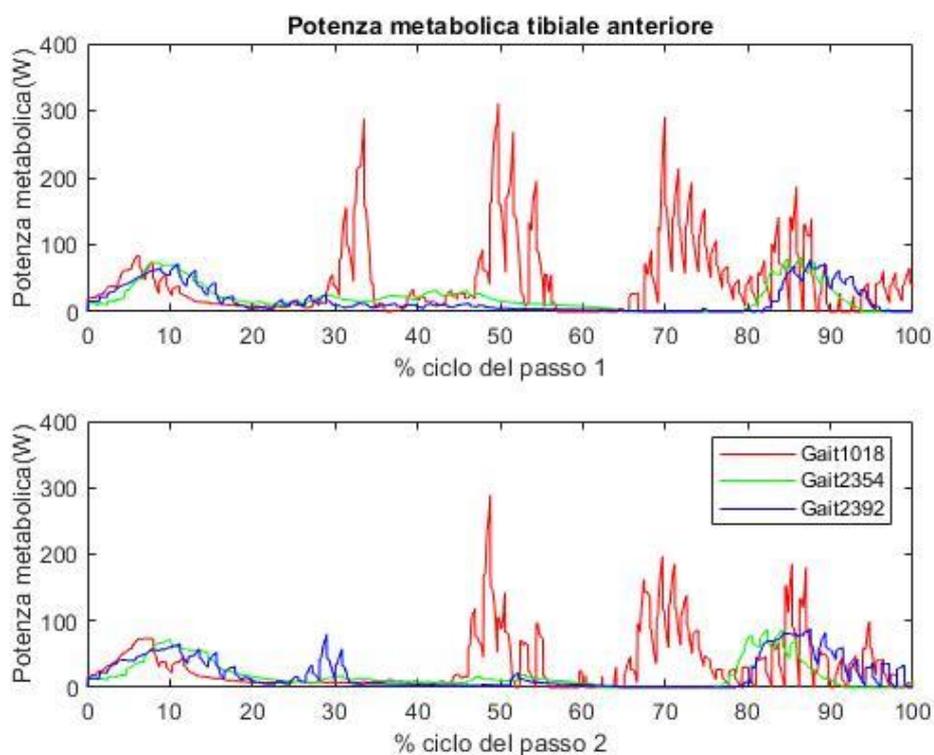


FIGURA 78 POTENZA METABOLICA TIBIALE ANTERIORE PER L'ARTO SINISTRO

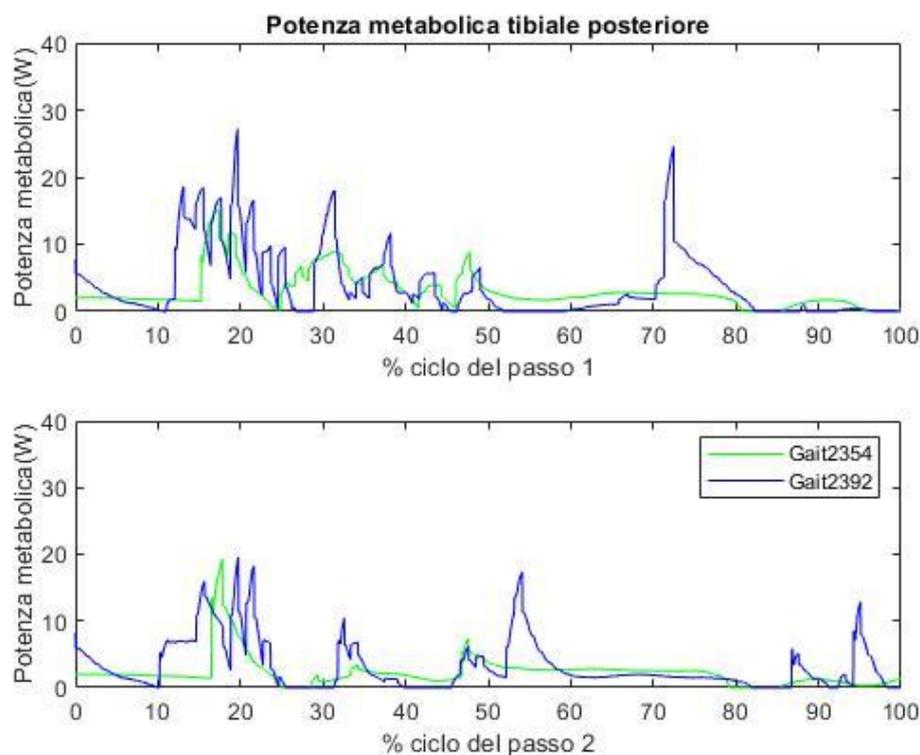


FIGURA 79 POTENZA METABOLICA TIBIALE POSTERIORE PER L'ARTO SINISTRO

#### 4.6 Risultati Analisi muscolare

È inoltre possibile tramite lo strumento Analyze (MuscleAnalysis) studiare il contributo dei diversi muscoli ai momenti risultati nelle diverse articolazioni. È possibile inoltre, plottare il braccio relativo al momento per ogni muscolo e anche la forza esercitata da ogni muscolo eseguendo l'analisi di ForceReporter presente nel Tool Analyze.

Per esempio prendendo in considerazione il momento di flessione risultante all'anca destra, avrò i seguenti contributi muscolari:

(riporterò solo alcuni muscoli a titolo d'esempio, i grafici restanti sono in appendice)

Il momento è pari a:

$$M_m = R_m * F_m \quad (46)$$

Dove  $R_m$  è il braccio che il muscolo forma con il sistema di riferimento solidale all'articolazione e  $F_m$  è la forza esercitata da quel muscolo.

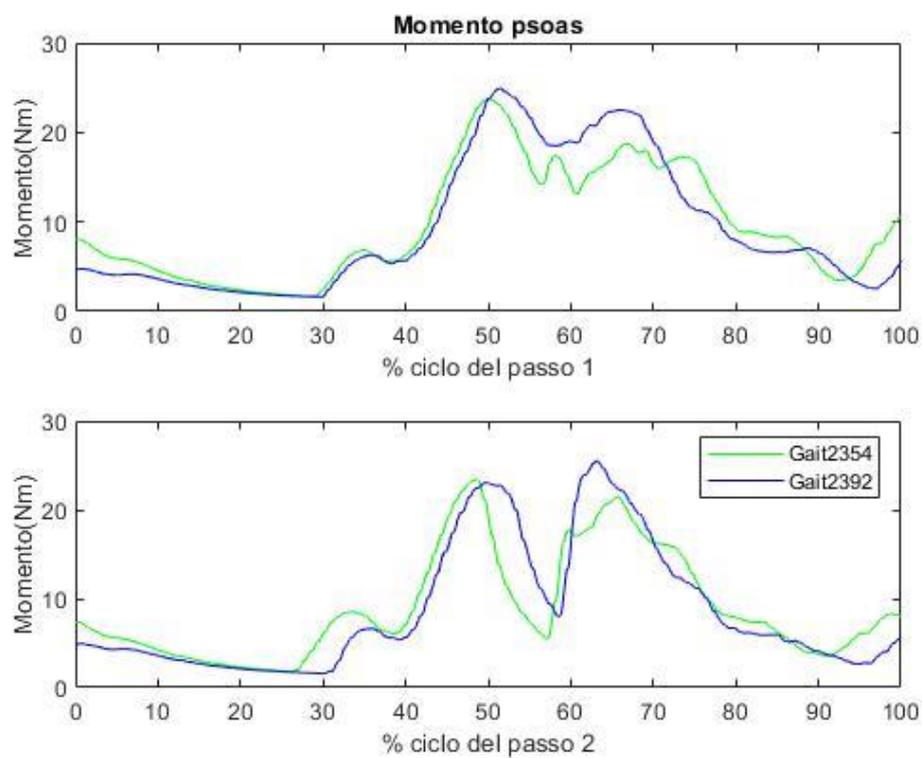


FIGURA 80 MOMENTO PSOAS PER L'ARTO SINISTRO

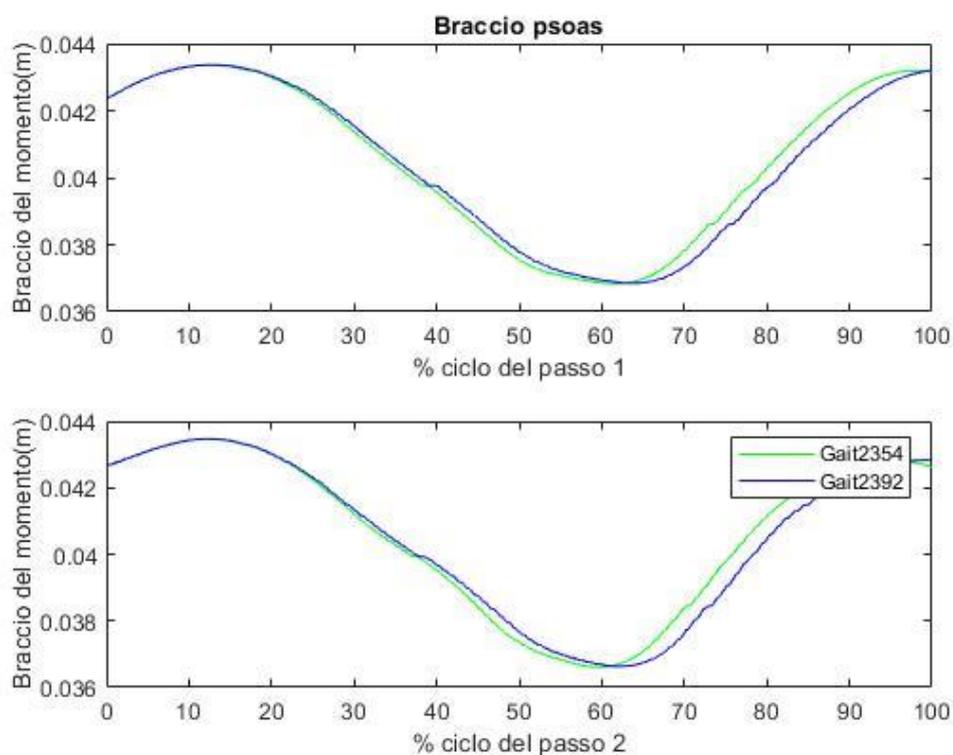


FIGURA 81 BRACCIO DEL MOMENTO PSOAS PER L'ARTO SINISTRO

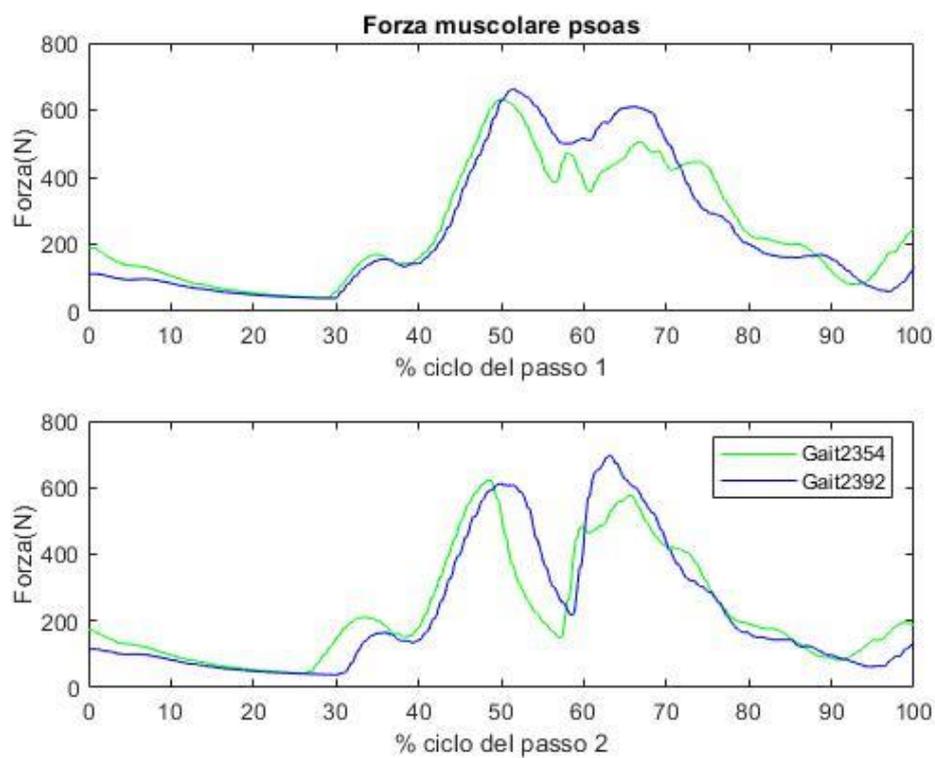


FIGURA 82 FORZE ESERCITATE DA PSOAS PER L'ARTO SINISTRO

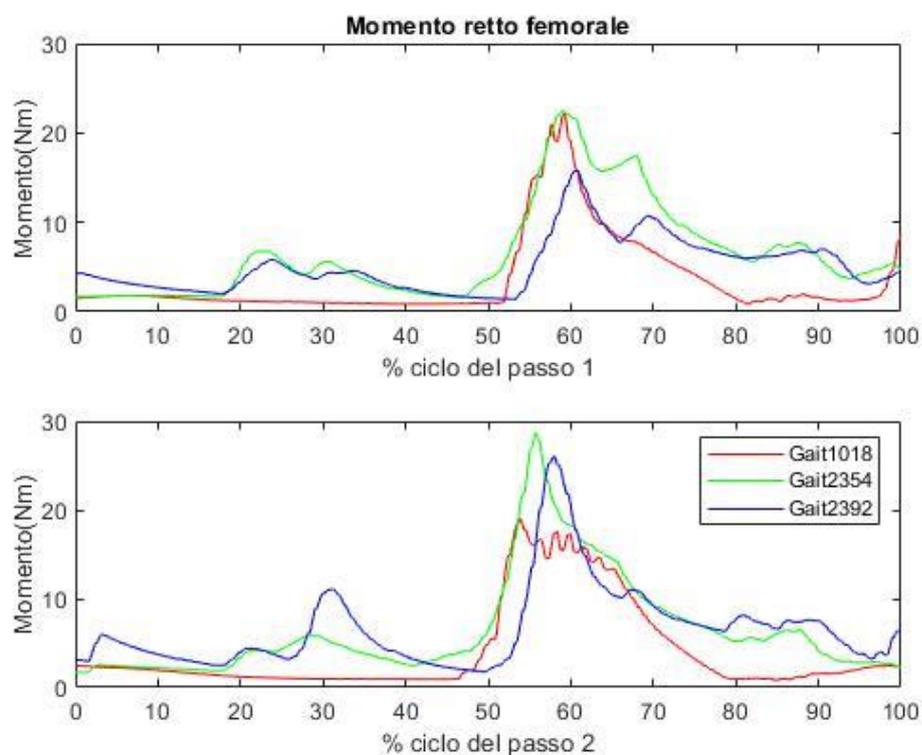


FIGURA 83 MOMENTO RETTO FEMORALE PER L'ARTO SINISTRO

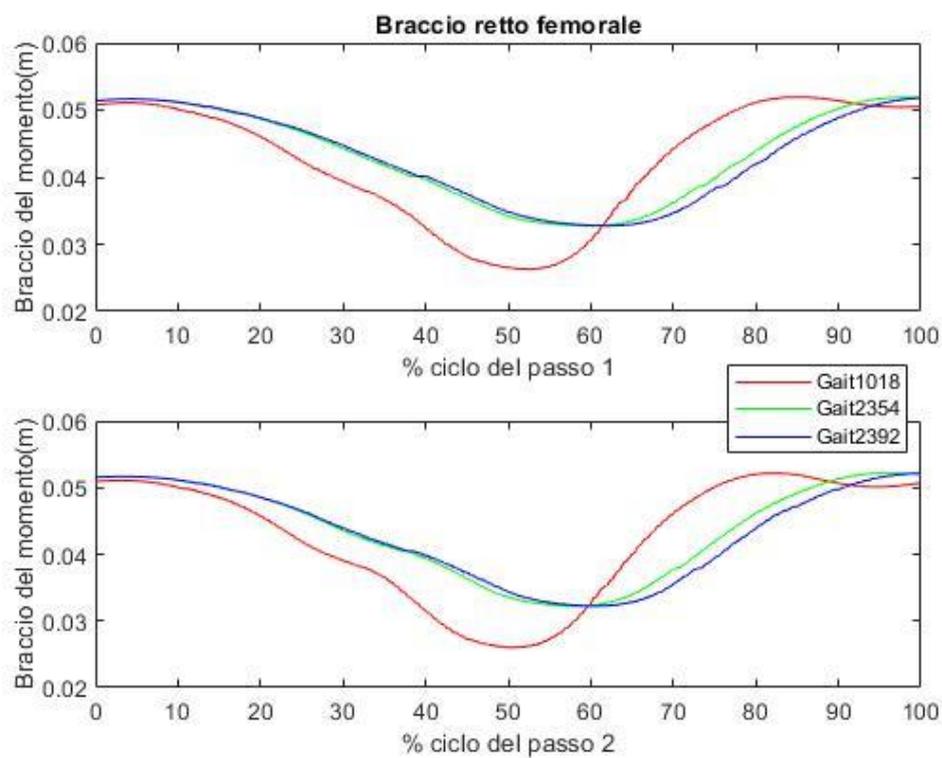


FIGURA 84 BRACCIO DEL MOMENTO RETTO FEMORALE PER L'ARTO SINISTRO

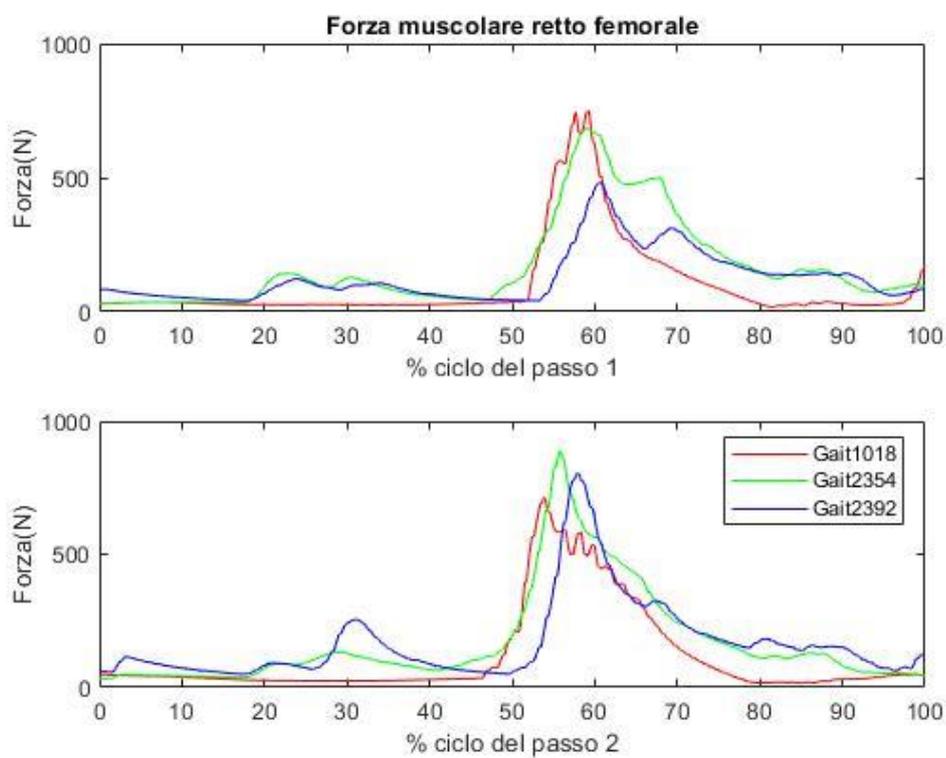


FIGURA 85 FORZA ESERCITATA DAL RETTO FEMORALE PER L'ARTO SINISTRO

## Capitolo 5 SIMULAZIONE CON DATI SPERIMENTALI RILEVATI IN LABORATORIO DELLA DEAMBULAZIONE

### 5.1 Dati sperimentali

I dati sperimentali sono stati prelevati su un soggetto in laboratorio di analisi del cammino ed elaborati con il sistema VICON. Una volta strumentato il soggetto di tutti i marker e sensori, si svolge una prima acquisizione in fase di standing (soggetto in posizione statica), per avere informazioni sull'antropometria del soggetto. Viene richiesto al paziente di mantenere la posizione ortostatica su due pedane sensorizzate per un tempo variabile tra i 5 e i 10 secondi. Durante le prove di walking, soggetto viene chiesto di camminare ad una velocità scelta a piacere sulla passerella. Acquisiti i dati nel laboratorio relativi al caso di studio, è stato possibile effettuare l'analisi del cammino sul soggetto in esame. I dati così ottenuti sono in formato .c3d.

Il formato C3D è un formato di file binario di pubblico dominio che è stato utilizzato nei laboratori di Biomeccanica e Analisi del cammino per registrare dati 3D e analogici sincronizzati a partire dalla metà degli anni '80. È supportato da tutti i principali produttori di sistemi 3D Motion Capture e da altre aziende nei settori della biomeccanica, del motion capture e dell'animazione.

Ho utilizzato il programma VBC3DEditor per aprire i file .c3d e leggerne il contenuto. Una volta caricato il file .c3d, è possibile selezionare una delle voci presenti nella figura sottostante e ottenere informazioni sul soggetto, sui marker, sugli angoli articolari.

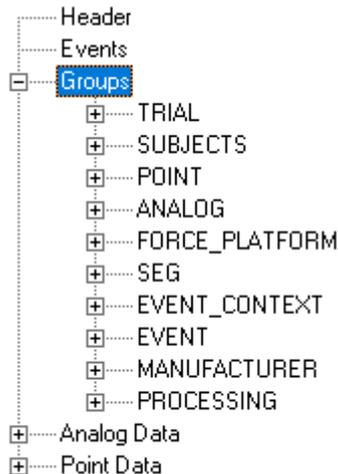


FIGURA 86 SCHERMATA PRINCIPALE VBC3DEditor

Selezionando 'Point Data' visualizzo le posizioni dei marker, gli angoli articolari relativi al file c3d aperto in precedenza. Spesso il sistema di riferimento usato in laboratorio, non coincide con quello del modello sul software Opensim. Per questo occorre, durante il passaggio spiegato di seguito, fare attenzione ai sistemi di riferimento.

## Letture dati sperimentali in Matlab

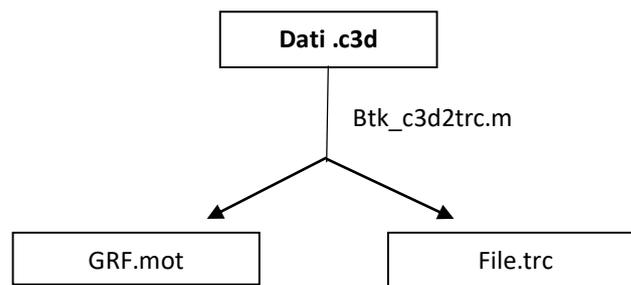
Per poter leggere un dato in formato .c3d in Matlab è necessario scaricare C3D.zip (dal sito <https://www.c3dserver.com/>) e aggiungerla come directory in MATLAB. In questo modo avremo a disposizione tutte le funzioni utilizzate per attivare e utilizzare Motion Lab Systems (MLS) C3Dserver come oggetto COM in MATLAB. Ciò consente l'accesso a tutte le funzioni all'interno di C3Dserver.

In particolare i passi da seguire sono i seguenti:

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

XYZPOS Restituisce una struttura contenente tutti i dati delle traiettorie dei marker (mm) e i valori degli angoli articolari (gradi).

## 5.2 Elaborazione dati



L'elaborazione dei dati in formato c3d, rilevati su pazienti in laboratorio di analisi della deambulazione, prevede l'utilizzo di uno Script Matlab (Btk\_c3dtrc.m), il quale permette di passare dal formato c3d ai formati .mot e .trc necessari per poter eseguire una simulazione sul software Opensim.

A seconda dei dati c3d selezionati, è possibile ottenere file in uscita .mot e .trc differenti:

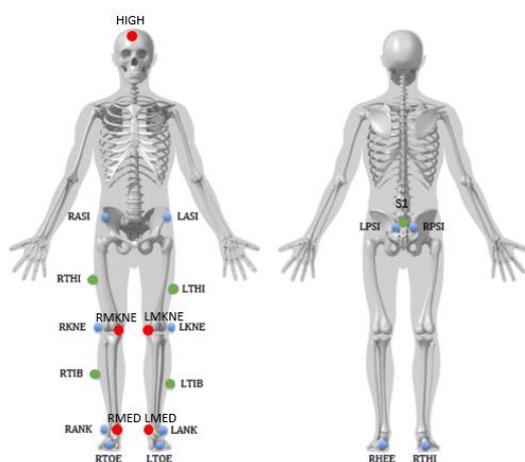
- Dati c3d rilevati sul soggetto in posizione statica (standing) permettono di ottenere un file .trc che contiene le posizioni dei marker del soggetto in esame, necessarie ad eseguire il Tool Scale su Opensim, in modo che le posizioni dei marker virtuali sul modello siano il più vicino possibile alle posizioni dei marker sperimentali posti sul soggetto in esame nel laboratorio.
- Dati c3d rilevati sul soggetto mentre esegue un movimento (walking) in un determinato tempo, vengono elaborati per ottenere un file .trc, che contiene le traiettorie temporali di ogni marker posto sul soggetto, necessario per eseguire il Tool di Cinematica Inversa, ed un file .mot che invece corrisponde alle forze di reazione al suolo, che servirà per eseguire il Tool di Dinamica Inversa.

### 5.3 Caso di studio

Tra i vari pazienti del reparto, è stato scelto un soggetto maschio, di massa pari a 77 kg e alto 1.61 m. Nel caso in esame, i marker sono stati posizionati sul soggetto seguendo il protocollo PlugInGait per l'estremità inferiore del corpo come mostrato nella figura sottostante.

Il set di marker per la modellazione della parte inferiore del corpo con il protocollo Plug-in-Gait include marker per la pelvi e gli arti inferiori.

I marker RTHI, LTHI, RTIB, LTIB sono marker a bacchetta (pallini verdi), inoltre nel modello sono stati aggiunti i seguenti marker: RMED, LMED, RMKNE, LMKNE, S1, HIGH, evidenziati in figura tramite pallini rossi.



**FIGURA 87 PROTOCOLLO PLUGINGAIT. I PALLINI ROSSI SONO I MARKER AGGIUNTI SUL MODELLO**

#### Posizionamento dei marker

I seguenti marker sono posizionati sulla pelvi del paziente:

ETICHETTA MARKER	DEFINIZIONE	POSIZIONAMENTO
SACR	Sacro	Sulla pelle a metà strada tra le spine iliache superiore e posteriore (PSIS) e posizionato per giacere nel piano formato dai Punti ASIS e PSIS.
LASI\RASI	ASIS sinistra\destra	Spina iliaca superiore anteriore sinistra\destra
LPSI\RPSI	PSIS sinistra\destra	Spina iliaca superiore posteriore sinistra\destra (immediatamente sotto le articolazioni sacro-iliache, nel punto in cui la spina dorsale si unisce al bacino)

I seguenti marker, invece, sono posizionati su ciascuno degli arti inferiori del paziente.

LTHI\RTHI	Coscia sinistra\destra	A 1/3 della superficie laterale inferiore della coscia sinistra\destra
LKNE\RKNE	Ginocchio sinistro\destro	Sull'asse di flessione-estensione del ginocchio sinistro\destro
LTIB\RTIB	Tibia sinistra\destra	Ad 1/3 della superficie inferiore dello stinco sinistro\destro
LANK\RANK	Caviglia sinistra\destra	Sul malleolo laterale lungo una linea immaginaria che passa attraverso l'asse transmalleolare
LHEE\RHEE	Calcagno sinistro\destro	Sul calcagno alla stessa altezza sopra la superficie plantare del piede
LTOE\RTOE	Dito del piede sinistro\destro	Sopra la seconda testa metatarsale

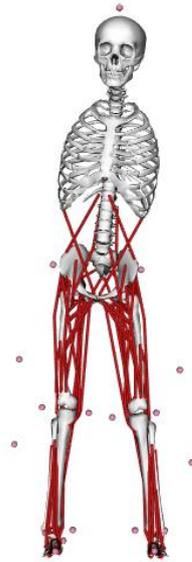
#### 5.4 Caratterizzazione del modello scelto con i marker e simulazione del movimento del soggetto in esame

Tra i tre modelli degli arti inferiori, è stato scelto il modello Gait2392. Una volta caricato il modello in Opensim, vengono posizionati i marker virtuali, i quali dovranno avere lo stesso nome dei marker sperimentali del soggetto in esame (vedi figura sottostante).



**FIGURA 88 MODELLO GAIT2392 CON MARKER**

Per adattare il modello alle misure del soggetto, eseguo lo Scaling, andando ad utilizzare il file .trc ottenuto per una prova statica del soggetto nel laboratorio. In questo modo le differenze tra le posizioni dei marker virtuali del modello e i marker sperimentali del soggetto saranno ridotte al minimo. Alla fine dello Scaling il modello assumerà una postura simile a quella del soggetto fermo.



**FIGURA 89 A) SOGGETTO IN LABORATORIO DI ANALISI DEL CAMMINO B) MODELLO GAIT2392 DOPO LO SCALING**

Successivamente procedo con la Cinematica inversa, in cui sarà necessario il file .trc contenente le traiettorie dei marker e ottenuto durante una prova di cammino del soggetto. Il modello, alla fine dell'esecuzione della Cinematica inversa, simulerà il movimento del soggetto di quella specifica prova dinamica.

## 5.5 Risultati

L'analisi dei dati ottenuti dalla cinematica inversa è stata incentrata sugli andamenti di maggiore rilevanza clinica. Nelle figure che seguono gli andamenti cinematici del Vicon sono confrontati con quelli generati con OpenSim 3.3. Come si può notare gli andamenti prodotti da OpenSim sono rappresentati da una linea continua rossa, mentre con una linea blu sono stati rappresentati gli andamenti generati con il Vicon.

Riporto i risultati per due prove dello stesso soggetto descritto sopra, sia per l'arto destro che per il sinistro:

### Prova 1

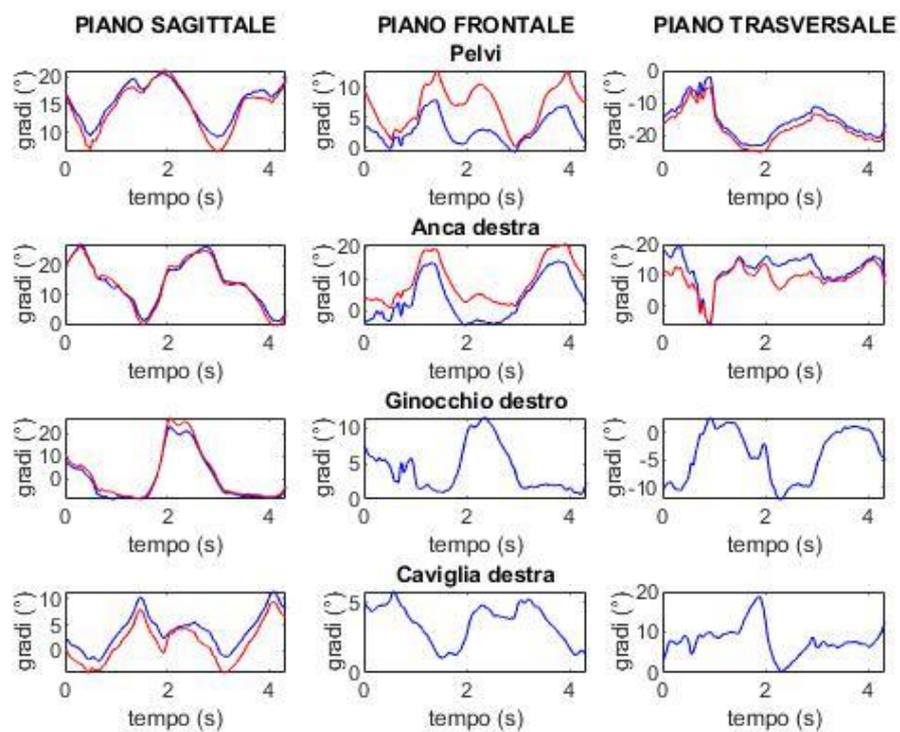


FIGURA 90 GRAFICI CINEMATICA PER L'ARTO DESTRO. (BLU=VICON; ROSSO=OPENSIM)

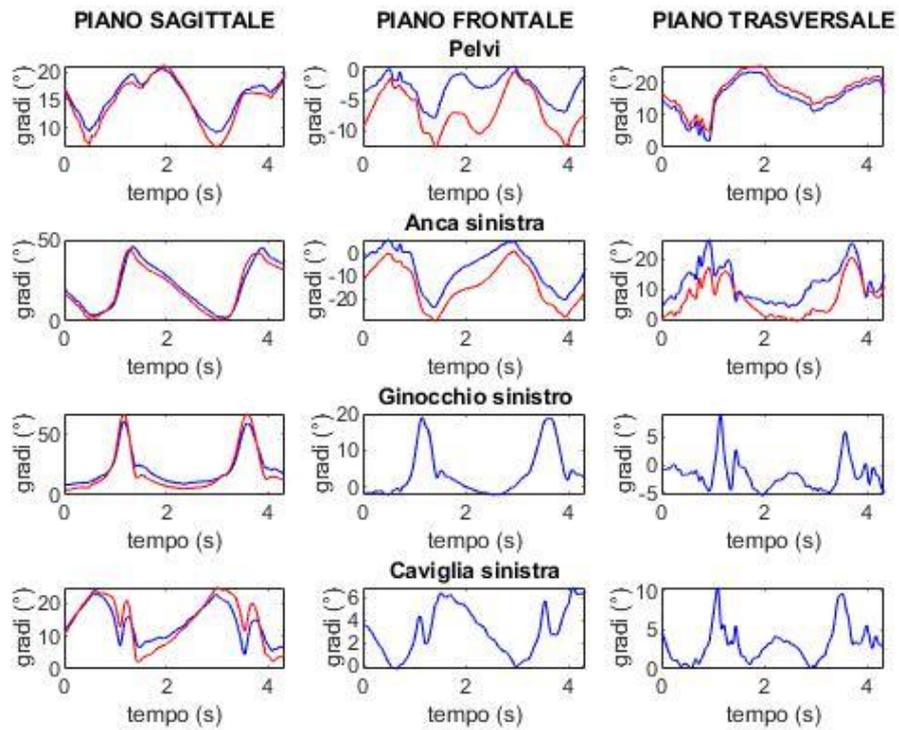


FIGURA 91 GRAFICI CINEMATICA PER L'ARTO SINISTRO. (BLU=VICON; ROSSO=OPENSIM)

Prova 2:

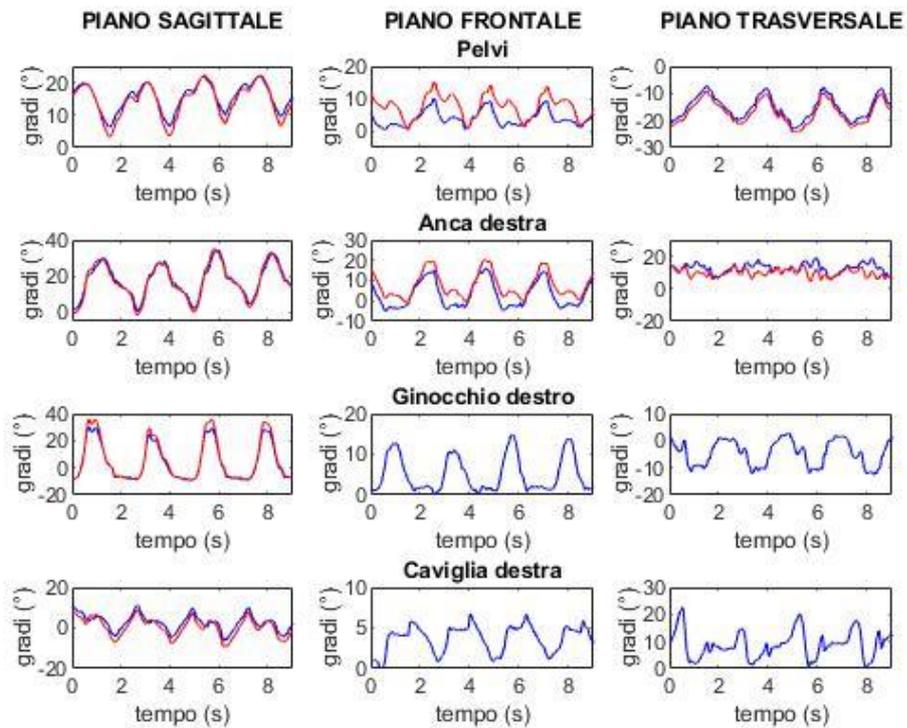


FIGURA 92 GRAFICI CINEMATICA PER L'ARTO DESTRO. PROVA 2 (BLU=VICON; ROSSO=OPENSIM)

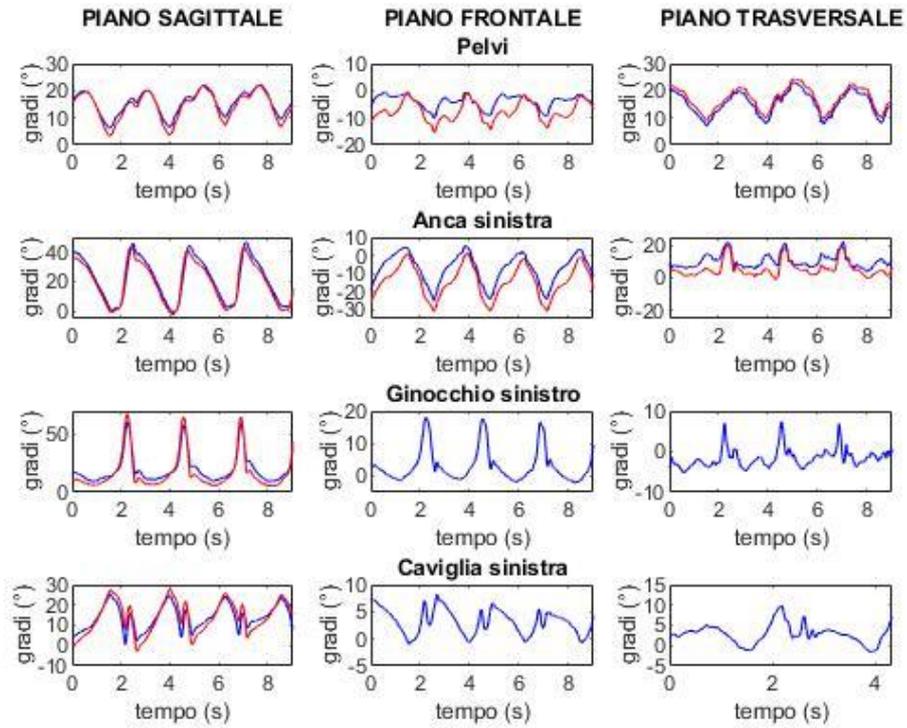


FIGURA 93 GRAFICI CINEMATICA PER L'ARTO SINISTRO. PROVA 2 (BLU=VICON; ROSSO=OPENSIM)

Si nota che per il ginocchio e la caviglia, non è possibile effettuare un confronto nel piano frontale e trasversale tra gli output cinematici. Ciò è dovuto al fatto che nel modello muscoloscheletrico, è consentito un solo grado di libertà al ginocchio e alla caviglia, che è quello di flesso-estensione.

Di seguito riporterò i grafici della prova 1 duplicati, partendo dai grafici relativi al piano sagittale, seguiti da quelli relativi al al piano frontale ed infine al piano trasversale.

