

POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione  
Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica



**SVILUPPO E IMPLEMENTAZIONE SU PIATTAFORMA  
COMMERCIALE DI UN NUOVO “MODELLO DI CALCOLO  
DELLA CINEMATICA SEGMENTALE (MCCS)”  
PER L’ANALISI DEL MOVIMENTO**

Relatore: Prof. Carlo Albino FRIGO

Correlatore: Ing. Chiara GAMBIRASIO

Tesi di laurea di:

Virginia GIACALONE Matr. 920145

Anno accademico 2019/2020

*A mia madre,  
faro in ogni mia rotta*

# Indice

<b>Sommario .....</b>	<b>IV</b>
<b>Abstract .....</b>	<b>XI</b>
<b>1 Introduzione .....</b>	<b>1</b>
<b>2 Stato dell'arte .....</b>	<b>3</b>
2.1 Analisi del movimento.....	3
2.1.1 Movimenti elementari.....	3
2.1.2 Cinematica del corpo rigido .....	5
2.1.3 Cinematica articolare .....	6
2.1.4 Componenti anatomiche del movimento .....	7
2.1.5 Angoli di Eulero .....	8
2.1.6 Dinamica dell'apparato locomotore .....	10
2.2 Gait analysis .....	13
2.2.1 Deambulazione in piano .....	13
2.2.2 Deambulazione su scala.....	15
2.2.3 Parametri quantitativi .....	17
2.3 Strumenti per l'analisi del movimento .....	18
2.3.1 Sistemi stereo-fotogrammetrici optoelettronici .....	18
2.3.2 Pedane dinamometriche.....	19

2.3.3	Sistemi di elettromiografia di superficie (sEMG) .....	20
2.4	Protocolli per l'analisi del movimento .....	20
2.4.1	Protocollo Davis .....	22
2.4.2	Protocollo CAST .....	26
2.4.3	Protocollo SAFLo .....	28
2.4.4	Protocollo Total 3D Gait Analysis .....	31
2.4.5	<i>FullBody Protocols</i> a confronto .....	32
<b>3</b>	<b>Materiali e metodi.....</b>	<b>34</b>
3.1	Set-up sperimentale preliminare .....	34
3.1.2	Protocollo di acquisizione .....	34
3.2	SMARTanalyser .....	36
3.3	Nuovo modello di calcolo .....	37
3.3.1	Stima dei centri articolari interni .....	38
3.3.2	Definizione dei sistemi di riferimento dei segmenti corporei .....	39
3.3.3	Definizione degli assi funzionali delle articolazioni .....	43
3.3.4	Calcolo della cinematica segmentale.....	45
3.3.5	Grandezze inerziali e antropometriche .....	48
3.3.6	Definizione angoli di Eulero.....	51
3.3.7	Risoluzione del problema dinamico inverso .....	54
3.5	Implementazione del protocollo .....	61
3.5.1	Protocollo per la cinematica .....	62
3.5.2	Protocollo per la dinamica inversa .....	67
<b>4</b>	<b>Risultati e discussione.....</b>	<b>81</b>

4.1	Confronto fra le due metodologie.....	81
4.1.1	Prova di cammino in piano di un soggetto sano: variabili cinematiche .....	82
4.1.2	Prova di cammino in piano di un soggetto sano: variabili dinamiche .....	89
4.1.3	Prova di cammino in piano di un soggetto patologico: variabili cinematiche...	94
4.1.4	Prova di cammino in piano di un soggetto patologico: variabili dinamiche ...	100
4.1.5	Prova di cammino su scala di un soggetto sano: variabili cinematiche.....	104
4.1.6	Prova di cammino su scala di un soggetto sano: variabili dinamiche .....	107
4.2	Esempi di applicazione: prove di cammino in piano.....	112
4.2.1	Cinematica segmentale .....	112
4.2.2	Momento articolare.....	118
4.3	Esempi di applicazione: prove di cammino su scala .....	124
4.3.1	Cinematica segmentale .....	124
4.3.2	Momento articolare.....	130
<b>5</b>	<b>Conclusioni e sviluppi futuri.....</b>	<b>136</b>
<b>6</b>	<b>Bibliografia .....</b>	<b>139</b>

## Sommario

L'analisi computerizzata della deambulazione, detta *Gait Analysis*, offre la possibilità di registrare, quantizzare e monitorare le principali variabili cinematiche e cinetiche per valutare le capacità motorie di un soggetto. Al fine di ottenere un'analisi standardizzata è necessario l'utilizzo di un protocollo il quale stabilisce la modalità di acquisizione, raccolta, elaborazione e riepilogo dei parametri di interesse. Fra i vari protocolli a disposizione, il Protocollo Davis rappresenta il gold standard nell'analisi del movimento: esso, tuttavia, al pari di altri protocolli che utilizzano marcatori ottici supportati da sbarrette fissate ai segmenti anatomici (marcatori estesi), risente di artefatti da tessuto molle e di eventuali posizionamenti scorretti dei marcatori. Questi errori inficiano in particolar modo la stima delle rotazioni interne/esterne e l'adduzione/abduzione delle articolazioni.

Scopo del presente lavoro è l'implementazione di un nuovo modello di calcolo della cinematica segmentale su una piattaforma commerciale utilizzata in numerosi laboratori di analisi del movimento, la piattaforma *SMARTanalyser*. Il Modello di Calcolo della Cinematica Segmentale (MCCS) computa le variabili cinematiche e i momenti articolari degli arti inferiori senza l'utilizzo dei marcatori estesi. Esso utilizza gli stessi dati acquisiti con il Protocollo Davis mediante sistemi stereo-fotogrammetrici e sfrutta la preventiva elaborazione dei dati atta a fornire la stima dei centri articolari di anca, ginocchio e caviglia. Il MCCS non fornisce gli angoli di rotazione delle articolazioni in senso stretto ma l'orientamento dei segmenti anatomici in relazione al loro segmento prossimale. Esso prevede la definizione di sistemi di riferimento locali solidali con ciascun segmento corporeo (bacino, coscia, gamba e piede) i quali hanno origine nei centri articolari stimati (rispettivamente anca, ginocchio e caviglia). Gli assi di tali sistemi sono definiti in riferimento al bacino e con l'utilizzo del solo asse longitudinale del segmento a cui essi si riferiscono; per questo motivo il risultato che si ottiene calcolando le rotazioni relative tra i sistemi di riferimento non rappresenta la cinematica articolare come comunemente intesa, ma fornisce la quantificazione di ciò che appare visivamente e che è di grande interesse clinico: il movimento relativo spaziale dei vari segmenti anatomici. Per

analogia con le definizioni della cinematica articolare, anche i movimenti analizzati sono definiti come flessione/estensione, adduzione/abduzione e rotazione interna/esterna ma vanno intesi come movimenti di segmenti anatomici attorno a specifici assi funzionali. A scopo esemplificativo, le seguenti figure riportano la rappresentazione dei tre sistemi di riferimento solidali con i segmenti anatomici (a sinistra) e degli assi funzionali attorno ai quali si svolgono i movimenti segmentali considerati (a destra) dell'arto destro.

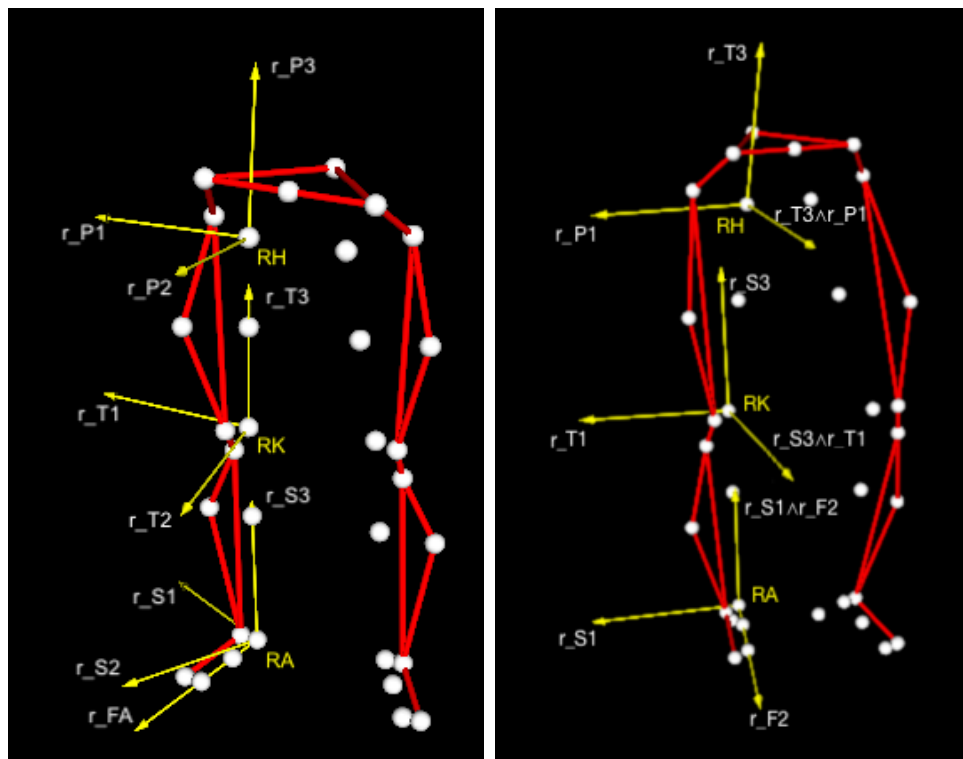


Figura I: Rappresentazione dei sistemi di riferimento (a sinistra) e degli assi funzionali (a destra) dell'arto destro

Il Modello di Calcolo della Cinematica Segmentale è stato utilizzato per l'analisi delle prove di 10 soggetti: 5 durante il cammino in piano, dei quali 2 soggetti sani e 3 patologici o con precedenti trattamenti chirurgici, e 5 soggetti sani durante la salita di una scala. È stato effettuato il confronto fra le variabili della cinematica segmentale ottenuta con il MCCS e la cinematica articolare derivante dal Protocollo Davis: vi è corrispondenza fra l'andamento dell'angolo di flessione/estensione e adduzione/abduzione dell'anca (Davis) e della coscia rispetto

al bacino (MCCS), di flesso/estensione del ginocchio (Davis) e della gamba rispetto alla coscia (MCCS) e di dorsi/plantarflessione della caviglia (Davis) e del piede rispetto alla gamba (MCCS).

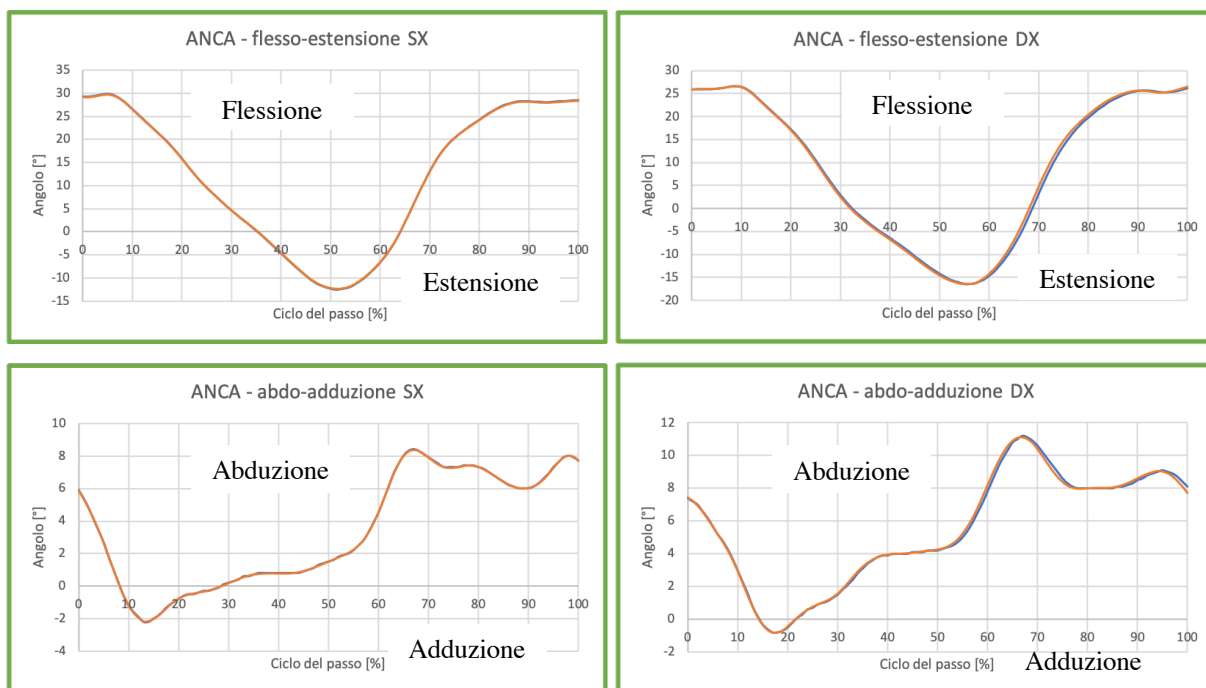


Figura II: Cinematica dell'anca destra e sinistra durante la prova di cammino di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
+ angoli di abduzione; - angoli di adduzione

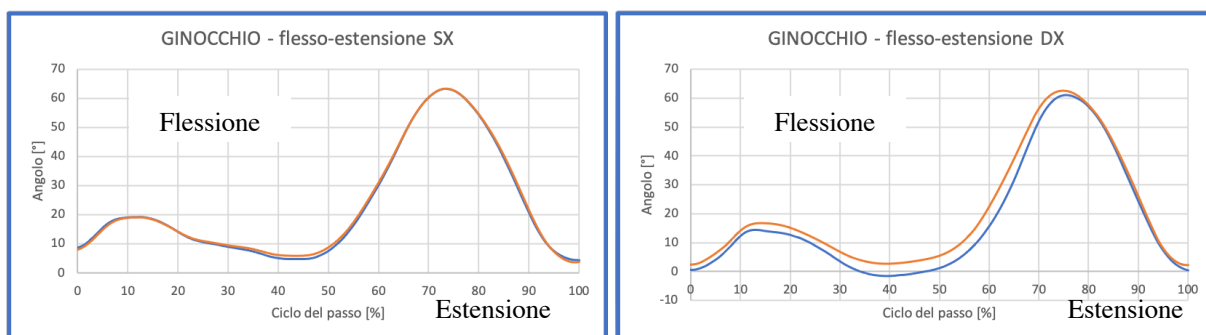


Figura III: Cinematica del ginocchio destro e sinistro durante la prova di cammino di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione



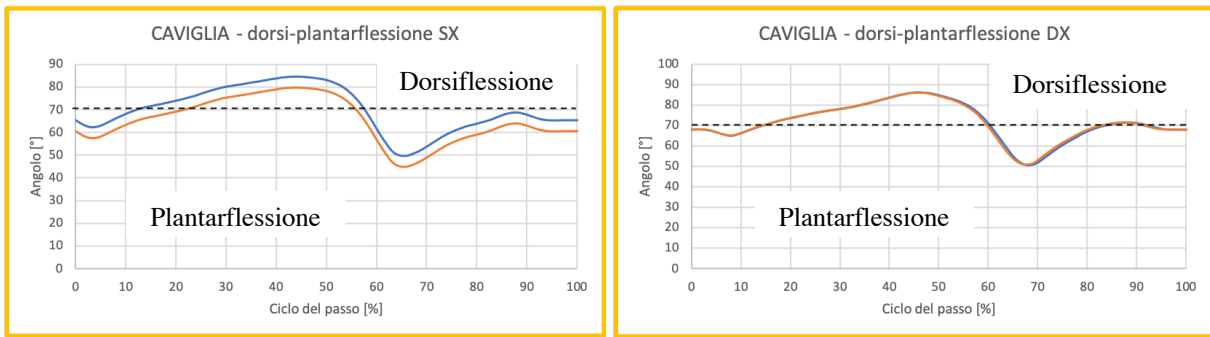


Figura IV: Cinematica della caviglia destra e sinistra durante la prova di cammino di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).  
 Convenzioni: + angoli di dorsiflessione; - angoli di plantarflexione

Le principali differenze emergono in riferimento agli angoli di abdo/adduzione e rotazione interna/esterna del ginocchio: il modello di calcolo proposto riporta dei range di movimento più conformi ai limiti di movimento fisiologico e a ciò che si osserva clinicamente.

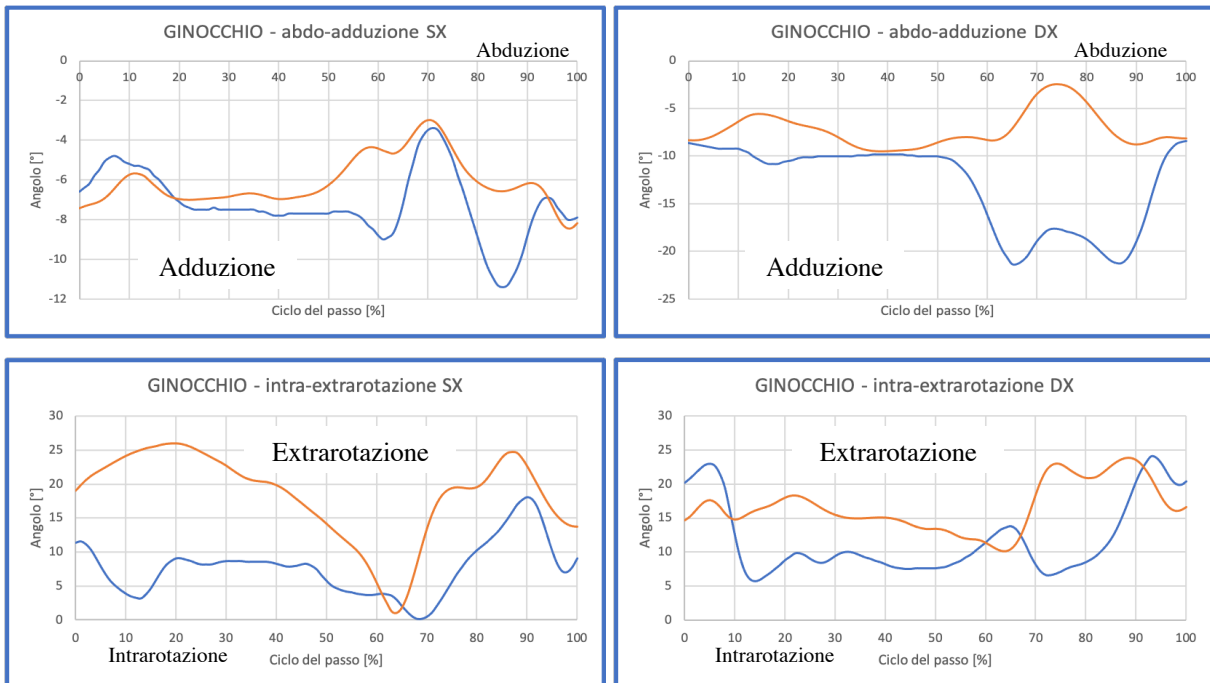


Figura V: Cinematica del ginocchio destro e sinistro durante la prova di cammino di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).  
 Convenzioni: + angoli di abduzione; - angoli di adduzione  
 + angoli di extrarotazione; - angoli di intrarotazione

Tuttavia, nell'interpretazione dei dati occorre tener conto del significato degli angoli calcolati con il MCCS. In particolare, in riferimento all'angolo di intra/extrarotazione dell'anca (Davis) e della coscia rispetto al bacino (MCCS), il metodo di calcolo utilizzato prevede che l'angolo di flessione del ginocchio sia almeno superiore ai 20°; infatti, quando la gamba si avvicina all'allineamento con la coscia il calcolo dell'angolo diviene instabile e particolarmente influenzato dal valgismo/varismo del ginocchio. Di conseguenza l'andamento ottenuto è ritenuto poco significativo e per tali ragioni non è stato comparato con quello proveniente dal gold standard.

I parametri dinamici ottenuti, i momenti articolari interni, hanno complessivamente riportato maggiori similitudini tra le due metodologie sia in termini di andamento che di ampiezza dei valori. Tuttavia, si presentano delle oscillazioni inattese che inficiano la qualità della curva ottenuta: il motivo di tale anomalia non è stato ancora provato e verrà preso in considerazione negli sviluppi futuri. Si riportano a scopo esemplificativo gli andamenti dei momenti flessori/estensori dell'anca e del ginocchio e i momenti di dorsi/plantarflessione della caviglia.

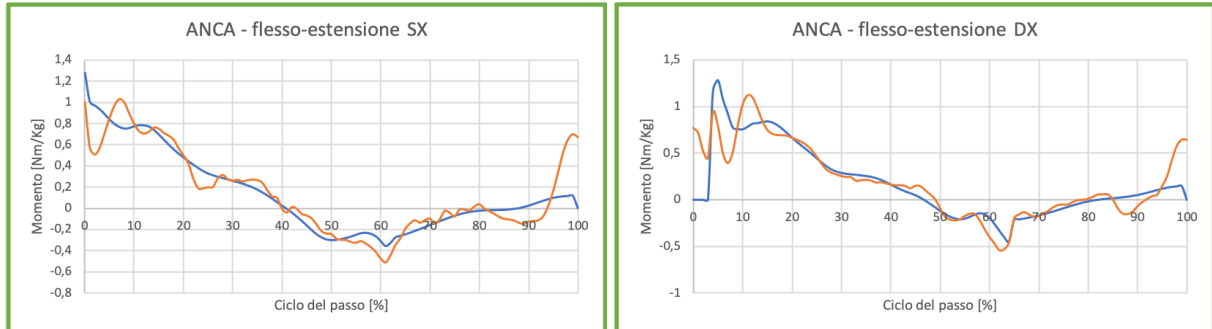


Figura VI: Momenti flessori/estensori dell'anca sinistra e destra durante la prova di cammino in piano di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti estensori; - momenti flessori

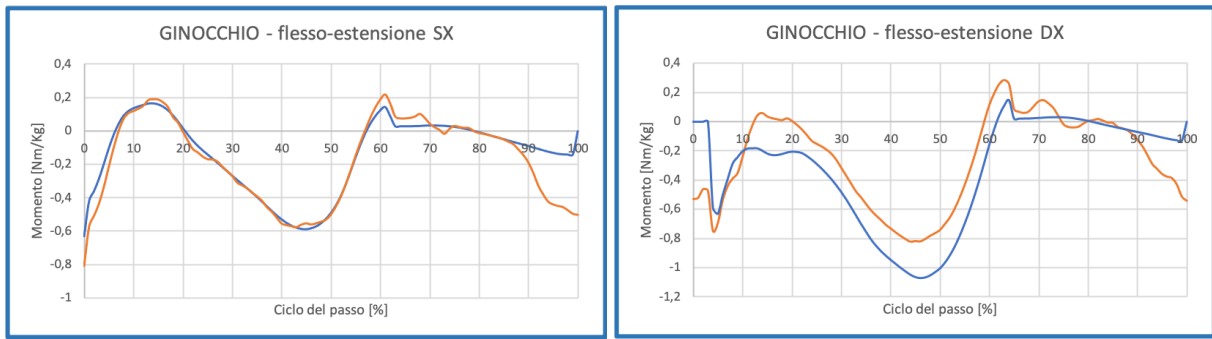


Figura VII: Momenti flessori/estensori del ginocchio sinistro e destro durante la prova di cammino in piano di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).  
 Convenzioni: + momenti estensori; - momenti flessori

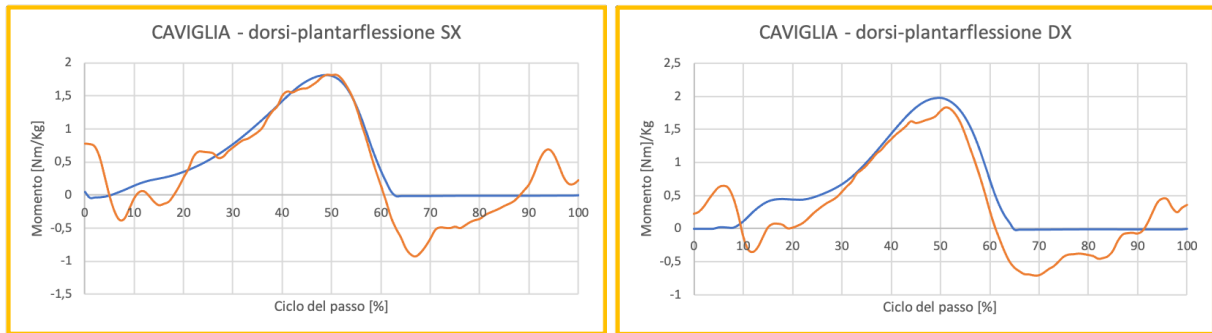


Figura VIII: Momenti dorsi/plantarflessori della caviglia sinistra e destra durante la prova di cammino in piano di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).  
 Convenzioni: + momenti plantarflessori; - momenti dorsiflessori

Il MCCS consente inoltre di ottenere i momenti articolari attorno agli assi di eversione/inversione e adduzione/abduzione del piede: data l'assenza di tali variabili fra quelle ottenute con il Protocollo Davis, non è stato possibile effettuare il confronto; tali andamenti hanno comunque trovato riscontro nello studio di Ferrari et al. [7].

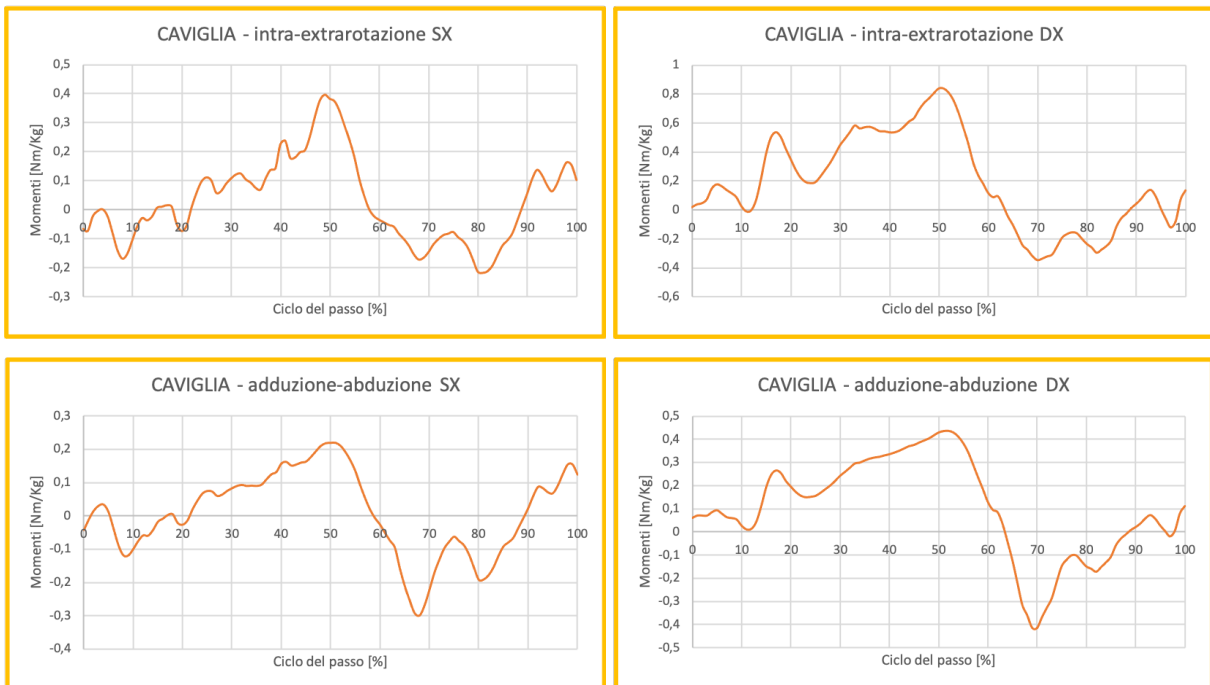


Figura IX: Momenti articolari interni della caviglia sinistra e destra durante la prova di cammino in piano di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti di eversione (rotazione interna); - momenti di inversione (rotazione esterna)  
 + momenti abduttori; - momenti adduttori

Da un'analisi complessiva dei risultati ottenuti applicando il MCCS alle prove di cammino in piano emerge la sua affidabilità nella descrizione dei parametri cinematici e cinetici anche nel caso di soggetti patologici. Inoltre il suo utilizzo è stato esteso all'analisi di prove di cammino su scala dove gli errori causati dagli artefatti da tessuto molle generalmente si accentuano a causa della maggiore escursione del movimento. I risultati hanno confermato quanto già evidenziato nella modalità di cammino in piano e hanno trovato buon riscontro con gli andamenti e i ROM presenti negli studi di Riener et al. [11], Nadeau et al. [12] e Lin et al. [13].

## Abstract

The computerized analysis of walking, also called *Gait Analysis*, provides the possibility to record, quantify and monitor the principle kinematic and kinetic variables to evaluate human motor abilities. A standardized analysis requires the use of a protocol in order to establish the modality of acquisition, collection, elaboration and a summary of the interesting parameters. Among the available protocols, the Davis Protocol is considered as the gold standard of the movement's analysis: nevertheless, like other protocols that use optical markers supported by wands fixed on the anatomical segments (extended markers), it is affected by soft tissue artefacts and by possible incorrect placement of the markers. These errors mainly influence the estimation of the internal/external rotations and the adduction/abduction of the joints.

The aim of this study is the implementation of a new calculation model for segmental kinematic on a commercial platform utilized in most of the labs for movement analysis, the platform *SMARTanalyzer*. Modello Di Calcolo Della Cinematica Segmentale (MCCS) calculates the kinematic variables and joint moments of the lower limbs by avoiding the use of extended markers. It utilises the same data acquired using Davis Protocol through stereophotogrammetric systems and employs the previous elaboration of the data for obtaining the estimation of the joint centres of the hip, knee and ankle. The MCCS doesn't provide the joint rotation angles in the strict sense but the orientation of the anatomical segments with respect to their proximal segment. It defines 3 local reference systems for the lower limb, one for each considered anatomical segment (pelvis, thigh, shank and foot) whose origins are located on the estimated joint centres (hip, knee and ankle respectively). The reference systems' axes are defined with respect to the pelvis and only by using the segment's longitudinal axis to which they refer; for this reason, the result obtained from the calculation of the relative rotation between reference systems doesn't represent the commonly understood joint kinematic but it provides the quantification of what's possible to be observed visually which is of great clinical interest: the spatial relative movement of the different anatomical segments. By analogy with the joint kinematic definitions, also the analysed movements are defined as flexion/extension,

adduction/abduction and internal/external rotation but they have to be considered as anatomical segment movements around specific functional axes. The following figures show a representation of the 3 reference systems (left figure) and the functional axes (right figure).

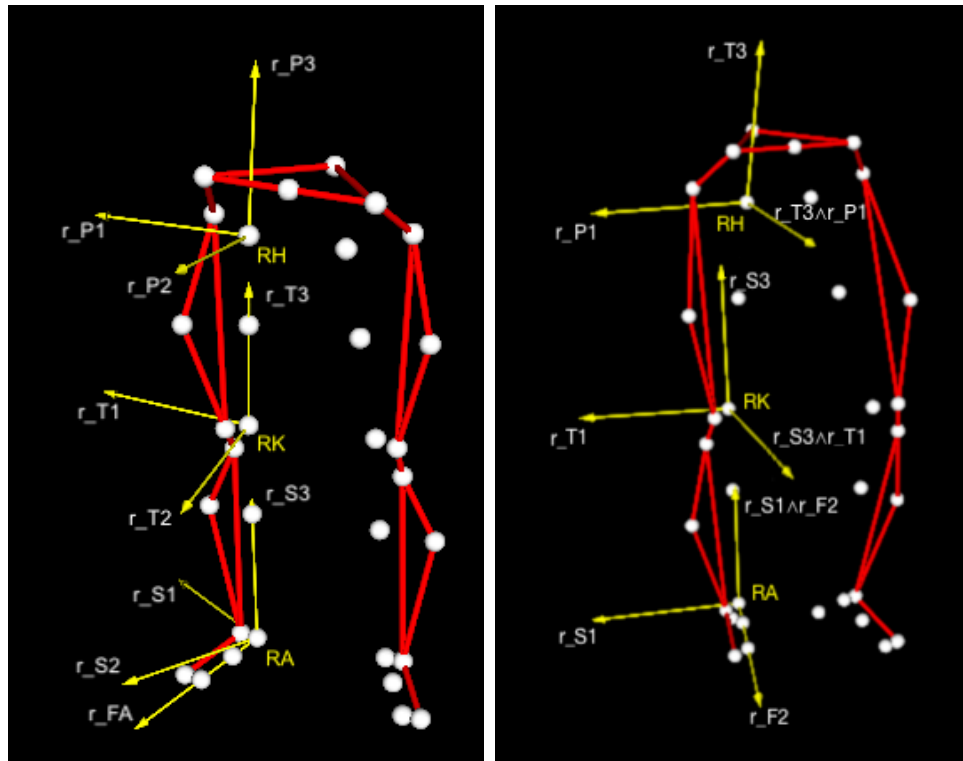


Figure I: Representation of the lower limb's reference systems (left figure) and the functional axes (right figure)

MCCS has been used for analysing the acquisitions of 10 subjects: 5 during level walking, among which there are 2 healthy subjects and 3 with pathological conditions or history of surgical treatments, and 5 healthy subjects during stairs ascending. A comparison was made between MCCS's segmental and Davis Protocol's joint kinematic variables. There are some correspondences such as the flexion/extension and the adduction/abduction of the thigh on the pelvis (MCCS) and the hip angles (Davis), the flexion/extension of the shank on the thigh (MCCS) and the knee angles (Davis) and also the dorsi/plantarflexion of the foot on the shank (MCCS) and the ankle angle (Davis).

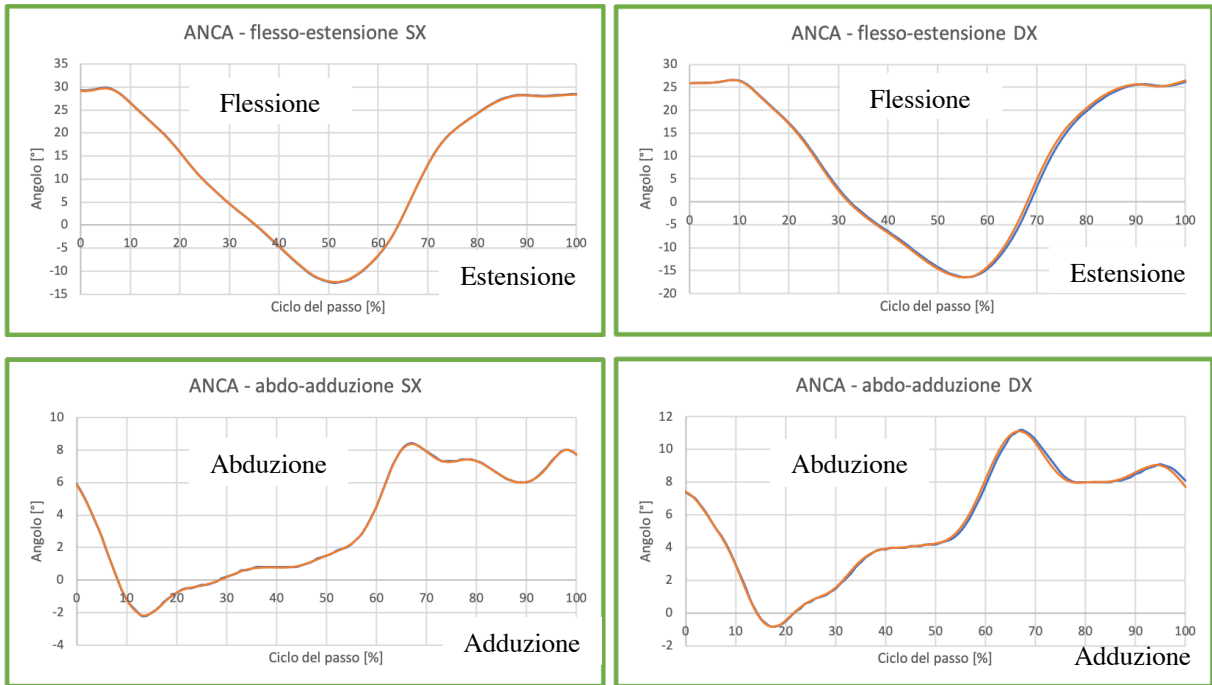


Figure II: Kinematics of the right and left hip during level walking of a healthy subject. Comparison between the results from MCCS (orange line) and Davis Protocol (blue line).  
 Convention: + flexion; - extension  
 +adduction; - abduction

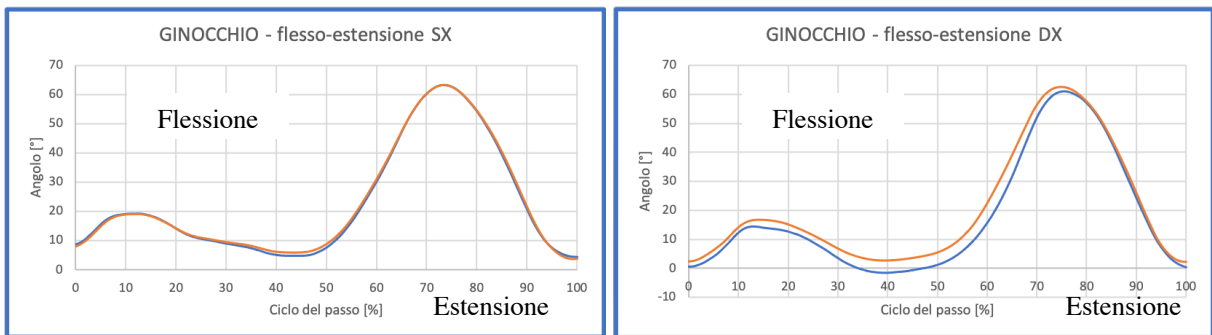


Figure III: Kinematics of the right and left knee during level walking of a healthy subject. Comparison between the results from MCCS (orange line) and Davis Protocol (blue line).  
 Convention: + flexion; - extension

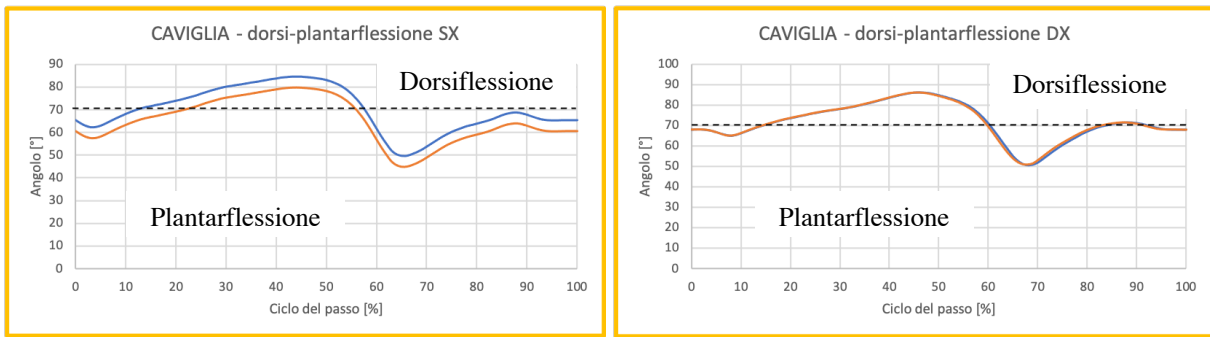


Figure IV: Kinematics of the right and left ankle during level walking of a healthy subject. Comparison between the results from MCCS (orange line) and Davis Protocol (blue line).  
 Convention: + dorsiflexion; - plantarflexion

The main differences are related to abduction/adduction and internal/external rotation knee angles: the new method shows ranges of motion that better comply with that in a clinical setting and it allows to get results more similar to the physiological values.