- Grafici Prova 1 Piano sagittale

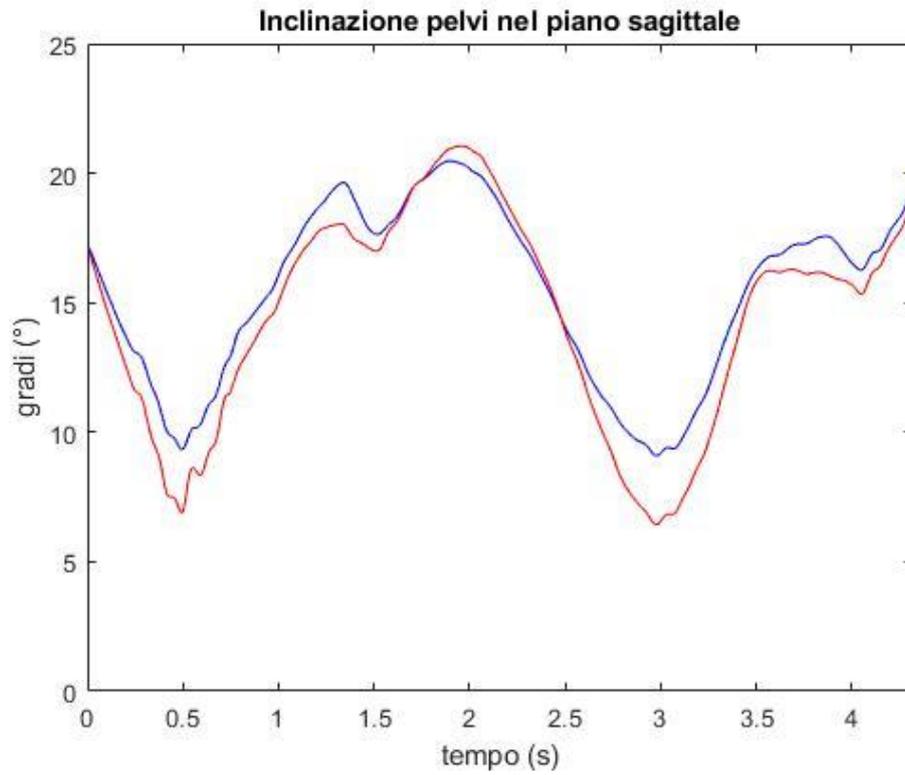


FIGURA 94 INCLINAZIONE PELVI NEL PIANO SAGITTALE (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

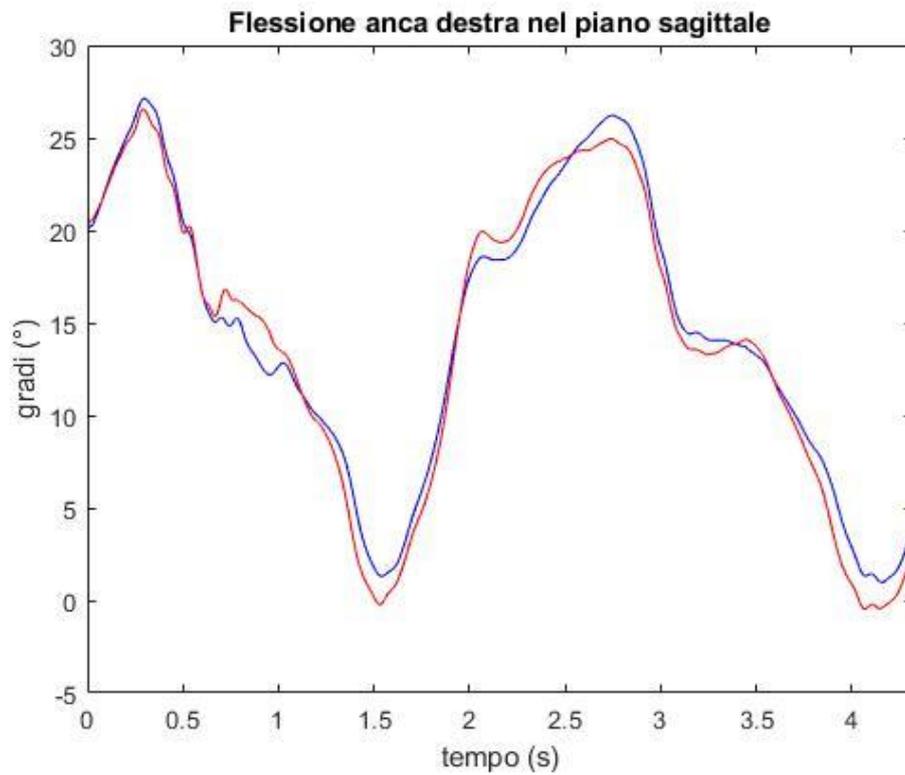


FIGURA 95 FLESSIONE ANCA DESTRA NEL PIANO SAGITTALE (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

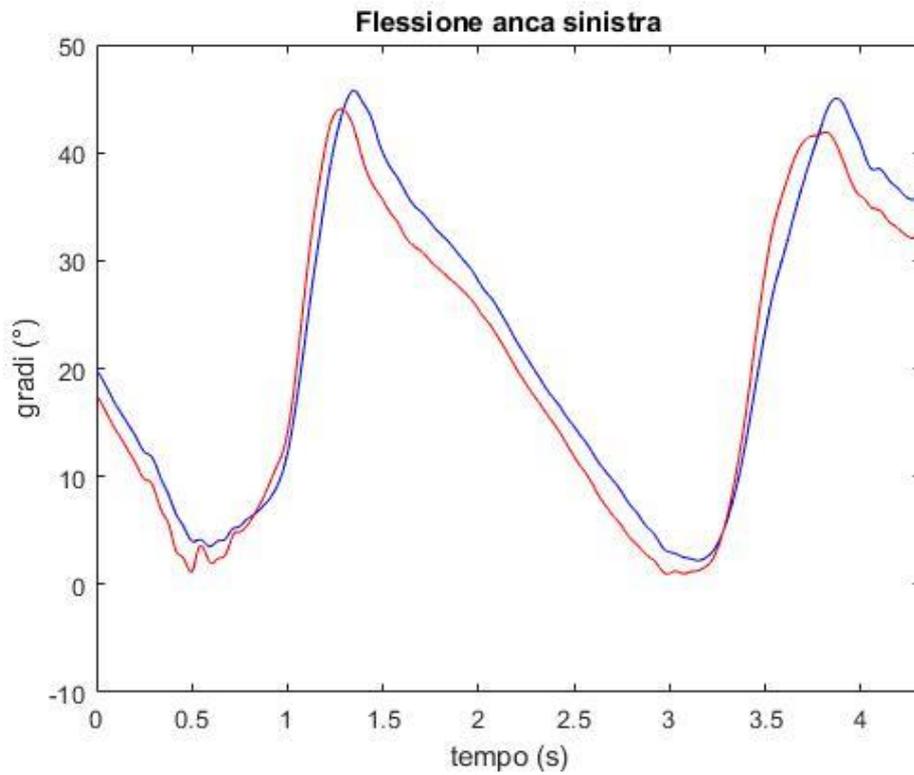


FIGURA 96 FLESSIONE ANCA SINISTRA NEL PIANO SAGITTALE (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

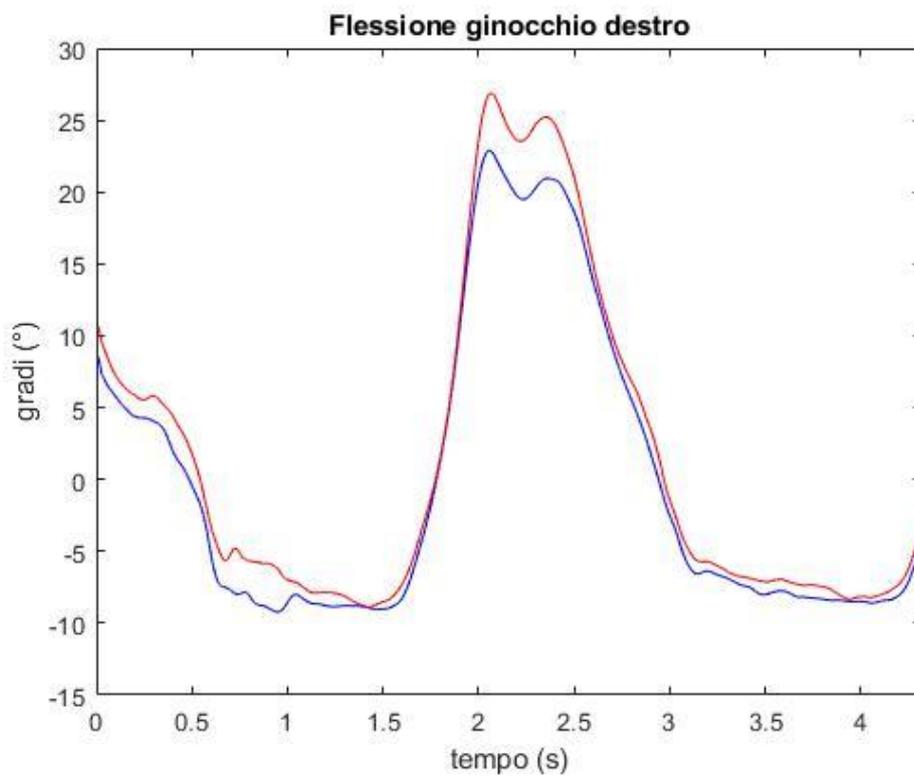


FIGURA 97 FLESSIONE GINOCCHIO DESTRO NEL PIANO SAGITTALE (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

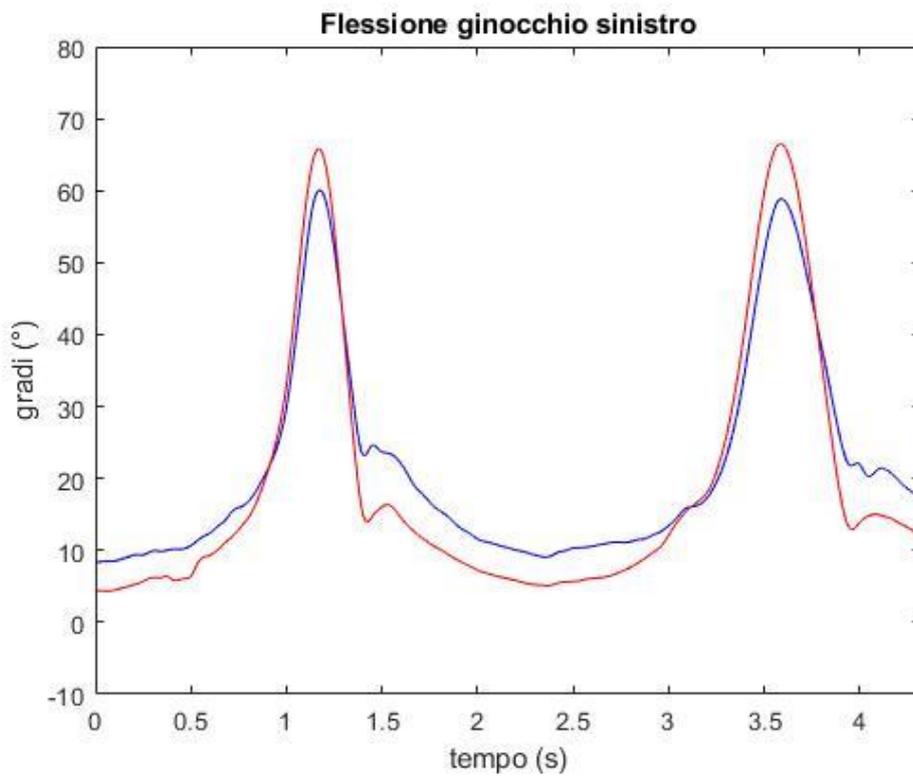


FIGURA 98 FLESSIONE GINOCCHIO SINISTRO NEL PIANO SAGITTALE (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

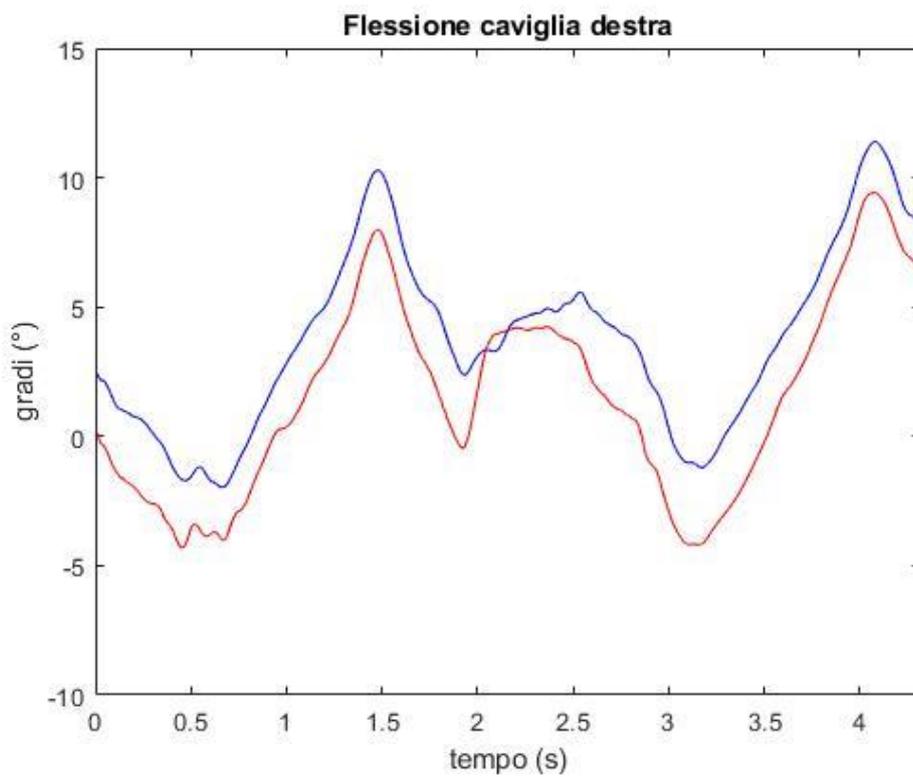


FIGURA 99 FLESSIONE CAVIGLIA DESTRA NEL PIANO SAGITTALE (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

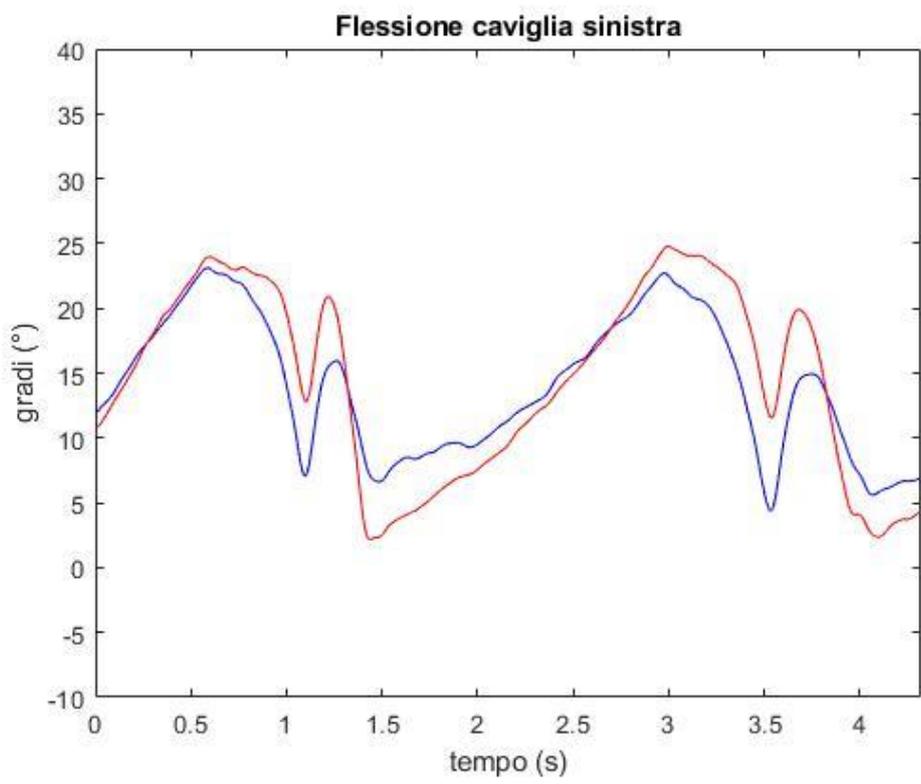


FIGURA 100 FLESSIONE CAVIGLIA SINISTRA NEL PIANO SAGITTALE (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

- Grafici prova 1 Piano frontale

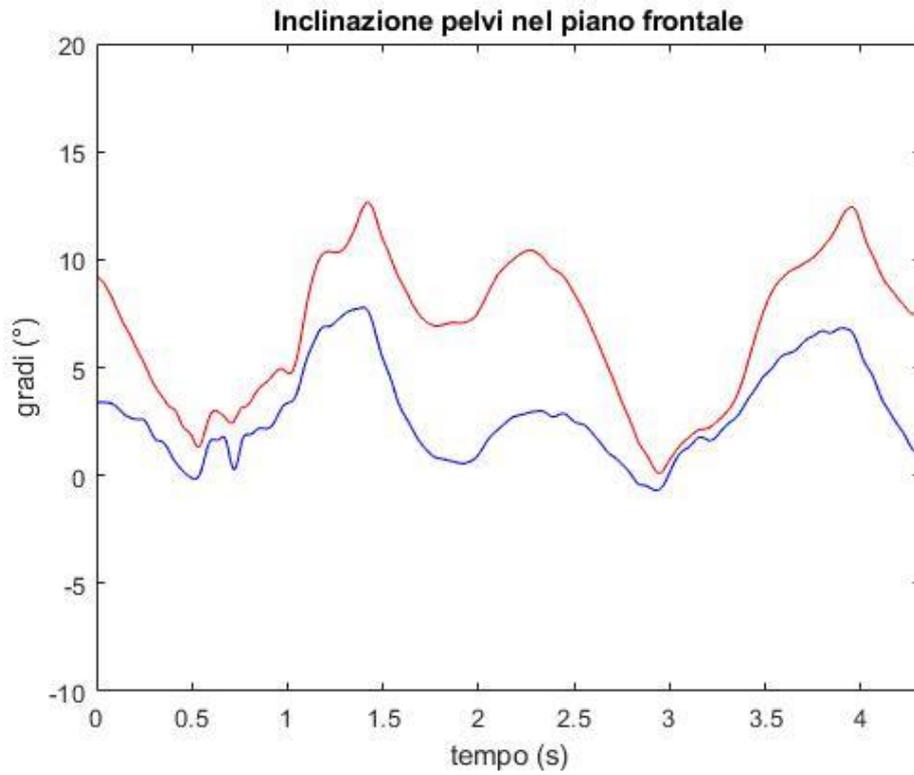


FIGURA 101 INCLINAZIONE PELVI NEL PIANO FRONTALE (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

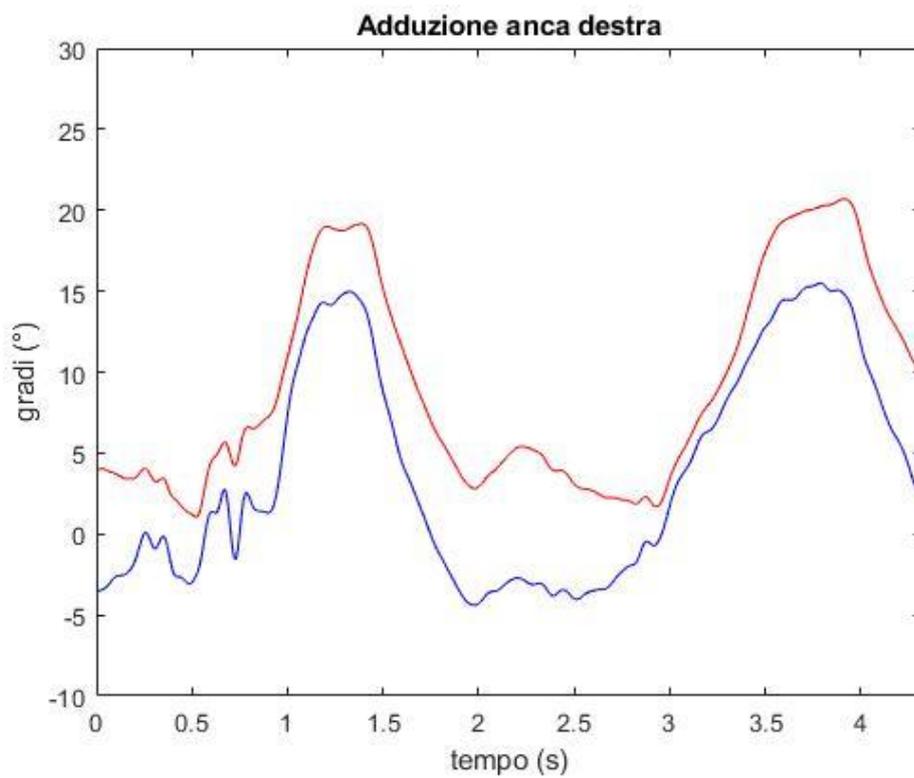


FIGURA 102 ADDUZIONE ANCA DESTRA (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

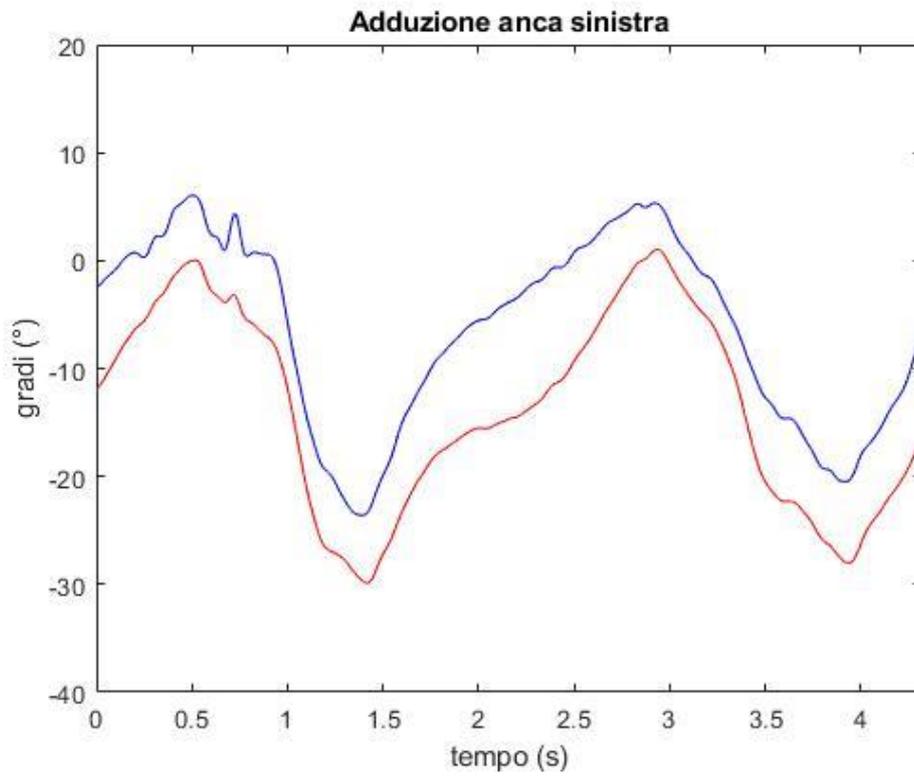


FIGURA 103 ADDUZIONE ANCA SINISTRA (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

- Grafici prova 1 Piano trasversale

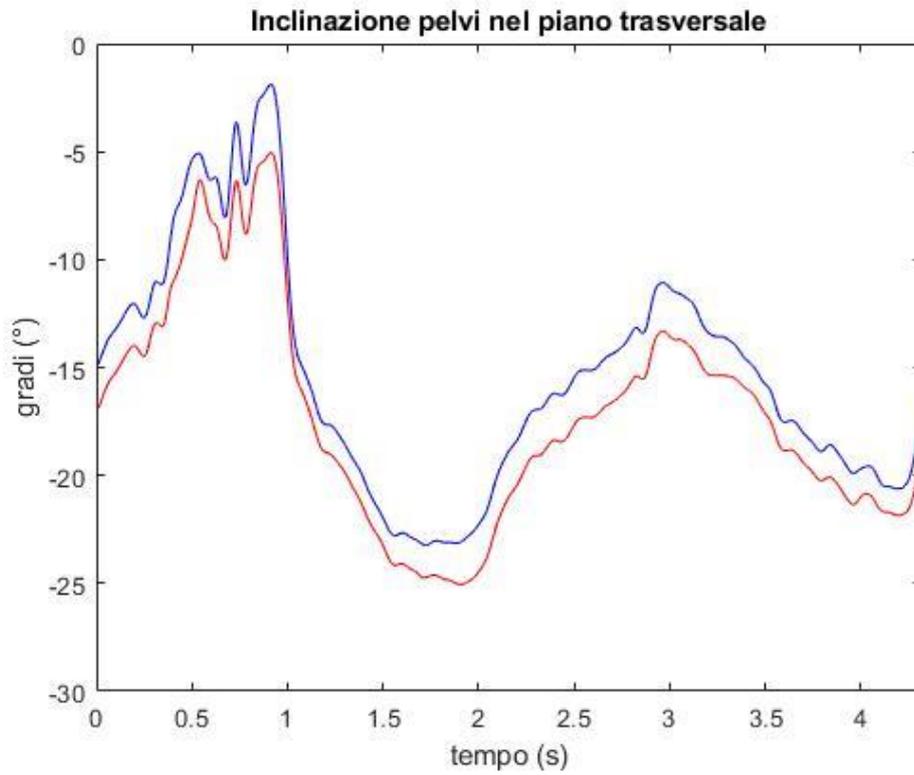


FIGURA 104 INCLINAZIONE PELVI NEL PIANO TRASVERSALE (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

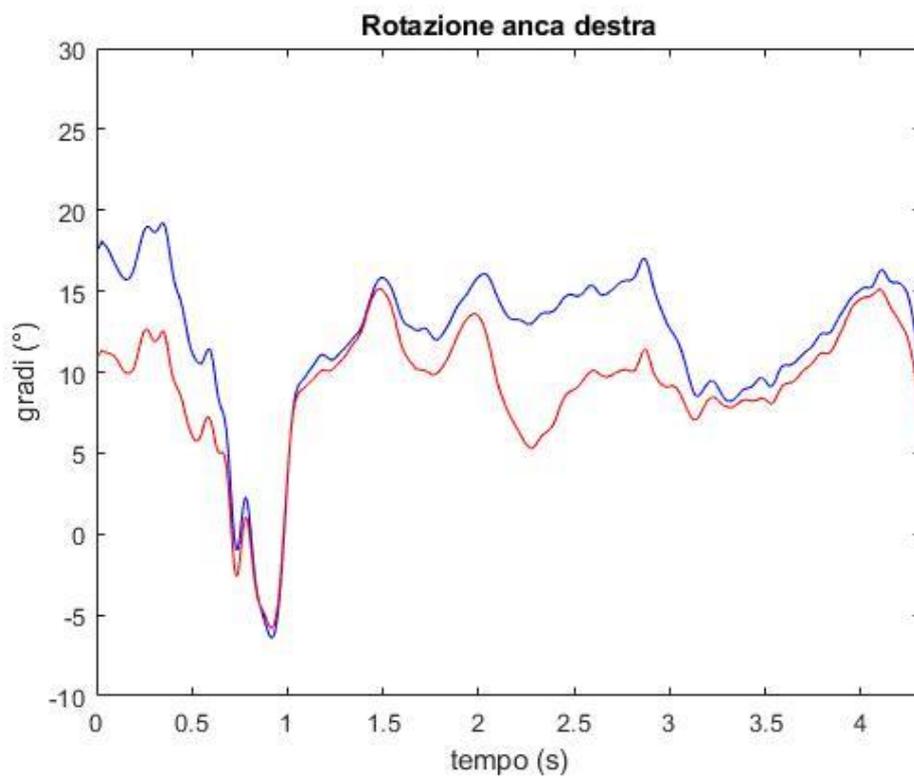


FIGURA 105 ROTAZIONE ANCA DESTRA (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

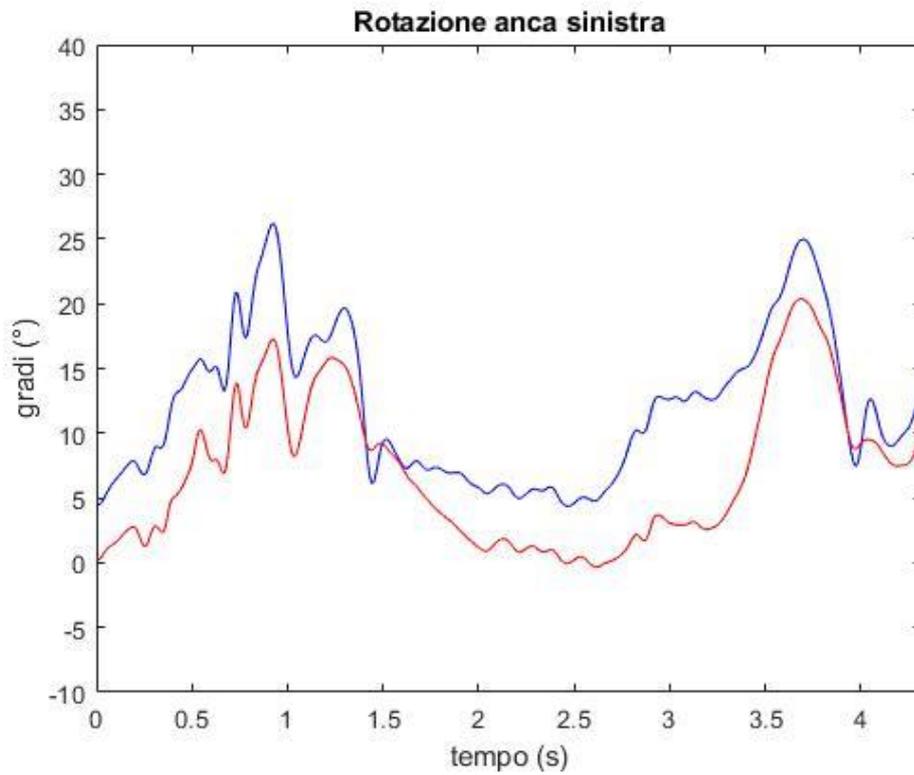


FIGURA 106 ROTAZIONE ANCA SINISTRA (ROSSO=OPENSIM, BLU=VICON)

Di seguito riporto le Tabelle dei Range of Movement per la prova 1:

Angoli Articolari nel piano sagittale	ROM VICON	ROM OPENSIM	DIFFERENZE VICON-OPENSIM
Pelvi	11.4°	14.6°	3.2°
Anca destra	26.1°	27°	0.9°
Anca sinistra	43.6°	43.1°	0.5°
Ginocchio destro	32.1°	35.7°	3.6°
Ginocchio sinistro	51.7°	62.1°	10.4°
Caviglia destra	13.4°	13.7°	0.3°
Caviglia sinistra	18.7°	22.6°	3.9°

TABELLA 3 VALORI ROM PER IL VICON E PER OPENSIM NEL PIANO SAGITTALE RELATIVI ALLA PROVA 1

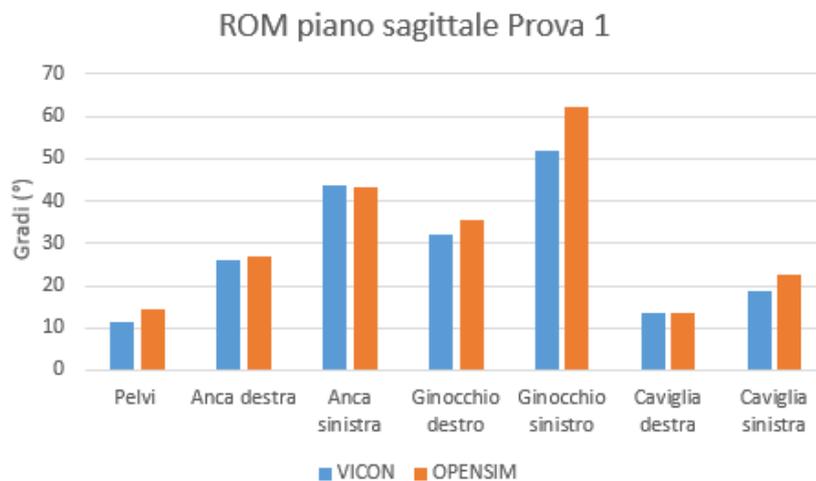


FIGURA 107 ISTOGRAMMA ROM NEL PIANO SAGITTALE

Angoli Articolari nel piano frontale	ROM VICON	ROM OPENSIM	DIFFERENZE VICON-OPENSIM
Pelvi	8.5°	12.5°	4°
Anca destra	19.9°	19.6°	0.3°
Anca sinistra	29.6°	30.9°	1.3°

TABELLA 4 VALORI ROM PER IL VICON E PER OPENSIM NEL PIANO FRONTALE RELATIVI ALLA PROVA 1

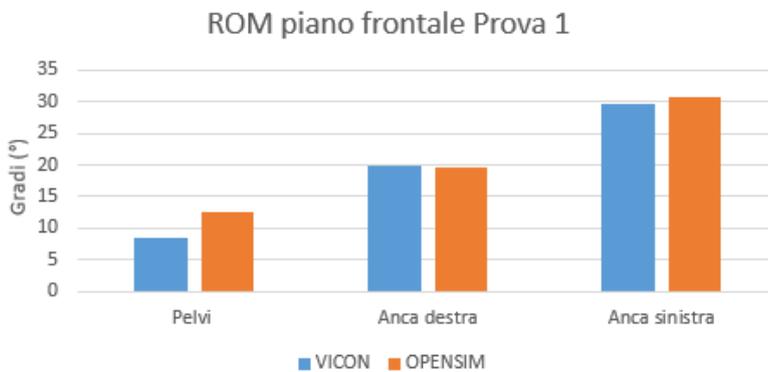


FIGURA 108 ISTOGRAMMA ROM NEL PIANO FRONTALE

Angoli Articolari nel piano trasversale	ROM VICON	ROM OPENSIM	DIFFERENZE VICON-OPENSIM
Pelvi	21.4°	20°	1.4°
Anca destra	25.6°	20.9°	4.7°
Anca sinistra	21.8°	20.7°	1.1°

TABELLA 5 VALORI ROM PER IL VICON E PER OPENSIM NEL PIANO TRASVERSALE RELATIVI ALLA PROVA 1

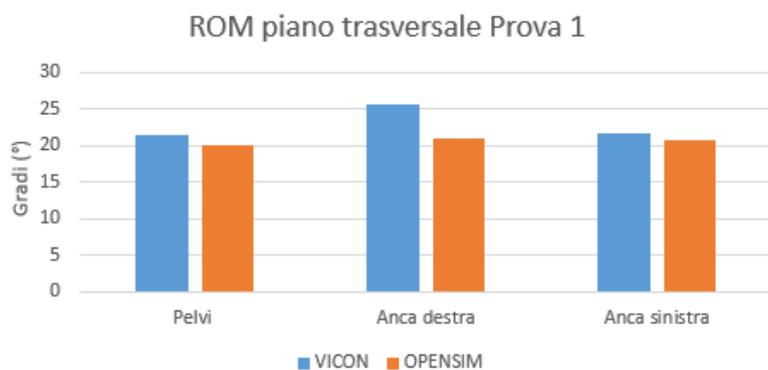


FIGURA 109 ISTOGRAMMA ROM NEL PIANO TRASVERSALE

Valori ROM per la prova 2:

Angoli Articolari nel piano sagittale	ROM VICON	ROM OPENSIM	DIFFERENZE VICON-OPENSIM
Pelvi	15.7°	18.9°	3.2°
Anca destra	33.7°	36.8°	3.1°
Anca sinistra	47.6°	46.3°	1.3°
Ginocchio destro	39.2°	44.9°	5.7°
Ginocchio sinistro	50.9°	61.9°	11°
Caviglia destra	17.4°	18°	1.4°
Caviglia sinistra	24.7°	30.6°	5.9°

TABELLA 6 VALORI ROM PER IL VICON E PER OPENSIM NEL PIANO SAGITTALE RELATIVI ALLA PROVA 2

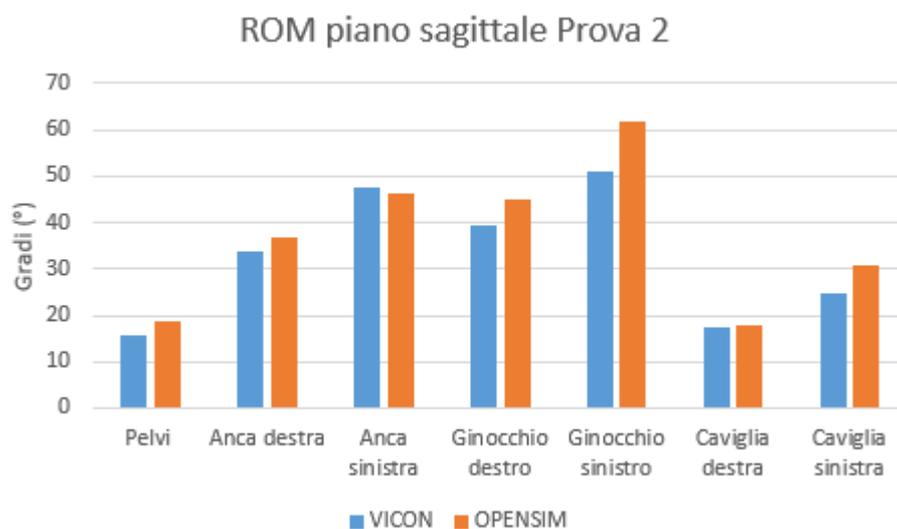


FIGURA 110 ISTOGRAMMA ROM NEL PIANO SAGITTALE PROVA 2

Angoli Articolari nel piano frontale	ROM VICON	ROM OPENSIM	DIFFERENZE VICON-OPENSIM
Pelvi	9.7°	14.9°	5.2°
Anca destra	20.8°	21°	0.2°
Anca sinistra	30.2°	31.9°	1.7°

TABELLA 7 VALORI ROM PER IL VICON E PER OPENSIM NEL PIANO FRONTALE RELATIVI ALLA PROVA 2

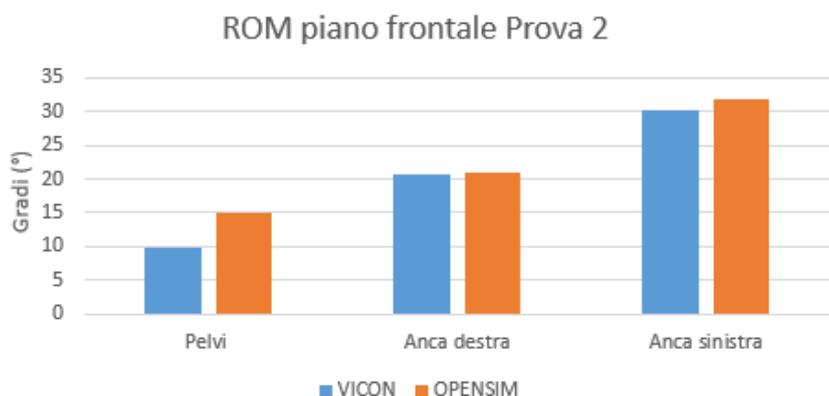


FIGURA 111 ISTOGRAMMA ROM NEL PIANO FRONTALE PROVA 2

Angoli Articolari nel piano trasversale	ROM VICON	ROM OPENSIM	DIFFERENZE VICON-OPENSIM
Pelvi	15.8°	15.3°	0.5°
Anca destra	13.5°	11°	2.5°
Anca sinistra	18.4°	21.2°	2.8°

TABELLA 8 VALORI ROM PER IL VICON E PER OPENSIM NEL PIANO TRASVERSALE RELATIVI ALLA PROVA 2

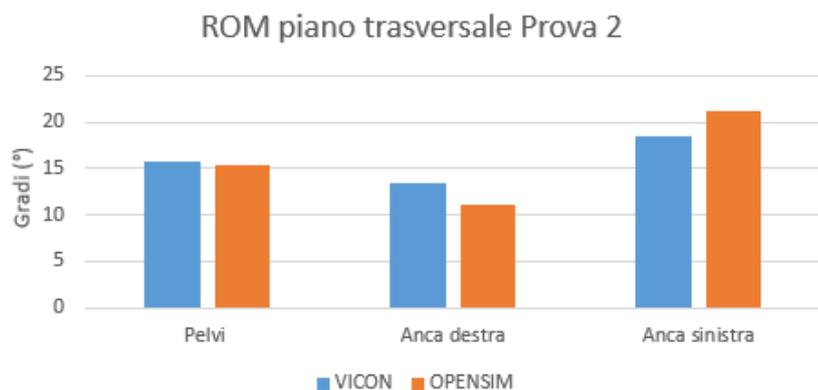


FIGURA 112 ISTOGRAMMA ROM NEL PIANO TRASVERSALE PROVA 2

Risultati dinamica:

Per quanto riguarda i risultati della dinamica, le forze di reazione al suolo, riferite alle due prove delle quali ho riportato i dati cinematici, non risultano attendibili e perciò non è possibile effettuare un confronto tra gli andamenti del Vicon e quelli in Opensim. Riporterò degli esempi di risultati dinamici riferiti ad un altro soggetto analizzato: una donna di massa pari a 50Kg e altezza 1.67m.



FIGURA 113 A) SOGGETTO IN LABORATORIO DI ANALISI DEL CAMMINO B) MODELLO GAIT2392 DOPO LO SCALING

I marker sono stati posizionati sul soggetto come nel caso precedente, secondo il protocollo PluginGait e sono stati eseguiti gli stessi passaggi di Scaling del modello muscoloscheletrico ed esecuzione del Tool di Cinematica e Dinamica Inversa.

-risultati Cinematici

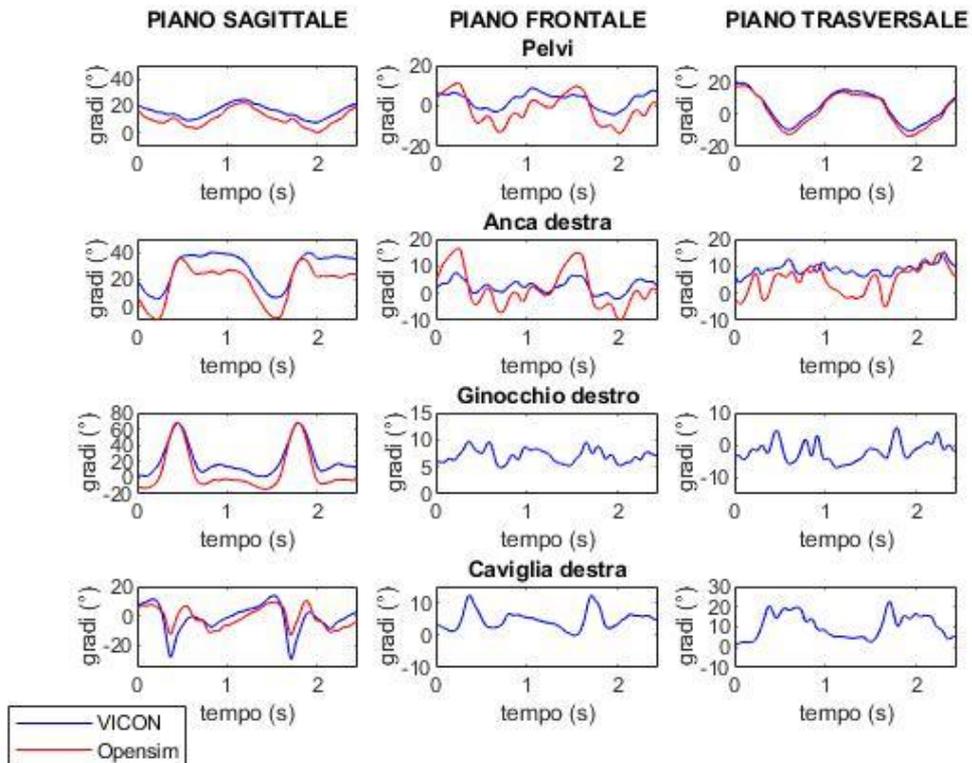


FIGURA 114 GRAFICI CINEMATICA PER L'ARTO DESTRO. (BLU=VICON, ROSSO=OPENSIM)

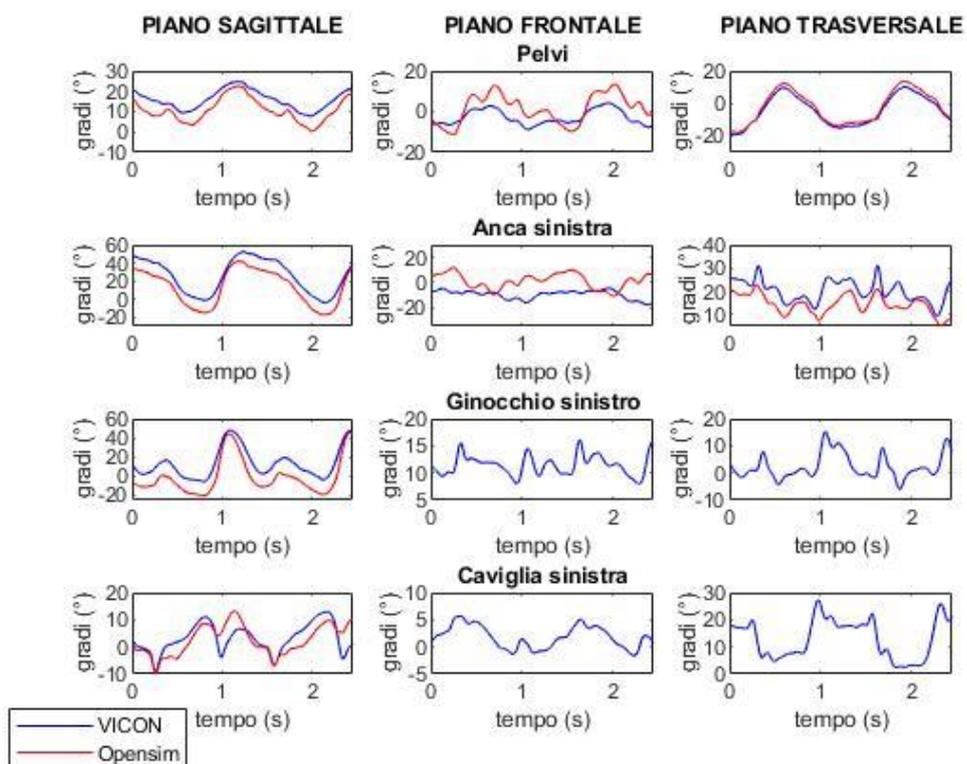


FIGURA 115 GRAFICI CINEMATICA PER L'ARTO SINISTRO. (BLU=VICON, ROSSO=OPENSIM)

Gli output di dinamica in uscita dal Vicon sono in Nmm, per cui è stata necessaria una conversione da Nmm a Nm per rispettare le unità di misura utilizzate in Opensim.

Nella figura seguente riporto le forze di reazione al suolo riferite a quest'ultimo soggetto in esame, in cui la curva in blu è riferita all'arto destro mentre quello in rosso all'arto sinistro.

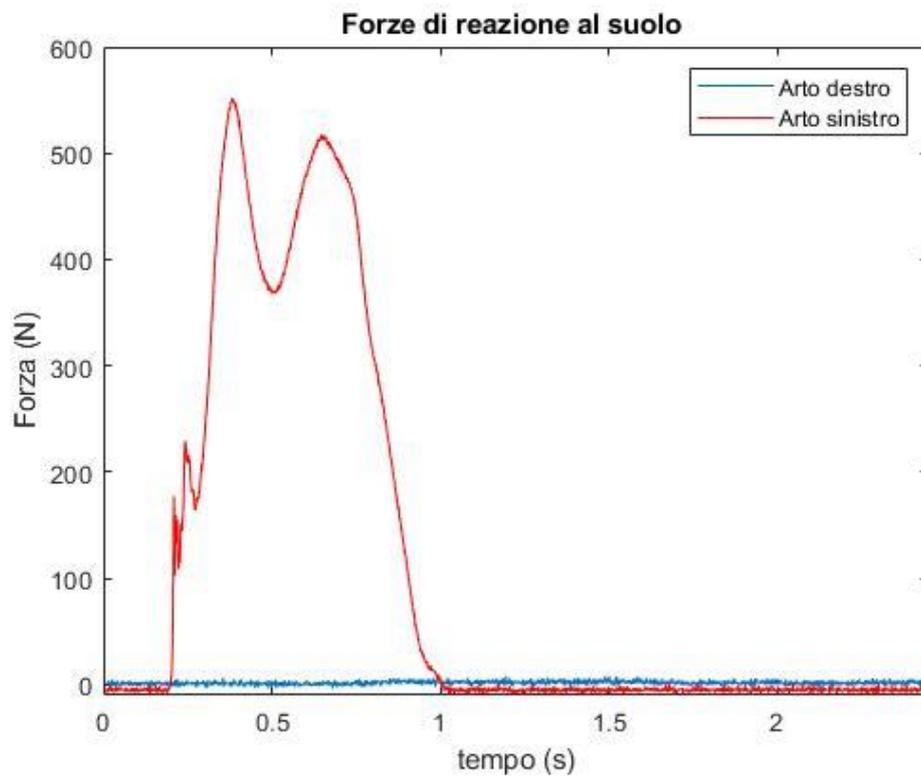


FIGURA 116 FORZE DI REAZIONE AL SUOLO IN OPENSIM PER 'ARTO DESTRO (BLU) E PER L'ARTO SINISTRO (ROSSO)

Le Forze di reazione al suolo sono state acquisite correttamente solo per l'arto sinistro, di seguito riporterò il confronto delle le Forze di reazione al suolo, lungo x,y,z, tra Opensim e il Vicon

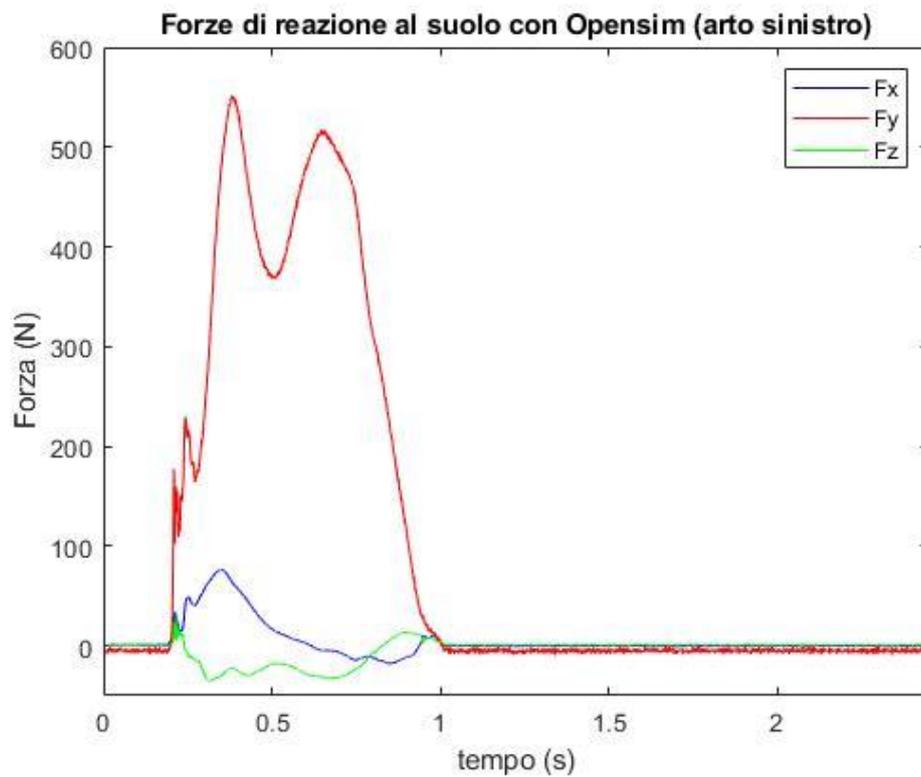


FIGURA 117 FORZE DI REAZIONE AL SUOLO NELLE TRE DIREZIONI X,Y,Z IN OPENSIM

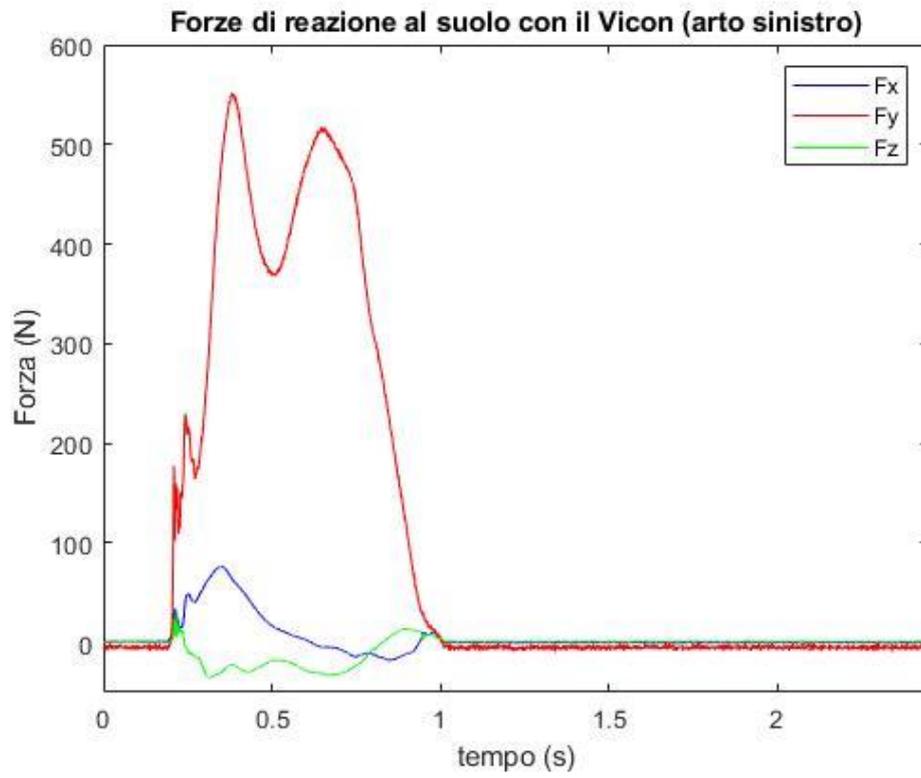


FIGURA 118 FORZE DI REAZIONE AL SUOLO NELLE TRE DIREZIONI X,Y,Z CON IL VICON

Notiamo come le forze di reazione al suolo di Opensim siano uguali a quelle del Vicon, quindi è possibile procedere con la Dinamica inversa e confrontare i risultati tra il Vicon ed Opensim.

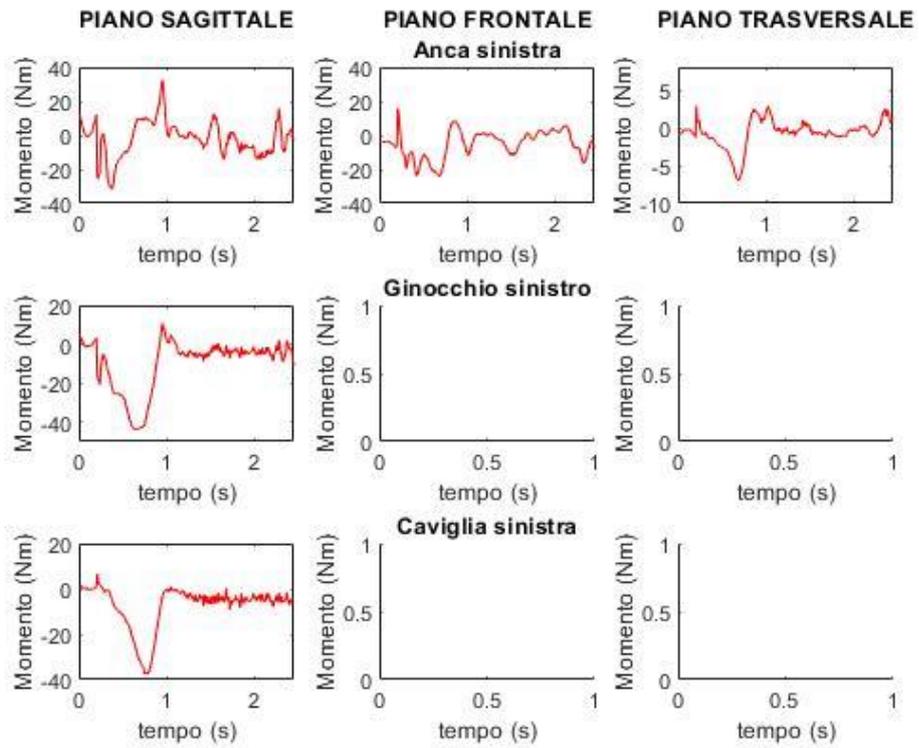


FIGURA 119 GRAFICI DINAMICA OTTENUTI CON OPENSIM

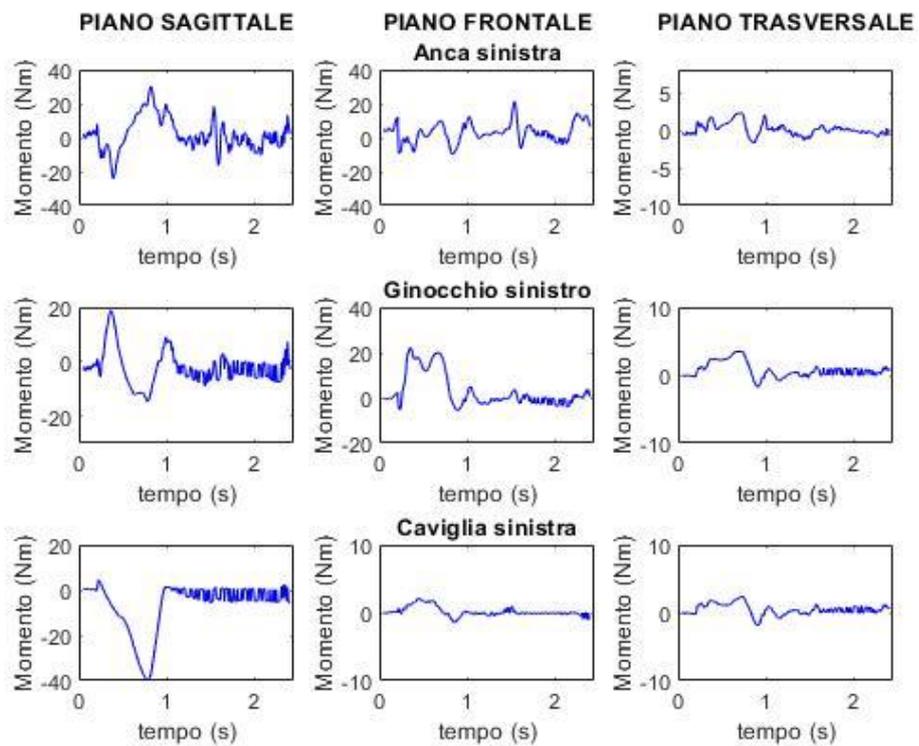


FIGURA 120 GRAFICI DINAMICA OTTENUTI CON IL VICON

I dati relativi ai momenti articolari nel Vicon sono espressi in Nmm e normalizzati per la massa del soggetto in esame, pertanto è stato necessario effettuare una conversione da Nmm a Nm e successivamente i valori sono stati moltiplicati per la massa del soggetto.

Possiamo notare come gli andamenti dei momenti articolari del Vicon possano essere paragonati a quelli in uscita da Opensim.

## Capitolo 6 CONCLUSIONI

Nell'elaborato appena descritto è stato proposto uno studio con il quale si è cercato di riprodurre e analizzare il movimento di un soggetto sotto esame utilizzando un modello muscolo-scheletrico, con l'utilizzo del software multi-body OpenSim 3.3. La particolarità di quanto descritto nei capitoli precedenti, ha visto una prima fase di Scaling durante la quale è stato possibile riportare il modello muscoloscheletrico, utilizzato in Opensim, alle dimensioni del paziente sotto esame, in seguito è stata effettuata una fase che ha permesso di risolvere il problema di cinematica inversa calcolando così gli angoli articolari, successivamente è stata eseguita la dinamica inversa, per calcolare i momenti articolari. Inoltre, è stato confrontato quanto ottenuto in OpenSim3.3 con i dati acquisiti in laboratorio della deambulazione con il sistema Vicon, dello stesso gesto motorio del soggetto in esame. Dal confronto è emerso come il software Opensim sia in grado di compiere un'analisi molto compatibile con i risultati generati dal Vicon, come hanno dimostrato i grafici che riportano il confronto tra i due andamenti. Dagli istogrammi, che riportano i valori del Range of Movement per gli angoli articolari, ottenuti con il Vicon e con Opensim, si possono notare piccole differenze tra i ROM, che arrivano al massimo ad un valore di 11° di differenza tra i due andamenti. I risultati ottenuti hanno evidenziato la possibilità di poter utilizzare OpenSim come valido strumento di simulazione ed ausilio sia in ambito di ricerca che in ambito clinico, apportando le adeguate migliorie conseguenti ad una continua collaborazione tra medici e ingegneri biomedici.

### 6.1 Sviluppi futuri

In vista di un'analisi migliore del movimento, ci sarebbe la possibilità di andare a capire come poter utilizzare e trattare il segnale EMG. Per tale motivo gli sviluppi futuri di tale elaborato saranno incentrati sulla possibilità di utilizzare e caricare in Opensim il segnale EMG acquisito in laboratorio di analisi della deambulazione, e sovrapporlo alle attivazioni muscolari calcolate con il software. Un altro passo in avanti potrebbe essere l'utilizzo di un modello patient-specific, cioè un modello basato su immagini MRI; in cui la pelle, le ossa degli arti inferiori del soggetto e i marker di superficie MRI visibili potrebbero essere segmentati utilizzando Mimics; infine importando le geometrie delle superfici ossee in NMSBuilder si potrebbero creare modelli muscoloscheletrici specifici per Opensim.

APPENDICE  
-Grafici Capitolo 4.3

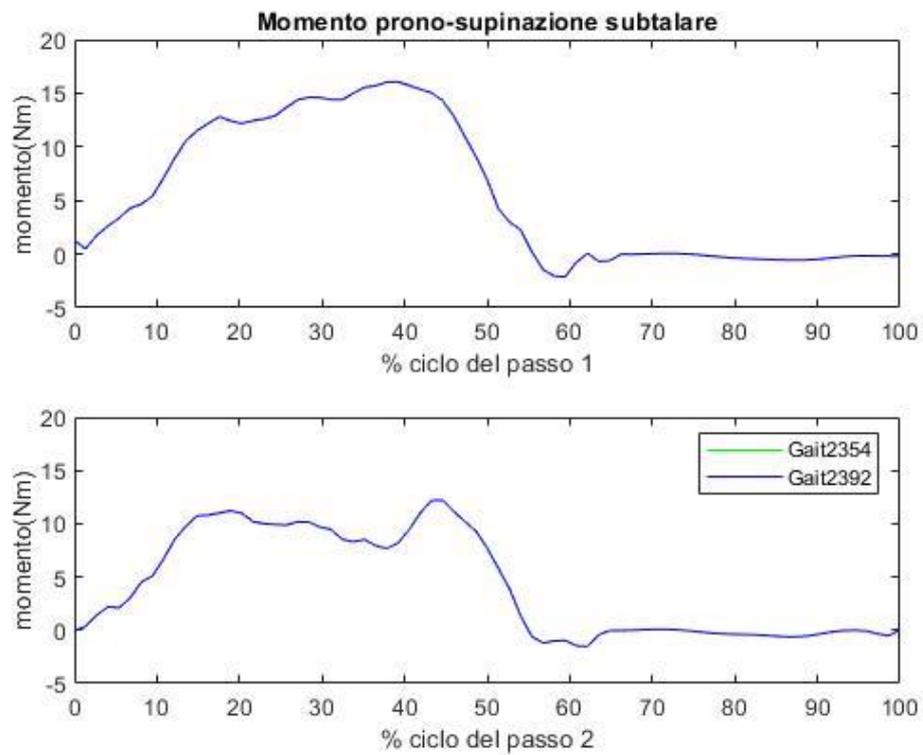


FIGURA 121 MOMENTO PRONO-SUPINAZIONE SUBTALARE

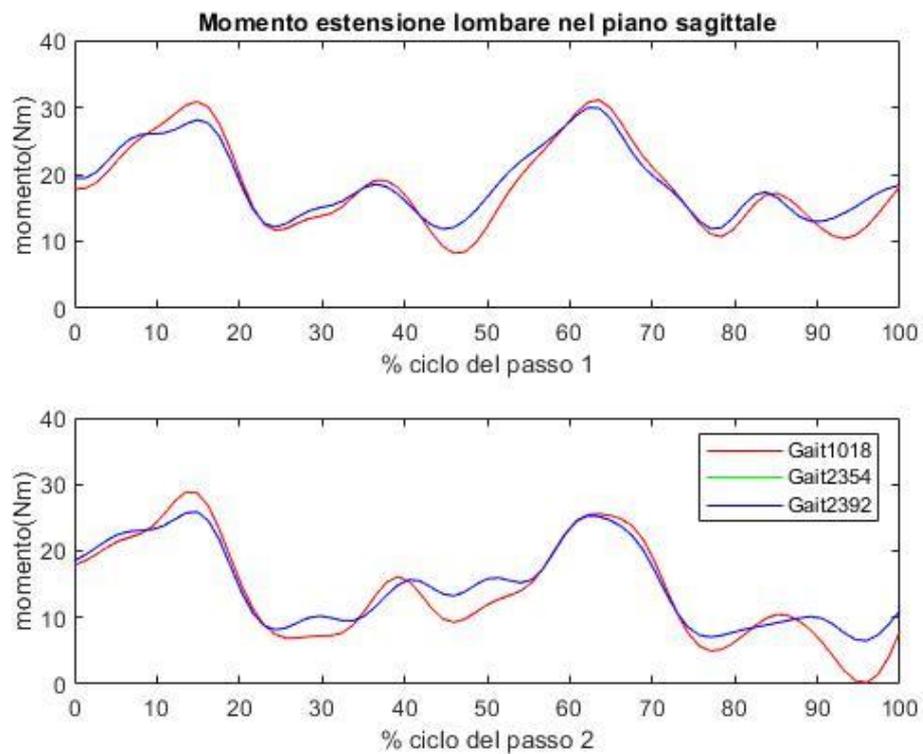


FIGURA 122 MOMENTO ESTENSIONE LOMBARE

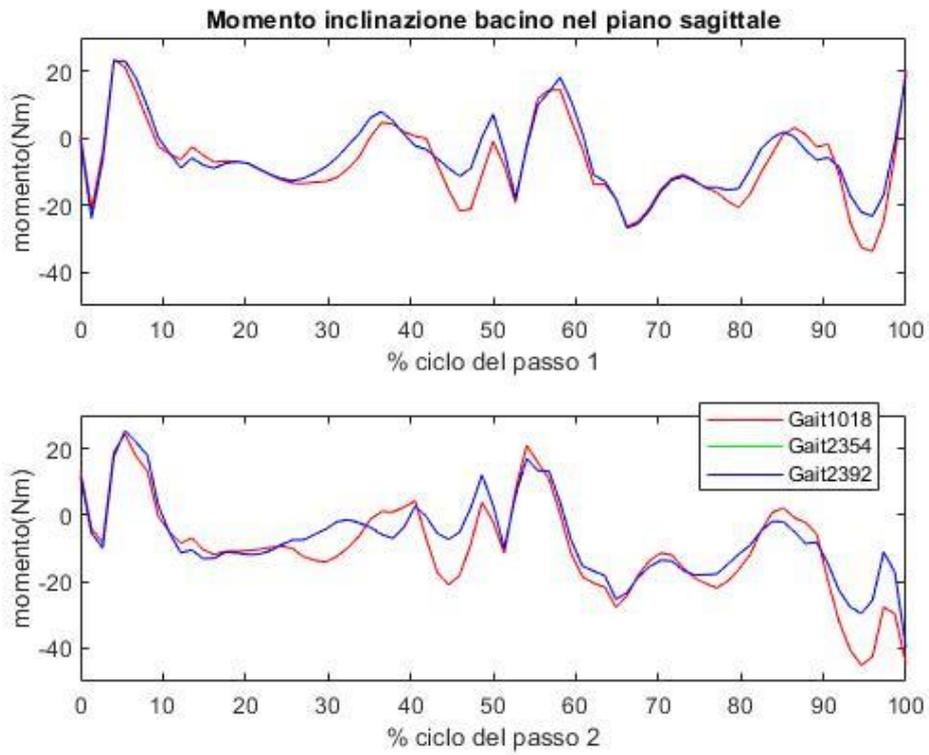


FIGURA 123 MOMENTO INCLINAZIONE DEL BACINO (PIANO SAGITTALE)

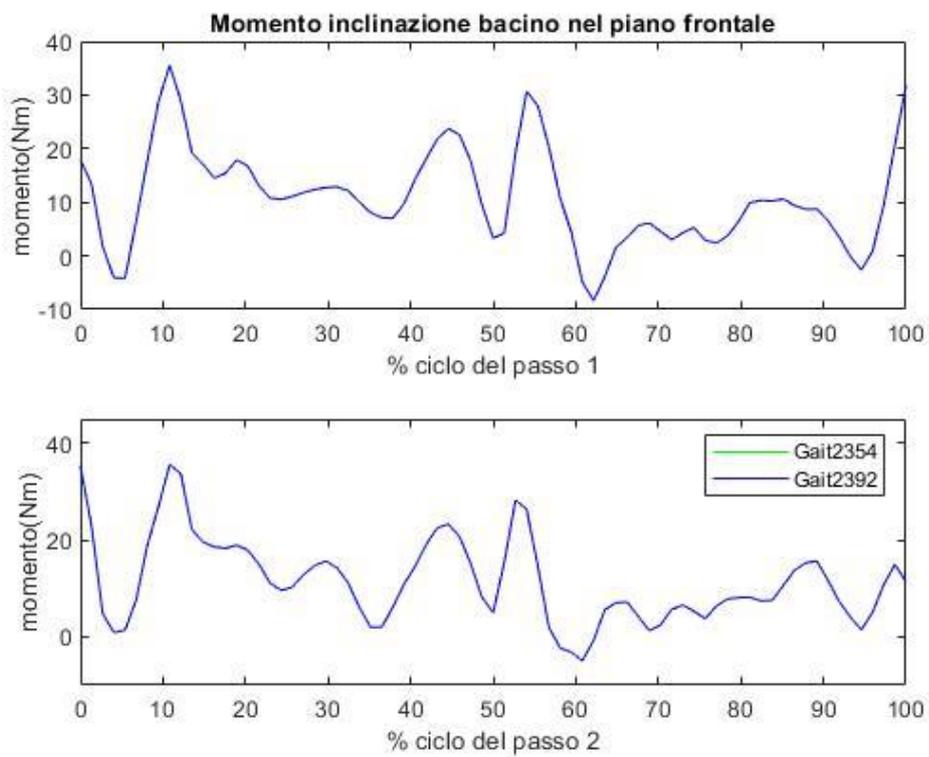


FIGURA 124 MOMENTO INCLINAZIONE DEL BACINO (PIANO FRONTALE)