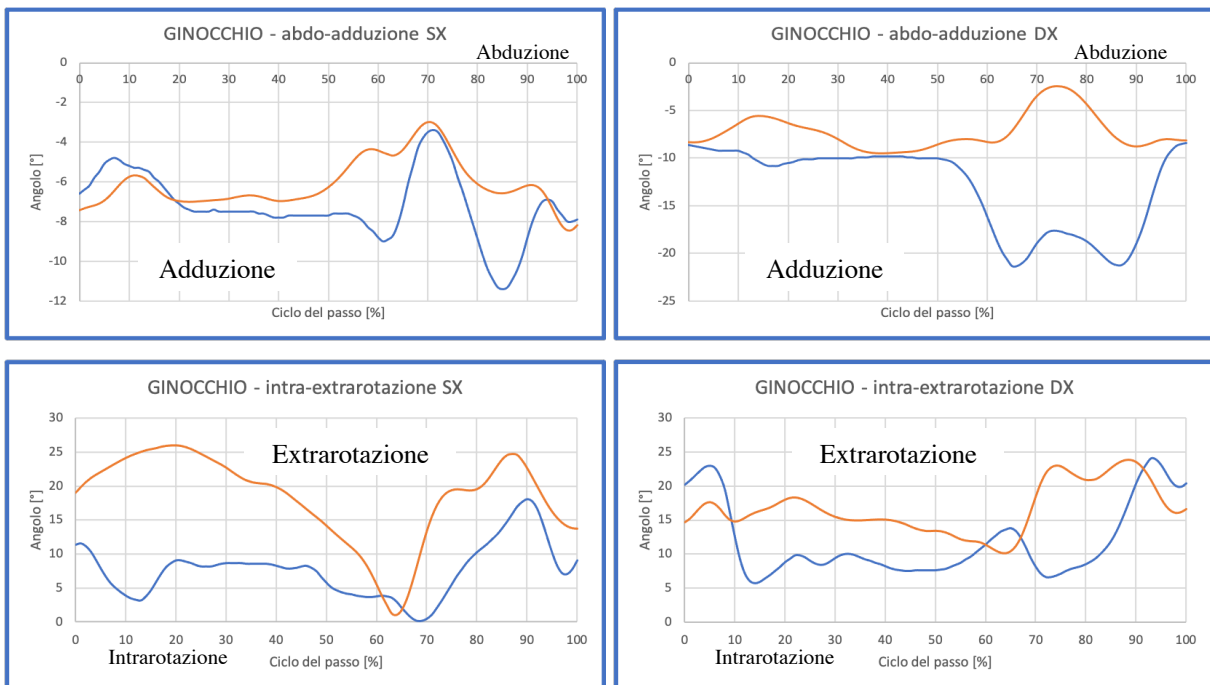


Figure V: Kinematics of the right and left knee during level walking of a healthy subject. Comparison between the results from MCCS (orange line) and Davis Protocol (blue line).  
 Convention: +adduction; - abduction  
 + internal rotation; - external rotation



Nevertheless, it's important to understand the meaning of the angles computed using MCCS. In particular, referring to the internal/external rotation hip angle (Davis) and thigh on pelvis movement (MCCS), the calculation method used requires that the flexion angle of the knee is at least  $20^\circ$ ; in fact, when the shank is nearly aligned with the thigh the calculation becomes unreliable and particularly influenced by valgus/varus knee. As a result, the pattern of this curve was not considered significant therefore not compared to the gold standard's one.

The dynamic parameters obtained, internal joint moments, have an overall similarity between the two methodologies in terms of both pattern of the curve and values' range. However, there are unexpected oscillations that affect the pattern of the obtained curves: the reason for this anomaly is still unidentified and it should be considered as future development. The following figures show the flexion/extension moments of the hip and the knee and the dorsi/plantarflexion moments of the ankle.

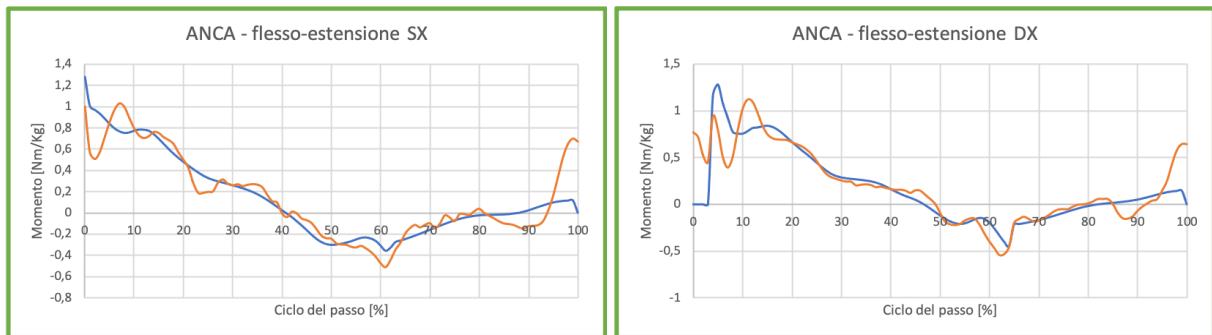


Figure VI: Flexion/extension moments of the right and left hip during level walking of a healthy subject. Comparison between the results from MCCS (orange line) and Davis Protocol (blue line).  
Convention: + extension moments; - flexion moments

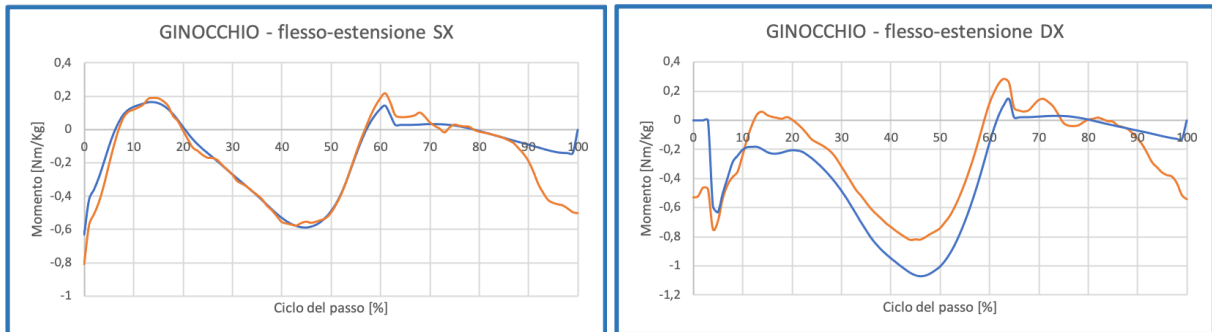


Figure VII: Flexion/extension moments of the right and left knee during level walking of a healthy subject. Comparison between the results from MCCS (orange line) and Davis Protocol (blue line).  
Convention: + extension moments; - flexion moments

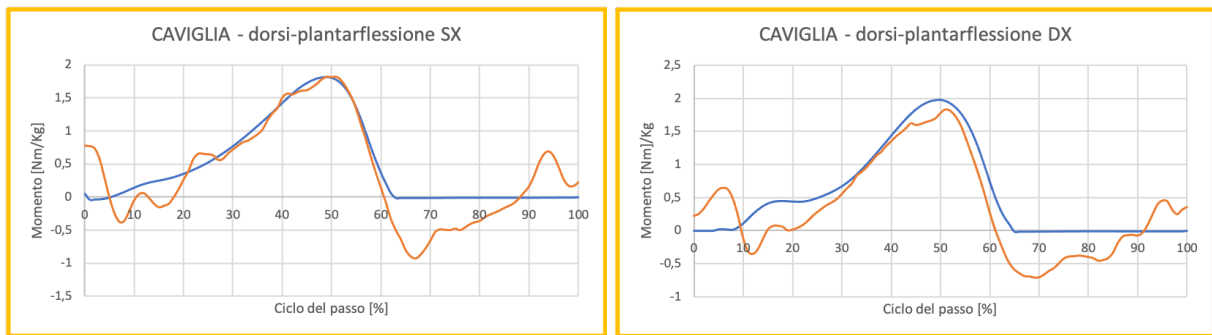


Figure VIII: Dorsi/plantarflexion of the right and left ankle during level walking of a healthy subject. Comparison between the results from MCCS (orange line) and Davis Protocol (blue line).  
Convention: + plantarflexion moments; - dorsiflexion moments

The new model also allows to compute joint moments around the foot eversion/inversion and adduction/abduction axes: given the absence of these data among Davis Protocol's results, it wasn't possible to compare them; anyway these patterns are reflected throughout the Ferrari et al. study [7].

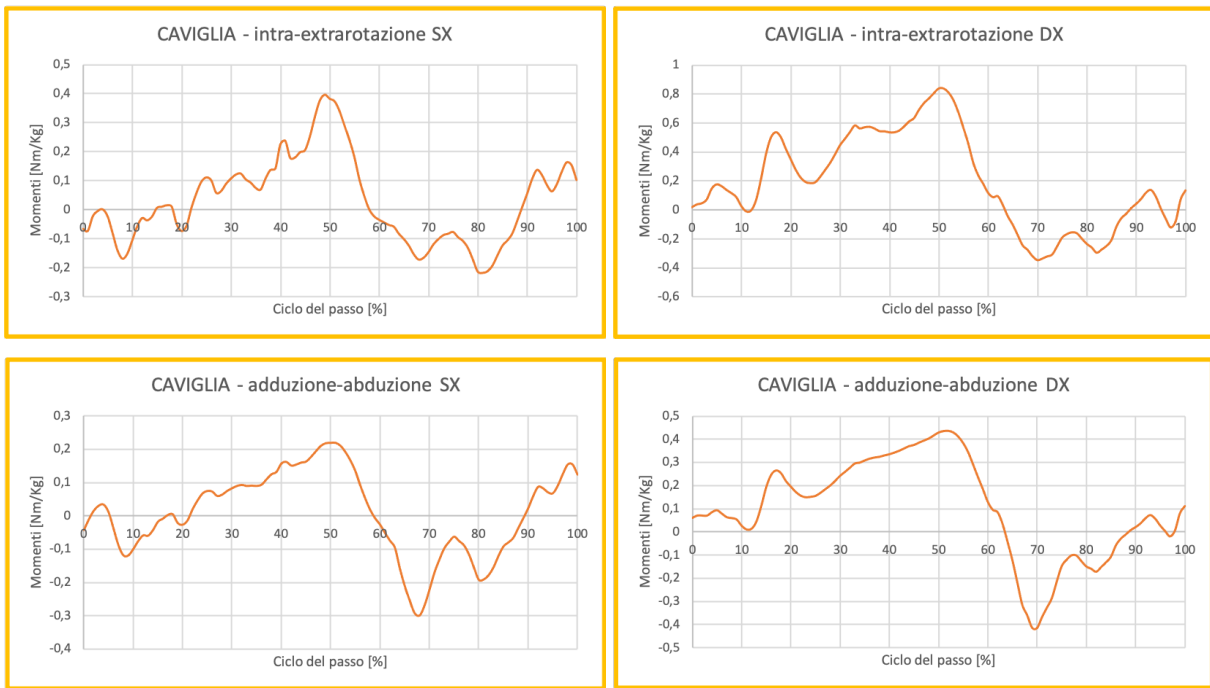


Figure IX: Internal joint moments of the right and left ankle during level walking of a healthy subject. Comparison between the results from MCCS (orange line) and Davis Protocol (blue line). Convention: + eversion moments (internal rotation); - inversion moments (external rotation) + abduction moments; - adduction moments

An overall analysis of the results using the MCCS on level walking acquisition shows its reliability in kinematic and kinetic variables description also for pathologic subjects. Furthermore, it was used to analyze stair ascending acquisition in which usually soft tissue artefacts are bigger because of the higher range of motion. The obtained results confirm what has been already discussed for level walking modality and they match the patterns and ROMs from Riener et al. [11], Nadeau et al. [12] and Lin et al. [13] studies.

# 1 Introduzione

La Gait Analysis (GA) o analisi computerizzata della deambulazione si avvale dell'interazione fra apparecchiature sofisticate al fine di registrare, quantizzare e monitorare numerosi parametri relativi al cammino del paziente nel tempo. L'analisi di variabili cinematiche, dinamiche e, talvolta, elettromiografiche in ambito clinico offre un supporto non solo alla valutazione e al monitoraggio di limitazioni funzionali conseguenti la patologia ma anche nella scelta del programma farmacologico e/o riabilitativo. Al fine di ottenere un'analisi standardizzata e ripetibile nel tempo, viene utilizzato un protocollo il quale definisce la modalità di acquisizione, raccolta, elaborazione e riepilogo dei parametri cinematici e dinamici. I diversi protocolli per l'analisi del movimento differiscono per disposizione di marcatori (marker-set utilizzato), modello biomeccanico proposto, modalità di calcolo delle variabili di interesse, convenzioni, terminologia e modalità di presentazione dei risultati. L'accuratezza nella ricostruzione della traiettoria dei punti interni è talvolta compromessa da artefatti da tessuto molle che si verificano nel cammino in piano e si acquisiscono quando i movimenti sono più ampi. Essi consistono nel movimento relativo tra lo strato di pelle su cui il marcatore è posizionato e il punto di repere a cui esso si riferisce dove è presente un consistente strato di muscolatura o di tessuto adiposo. Tale fenomeno genera errori sistematici di misura che inficiano la stima dei punti interni e di conseguenza alterano la definizione dei centri articolari, degli assi e delle terne di riferimento dei diversi segmenti anatomici. Dunque, il calcolo della cinematica risente di tali errori. Tramite studi presenti in letteratura si è osservato che tali artefatti sono più significativi in caso di utilizzo di marcatori ottici supportati da sbarrette, i cosiddetti "marcatori estesi". Uno dei protocolli maggiormente utilizzati nell'ambito dell'analisi del movimento è il protocollo *Davis* il quale prevede l'uso di marcatori estesi. A causa degli artefatti da movimento della pelle, la stima delle rotazioni interne/esterne e l'adduzione/abduzione delle articolazioni riporta dei range non conformi ai valori fisiologici, quindi talvolta i dati ottenuti sono considerati poco significativi e non vengono riportati in letteratura. In tale ambito si inserisce il presente progetto di tesi nel quale viene definito ed implementato su *SMARTanalyzer* il *Modello di Calcolo della*

*Cinematica Segmentale (MCCS)*, un nuovo modello di calcolo delle variabili cinematiche e cinetiche che non considera i marcatori estesi. L'approccio consiste nel ricavare le maggiori informazioni di interesse clinico basandosi solo sull'orientazione degli assi longitudinali dei segmenti dell'arto inferiore e definendo gli assi di rotazione in riferimento al bacino. Il nuovo modello di calcolo utilizza i medesimi dati acquisiti con il Protocollo Davis mediante sistemi stereo-fotogrammetrici, i quali vengono preventivamente elaborati per ottenere la stima dei centri articolari interni. Quest'ultimi vengono utilizzati nella definizione degli assi di riferimento locali solidali con ciascun segmento corporeo. Individuati i tre piani dei movimenti di flessione/estensione, adduzione/abduzione e rotazione interna/esterna viene calcolata la cinematica segmentale; dopo aver definito gli assi funzionali vengono ricavati i momenti articolari. Il MCCS è stato applicato alle prove di 10 soggetti durante diverse modalità di cammino. I risultati ottenuti sono stati confrontati con quelli ottenuti tramite l'utilizzo del Protocollo Davis e con i dati presenti in letteratura.

## **2 Stato dell'arte**

### **2.1 Analisi del movimento**

Il movimento umano è l'insieme di complessi fenomeni connessi all'esecuzione di un compito motorio. L'analisi quantitativa della funzione motoria viene svolta mediante l'utilizzo di sofisticate apparecchiature e procedure che permettono di rilevare grandezze fisiche relative alla meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un compito motorio specifico. Lo studio del movimento umano trova applicazione in svariati campi tra i quali l'ambito clinico, ergonomico e sportivo. L'obiettivo di tale analisi è quello di fornire informazioni descrittive non solo in situazioni di postura e movimento fisiologici, ma anche in caso di alterazioni patologiche. Ciò permette di quantificare le limitazioni funzionali, definire i percorsi terapeutici, monitorare l'andamento della terapia riabilitativa e documentare l'efficacia dell'utilizzo di ausili o protesi.

#### **2.1.1 Movimenti elementari**

Il movimento del corpo umano viene descritto facendo riferimento ai tre assi e tre piani mostrati in Figura 1. Gli assi principali sono:

- X: asse anteroposteriore;
- Y: asse verticale;
- Z: asse medio-laterale o trasversale.

Tali assi identificano i tre piani principali:

- piano sagittale (X, Y): divide il corpo umano in due parti simmetriche, rispettivamente destra e sinistra;

- piano frontale o coronale (Y, Z): divide il corpo in due parti asimmetriche, rispettivamente anteriore e posteriore;
- piano trasversale (X, Z): divide il corpo in due parti asimmetriche, rispettivamente superiore ed inferiore.

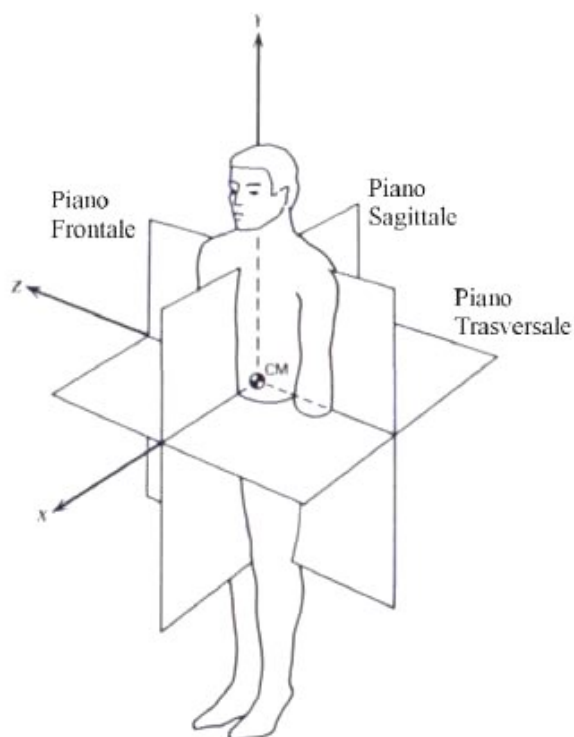


Figura 1: Rappresentazione degli assi e dei piani principali

I movimenti elementari vengono effettuati attorno agli assi principali e giacciono su tali piani.

Essi vengono classificati in:

- flessione/estensione: attorno l'asse trasversale, sul piano sagittale;
- adduzione/abduzione: attorno l'asse anteroposteriore, sul piano frontale;
- rotazione interna/esterna: attorno l'asse longitudinale, sul piano trasversale.

Gli altri possibili movimenti sono la combinazione di quest'ultimi. È da notare che quando i movimenti non sono "elementari" la definizione degli assi attorno ai quali avvengono le

rotazioni non è più quella degli assi cartesiani fissi nello spazio. La definizione comunemente adottata in biomeccanica (Grood & Suntay, 1984) verrà trattata nel *Paragrafo 2.1.4*.

## **2.1.2 Cinematica del corpo rigido**

Nella descrizione del movimento del corpo umano le informazioni ottenute si riferiscono a un modello del sistema muscoloscheletrico: il segmento anatomico viene definito cinematicamente dal movimento della sua componente ossea. Per assunzione, i vari segmenti anatomici in cui il corpo umano viene suddiviso sono considerati *corpi rigidi*, ignorando la possibilità di deformazione sotto carico e la presenza di tessuti molli circostanti. Di conseguenza, un sistema di assi di riferimento definito utilizzando punti geometrici significativi si mantiene sempre nella stessa relazione rispetto al corpo stesso. Un corpo rigido può allora essere definito conoscendo la posizione di suoi tre punti, due dei quali necessari per identificare l'asse attorno cui il corpo potrebbe ruotare mentre il terzo, purché non allineato con gli altri due, ne impedisce la rotazione. Per conoscere la posizione di qualsiasi altro punto del corpo rigido, è sufficiente conoscere la posizione relativa di questo punto rispetto ai tre punti scelti per identificare la posizione del corpo rigido. La posizione relativa è espressa rispetto un sistema di riferimento solidale con il corpo rigido chiamato *sistema di riferimento mobile*. Si tratta di un sistema di assi cartesiani locale rigidamente associato ad un segmento osseo che può essere così definito:

- origine in uno dei tre punti;
- il primo asse corrispondente alla linea che collega l'origine e uno degli altri due punti;
- il secondo asse diretto perpendicolarmente al piano individuato dai tre punti;
- il terzo asse perpendicolare ai due precedenti assi.

Il sistema di riferimento mobile appena definito possiede 12 parametri che lo localizzano nello spazio: le tre coordinate dell'origine del sistema di assi cartesiani e i nove coseni direttori degli assi  $x$ ,  $y$ ,  $z$  (tre per asse). I coseni direttori, ovvero gli angoli che ciascun asse del primo sistema forma con i tre assi del secondo, descrivono univocamente l'orientamento del sistema locale



rispetto a quello globale; essi non sono indipendenti fra di loro in quanto vige la relazione di ortogonalità fra gli assi dei sistemi di riferimento. Applicando l'equazione fondamentale della trigonometria si giunge infatti alla conclusione che un corpo rigido ha sei coordinate libere (quindi sei gradi di libertà), di cui tre sono le coordinate libere necessarie per definire la traslazione e tre per l'orientamento nello spazio, ovvero la rotazione rispetto al *sistema di riferimento fisso (globale)*. Quest'ultimo è il sistema di assi rispetto cui il sistema fotogrammetrico utilizzato fornisce le coordinate ricostruite dei marcatori, arbitrariamente definito nello spazio del laboratorio.

### 2.1.3 Cinematica articolare

Per descrivere la posizione di un segmento osseo nel sistema di riferimento globale si considera, piuttosto che il segmento, il sistema di riferimento locale rigidamente associato ad esso. Dopo aver localizzato il sistema di riferimento solidale con il corpo rigido nello spazio, si conoscono le coordinate "relative" di qualsiasi punto a esso appartenente. Per ottenere tali coordinate nel sistema di riferimento fisso è necessario applicare una trasformazione di roto-traslazione, ovvero delle trasformazioni rigide di punti in ogni istante di tempo. La formula che esprime tale trasformazione è la seguente:

$${}^g p = {}^g R_l {}^l p + {}^g O_l$$

dove  ${}^g p$  e  ${}^l p$  sono i vettori posizione del generico punto  $p$  del segmento osseo espressi rispettivamente nel sistema globale e locale; la traslazione rigida è rappresentata dal vettore di traslazione

$${}^g O_l = [{}^g O_{lx}, {}^g O_{ly}, {}^g O_{lz}]$$

Il passaggio delle coordinate di un punto da un sistema di riferimento locale e “ruotato” alle coordinate dello stesso punto in un sistema di riferimento globale e “fisso” è dato dalla seguente matrice di rotazione:

$${}^g_1R = \begin{bmatrix} \cos \theta_{x_g x_1} & \cos \theta_{x_g y_1} & \cos \theta_{x_g z_1} \\ \cos \theta_{y_g x_1} & \cos \theta_{y_g y_1} & \cos \theta_{y_g z_1} \\ \cos \theta_{z_g x_1} & \cos \theta_{z_g y_1} & \cos \theta_{z_g z_1} \end{bmatrix}$$

Una generica matrice di rotazione permette di ottenere la posizione del sistema di riferimento mobile attraverso tre rotazioni indipendenti del sistema di riferimento fisso, quindi essa può essere ricavata per composizione di tre rotazioni elementari attorno ad assi predefiniti. Ciò corrisponde algebricamente a moltiplicare tre matrici di rotazione ciascuna delle quali descrive la rotazione elementare effettuata. Affinché si abbia una significatività fisiologica dei risultati, sarebbe opportuno che gli assi attorno cui avvengono tali rotazioni coincidano con gli assi di rotazione funzionali articolari.

#### 2.1.4 Componenti anatomiche del movimento

L’analisi della cinematica scheletrica si basa sullo studio della posizione relativa istante per istante di due corpi rigidi, i quali rappresentano due segmenti corporei. Si suppone di avere due segmenti corporei adiacenti, uno prossimale e l’altro distale, collegati da un giunto rotazionale. A ciascun segmento è associato un sistema di riferimento locale ad esso solidale che permette di identificarne la posizione nello spazio. In corrispondenza del giunto che rappresenta l’articolazione viene definito un sistema di assi funzionali attorno cui il segmento distale compie i seguenti movimenti relativi rispetto al suo segmento prossimale:

- *Flessione/Estensione*: rotazione di un angolo  $\alpha$  nel piano parasagittale appartenente al segmento prossimale;
- *Adduzione/Abduzione*: rotazione di un angolo  $\beta$  che consente al segmento di avvicinarsi/allontanarsi dal piano mediale del corpo;

- *Rotazione interna/esterna*: rotazione di un angolo  $\gamma$  del segmento attorno al suo asse longitudinale.

Gli angoli articolari  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  sono utilizzati per quantificare l'entità dei movimenti di flessione/estensione, adduzione/abduzione e rotazione interna/esterna. È possibile identificare, per ciascun movimento sopra menzionato, un asse attorno al quale esso avviene:

- il movimento di flessione/estensione avviene attorno ad un asse medio-laterale del segmento prossimale, quindi perpendicolare al suo piano sagittale;
- il movimento di adduzione/abduzione avviene attorno ad un asse che giace sul piano sagittale, orientato in direzione perpendicolare all'asse longitudinale del segmento distale (anteroposteriore qualora la flessione/estensione sia nulla);
- il movimento di rotazione interna/esterna avviene attorno all'asse longitudinale del segmento distale.

### 2.1.5 Angoli di Eulero

Un metodo alternativo per identificare univocamente l'orientamento relativo fra due terne cartesiane è quello di utilizzare gli angoli di Eulero. Si considerino due terne,  $(O', x, y, z)$  e  $(O, X, Y, Z)$ , con origine degli assi coincidente. Si definisce la retta di intersezione dei piani X-Y e x-y come l'*asse nodale* N. È possibile ottenere la terna  $(O, X, Y, Z)$  mediante tre rotazioni successive a partire dalla terna  $(O', x, y, z)$ . Considerando una posizione iniziale sovrapposta delle due terne, una possibile sequenza di rotazioni è la seguente:

- la prima rotazione avviene attorno all'asse z ed ha un'ampiezza  $\alpha$ : l'asse X si sovrappone all'asse nodale N, l'asse Y assume una nuova posizione e l'asse Z rimane fisso;
- la seconda rotazione avviene attorno all'asse N ed ha un'ampiezza  $\beta$ : l'asse X rimane fisso, gli assi Y e Z assumono una nuova posizione;
- la terza rotazione avviene attorno all'asse z ed ha un'ampiezza  $\gamma$ : l'asse X forma un angolo  $\gamma$  con l'asse N e, insieme agli assi Y e Z, assume la posizione finale.

È possibile osservare la posizione relativa fra le due terne ottenuta in seguito alle tre rotazioni in Figura 2.

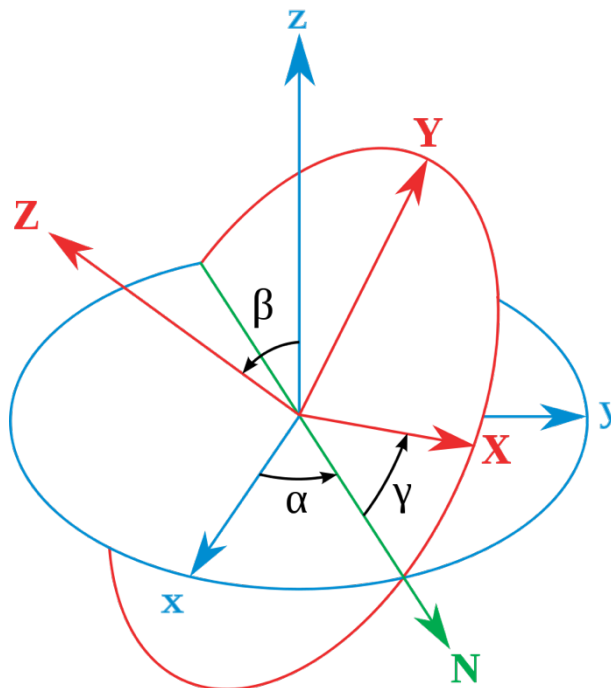


Figura 2: Definizione degli angoli di Eulero. Il sistema fisso ( $O, x, y, z$ ) è rappresentato in blu, il sistema ruotato ( $O, X, Y, Z$ ) è rappresentato in rosso. La linea dei nodi  $N$  è rappresentata in verde.

I tre angoli spaziali prendono il nome di:

- angolo di precessione  $\alpha$ : angolo fra l'asse  $N$  e l'asse  $x$ ; risulta  $0 \leq \alpha \leq 2\pi$ ;
- angolo di nutazione  $\beta$ : angolo fra l'asse  $z$  e l'asse  $Z$ ; risulta  $0 \leq \beta \leq \pi$ ;
- angolo di rotazione propria  $\gamma$ : angolo fra l'asse  $x$  e l'asse  $N$ ; risulta  $0 \leq \gamma \leq 2\pi$ .

A ciascuna rotazione è assegnata una matrice di rotazione che permette di ottenere le coordinate di un punto solidale con la terna mobile rispetto alla terna precedente. È possibile ottenere queste matrici proiettando i versori degli assi della terna ruotata sugli assi della terna precedente alla rotazione. La matrice di rotazione totale è il prodotto delle tre matrici di rotazione. Oltre che un'alternativa all'utilizzo dei coseni direttori, gli angoli di Eulero sono utili nel determinare

le componenti delle velocità angolare del sistema mobile rispetto ai propri assi e, adottando la convenzione Grood&Suntay, nel definire univocamente gli angoli articolari. Considerando le due terne solidali a un segmento prossimale e un segmento distale, l'asse z viene fatto ruotare di 90° fino ad assumere l'orientazione dell'asse di flesso/estensione del segmento prossimale, l'asse Z assume la funzione di asse di rotazione interna/esterna in quanto longitudinale al segmento distale e l'asse dei nodi N assume significato di asse di adduzione/abduzione.

### **2.1.6 Dinamica dell'apparato locomotore**

Il movimento umano è un atto complesso risultante della presenza di forze interne (muscolari e articolari) ed esterne (gravità, reazione al terreno) che presuppone l'interazione di diversi sistemi al fine di mantenere il controllo posturale, l'equilibrio e permettere lo svolgimento di atti motori. Per tale ragione, risulta necessario completare l'analisi del movimento umano con il calcolo delle variabili dinamiche quali momenti e potenze articolari. Ciò può essere effettuato tramite la risoluzione del *Problema Dinamico*, il quale consente nel suo approccio *Diretto* di ottenere il movimento risultante (spostamenti e rotazioni) dall'applicazione di un sistema di forze esterne e nel suo approccio *Inverso* di calcolare le forze associate ad un certo movimento. L'approccio più utilizzato nell'analisi dinamica del movimento è quello *Inverso* che parte dalla conoscenza delle variabili cinematiche e, mediante equazioni non lineari algebriche, calcola forze e momenti.

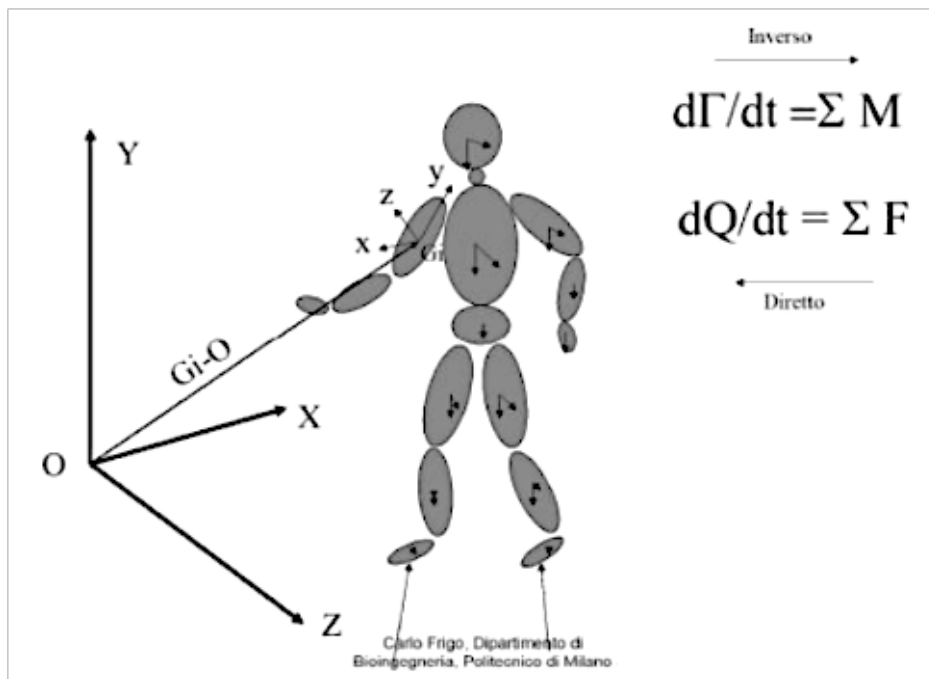


Figura 3: Problema Dinamico Diretto e Inverso

Data l'assunzione di attribuire il movimento di un segmento anatomico alla sua componente ossea e di modellizzarlo come un corpo rigido, ad esso si attribuiscono anche le proprietà inerziali (massa e momenti di inerzia) dell'intera parte anatomica. Per l'analisi del movimento il corpo umano viene schematizzato come una catena di segmenti rigidi connessi da giunti ideali privi di attrito posti in corrispondenza dei centri articolari. Si considera una parte della struttura, la quale viene idealmente isolata dal resto del corpo nel punto O generando al suo estremo forze e momenti che il resto del corpo esercitava su di essa. Supponendo che tali segmenti siano soggetti, in un certo istante, ad un'accelerazione lineare  $a$  del baricentro, un'accelerazione angolare  $\alpha$  e ad una forza esterna  $F_e$ , le *Equazioni di equilibrio dinamico* riferite al punto O sono le seguenti:

$$d\Gamma/dt = \Sigma M$$

$$dQ/dt = \Sigma F$$

Il problema dinamico può essere ricondotto a un problema statico considerando le forze e i momenti di inerzia come forze e momenti esterni applicati al sistema. Le *Equazioni di equilibrio statico* saranno allora:

$$M_o + M_i + M_{Fi} + M_p + M_{Fe} = 0$$

$$F_o + F_i + F_p + F_e = 0$$

$F_o$  e  $M_o$  sono le reazioni vincolari nette all'articolazione considerata (il punto O),  $M_i$  e  $M_{Fi}$  sono il momento alla rotazione e della forza di inerzia,  $F_p$  è la forza peso e il risultante momento  $M_p$  e, infine,  $F_e$  e  $M_{Fe}$  sono la forza e il momento esterno. La risoluzione di tali equazioni presuppone la conoscenza di dati antropometrici, cinematici e inerziali. Parte dei dati antropometrici viene raccolta durante le fasi preliminari dell'acquisizione, i restanti vengono calcolati con l'utilizzo di dati e tabelle. Le variabili cinematiche, quali la posizione dei marker e la successiva stima dei centri articolari, vengono calcolate in seguito all'acquisizione di prove tramite sistemi stereo-fotogrammetrici (vedi *Paragrafo 2.3.1*). I dati inerziali, tra cui le dimensioni, la massa, la posizione del baricentro e i momenti di inerzia di ciascun segmento, sono ricavabili da apposite tabelle antropometriche e si basano su misurazioni effettuate su campioni anatomici da cadavere o stime ottenute su soggetti "in vivo". I dati ottenuti, i quali si riferiscono a diverse popolazioni, range di età e sesso, sono presenti in letteratura in forma di dati statistici. L'utilizzo di tali dati comporta inevitabilmente un errore dovuto, ad esempio, all'utilizzo di una misura anatomica (basata sui punti di repere anatomici) piuttosto che biomeccanica (basata su una suddivisione dei segmenti in corrispondenza dei centri articolari), del quale bisogna tener conto durante l'interpretazione dei risultati. La Tabella 1 riporta i dati antropometrici e inerziali pubblicati da Zatsiorsky et al. con la correzione di De Leva per poter utilizzare come punti di repere anatomici i centri articolari. Tali dati verranno utilizzati durante il presente lavoro di tesi.