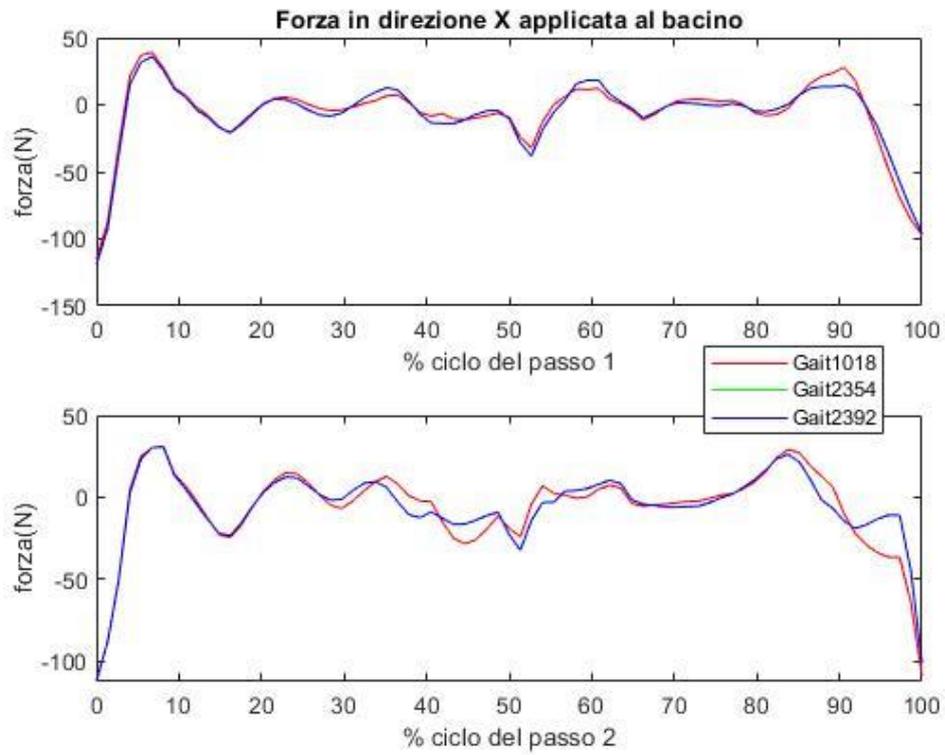


FIGURA 125 FORZE RESIDUE IN DIREZIONE X

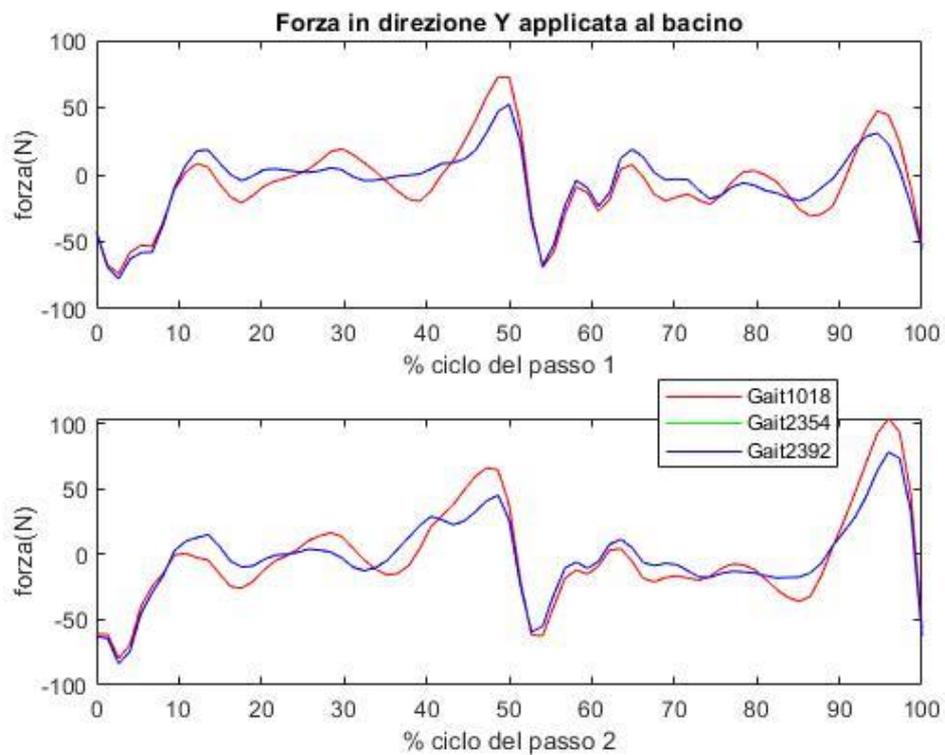


FIGURA 126 FORZE RESIDUE IN DIREZIONE Y

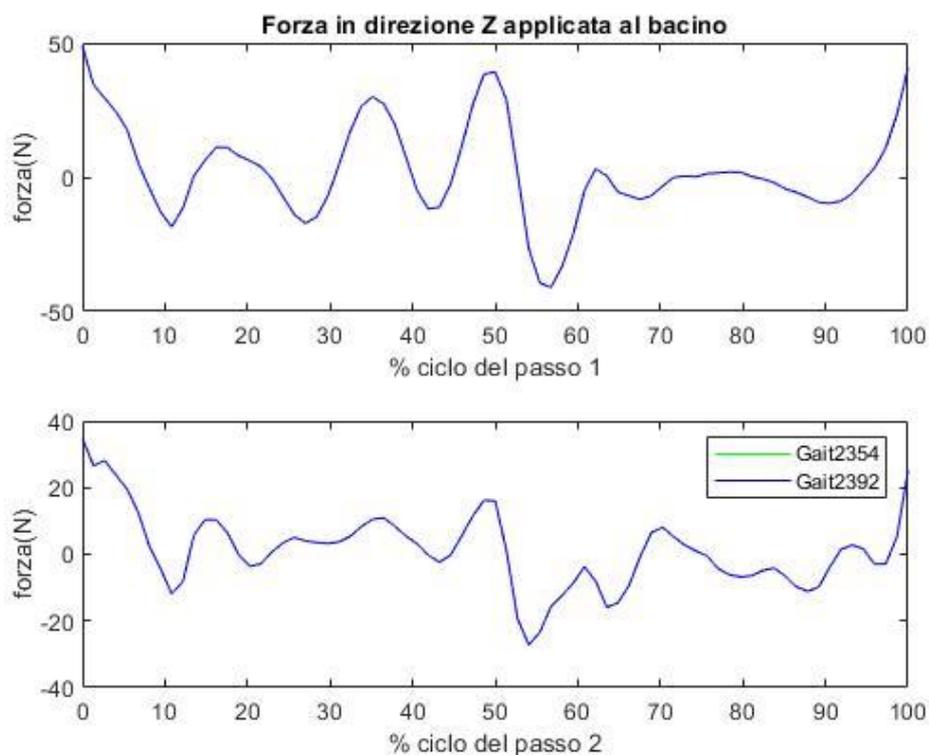


FIGURA 127 FORZE RESIDUE IN DIREZIONE Z

-Grafici RRA

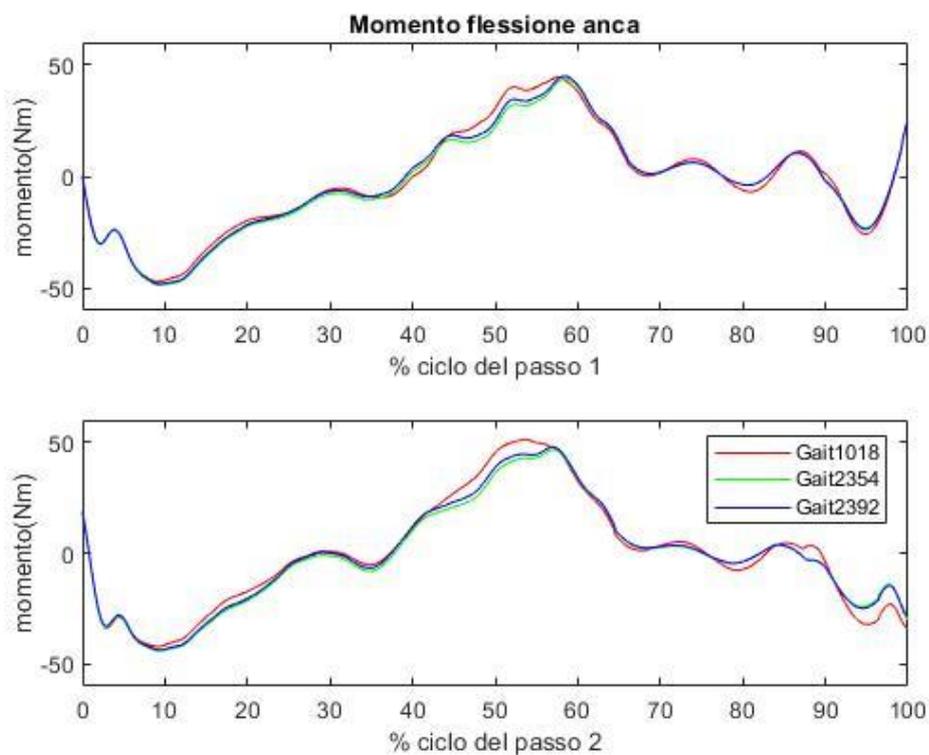


FIGURA 128 MOMENTO FLESSIONE ANCA

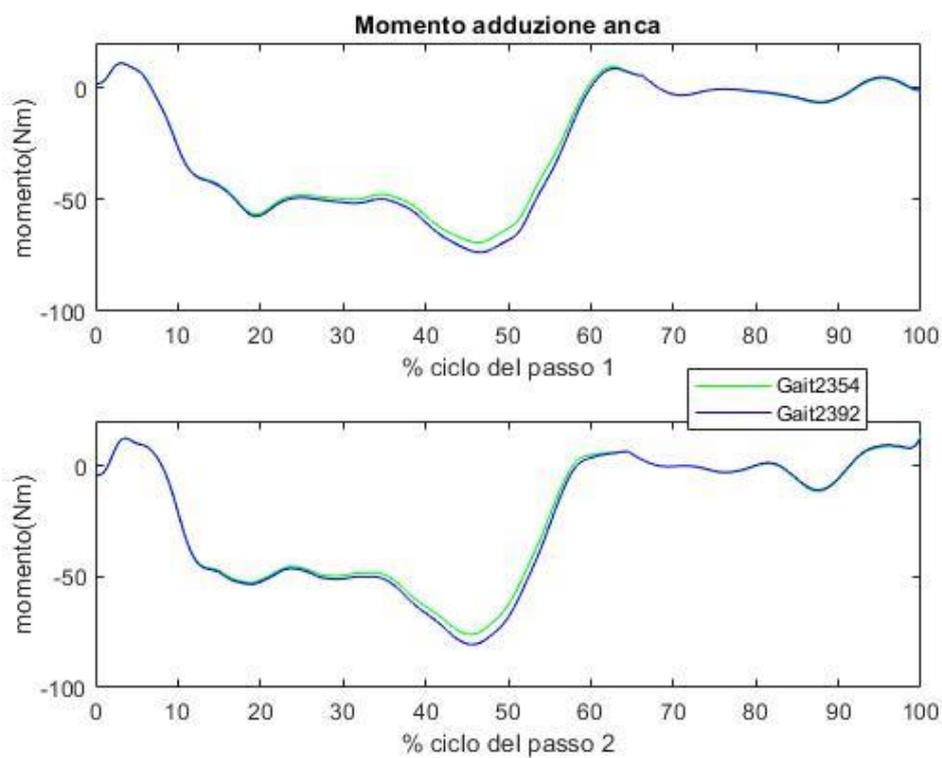


FIGURA 129 MOMENTO ADDUZIONE ANCA

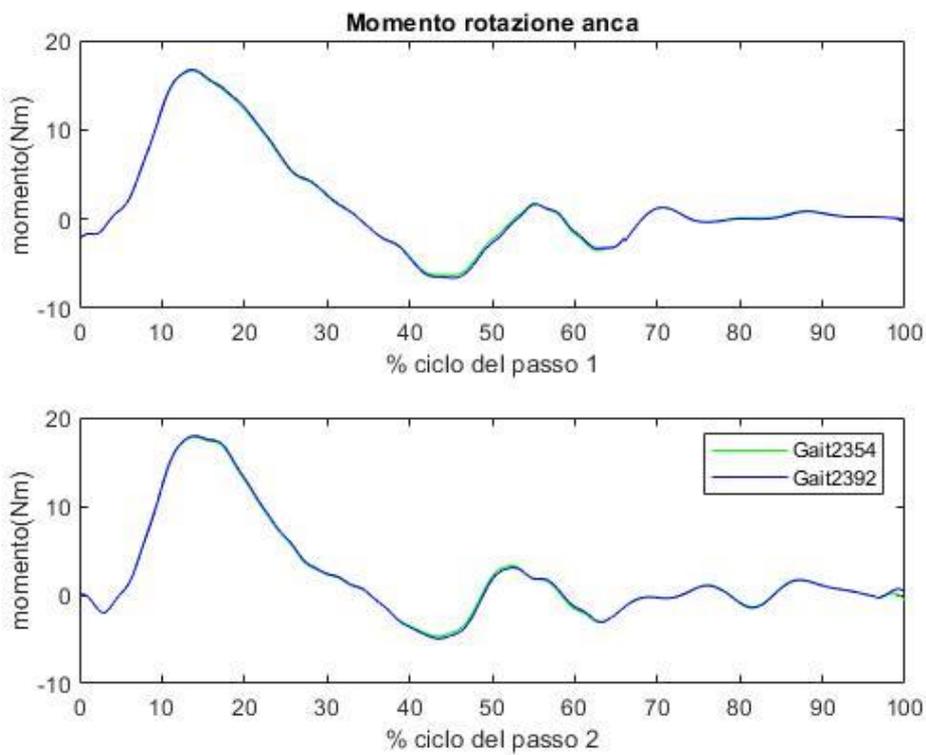


FIGURA 130 MOMENTO ROTAZIONE ANCA

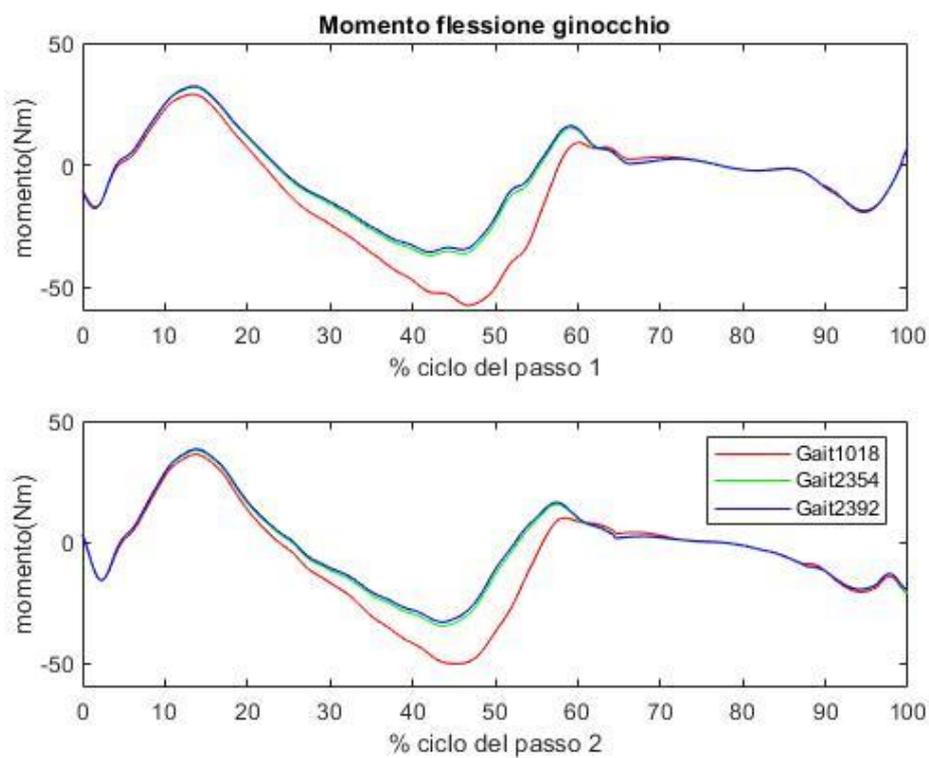


FIGURA 131 MOMENTO FLESSIONE GINOCCHIO

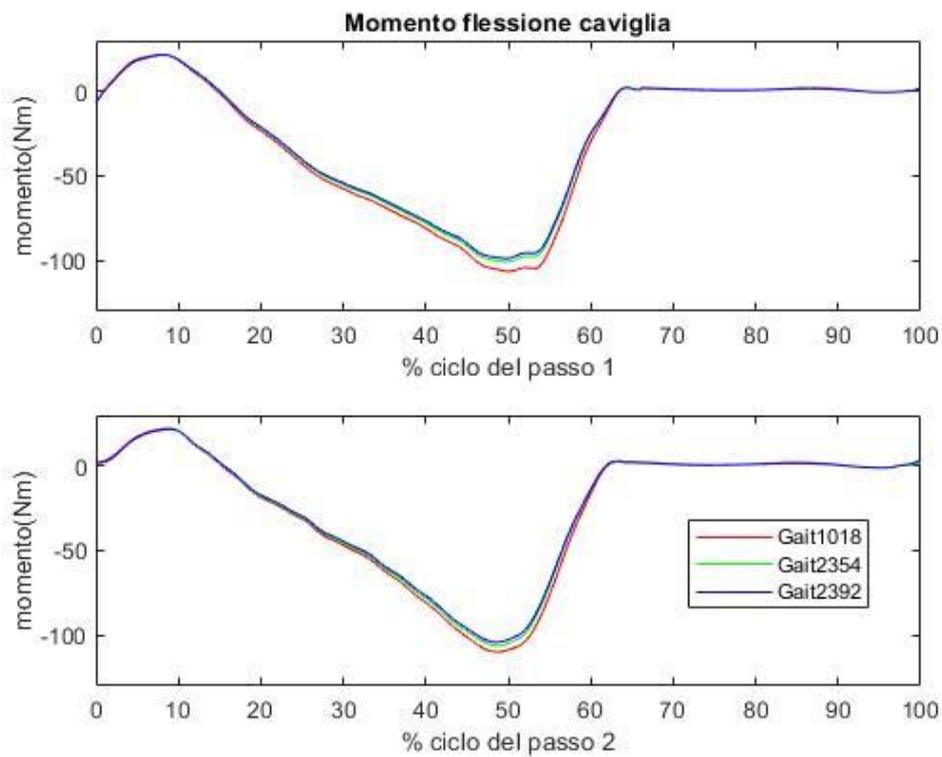


FIGURA 132 MOMENTO FLESSIONE CAVIGLIA

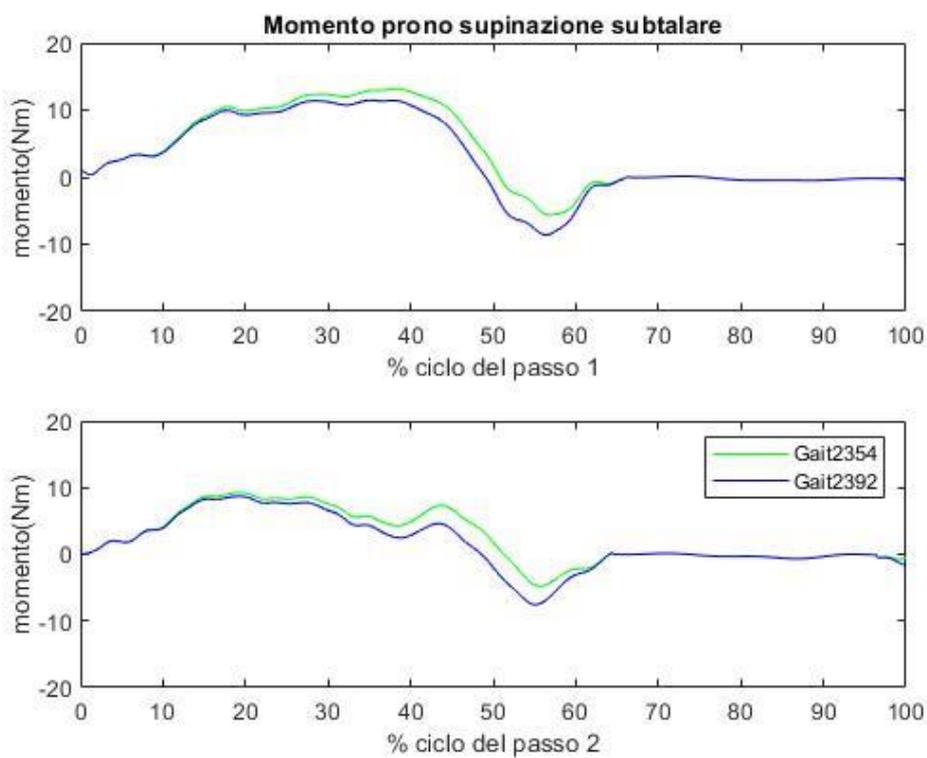


FIGURA 133 MOMENTO PRONO-SUPINAZIONE SUBTALARE

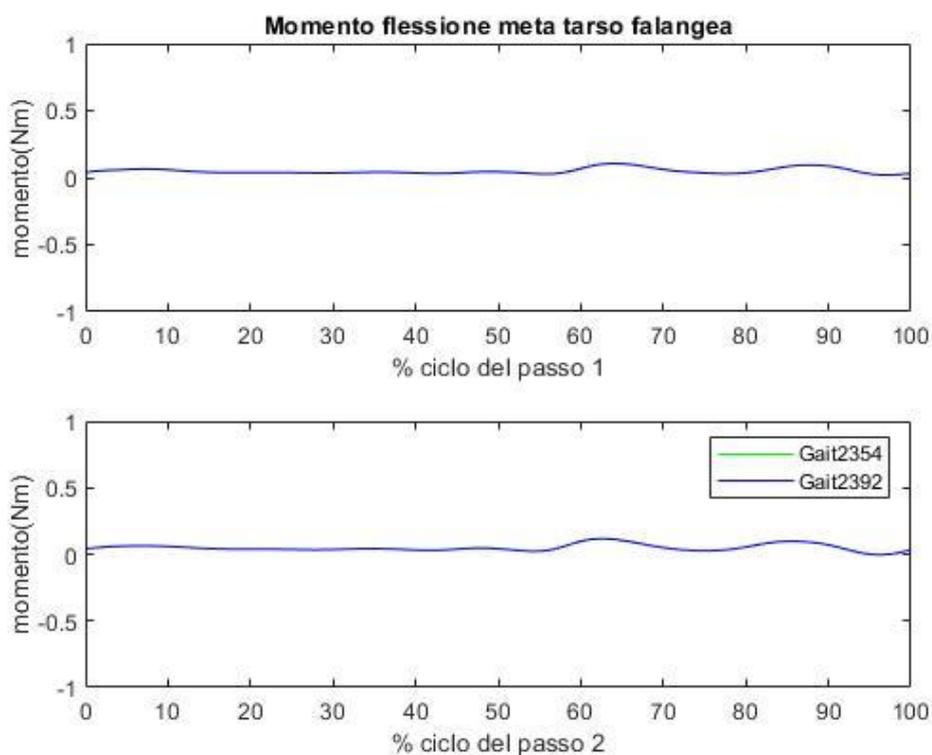


FIGURA 134 MOMENTO FLESSO ESTENSIONE MATETARSOFALANGEA

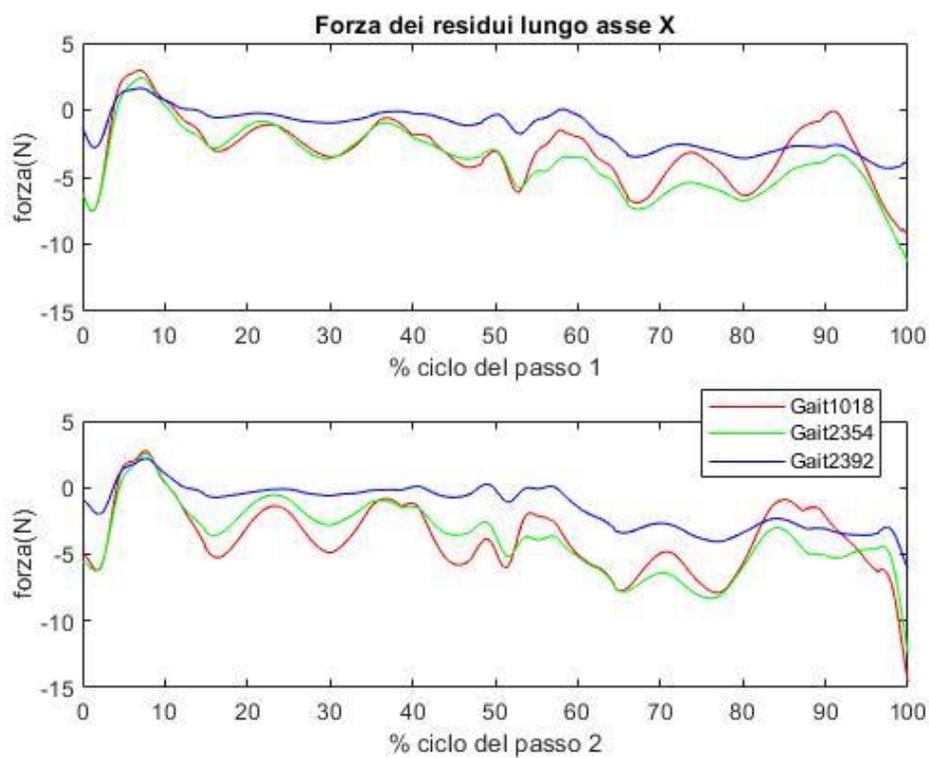


FIGURA 135 RESIDUI Fx

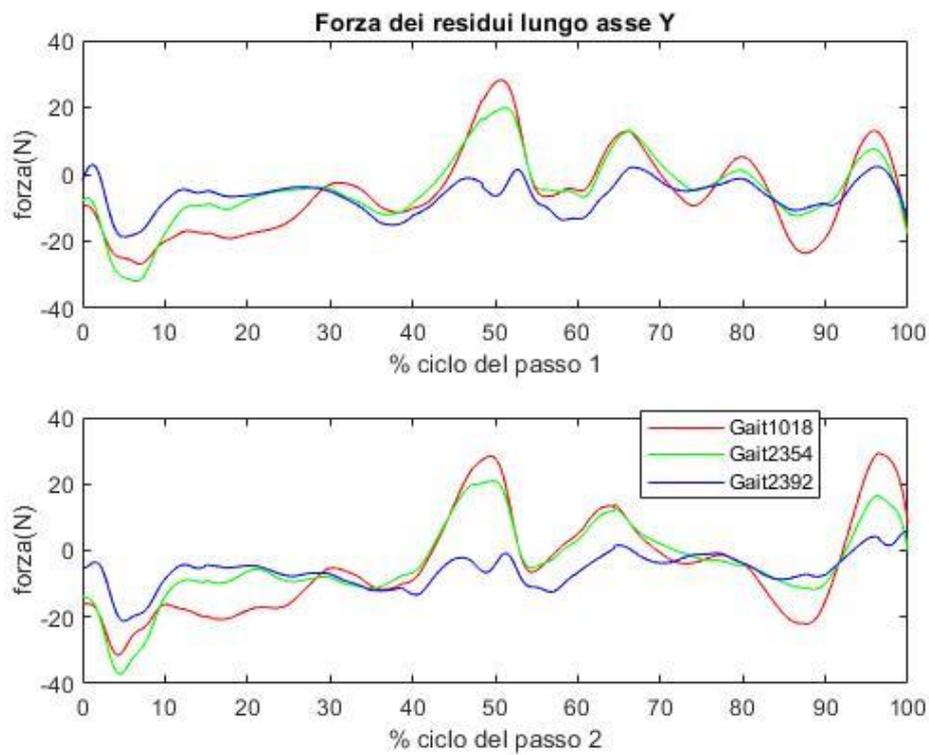


FIGURA 136 RESIDUI Fy

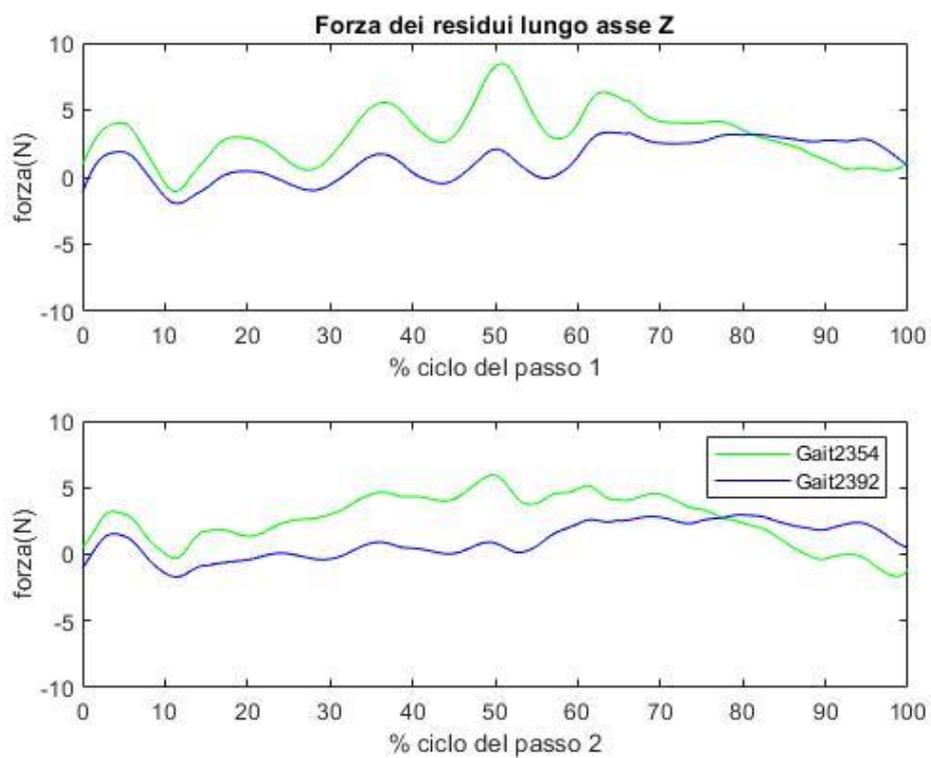


FIGURA 137 RESIDUI Fz

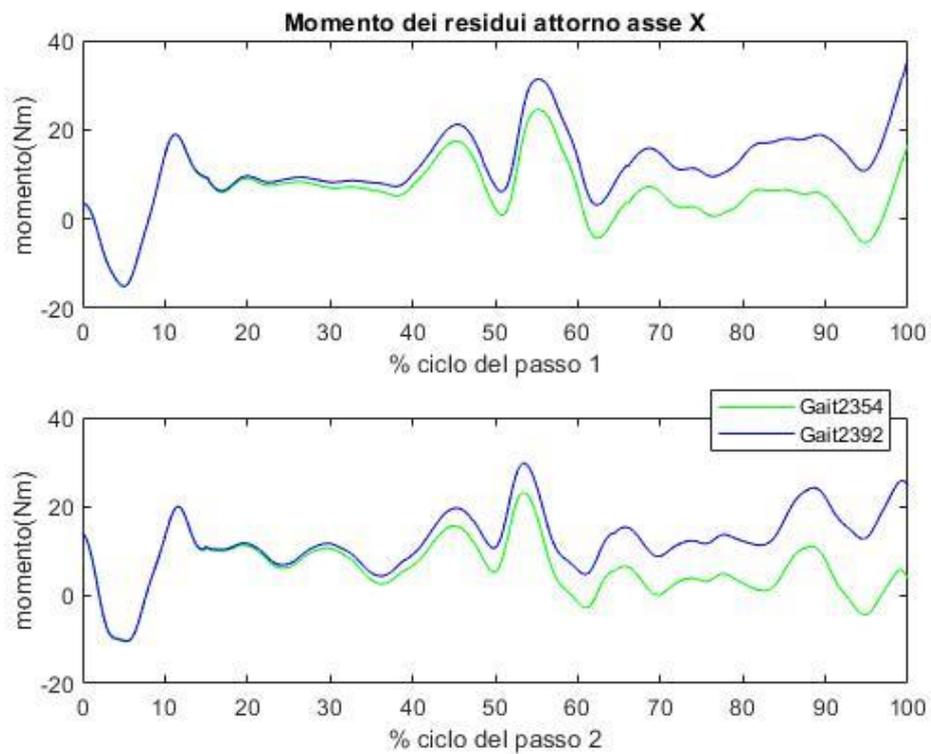


FIGURA 138 MOMENTI RESIDUI Mx

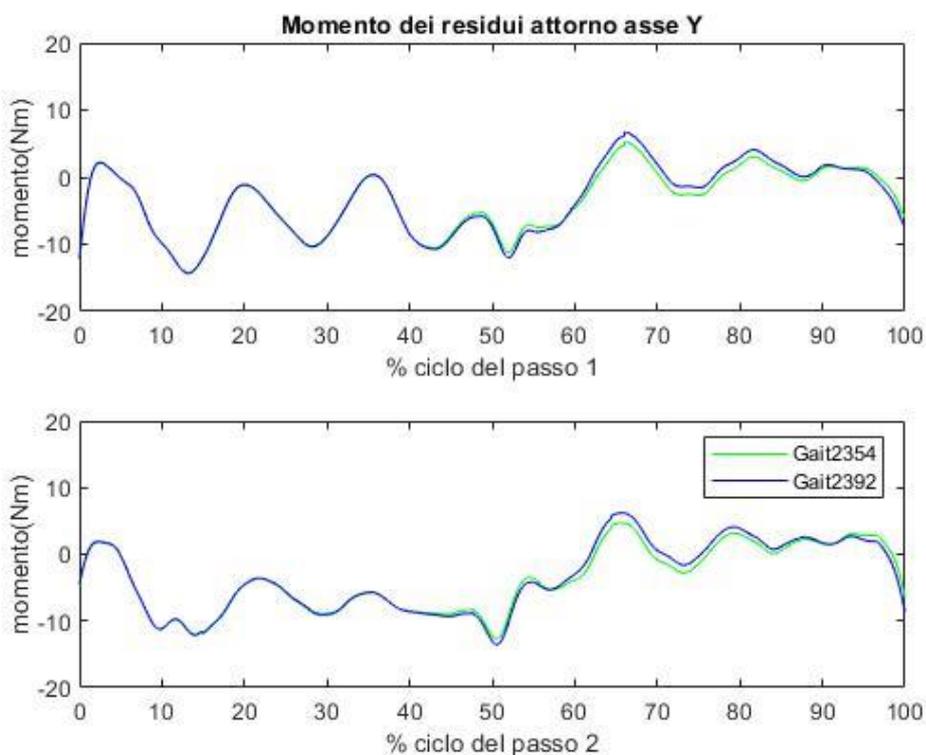


FIGURA 139 MOMENTI RESIDUI MY

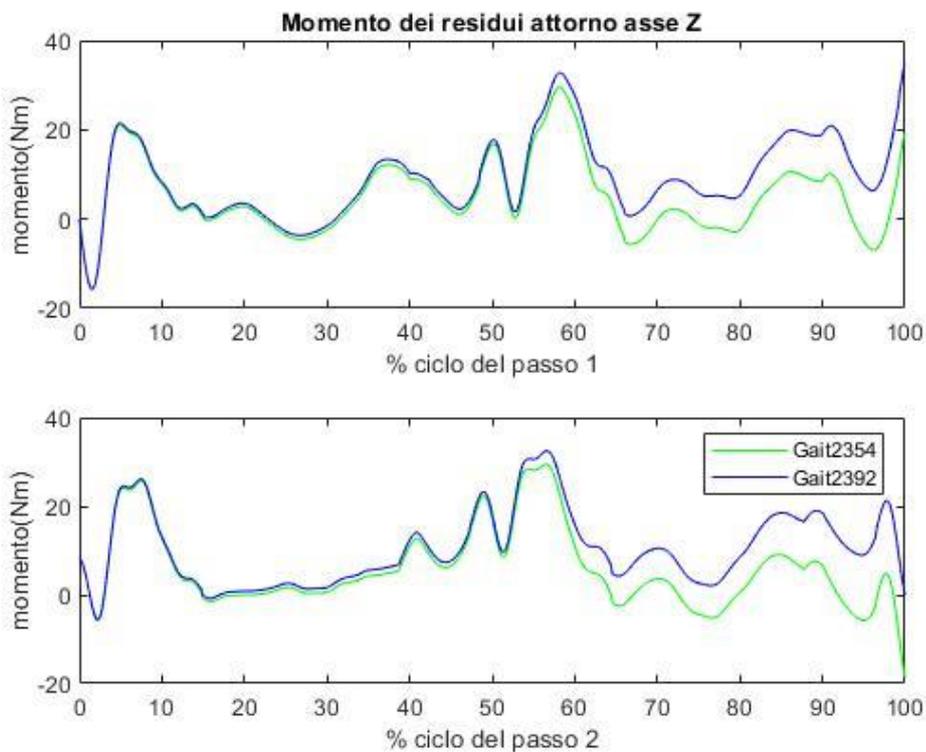


FIGURA 140 MOMENTI RESIDUI Mz

-Grafici capitolo 4.4 CMC

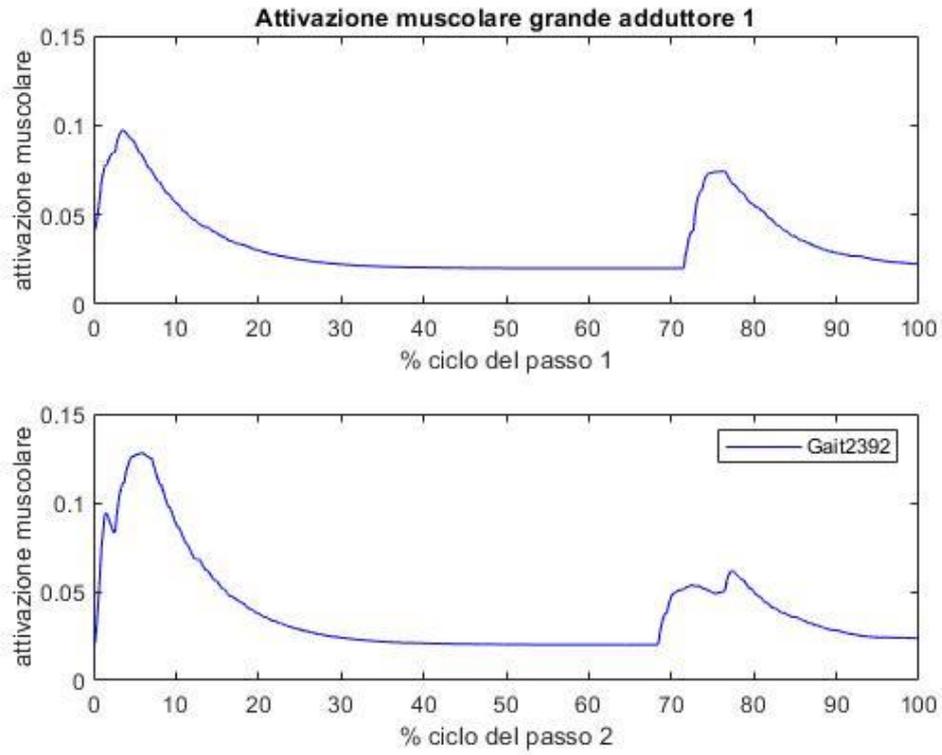


FIGURA 141 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GRANDE ADDUTTORE 1

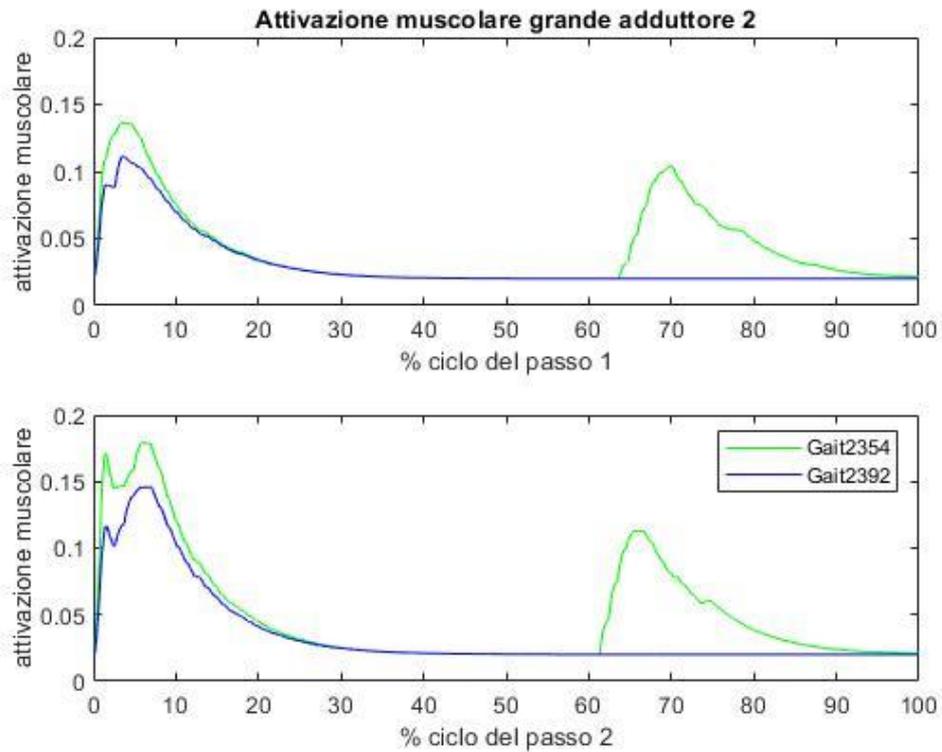


FIGURA 142 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GRANDE ADDUTTORE 2

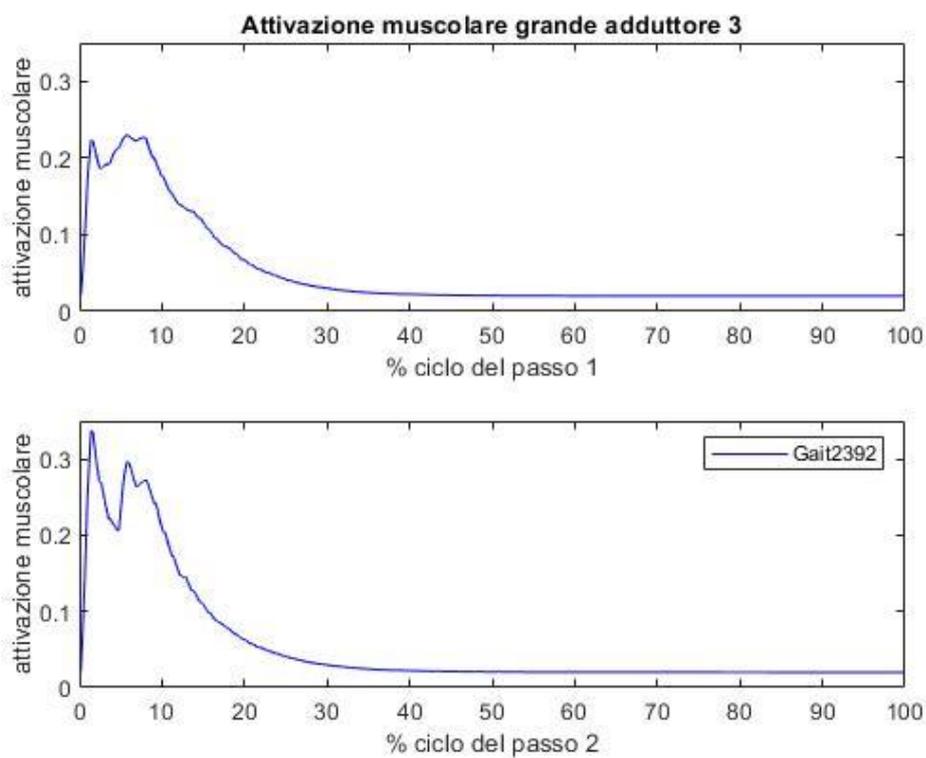


FIGURA 143 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GRANDE ADDUTTORE 3