Lunghezze (in % dell'altezza)			Massa (%massa totale)	C. di massa (% lunghezza segmento)	Raggi giratori rispetto i tre assi principali d'inerzia (% lunghezza segmenti)		
					Asse Anteropost.	Asse Mediolat.	Asse Longitud.
				Longitudinale			
Capo	13	F	6.68	58.94	27.1	29.5	28.1
		M	6.94	59.76	31.5	31.5	28.1
Tronco (base del capo- articolazione anca)	34	F	42.57	41.51	30.7	29.2	14.7
		M	43.46	44.86	32.8	30.6	16.9
Arto superiore	44						
Braccio	18.6	F	2.55	57.54	27.8	26.0	14.8
		M	2.71	57.72	28.5	26.9	15.8
Avambraccio	14.6	F	1.38	45.59	26.3	25.9	9.5
		M	1.62	45.74	27.8	26.7	12.2
Mano	10.8	F	0.56	25.26	51.9	44.3	32.7
		M	0.61	21.00	61.4	50.2	39.2
Arto inferiore	53		(da centro anca a terra)				
Coscia	24.5	F	14.78	36.12	36.9	36.4	16.2
		M	14.16	40.95	32.9	32.9	14.9
Gamba	24.8	F	4.81	44.16	28.7	26.3	9.2
		M	4.33	44.59	25.1	24.6	10.2
Piede	15.2	F	1.29	40.14	29.9	27.9	13.9
		M	1.37	44.15	25.7	24.5	12.4
Caviglia (da terra)	3.9						

Tabella 1: Misure antropometriche ricalcolate da Drillis e Contini (1966) e dati inerziali provenienti da Zatsiorsky et al. (1990) e modificati da De Leva (1996)

## 2.2 Gait analysis

### 2.2.1 Deambulazione in piano

La deambulazione è la funzione di locomozione che consente l'avanzamento verso una direzione ed è data dalla successione ciclica alternata del ciclo del passo. Viene definito *ciclo del passo* o *gait cycle* il periodo che intercorre tra due appoggi (*foot contact*) successivi dello stesso piede sul terreno. È possibile suddividere il ciclo del passo in fasi, ognuna delle quali presenta degli eventi temporali che ne determinano l'inizio e la fine. Le fasi che compongono un ciclo del passo sono:



- **appoggio (*stance*):** periodo in cui il piede è a contatto col terreno, occupa il 60% dell'intero ciclo del passo. Tale fase inizia con il contatto iniziale del piede col suolo (*heel strike*) e termina con il distacco da terra delle dita del piede di appoggio (*toe off*). Esso si suddivide a sua volta in tre intervalli: doppio appoggio iniziale, appoggio singolo e doppio appoggio terminale;
- **oscillazione (*swing*):** periodo che intercorre fra il distacco del piede da terra (*toe off*) e il contatto del piede controlaterale col suolo. Durante tale fase il piede è sollevato da terra ed il peso corporeo viene trasferito all'arto controlaterale permettendo all'arto di avanzare. Occupa il 40% dell'intero ciclo del passo. Esso si suddivide a sua volta in due intervalli: oscillazione e doppio appoggio.

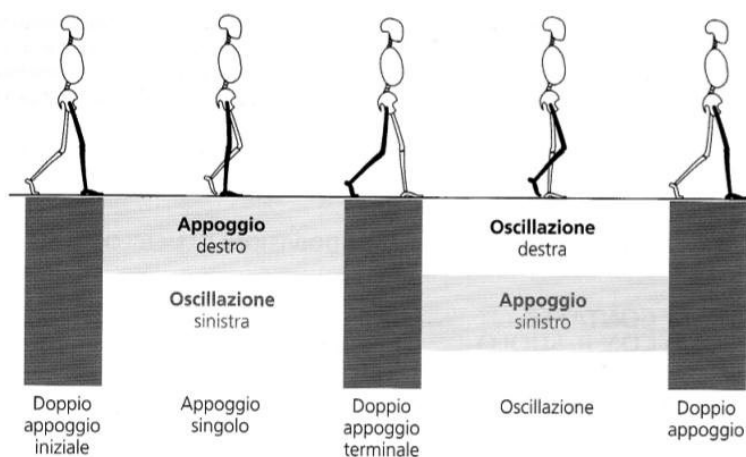


Figura 4: Fasi e sottofasi del ciclo del passo durante il cammino in piano

Esistono delle differenze individuali nell'esecuzione del cammino che dipendono dall'età, dalle caratteristiche antropometriche, dal sesso del soggetto e soprattutto dalla presenza di alterazioni patologiche le quali influiscono nello svolgimento dell'atto motorio.

### 2.2.2 Deambulazione su scala

La salita e la discesa di scale sono atti motori che si ripetono ciclicamente, come avviene per la deambulazione in piano, ma comportano delle maggiori escursioni angolari delle articolazioni dell'arto inferiore. Analogamente al cammino in piano, sia per la salita sia per la discesa, il ciclo del passo viene suddiviso in due fasi:

- **appoggio (*stance*):** il piede è a contatto col terreno, occupa circa il 65% del ciclo del passo;
- **oscillazione (*swing*):** il piede è staccato da terra, occupa circa il restante 35% del ciclo del passo. Tale fase permette l'avanzamento dell'arto nella direzione del cammino.

Tuttavia, esistono delle differenze fra il fenomeno di salita e di discesa di scale. Tali differenze riguardano sia la diversa suddivisione in sottofasi sia la modalità di utilizzo della muscolatura. Infatti, nel caso di salita, le fibre muscolari devono lavorare in accorciamento (contrazione concentrica) per provvedere alla produzione di energia, mentre nel caso di discesa esse lavorano in allungamento (contrazione eccentrica) per assorbire energia.

Le differenti fasi e sottofasi vengono riassunte in modo schematico in Figura 5 e Figura 6.

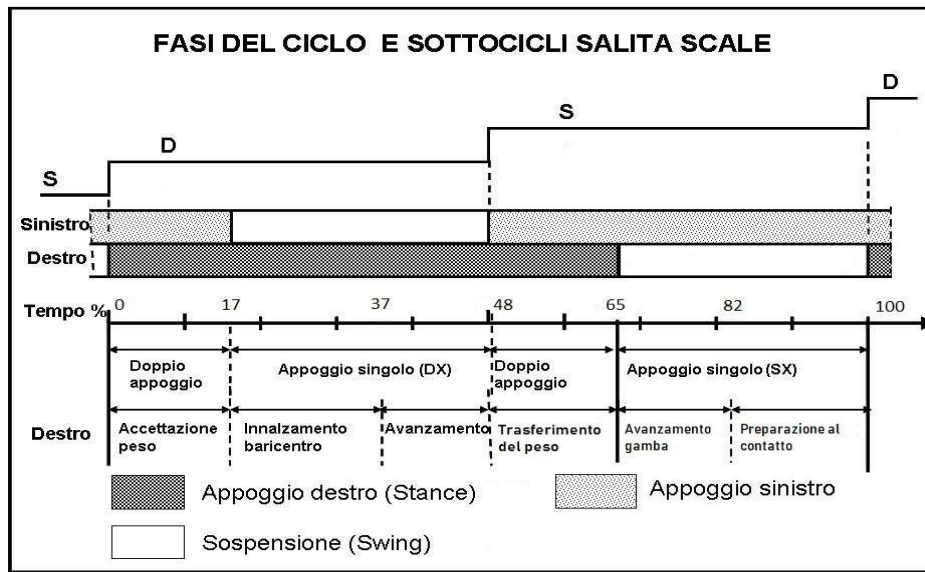


Figura 5: Fasi e sottofasi del ciclo del passo durante la salita di scale; studio sul trasferimento di carico durante la salita e la discesa di scale di Zachazewski et al. [1]

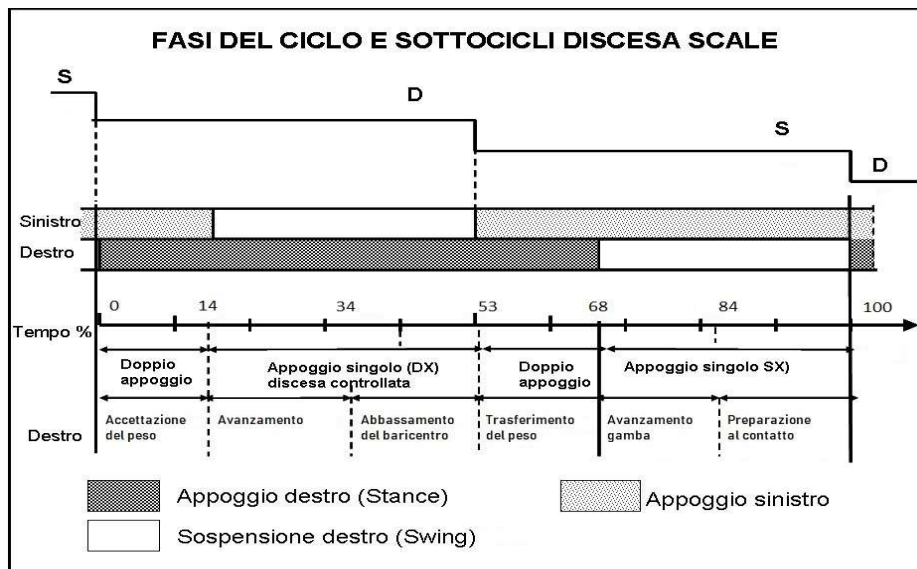


Figura 6: Fasi e sottofasi del ciclo del passo durante la discesa di scale; studio sul trasferimento di carico durante la salita e la discesa di scale di Zachazewski et al. [1]

Come per il cammino in piano, vi sono differenze individuali nell'esecuzione di salita e discesa di scale per le ragioni menzionate sopra.

### 2.2.3 Parametri quantitativi

L'analisi del movimento umano fornisce le quantità che descrivono e caratterizzano l'attività motoria: l'informazione ottenuta riguarda sia la cinematica che la dinamica. Tramite l'utilizzo di sofisticate apparecchiature e l'adozione di specifici protocolli, è possibile ottenere:

- il movimento del centro di massa dell'intero corpo o di una sua parte rispetto al sistema di riferimento assoluto;
- il movimento di segmenti ossei o corporei rispetto al sistema di riferimento assoluto;
- la cinematica articolare, intesa come il movimento relativo tra ossa e segmenti corporei adiacenti;
- le forze scambiate con l'ambiente;
- le forze scambiate dalle strutture interne (legamenti, muscoli, tendini);
- l'energia, il lavoro e la potenza muscolare.

Le tecnologie ed alcuni dei protocolli che è possibile utilizzare sono presentati nei *Paragrafi* 2.3 e 2.4. La conoscenza di tali parametri permette, in uso clinico, di identificare la deviazione da una tipologia di cammino definita "normale" e la tendenza verso un'andatura associata a svariate patologie. Nel caso specifico dell'analisi del cammino (*gait analysis*), i parametri quantitativi possono essere suddivisi in spazio-temporali e cinematici. Fra i parametri spazio-temporali vi sono la velocità di cammino, la cadenza, la lunghezza del passo; fra i parametri cinematici vi sono gli spostamenti lineari e angolari dei segmenti corporei inferiori (coscia, gamba e piede) e delle articolazioni (anca, ginocchio e caviglia) espresse sotto forma di curve. I risultati presenti in letteratura [2] riguardo i parametri cinematici mostrano una moderata e buona affidabilità rispettivamente nel piano coronale e sagittale nel caso di anca e ginocchio, contrariamente a quelli sul piano trasversale i quali presentano la più alta frequenza di errori ed hanno la più bassa affidabilità. È importante essere consapevoli dell'entità dell'errore a cui conduce l'applicazione di un protocollo o un metodo di analisi al fine di evitare risultati non consoni e interpretazioni inadeguate. Verranno successivamente presentati degli studi comparativi fra diversi protocolli.

## **2.3 Strumenti per l'analisi del movimento**

L'analisi cinematica e dinamica per la diagnosi e la valutazione di patologie viene effettuata mediante l'utilizzo integrato di apparecchiature sofisticate. Ciascuna di esse indaga un diverso aspetto del movimento e ne estrae la relativa informazione, la quale viene poi integrata con l'informazione delle altre apparecchiature. Tra gli strumenti non invasivi utilizzati per ricavare grandezze misurabili vi sono:

- sistemi stereo-fotogrammetrici optoelettronici;
- dinamometri, nello specifico pedane dinamometriche;
- sistemi di elettromiografia di superficie.

### **2.3.1 Sistemi stereo-fotogrammetrici optoelettronici**

I sistemi optoelettronici consentono di realizzare un'indagine tridimensionale del movimento tramite la quantificazione della cinematica segmentale ed articolare. La ricostruzione del moto di un corpo presuppone la conoscenza, ad ogni istante temporale, della sua posizione istantanea e del suo orientamento rispetto al sistema di riferimento scelto. Al fine di ottenere tali informazioni, vengono utilizzate delle telecamere operanti nell'infrarosso che acquisiscono le traiettorie di marcatori attivi o passivi catarifrangenti opportunamente posizionati sulla pelle del paziente. La tecnica di posizionamento ed i problemi relativi ai marcatori verranno presentati successivamente. Dapprima è necessario effettuare una procedura di calibrazione per definire il volume di calibrazione, il sistema di riferimento assoluto (origine e assi del sistema del laboratorio), i parametri interni ed esterni delle telecamere. Per ottenere la ricostruzione tridimensionale della posizione di ciascun marker, esso deve essere inquadrato, ad ogni istante, da almeno una coppia di telecamere. In seguito all'acquisizione, i marcatori vengono riconosciuti e classificati in modo coerente rispetto al modello di disposizione utilizzato. I diversi segnali acquisiti vengono integrati ed inviati al sistema informatico per la

loro elaborazione e per la ricostruzione delle traiettorie cinematiche. Tramite quest'ultime vengono ottenuti gli angoli articolari del movimento considerato ad ogni istante. Nonostante tali strumenti garantiscano una elevata accuratezza nella misura delle coordinate dei marcatori, le variabili cinematiche relative alle articolazioni da esse ricavate sono affette da vari tipi di errore. Questi errori sono classificabili in:

- errori strumentali: possono essere sistematici, dovuti ad esempio ad una non accurata calibrazione, o casuali, dovuti a rumore elettronico o flickering dei marker;
- errata collocazione dei marcatori sui punti di repere anatomico: l'individuazione del punto di repere può essere complicato poiché esso non sempre corrisponde a punti specifici ma talvolta a superfici; inoltre il processo può essere complicato dalla presenza di tessuto molle;
- artefatti da tessuto molle (ATM): causati da scorrimento della pelle, deformazioni, effetti inerziali, movimento della muscolatura sottostante e presenza di abbondante tessuto adiposo.

Tali errori rappresentano una fonte di inaccuratezza che compromette la determinazione delle coordinate dei punti anatomici di riferimento, dei centri articolari e degli assi di rotazione nello spazio e di conseguenza il calcolo delle variabili cinematiche.

### **2.3.2 Pedane dinamometriche**

Le piattaforme di forza e pressione consentono di misurare le forze di contatto, ovvero le forze di reazione al terreno (*ground reaction force, GRF*) scambiate fra paziente e terreno durante lo svolgimento di un movimento, e di individuare il centro di pressione (*center of pressure, COP*) durante le prove stabilometriche. L'utilizzo di piattaforme fornite di elementi sensibili in molteplici direzioni consente quindi di ottenere informazioni riguardo la componente anteroposteriore, medio-laterale e verticale della forza di reazione al suolo, le coordinate  $P_x$  e  $P_y$  del COP e il momento torcente  $M_z$ . L'analisi di queste variabili ha un ruolo importante nel

valutare i carichi interni ed il rischio di insorgenza di lesioni a carico degli arti inferiori. Inoltre, conoscendo sia il sistema di forze scambiate al terreno sia la cinematica, è possibile calcolare i momenti e le potenze alle varie articolazioni, quindi effettuare un'analisi completa del movimento.

### **2.3.3 Sistemi di elettromiografia di superficie (sEMG)**

L'utilizzo di elettrodi superficiali applicati alla cute consente di registrare il segnale bioelettrico dovuto all'attività della muscolatura coinvolta nell'atto motorio. L'elettromiografia (EMG) non fornisce direttamente la tensione muscolare ma il segnale che il sistema nervoso invia ai muscoli, ovvero il potenziale elettrico presente nel muscolo durante la sua contrazione. Il segnale grezzo ottenuto necessita di essere amplificato, rettificato e filtrato per l'eliminazione di rumori e artefatti. Le informazioni elettromiografiche integrate con le variabili cinetiche, ricavate mediante sistemi optoelettronici, e dinamiche, ottenute mediante pedane dinamometriche, forniscono un quadro completo del paziente nella valutazione dell'apparato locomotore e del sistema nervoso.

## **2.4 Protocolli per l'analisi del movimento**

I diversi protocolli per l'analisi del movimento si sono sviluppati con lo scopo di rendere le modalità di esecuzione delle analisi, il posizionamento dei marcatori, le modalità di calcolo delle variabili di interesse e le modalità di presentazione dei risultati ottenuti standardizzati e ripetibili nel tempo. Un protocollo, in generale, si pone principalmente i seguenti obiettivi:

- definire univocamente i punti di repere anatomici su cui applicare i marcatori, in modo da posizionarli seguendo un modello biomeccanico predisposto;

- definire le strutture anatomiche di riferimento, identificando la corrispondenza fra la posizione dei marcatori e i sottostanti segmenti corporei;
- definire le procedure di acquisizione, elaborazione e analisi dei dati;
- rendere clinicamente interpretabili i parametri cinematici e dinamici.

Nel corso degli anni sono stati sviluppati molti protocolli per l'analisi del movimento a seconda delle specifiche di analisi e dell'utilizzo. È possibile distinguerli in:

- **protocolli *FullBody***: si occupano dell'analisi cinematica di capo, tronco, arti superiori, bacino, anca, ginocchio e caviglia. Quest'ultimi vengono considerati corpi rigidi: tale assunzione permette di ottenere la loro cinematica attraverso la stima della traiettoria di tre marker non allineati posti sul segmento considerato. Tali marcatori passivi riflettenti, posti su punti di riferimento palpabili, vengono tracciati nelle tre dimensioni rispetto al sistema di riferimento del laboratorio attraverso sistemi stereo-fotogrammetrici. In questo lavoro di tesi verranno presi in esame i seguenti protocolli: *Davis*, *CAST*, *SAFLo* e *T3DG*;
- **protocolli *Foot (Multi-segment foot models, MFMs)***: l'assunzione che il piede sia un unico segmento rigido non permette la descrizione della sua cinematica nel dettaglio. Di conseguenza, l'utilizzo di protocolli *Fullbody* risulta inadeguato nella valutazione di patologie riguardanti il piede in quanto vengono ignorati i movimenti interni. Data la complessità dell'anatomia del piede (26 piccole ossa) e la scarsità di punti di riferimento anatomici accessibili su cui applicare i marker, è stato necessario adottare dei modelli che prevedessero l'utilizzo di più di tre marker sulla cute del piede. Nei *Multi-segment foot models* l'analisi cinematica si concentra solo sul complesso piede-caviglia mediante la suddivisione del piede in vari sotto-segmenti. I principali protocolli sviluppati sono: *Heidelberg Foot Measurement Method*, *Rizzoli Foot Model* e *Oxford Foot Model*. In questo lavoro di tesi i MFMs non verranno presi in esame.



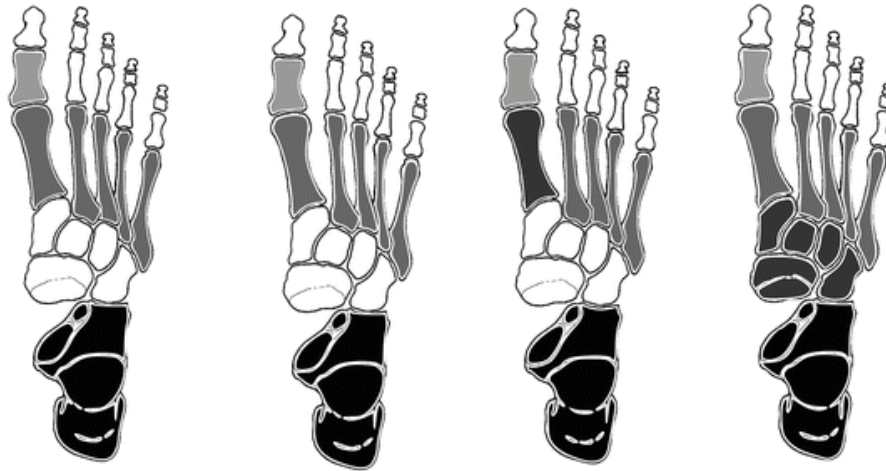


Figura 7: Rappresentazione della suddivisione del piede in vari segmenti (con l'utilizzo di diverse tonalità di grigio) secondo i principali MFMs

#### 2.4.1 Protocollo Davis

Il protocollo Davis et al. [3] è stato realizzato nel 1980 presso il Newington Children's Hospital (USA) con l'obiettivo di fornire una valutazione quantitativa della funzione locomotoria umana. Fin dalla sua realizzazione, esso rappresenta uno standard di riferimento per l'analisi della deambulazione di bambini affetti da patologie come la paralisi cerebrale infantile, ma ad oggi i settori di applicazioni sono vari ed includono:

- analisi della locomozione di soggetti paralitici cerebrali;
- esame sulla progressione di disordini neuromuscolari, quali la distrofia muscolare o il morbo di Parkinson;
- quantificazione degli effetti della chirurgia ortopedica mediante il confronto fra modelli ottenuti pre e post intervento.

Il protocollo Davis prevede il susseguirsi di step. Le fasi preliminari prevedono:

- registrazione di una serie di video della camminata del soggetto;

- valutazione fisica del soggetto per avere informazioni su forza, tono e possibili contratture muscolari, sul range di movimento articolare e su anomalie ossee;
- acquisizione di variabili antropometriche quali peso, altezza, lunghezza delle tibie, distanza tra i condili femorali (o il diametro del ginocchio), distanza tra la spina iliaca superiore anteriore (ASIS) destra e sinistra e distanza verticale tra la ASIS e il gran trocantere, nel piano sagittale, del soggetto supino. Tali misurazioni sono successivamente utilizzate per la stima della posizione dei centri articolari e dei parametri inerziali dei segmenti anatomici.

La fase successiva si occupa del posizionamento dei marcatori passivi catarifrangenti sulla superficie corporea mediante biadesivo. Oltre ai marker direttamente applicati sulla cute, si utilizzano marcatori cosiddetti “estesi”: si tratta di marker sferici sostenuti da una bacchetta (*wand*) in plastica fissata ad una piastrina di supporto rettangolare anch’essa in plastica. Quest’ultima si appoggia sulla superficie del segmento corporeo di interesse e viene mantenuta in posizione tramite una fascia elastica. Il marker-set prevede l’utilizzo in totale di 22 marcatori, come mostrato in Figura 8, disposti secondo le seguenti specifiche:

- **tronco:** tre marker, due in corrispondenza delle giunzioni sterno-clavicolarie destra (RS) e sinistra (LS) ed uno a livello dell’apofisi spinosa di C6 (N) posto su una bacchetta in modo tale che la linea passante nell’articolazione sterno-clavicolare e nella vertebra C7 sia parallela al piano costituito dai marker;
- **bacino:** tre marker, due sulle spine iliache anteriori superiori ASIS destra (R) e sinistra (B) ed uno a livello dell’osso sacro (H) posto su una bacchetta. I tre punti sono identificati in modo che giacciono nel piano contenente le ASIS e le spine iliache posteriori superiori PSIS;
- **coscia:** tre marker in corrispondenza del gran trocantere (RH), dell’epicondilo femorale (RK) e uno posto a 1/3 della lunghezza della coscia su una bacchetta (RF). I tre punti sono identificati in modo che il piano su cui giacciono sia parallelo al piano frontale;
- **gamba:** tre marker, uno sul malleolo laterale (RA), uno sulla testa del perone (RP) e un altro a 1/3 della lunghezza della gamba su una bacchetta (RB). I tre punti sono posizionati

in modo da giacere su un piano contenente sia l'asse epicondilare sia l'asse longitudinale della gamba;

- **pie**de: due marker, uno sulla testa metatarsale del quinto dito (RT) e un altro sul calcagno (RQ) posizionato in modo che il vettore fra i marker RT e RQ sia allineato con la linea di progressione del piede. Il marker RQ viene utilizzato solo durante l'acquisizione statica.

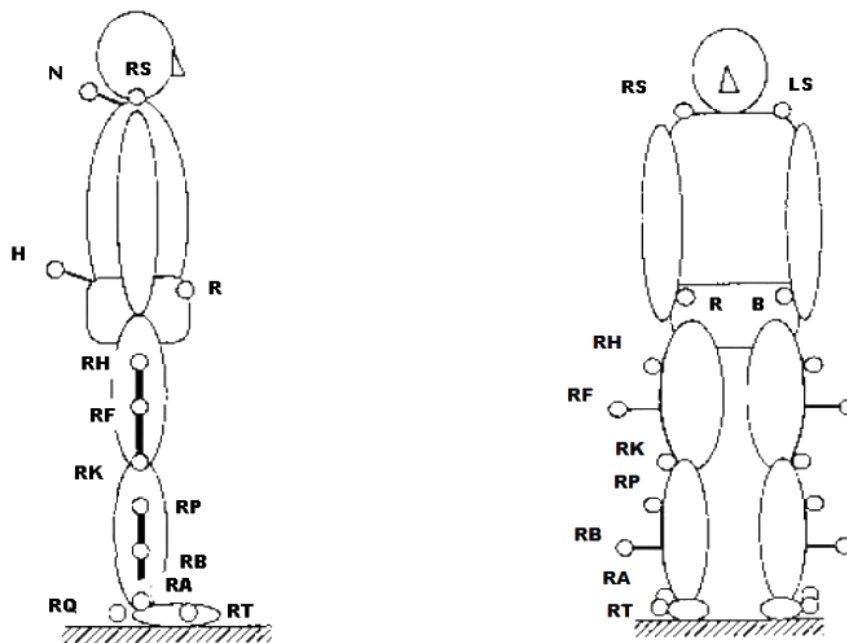


Figura 8: Marker-set sviluppato e utilizzato presso il Newington Children's Hospital

La fase successiva prevede una breve acquisizione statica del soggetto in posizione eretta in modo da ottenere la posizione iniziale dei marcatori rispetto al corpo. Tale informazione, integrata alle misure antropometriche rilevate nella fase preliminare, consente la stima dei centri articolari. Successivamente vengono acquisite almeno tre prove di cammino a piedi nudi all'interno del volume di acquisizione, da cui vengono ricavate le traiettorie dei marker. Esse consentono di ottenere variabili cinematiche come lo spostamento relativo dei segmenti corporei nelle tre dimensioni, ovvero gli angoli articolari. La conoscenza di misure antropometriche consente inoltre di calcolare le masse dei segmenti, il loro centro di massa ed

il calcolo dei momenti di inerzia. Sulla base di tali variabili, viene definito il sistema di riferimento di ciascun segmento corporeo, il quale ha l'origine nel suo centro di massa. Per ogni arto inferiore, vengono costruiti tre sistemi di riferimento (coscia, gamba e piede) a cui si aggiunge quello del bacino. La Figura 9 mostra tali sistemi di riferimento e il loro orientamento rispetto ciascun segmento. Tramite l'applicazione della *Seconda Legge di Newton* e le *Equazioni di Moto di Eulero*, si ricavano le variabili cinetiche come i momenti 3D all'articolazione dell'anca, ginocchio e caviglia.

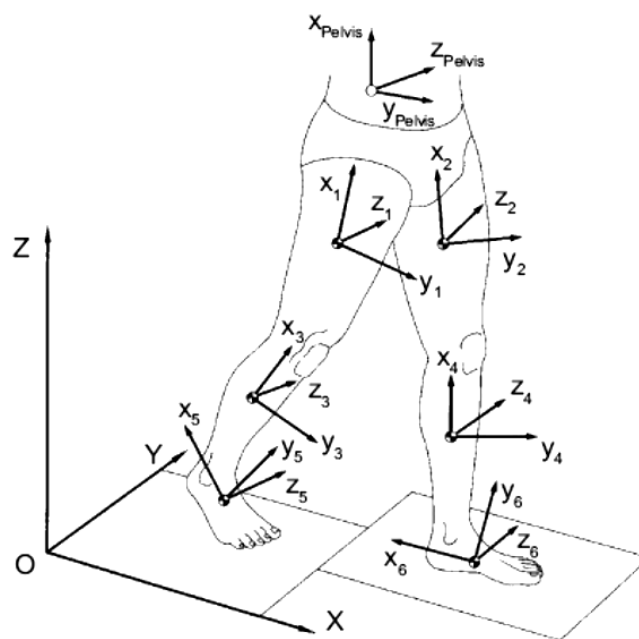


Figura 9: Sistemi di assi riferiti ai segmenti di bacino, coscia, gamba e piede secondo il Protocollo Davis et al. [3]

La disposizione di tali marker risulta ottimale per l'acquisizione in quanto essi risultano ben visibili. Tuttavia, nonostante si scelga uno strato di tessuto il più possibile sottile per l'applicazione dei marcatori, una delle principali fonti di errore nella ricostruzione dei centri articolari è dovuta agli artefatti da tessuto molle i quali sono legati al movimento relativo tra lo strato di pelle sul quale il marker viene applicato e il punto di repere a cui esso si riferisce. Tale artefatto risulta più significativo nel caso dei marcatori estesi posti su coscia e gamba; infatti l'utilizzo di bacchette introduce errori poiché esse sono soggette a vibrazioni e, nel caso di

movimenti rapidi e ampi come la deambulazione su scala, sono maggiormente soggetti all'attività dei muscoli sottostanti. L'errore introdotto in fase di ricostruzione dei punti interni, dato che quest'ultimi sono utilizzati nella definizione degli assi di rotazione articolare, genera errori nel calcolo della cinematica.

## 2.4.2 Protocollo CAST

Il protocollo sviluppato da Cappozzo et al. nel 1995 [4] è conosciuto con il nome “*Calibrated anatomical system technique*” (CAST), ovvero si tratta di una tecnica di calibrazione anatomica. È stato realizzato nel 1995 presso l'Università La Sapienza di Roma, in partecipazione con l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, per descrivere quantitativamente la cinematica e la dinamica articolare in ambito clinico e di ricerca attraverso l'utilizzo di sistemi stereofotogrammetrici. Fra i principali obiettivi vi è la riduzione degli artefatti da tessuto molle (ATM), i quali rappresentano la principale fonte di errore nella determinazione sperimentale dell'orientazione e della posizione tridimensionale dei segmenti ossei. Per la ricostruzione della cinematica articolare il protocollo CAST utilizza l'approccio della cosiddetta “*anatomical calibration*” la quale consente di ottenere le coordinate dei punti di repere anatomico d'interesse (rispetto al sistema di riferimento tecnico del segmento corporeo considerato) tramite acquisizioni aggiuntive, senza richiedere misure antropometriche. Per definire il *sistema di riferimento tecnico* vengono utilizzati almeno tre marker non allineati (cluster di marker, Figura 10) posti sulla cute del segmento osseo considerato, in posizioni non corrispondenti a punti anatomici. Al fine di minimizzare gli ATM, si presta attenzione alla scelta della zona di tessuto su cui applicare tali marcatori e talvolta si sceglie di posizionarli su placche più o meno rigide per limitare i movimenti relativi. Tuttavia, l'utilizzo di placche potrebbe indurre il paziente ad effettuare movimenti scorretti e innaturali, alterando le acquisizioni e introducendo altri tipi di errori dovuti al loro peso. Dopo aver determinato i sistemi di riferimento tecnici, si ricava la posizione dei punti di repere anatomico rispetto ai suddetti sistemi. Il numero di tali punti è ridondante rispetto a quello effettivamente necessario, ma ciò consente una migliore stima dei sistemi di riferimento anatomici, degli assi articolari e una rappresentazione grafica

dei segmenti ossei più realistica. Fra i punti di repere anatomico, quelli individuabili vengono direttamente impiegati nella definizione dei sistemi di riferimento anatomici mentre gli altri sono utilizzati per determinare alcuni dei suddetti punti, ad esempio il centro della testa femorale.

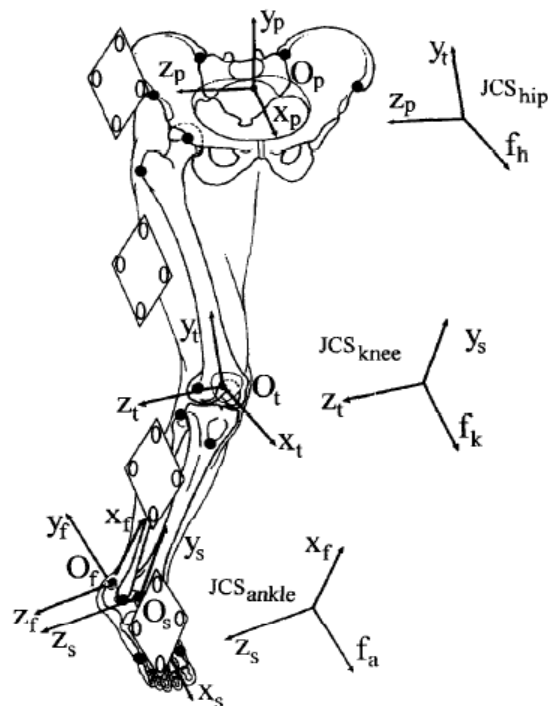


Figura 10: Esempio di cluster su placca rigida; quattro marker (pallini bianchi) applicati sulla placca che viene attaccata al relativo segmento corporeo. Rappresentazione dei sistemi di riferimento tecnici e dei punti di repere anatomico ricostruiti (pallini neri)

Il marker-set del protocollo CAST prevede l'individuazione dei seguenti punti di riferimento anatomico:

- **bacino:** spina iliaca superiore anteriore (ASIS) e posteriore (PSIS), centro dell'acetabolo (AC);
- **femore:** testa del femore (FH), grande trocantere (GT), epicondilo mediale (ME), epicondilo laterale (LE), apice anterolaterale (LP) e anteromediale (MP) della superficie patellare, condilo laterale (LC) e mediale (MC);

- **gamba:** eminenza intercondiloidea (IE), tuberosi tibiale (TT), testa del perone (HF), malleolo mediale (MM) e laterale (LM), punto mediale (MMP) e laterale (MLP) della superficie tibiale;  
**piede:** punto superiore della superficie del calcagno (CA), prima (FM), seconda (SM) e quinta (VM) testa metatarsale.

Il protocollo CAST ha il vantaggio di una maggiore libertà nel posizionamento dei marker e delle telecamere ed una grande efficienza nel minimizzare le variabilità introdotte dagli ATM. Tuttavia, richiede numerose calibrazioni (una per ogni punto di repere anatomico) che implicano una lunga preparazione del paziente. Inoltre, nel caso in cui la placca durante il movimento scivolasse rispetto alla posizione iniziale, tutti i valori ottenuti per i punti di repere sarebbero inevitabilmente alterati.

### 2.4.3 Protocollo SAFLo

Il protocollo sviluppato da Frigo et al. nel 1998 [5] conosciuto con il nome “*SAFLo*”, ovvero *Servizio di Analisi della Funzionalità Locomotoria*, è stato sviluppato nel Centro di Bioingegneria a Milano. Esso nasce come strumento per la descrizione dell’analisi del cammino (*gait analysis*) di una popolazione di soggetti sani e patologici tramite l’utilizzo di sistemi opto-elettronici. Si pone l’obiettivo di affrontare le principali problematiche che influenzano l’affidabilità e l’accuratezza nelle applicazioni cliniche, fra cui la presenza di anomalie ossee, movimenti incontrollati e l’utilizzo di ortesi o dispositivi di assistenza. Il protocollo prevede dapprima la calibrazione del volume di lavoro. Segue la raccolta dei seguenti dati antropometrici per ciascun soggetto: peso, altezza, lunghezza del bacino, della coscia, della gamba e del piede, spessore pelvico, distanza verticale fra la spina iliaca posteriore e la cresta iliaca superiore, distanza intracondilare del ginocchio, distanza intra-malleolare della caviglia, distanza fra la prima e la quinta testa metatarsale. In seguito, vengono applicati sul paziente i

marcatori. Il marker-set del protocollo SAFLo prevede la loro applicazione nelle seguenti posizioni:

- **bacino:** prominenza inferiore dell'osso sacro, spine iliache superiori posteriori (PSIS);
- **femore:** condilo femorale laterale;
- **gamba:** malleoli laterali;
- **piede:** quinte teste metatarsali.

Vengono utilizzati dei marcatori aggiuntivi, definiti “*extended marker*”, posti su bacchette rigide (*wand*) applicate all'arto con particolari accorgimenti (per esempio un archetto fissato ai condili laterale e mediale per il ginocchio). Si tratta quindi di tre marcatori posizionati a una sufficiente distanza dall'asse longitudinale della coscia, della gamba e del piede. L'insieme dei marcatori esterni e dei punti interni calcolati come centri delle articolazioni permette di poter utilizzare tre punti di riferimento per ciascun segmento anatomico. Nello specifico, i marcatori estesi sono applicati in corrispondenza di:

- **articolazione del ginocchio:** la wand è connessa al condilo laterale e mediale; il marker è perpendicolare alla linea intercondilare che si allontana dal marker del condilo laterale;
- **gamba:** la wand è posta sulla diafisi tibiale in corrispondenza della faccia anteriore;
- **piede:** la wand è posizionata nell'area metatarsale dell'avampiede.

La Figura 11 mostra la disposizione dei marker sul soggetto.



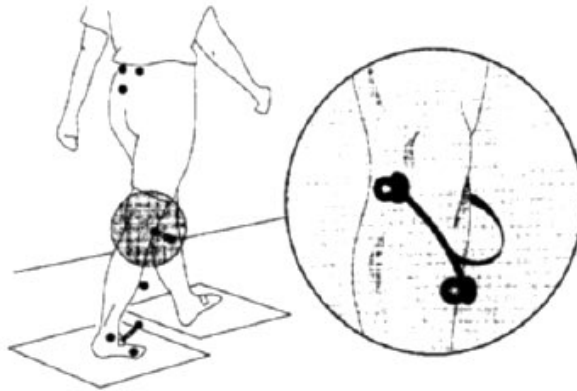


Figura 11: Localizzazione dei marker sul soggetto sui riferimenti ossei e sulle tre bacchette  
 aggiuntive secondo il protocollo SAFLo

L'analisi cinematica prevede la stima dei centri articolari di anca, ginocchio e caviglia e la definizione dei sistemi di riferimento anatomici locali di bacino, coscia, gamba e piede. L'orientazione relativa fra diversi sistemi di riferimento locali rappresenta gli angoli articolari, i quali vengono calcolati mediante l'utilizzo delle *Formule di Eulero*. Quest'ultime descrivono il movimento di flessione/estensione come rotazioni attorno l'asse trasversale prossimale, il movimento di rotazione interna/esterna come rotazione attorno l'asse longitudinale ed il movimento di adduzione/abduzione come rotazione attorno l'asse perpendicolare ai due precedentemente citati. L'utilizzo del protocollo SAFLo risulta vantaggioso dal punto di vista dei tempi di preparazione del soggetto e della visualizzazione dei marker durante il ciclo del cammino (sia con che senza dispositivi di assistenza). Per quanto riguarda i risultati ottenuti, contrariamente a quelli visibili in letteratura che mostrano delle grandi oscillazioni negli angoli di rotazione interna/esterna e di adduzione/abduzione, l'utilizzo di tale protocollo permette di ottenere delle piccole oscillazioni coerentemente con l'anatomia funzionale. Ciò rappresenta un altro vantaggio nell'utilizzo di tale protocollo rispetto ad altri: molti studi presenti in letteratura, infatti, mostrano i risultati degli angoli articolari ottenuti solo sul piano sagittale a causa di una minore affidabilità di quelli ottenuti sul piano trasversale.

#### 2.4.4 Protocollo Total 3D Gait Analysis

Il protocollo sviluppato da Leardini et al. nel 2007 [6], noto anche come “*Total 3D Gait Analysis*” (*T3DG*), è stato sviluppato presso l’Istituto Ortopedico Rizzoli per essere utilizzato principalmente nell’analisi di bacino e arti inferiori in bambini affetti da paralisi cerebrale. Lo scopo era di soddisfare due principali requisiti, tra loro apparentemente contrastanti:

- ridurre il tempo di preparazione e di raccolta dei dati del paziente, nonché dell’intera procedura di calibrazione anatomica;
- garantire una certa accuratezza e affidabilità dei risultati.

Il primo requisito, oltre che per minimizzare il disturbo arrecato al paziente, risulta necessario quando egli non è in grado di rimanere fermo per lunghi periodi, soprattutto se gli sono stati posizionati numerosi marker. Inoltre, la fase di calibrazione potrebbe richiedere dei movimenti aggiuntivi. Tale protocollo prende in considerazione sia la necessità di ridurre al minimo il marker-set e di applicarli in punti di repere di facile accessibilità, sia di limitare le procedure di acquisizione dei dati. Leardini, con il protocollo proposto, vuole comunque assicurare una descrizione completa del movimento 3D dei segmenti corporei e delle articolazioni tramite l’utilizzo di un sistema optoelettronico, in accordo con le direttive internazionali.

Il marker-set proposto prevede l’utilizzo di marker passivi con un diametro di circa 10mm e riflettenti. Essi sono allocati nelle seguenti posizioni (Figura 12):

- **bacino:** quattro marker, due sulla spina iliaca superiore anteriore destra (RASIS) e sinistra (LASIS), altri due sulla spina iliaca superiore posteriore destra (RPSIS) e sinistra (LPSIS);
- **femore:** due marker, uno sulla protuberanza più esterna del grande trocantere (GT), l’altro sull’epicondilo femorale laterale (LE);
- **gamba:** tre marker, uno sull’apice esterno della testa del perone (HF), uno sulla protuberanza della tuberosi tibiale (TT) e l’altro sull’apice esterno del malleolo laterale (LM);
- **piede:** tre marker, uno sul calcagno (CA), due sull’estremità dorsale della quinta (VM) e prima (FM) testa metatarsale.

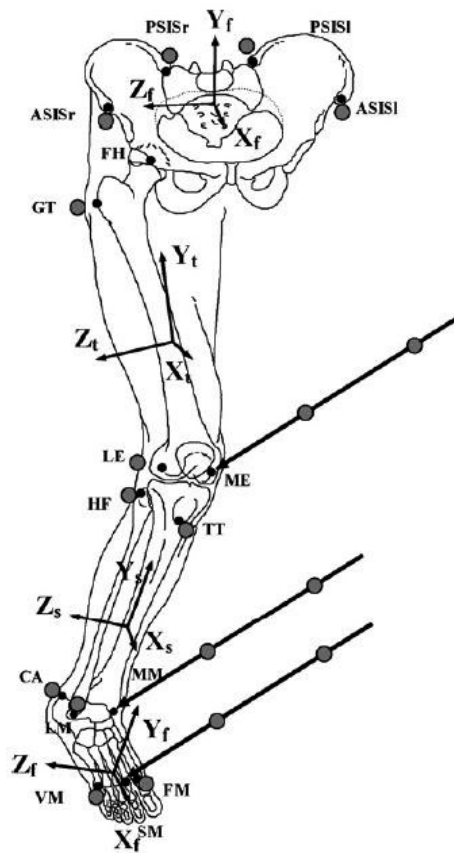


Figura 12: Rappresentazione dei punti di reperi anatomici (pallini neri), marker passivi (pallini grigi) compresi quelli sul puntatore per le calibrazioni anatomiche e dei sistemi di riferimento anatomici per il bacino (p), la coscia (t), la gamba (s) e il piede (f) secondo il protocollo Total 3D Gait Analysis

Il protocollo *Total 3D Gait Analysis* propone una affidabile definizione dei piani anatomici. La buona accuratezza delle misure è comunque limitata dall'utilizzo di marker sulla cute, i quali sono soggetti ai già citati ATM.

#### 2.4.5 *FullBody Protocols* a confronto

Le variabili biomeccaniche ottenute tramite l'utilizzo di diversi protocolli vengono spesso confrontate fra loro senza porre l'adeguata attenzione alle differenze concettuali e pratiche, come il marker-set utilizzato e il modello biomeccanico implementato. Lo studio comparativo

effettuato nel 2008 da A. Ferrari et al. [7] prende in considerazione cinque protocolli rappresentativi a livello mondiale (*T3DG*, *PiG*, *SAFLo*, *CAST*, *LAMB*, tre dei quali citati nei *Paragrafi 2.4.2, 2.4.3, 2.4.4*) analizzando la cinematica e la cinetica del tronco, del bacino e degli arti inferiori durante i medesimi cicli del passo. I soggetti analizzati sono tre: due sani e un altro a cui era stata impiantata una protesi di ginocchio a due gradi di libertà. È stato utilizzato un marker-set globale che unisse i cinque corrispondenti marker-set: in totale sono stati posizionati 60 marker sulla cute o sulle wand e sono state eseguite 16 calibrazioni anatomiche tramite puntatore strumentato. Considerati i differenti metodi, i risultati mostrano:

- buona ripetibilità intra-protocollo;
- variabilità inter-protocollo maggiore rispetto a quella intra-protocollo, ad eccezione per la rotazione pelvica;
- variabili cinematiche con maggiori differenze inter-protocollo rispetto a quelle cinetiche;
- buona correlazione nel piano sagittale per gli andamenti del movimento flessione/estensione articolare;
- accettabile consistenza per la rotazione pelvica e per rotazioni dell'anca fuori dal piano sagittale;
- peggiore correlazione nel piano coronale e trasversale per ginocchio e caviglia: in particolare, i movimenti di adduzione/abduzione del ginocchio mostravano andamenti totalmente contrastanti fra loro;
- momenti articolari ben paragonabili;
- maggiore correlazione nei protocolli con modelli biomeccanici simili;
- poca influenza nei risultati del marker-set utilizzato da ciascun protocollo.

## **3 Materiali e metodi**

### **3.1 Set-up sperimentale preliminare**

I dati utilizzati nel presente studio provengono da laboratori di analisi dotati di un sistema completo per l'analisi del cammino, nello specifico *SMART-D* (BTS), che comprende un sistema optoelettronico multicamera a marcatori passivi, una piattaforma dinamometrica e un sistema di acquisizione elettromiografico. Al fine di individuare la posizione dei marker nello spazio, è necessario effettuare la calibrazione del volume di lavoro. Al suo interno viene definita una sequenza di assi, ovvero una terna cartesiana destrorsa, mediante l'utilizzo di tre barre provviste di marcatori. Tale terna prevede il seguente orientamento degli assi: asse X nella direzione del percorso di avanzamento, asse Y verticale, asse Z diretto lateralmente verso destra rispetto alla direzione del percorso. Il sistema optoelettronico utilizzato si interfaccia con software forniti per l'analisi biomeccanica del movimento; in questo caso è stato utilizzato il pacchetto *SMART-SUITE* (*SMARTcapture*, *SMARTViewer*, *SMARTtracker* e *SMARTanalyzer*) creato da BTS. Durante le fasi preliminari all'implementazione del nuovo modello di calcolo sono stati utilizzati i programmi *SmartCapture*, *SmartViewer* e *SmartTracker* rispettivamente per la calibrazione e acquisizione, per la riproduzione e valutazione delle sequenze di dati 3D e per la ricostruzione della cinematica tridimensionale sulla base di modelli funzionali per ottenere le traiettorie riferite al sistema di riferimento del laboratorio. In seguito alla definizione di un opportuno protocollo, il presente lavoro di tesi è stato svolto su *SMARTanalyzer*.

#### **3.1.2 Protocollo di acquisizione**

Il protocollo di acquisizione utilizzato prevede, per ciascun soggetto, varie fasi. Esse verranno introdotte e brevemente descritte:

- raccolta dei principali dati anagrafici (nome, sesso, data di nascita), anamnesi relativa agli arti inferiori ed informazioni su possibili patologie che potrebbero influire nella prova di cammino;
- rilevazione di misure antropometriche (peso, altezza, ampiezza e spessore del bacino, lunghezza dell'arto, diametro del ginocchio e della caviglia) attraverso l'utilizzo di un metro a nastro e un calibro, come riportato nelle direttive del Manuale BTS [9]. Esse sono necessarie per la successiva elaborazione svolta con *SMARTanalyzer* mediante cui si ottiene la stima dei centri articolari degli arti inferiori;
- applicazione dei marker sulla pelle mediante dischetti biadesivi. Viene utilizzato il *Protocollo Davis* limitato agli arti inferiori, ovvero il *Simple Davis Heel*, il quale esclude i marker posizionati sulla vertebra cervicale e sulle spalle del soggetto. I marcatori utilizzati, precedentemente descritti nel *Paragrafo 2.4.1*, sono così denominati: *sacrum*, *asis*, *thigh*, *knee 1*, *knee 2*, *bar 1*, *bar 2*, *mall*, *met* e *heel*. Ad eccezione del *sacrum*, il nome dei marker è preceduto dalla lettera *r* se esso è posto sull'arto destro o dalla lettera *l* se posto sul sinistro. È importante ricordare che, al fine di evitare una delle principali fonti di errore che compromette l'accuratezza della ricostruzione dei centri articolari interni, i marcatori estesi (*bar 1* e *bar 2*) non verranno tenuti in considerazione nel modello di calcolo proposto. In seguito all'acquisizione, il modello di posizionamento utilizzato, visualizzato con *SMARTtracker*, è riportato in Figura 13;
- svolgimento delle prove di *Standing* per la definizione di angoli in condizione di riposo necessari in *SMARTanalyzer*; svolgimento delle prove di *Walking* senza l'utilizzo dei marker *r\_heel* e *l\_heel* posti sui talloni.

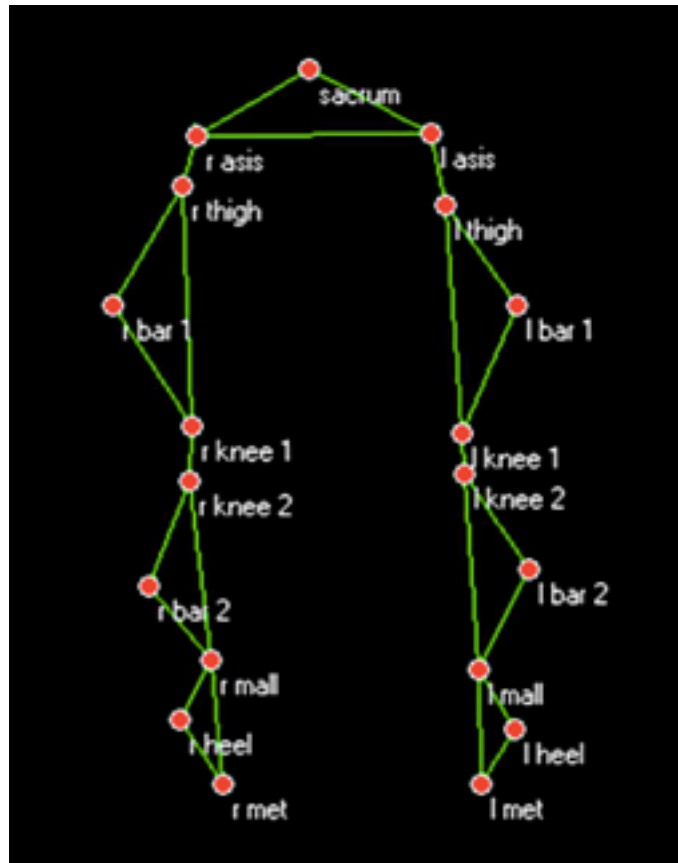


Figura 13: Disposizione dei marcatori secondo il protocollo Davis semplificato

## 3.2 SMARTanalyser

Il software *SMARTanalyser* [8] è un ambiente grafico interattivo progettato per l'elaborazione dei dati acquisiti ed elaborati dai differenti programmi *SMART* sopra citati al fine di effettuare l'analisi multifattoriale del movimento e produrre report con i dati creati. Il programma permette, infatti, di svolgere numerose operazioni tra le quali:

- scegliere quale protocollo utilizzare, fra quelli presenti nella sua libreria, per l'analisi di gesti sportivi e training;

- realizzare uno schema di calcolo per generare i dati necessari per una completa analisi del gesto motorio;
- creare protocolli di analisi mediante un'interfaccia grafica a blocchi;
- gestire i vari tipi di dati di interesse biomeccanico come distanze, angoli, velocità, accelerazioni (angolari e lineari), forze, momenti, potenze, ecc...;
- rappresentare i dati di interesse per mezzo di visualizzatori tridimensionali, grafici e tabelle numeriche;
- implementare tecniche di interpolazione, smoothing e filtraggio di segnali;
- effettuare l'analisi temporale dei segnali;
- creare report clinici.

### 3.3 Nuovo modello di calcolo

Il presente lavoro di tesi propone un nuovo modello di calcolo della cinematica e della dinamica, il *Modello di Calcolo della Cinematica Segmentale (MCCS)*, che sia il connubio fra l'esigenza di migliorare l'affidabilità e l'utilità delle informazioni e la possibilità di utilizzarlo in ambiente di laboratorio. Il modello era stato precedentemente implementato in uno script *Matlab* ma evidentemente il suo uso era limitato all'ambito di ricerca e non garantiva un facile impiego in laboratori che utilizzano strumentazione e convenzioni di calibrazione diversi. A tale proposito lo script è stato implementato in *SMARTanalyzer* il quale, essendo un software commerciale e distribuito in tutti i laboratori equipaggiati con strumentazione di BTS, garantisce la compatibilità dell'elaborazione dei dati. Nei paragrafi successivi verrà esposto il MCCS dal punto di vista teorico; verrà utilizzata la seguente notazione:

- $r/R$  e  $l/L$  in riferimento all'arto destro (*right*) o sinistro (*left*);
- $P$ ,  $H$ ,  $K$ ,  $A$  per indicare rispettivamente bacino (*pelvis*), anca (*hip*), ginocchio (*knee*) e caviglia (*ankle*);



- $T$ ,  $S$ ,  $F$  per specificare il segmento corporeo in considerazione, ovvero coscia (*thigh*), gamba (*shank*) o piede (*foot*).

### 3.3.1 Stima dei centri articolari interni

Il software ricava le traiettorie dei centri articolari dei segmenti corporei degli arti inferiori senza l'utilizzo dei marcatori estesi *bar 1* e *bar 2* i quali, a causa del movimento legato all'attività dei muscoli sottostanti, sono una delle principali fonti di errore per un'accurata ricostruzione dei centri articolari interni. Quest'ultimi vengono così denominati:

- centro articolare dell'anca (arto destro e sinistro):  $RH$  (*right hip*) e  $LH$  (*left hip*);
- centro articolare del ginocchio (arto destro e sinistro):  $RK$  (*right knee*) e  $LK$  (*left knee*);
- centro articolare della caviglia (arto destro e sinistro):  $RA$  (*right ankle*) e  $LA$  (*left ankle*).

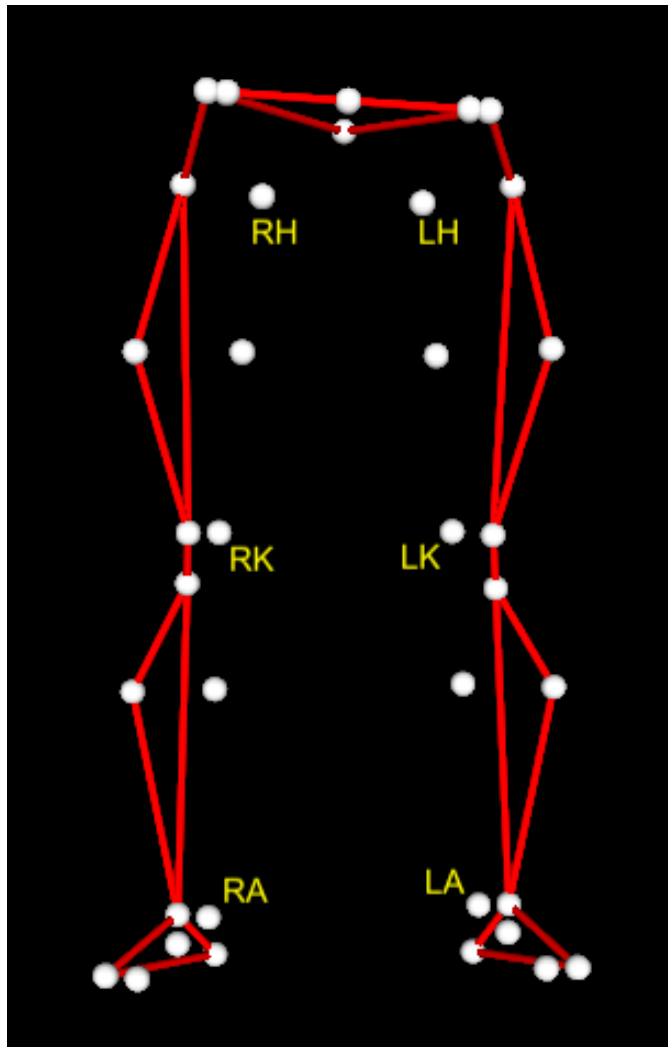


Figura 14: Ricostruzione dei centri articolari interni tramite *SMARTanalyser*

### 3.3.2 Definizione dei sistemi di riferimento dei segmenti corporei

Sono stati individuati tre sistemi di riferimento differenti per bacino, coscia e gamba ciascuno dei quali ha origine rispettivamente nel centro articolare di anca, ginocchio e caviglia. È importante sottolineare che, nell'approccio proposto, gli assi sono definiti in riferimento al bacino e con l'utilizzo del solo asse longitudinale di ciascun segmento. In termini generali, quest'ultimo viene definito come il segmento che va dal centro articolare distale a quello

prossimale, fatta eccezione per il caso del segmento del piede per il quale il centro articolare prossimale è sostituito dal punto identificato dal marker posto sulla quinta testa metatarsale. La definizione di tali assi permette di creare i piani su cui vengono misurati gli angoli articolari durante l'esecuzione del task motorio. Verranno di seguito definiti i tre sistemi di riferimento locale per ciascun arto: sono state adottate le medesime convenzioni sia per l'arto destro che per l'arto sinistro. In Figura 18 tale trattazione verrà adattata utilizzando la notazione  $r/R$  e  $l/L$  in base all'arto considerato.

Gli assi del sistema di riferimento del bacino, con origine nel centro articolare dell'anca, sono:

- asse trasversale o medio-laterale  $P_1$ : è identificato come il segmento che congiunge i centri articolari sinistro ( $LH$ ) e destro ( $RH$ ) dell'anca;
- asse longitudinale  $P_3$ : individuato come prodotto vettoriale tra  $P_1$  e l'asse che unisce il marcatore situato sull'osso sacro (*sacrum*) e il marcatore in corrispondenza della spina iliaca superiore anteriore ( $r\_asis$  o  $l\_asis$ ), traslato poi nel centro articolare dell'anca destra/sinistra;
- asse anteroposteriore  $P_2$ : perpendicolare ai due assi precedentemente ottenuti, quindi ricavato come prodotto vettoriale degli assi  $P_3$  e  $P_1$ .

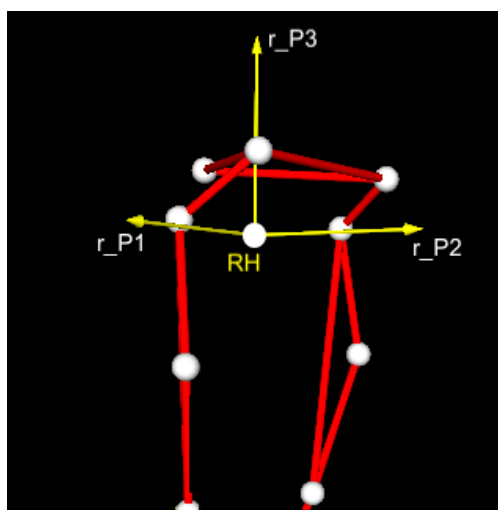


Figura 15: Rappresentazione degli assi del sistema di riferimento (in giallo) del bacino (arto destro)

Gli assi del sistema di riferimento della coscia, con origine nel centro articolare del ginocchio, sono:

- asse longitudinale  $T_3$ : individuato come il segmento che congiunge il centro articolare di ginocchio ( $RK$  o  $LK$ ) e anca ( $RH$  o  $LH$ );
- asse anteroposteriore  $T_2$ : individuato con il prodotto vettoriale degli assi  $T_3$  e  $P_1$ ;
- asse trasversale  $T_1$ : ottenuto come prodotto vettoriale tra gli assi  $T_2$  e  $T_3$ .

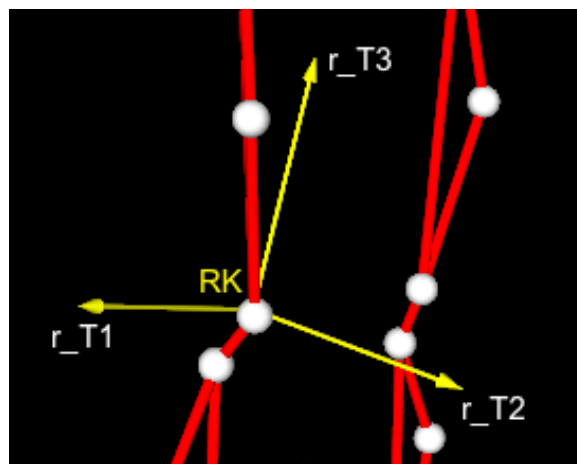


Figura 16: Rappresentazione degli assi del sistema di riferimento (in giallo) della coscia destra

Infine sono stati individuati gli assi del sistema di riferimento della gamba e l'asse longitudinale del piede i quali hanno origine nel centro articolare della caviglia:

- asse longitudinale della tibia  $S_3$ : individuato come il segmento che congiunge i centri articolari di caviglia ( $RA$  o  $LA$ ) e ginocchio ( $RK$  o  $LK$ );
- asse longitudinale del piede  $F_A$  (*foot axis*): segmento che congiunge il punto identificato dal marcatore  $r_{mall}$  o  $l_{mall}$ , posto in corrispondenza del malleolo laterale, e il punto identificato dal marker posto sulla quinta testa metatarsale, il marcatore esterno  $r_{met}$  o  $l_{met}$ ; tale asse viene traslato nel centro articolare della caviglia ( $RA$  o  $LA$ );
- asse trasversale  $S_1$ : ottenuto come prodotto vettoriale degli assi  $F_A$  e  $S_3$ ;

- asse sagittale  $S_2$ : perpendicolare agli assi  $S_3$  e  $S_1$ , quindi ottenuto come prodotto vettoriale tra gli assi  $S_3$  e  $S_1$ .

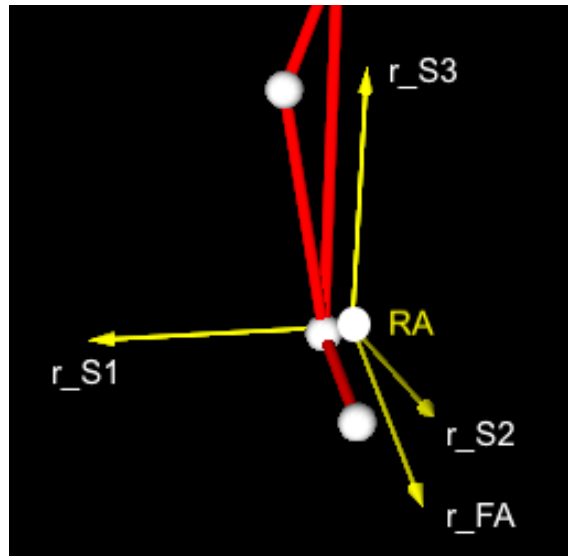


Figura 17: Rappresentazione degli assi del sistema di riferimento (in giallo) della gamba destra e dell'asse longitudinale del piede destro ( $r_{FA}$ )

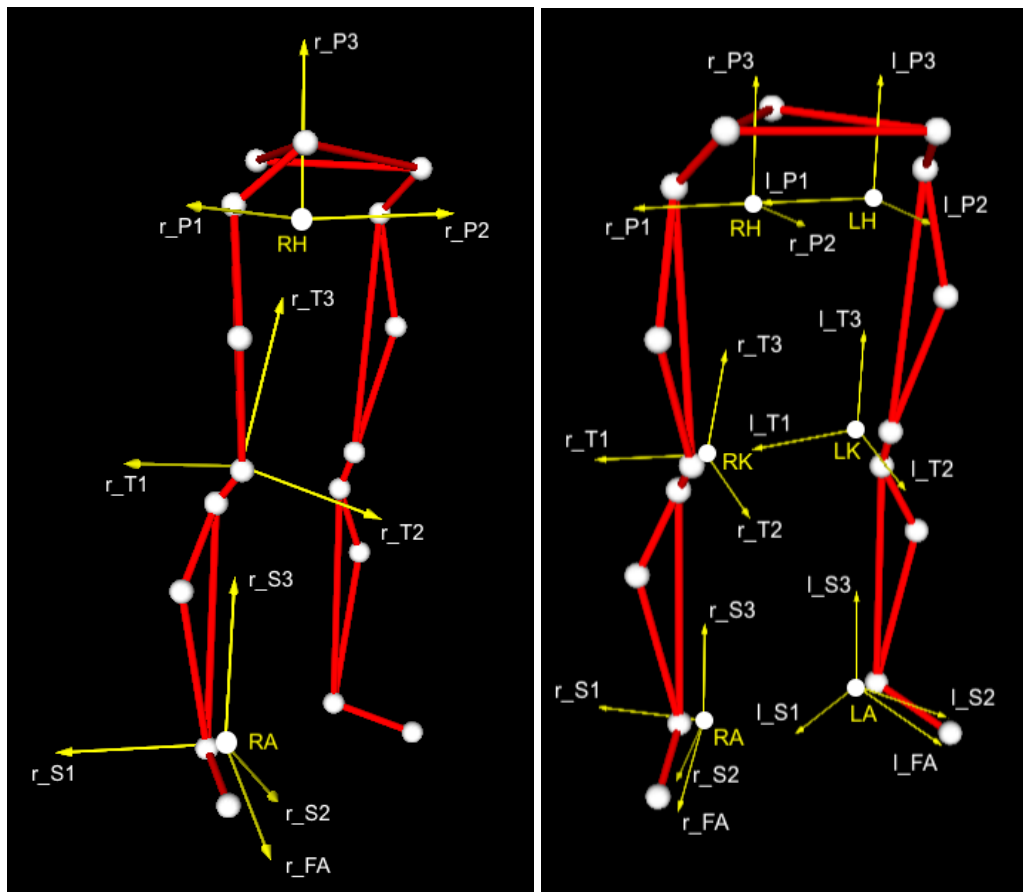


Figura 18: A sinistra: Rappresentazione degli assi (in giallo) dei tre sistemi di riferimento locali dell'arto destro. A destra: Rappresentazione degli assi (in giallo) dei tre sistemi di riferimento di entrambi gli arti

### 3.3.3 Definizione degli assi funzionali delle articolazioni

Come spiegato precedentemente, i movimenti di flesso/estensione, adduzione/abduzione e rotazione interna/esterna avvengono attorno a specifici assi funzionali. Di seguito verranno definiti gli assi delle tre articolazioni: le medesime definizioni sono valide sia per l'arto destro che per l'arto sinistro.

Gli assi funzionali dell'anca sono:

- asse  $PJ$ : asse di flesso/estensione;

- asse  $T_3 \wedge P_1$ : asse di adduzione/abduzione;
- asse  $T_3$ : asse di rotazione interna/esterna.

Gli assi funzionali del ginocchio sono definiti come segue:

- asse  $T_I$ : asse di flessione/estensione;
- asse  $S_3 \wedge T_1$ : asse di adduzione/abduzione;
- asse  $S_3$ : asse di rotazione interna/esterna.

Infine vengono definiti gli assi funzionali della caviglia:

- asse  $S_I$ : asse di flessione/estensione;
- asse  $S_1 \wedge F_2$ : asse di adduzione/abduzione;
- asse  $F_2$ : asse di rotazione interna/esterna.

In Figura 19 sono rappresentati gli assi funzionali appena definiti in riferimento all'arto destro.

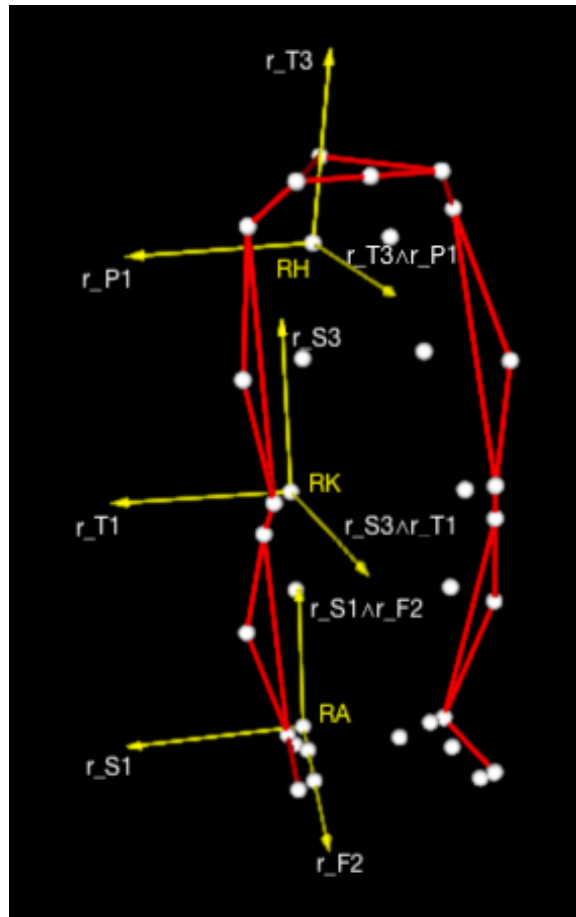


Figura 19: Rappresentazione degli assi funzionali (in giallo) delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia dell'arto destro

### 3.3.4 Calcolo della cinematica segmentale

L'approccio proposto nel presente progetto di tesi segna il passaggio dalla descrizione del movimento in termini di angoli articolari, che mostra delle lacune nella descrizione degli angoli di adduzione/abduzione e di rotazione interna/esterna, a una descrizione in termini di angoli segmentali, ovvero angoli che rappresentano e quantificano ciò che appare visivamente in ambito clinico. Per ottenerli ci si basa solo sull'orientazione degli assi longitudinali dei segmenti dell'arto inferiore. Verrà utilizzato il pedice *FE* per indicare l'angolo di flessione/estensione, *AA* per l'angolo di adduzione e abduzione e *IE* per l'angolo di rotazione



interna/esterna. Vengono definiti di seguito, in riferimento all'arto destro, gli angoli segmentali di:

- **coscia rispetto al bacino:**

$$\theta_{FE}(H) = \cos^{-1} \left( \frac{T_2 \times P_3}{|T_2| \cdot |P_3|} \right)$$

$$\theta_{AB}(H) = \cos^{-1} \left( \frac{T_3 \times P_1}{|T_3| \cdot |P_1|} \right)$$

$$\theta_{IE}(H) = \cos^{-1} \left( \frac{T_1 \times (S_3 \wedge T_3)}{|T_1| \cdot |S_3 \wedge T_3|} \right)$$

Gli angoli di flessione/estensione e abduzione/adduzione equivalgono agli omologhi angoli articolari dell'anca. L'angolo di rotazione interna/esterna invece differisce da quello articolare poiché viene calcolato utilizzando l'asse longitudinale del segmento della gamba: per ragioni legate al calcolo del prodotto vettoriale degli assi  $S_3$  e  $T_3$ , quando la gamba si avvicina all'allineamento con la coscia descrivendo un angolo di flessione del ginocchio inferiore ai  $20^\circ$ , il calcolo dell'angolo di rotazione diviene instabile e inaffidabile;

- **gamba rispetto alla coscia:**

$$\theta_{FE}(K) = \cos^{-1} \left( \frac{T_2 \times (S_3 \wedge T_1)}{|T_2| \cdot |S_3 \wedge T_1|} \right)$$

$$\theta_{AB}(K) = \cos^{-1} \left( \frac{S_3 \times T_1}{|S_3| \cdot |T_1|} \right)$$

$$\theta_{IE}(K) = \cos^{-1} \left( \frac{(S_3 \wedge T_1) \times S_1}{|S_3 \wedge T_1| \cdot |S_1|} \right)$$

L'angolo di flesso/estensione equivale all'omologo angolo articolare del ginocchio; il movimento di abduzione/adduzione, a causa della struttura anatomica dell'articolazione che non offre la possibilità di abdurre/addurre la gamba rispetto alla coscia, corrisponde alla rotazione della coscia attorno al proprio asse quando il ginocchio presenta una flessione almeno pari a 50°; quando il ginocchio è prossimo all'estensione esso è invece influenzato dal varismo/valgismo fisiologico. La rotazione interna/esterna della gamba differisce dal corrispondente angolo articolare perché si basa sull'asse longitudinale del piede ed ha senso se tale asse non è allineato con l'asse longitudinale del segmento della gamba, situazione che non si verifica in situazioni normali. Inoltre, anche in questo caso il movimento viene attribuito alla rotazione interna/esterna dell'anca se il ginocchio ha un angolo di flessione inferiore a 60° circa, oltre il quale invece viene influenzato dalla posizione dell'asse del piede;

- **piele rispetto alla gamba:**

$$\theta_{FE}(A) = \cos^{-1} \left( \frac{F_A \times S_3}{|F_A| \cdot |S_3|} \right)$$

L'angolo di dorsi/plantarflessione è calcolato tra gli assi longitudinali di piede e gamba; esso equivale all'omologo angolo articolare della caviglia.