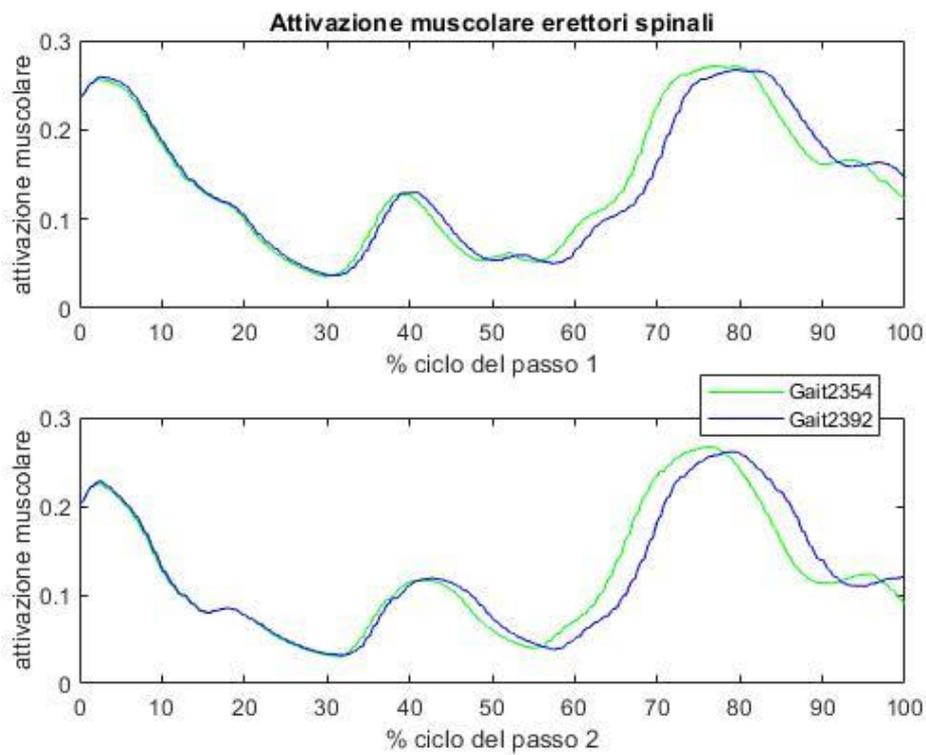


FIGURA 144 ATTIVAZIONE MUSCOLARE ERETTORI SPINALI

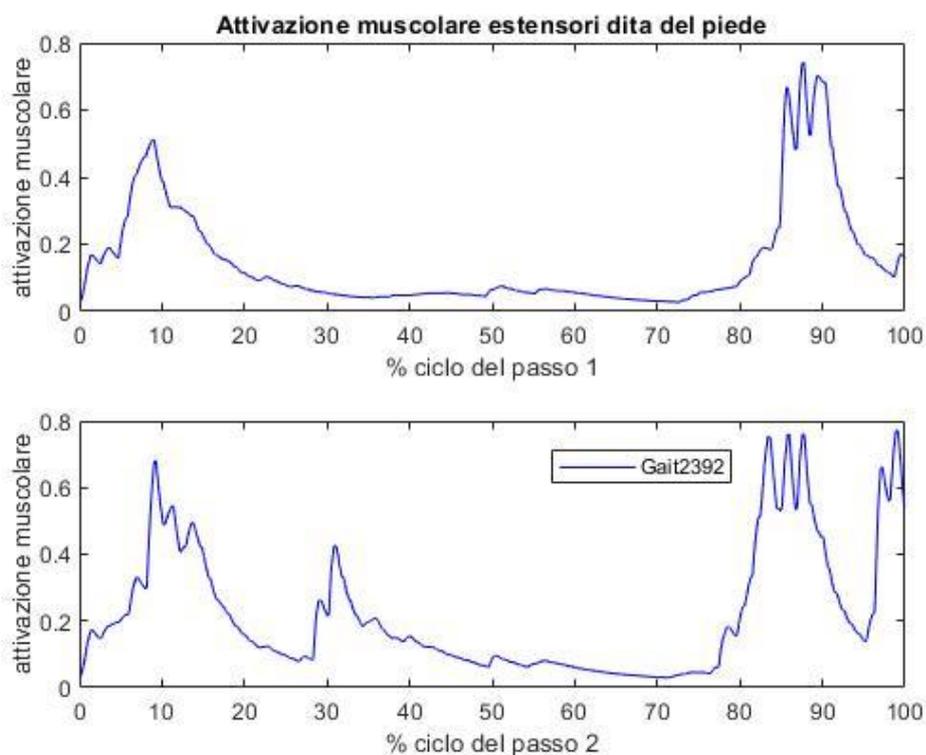


FIGURA 145 ATTIVAZIONE MUSCOLARE ESTENSORI DITA DEL PIEDE

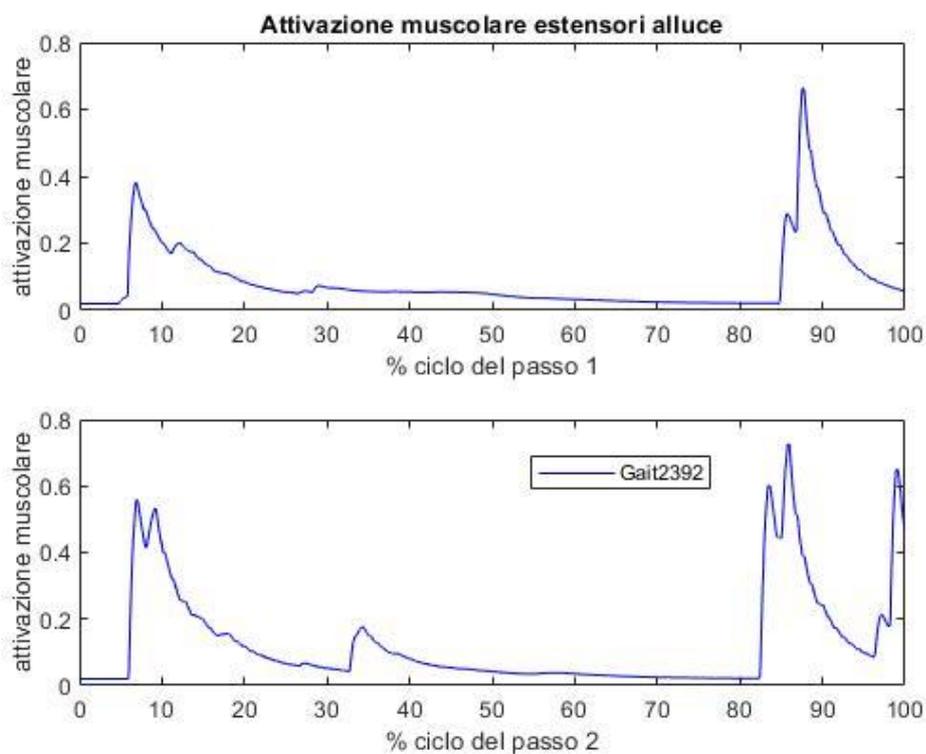


FIGURA 146 ATTIVAZIONE MUSCOLARE ESTENSORI ALLUCE

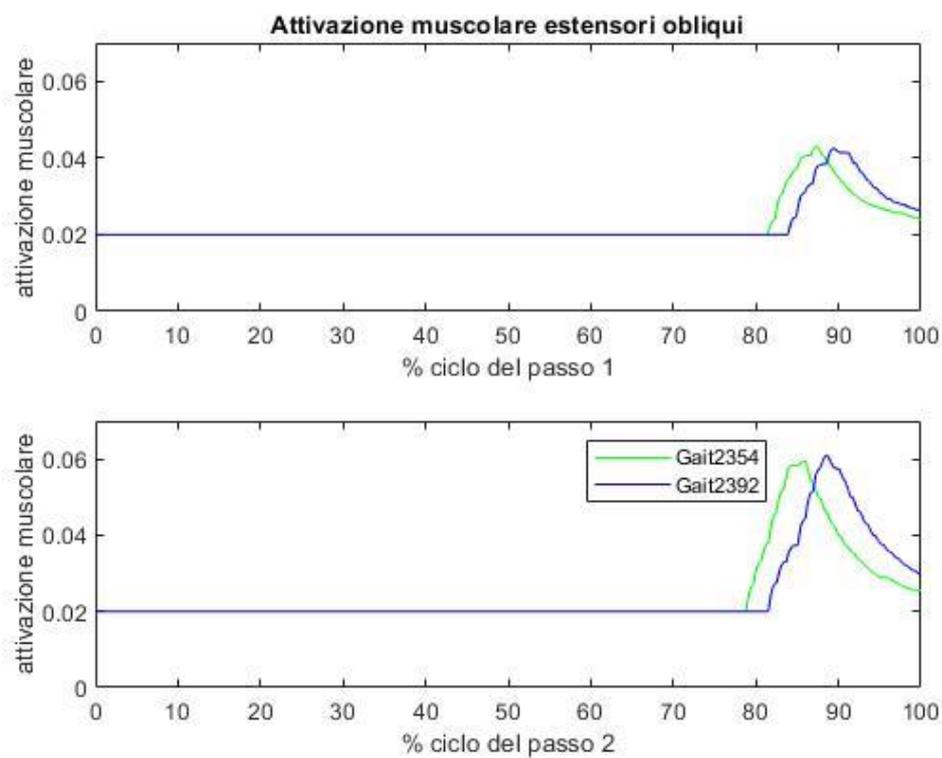


FIGURA 147 ATTIVAZIONE MUSCOLARE ESTENSORI OBLIQUI

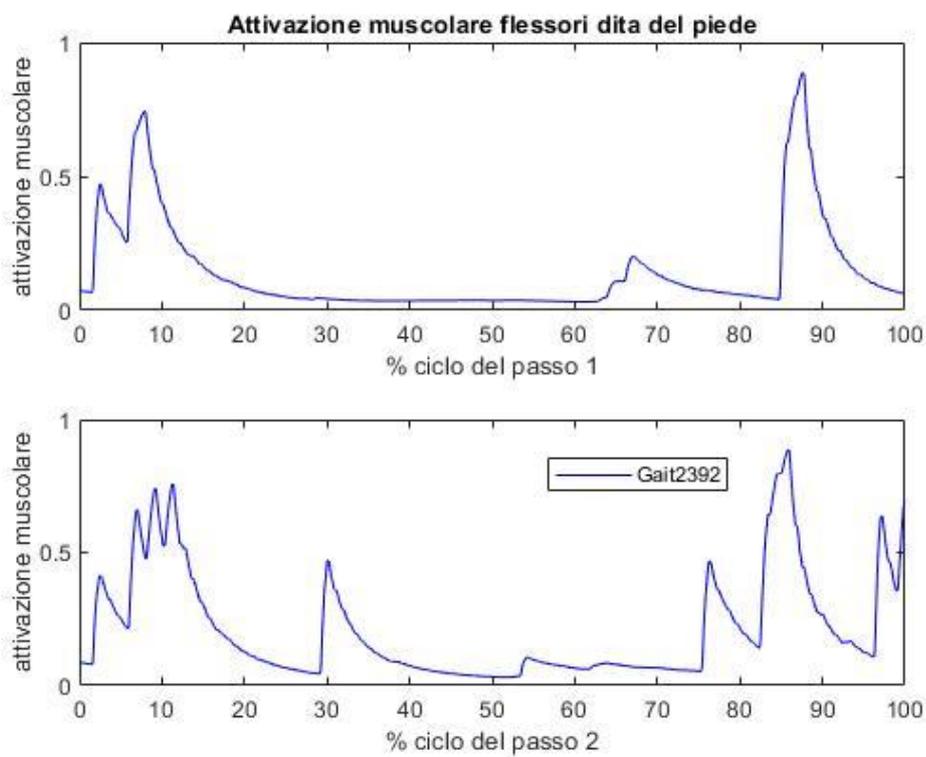


FIGURA 148 ATTIVAZIONE MUSCOLARE FLESSORI DITA DEL PIEDE

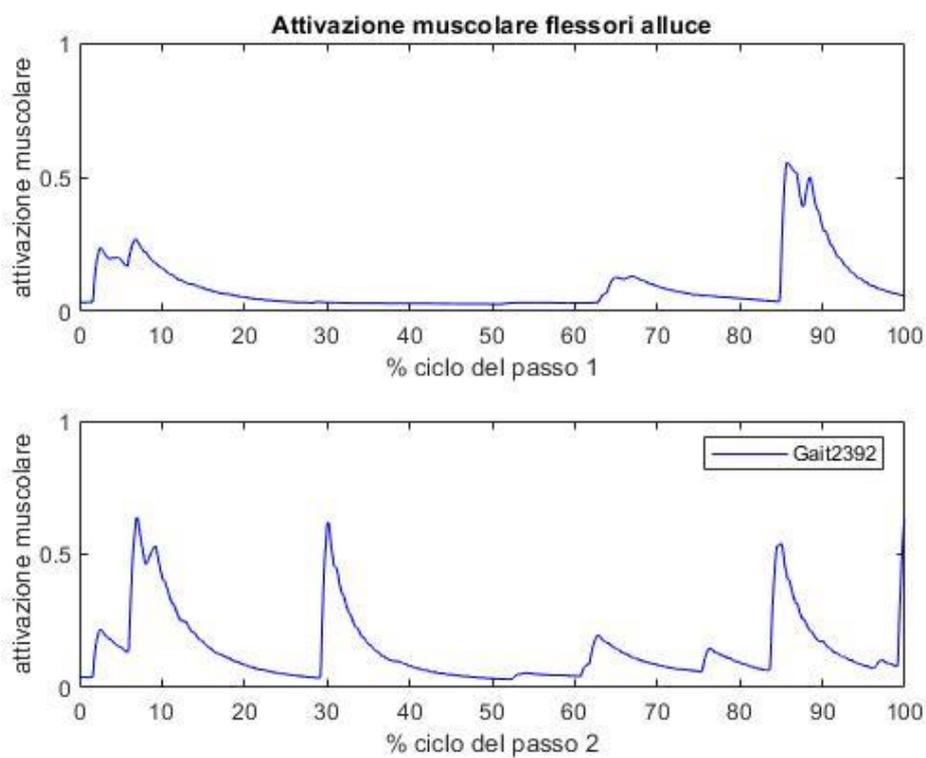


FIGURA 149 ATTIVAZIONE MUSCOLARE FLESSORI ALLUCE

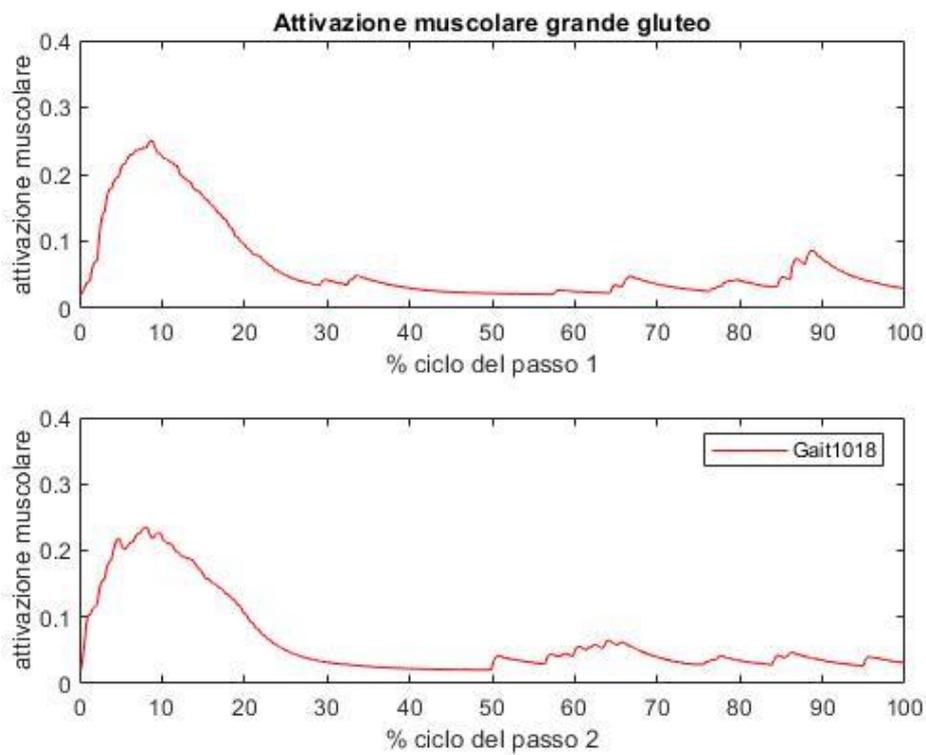


FIGURA 150 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GRANDE GLUTEO

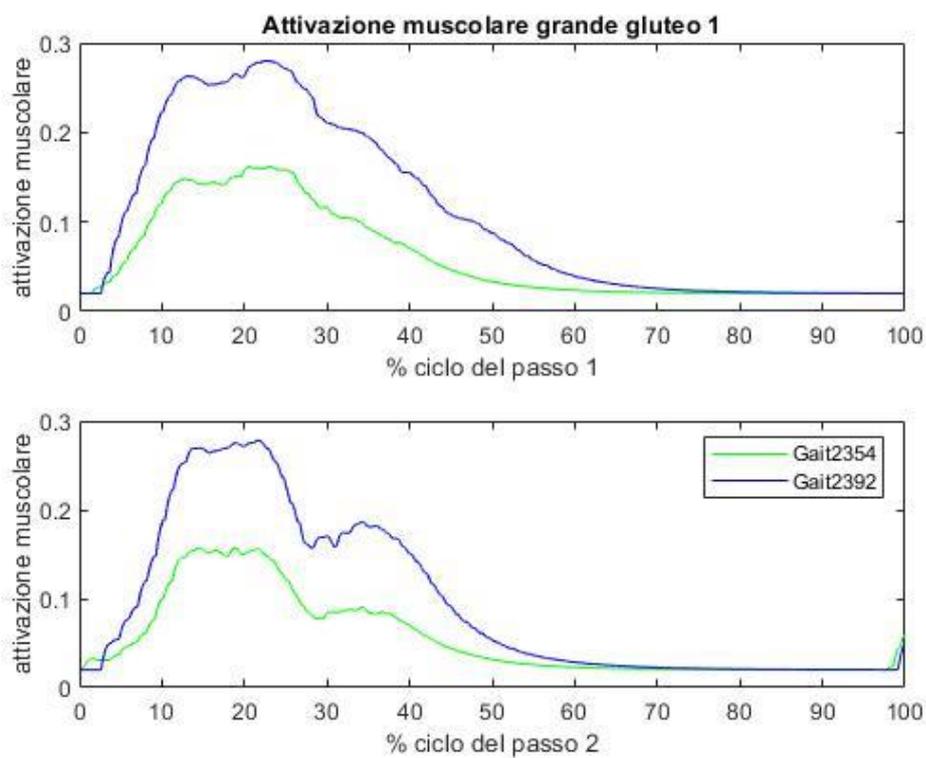


FIGURA 151 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GRANDE GLUTEO 1

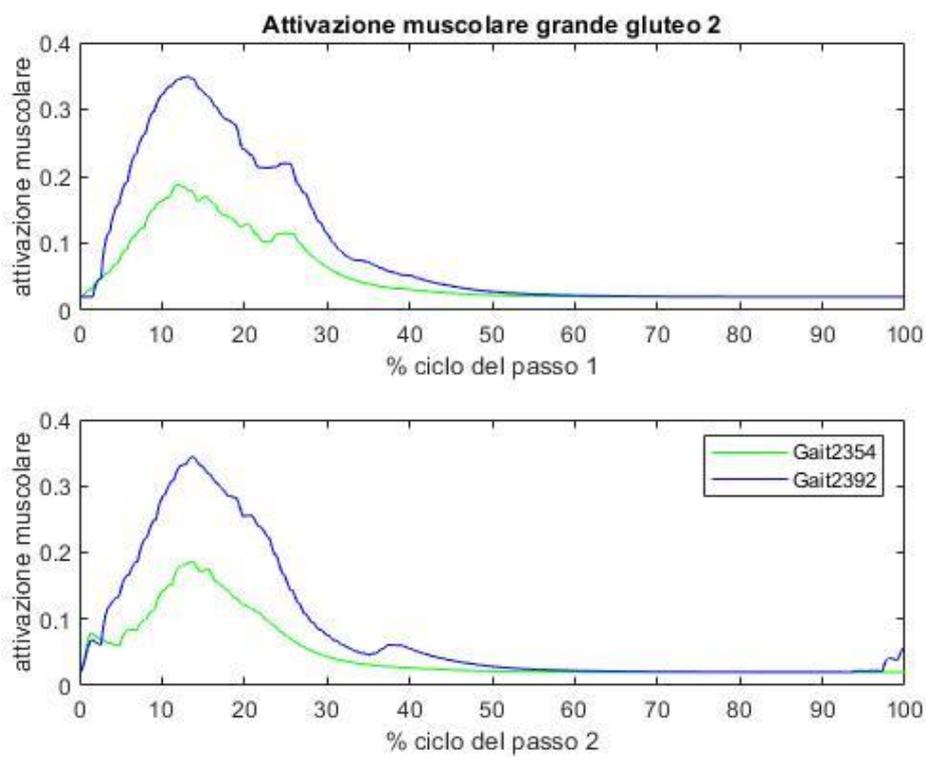


FIGURA 152 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GRANDE GLUTEO 2

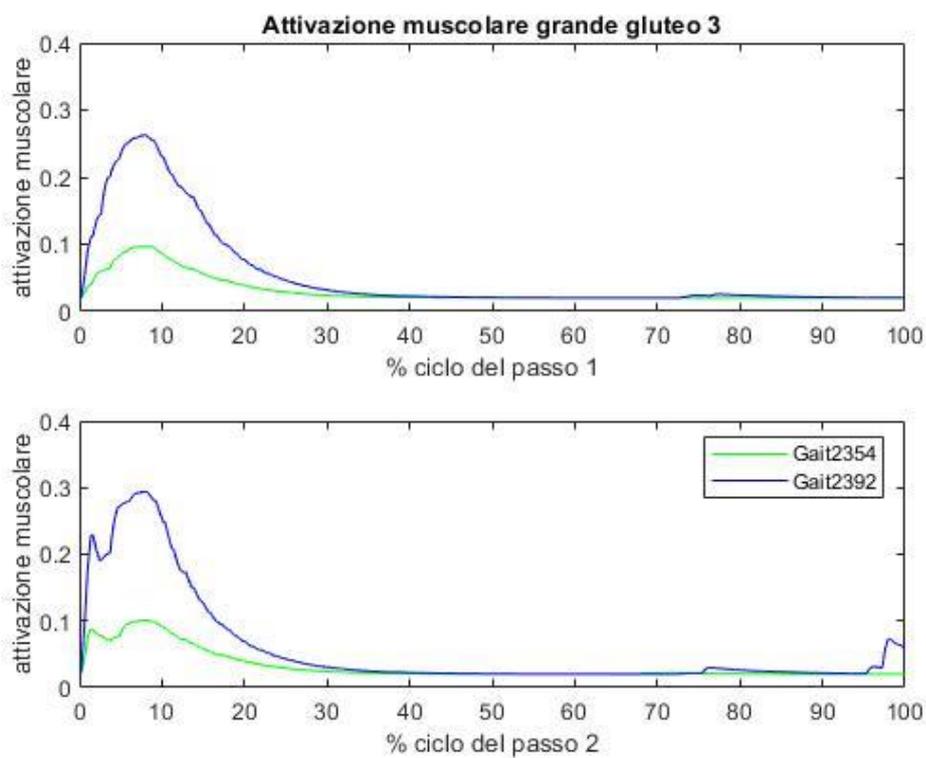


FIGURA 153 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GRANDE GLUTEO 3

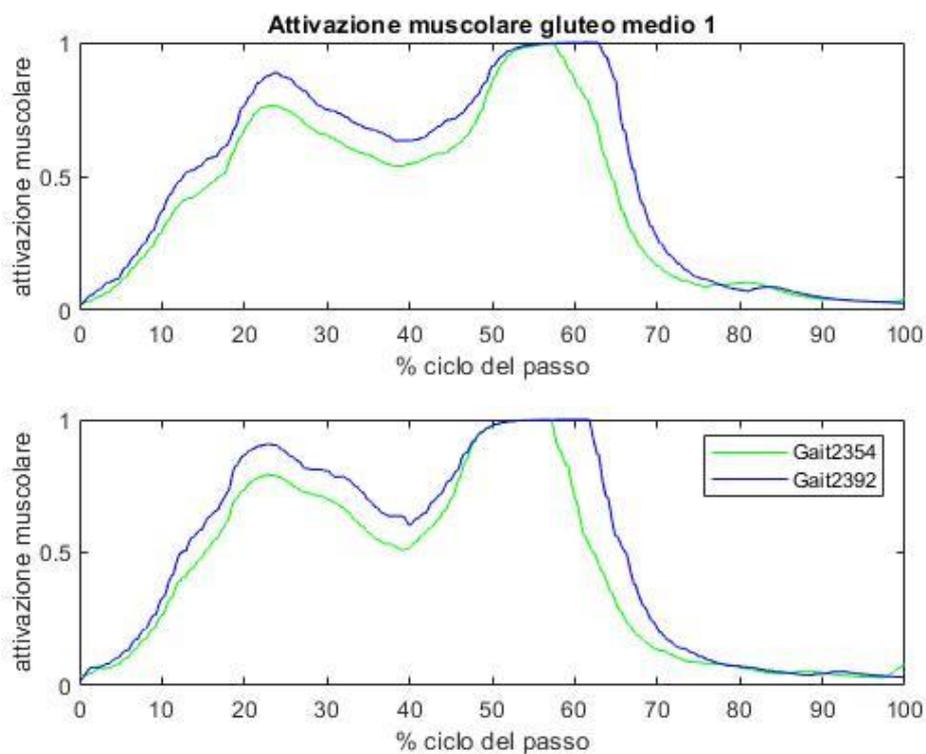


FIGURA 154 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GLUTEO MEDIO 1

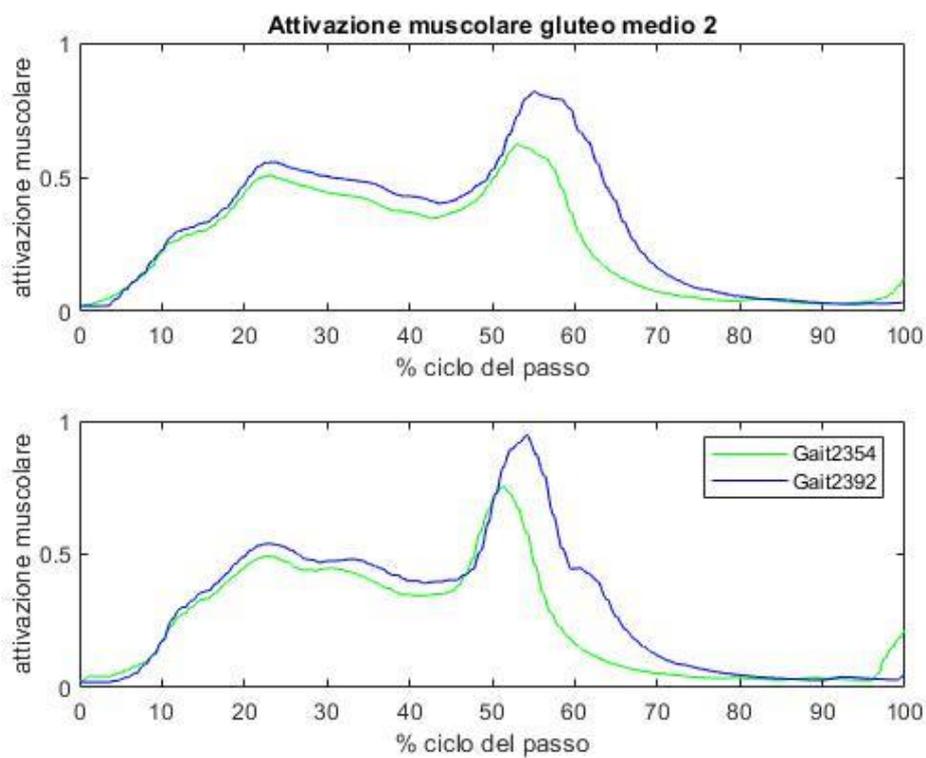


FIGURA 155 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GLUTEO MEDIO 2

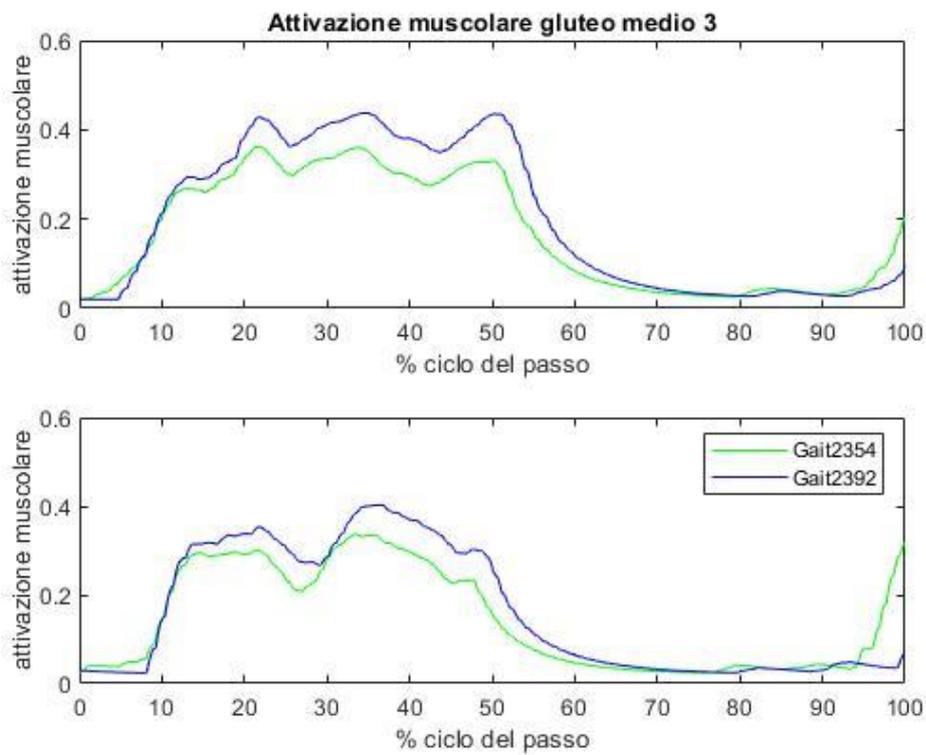


FIGURA 156 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GLUTEO MEDIO 3

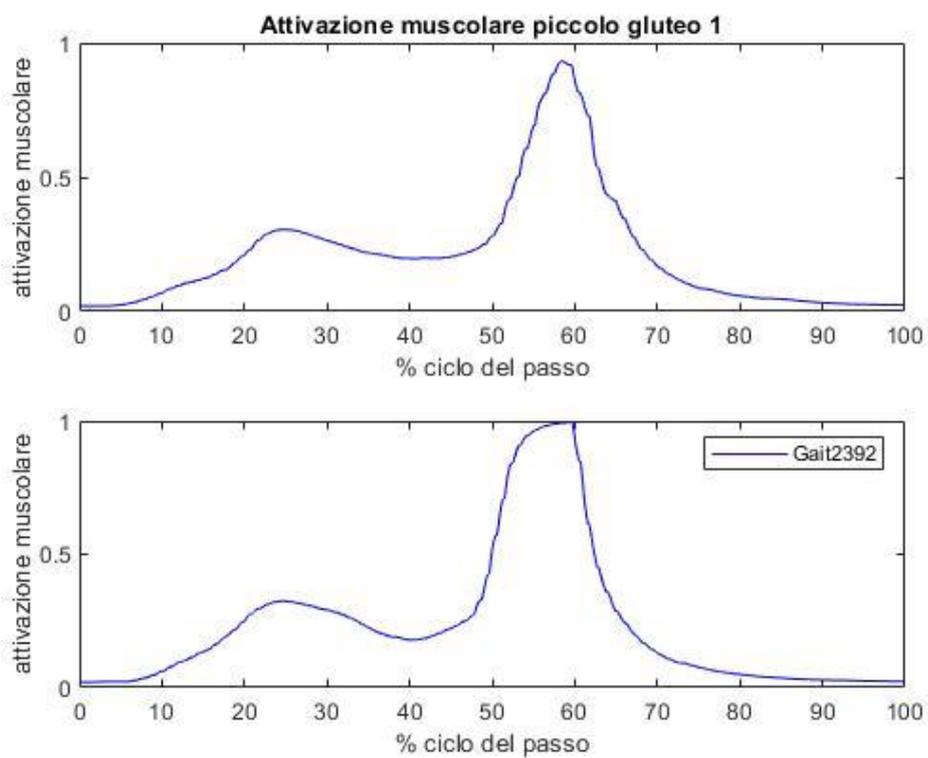


FIGURA 157 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GLUTEO PICCOLO 1

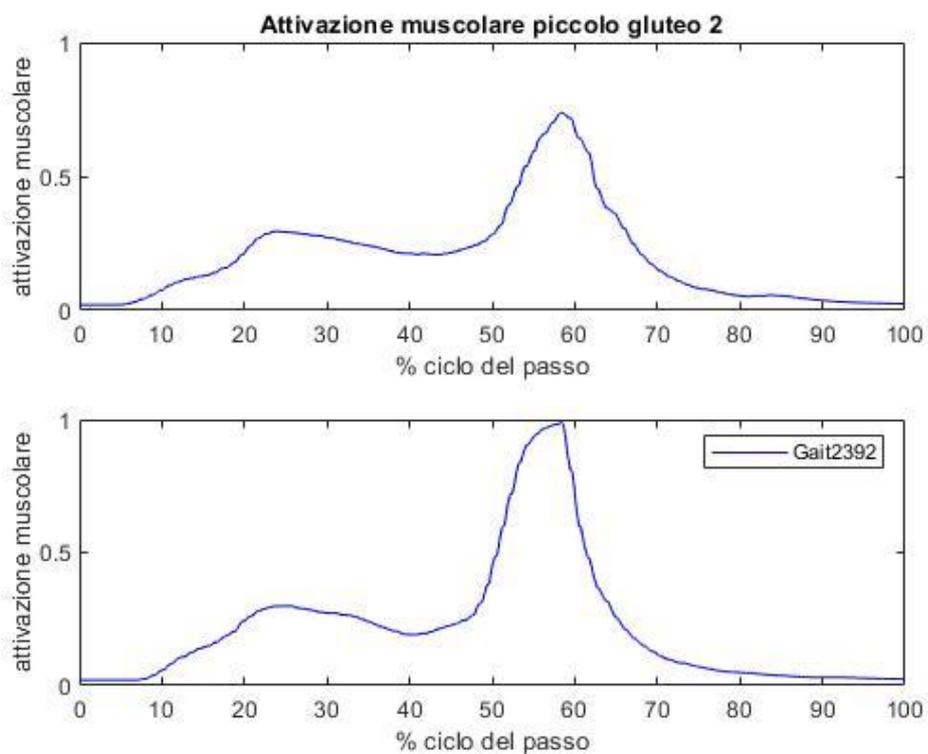


FIGURA 158 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GLUTEO PICCOLO 2

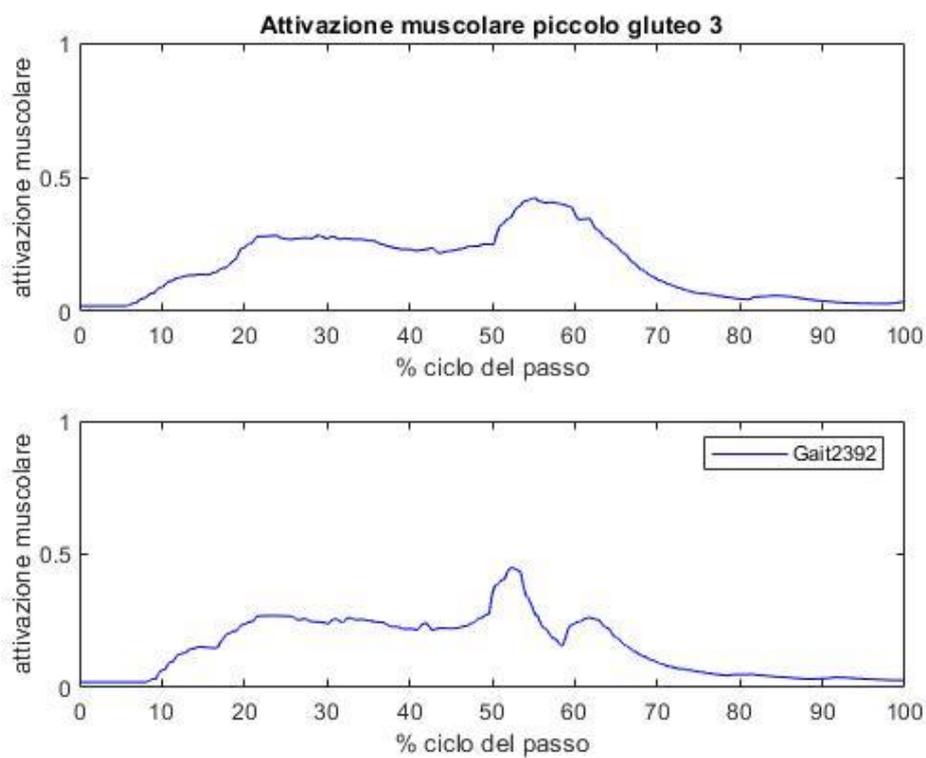


FIGURA 159 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GLUTEO PICCOLO 3

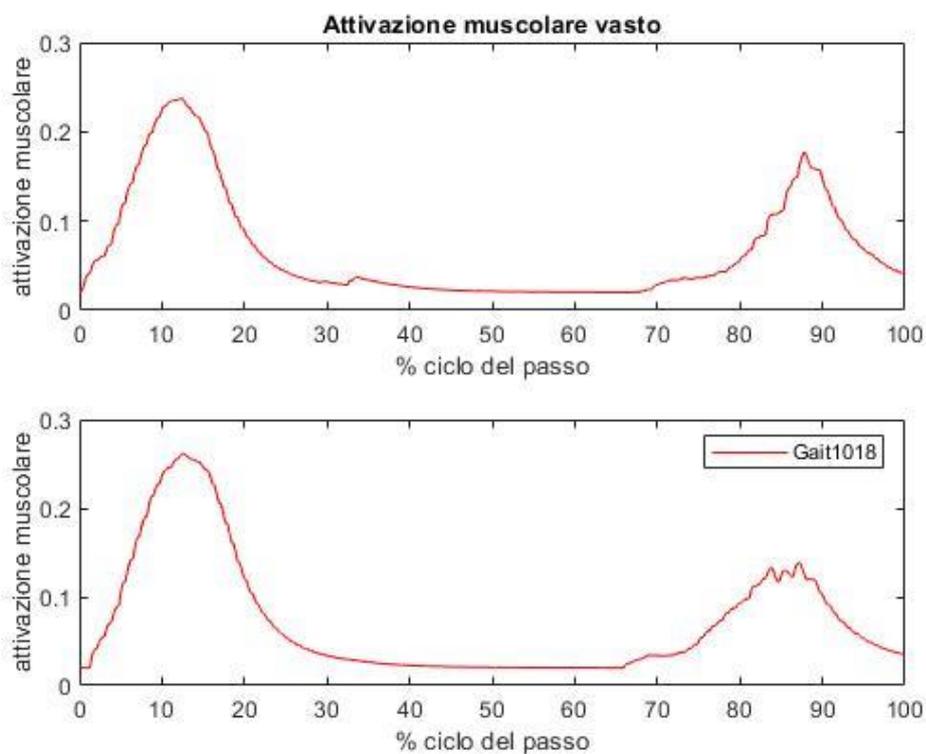


FIGURA 160 ATTIVAZIONE MUSCOLARE VASTO

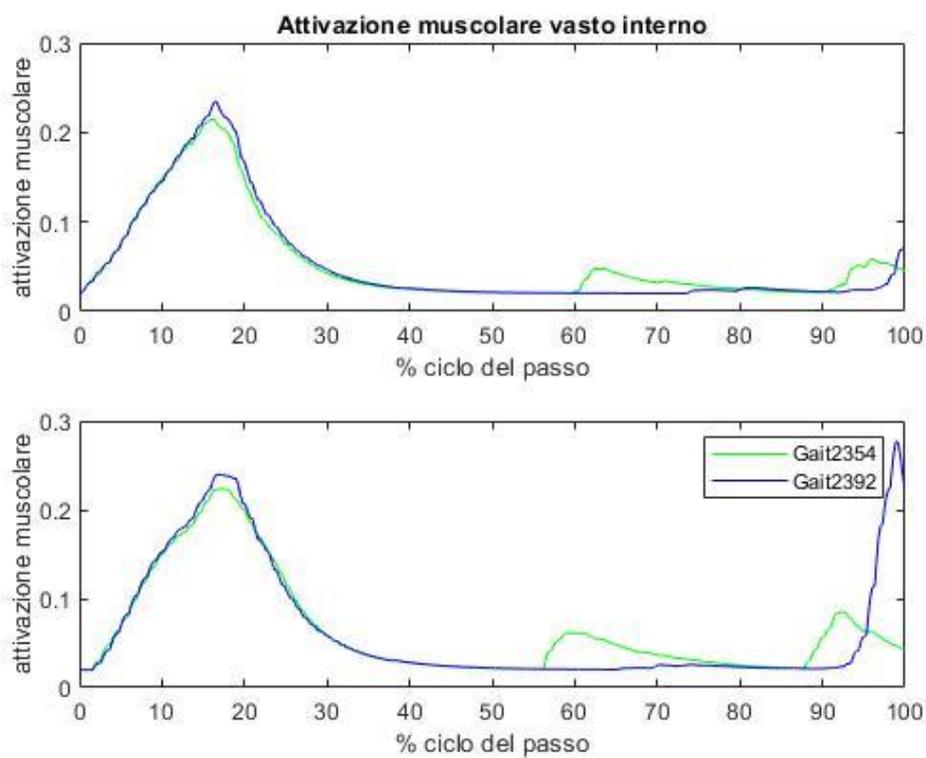


FIGURA 161 ATTIVAZIONE MUSCOLARE VASTO INTERNO

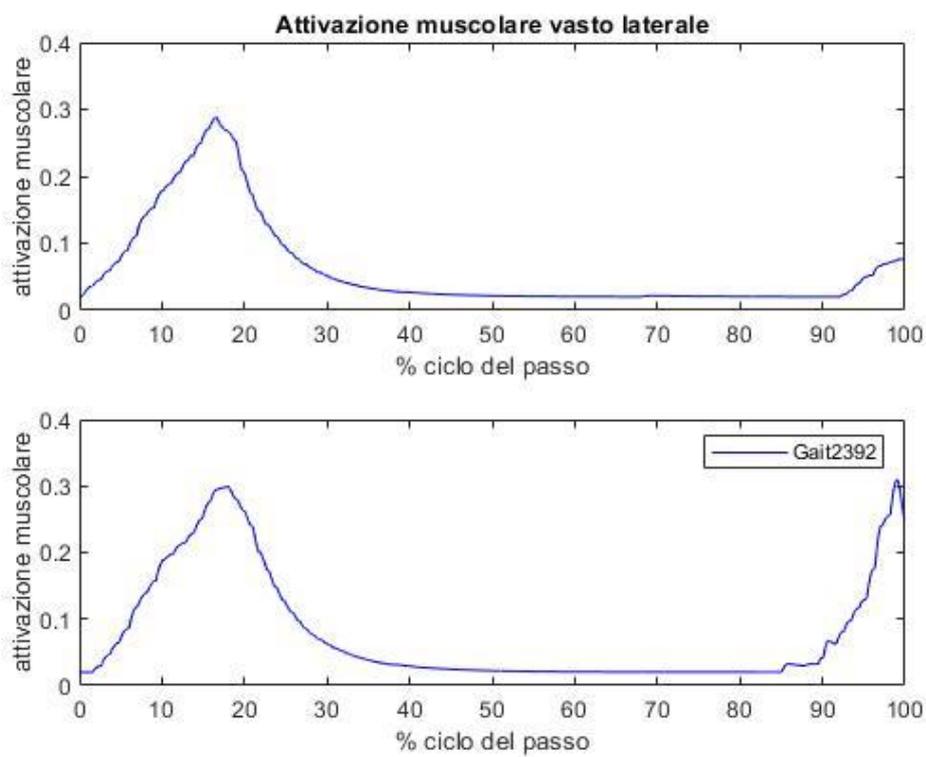


FIGURA 162 ATTIVAZIONE MUSCOLARE VASTO LATERALE

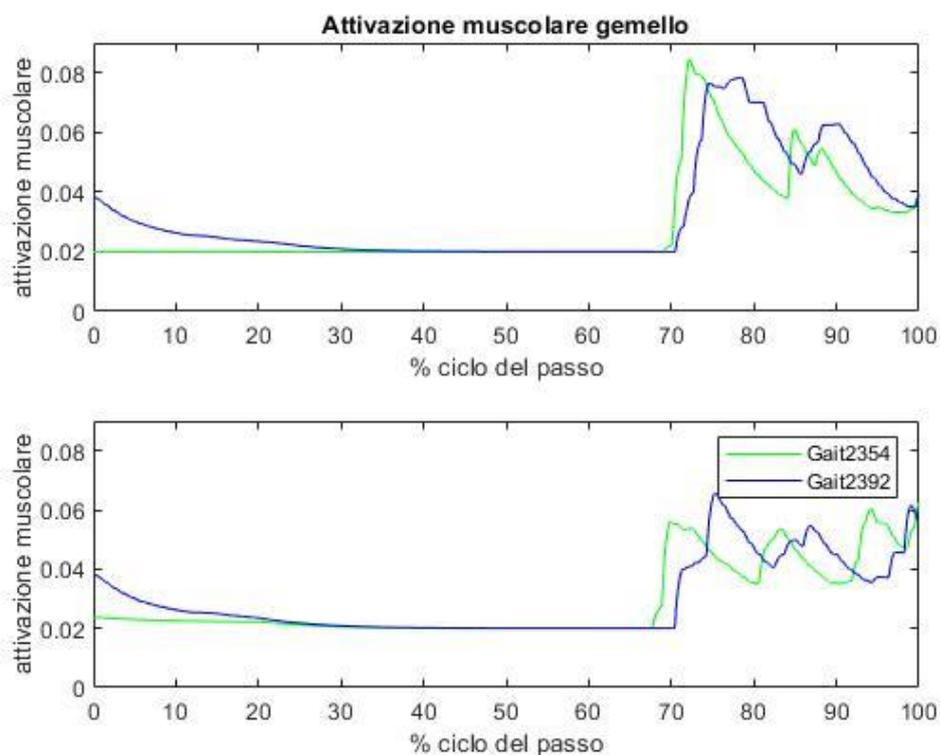


FIGURA 163 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GEMELLO

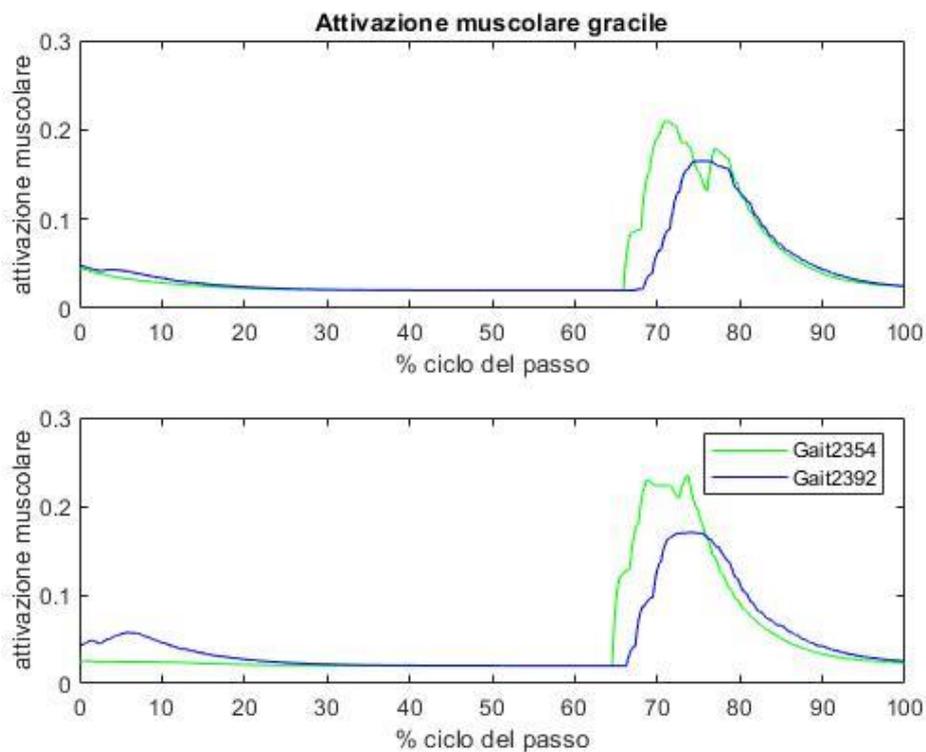


FIGURA 164 ATTIVAZIONE MUSCOLARE GRACILE

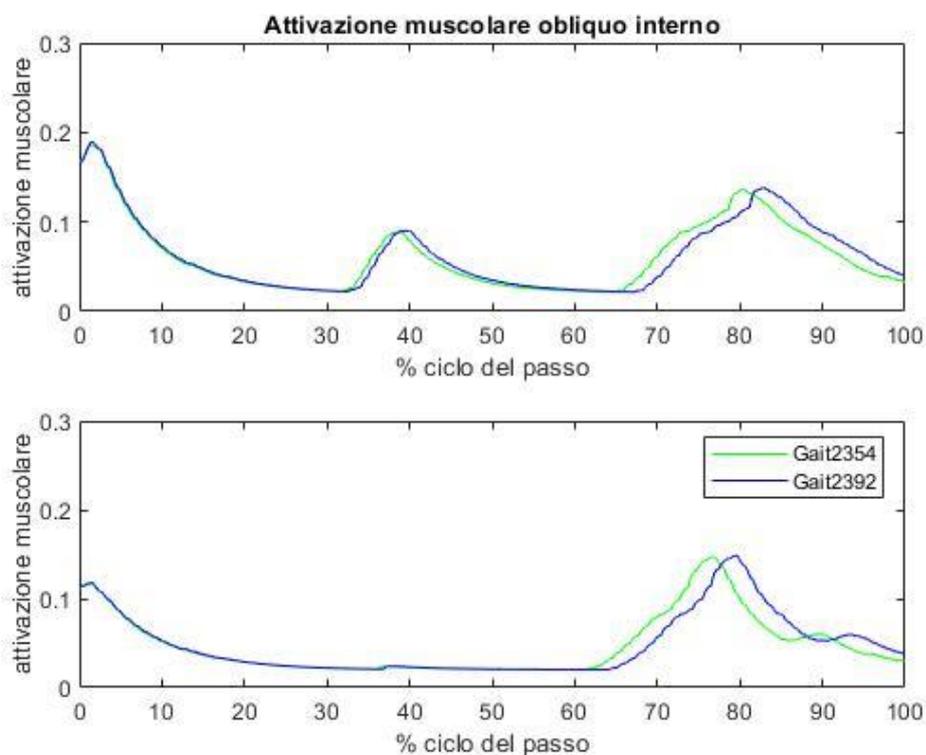


FIGURA 165 ATTIVAZIONE MUSCOLARE OBLIQUO INTERNO

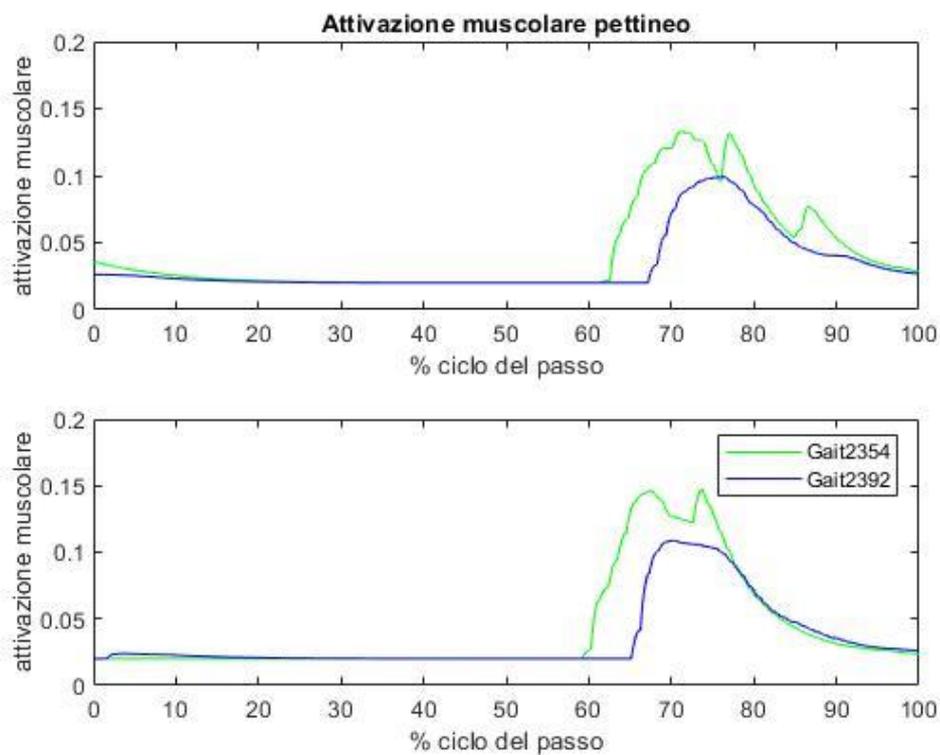


FIGURA 166 ATTIVAZIONE MUSCOLARE PETTINEO

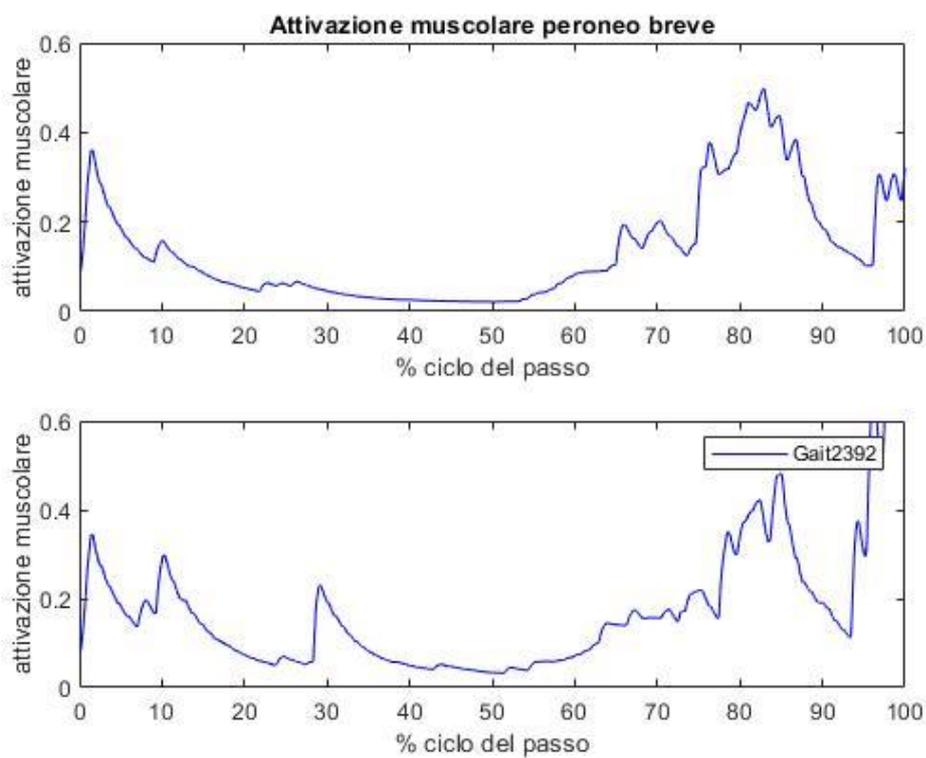