La scelta di mantenere il medesimo orientamento degli assi dei tre sistemi di riferimento anche nel caso dell'arto sinistro comporta un necessario adattamento delle precedenti equazioni per riportare tutti gli angoli alla medesima convenzione. Per entrambi gli arti le convenzioni di segno degli angoli sono state così definite:

- segno positivo per gli angoli di flessione, abduzione e rotazione esterna per l'articolazione di anca e ginocchio; positivo anche per gli angoli di dorsiflessione del piede;
- segno negativo per gli angoli di estensione, adduzione e rotazione interna per l'articolazione di anca e ginocchio; negativo anche per gli angoli di flessione plantare.

### 3.3.5 Grandezze inerziali e antropometriche

La Tabella 1, contenente i dati antropometrici e inerziali provenienti da Zatsiorsky et al., permette di calcolare la massa di ciascun segmento corporeo, i raggi giratori di inerzia, le coordinate del baricentro e, di conseguenza, il momento di inerzia di massa. La Tabella 2 riporta la parte relativa all'arto inferiore di un individuo di sesso maschile:

<b>Segmento corporeo</b>	<b><math>m_j\%</math> Massa (% massa totale)</b>	<b><math>c_j\%</math> C. di massa (% lungh. segmento)</b>	<b><math>r_{Gj_{AP}}\%</math> Raggio giratorio rispetto l'asse anteroposteriore (% lungh. segmento)</b>	<b><math>r_{Gj_{ML}}\%</math> Raggio giratorio rispetto l'asse mediolaterale (% lungh. segmento)</b>	<b><math>r_{Gj_{L}}\%</math> Raggio giratorio rispetto l'asse longitudinale (% lungh. segmento)</b>
Coscia	14.16	40.95	32.9	32.9	14.9
Gamba	4.33	44.59	25.1	24.6	10.2
Piede	1.37	44.15	25.7	24.5	12.4

Tabella 2: Dati antropometrici e inerziali provenienti da Zatsiorsky et al. (1990), modificati da De Leva (1996), relativi all'arto inferiore

Nota la massa totale  $m$  del soggetto in esame, la massa del segmento  $j$  si calcola come:

$$m_j = \frac{m_j\%}{100} m$$

Si considera il segmento corporeo  $j$ -esimo individuato tra il punto prossimale  $P$ , avente coordinate  $[x_P, y_P, z_P]$ , e il punto distale  $D$  di coordinate  $[x_D, y_D, z_D]$ . Avendo ottenuto la massa di ciascun segmento corporeo e noti i raggi giratori  $r_{Gj}$  rispetto i tre assi principali di inerzia, è possibile calcolare i momenti di inerzia di massa  $J$  in direzione anteroposteriore (AP), medio-laterale (ML) e longitudinale (L) come segue:

$$J_{AP} = m_j[(x_D - x_P)^2 + (y_D - y_P)^2 + (z_D - z_P)^2](r_{Gj\_AP}\%/100)^2$$

$$J_{ML} = m_j[(x_D - x_P)^2 + (y_D - y_P)^2 + (z_D - z_P)^2](r_{Gj\_ML}\%/100)^2$$

$$J_L = m_j[(x_D - x_P)^2 + (y_D - y_P)^2 + (z_D - z_P)^2](r_{Gj\_L}\%/100)^2$$

In riferimento ai tre segmenti corporei analizzati, la notazione utilizzata si riferisce a:

- coscia: il punto  $P$  corrisponde al centro dell'articolazione dell'anca  $R/L-HP$  mentre il punto  $D$  a quella del ginocchio  $R/L-K$ ; i momenti di inerzia di massa riferiti ai suoi assi di inerzia sono denominati:

$$J_{ML\_T} = J_{T1}$$

$$J_{AP\_T} = J_{T2}$$

$$J_{L\_T} = J_{T3}$$

- gamba: il punto  $P$  corrisponde al centro articolare del ginocchio  $R/L-K$ , mentre il punto  $D$  a quello della caviglia  $R/L-A$ ; i momenti di inerzia di massa riferiti ai suoi assi di inerzia sono denominati:

$$J_{ML\_S} = J_{S1}$$

$$J_{AP\_S} = J_{S2}$$

$$J_{L\_S} = J_{S3}$$

- piede: il punto  $P$  corrisponde al punto individuato dal marker  $r/l\_mall$  posto sul malleolo laterale, mentre il punto  $D$  a quello individuato dal marker  $r/l\_met$  in corrispondenza della quinta testa metatarsale; a differenza dei due precedenti casi, i momenti di inerzia di massa riferiti ai suoi assi di inerzia sono denominati:

$$J_{ML\_F} = J_{F1}$$

$$J_{L\_F} = J_{F2}$$

$$J_{AP\_F} = J_{F3}$$

Inoltre è possibile ottenere le coordinate del baricentro  $G_j$  del segmento  $j$  conoscendo a che distanza esso è posto in percentuale della lunghezza del segmento considerato. Esse sono calcolate come segue:

$$x_{Gj} = x_P + c_j\% (x_D - x_P)/100$$

$$y_{Gj} = y_P + c_j\% (y_D - y_P) /100$$

$$z_{Gj} = z_P + c_j\% (z_D - z_P)/100$$

Quindi, le coordinate del baricentro di coscia, gamba e piede, sia per l'arto destro che per il sinistro, si ottengono nel modo seguente:

- baricentro coscia  $G_T$ :

$$x_{G\_T} = x_H + c_T\% (x_K - x_H)/100$$

$$y_{G\_T} = y_H + c_T\% (y_K - y_H)/100$$

$$z_{G\_T} = z_H + c_T\% (z_K - z_H)/100$$

in cui  $x_H, y_H, z_H$  e  $x_K, y_K, z_K$  indicano rispettivamente le coordinate del centro articolare dell'anca e del ginocchio;

- baricentro gamba  $G_S$ :

$$x_{G\_S} = x_K + c_S\% (x_A - x_K)/100$$

$$y_{G\_S} = y_K + c_S\% (y_A - y_K)/100$$

$$z_{G\_S} = z_K + c_S\% (z_A - z_K)/100$$

in cui  $x_K, y_K, z_K$  e  $x_A, y_A, z_A$  indicano rispettivamente le coordinate del centro articolare del ginocchio e della caviglia;

- baricentro piede  $G_F$ :

$$x_{G_F} = x_A + c_F\% (x_{met} - x_A)/100$$

$$y_{G_F} = y_A + c_F\% (y_{met} - y_A)/100$$

$$z_{G_F} = z_A + c_F\% (z_{met} - z_A)/100$$

in cui  $x_A, y_A, z_A$  e  $x_{met}, y_{met}, z_{met}$  indicano rispettivamente le coordinate del centro articolare della caviglia e le coordinate del marker  $r_{met}$ , nel caso dell'arto destro, o  $l_{met}$  nel caso dell'arto sinistro.

### 3.3.6 Definizione angoli di Eulero

In riferimento al *Paragrafo 2.1.5*, vengono definiti gli angoli di Eulero ovvero gli angoli di nutazione, precessione e rotazione propria. È stato necessario costruire un sistema di riferimento ausiliario i cui assi  $\bar{A}, \bar{V}, \bar{D}$  sono orientati come gli assi del sistema di riferimento del laboratorio  $\bar{X}, \bar{Y}, \bar{Z}$  e la cui origine  $o'$  è posta in corrispondenza dell'origine  $o_j$  del sistema del  $j$ -esimo segmento considerato, ovvero il generico  $o_j, x_j, y_j, z_j$ . Gli assi  $\bar{A}, \bar{V}, \bar{D}$  sono definiti come segue:

$$A = [1, 0, 0]$$

$$V = [0, 1, 0]$$

$$D = [0, 0, 1]$$

Dopo aver costruito il sistema di riferimento ausiliario  $o', A, V, D$  vengono definiti gli angoli di Eulero per ciascun segmento corporeo:

- coscia:

$$\text{nutazione: } \vartheta_T = \cos^{-1} \frac{V \times T_1}{|V| \cdot |T_1|}$$

$$\text{precessione: } \chi_T = \cos^{-1} \frac{n_T \times D}{|n_T| \cdot |D|}$$

$$\text{rotazione propria: } \phi_T = \cos^{-1} \frac{n_T \times T_2}{|n_T| \cdot |T_2|}$$

$$\text{con } n_T = V \wedge T_1;$$

- gamba:

$$\text{nutazione: } \vartheta_S = \cos^{-1} \frac{V \times S_1}{|V| \cdot |S_1|}$$

$$\text{precessione: } \chi_S = \cos^{-1} \frac{n_S \times D}{|n_S| \cdot |D|}$$

$$\text{rotazione propria: } \phi_S = \cos^{-1} \frac{n_S \times S_2}{|n_S| \cdot |S_2|}$$

$$\text{con } n_S = V \wedge S_1;$$

- piede:

$$\text{nutazione: } \vartheta_F = \cos^{-1} \frac{V \times F_1}{|V| \cdot |F_1|}$$

$$\text{precessione: } \chi_F = \cos^{-1} \frac{n_F \times D}{|n_F| \cdot |D|}$$

$$\text{rotazione propria: } \phi_F = \cos^{-1} \frac{n_F \times F_2}{|n_F| \cdot |F_2|}$$

$$\text{con } n_F = V \wedge F_1$$

In generale, l'angolo di nutazione corrisponde all'inclinazione dell'asse  $z_j$  rispetto all'asse verticale  $\bar{V}$ , la precessione equivale all'orientazione del piano in cui avviene il movimento

rispetto al piano di avanzamento e la rotazione propria coincide con la rotazione attorno al proprio asse longitudinale. Come già citato, gli angoli di Eulero sono utili per calcolare le componenti delle velocità angolare rispetto gli assi del sistema di riferimento del segmento corporeo. Considerando gli angoli appena definiti come variabili in funzione del tempo, si ottengono i vettori di velocità angolare  $\dot{\vartheta}$ ,  $\dot{\chi}$  e  $\dot{\phi}$ . Essi sono diretti lungo l'asse perpendicolare al piano su cui giacciono gli angoli  $\vartheta$ ,  $\chi$  e  $\phi$ :  $\dot{\vartheta}$  è diretto come l'asse  $n$ ,  $\dot{\chi}$  è orientato come  $\bar{V}$  e  $\dot{\phi}$  è orientato come l'asse  $z_j$  ( $T_1$  per la coscia,  $S_1$  per la gamba e  $F_1$  per il piede). Le componenti della velocità angolare lungo gli assi  $x_j, y_j, z_j$  si ottengono proiettando i vettori di velocità angolare  $\dot{\vartheta}$ ,  $\dot{\chi}$  e  $\dot{\phi}$  su tali assi e sommando tra loro le proiezioni sul medesimo asse:

$$w_{x_j} = \dot{\chi} \sin \vartheta \sin \phi + \dot{\vartheta} \cos \phi$$

$$w_{y_j} = \dot{\chi} \sin \vartheta \cos \phi - \dot{\vartheta} \sin \phi$$

$$w_{z_j} = \dot{\chi} \cos \vartheta + \dot{\phi}$$



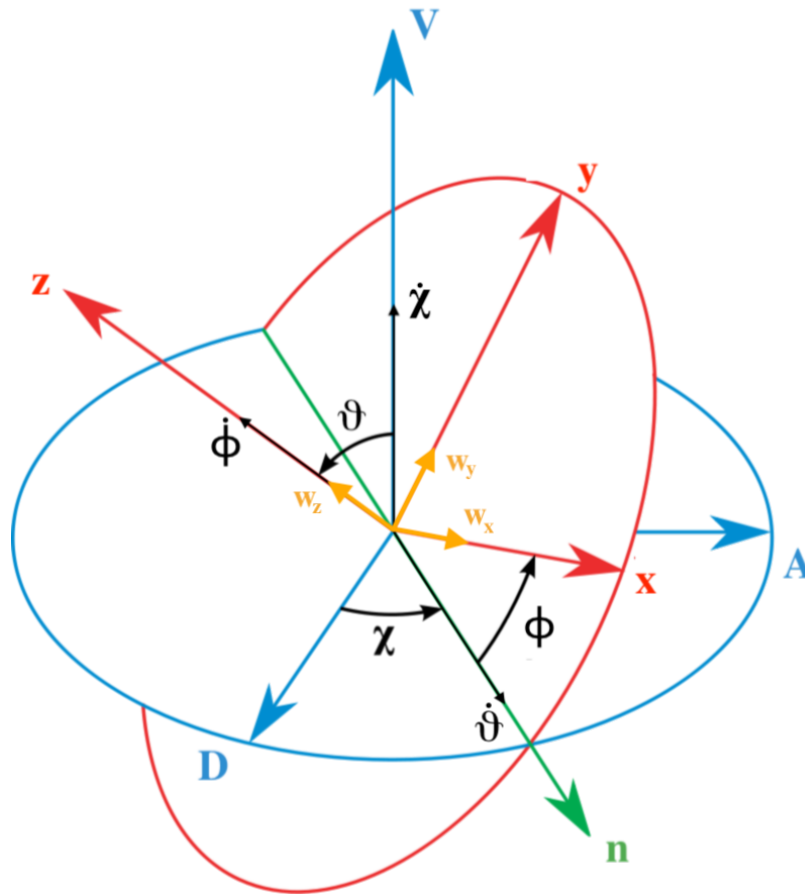


Figura 20: Rappresentazione degli Angoli di Eulero e definizione della velocità di rotazione con la notazione utilizzata nel MCCA

### 3.3.7 Risoluzione del problema dinamico inverso

In riferimento alle considerazioni effettuate nel *Paragrafo 2.1.6* riguardo il *Problema dinamico inverso*, le *Equazioni di equilibrio (statico)* possono essere espresse come segue:

$$F_o + F_i + F_p + F_e = 0$$

$$M_o + M_i + M_{Fi} + M_p + M_{Fe} = 0$$

Conoscendo la cinematica del sistema, le sole incognite risultano essere  $M_o$  e  $F_o$ , ovvero le reazioni vincolari interne nette all'articolazione considerata. È quindi possibile ricavare tali incognite:

$$F_o = -F_i - F_P - F_e = -F_A$$

$$M_o = -M_i - M_{Fi} - M_P - M_{Fe} = -M_A$$

in cui  $M_A$  e  $F_A$  sono i momenti articolari applicati al sistema, ovvero:

$$F_A = F_i + F_P + F_e$$

$$M_A = M_i + M_{Fi} + M_P + M_{Fe}$$

Le componenti delle precedenti equazioni vengono espresse come segue:

- I. momento di inerzia alla rotazione:  $M_i = \sum_j M_{i,j} = - \sum_j \frac{d\Gamma_{Gj}}{dt}$ ;
- II. momento della forza di inerzia ( $F_i$ ):  $M_{Fi} = \sum_j (G_j - o) \wedge F_{i,j}$ ;
- III. momento generato dalla forza peso ( $P$ ):  $M_P = \sum_j (G_j - o) \wedge P_j$ ;
- IV. momento generato dalle forze esterne ( $F_e$ ):  $M_{Fe} = (P_{Fe} - o) \wedge F_e$ ;
- V. forza di inerzia:  $F_i = \sum_j F_{i,j} = - \sum_j \frac{dQ_j}{dt}$ ;
- VI. forza peso:  $F_p = \sum_j F_{P,j}$

Di seguito verranno prese in esame le prime quattro componenti sovra citate.

- I. **Momento di inerzia alla rotazione  $M_{i,j}$ :** considerando un corpo rigido, in questo caso il segmento  $j$ -esimo, se si ha una variazione del momento della quantità di moto  $\frac{d\Gamma_{Gj}}{dt}$  risulta applicato al corpo un momento d'inerzia  $M_{i,j} = - \frac{d\Gamma_{Gj}}{dt} = -M_I$ , dove  $M_I = [M_{I,x}, M_{I,y}, M_{I,z}]$  è il momento che produce la variazione della quantità di moto. Considerando un sistema di assi cartesiani con origine nel baricentro  $G_j$  del corpo e

facendo coincidere ciascun asse con gli assi principali di inerzia, le componenti del vettore  $M_I$  possono essere espresse mediante le *Equazioni di Eulero*:

$$\begin{aligned} M_{I_x} &= J_{j_x} \dot{w}_{j_x} - (J_{j_y} - J_{j_z}) w_{j_x} w_{j_y} \\ M_{I_y} &= J_{j_y} \dot{w}_{j_y} - (J_{j_z} - J_{j_x}) w_{j_z} w_{j_x} \\ M_{I_z} &= J_{j_z} \dot{w}_{j_z} - (J_{j_x} - J_{j_y}) w_{j_x} w_{j_y} \end{aligned}$$

dove  $J_{j_x}, J_{j_y}, J_{j_z}$  sono i momenti di inerzia di massa,  $w_{j_x}, w_{j_y}, w_{j_z}$  sono le componenti del vettore velocità angolare (rispettivamente  $w_{T_2}, w_{T_3}, w_{T_1}$  per la coscia,  $w_{S_2}, w_{S_3}, w_{S_1}$  per la gamba e  $w_{F_2}, w_{F_3}, w_{F_1}$  per il piede) e  $\dot{w}_{j_x}, \dot{w}_{j_y}, \dot{w}_{j_z}$  sono le componenti dell'accelerazione angolare (rispettivamente  $\dot{w}_{T_2}, \dot{w}_{T_3}, \dot{w}_{T_1}$  per la coscia,  $\dot{w}_{S_2}, \dot{w}_{S_3}, \dot{w}_{S_1}$  per la gamba e  $\dot{w}_{F_2}, \dot{w}_{F_3}, \dot{w}_{F_1}$  per il piede) rispetto al sistema di assi cartesiani baricentrale. Per ottenere le componenti del vettore  $M_I$  rispetto al sistema di riferimento del laboratorio è necessario applicare al vettore una trasformazione definita da una matrice di rotazione  ${}^o_G R_j$  che permette di trasformare le componenti  $M_{I_x}, M_{I_y}, M_{I_z}$ , note nel sistema di riferimento con origine in  $G_j$ , nel sistema di riferimento con origine in  $o$ . Ricordando che  $M_{i_j} = -M_I$ , l'espressione finale del momento di inerzia alla rotazione  $M_{i_j}$  nel sistema di riferimento inerziale sarà:

$$M_{i_j} = - {}^o_G R_j M_I$$

Ciascuna matrice di rotazione  ${}^o_G R_j$  è riferita al segmento  $j$ -esimo ed è composta dai coseni direttori, i quali definiscono l'orientamento del sistema di riferimento baricentrale rispetto a quello del laboratorio per ciascun segmento. Le colonne di tale matrice sono quindi i versori degli assi  $x, y, z$  del sistema di riferimento baricentrale visti dal sistema di riferimento fisso ( $o, X, Y, Z$ ). Di seguito verrà riportato il calcolo completo del momento di inerzia alla rotazione riferito al segmento corporeo considerato.

- Coscia:

$$M_{i_T} = - \begin{bmatrix} \cos\alpha_{T1} & \cos\alpha_{T2} & \cos\alpha_{T3} \\ \cos\beta_{T1} & \cos\beta_{T2} & \cos\beta_{T3} \\ \cos\gamma_{T1} & \cos\gamma_{T2} & \cos\gamma_{T3} \end{bmatrix} \overline{M_T}$$

$$\text{con } M_T = [M_{T1}; M_{T2}; M_{T3}]$$

- Gamba:

$$M_{i_S} = - \begin{bmatrix} \cos\alpha_{S1} & \cos\alpha_{S2} & \cos\alpha_{S3} \\ \cos\beta_{S1} & \cos\beta_{S2} & \cos\beta_{S3} \\ \cos\gamma_{S1} & \cos\gamma_{S2} & \cos\gamma_{S3} \end{bmatrix} \overline{M_S}$$

$$\text{con } M_S = [M_{S1}; M_{S2}; M_{S3}]$$

- Piede:

$$M_{i_F} = - \begin{bmatrix} \cos\alpha_{F1} & \cos\alpha_{F2} & \cos\alpha_{F3} \\ \cos\beta_{F1} & \cos\beta_{F2} & \cos\beta_{F3} \\ \cos\gamma_{F1} & \cos\gamma_{F2} & \cos\gamma_{F3} \end{bmatrix} \overline{M_F}$$

$$\text{con } M_F = [M_{F1}; M_{F2}; M_{F3}]$$

**II. Momento della forza di inerzia:** considerando un corpo rigido isolato dal resto del sistema, per produrre una variazione della quantità di moto  $\frac{dQ_j}{dt}$  è necessario applicare al corpo una forza  $F_j = \frac{dQ_j}{dt}$ , quindi la forza di inerzia sarà  $F_{i_j} = -\frac{dQ_j}{dt} = -F_j$ . Le componenti di  $F_I$  sono:

$$F_{I_x} = m_j \ddot{G}_{j_x}$$

$$F_{I_y} = m_j \ddot{G}_{j_y}$$

$$F_{I_z} = m_j \ddot{G}_{j_z}$$

quindi  $F_{i_j} = [-m_j \ddot{G}_{j_x}; -m_j \ddot{G}_{j_y}; -m_j \ddot{G}_{j_z}]$ , in cui  $m_j$  è la massa del segmento corporeo considerato,  $\ddot{G}_{j_x}$ ,  $\ddot{G}_{j_y}$  e  $\ddot{G}_{j_z}$  sono le componenti dell'accelerazione del suo baricentro  $G_j$  riferite al sistema di riferimento del laboratorio. Essendo  $F_{i_j}$  applicata in corrispondenza del baricentro, il momento  $M_{F_{i_j}}$  che la forza di inerzia genera, rispetto al punto  $o$ , si può esprimere come:

$$M_{F_{i_j}} = (G_j - o) \wedge F_{i_j}$$

Il punto  $o$  corrisponde al centro articolare interno stimato, quindi  $RH$ ,  $RK$ ,  $RA$  per le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia dell'arto destro e  $LH$ ,  $LK$ ,  $LA$  per le articolazioni dell'arto sinistro.

**III. Momento generato dalla forza peso:** ciascun corpo è soggetto alla forza peso  $P_j = m_j g$ , con  $m_j$  corrispondente alla massa del  $j$ -esimo segmento corporeo, applicata in corrispondenza del suo baricentro  $G_j$ . Il momento generato dalla forza  $P_j$ , rispetto al punto  $o$ , si ottiene nel modo seguente:

$$M_{P_j} = (G_j - o) \wedge P_j$$

Per il punto  $o$  valgono le medesime considerazioni effettuate prima.

**IV. Momento generato dalle forze esterne:** considerando la forza esterna  $F_e$  applicata nel punto  $p_{Fe}$ , il momento da essa generato rispetto al punto  $o$  si può esprimere come:

$$M_{Fe} = (p_{Fe} - o) \wedge F_e$$

Il vettore momento della  $k$ -esima articolazione è ottenuto sommando i momenti precedentemente citati, ovvero:

$$M_k = \sum_j M_{i_j} + \sum_j (G_j - o) \wedge F_{i_j} + \sum_j (G_j - o) \wedge P_j + (p_{Fe} - o) \wedge F_e$$

Nell'acquisizione del movimento considerato, la pedana dinamometrica permette di misurare il momento esterno  $M_e$  e la forza di reazione al terreno  $R$  applicata nel centro di pressione  $COP_R$ . Di conseguenza, nel presente lavoro di tesi i momenti all'articolazione sono calcolati come segue:

- **Momento articolare dell'anca destra:**

$$\begin{aligned} M_{RH} = & (G_{RT} - RH) \wedge F_{i_{RT}} + (G_{RS} - RH) \wedge F_{i_{RS}} + (G_{RF} - RH) \wedge F_{i_{RF}} \\ & + (G_{RT} - RH) \wedge P_{RT} + (G_{RS} - RH) \wedge P_{RS} + (G_{RF} - RH) \\ & \wedge P_{RF} + (COP_R - RH) \wedge R_R + M_{FeR} + M_{i_{RT}} + M_{i_{RS}} + M_{i_{RF}} \end{aligned}$$

- **Momento articolare del ginocchio destro:**

$$\begin{aligned} M_{RK} = & (G_{RT} - RK) \wedge F_{i_{RT}} + (G_{RS} - RK) \wedge F_{i_{RS}} + (G_{RF} - RK) \wedge F_{i_{RF}} \\ & + (G_{RT} - RK) \wedge P_{RT} + (G_{RS} - RK) \wedge P_{RS} + (G_{RF} - RK) \\ & \wedge P_{RF} + (COP_R - RK) \wedge R_R + M_{FeR} + M_{i_{RT}} + M_{i_{RS}} + M_{i_{RF}} \end{aligned}$$

- **Momento articolare della caviglia destra:**

$$\begin{aligned}
M_{RA} = & (G_{RT} - RA) \wedge F_{i_{RT}} + (G_{RS} - RA) \wedge F_{i_{RS}} + (G_{RF} - RA) \wedge F_{i_{RF}} \\
& + (G_{RT} - RA) \wedge P_{RT} + (G_{RS} - RA) \wedge P_{RS} + (G_{RF} - RA) \\
& \wedge P_{RF} + (COP_R - RA) \wedge R_R + M_{FeR} + M_{i_{RT}} + M_{i_{RS}} + M_{i_{RF}}
\end{aligned}$$

- **Momento articolare dell'anca sinistra:**

$$\begin{aligned}
M_{LH} = & (G_{LT} - LH) \wedge F_{i_{LT}} + (G_{LS} - LH) \wedge F_{i_{LS}} + (G_{LF} - LH) \wedge F_{i_{LF}} \\
& + (G_{LT} - LH) \wedge P_{LT} + (G_{LS} - LH) \wedge P_{LS} + (G_{LF} - LH) \\
& \wedge P_{LF} + (COP_L - LH) \wedge R_L + M_{FeL} + M_{i_{LT}} + M_{i_{LS}} + M_{i_{LF}}
\end{aligned}$$

- **Momento articolare del ginocchio sinistro:**

$$\begin{aligned}
M_{LK} = & (G_{LT} - LK) \wedge F_{i_{LT}} + (G_{LS} - LK) \wedge F_{i_{LS}} + (G_{LF} - LK) \wedge F_{i_{LF}} \\
& + (G_{LT} - LK) \wedge P_{LT} + (G_{LS} - LK) \wedge P_{LS} + (G_{LF} - LK) \\
& \wedge P_{LF} + (COP_L - LK) \wedge R_L + M_{FeL} + M_{i_{LT}} + M_{i_{LS}} + M_{i_{LF}}
\end{aligned}$$

- **Momento articolare della caviglia sinistra:**

$$\begin{aligned}
M_{LA} = & (G_{LT} - LA) \wedge F_{i_{LT}} + (G_{LS} - LA) \wedge F_{i_{LS}} + (G_{LF} - LA) \wedge F_{i_{LF}} \\
& + (G_{LT} - LA) \wedge P_{LT} + (G_{LS} - LA) \wedge P_{LS} + (G_{LF} - LA) \\
& \wedge P_{LF} + (COP_L - LA) \wedge R_L + M_{FeL} + M_{i_{LT}} + M_{i_{LS}} + M_{i_{LF}}
\end{aligned}$$

I momenti articolari di ciascuna articolazione espressi rispetto agli assi solidali con il laboratorio non sono però molto significativi nell'interpretazione di fenomeni biomeccanici interni. Per tale ragione i momenti articolari vengono generalmente riferiti ad un sistema di riferimento che abbia gli assi orientati come gli assi funzionali dell'articolazione. La proiezione del momento su ciascuno dei tre assi si esegue attraverso l'uso della matrice di rotazione  ${}^o'R$ . L'operazione da eseguire è la seguente rotazione:

$$M_{A_{o'}} = {}^o'R M_{A_o}$$

dove con  $o'$  si indica il sistema di riferimento con origine in  $o$  (ovvero l'origine del sistema di riferimento inerziale) ma assi orientati come gli assi funzionali dell'articolazione. La matrice  ${}^o'R$  contiene, su ciascuna riga, i coseni direttori degli assi funzionali generalmente chiamati  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$ :

$${}^o'R = \begin{bmatrix} \cos\alpha_{a1} & \cos\beta_{a1} & \cos\gamma_{a1} \\ \cos\alpha_{a2} & \cos\beta_{a2} & \cos\gamma_{a2} \\ \cos\alpha_{a3} & \cos\beta_{a3} & \cos\gamma_{a3} \end{bmatrix}$$

Gli assi funzionali di flessione/estensione, di adduzione/abduzione e di rotazione interna/esterna di anca, ginocchio e caviglia sono stati precedentemente definiti nel *Paragrafo 3.3.3*.

### 3.5 Implementazione del protocollo

La sezione *Protocol Panel* di *SMARTanalyzer* mette a disposizione svariati pulsanti di funzioni, ovvero operatori necessari all'elaborazione dei dati acquisiti e al calcolo di nuovi elementi utili all'analisi complessiva del task motorio. Nei paragrafi successivi verranno riportati i principali comandi utilizzati per l'implementazione del modello di calcolo proposto in riferimento all'arto



destro; sono stati usati i medesimi comandi anche per l'arto sinistro, apportando gli adattamenti precedentemente menzionati per riportare le variabili nella medesima convenzione.

### **3.5.1 Protocollo per la cinematica**

#### ***I. Definizione dei sistemi di riferimento dei segmenti corporei***

Vengono costruiti i vettori utili alla definizione degli assi di ciascun sistema di riferimento, utilizzando il passaggio per due punti 3D e il prodotto vettoriale fra due vettori.

#### **Operatori:**

- *Vettore unitario da un punto 3D ad un altro punto 3D*: definisce un vettore 3D fra due punti 3D.
- *Prodotto vettoriale normalizzato*: calcola il prodotto vettoriale fra due vettori.
- *Sistema di riferimento -> un punto e tre vettori unitari*: definisce un sistema di riferimento con origine nel punto indicato e assi coincidenti con i vettori unitari inseriti.

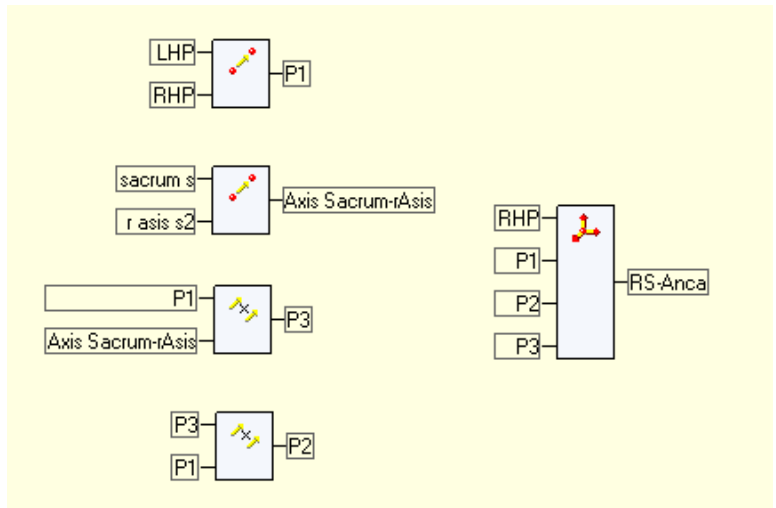


Figura 21: Definizione del sistema di riferimento del bacino (arto destro) con origine nel centro articolare dell'anca destra

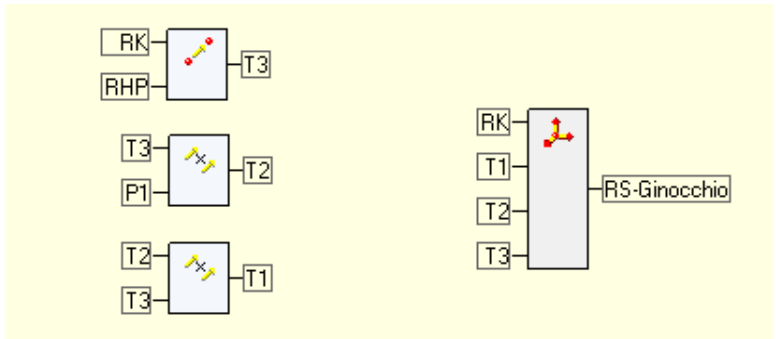


Figura 22: Definizione del sistema di riferimento della coscia destra con origine nel centro articolare del ginocchio destro

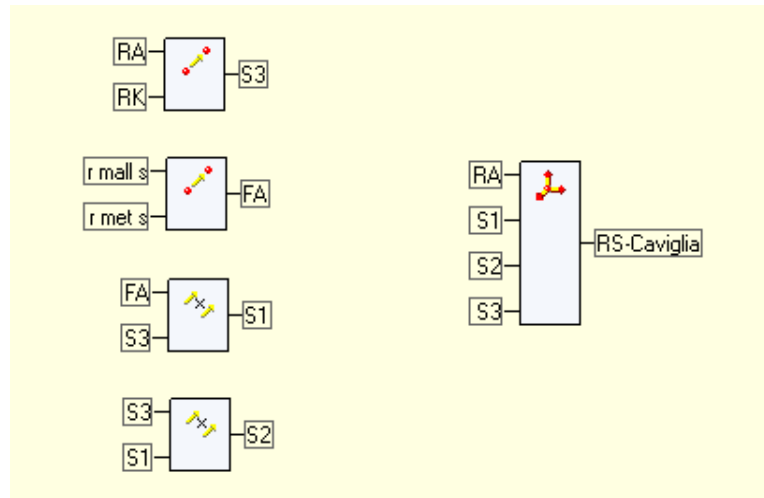


Figura 23: Definizione dell'asse longitudinale del piede destro e del sistema di riferimento della gamba destra con origine nel centro articolare della caviglia destra

## II. Calcolo degli angoli segmentali

Viene considerato l'angolo fra due vettori, il quale descrive il range di movimento di flessione/estensione, adduzione/abduzione e rotazione interna/esterna.

### Operatori:

- *Angolo* -> *fra due vettori*: definisce un angolo fra i due vettori indicati.

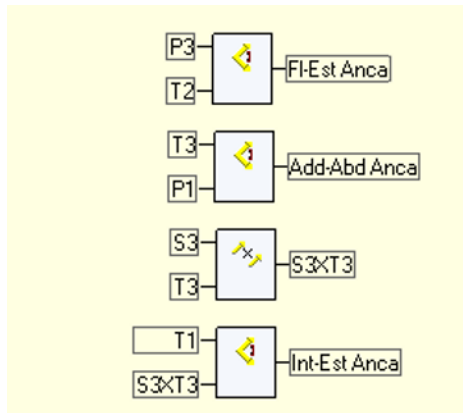


Figura 24: Definizione degli angoli segmentali della coscia destra rispetto al bacino

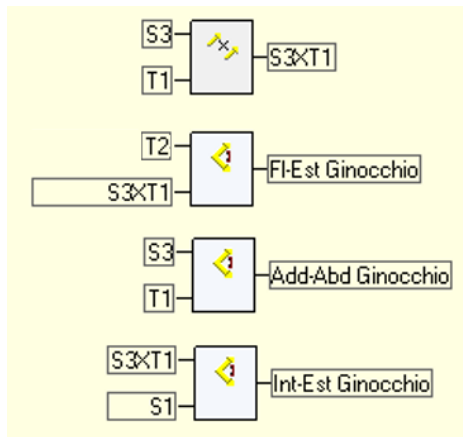


Figura 25: Definizione degli angoli segmentali della gamba destra rispetto alla coscia destra

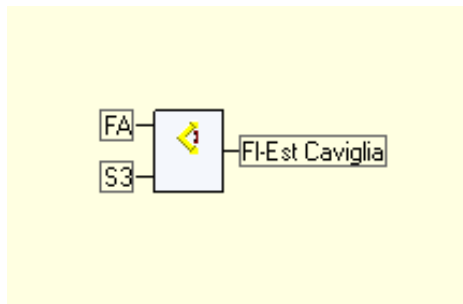


Figura 26: Definizione dell'angolo di flessione del piede destro rispetto alla gamba destra

### III. Definizione degli eventi per il ciclo del passo

Per definire un ciclo è necessario identificare l'evento che ne determina l'inizio e la fine. Come precedentemente descritto, il ciclo del passo è definito fra due appoggi successivi del medesimo arto sul terreno (*heel strike*).