FIGURA 167 ATTIVAZIONE MUSCOLARE PERONEO BREVE

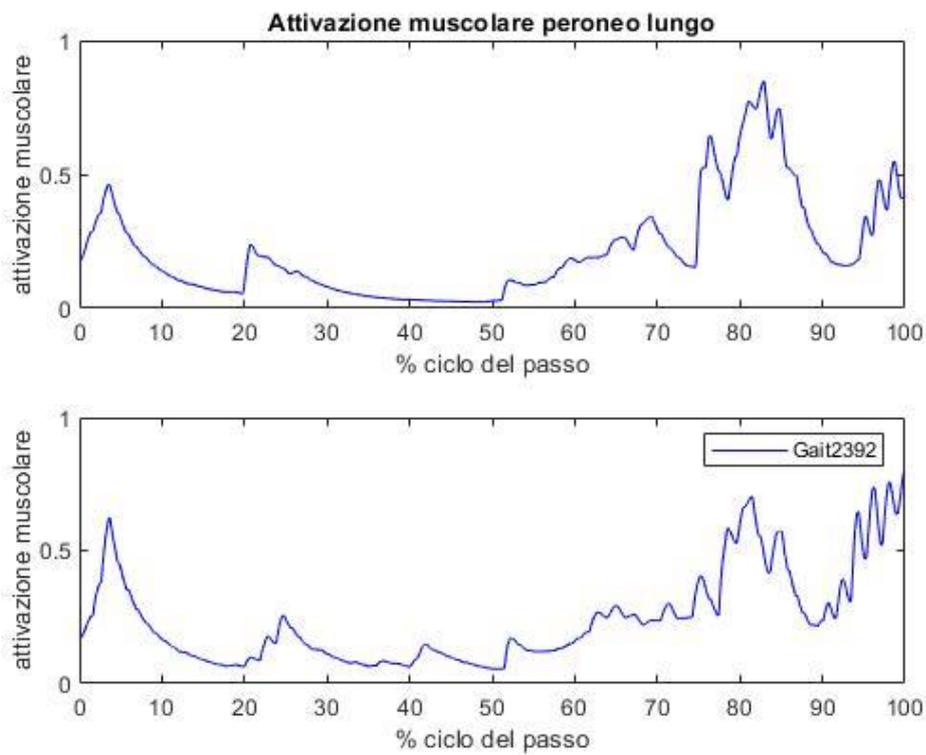


FIGURA 168 ATTIVAZIONE MUSCOLARE PERONEO LUNGO

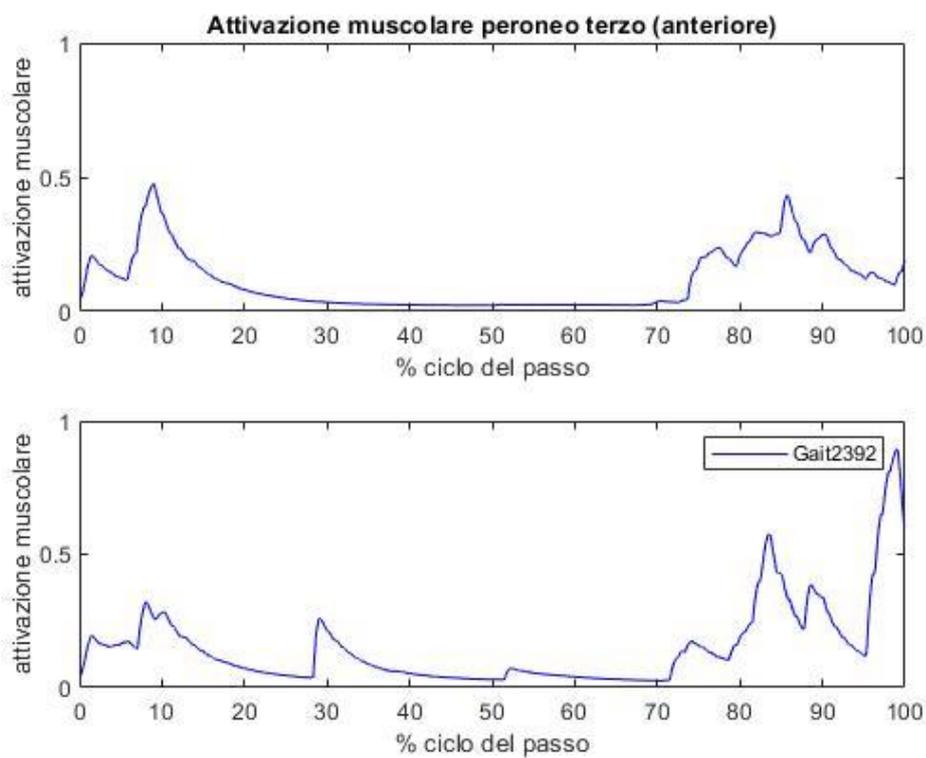


FIGURA 169 ATTIVAZIONE MUSCOLARE PERONEO TERZO

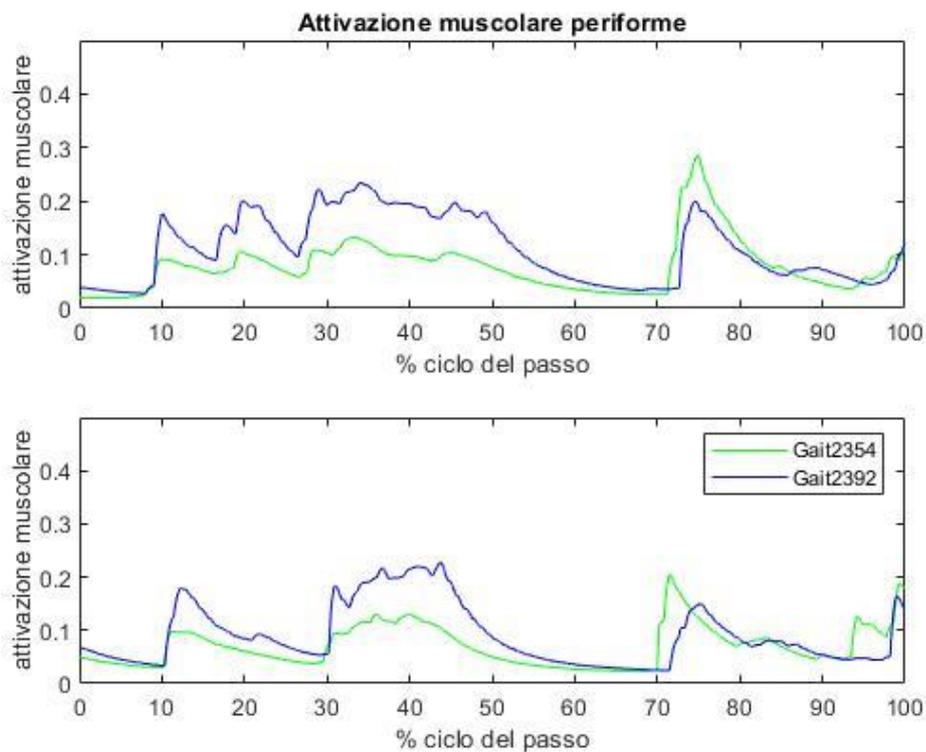


FIGURA 170 ATTIVAZIONE MUSCOLARE PERIFORME

-Grafici Capitolo 4.5 Analisi Metabolica

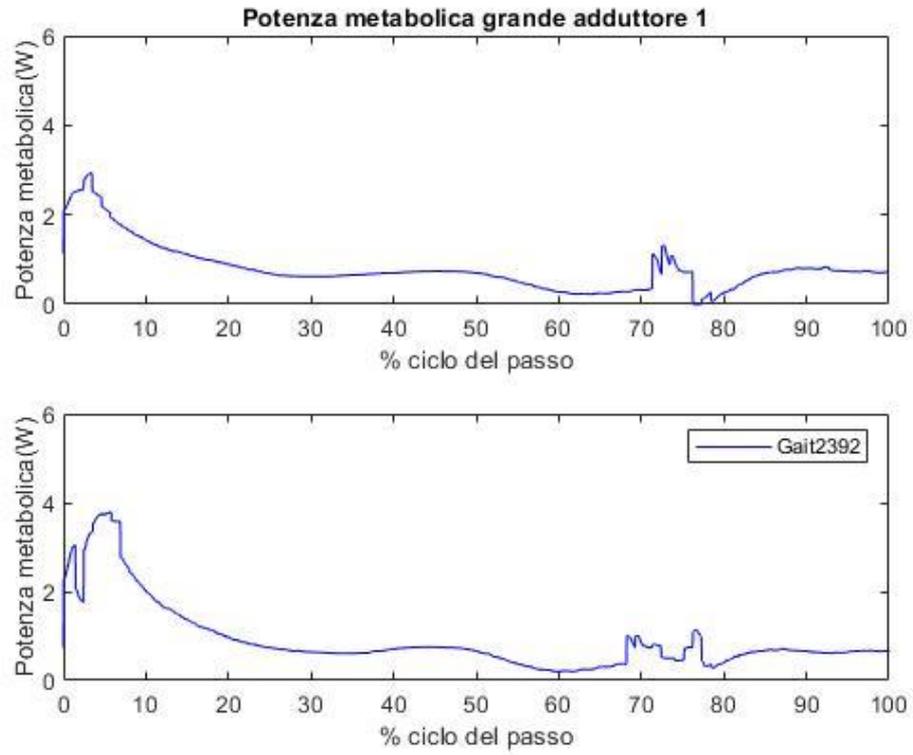


FIGURA 171 POTENZA METABOLICA GRANDE ADDUTTORE 1

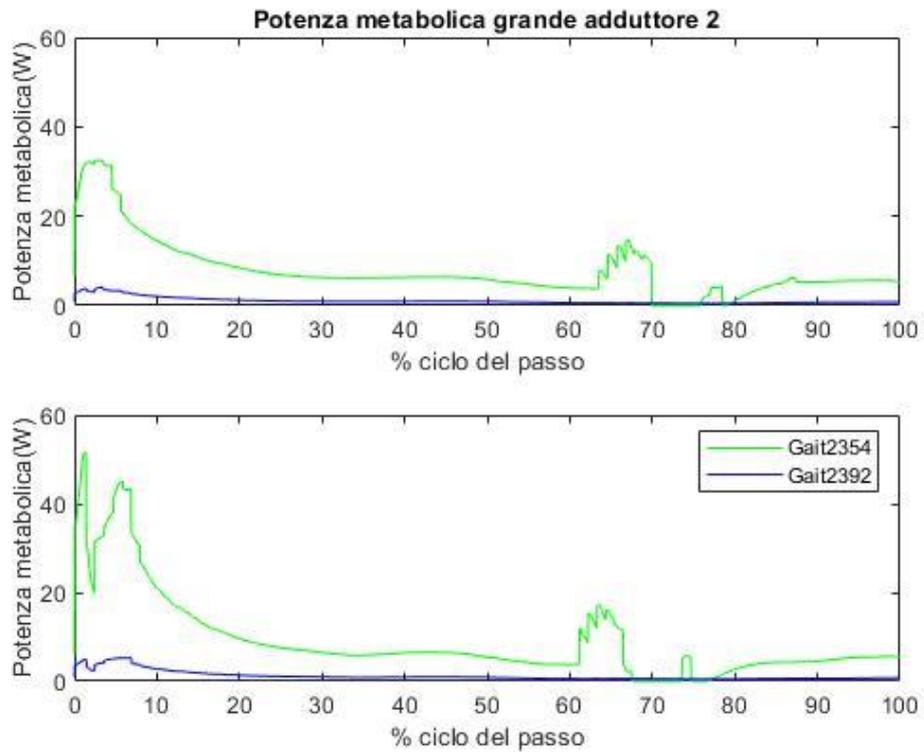


FIGURA 172 POTENZA METABOLICA GRANDE ADDUTTORE 2

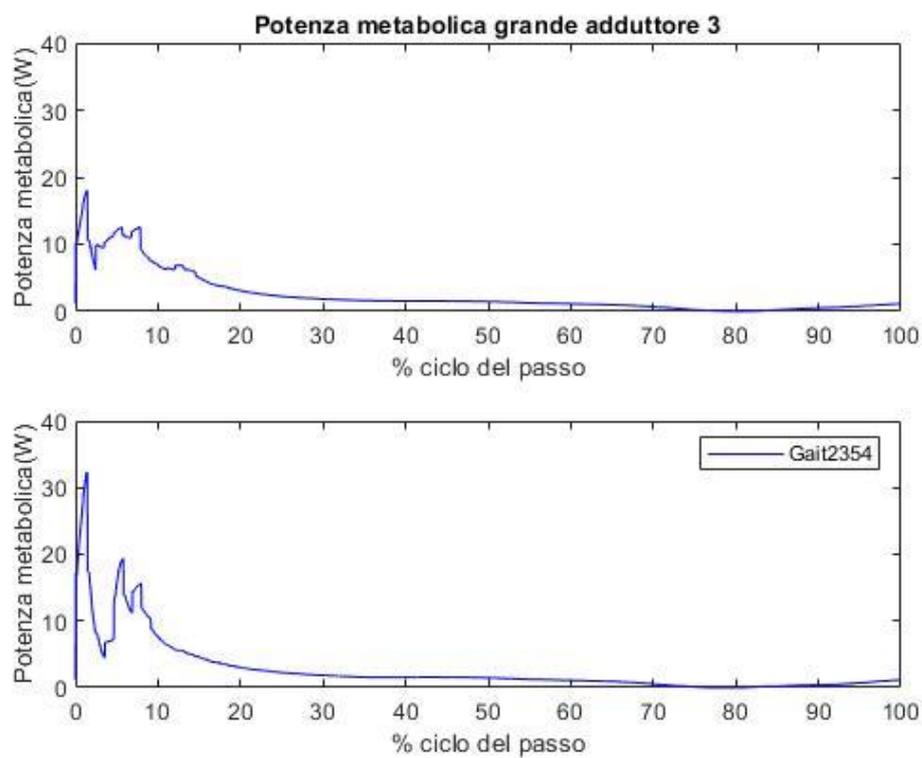


FIGURA 173 POTENZA METABOLICA GRANDE ADDUTTORE 3

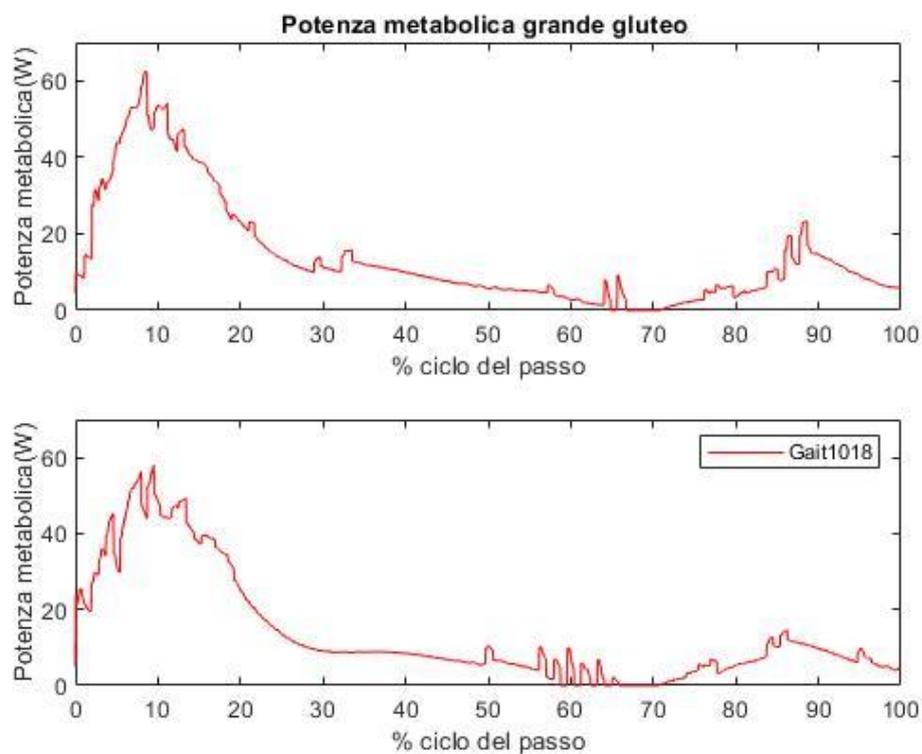


FIGURA 174 POTENZA METABOLICA GRANDE GLUTEO

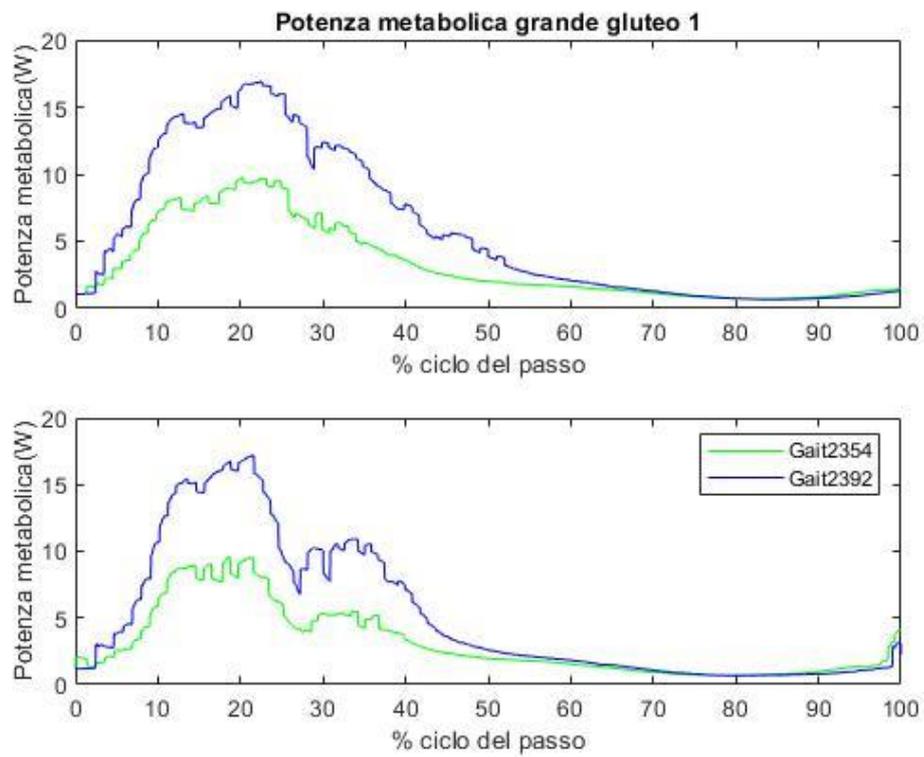


FIGURA 175 POTENZA METABOLICA GRANDE GLUTEO 1

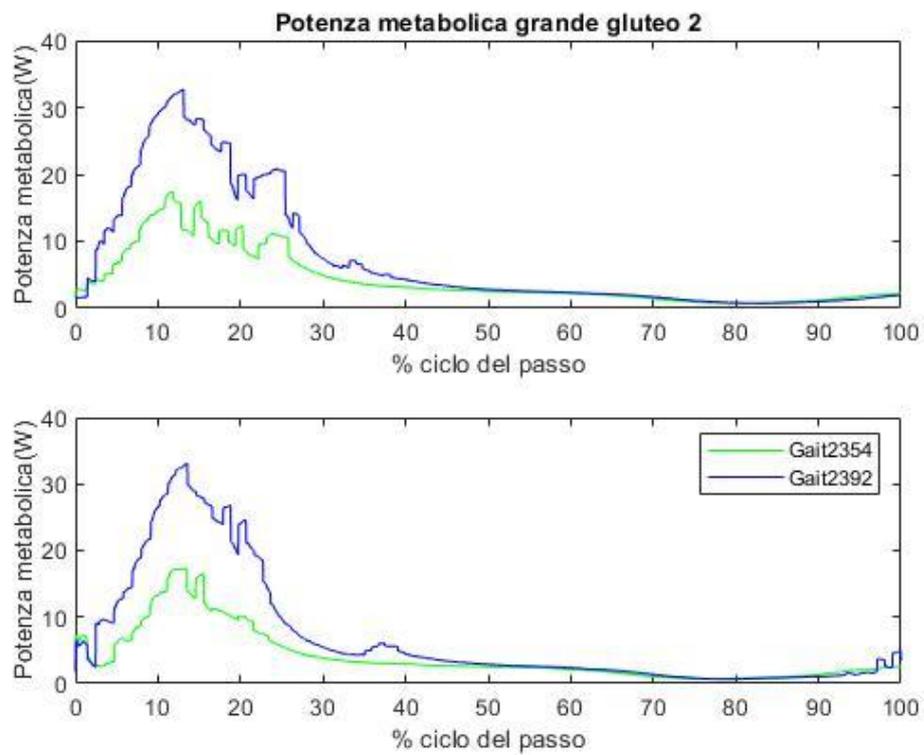


FIGURA 176 POTENZA METABOLICA GRANDE GLUTEO 2

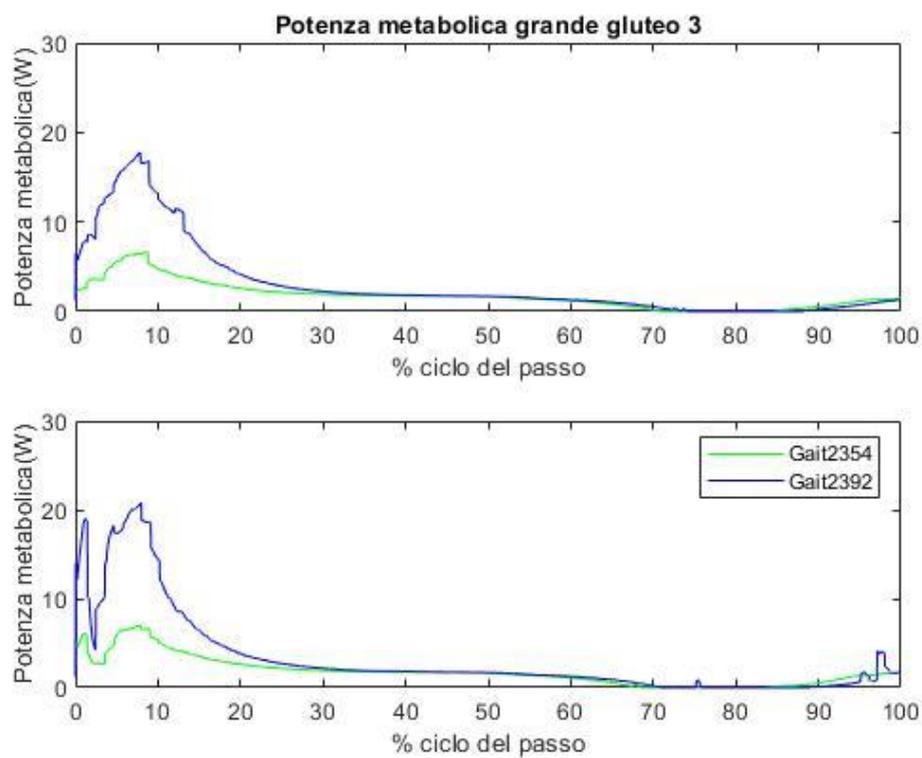


FIGURA 177 POTENZA METABOLICA GRANDE GLUTEO 3

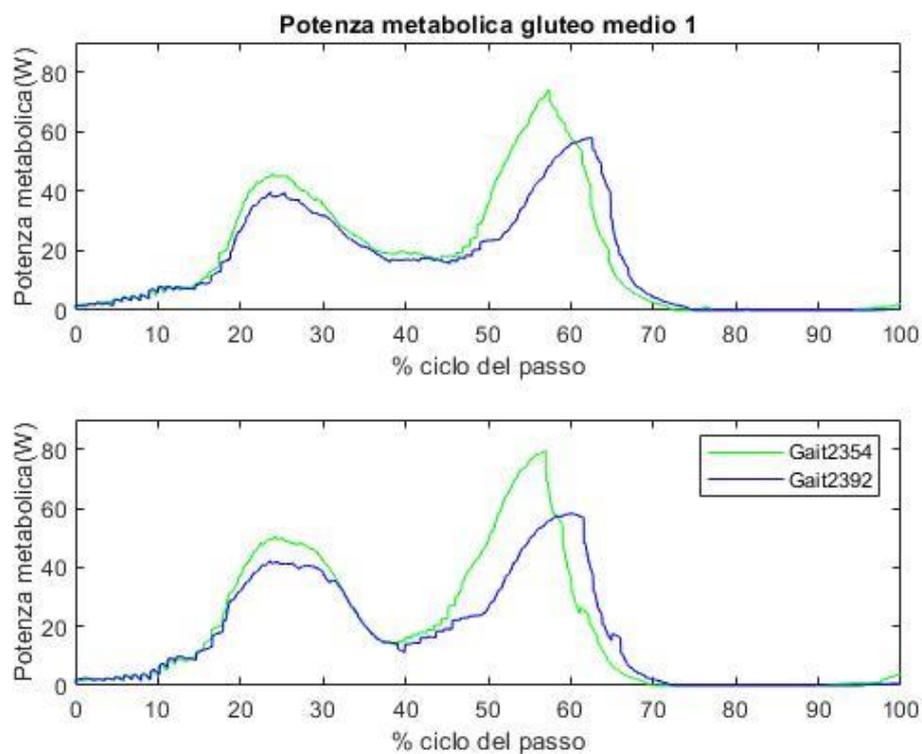


FIGURA 178 POTENZA METABOLICA GLUTEO MEDIO 1

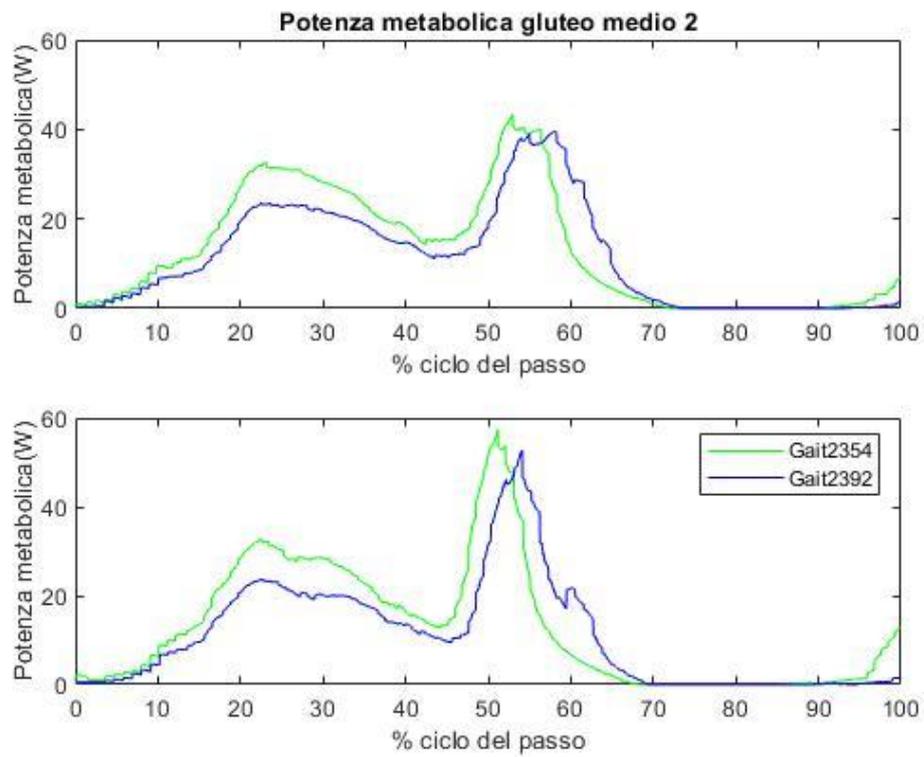


FIGURA 179 POTENZA METABOLICA GLUTEO MEDIO 2

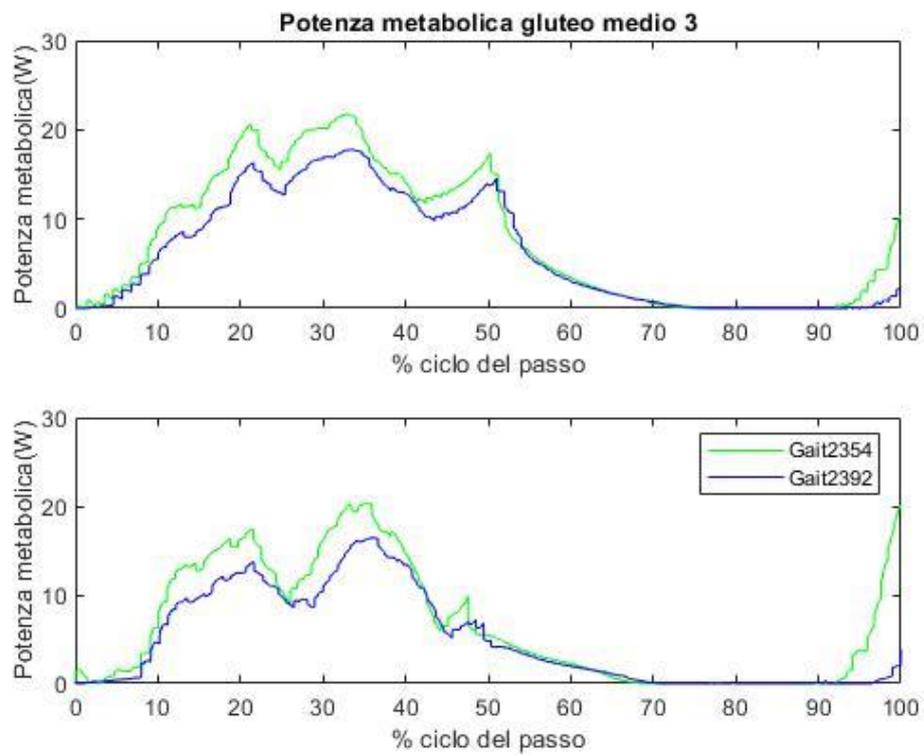


FIGURA 180 POTENZA METABOLICA GLUTEO MEDIO 3

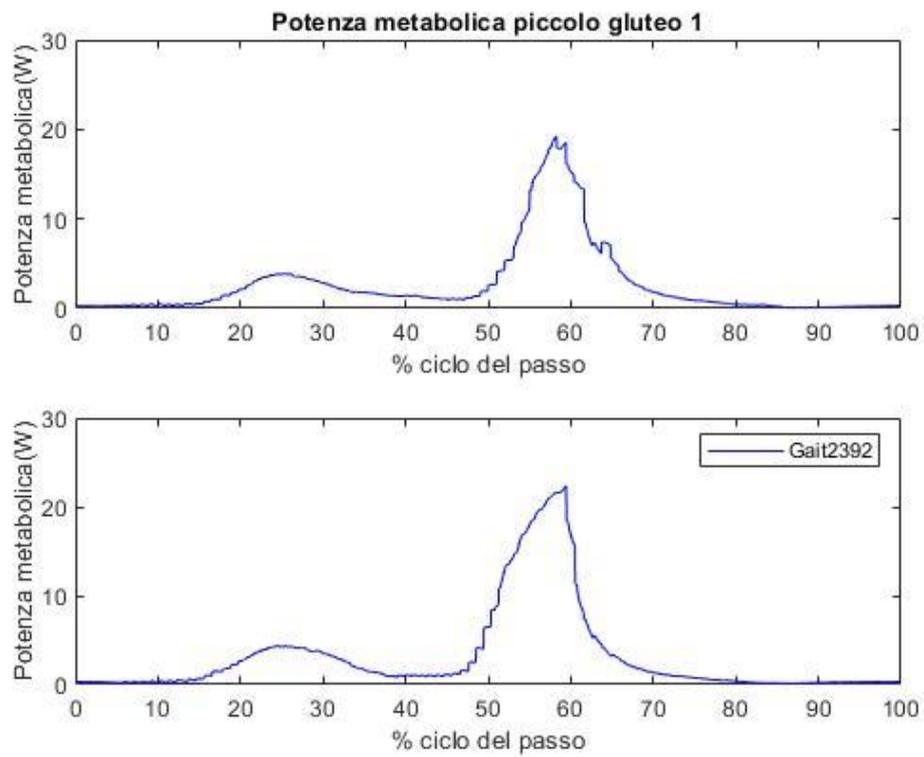


FIGURA 181 POTENZA METABOLICA PICCOLO GLUTEO 1

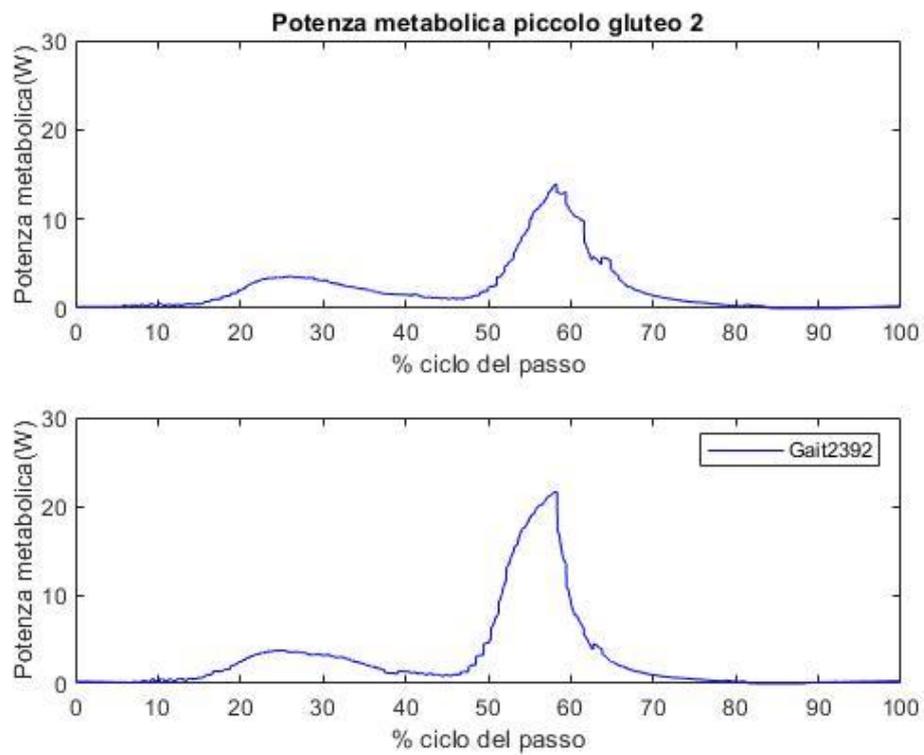


FIGURA 182 POTENZA METABOLICA PICCOLO GLUTEO 2

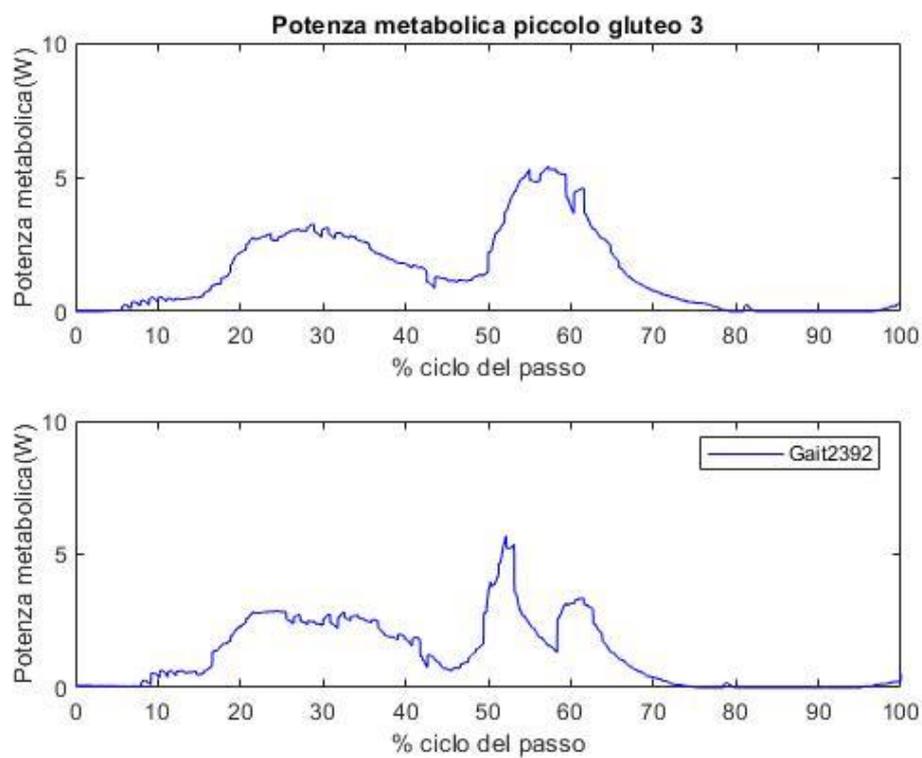


FIGURA 183 POTENZA METABOLICA PICCOLO GLUTEO 3

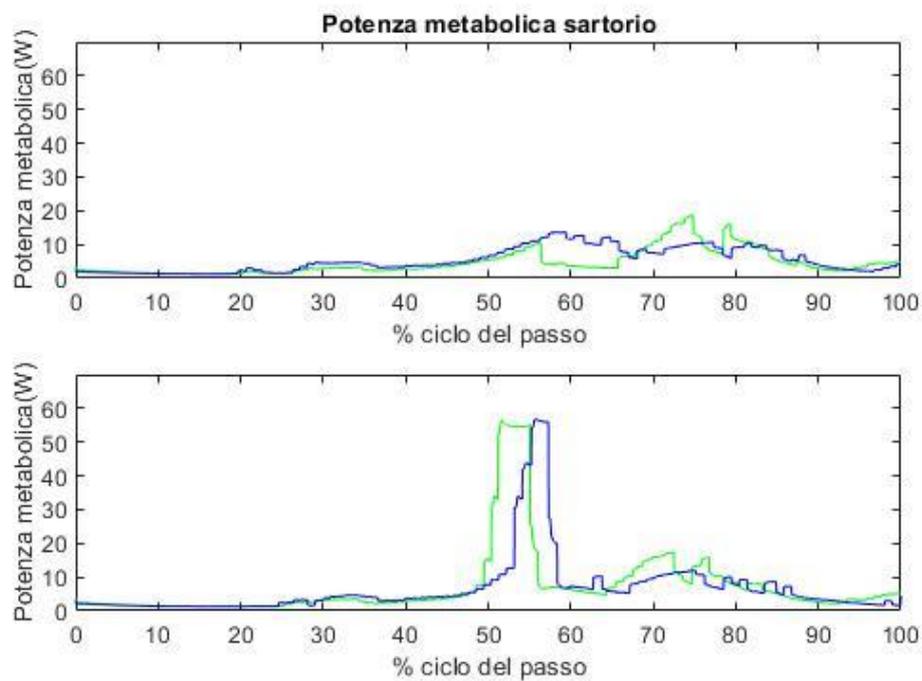


FIGURA 184 POTENZA METABOLICA SARTORIO

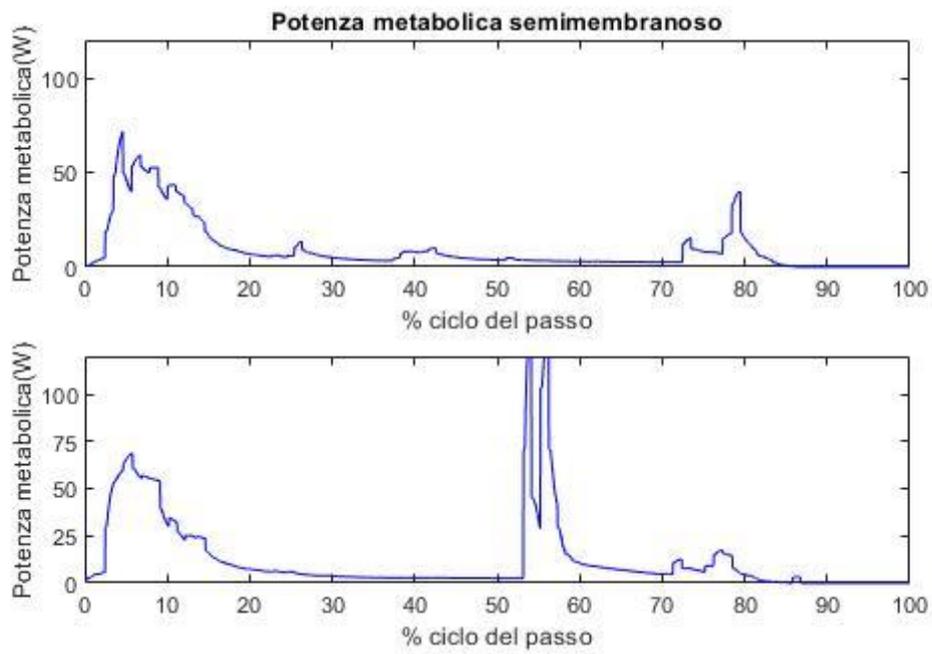


FIGURA 185 POTENZA METABOLICA SEMIMEMBRANOSO

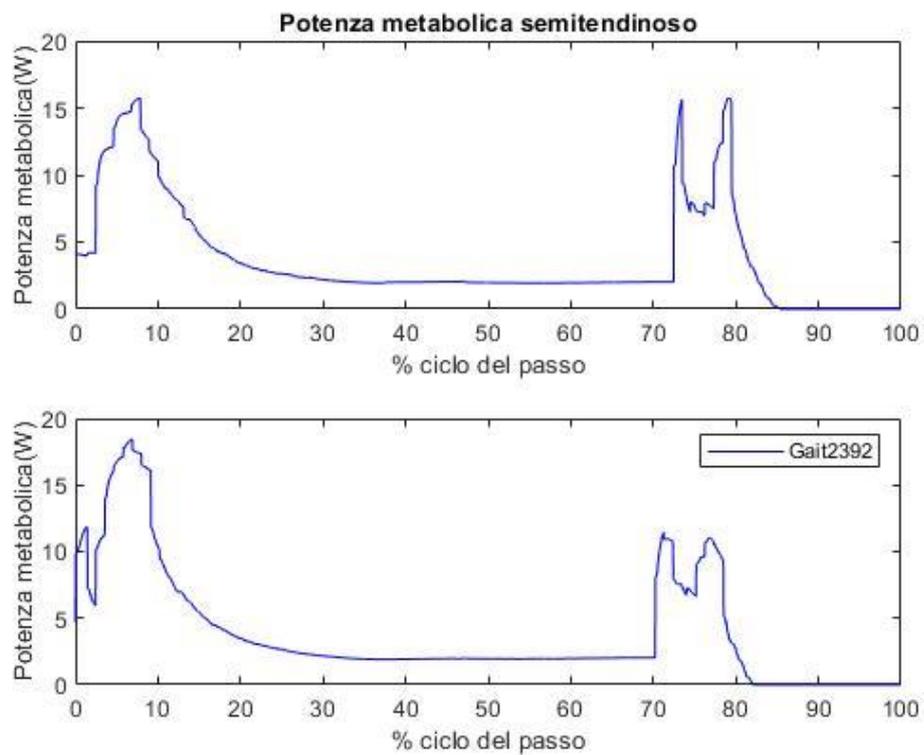


FIGURA 186 POTENZA METABOLICA SEMITENDINOSO

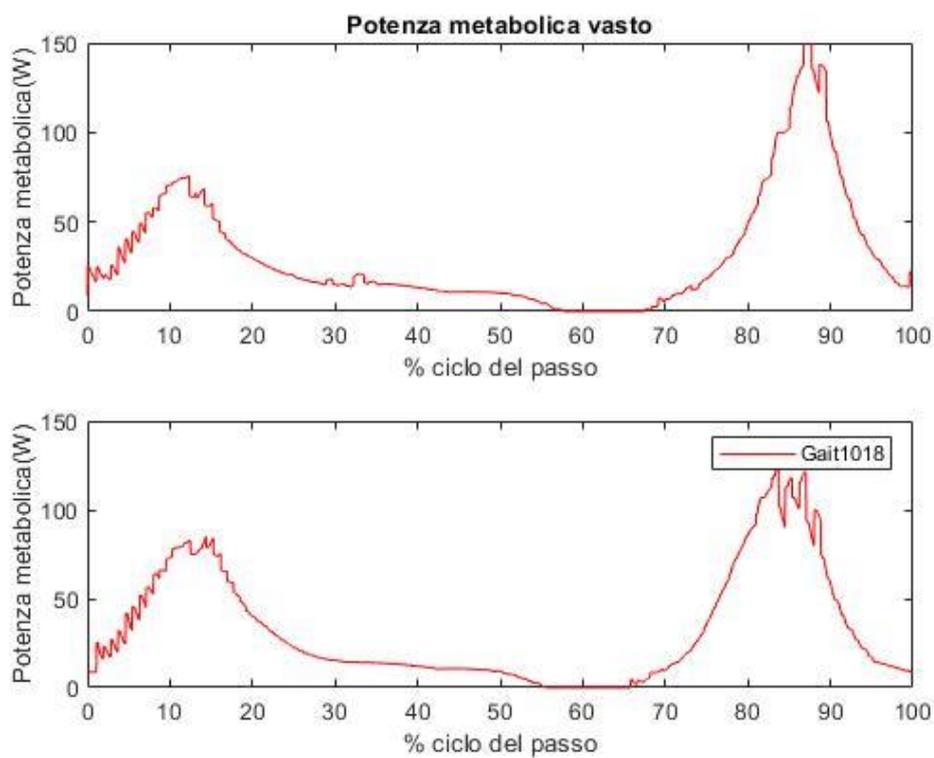


FIGURA 187 POTENZA METABOLICA VASTO

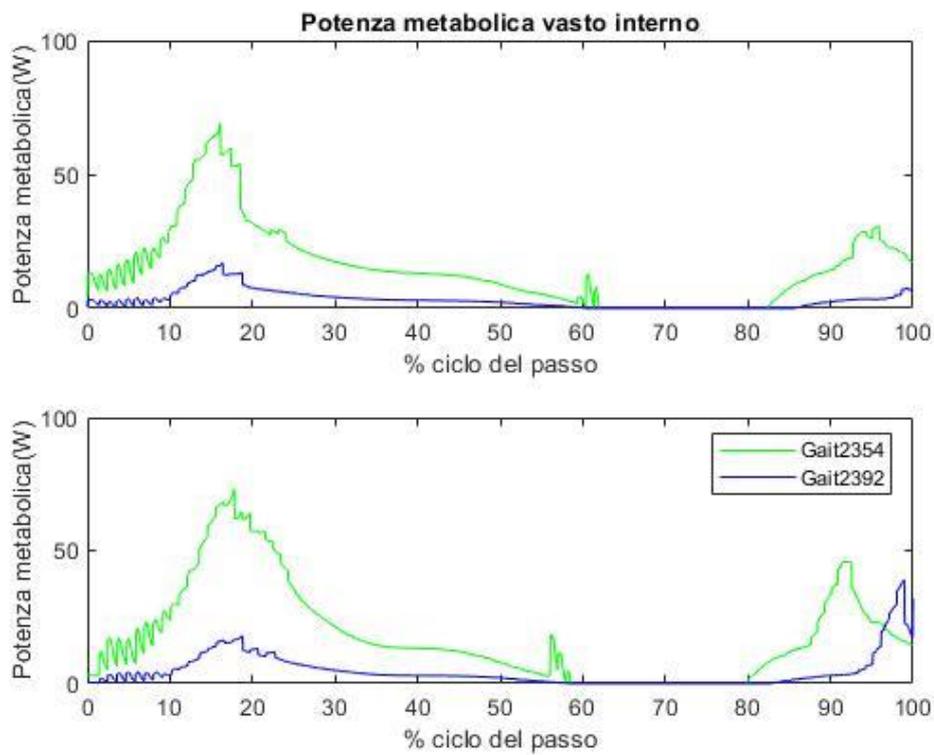


FIGURA 188 POTENZA METABOLICA VASTO INTERNO

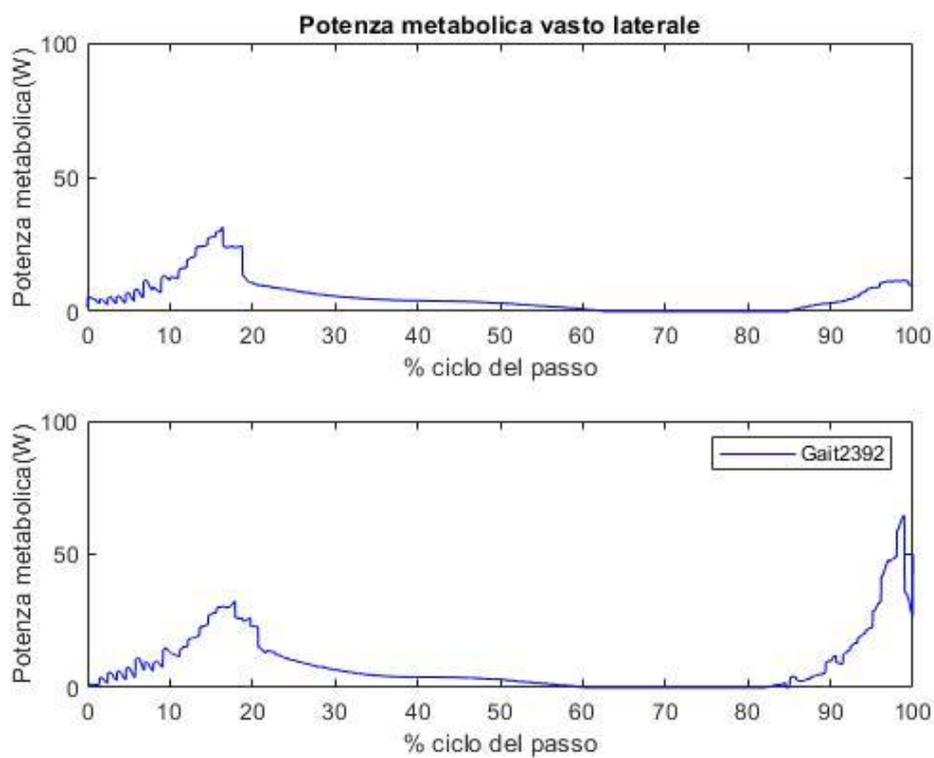


FIGURA 189 POTENZA METABOLICA VASTO LATERALE

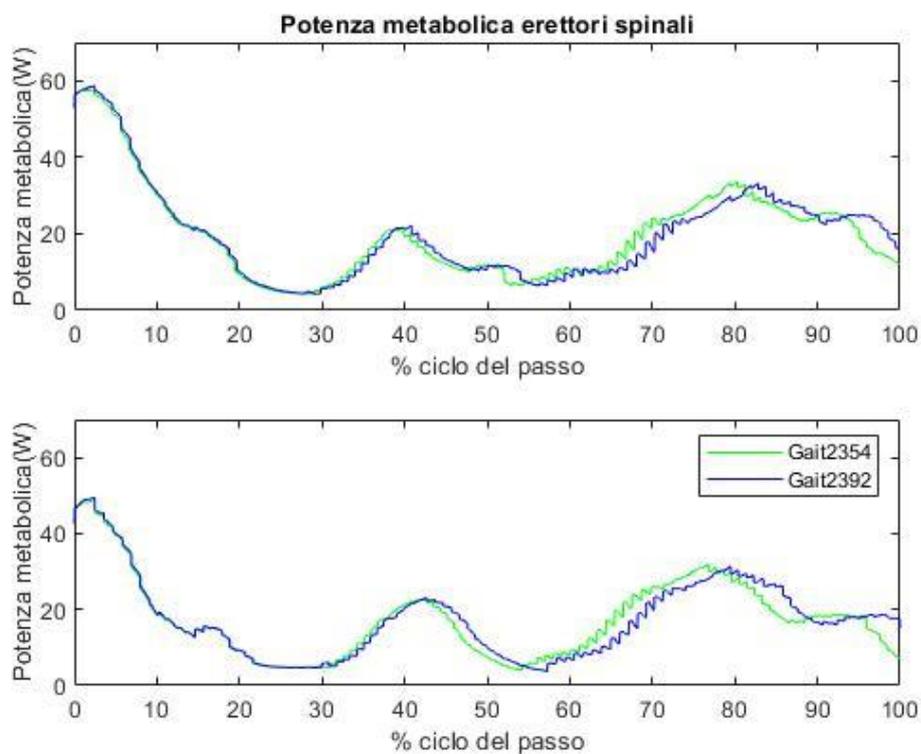


FIGURA 190 POTENZA METABOLICA ERETTORI SPINALI

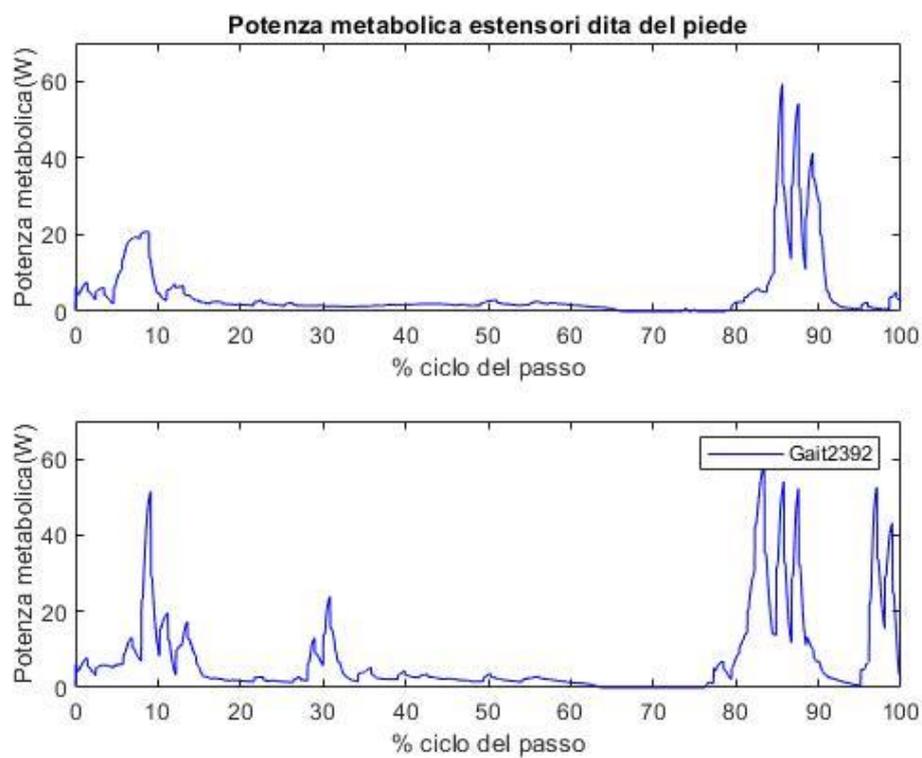


FIGURA 191 POTENZA METABOLICA ESTENSORI DITA DEL PIEDE

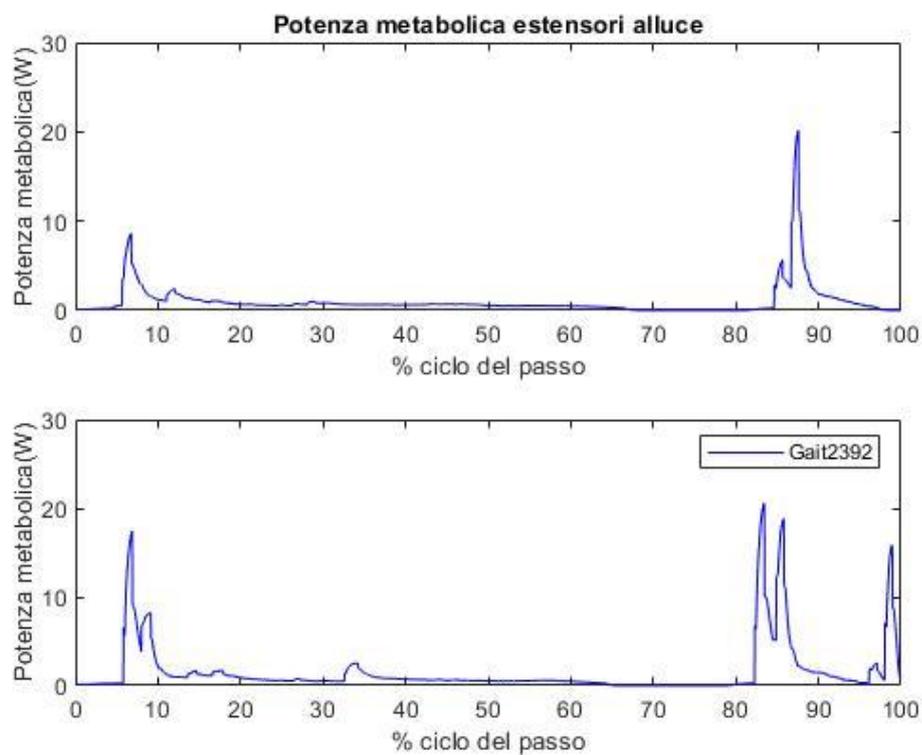


FIGURA 192 POTENZA METABOLICA ESTENSORI ALLUCE

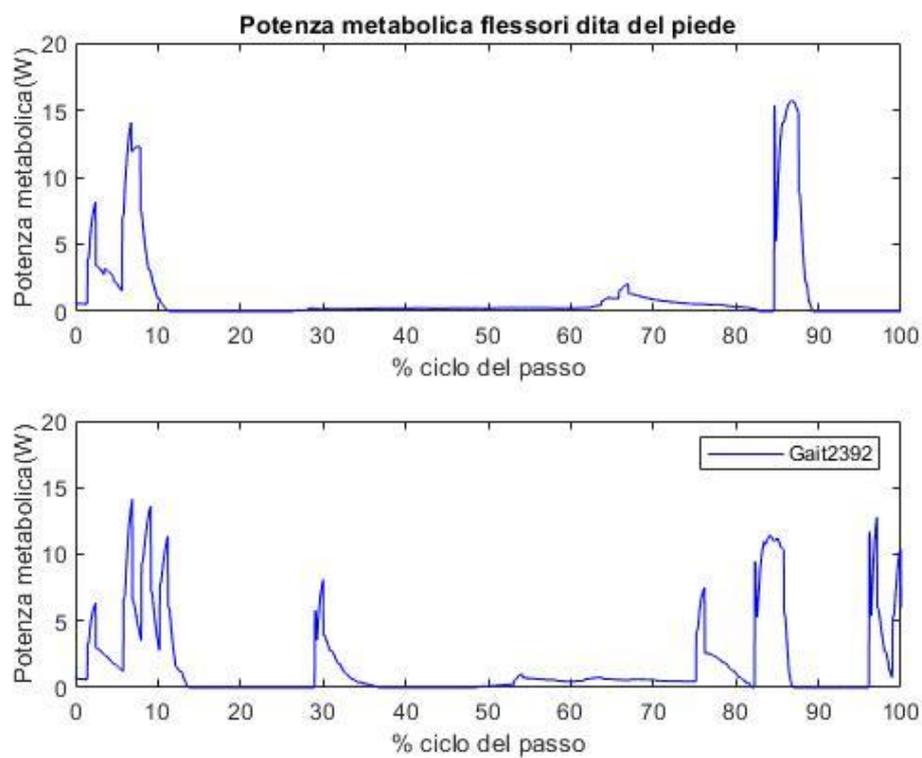


FIGURA 193 POTENZA METABOLICA FLESSORI DITA DEL PIEDE

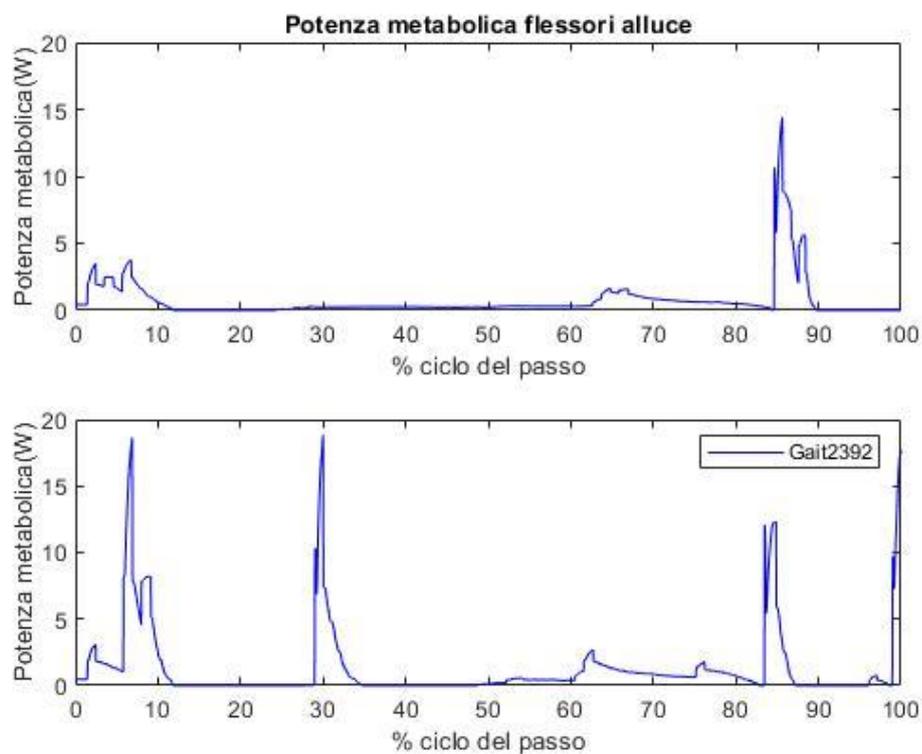


FIGURA 194 POTENZA METABOLICA FLESSORI ALLUCE