#### Operatori:

- *Definizione manuale di una sequenza di eventi su una traccia:* consente di definire manualmente più di un evento su una traccia.

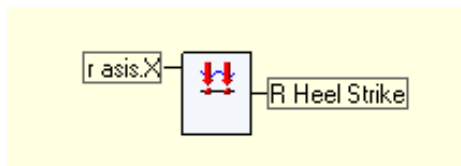


Figura 27: Esempio di definizione di un evento

- *Ciclo definito da un evento:* crea una sequenza di cicli a partire dalla traccia di un oggetto e una sequenza di eventi; ogni ciclo corrisponde alla porzione di traccia che va da un evento a quello successivo.

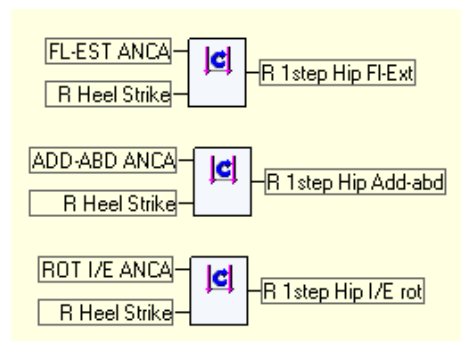


Figura 28: Esempio di normalizzazione degli angoli segmentali rispetto ad un ciclo del passo

### 3.5.2 Protocollo per la dinamica inversa

#### I. *Acquisizione dei parametri utili per il calcolo di dati antropometrici*

Per il calcolo della massa, del baricentro e del momento di inerzia di massa di ciascun segmento corporeo è necessario inserire i parametri riportati in Tabella 2. Essi vengono forniti al software come input; le variabili inserite sono  $m_j\%$ ,  $c_j\%$  e  $r_{Gj}\%$ .

#### Operatori:

- *Massa [Kg] -> Input:* definisce il valore di una massa, la quale è salvata come un valore costante.

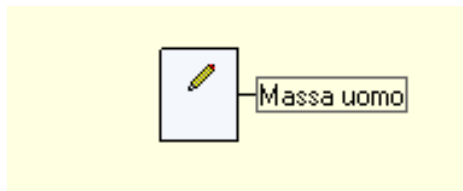


Figura 29: Inserimento della massa corporea totale come Input di una massa

- *Scalare -> Input:* definisce il valore di uno scalare, il quale è salvato come una costante.

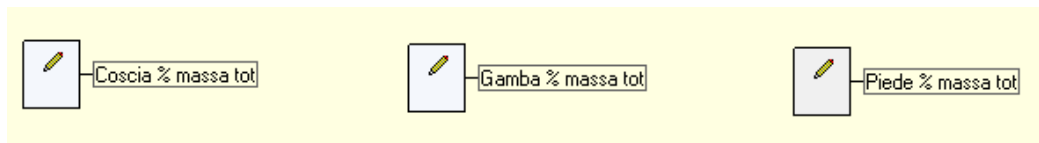


Figura 30: Inserimento dei valori di  $m_j\%$  come Input di costanti

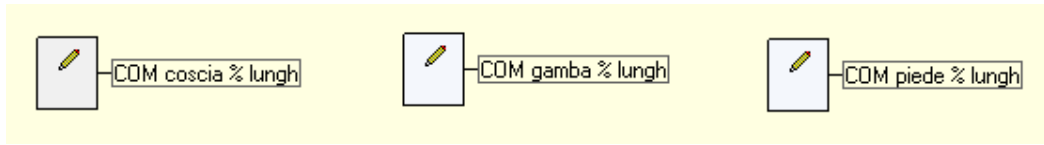


Figura 31: Inserimento dei valori di  $c_j\%$  come Input di costanti

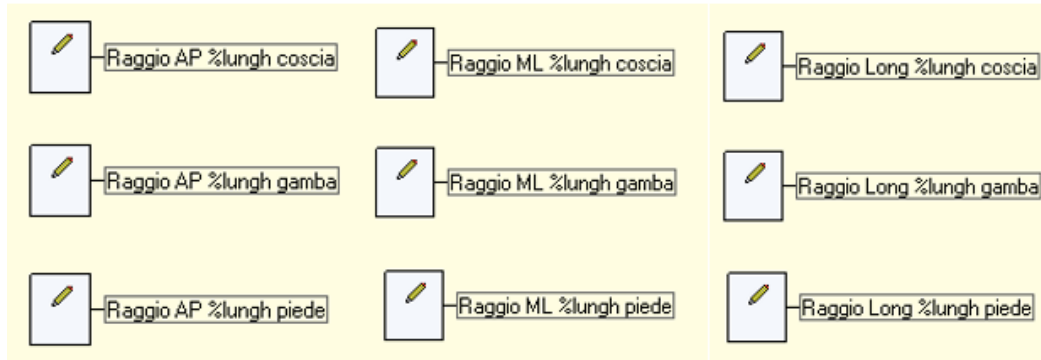


Figura 32: Inserimento dei valori di  $r_{Gj}\%$  come Input di costanti

## II. *Calcolo della massa dei segmenti corporei (coscia, gamba e piede)*

Avendo acquisito fra i dati del paziente la sua massa totale e conoscendo il parametro  $m_j\%$  che esprime la percentuale della massa del segmento rispetto alla massa corporea totale, è possibile calcolare la massa dei segmenti corporei considerati.

### **Operatori:**

- *Moltiplicazione di un oggetto per uno scalare:* calcola il prodotto fra un oggetto e uno scalare.

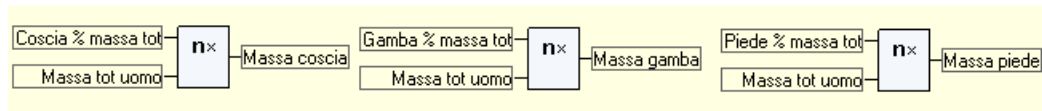


Figura 33: Operazione di moltiplicazione per il calcolo della massa dei segmenti corporei

### III. Calcolo della posizione del centro di massa (COM)

Dopo aver inserito il valore di  $c_j\%$  che indica a quale distanza si trova il COM in percentuale rispetto alla lunghezza del segmento considerato, è possibile individuare la posizione del baricentro.

#### Operatori:

- *Differenza fra due oggetti:* calcola la differenza fra i due oggetti inseriti.
- *Somma di due oggetti:* calcola la somma dei due oggetti inseriti.
- *Oggetto 3D definito da 3 coordinate:* definisce un oggetto 3D usando tre coordinate espresse nel sistema di riferimento assoluto.

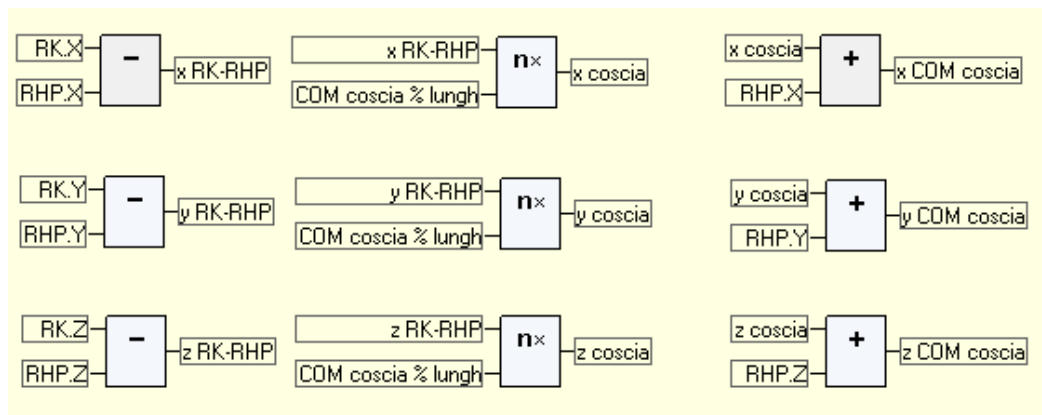


Figura 34: Calcolo delle coordinate del centro di massa della coscia destra



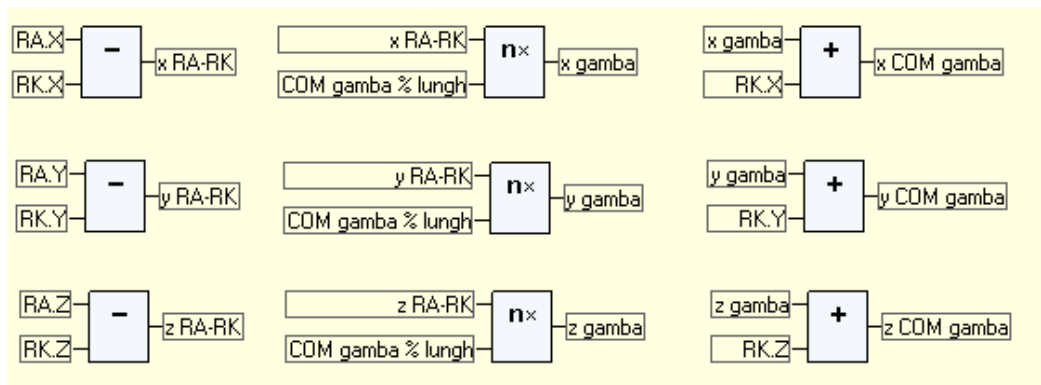


Figura 35: Calcolo delle coordinate del centro di massa della gamba destra

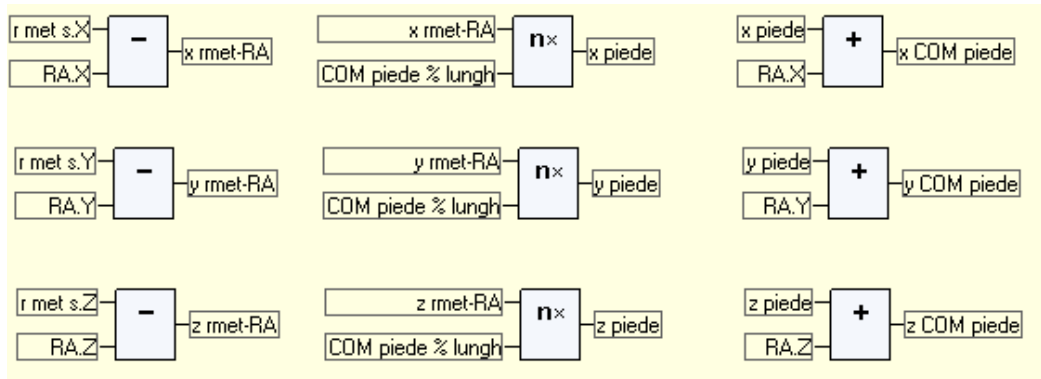


Figura 36: Calcolo delle coordinate del centro di massa del piede destro

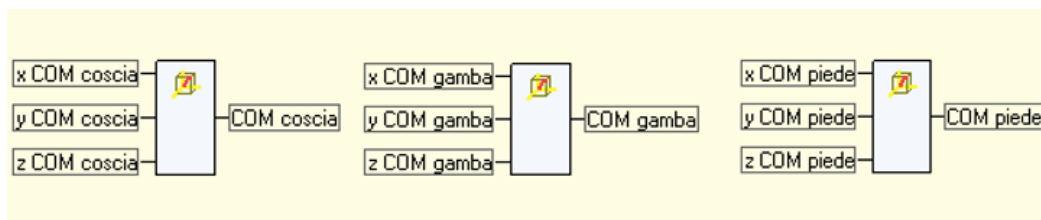


Figura 37: Definizione dei centri di massa di coscia, gamba e piede in 3D

#### IV. Calcolo del momento di inerzia di massa

Il calcolo del momento di inerzia di massa  $J$  presuppone la conoscenza del parametro  $r_{Gj}\%$  che permette di definire i raggi giratori rispetto i tre assi principali di inerzia in percentuale rispetto alla lunghezza del segmento. Dopo aver definito  $r_{Gj}\%$  come dato in input, si procede con l'implementazione dei calcoli come riportato di seguito.

##### Operatori:

- *Quadrato di un oggetto*: calcola il quadrato dell'oggetto inserito.

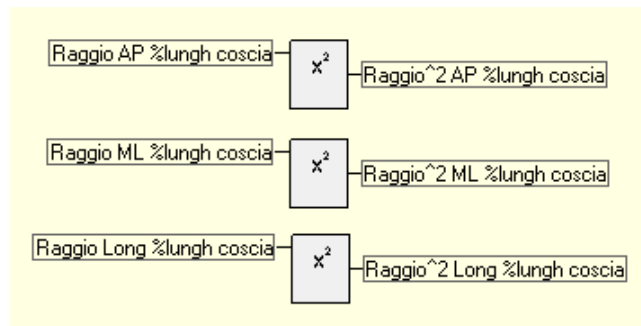


Figura 38: Esempio di operazione di elevamento al quadrato di  $r_{Gj}\%$

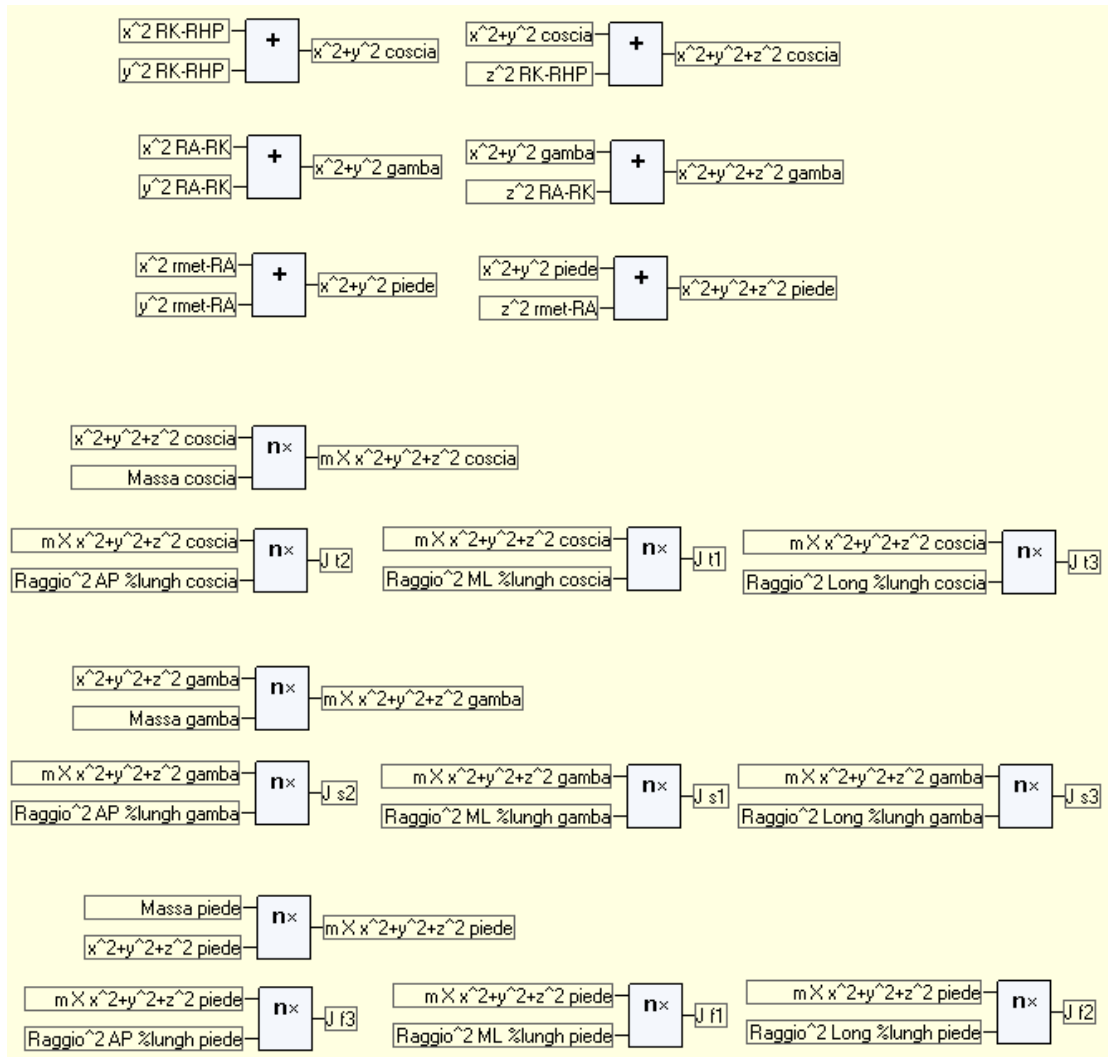


Figura 39: Calcolo del momento di inerzia di massa dei segmenti dell'arto destro

## V. Calcolo dell'accelerazione del COM

Avendo definito la posizione del baricentro di ciascun segmento corporeo, la sua accelerazione è ottenuta derivando due volte le sue coordinate.

### Operatori:

- *Derivata di un oggetto:* esegue la derivata dell'oggetto inserito.

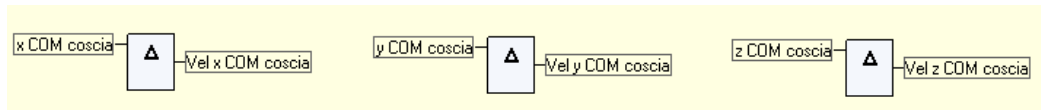


Figura 40: Esempio di operazione di derivazione delle coordinate del COM per ottenere la sua velocità

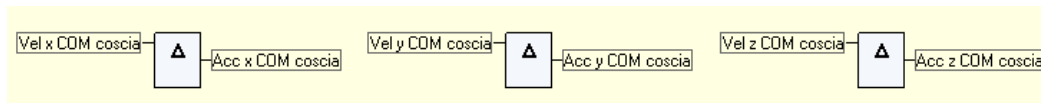


Figura 41: Esempio di operazione di derivazione della velocità del COM per ottenere la sua accelerazione

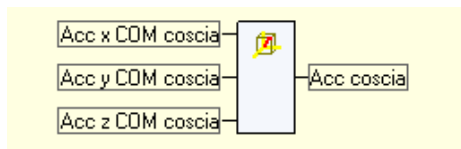


Figura 42: Esempio di definizione dell'accelerazione del COM in 3D

## VI. Definizione degli angoli di Eulero

Per introdurre gli angoli di Eulero, è dapprima necessario inserire un sistema di riferimento ausiliario con gli assi  $A, V, D$  orientati rispettivamente come gli assi  $X, Y, Z$  del sistema di riferimento del laboratorio. In seguito, è possibile definire l'asse nodale e gli angoli di Eulero.

### Operatori:

- *Vettore* -> *Input*: definisce un vettore inserendo le coordinate 3D.



Figura 43: Definizione del sistema di riferimento ausiliario

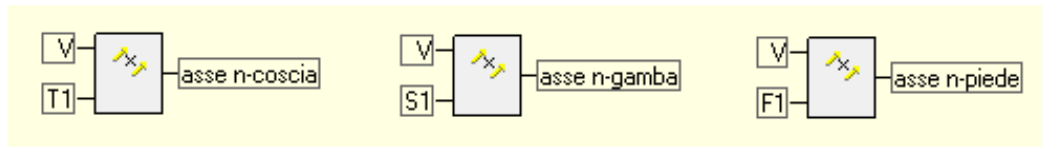


Figura 44: Definizione dell'asse nodale dei segmenti dell'arto destro

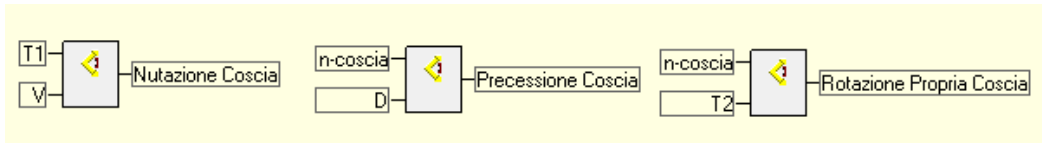


Figura 45: Definizione degli angoli di Eulero relativi al segmento della coscia destra

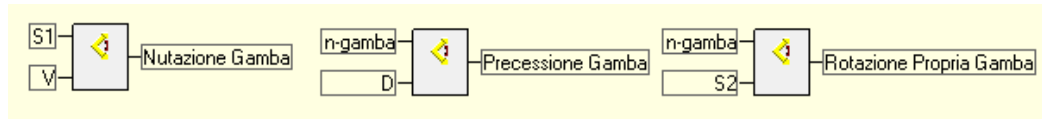


Figura 46: Definizione degli angoli di Eulero relativi al segmento della gamba destra

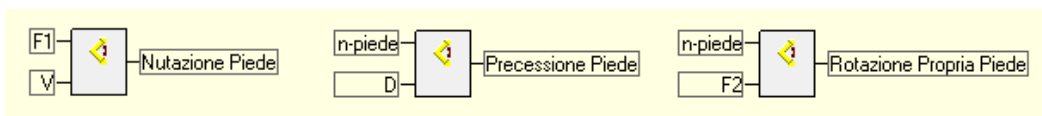


Figura 47: Definizione degli angoli di Eulero relativi al segmento del piede destro

## VII. *Calcolo della velocità angolare*

La definizione degli angoli di Eulero permette di calcolare le componenti della velocità angolare  $w$  del segmento corporeo rispetto ai propri assi.

## Operatori:

- *Senò di un angolo:* calcola il seno di un angolo 1D.
- *Coseno di un angolo:* calcola il coseno di un angolo 1D.

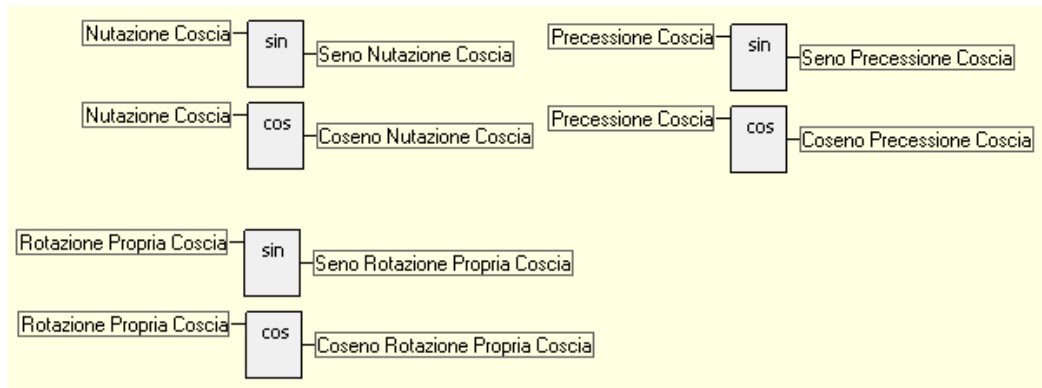


Figura 48: Esempio di calcolo del seno e coseno degli angoli di Eulero

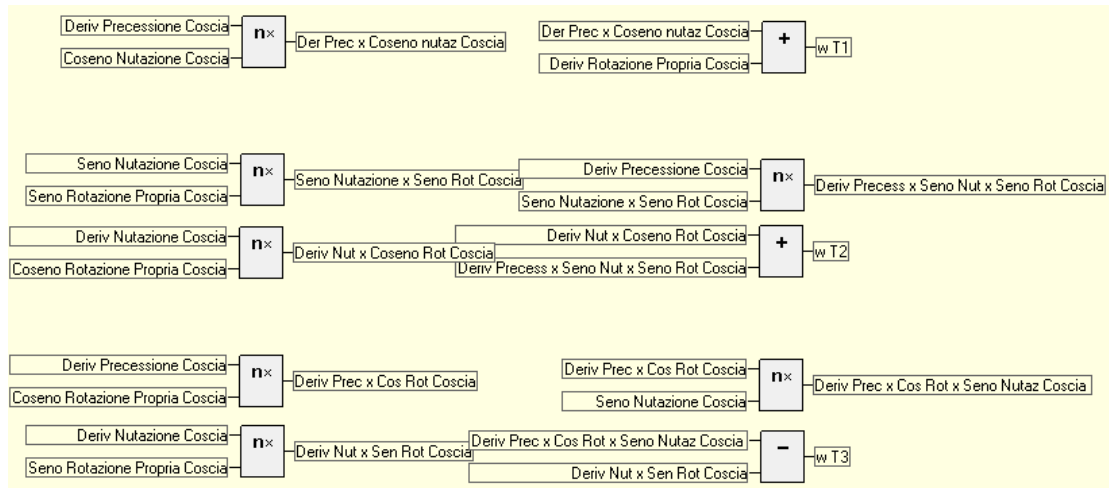


Figura 49: Esempio di calcolo della velocità angolare rispetto agli assi principali di inerzia

### VIII. Calcolo del momento di inerzia alla rotazione

Dopo aver ottenuto i momenti di inerzia di massa, la velocità angolare e, per derivazione, l'accelerazione angolare è possibile calcolare i momenti di inerzia alla rotazione rispetto agli assi principali del segmento considerato.

#### Operatori:

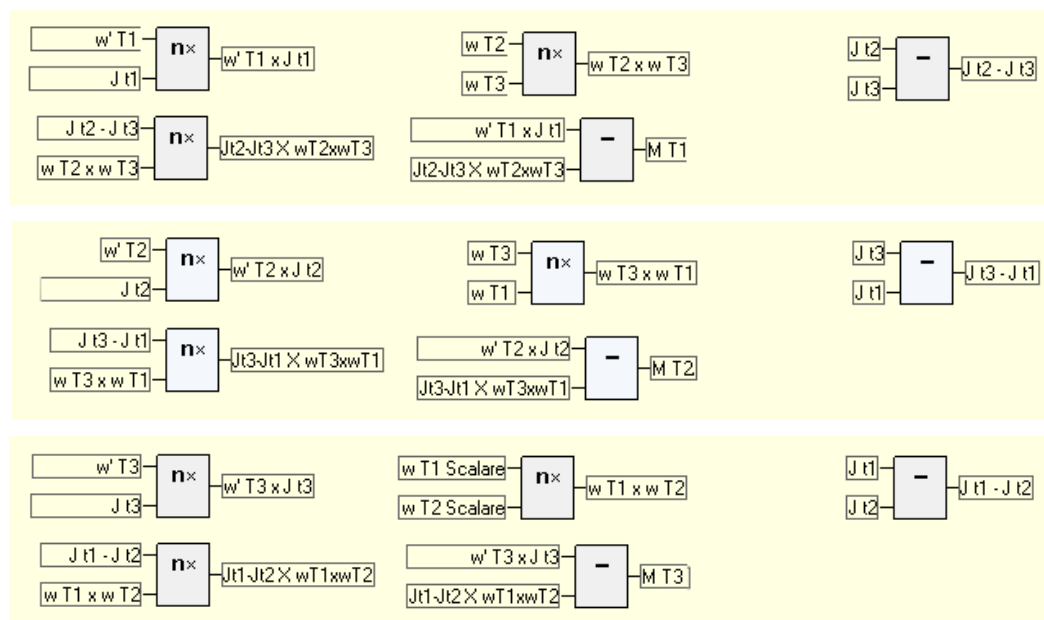


Figura 50: Esempio di calcolo del momento di inerzia alla rotazione lungo gli assi principali di inerzia

### IX. Calcolo dei momenti agenti sul segmento

Le forze che agiscono sui segmenti corporei dell'arto inferiore generano, rispetto al centro articolare A del segmento considerato, un momento torcente. Considerando che su ciascun segmento agiscono, in corrispondenza del baricentro  $G_j$ , la forza di inerzia  $F_{i-j} = -m_j \ddot{G}_j$  e la forza peso  $P_j = m_j g$ , esse generano due momenti aventi il medesimo braccio di forza ( $G_j - A$ ). Inoltre, l'utilizzo delle pedane di forza permette di misurare la

forza  $F_R$  e il momento  $M_R$  di reazione al terreno. La forza  $F_R$  genera a sua volta un momento avente come braccio di forza la distanza fra il suo punto di applicazione  $P_R$  e il centro articolare  $A$ , ovvero  $(P_R - A)$ . Di seguito verranno illustrati i principali operatori utilizzati per la loro implementazione.

### Operatori:

- *Accelerazione di una massa [N]*: crea una nuova forza 3D a partire da un'accelerazione 3D e una massa.

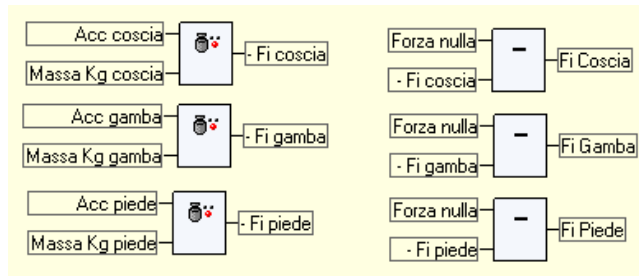


Figura 51: Calcolo della forza di inerzia dei segmenti dell'arto inferiore destro

- *Momento di una forza rispetto un punto [Nm]*: crea il momento di una forza rispetto un punto, a partire dalla forza, il punto in cui essa è applicata ed il punto rispetto cui il momento viene generato.



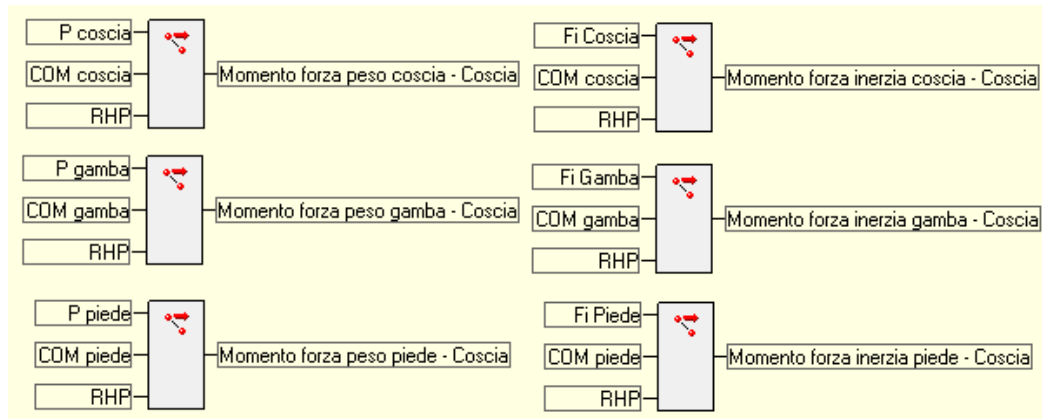


Figura 52: Esempio di calcolo del momento della forza peso e della forza di inerzia

### X. Calcolo del momento all'articolazione

Il momento  $M_{A,j}$  dell'articolazione  $A_j$  è dato dalla somma dei vari contributi menzionati.

#### Operatori:

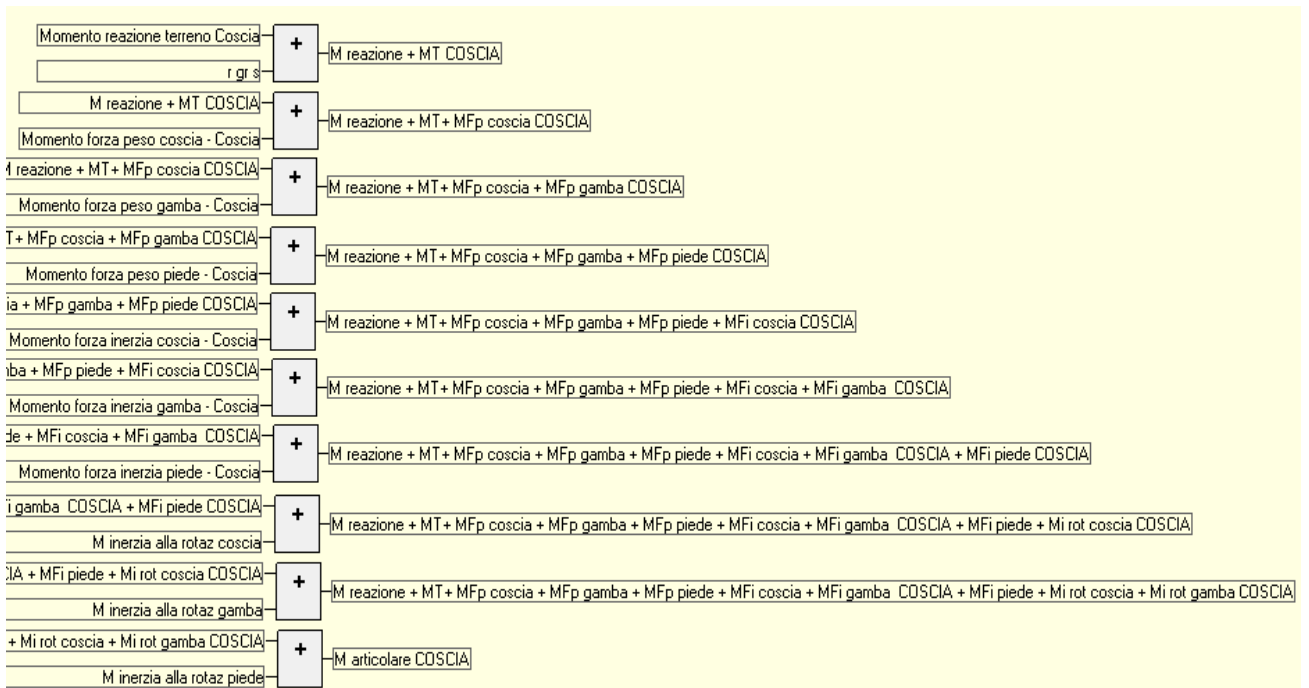


Figura 53: Esempio di calcolo del momento articolare

## ***XI. Momento articolare rispetto agli assi funzionali***

Il momento  $M_{A,j}$  ottenuto è espresso rispetto il sistema di riferimento del laboratorio: esso risulta poco significativo dal punto di vista dell'interpretazione di fenomeni biomeccanici interni all'articolazione. Per tale ragione, si preferisce riferire le componenti del momento agli assi funzionali del  $j$ -esimo segmento. È quindi necessario effettuare un'operazione di rotazione mediante l'utilizzo della matrice di rotazione contenente i coseni direttori, che corrisponde a proiettare tale momento rispetto gli assi di flessione/estensione, adduzione/abduzione e rotazione interna/esterna.

### **Operatori:**

- *Momento 1D* -> *Proiezione lungo un vettore unitario*: proietta un vettore 3D su un vettore unitario.

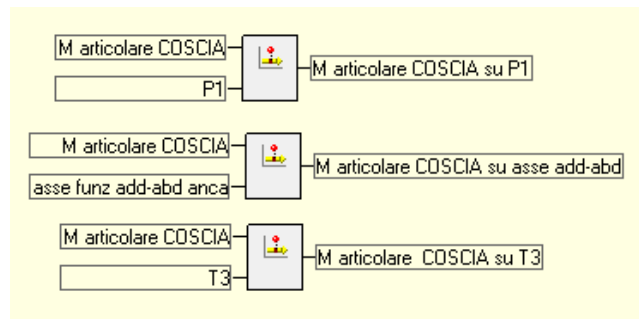


Figura 54: Esempio di proiezione del momento articolare sugli assi funzionali

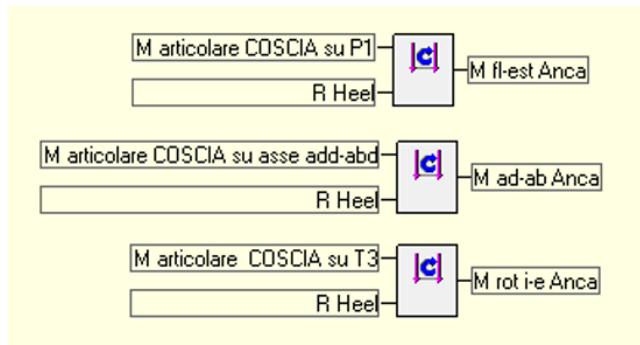


Figura 55: Esempio di normalizzazione del momento articolare rispetto ad un ciclo del passo

## **4 Risultati e discussione**

L'applicazione del nuovo modello di calcolo all'atto motorio svolto dai soggetti presi in esame ha permesso di ottenere le variabili cinematiche e i momenti articolari. È stato effettuato il confronto tra i risultati ottenuti utilizzando le due metodologie alle medesime prove, ovvero l'elaborazione delle variabili tramite il protocollo Davis e il Modello di Calcolo della Cinematica Segmentale. Al fine di consentire un confronto fra variabili omologhe, i risultati ottenuti sono riportati alle medesime convenzioni di segno assunte nel M CCS. A partire dalla rappresentazione grafica di ciascuna variabile è possibile effettuare un'analisi qualitativa delle differenze esistenti fra le due metodologie; per ulteriori approfondimenti verranno prese in esame le acquisizioni video effettuate durante le prove. In particolare si vuole verificare la bontà del modello proposto relativamente agli angoli di abdo/adduzione e intra/extrarotazione dell'articolazione del ginocchio in cui si presentavano i principali errori dovuto all'utilizzo dei marcatori estesi. Segue uno studio comparativo fra i risultati ottenuti con il M CCS e i dati presenti in letteratura riguardo le prove di cammino in piano e di salita su scala dei soggetti sani presi in considerazione.

### **4.1 Confronto fra le due metodologie**

Nel presente paragrafo sono riportati i confronti fra i risultati ottenuti utilizzando il M CCS e il Protocollo Davis analizzando una prova di cammino in piano relativa a un soggetto sano (Paziente\_141), una prova di cammino in piano eseguita da un soggetto emiplegico (Paziente\_354) ed una prova di salita su scala (Soggetto\_02) effettuata da un soggetto sano. Verranno confrontate le due metodologie per mettere in risalto le principali affinità, differenze e limiti del nuovo modello di calcolo.

#### 4.1.1 Prova di cammino in piano di un soggetto sano: variabili cinematiche

Viene riportato di seguito il confronto fra gli andamenti ottenuti con il protocollo Davis (in blu) e il MCCS (in arancione) relativi al Paziente\_141, il quale è considerato un soggetto sano. Occorre ricordare la differenza significativa nella tipologia di variabili cinematiche ottenute tramite le due metodologie: il Protocollo Davis restituisce la cinematica “articolare” mentre il MCCS la cinematica “segmentale”. Le principali caratteristiche e differenze verranno evidenziate nel corso dell’analisi dei confronti. La Figura 56 mostra l’andamento degli angoli di flesso/estensione e di abdo/adduzione dell’anca destra e sinistra. L’angolo di intra/extrarotazione non verrà considerato poiché ritenuto poco significativo ai fini del confronto in quanto risente di un errore di calcolo.

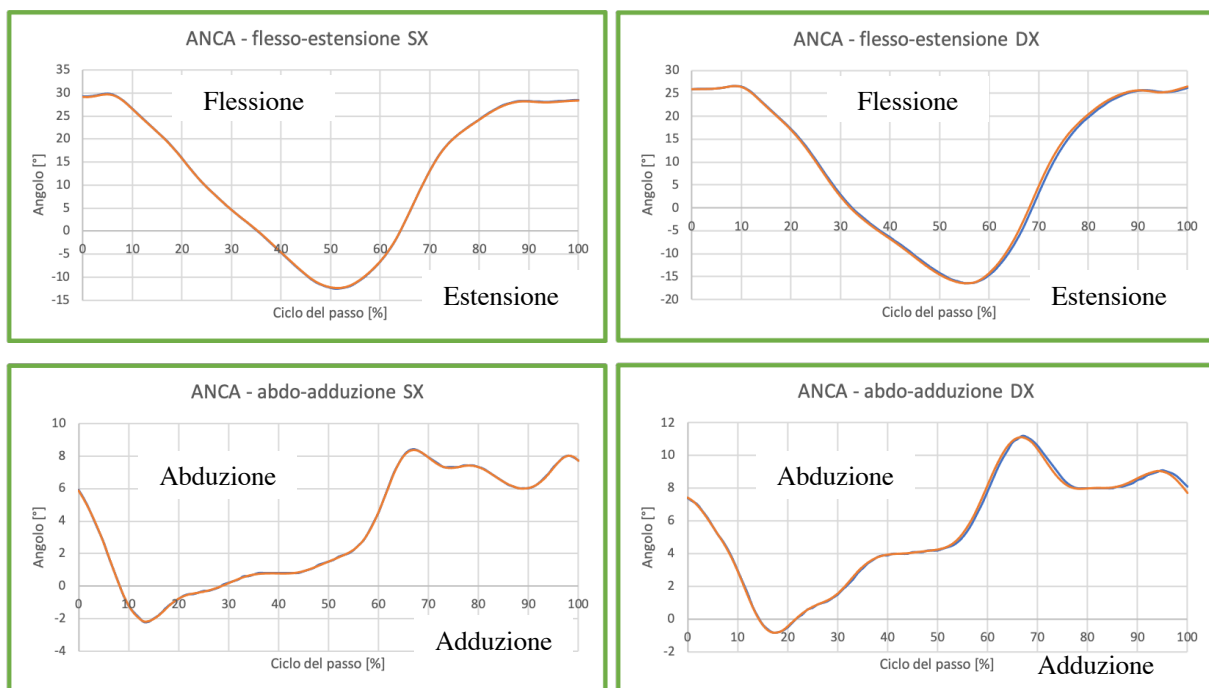


Figura 56: Cinematica dell’anca destra (a destra) e sinistra (a sinistra) durante la prova di cammino di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
+ angoli di abduzione; - angoli di adduzione

In Figura 56 è possibile osservare che gli andamenti ottenuti sono sovrapposti a quelli provenienti dall'utilizzo del Protocollo Davis. Tali risultati erano attesi in quanto, come riportato nel *Paragrafo 3.4.4*, la cinematica segmentale di flesso/estensione e abdo/adduzione della coscia rispetto al bacino trova corrispondenza negli omologhi angoli articolari dell'anca ottenuti dal gold standard (Davis). Invece, dal punto di vista teorico, non vi è corrispondenza fra l'angolo di rotazione interna/esterna della coscia ottenuto con il MCCS, il quale viene calcolato utilizzando l'asse del segmento della gamba, e l'angolo articolare dell'anca del Davis. Il confronto della variabile cinematica appena citata è stato omissso a causa di una caratteristica intrinseca nel metodo di calcolo dell'angolo di rotazione. Quest'ultimo, infatti, è ottenuto considerando l'angolo formato tra l'asse  $T_l$  (asse medio-laterale del bacino) e il prodotto vettoriale degli assi  $S_3$  e  $T_3$  (assi longitudinali rispettivamente di gamba e coscia); tale prodotto, tuttavia, non fornisce un risultato attendibile quando il ginocchio è prossimo all'estensione in quanto i due assi tendono ad essere allineati sulla stessa direzione. Pertanto l'angolo di rotazione calcolato può ritenersi accettabile solo quando il ginocchio presenta un grado di flessione superiore a  $20^\circ$ , ovvero quando i due vettori sono sufficientemente lontani dalla situazione di allineamento.

In Figura 57 vengono riportati gli andamenti degli angoli di flesso/estensione, abdo/adduzione e rotazione interna/esterna ottenuti in riferimento all'articolazione del ginocchio sia per l'arto destro che per l'arto sinistro.

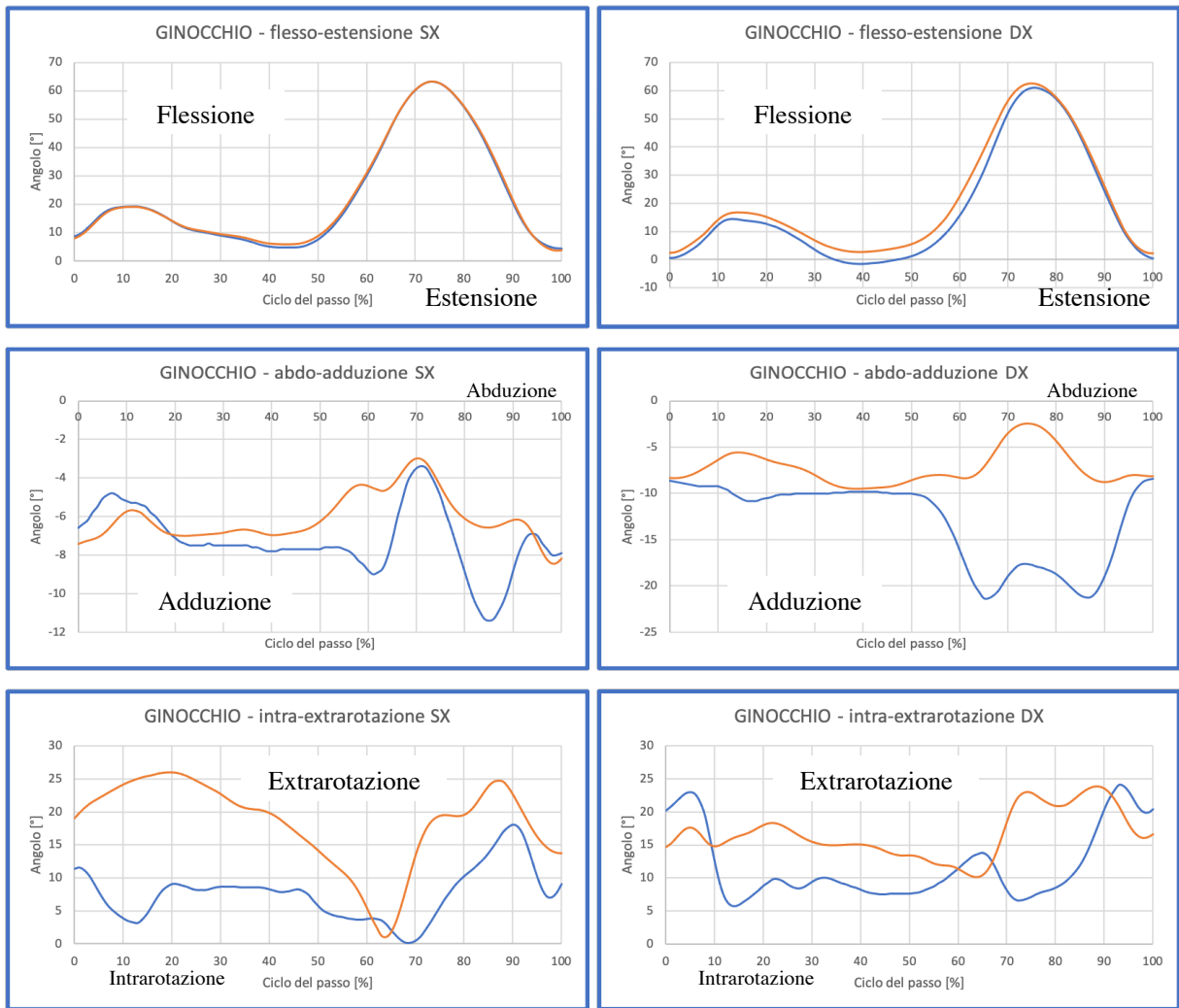


Figura 57: Cinematica del ginocchio destro (a destra) e sinistro (a sinistra) durante la prova di cammino di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
 + angoli di abduzione; - angoli di adduzione  
 + angoli di extrarotazione; - angoli di intrarotazione

La flessione/estensione della gamba rispetto alla coscia segue l'andamento dell'omologo angolo del ginocchio ottenuto con il Protocollo Davis, discostandosi solo di qualche grado in corrispondenza del 40% del ciclo del passo dell'arto destro descrivendo una minore estensione. Come nel caso dell'anca, ciò è dovuto a una corrispondenza nel calcolo di tale variabile cinematica nelle due diverse metodologie. Dal confronto degli andamenti dell'angolo di

rotazione attorno all'asse di adduzione/abduzione (Figura 57 al centro) si osserva che, in entrambi i casi, è presente un movimento di adduzione durante l'intero ciclo del passo. L'ampiezza del movimento ottenuto con il MCCS è però differente da quella del Protocollo Davis: in riferimento al ginocchio sinistro, si ha una minore adduzione in corrispondenza del 60% e dell'80% del ciclo del passo. Ricordiamo che l'abdo/adduzione del ginocchio ottenuta con il gold standard è riconducibile, quando il ginocchio presenta una flessione almeno pari a 50°, rispettivamente alla rotazione interna/esterna della coscia nell'approccio del MCCS: l'articolazione del ginocchio non offre infatti la possibilità di abduire/addurre la tibia rispetto al femore, quindi tale movimento è dovuto alla rotazione della coscia attorno al proprio asse. Invece, quanto più il ginocchio è prossimo all'estensione tanto più l'angolo di adduzione/abduzione è influenzato dal varismo/valgismo fisiologico e dalla rotazione interna/esterna del piede. Il movimento di adduzione (ovvero il movimento di rotazione esterna dell'anca) è quello più facilmente eseguibile durante il cammino ed è compatibile con quanto osservabile qualitativamente; si procede quindi con un'analisi visiva tramite l'osservazione dalle acquisizioni video nei frame prima citati. La Figura 58 mostra la lieve adduzione della gamba sinistra presente negli istanti corrispondenti al 60% e all'80% del ciclo del passo: da un'analisi qualitativa dei vettori che descrivono tale movimento è possibile dedurre che si tratta di un movimento di pochissimi gradi, come riportato nei risultati in Figura 57.



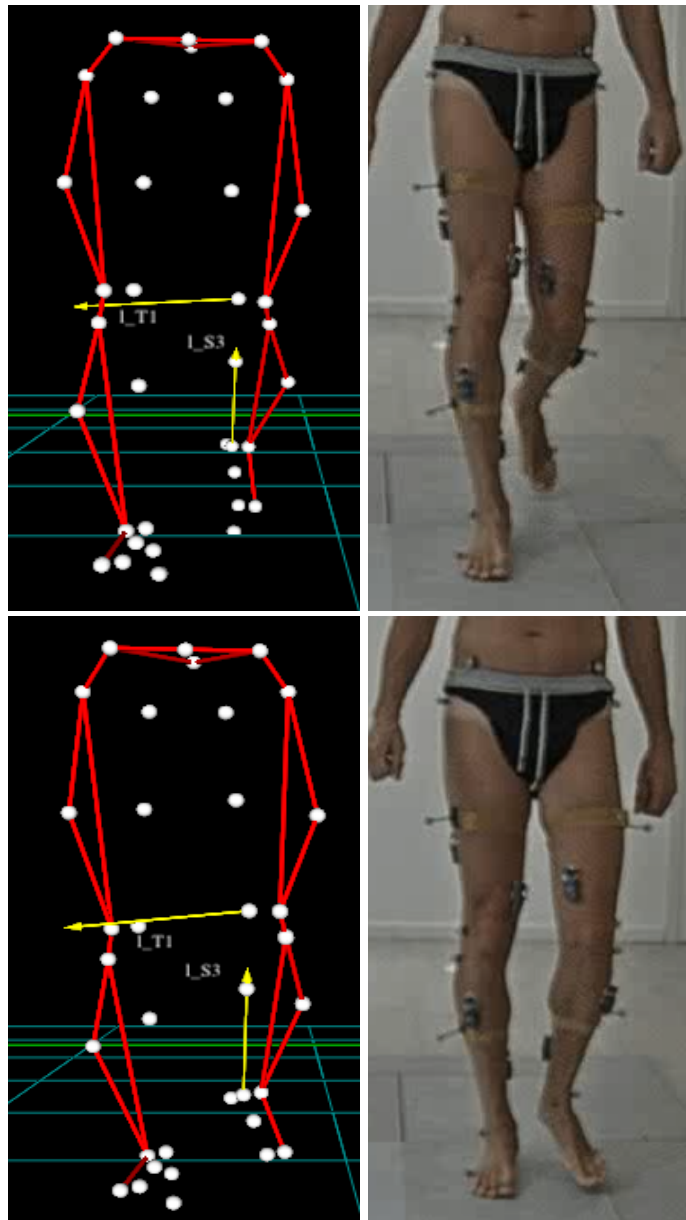


Figura 58: Rappresentazione dell'istante corrispondente al 60% (in alto) e all'80% (in basso) del ciclo del passo dell'arto sinistro durante la prova di cammino di un soggetto sano. Vengono riportati i corrispondenti frame acquisiti, il modello (in rosso) visualizzato su *SMARTanalyzer* e i vettori  $L_{T1}$  e  $L_{S3}$  (in giallo) fra cui è definito l'angolo di adduzione/abduzione del ginocchio sinistro

Anche nel caso del ginocchio destro i risultati riportano una minore adduzione in corrispondenza del 15% e del 75% del ciclo del passo rispetto a quella riportata dal Davis: valgono le medesime considerazioni effettuate per la gamba sinistra; esse risultano visibili in Figura 59.

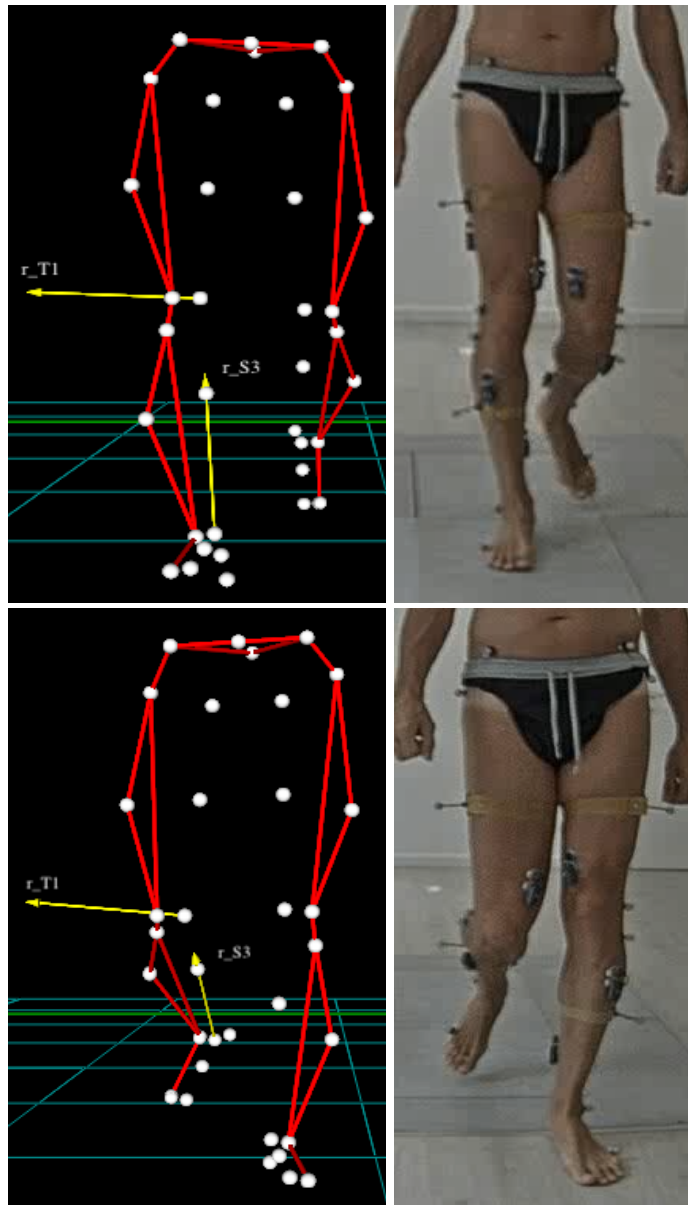


Figura 59: Rappresentazione dell'istante corrispondente al 15% (in alto) e al 75% (in basso) del ciclo del passo dell'arto destro durante la prova di cammino di un soggetto sano. Vengono riportati i corrispondenti frame acquisiti, il modello (in rosso) visualizzato su *SMARTanalyzer*, i vettori  $r_{T1}$  e  $r_{S3}$  (in giallo) fra cui è definito l'angolo di adduzione/abduzione del ginocchio destro

Gli andamenti in Figura 57 (in basso) riportano un movimento di extrarotazione della gamba rispetto alla coscia durante tutto il ciclo del passo. Anche in questo caso sono presenti delle differenze fra le due metodologie: l'arto sinistro mostra una maggiore rotazione esterna della

gamba durante l'intero ciclo rispetto alla rotazione esterna del ginocchio ottenuta dal Davis; entrambi i protocolli riportano un picco in corrispondenza del 65-70% del ciclo. In maniera analoga, l'arto destro risulta essere complessivamente più ruotato esternamente ad eccezione della fase iniziale e in corrispondenza del 65% circa del ciclo del passo. I dati ottenuti trovano riscontro visivo nei video di acquisizione: la rotazione della gamba è infatti influenzata, quando il ginocchio è flesso almeno 60°, dalla posizione dell'asse longitudinale del piede. Quando il ginocchio è invece prossimo all'estensione tale movimento è dovuto quasi esclusivamente alla rotazione dell'anca.

Infine vengono riportati in Figura 60 gli andamenti di dorsi/plantarflessione della caviglia destra e sinistra.

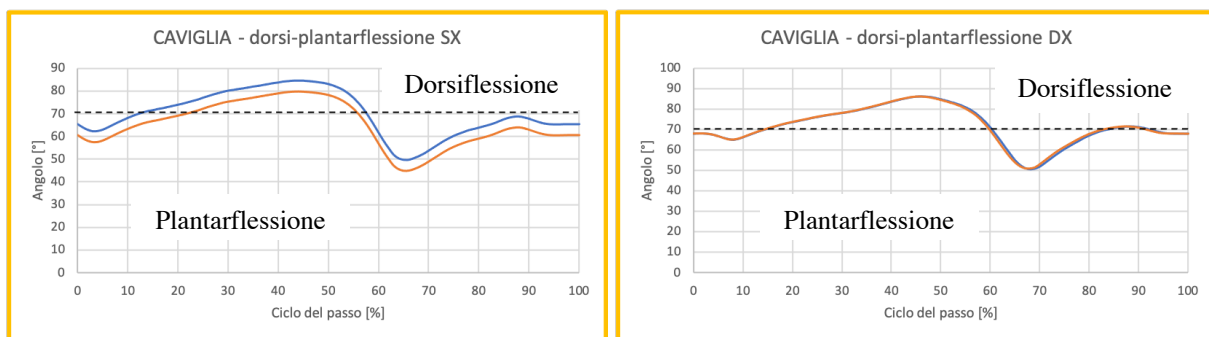


Figura 60: Cinematica della caviglia destra (a destra) e sinistra (a sinistra) durante la prova di cammino di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di dorsiflessione; - angoli di plantarflessione

Le curve sopra riportate presentano il medesimo andamento e sono del tutto sovrapponibili nel caso dell'arto destro. La traslazione presente nel caso dell'arto sinistro è da attribuire alla modalità di calcolo di tale angolo nel Protocollo Davis, il quale considera un valore di offset che dipende dal posizionamento dei marcatori sul piede: per una corretta ricostruzione dell'angolo di dorsi/plantarflessione, la linea fra il marker posto sul tallone (*r/l\_mall*) e quello in corrispondenza del quinto metatarso (*r/l\_met*) deve essere parallela al terreno. Se ciò non avviene, i valori di offset ottenuti fra i due arti possono essere molto diversi fra loro e determinare una traslazione della curva dal suo reale range. Si è infatti osservato, fra i soggetti

analizzati in cui si è verificata tale anomalia, che tanto più grande è la differenza fra i valori di offset dei due piedi quanto più è ampia la traslazione da dover effettuare alla curva per renderla sovrapponibile all'andamento ottenuto con MCCS. Complessivamente vi è una buona similitudine fra i due approcci coerentemente alla corrispondenza dell'angolo di dorsi/plantarflessione della caviglia nelle due metodologie.

#### **4.1.2 Prova di cammino in piano di un soggetto sano: variabili dinamiche**

La risoluzione del problema dinamico inverso e la sua implementazione su *SMARTanalyzer* permettono di ottenere i momenti articolari esterni, ovvero la somma dei momenti delle forze esterne (dovuti principalmente alla forza di gravità, alle forze inerziali e alle reazioni vincolari), i quali equilibrano i momenti interni prodotti dalle strutture anatomiche interne al corpo (superfici articolari a contatto, legamenti, muscoli e tessuti molli). I momenti articolari interni riportati successivamente sono stati normalizzati in ampiezza rispetto alla massa corporea di ciascun soggetto al fine di poter effettuare dei confronti fra soggetti differenti.

La Figura 61 mostra il confronto fra i momenti articolari interni dell'anca sinistra (a sinistra) e destra (a destra) ottenuti analizzando la prova di cammino in piano del Paziente\_141 con il Protocollo Davis (linea blu) e il MCCS (in arancione).

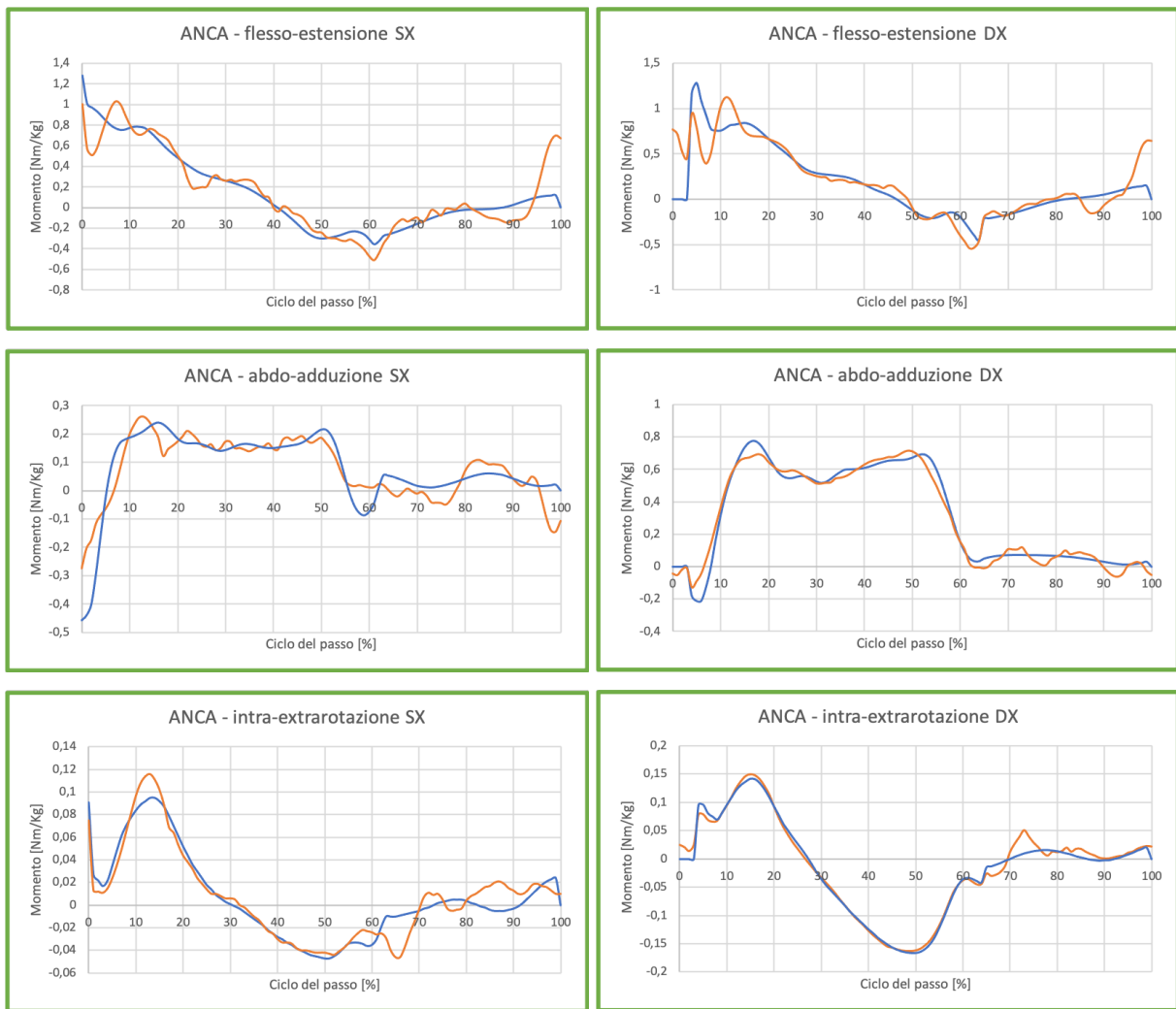


Figura 61: Momenti articolari interni dell'anca sinistra (a sinistra) e destra (a destra) durante la prova di cammino in piano di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori  
 + momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori

I momenti articolari sono coerenti con quelli ottenuti utilizzando il Protocollo Davis in relazione a ciascun movimento in termini di andamenti, posizione dei picchi e ampiezza; è comunque evidente la presenza di numerose oscillazioni, soprattutto in Figura 61 in alto e durante la fase di swing. Non è ancora ben definito il motivo per cui esse siano presenti, ma è possibile supporre

siano dovute a movimenti anomali del bacino che comprometterebbero ciascun andamento. Resta dunque da approfondire e superare tale problematica negli sviluppi futuri.

La Figura 62 mostra il confronto fra i momenti articolari interni del ginocchio sinistro (a sinistra) e destro (a destra) ottenuti con il Protocollo Davis (linea blu) e il MCCS (in arancione).

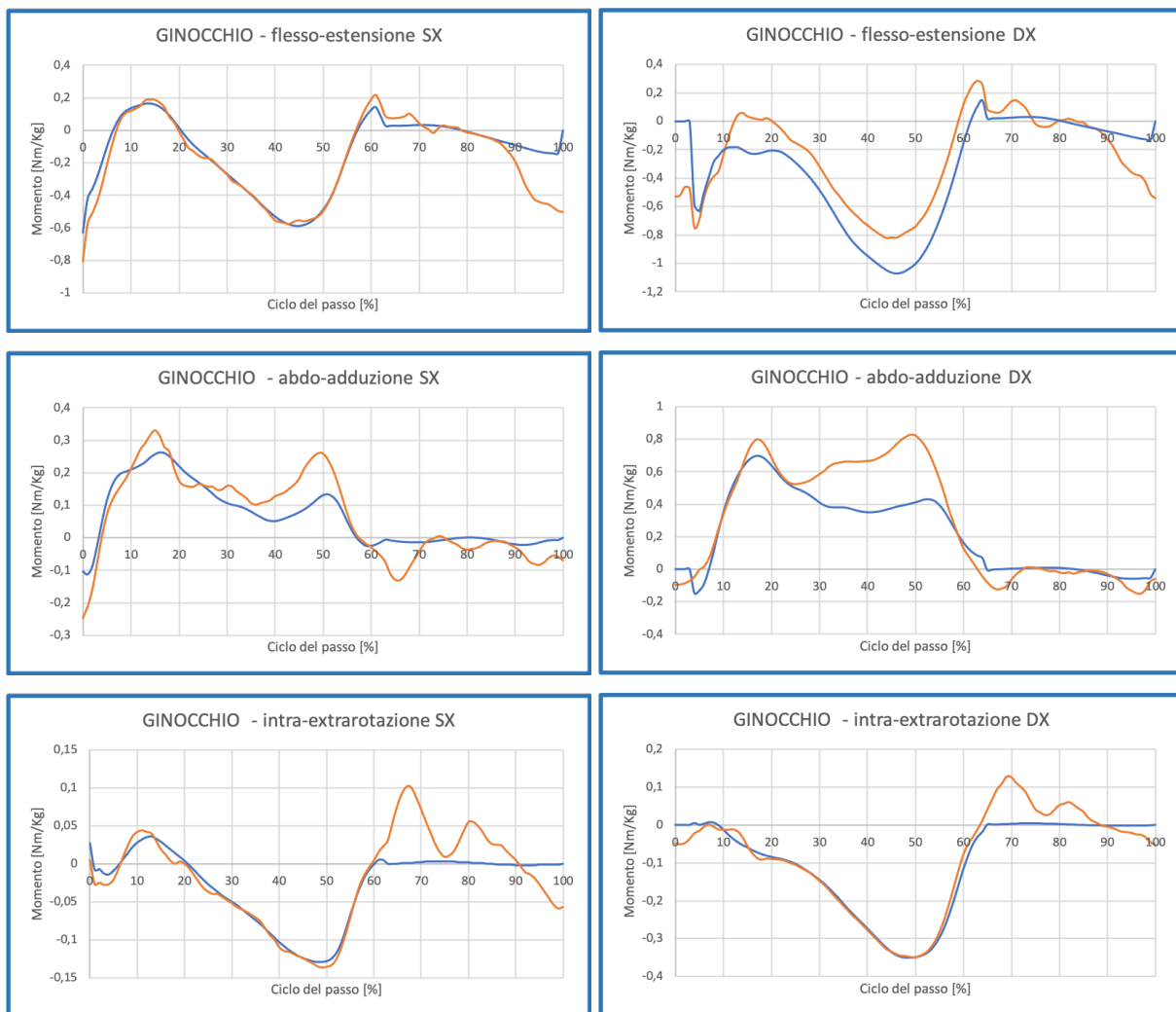


Figura 62: Momenti articolari interni del ginocchio sinistro (a sinistra) e destro (a destra) durante la prova di cammino in piano di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori  
 + momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori

In generale è possibile osservare delle differenze durante la fase di swing in cui l'andamento Davis riporta un momento articolare prossimo a 0 Nm/Kg. Inoltre, nel caso dell'arto destro, i risultati ottenuti non riportano l'anomalia presente nell'andamento Davis durante i primi istanti del movimento analizzato in cui valore del momento articolare è nullo. Non si evidenziano particolari discordanze nel momento di flesso/estensione del ginocchio sinistro in cui l'andamento ottenuto ben riproduce anche i picchi di estensione in corrispondenza del 15% e del 60% del ciclo del passo. Nel caso dell'arto destro, invece, l'andamento è traslato di circa 0.2 Nm/Kg descrivendo un minore momento di flessione. Inoltre, per entrambi gli arti, il MCCS riporta un maggiore momento flessorio alla fine della fase di swing. Contrariamente a quest'ultimi, gli andamenti dei momenti di adduzione/abduzione mostrano delle differenze in termini di ampiezza dei picchi di abduzione in corrispondenza del 15% e 50% del ciclo del passo, come è possibile osservare in Figura 62 al centro. In particolare, nel caso dell'arto destro il picco ottenuto dal MCCS è pari circa a 0.8 Nm/Kg contro 0.4 Nm/Kg riportato dall'andamento del Davis. Gli andamenti del momento di intra/extrarotazione non presentano significative oscillazioni (soprattutto nel caso dell'arto destro) e ben riproducono l'andamento ottenuto con il Protocollo Davis per tutta la fase di stance.

La Figura 63 mostra il confronto fra i momenti articolari interni della caviglia destra (a sinistra) e destra (a destra) ottenuti con il Protocollo Davis (linea blu) e il MCCS (in arancione). Il confronto è in realtà limitato al momento di dorsi/plantarflessione in quanto non sono presenti dati di dinamica riferiti ai movimenti di eversione/inversione e adduzione/abduzione provenienti dall'applicazione del gold standard. Vengono comunque riportati quest'ultimi andamenti nel caso del MCCS.

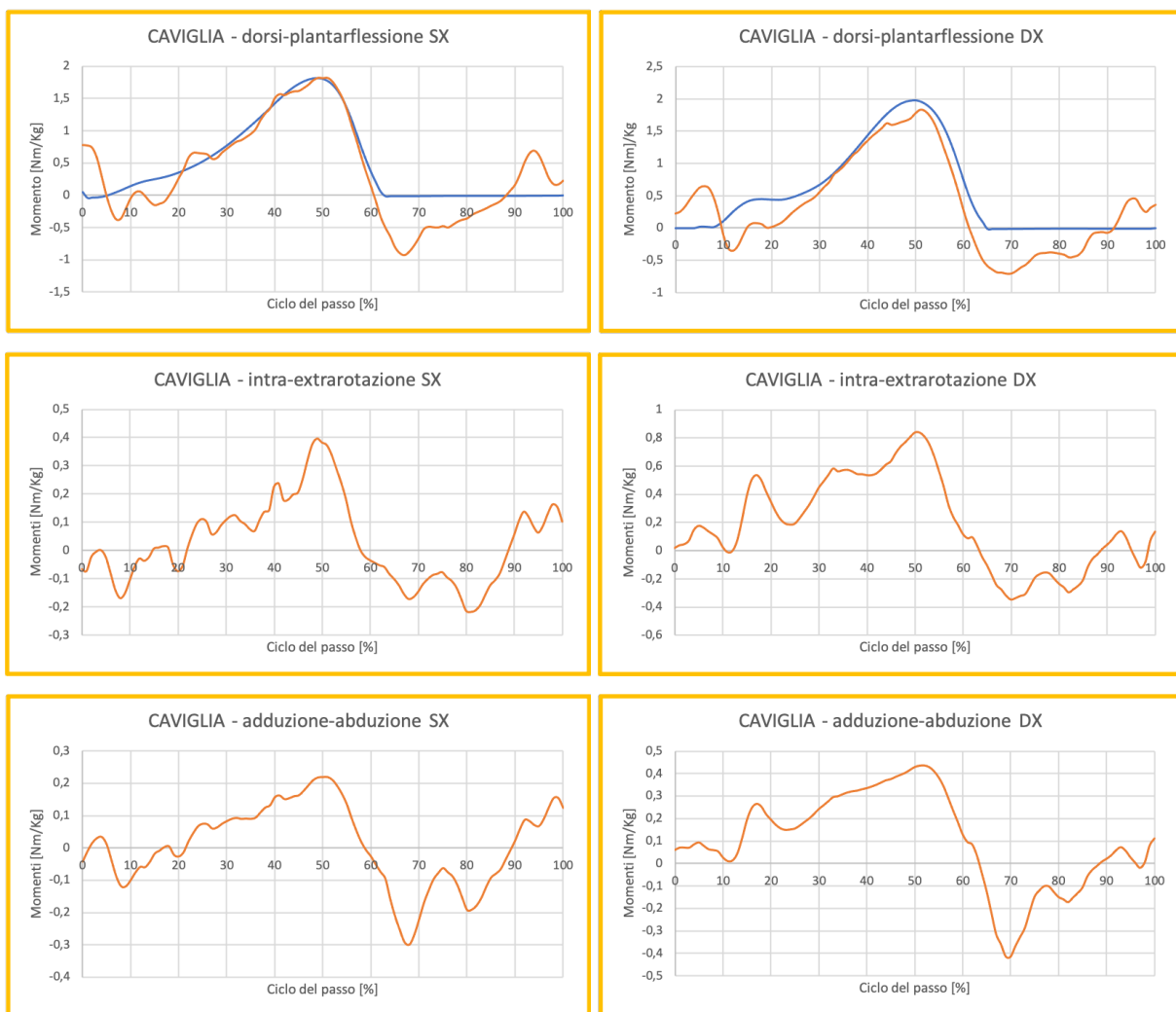


Figura 63: Momenti articolari interni della caviglia sinistra (a sinistra) e destra (a destra) durante la prova di cammino in piano di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti plantarflexori, - momenti dorsiflessori  
 + momenti di eversione (rotazione interna), - momenti di inversione (rotazione esterna)  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori

L'andamento del momento di dorsi/plantarflexione si discosta da quello Davis durante gran parte della fase di stance a causa delle oscillazioni. Tuttavia, ipotizzando un andamento lineare, si può affermare che ben riproduce la forma della curva ottenuta con il Protocollo Davis. Seppur non sia possibile osservare il confronto nel caso dei grafici riportati in Figura 63 al centro e in basso, gli andamenti qualitativi ottenuti con il MCCS trovano riscontro in letteratura [7].