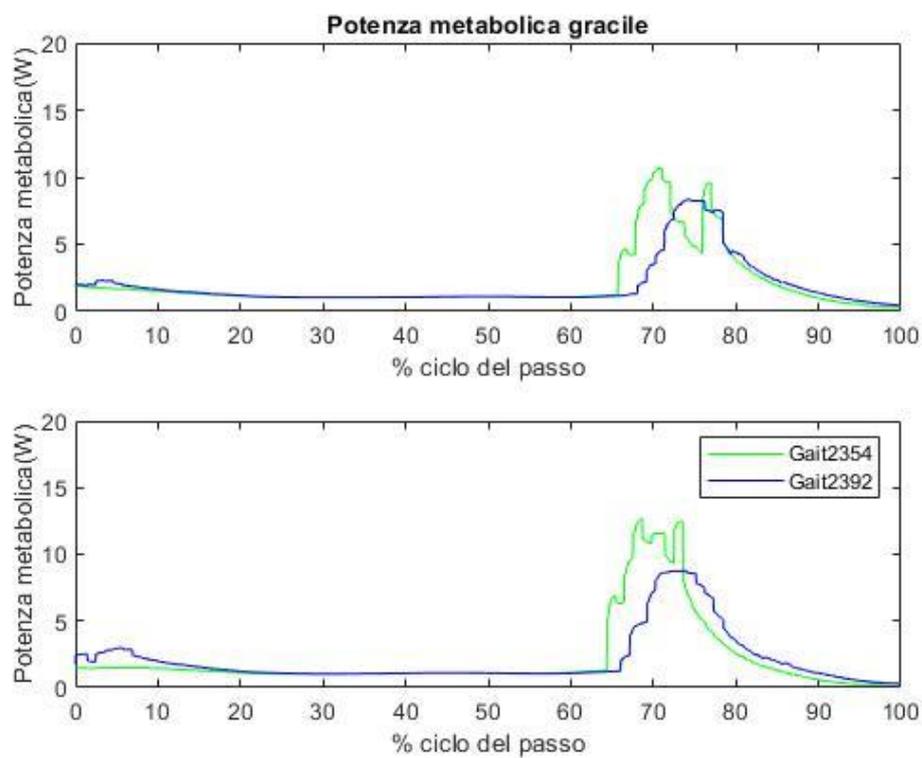


FIGURA 195 POTENZA METABOLICA GRACILE

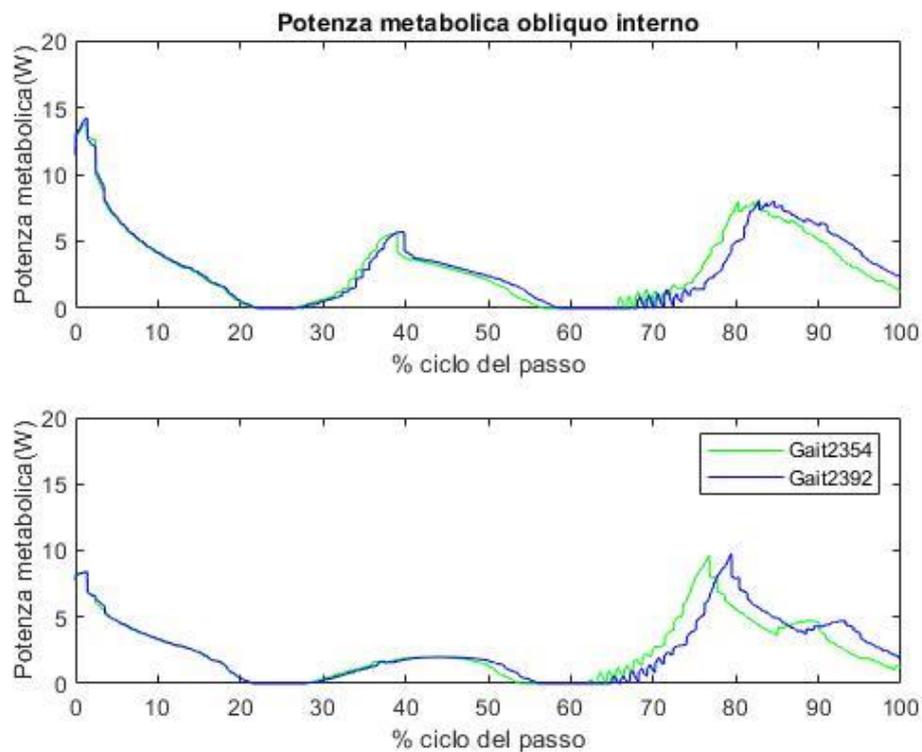


FIGURA 196 POTENZA METABOLICA OBLIQUO INTERNO

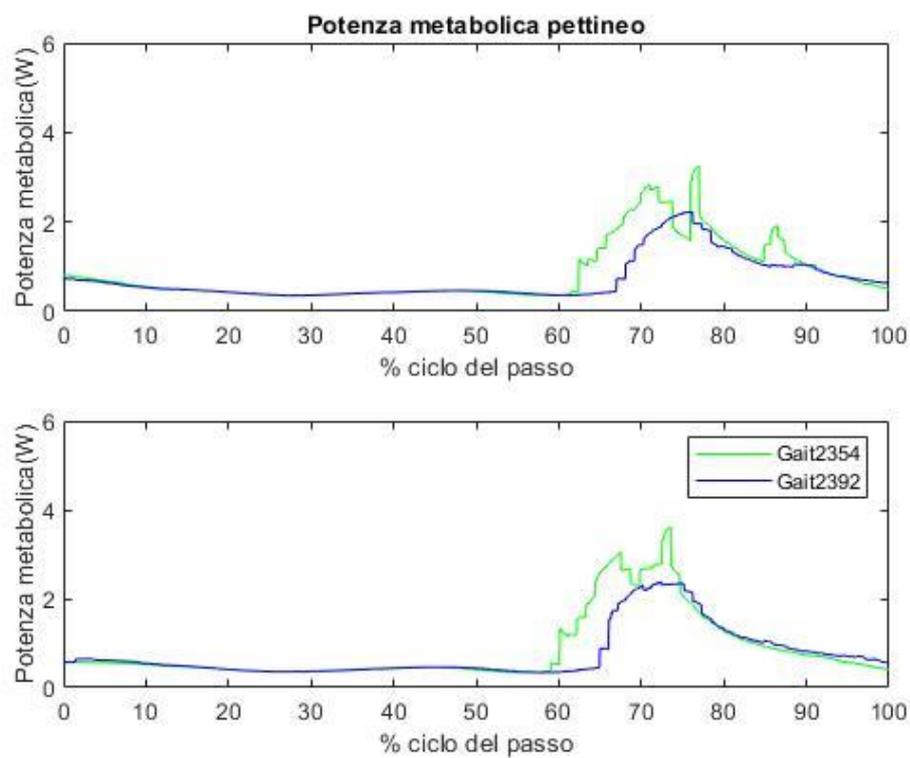


FIGURA 197 POTENZA METABOLICA PETTINEO

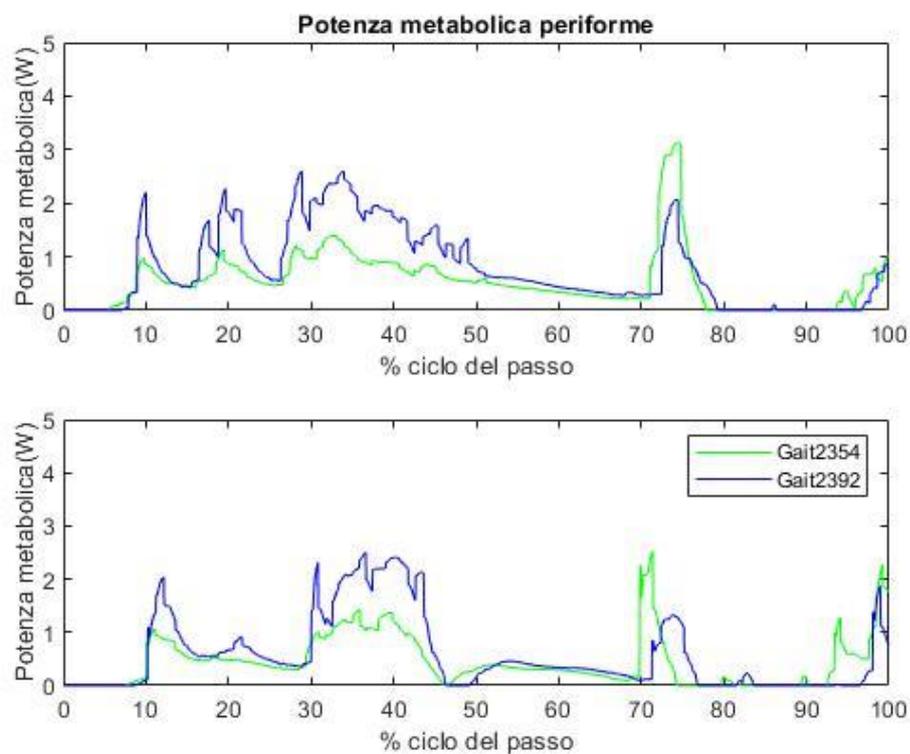


FIGURA 198 POTENZA METABOLICA PERIFORME

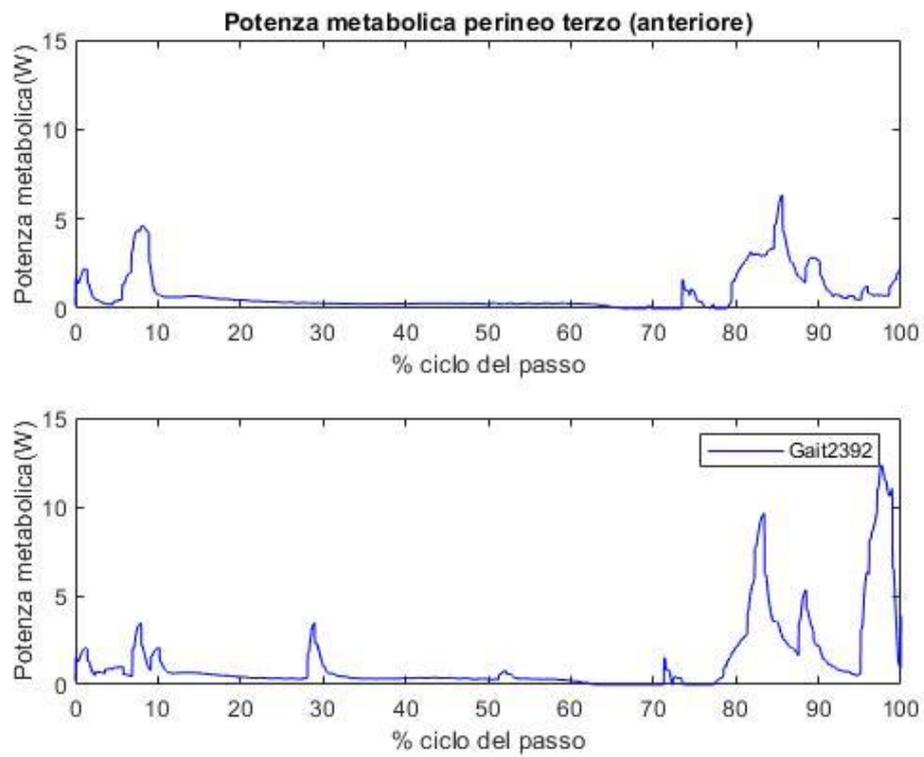


FIGURA 199 POTENZA METABOLICA PERONEO TERZO

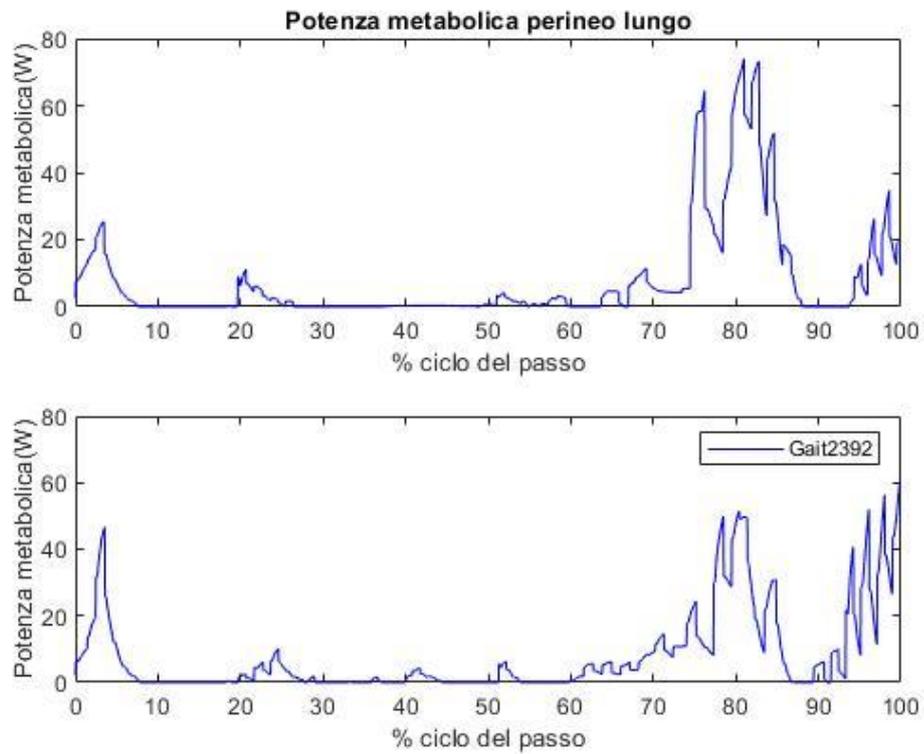


FIGURA 200 POTENZA METABOLICA PERONEO LUNGO

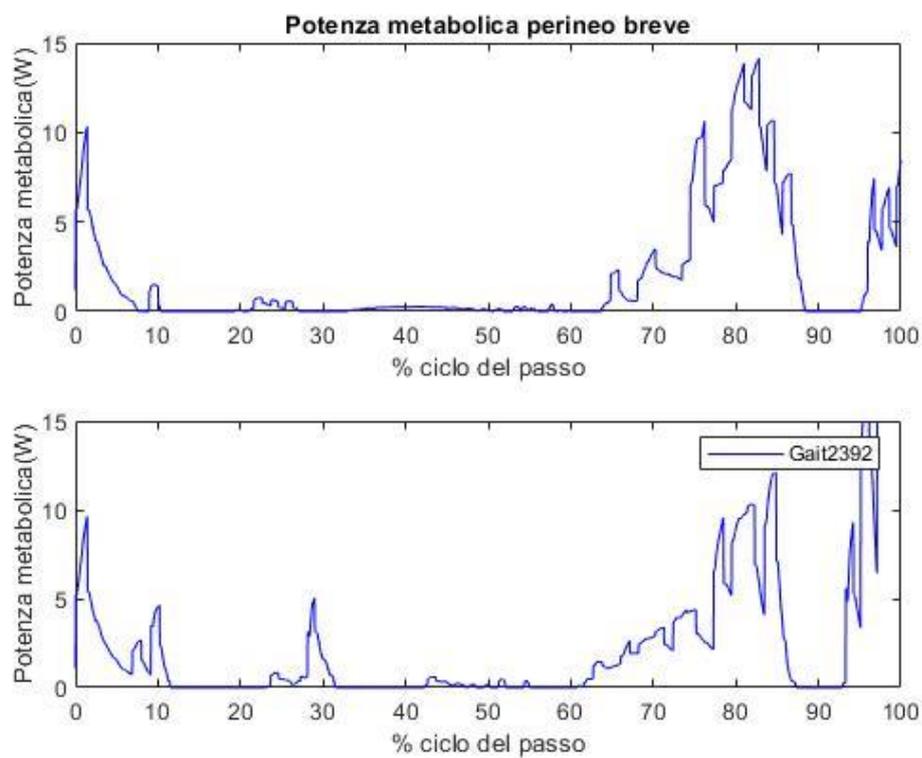


FIGURA 201 POTENZA METABOLICA PERONEO BREVE

-Grafici Capitolo 4.6 Analisi Muscolare

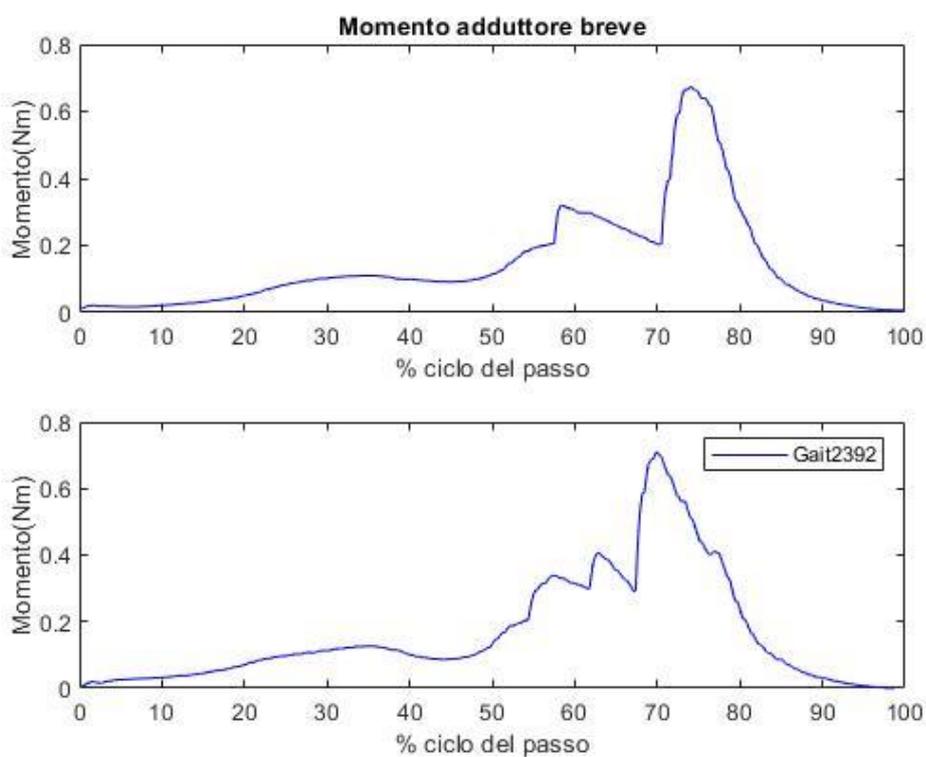


FIGURA 202 MOMENTO ADDUTTORE BREVE

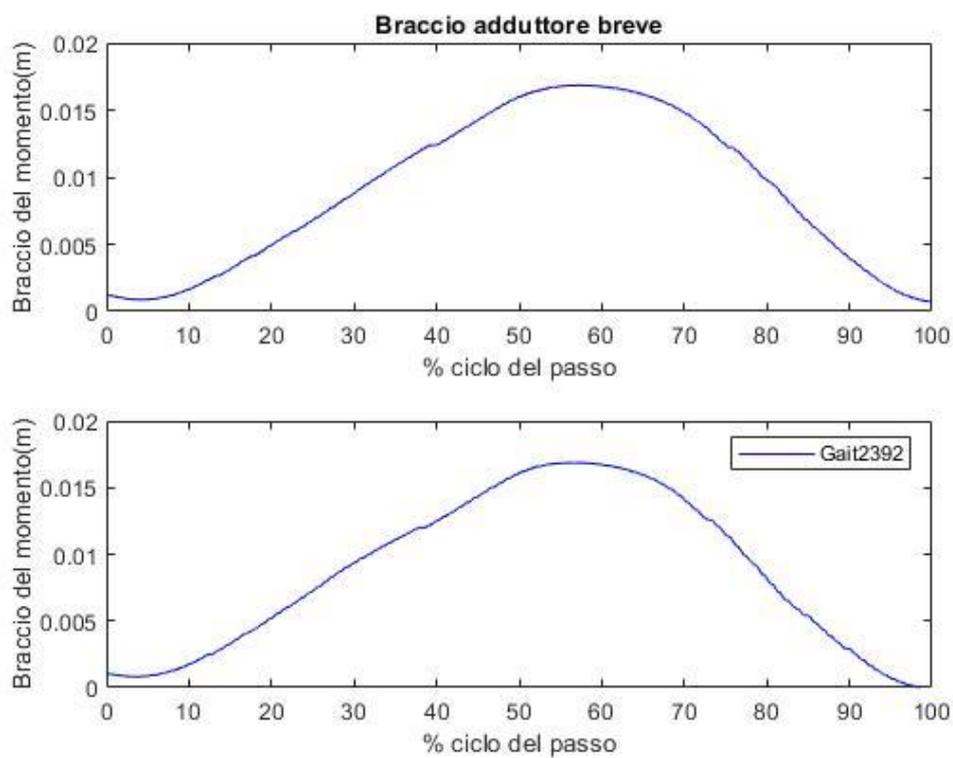


FIGURA 203 BRACCIO DEL MOMENTO PER ADDUTTORE BREVE

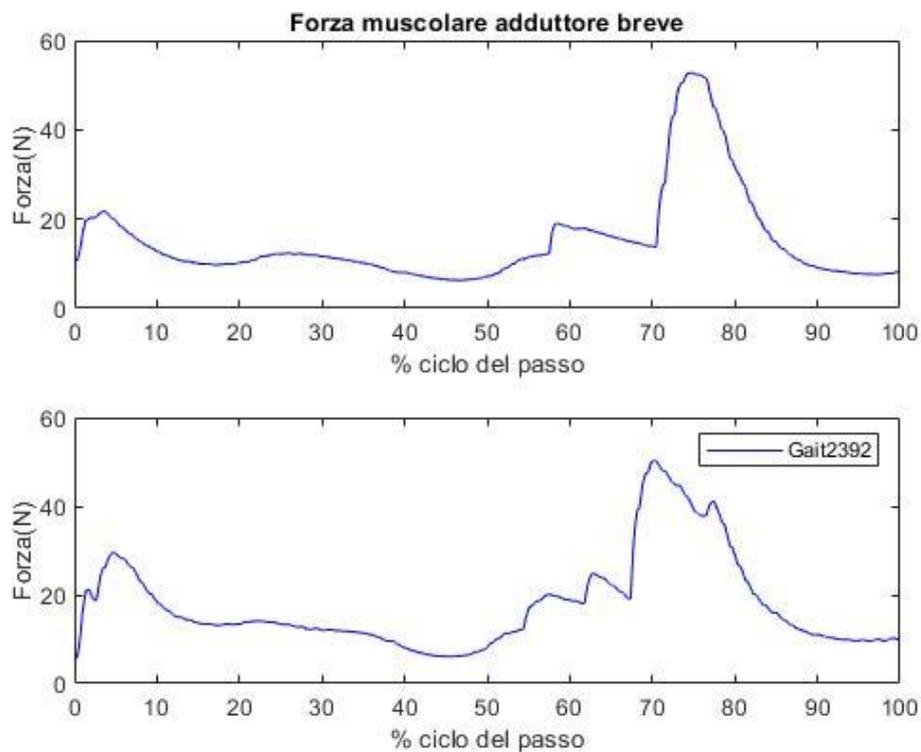


FIGURA 204 FORZA ESERCITATA DELL'ADDUTTORE BREVE

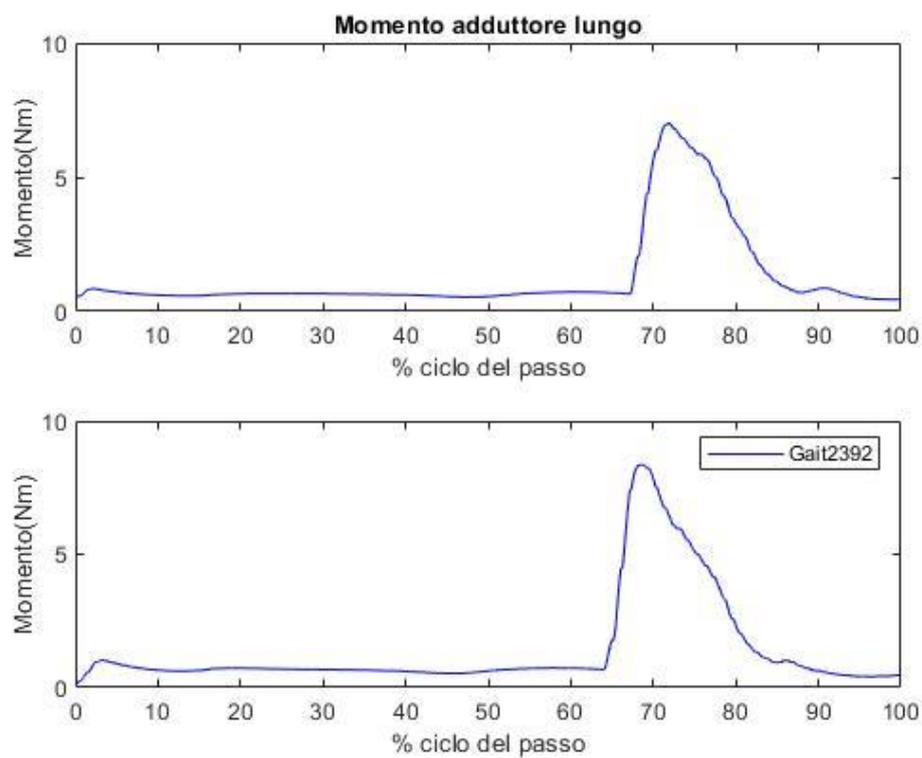


FIGURA 205 MOMENTO ADDUTTORE LUNGO

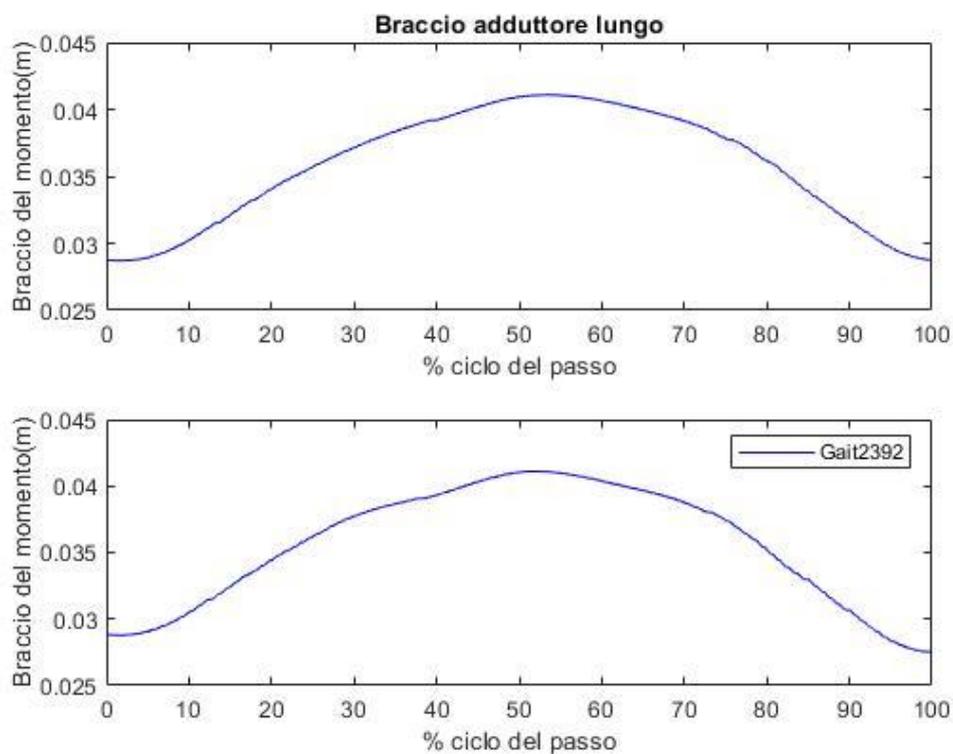


FIGURA 206 BRACCIO DEL MOMENTO ADDUTTORE LUNGO

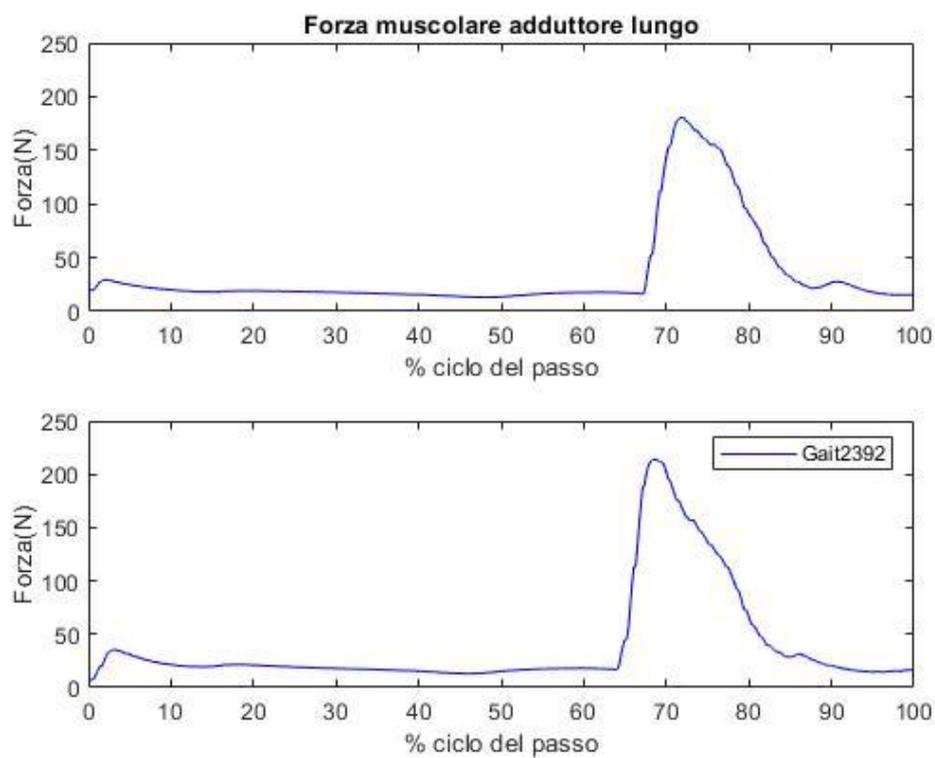


FIGURA 207 FORZA ESERCITATA DALL'ADDUTTORE LUNGO

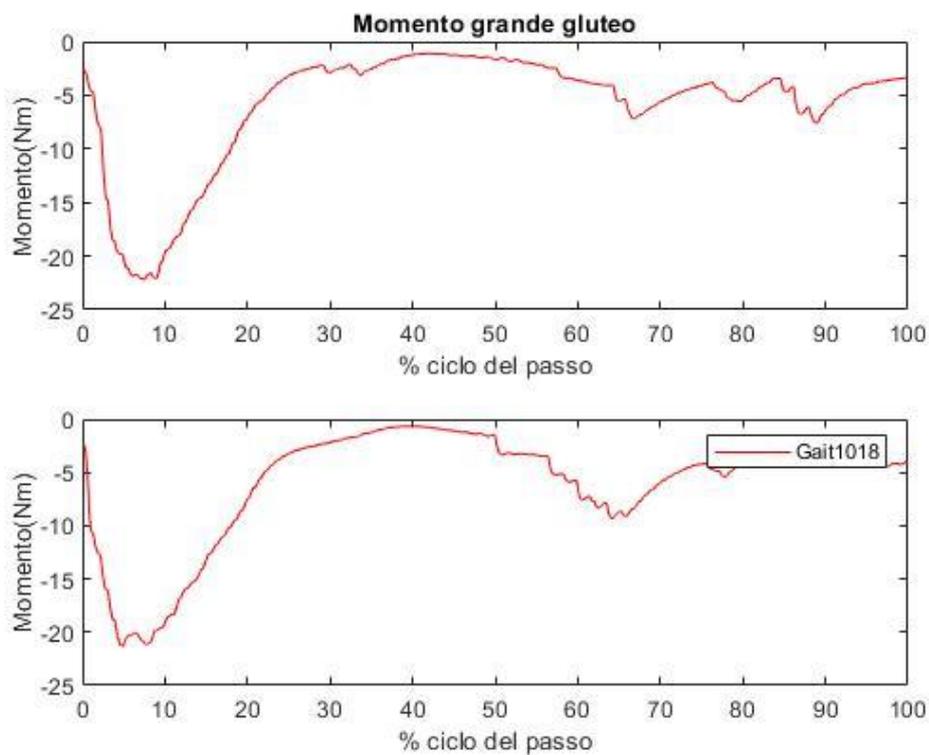


FIGURA 208 MOMENTO GRANDE GLUTEO

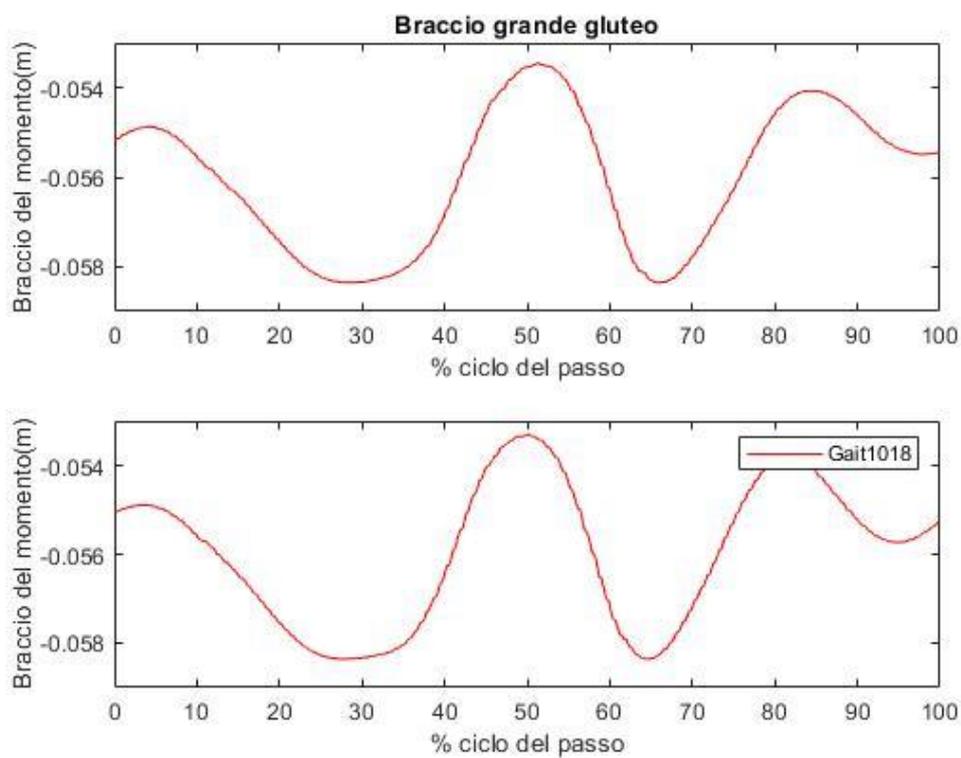


FIGURA 209 BRACCIO DEL MOMENTO GRANDE GLUTEO

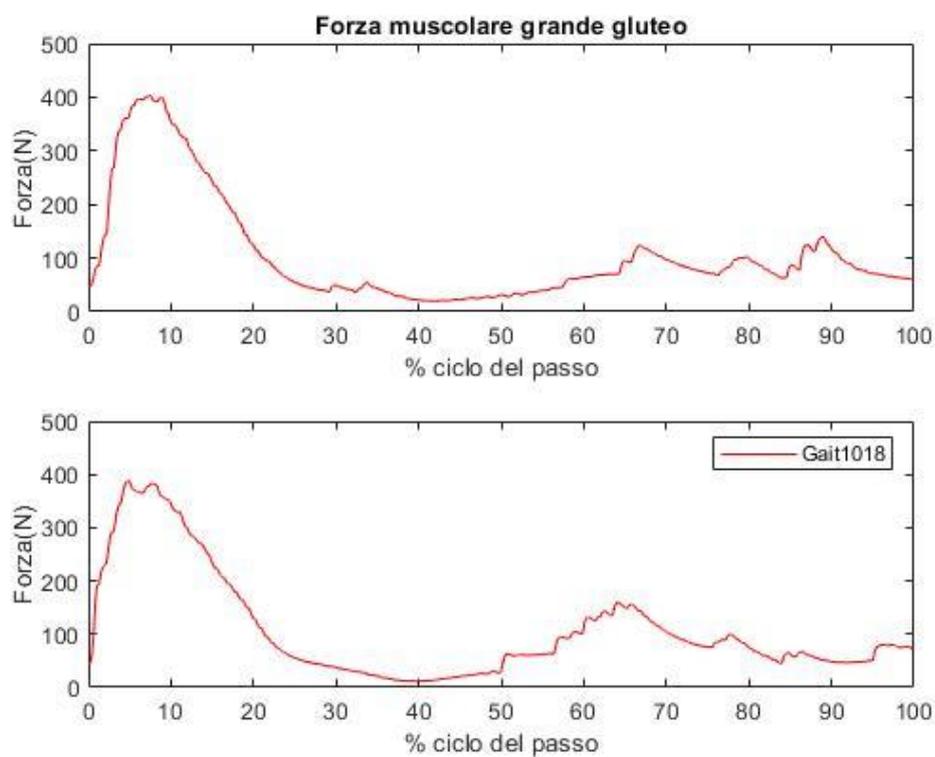


FIGURA 210 FORZA ESERCITATA DEL GRANDE GLUTEO

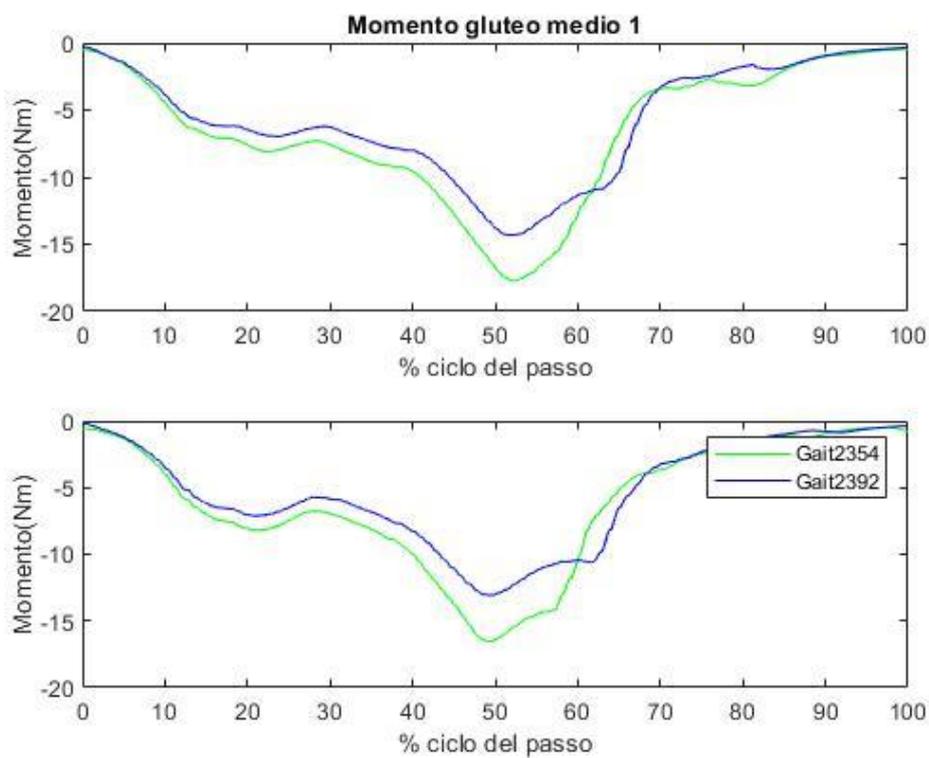


FIGURA 211 MOMENTO GLUTEO MEDIO 1

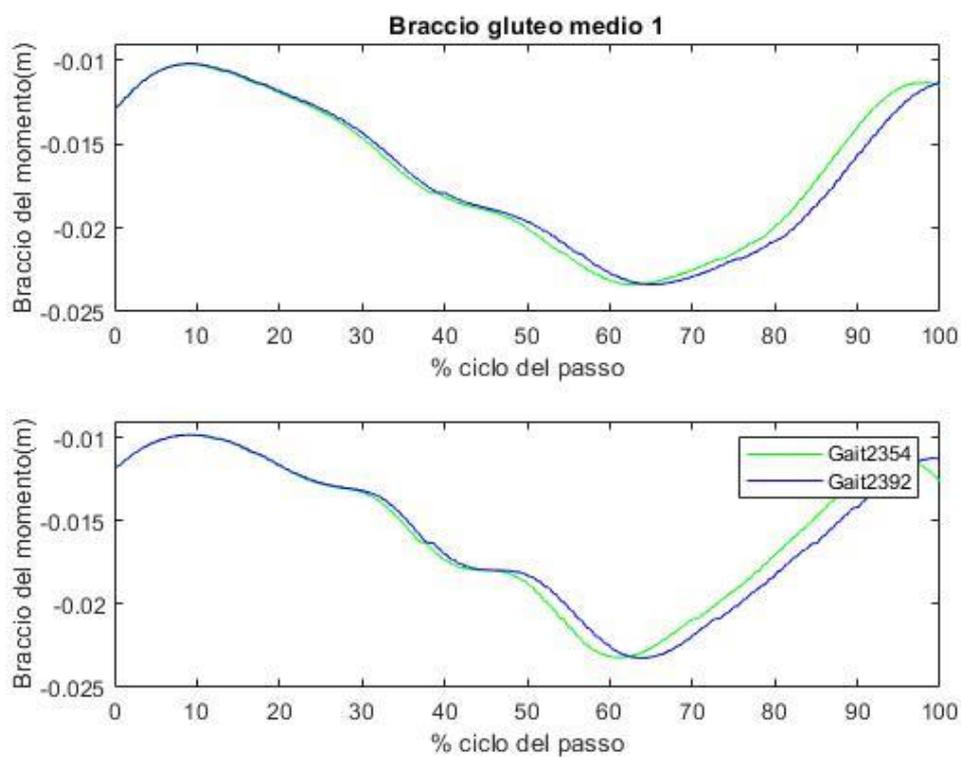


FIGURA 212 BRACCIO DEL MOMENTO GLUTEO MEDIO 1

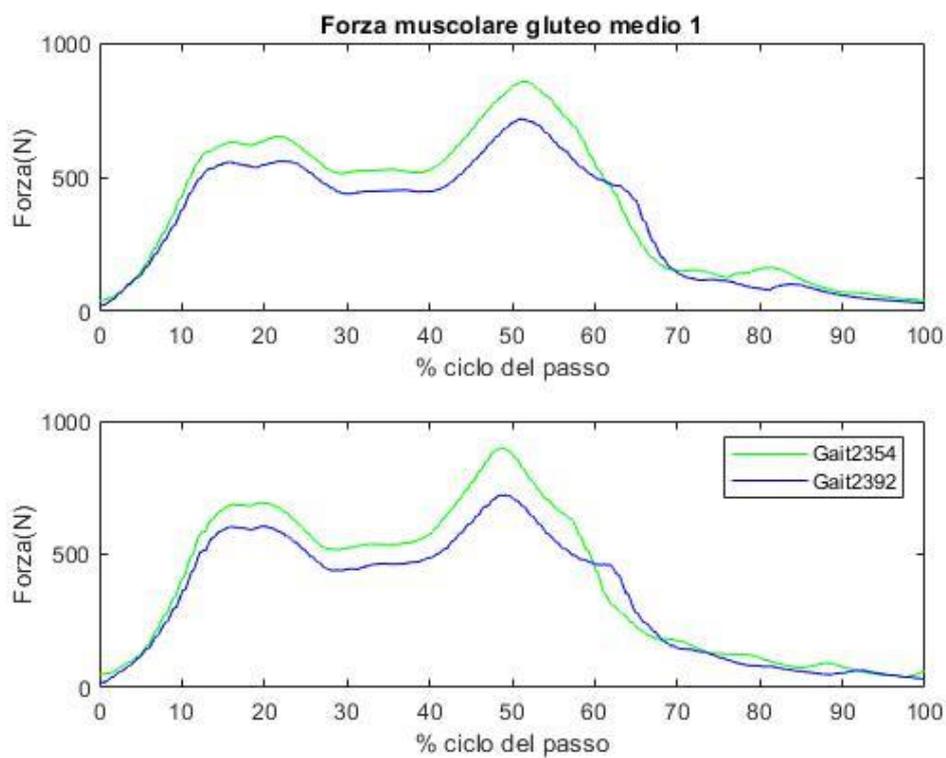


FIGURA 213 FORZA ESERCITATA DEL GLUTEO MEDIO 1

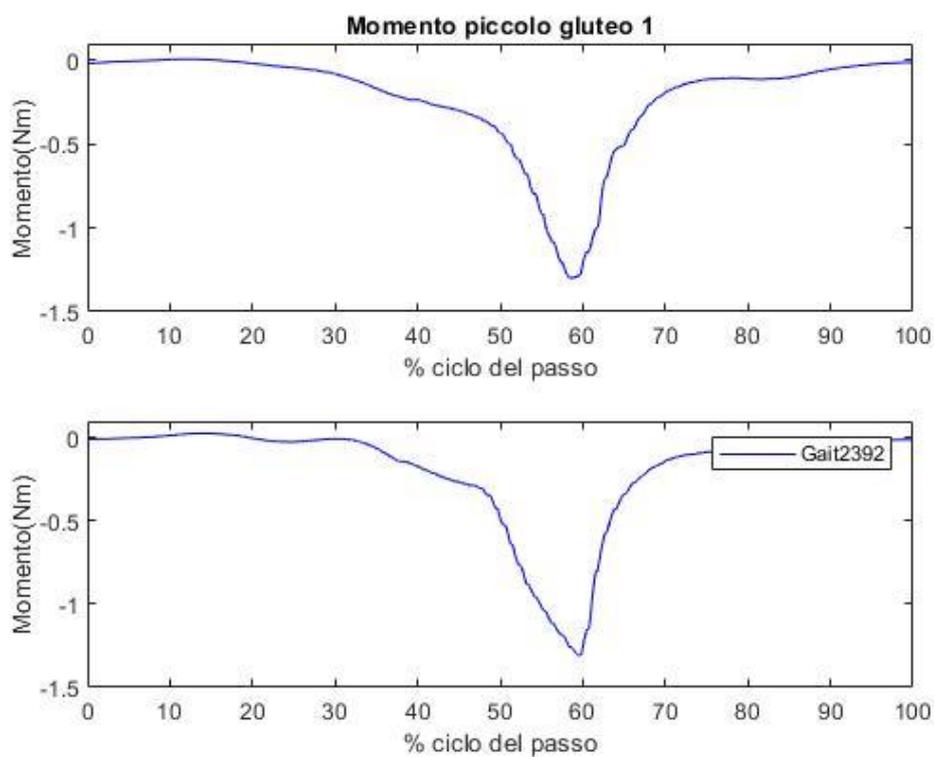


FIGURA 214 MOMENTO PICCOLO GLUTEO 1

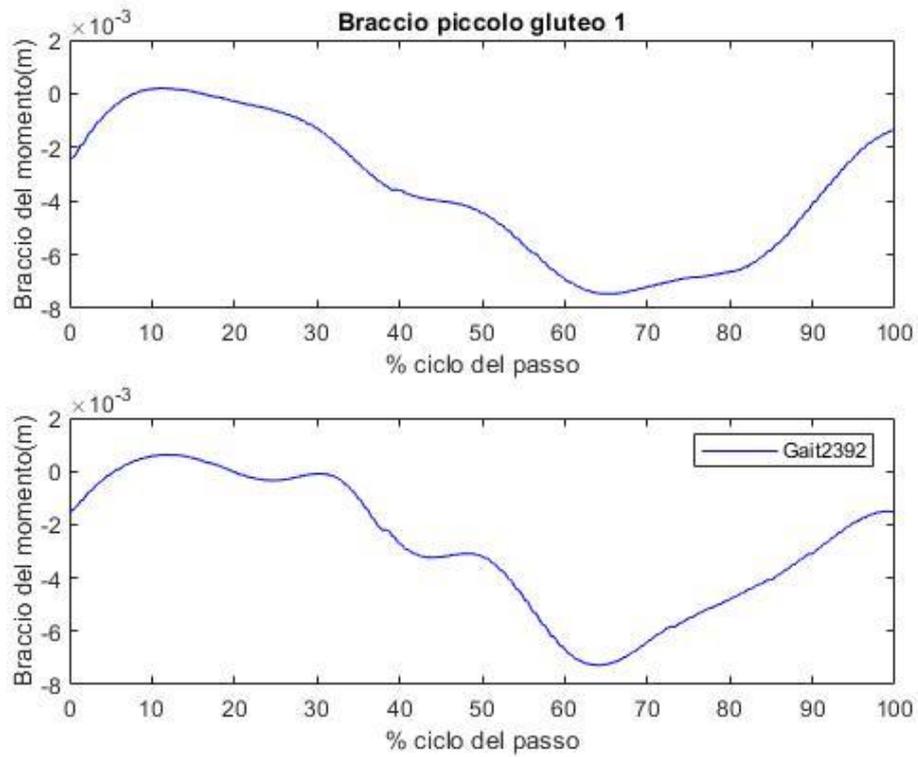


FIGURA 215 BRACCIO DEL MOMENTO PICCOLO GLUTEO 1

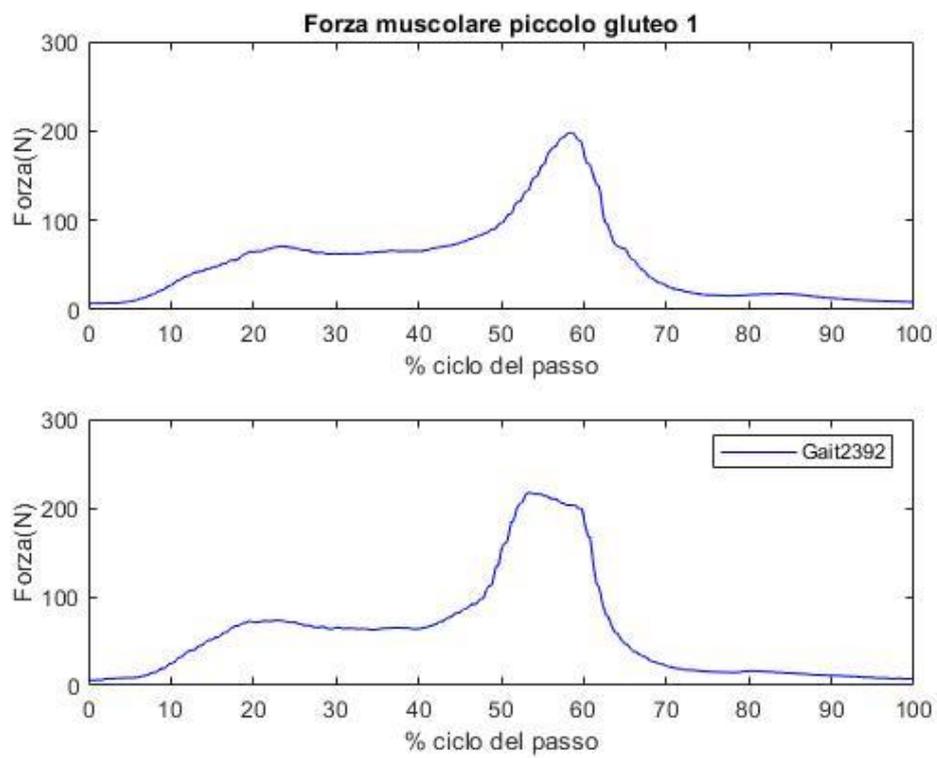


FIGURA 216 FORZA ESERCITATA DAL PICCOLO GLUTEO

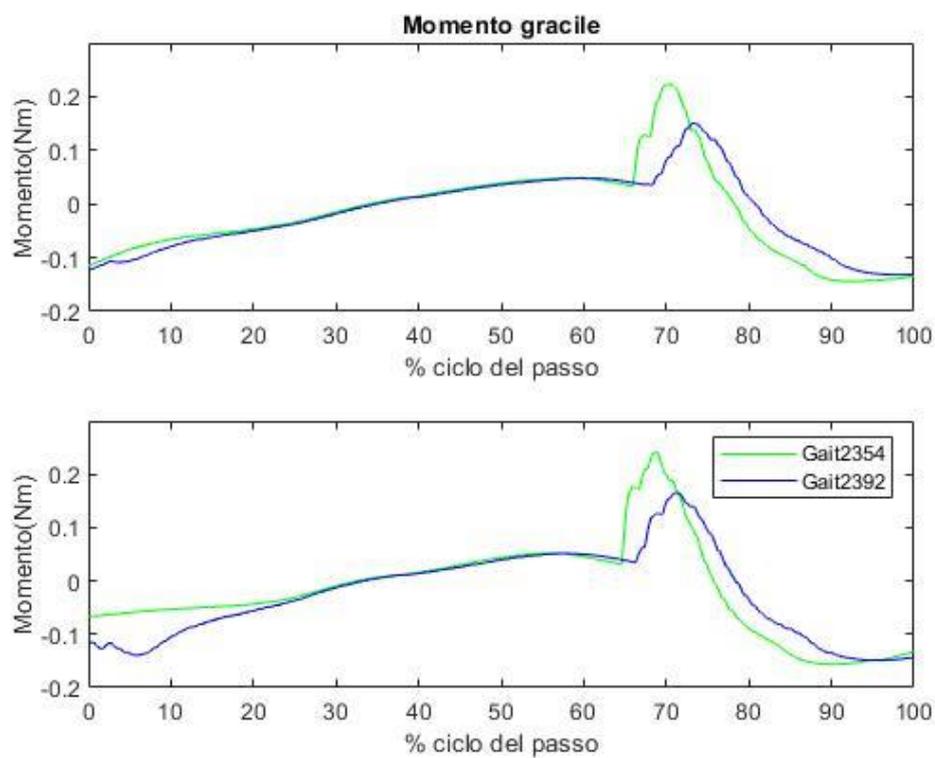


FIGURA 217 MOMENTO GRACILE

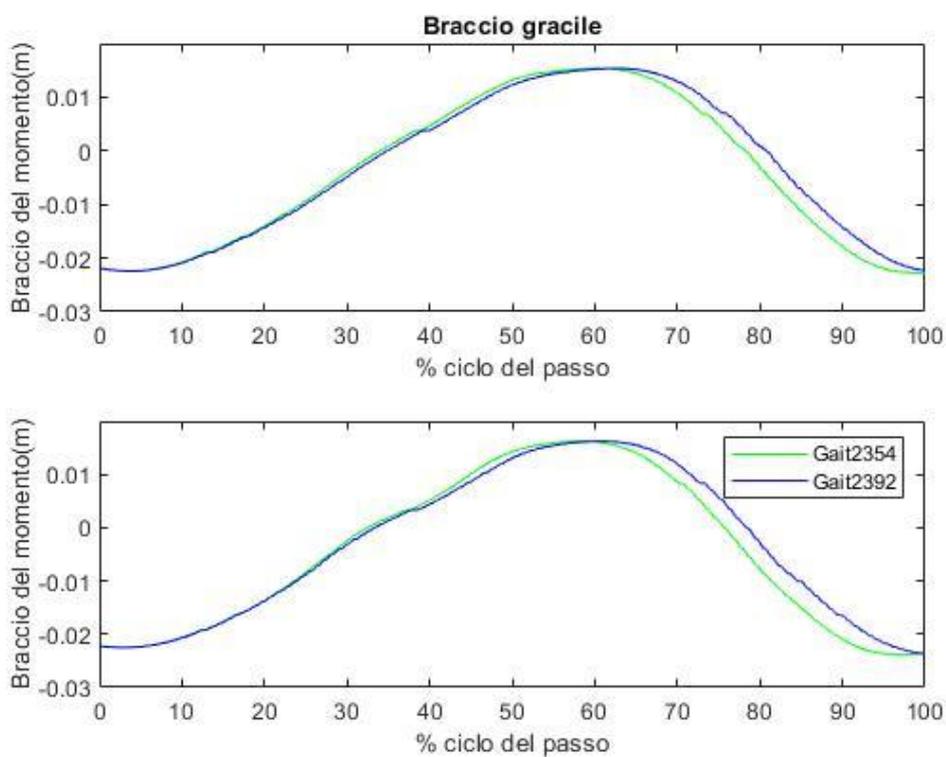


FIGURA 218 BRACCIO DEL MOMENTO GRACILE

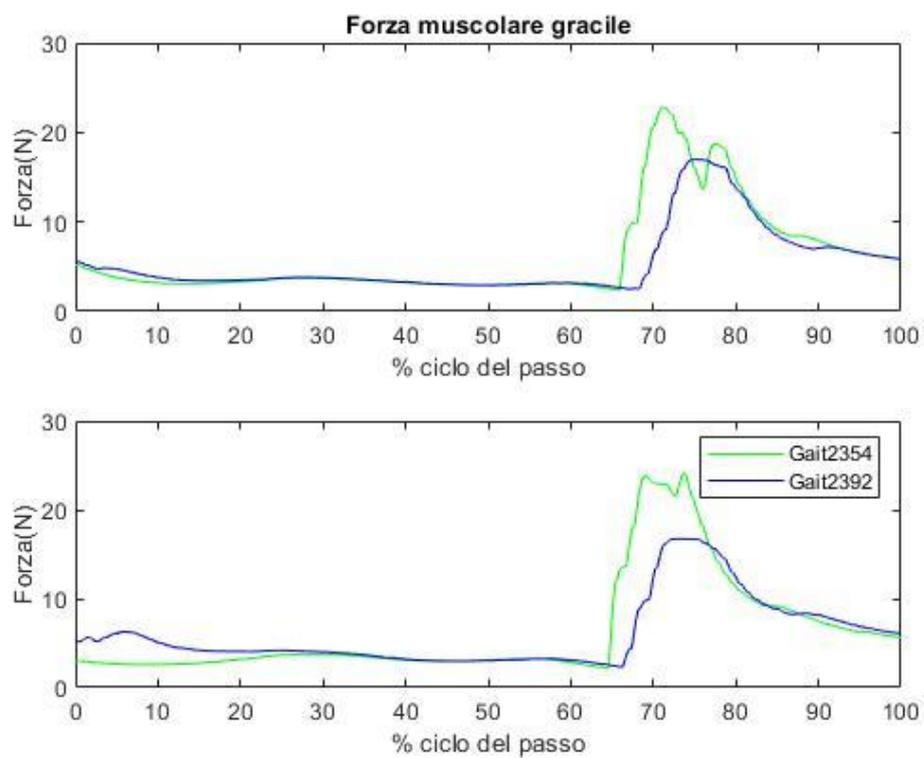


FIGURA 219 FORZA ESERCITATA DAL GRACILE

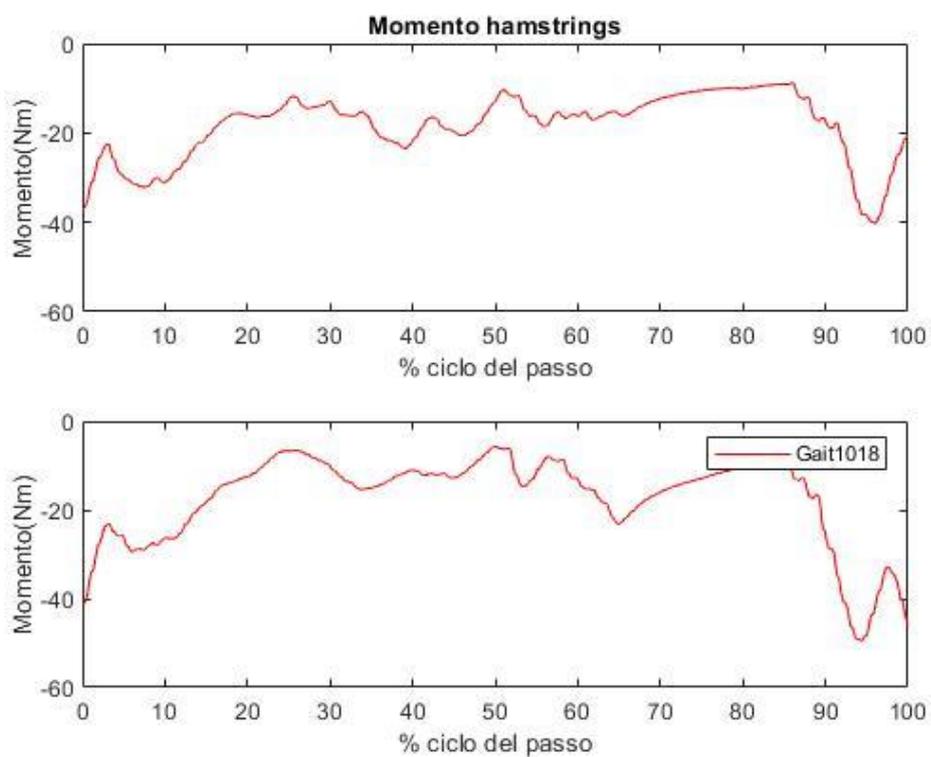


FIGURA 220 MOMENTO HAMSTRINGS

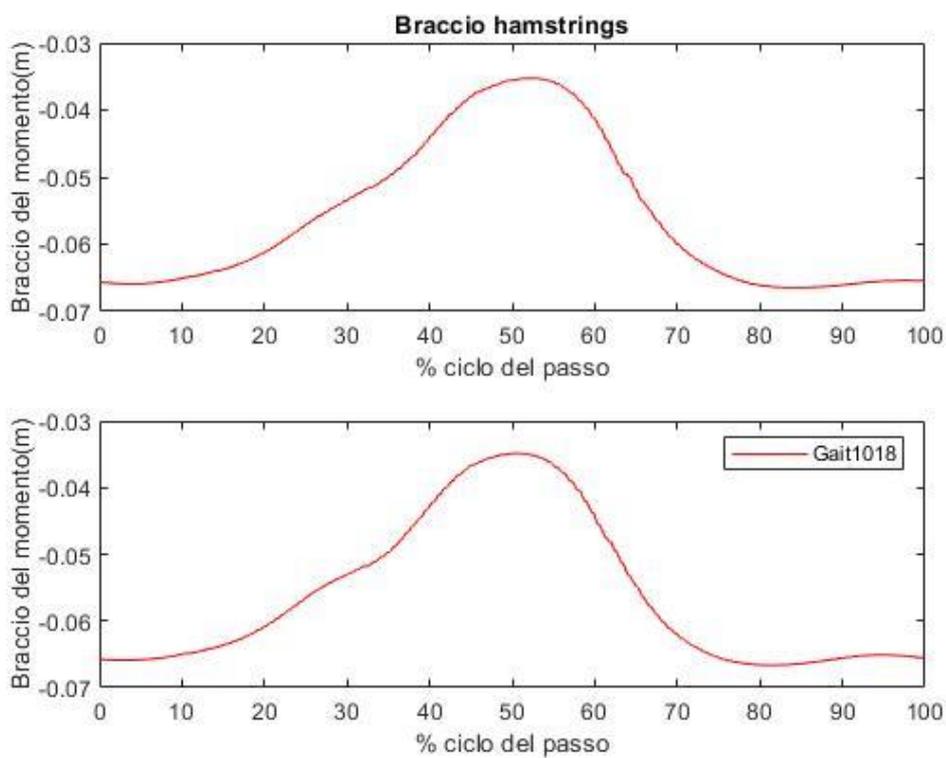


FIGURA 221 BRACCIO DEL MOMENTO HAMSTRINGS

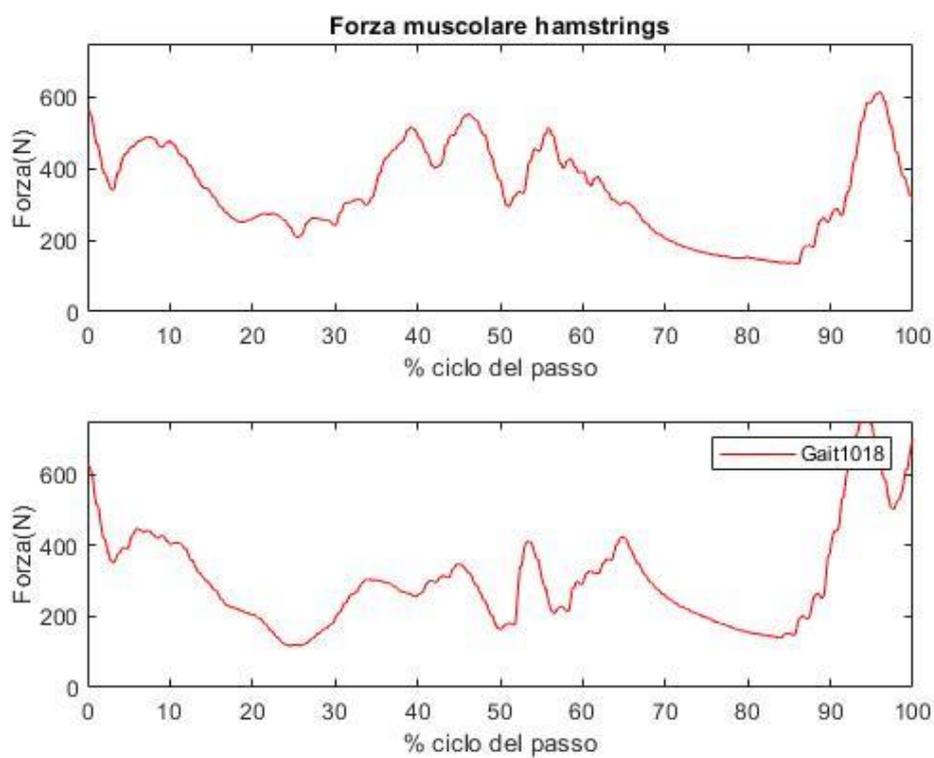


FIGURA 222 FORZA ESERCITATA DA HAMSTRINGS

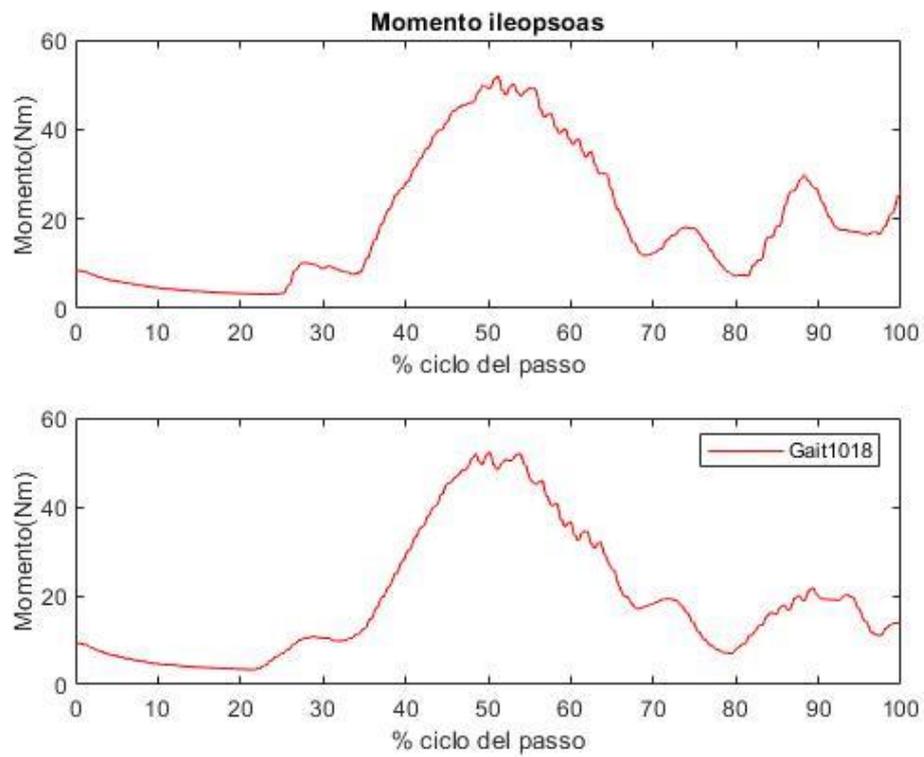


FIGURA 223 MOMENTO ILEOPSOAS

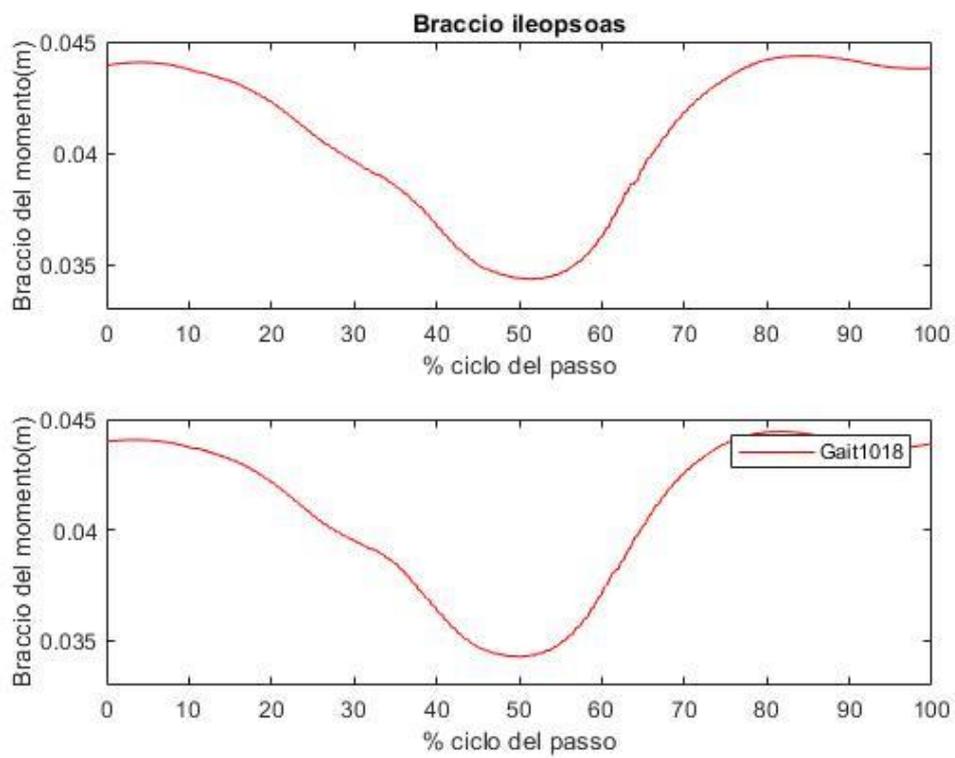


FIGURA 224 BRACCIO DEL MOMENTO ILEOPSOAS

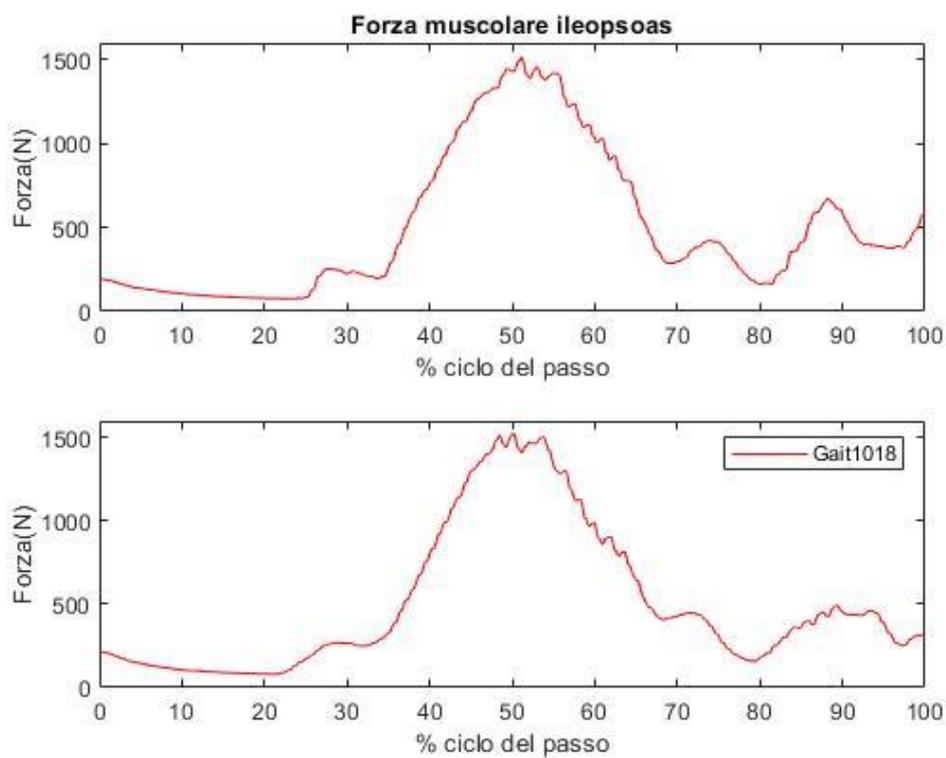


FIGURA 225 FORZA ESERCITATA DA ILEOPSOAS

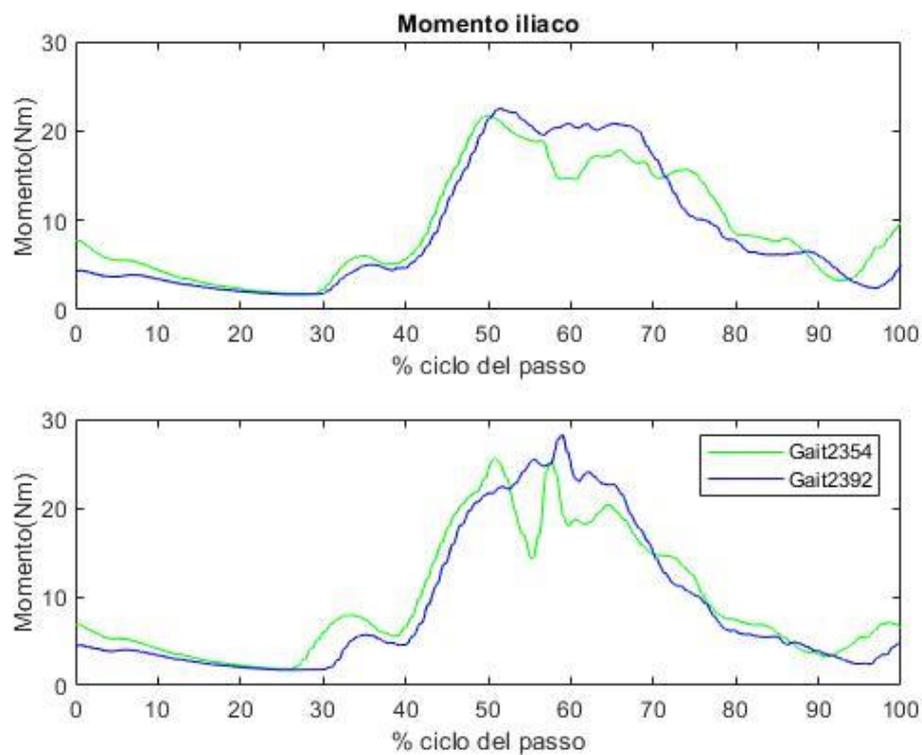


FIGURA 226 MOMENTO ILIACO

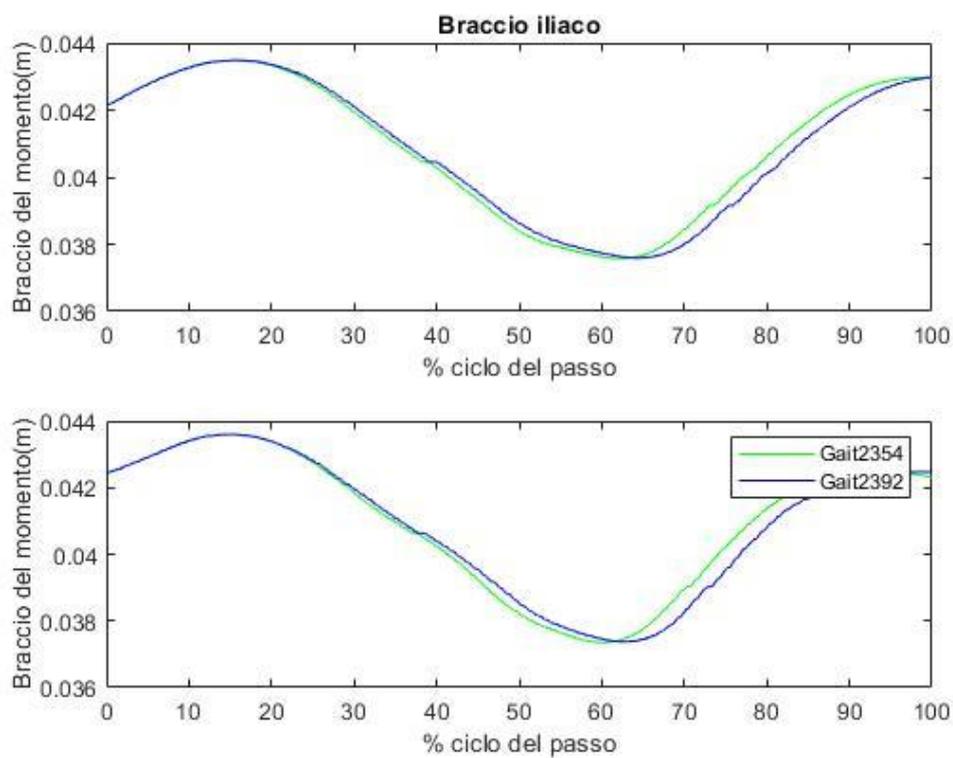


FIGURA 227 BRACCIO DEL MOMENTO ILIACO

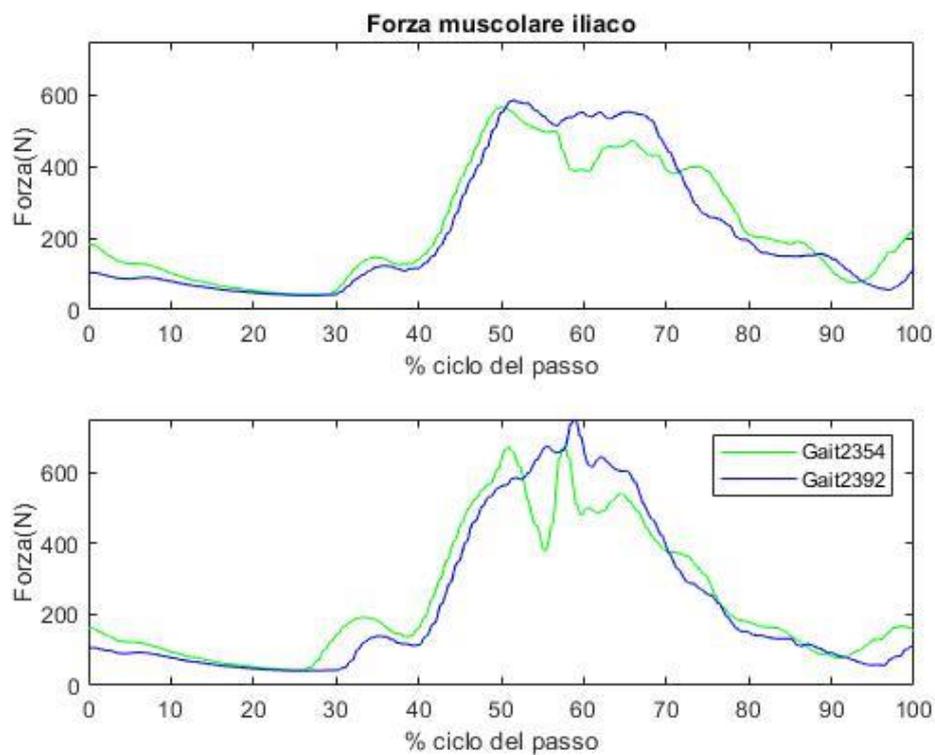


FIGURA 228 FORZA ESERCITATA DA ILIACO

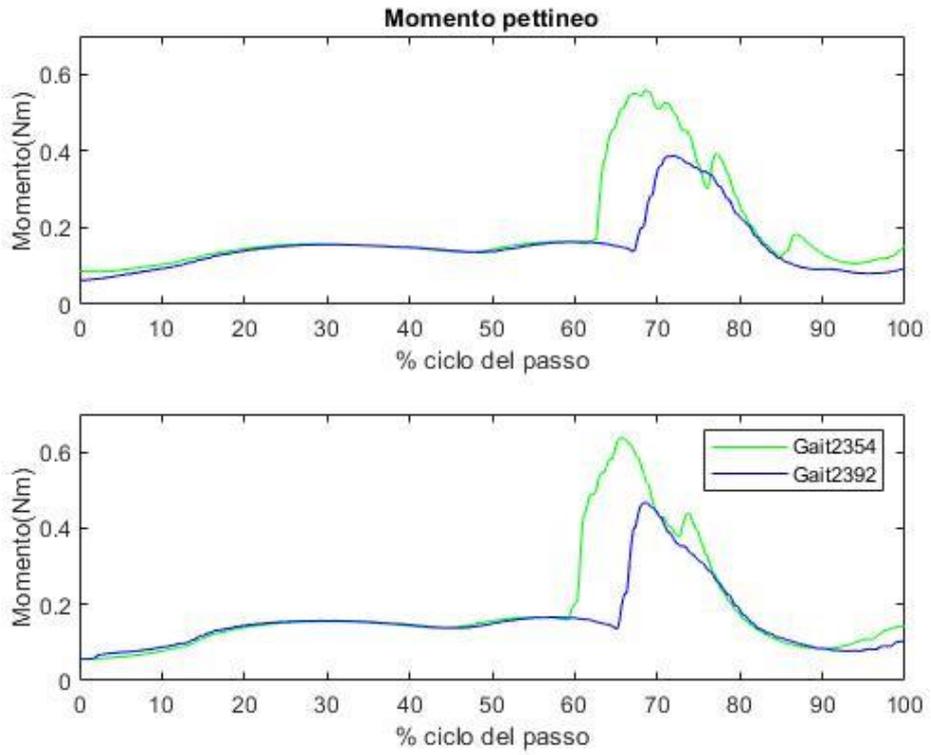


FIGURA 229 MOMENTO PETTINEO

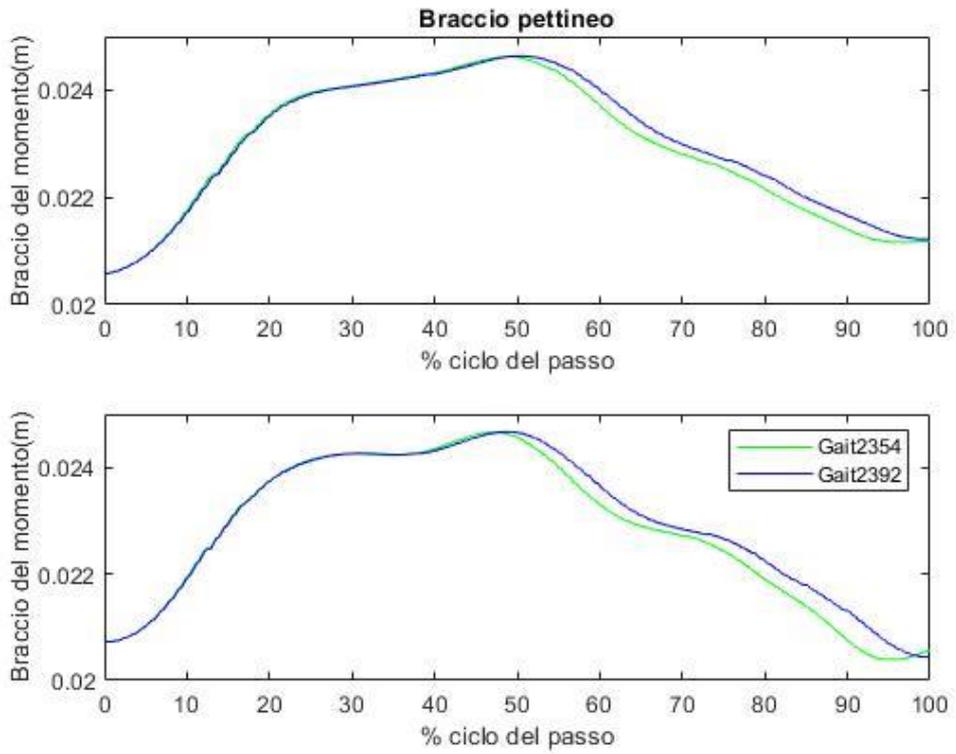


FIGURA 230 BRACCIO DEL MOMENTO PETTINEO

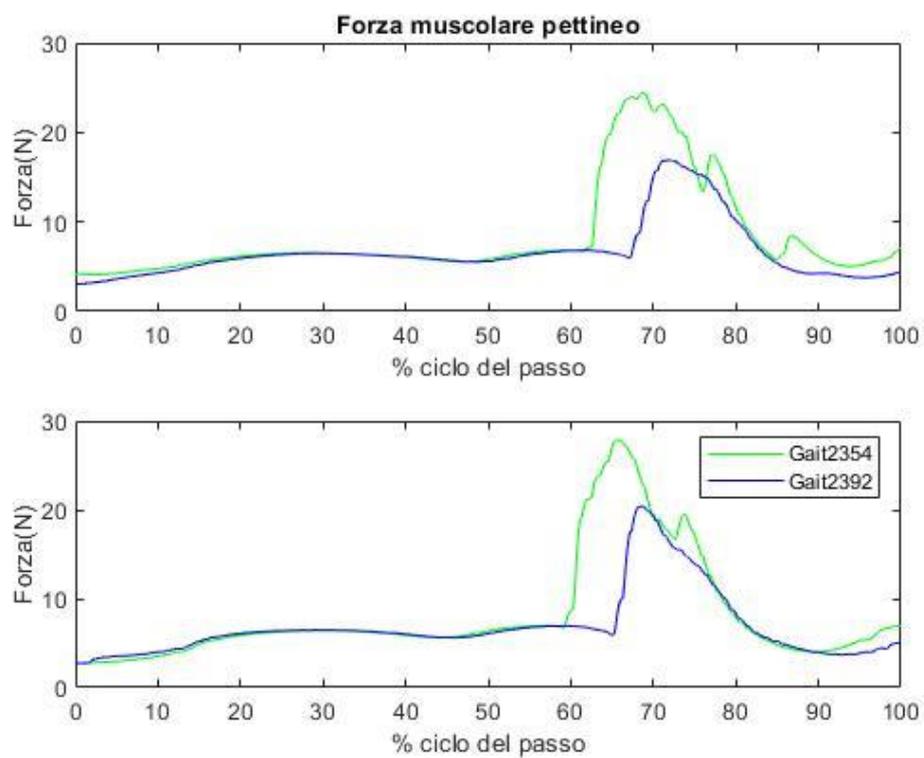


FIGURA 231 FORZA ESERCITATA DEL PETTINEO

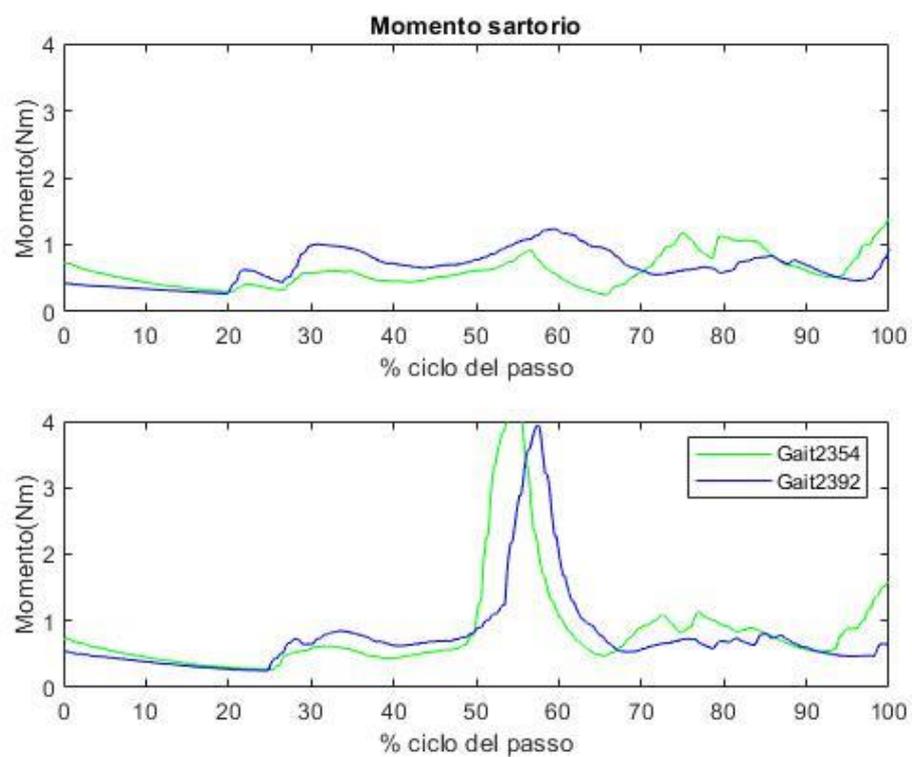


FIGURA 232 MOMENTO SARTORIO

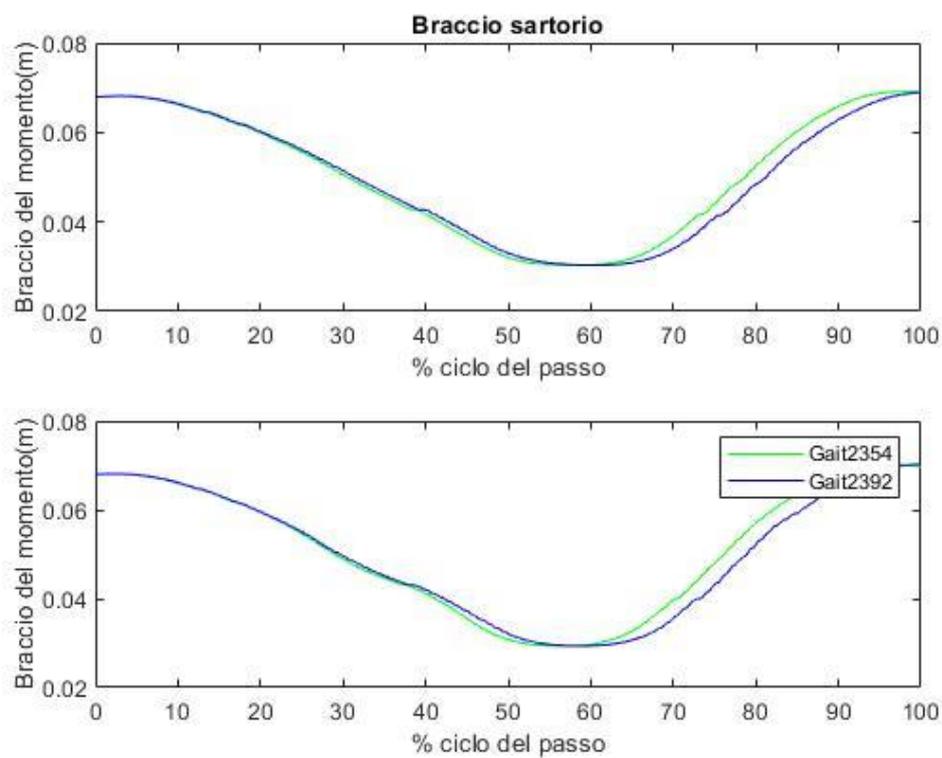


FIGURA 233 BRACCIO DEL MOMENTO SARTORIO

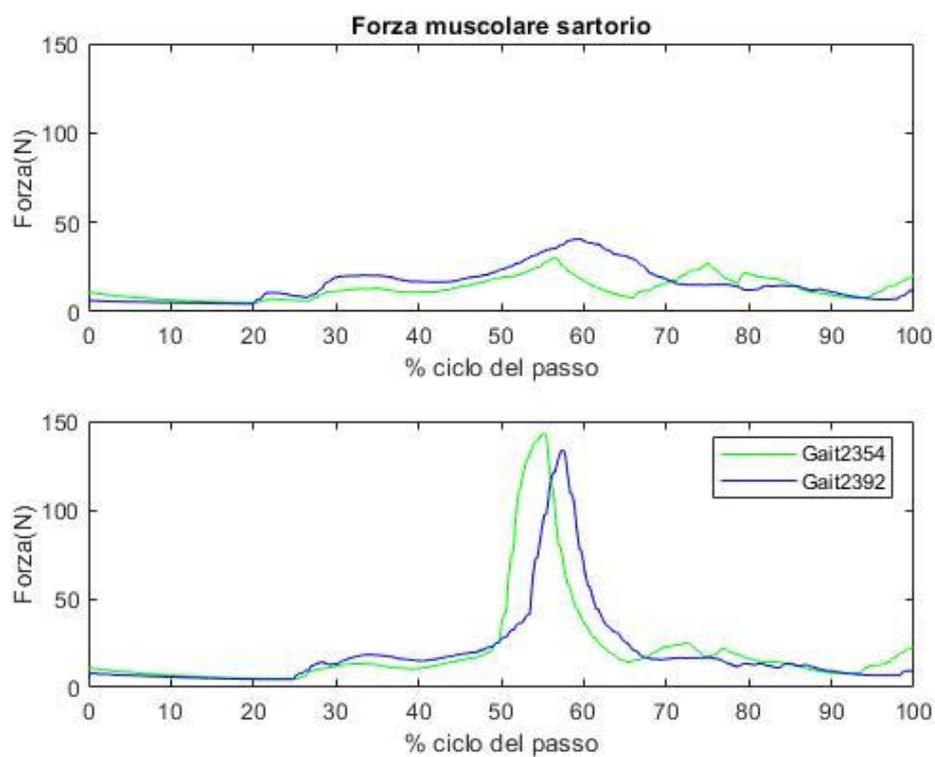


FIGURA 234 FORZA ESERCITATA DAL SARTORIO

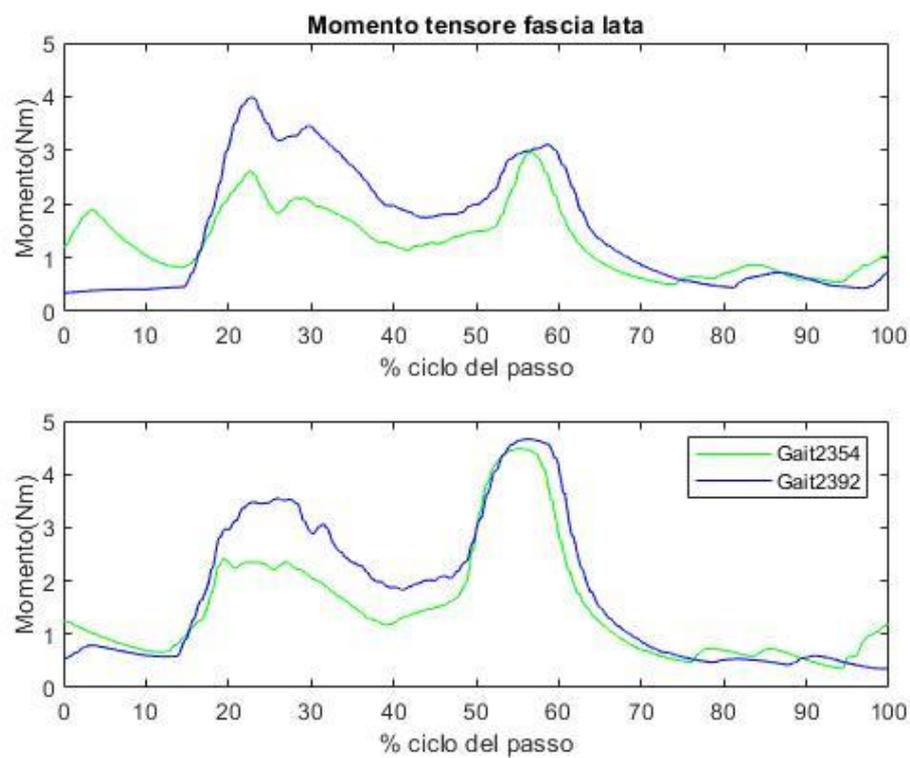


FIGURA 235 MOMENTO TENSORE FASCIA LATA

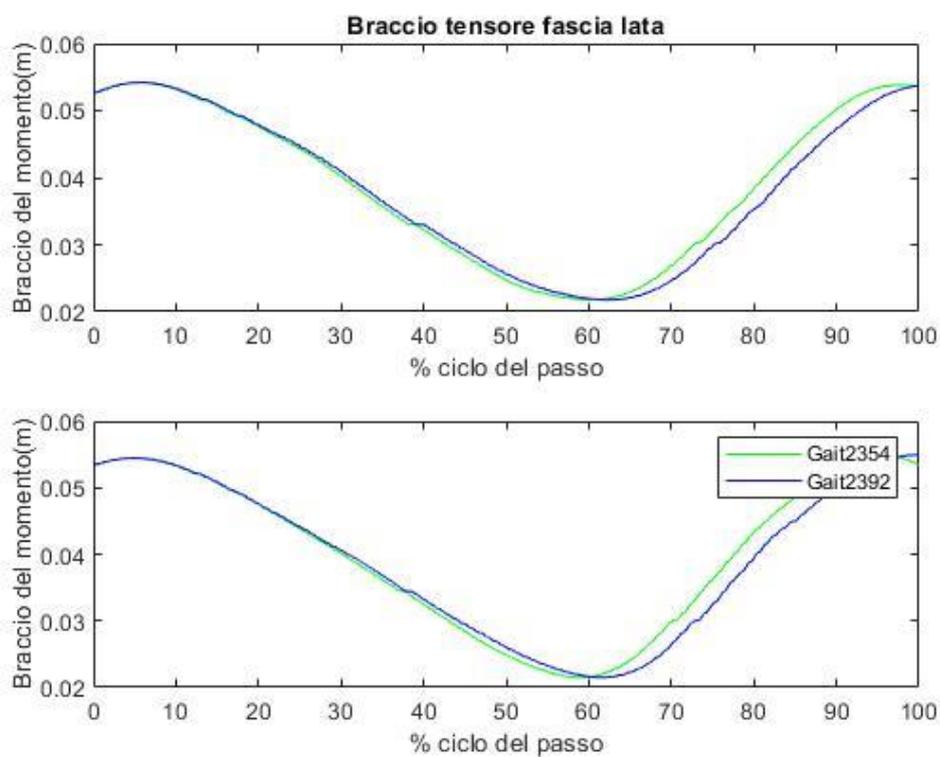


FIGURA 236 BRACCIO DEL MOMENTO TENSORE FASCIA LATA

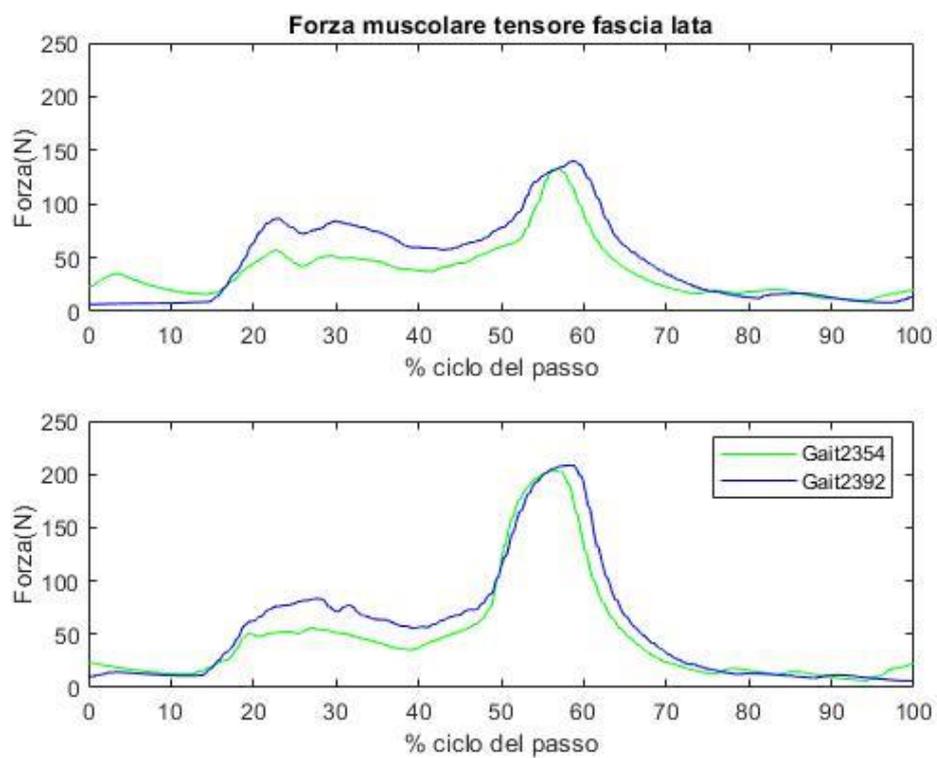


FIGURA 237 FORZA ESERCITATA DAL TENSORE FASCIA LATA

## Bibliografia

1. Marchetti, G. F., Whitney, S. L., Blatt, P. J., Morris, L. O. & Vance, J. M. Temporal and Spatial Characteristics of Gait During Performance of the Dynamic Gait Index in People With and People Without Balance or Vestibular Disorders. **88**, (2008).
2. Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E. & Lacquaniti, F. Motor Patterns in Human Walking and Running. *J. Neurophysiol.* **95**, 3426–3437 (2006).
3. Arnell, P. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. Physiotherapy* **74**, (2010).
4. Wagner, H. *et al.* Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **17**, 245–252 (2006).
5. E.A., A., J., N. & A., T. Intramuscular emg from the hip flexor muscles during human locomotion. *Acta Physiol. Scand.* **161**, 361–370 (1997).
6. Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W. & Halbertsma, J. P. K. Detection of non-standard EMG profiles in walking. *Gait Posture* **21**, 171–177 (2005).
7. van Hedel, H. J. A., Tomatis, L. & Müller, R. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait Posture* **24**, 35–45 (2006).
8. Seth, A., Sherman, M., Reinbolt, J. A. & Delp, S. L. OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM* **2**, 212–232 (2011).
9. Delp, S. L. *et al.* OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **54**, 1940–1950 (2007).