### 4.1.3 Prova di cammino in piano di un soggetto patologico: variabili cinematiche

Il metodo di calcolo implementato in questo lavoro di tesi è stato applicato anche a prove di cammino in piano di soggetti aventi patologie muscolo-scheletriche. Fra essi, il Paziente\_354 presenta una emiparesi destra ed una deformazione del ginocchio destro detta “ginocchio ricurvo” che consente al paziente di avere un’iperestensione di tale articolazione, superando il range di mobilità normalmente consentito durante la flessio/estensione. L’emiparesi comporta non solo un andamento patologico dell’arto inferiore destro, soprattutto dovuto all’incapacità di dorsiflettere il piede (piede cadente), ma anche un atteggiamento compensatorio da parte dell’arto sinistro. In Figura 64 è riportato il confronto fra gli andamenti di flessio/estensione e adduzione/abduzione ottenuti con il Protocollo Davis (in blu) e il MCCS (in arancione) in riferimento all’anca destra e sinistra.

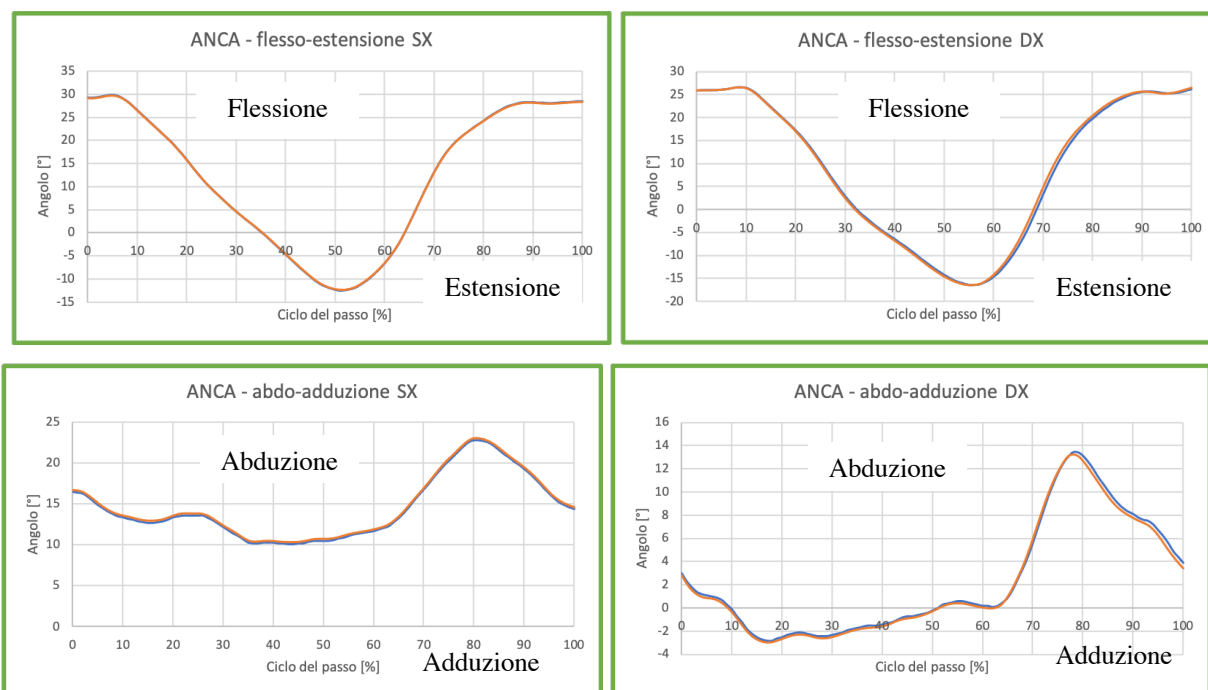


Figura 64: Cinematica dell’anca destra (a destra) e sinistra (a sinistra) durante la prova di cammino di un soggetto patologico. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
+ angoli di abduzione; - angoli di adduzione

Dai grafici è possibile osservare che il range articolare del movimento attorno all'asse di flesso/estensione è più ridotto per l'arto emiplegico, seppur mantenga un andamento fisiologico. Dalla Figura 64 (in basso) si evince che l'arto sinistro è in abduzione per l'intero ciclo del passo mentre il destro è in adduzione fino a circa il 60%, poi in abduzione durante la fase di swing. Tale andamento è dovuto ad un atteggiamento posturale assunto per compensare l'arto emiplegico: durante l'intero ciclo del passo, infatti, è possibile osservare una rotazione del bacino verso l'arto sinistro. Ciò si verifica soprattutto durante la fase di swing dell'arto destro, a partire dal 70-80% del suo ciclo del passo. Nel medesimo istante è inoltre possibile osservare un picco di abduzione dell'anca destra dovuto alla necessità di sollevare tale arto a causa del piede cadente destro che non consente al paziente di effettuare la flessione dorsale e rischierebbe dunque di inciampare.



Figura 65: Frame delle acquisizioni effettuate durante la prova di cammino in piano di un soggetto patologico (emiplegia destra). Le immagini mostrano la fase di swing dell'arto destro

In Figura 66 è riportato il confronto fra gli andamenti degli angoli di flesso/estensione, adduzione/abduzione e rotazione interna/esterna del ginocchio destro e sinistro.

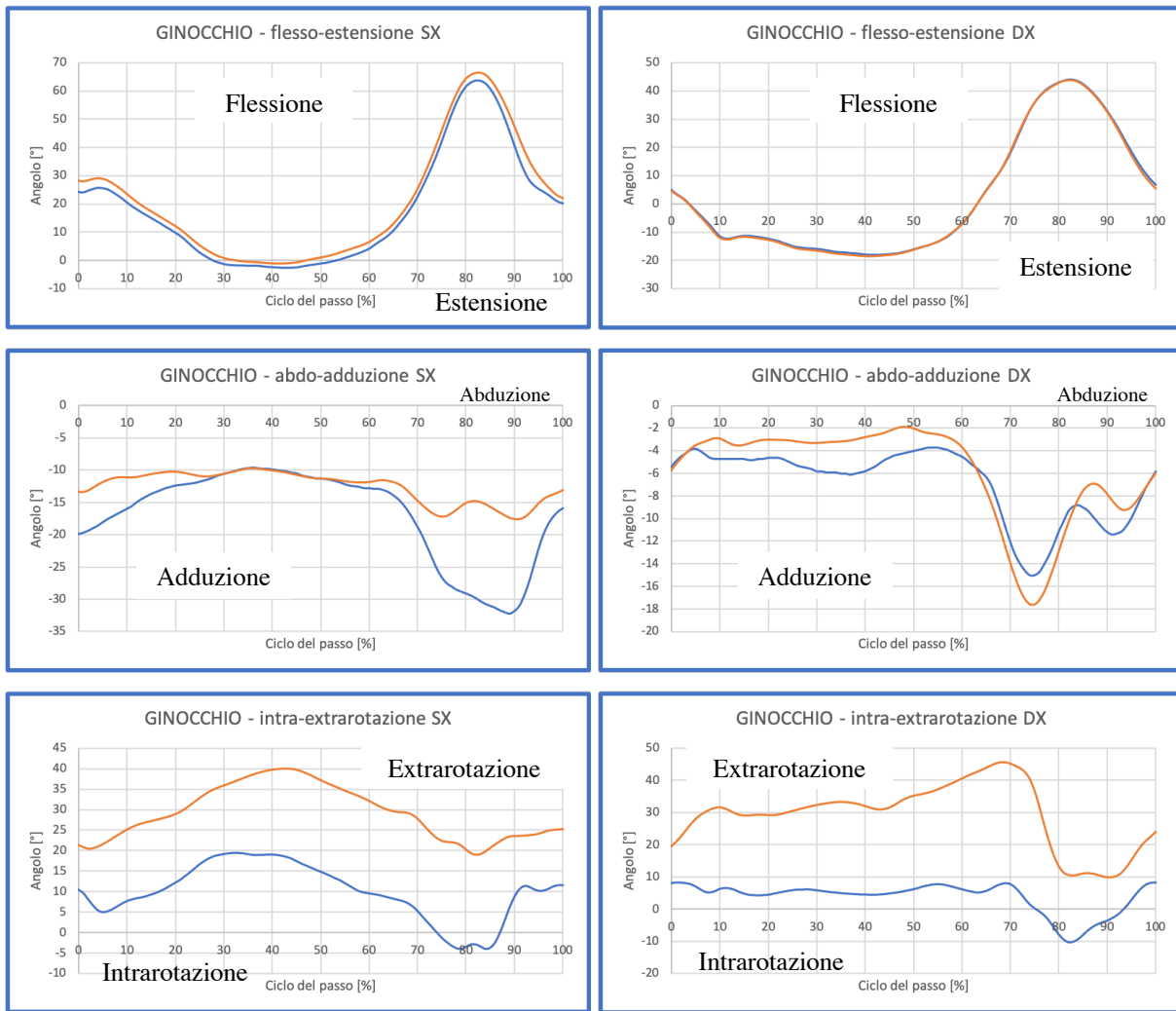


Figura 66: Cinematica del ginocchio destro (a destra) e sinistro (a sinistra) durante la prova di cammino di un soggetto patologico. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
 + angoli di abduzione; - angoli di adduzione  
 + angoli di extrarotazione; - angoli di intrarotazione

In riferimento al movimento di flesso/estensione non si evidenziano particolari differenze e gli andamenti sono quasi del tutto sovrapposti. È possibile notare che, a causa del ginocchio ricurvo destro, l'angolo di flesso/estensione relativo al ginocchio destro riporta una iperestensione durante la fase di stance. Dalla Figura 66 (al centro) si osserva che l'angolo di adduzione/abduzione dell'arto sinistro ottenuto con il MCCS presenta, in corrispondenza del

90% del ciclo del passo, un picco di adduzione pari a  $17^\circ$  che è minore di circa  $15^\circ$  rispetto a quello ottenuto con il protocollo Davis ( $32^\circ$ ). Come precedentemente detto, il ginocchio non possiede tale grado di libertà e, seppur si tratti di un paziente che presenta patologie, quest'ultimo dato riportato non rientra fra i valori attendibili e non rispecchia quanto osservabile in ambito clinico.

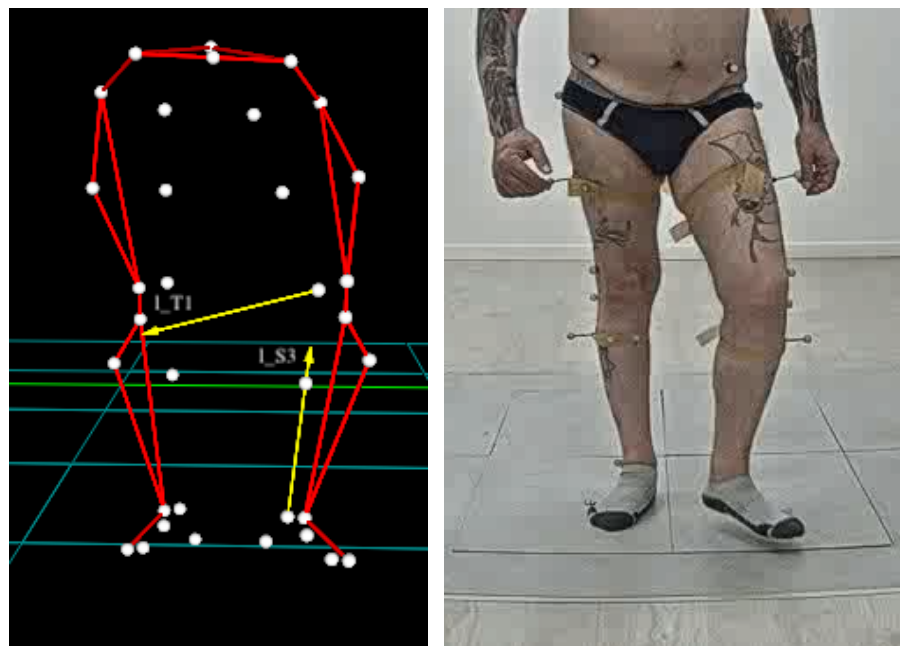


Figura 67: A sinistra: modello visualizzato su *SMARTanalyzer* (in rosso) e rappresentazione dei vettori  $L_{T_1}$  e  $L_{S_3}$  (in giallo) fra cui è definito l'angolo di adduzione/abduzione del ginocchio sinistro. A destra: frame di acquisizione in corrispondenza del 90% del ciclo del passo sinistro.

Per un ulteriore riscontro, da un'analisi qualitativa del movimento riportato in Figura 67, ricordando che l'angolo di adduzione/abduzione del ginocchio è individuato fra i vettori  $T_1$  e  $S_3$ , si può osservare che il movimento non rispecchia il picco di adduzione suggerito dal Protocollo Davis. I risultati visibili in Figura 66 (in basso) mostrano, per entrambi gli arti, un andamento di rotazione interna/esterna simile a quello del Protocollo Davis ma traslato di circa  $15^\circ$  gradi descrivendo una maggiore extrarotazione. La principale differenza è presente durante la fase di swing (fra il 75% e il 90% del ciclo del passo) in cui la curva ottenuta con il Protocollo

Davis suggerisce un'intrarotazione non concorde a quanto osservabile nel frame riportato in Figura 68 nel caso dell'arto sinistro.

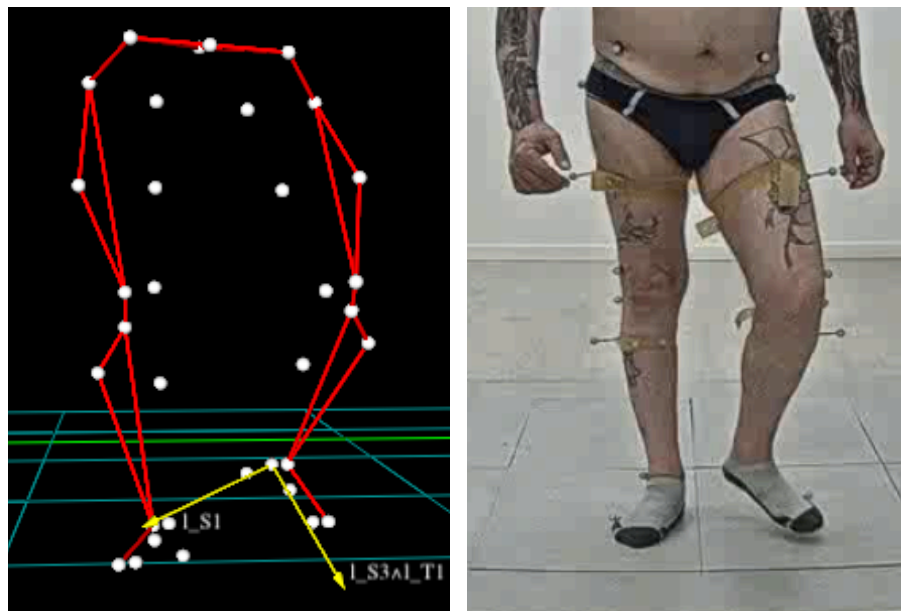


Figura 68: A sinistra: modello visualizzato su *SMARTanalyzer* (in rosso) e rappresentazione dei vettori  $L_{S_1}$  e  $L_{S_3} \wedge L_{T_1}$  (in giallo) fra cui è definito l'angolo di rotazione del ginocchio sinistro. A destra: frame di acquisizione in corrispondenza dell'85% del ciclo del passo sinistro.

Infine, in Figura 69 è riportato il confronto dell'andamento dell'angolo di dorsi/plantarflessione in riferimento alla caviglia destra e sinistra.

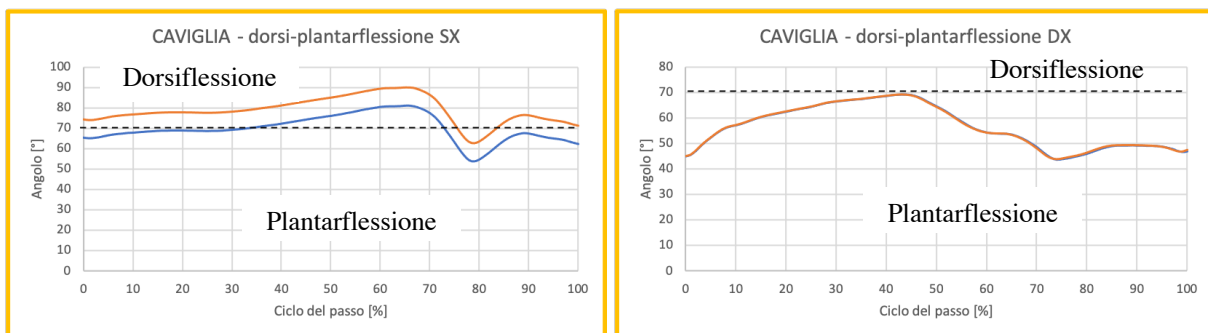


Figura 69: Cinematica della caviglia destra (a destra) e sinistra (a sinistra) durante la prova di cammino di un soggetto patologico. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di dorsiflessione; - angoli di plantarflessione

Gli andamenti ottenuti concordano nella forma con quelli derivanti dall'utilizzo del Protocollo Davis: nel caso dell'arto destro esso è completamente sovrapposto, nel caso dell'arto sinistro si verifica quanto già discusso nel *Paragrafo 4.1.1* che giustifica la traslazione presente fra le curve ottenute tramite le due metodologie. Il piede destro, coerentemente con la patologia di piede cadente, è in plantarflexione durante tutto il ciclo del passo. La Figura 70 mostra il paziente nell'istante corrispondente al 68% del ciclo del passo sinistro, punto di massimo angolo di dorsiflessione ( $90^\circ$ ).

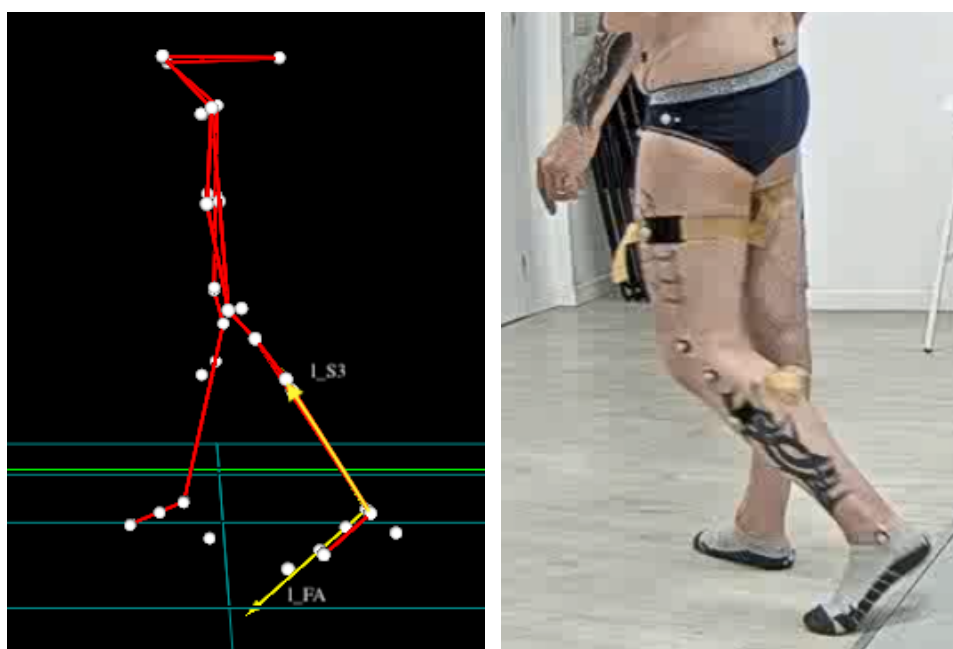


Figura 70: A sinistra: modello visualizzato su *SMARTanalyser* (in rosso) e rappresentazione dei vettori  $L_{S3}$  e  $L_{FA}$  (in giallo) fra cui è definito l'angolo di dorsiflessione della caviglia sinistra. A destra: frame di acquisizione in corrispondenza del 68% del ciclo del passo sinistro.

Da un'analisi qualitativa della Figura 70 a sinistra, la quale riporta la vista laterale osservata su *SMARTanalyser*, è possibile osservare che l'angolo formato fra l'asse longitudinale della gamba  $L_{S3}$  e quello longitudinale del piede  $L_{FA}$  descrive un angolo di circa  $90^\circ$ . Anche nella Figura 70 a destra è possibile effettuare la medesima osservazione, seppur la vista riportata non sia perfettamente laterale.

#### 4.1.4 Prova di cammino in piano di un soggetto patologico: variabili dinamiche

Nel presente paragrafo viene riportata l'analisi dei momenti articolari interni del Paziente\_354, soggetto patologico (emiplegia destra), durante il cammino in piano. In Figura 71 si riportano gli andamenti ottenuti con il Protocollo Davis (in blu) e con il MCCS (in arancione) in riferimento all'anca sinistra (a sinistra) e destra (a destra) normalizzati per la massa corporea.



Figura 71: Momenti articolari interni dell'anca sinistra (a sinistra) e destra (a destra) durante la prova di cammino in piano di un soggetto patologico. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
+ momenti abduttori, - momenti adduttori  
+ momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori

I risultati ottenuti trovano buon riscontro in quelli relativi al Protocollo Davis. Gli andamenti riportano minori oscillazioni rispetto a quelle presenti nell'analisi effettuata nel *Paragrafo 4.1.2*, soprattutto nel caso del momento di flesso/estensione; tuttavia, esse compaiono in particolar modo nella fase di swing.

La Figura 72 mostra il confronto fra i momenti articolari del ginocchio sinistro (a sinistra) e destro (a destra) ottenuti con il Protocollo Davis (linea blu) e il MCCS (in arancione).

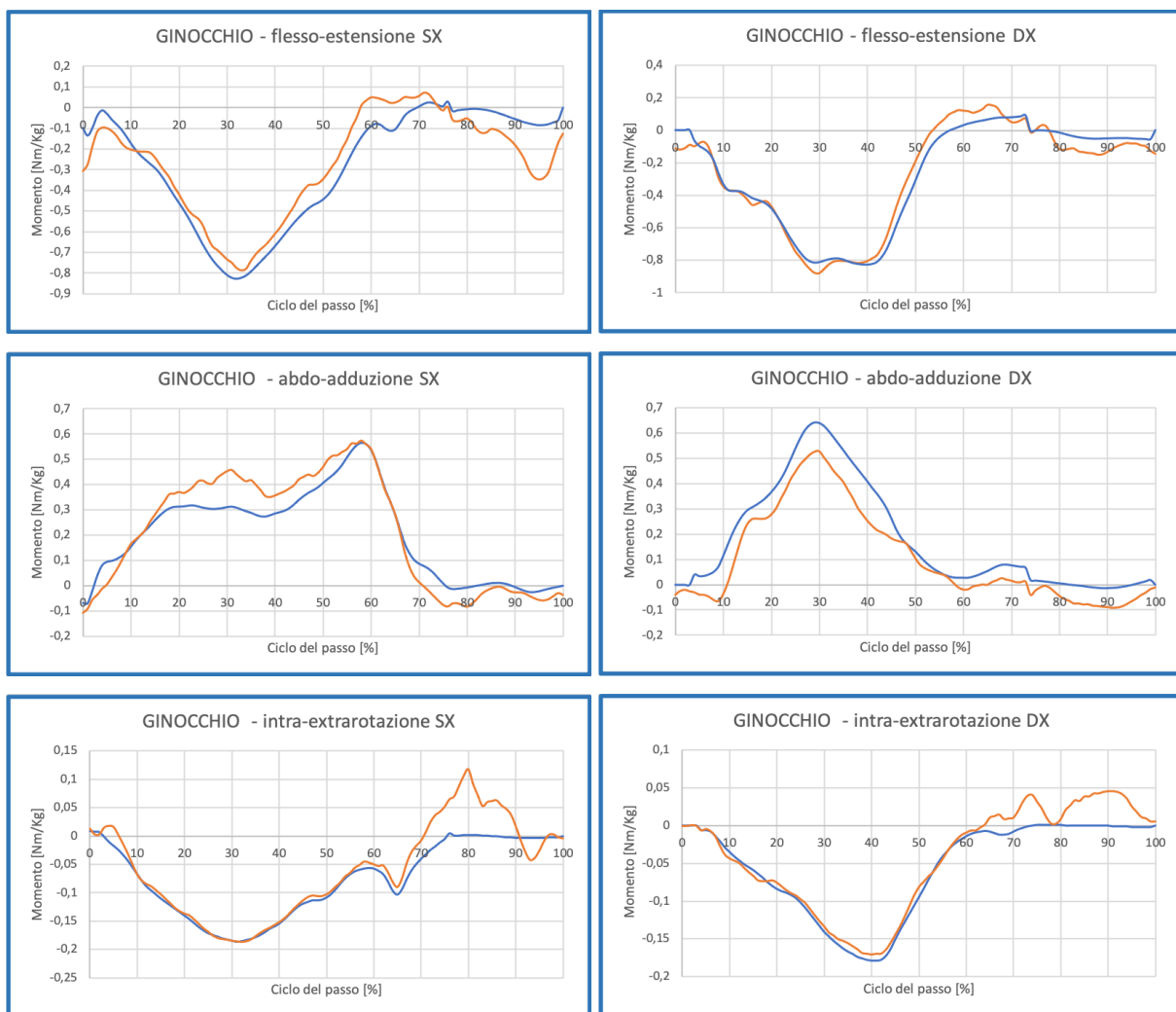


Figura 72: Momenti articolari interni del ginocchio sinistro (a sinistra) e destro (a destra) durante la prova di cammino in piano di un soggetto patologico. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori  
 + momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori



Anche nel caso dell'articolazione del ginocchio gli andamenti qualitativi dei momenti ben riproducono la forma della curva ottenuta con il Protocollo Davis. Nel caso del momento flessorio/estensorio il MCCS riporta un maggiore momento estensorio e flessorio rispettivamente durante la prima e l'ultima parte della fase di swing per entrambi gli arti. È possibile osservare che il MCCS ben riproduce anche il momento adduttore/abduzione il quale presenta, coerentemente con la patologia del soggetto (emiplegia), un andamento anomalo nel caso dell'arto destro. In termini di ampiezza si evidenzia un maggior momento abduzione per l'arto sinistro e un minor picco abduzione per l'arto destro in corrispondenza del 30% del ciclo del passo. Il momento intra/extrarotatorio segue fedelmente l'andamento del Davis fino al 65% del ciclo; da quell'istante il MCCS riporta, per entrambi gli arti, un maggior momento intrarotatorio.

Infine, la Figura 73 mostra il confronto fra i momenti articolari della caviglia sinistra (a sinistra) e destra (a destra) ottenuti con il Protocollo Davis (linea blu) e il MCCS (in arancione).

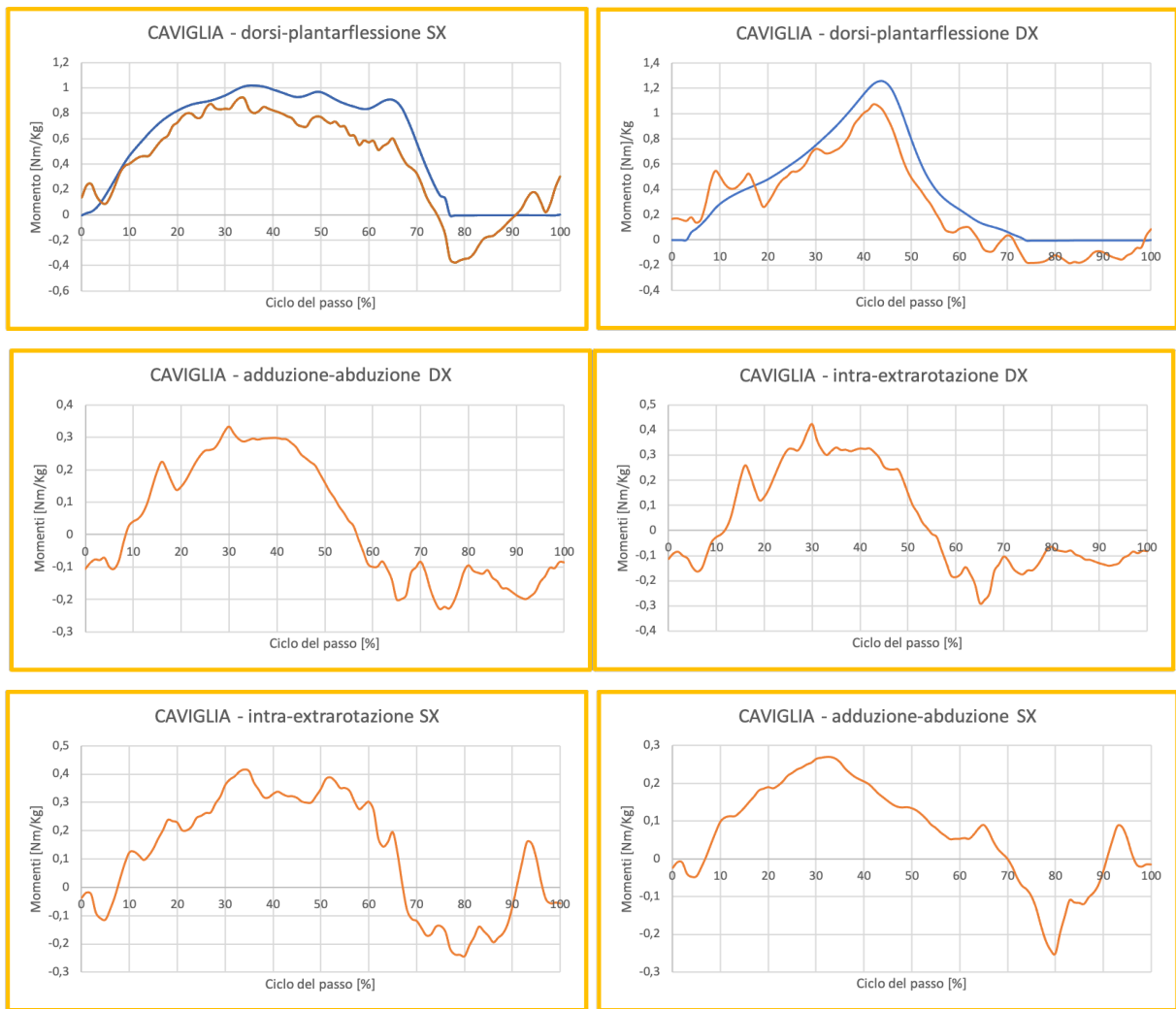


Figura 73: Momenti articolari interni della caviglia sinistra (a sinistra) e destra (a destra) durante la prova di cammino in piano di un soggetto patologico. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti plantarflexori, - momenti dorsiflessori  
 + momenti di eversione (rotazione interna), - momenti di inversione (rotazione esterna)  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori

Gli andamenti del MCCS mostrano un minor momento di flessione plantare rispetto a quello proposto dal Davis sia per l'arto destro che per l'arto sinistro. Nel caso dei momenti di inversione/eversione e adduzione/abduzione della caviglia è possibile effettuare le medesime considerazioni presenti nel *Paragrafo 4.1.2*.

#### 4.1.5 Prova di cammino su scala di un soggetto sano: variabili cinematiche

Come effettuato nei paragrafi precedenti nel caso del cammino in piano, viene riportato il confronto fra le variabili cinematiche ottenute con il MCCS e con il Protocollo Davis nel caso di cammino su scala. Poiché i soggetti analizzati non presentavano alcuna patologia e i risultati ottenuti dalle prove sono tra loro analoghi, a scopo esemplificativo verranno proposti solo i risultati relativi alla prova di salita del Soggetto\_02. La Figura 74, Figura 75 e Figura 76 mostrano gli andamenti delle variabili cinematiche in riferimento rispettivamente all'anca, al ginocchio e alla caviglia dell'arto destro e sinistro durante la salita.

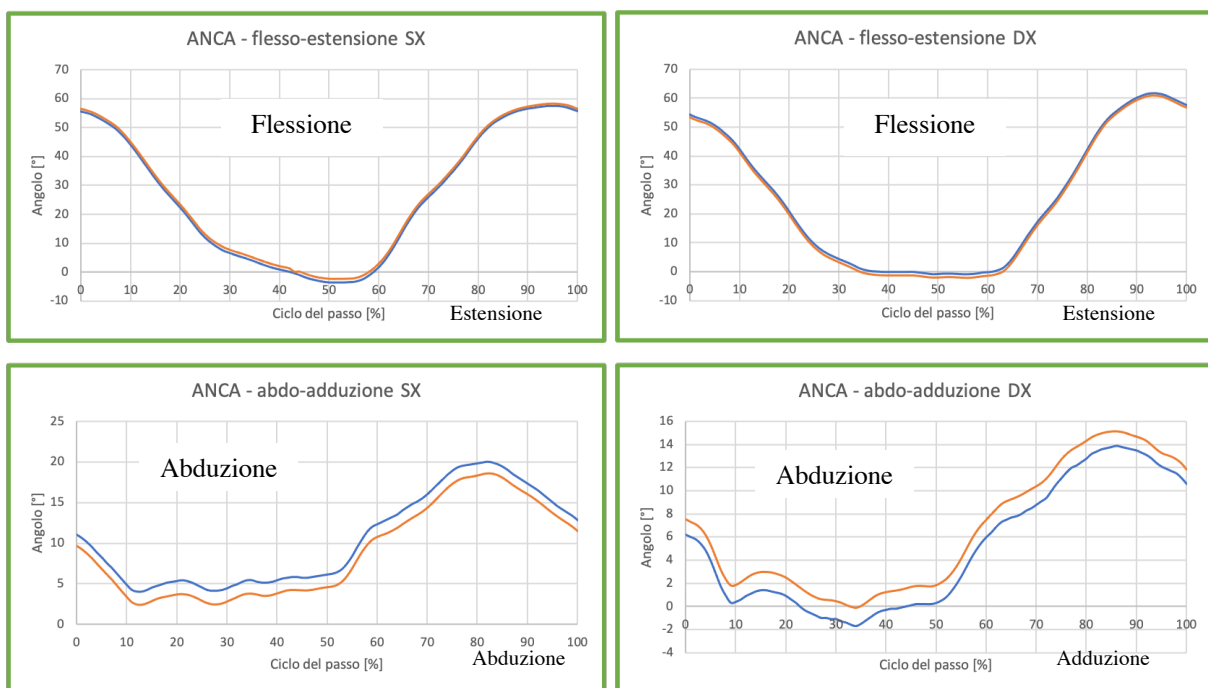


Figura 74: Cinematica dell'anca destra (a destra) e sinistra (a sinistra) durante la prova di salita di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
+ angoli di abduzione; - angoli di adduzione

È possibile osservare la corrispondenza dei movimenti attorno l'asse di flesso/estensione ottenuti tramite le due metodologie: i due andamenti sono pressoché sovrapposti per l'intera

durata del ciclo del passo. Anche nel caso dell'angolo di adduzione/abduzione è stato ottenuto un risultato analogo, con un leggero scostamento inferiore di circa 2°. Si ricorda che i risultati relativi alla rotazione sono stati omessi poiché ritenuti non attendibili a causa dell'anomalia dovuta alla modalità di calcolo di tale angolo.

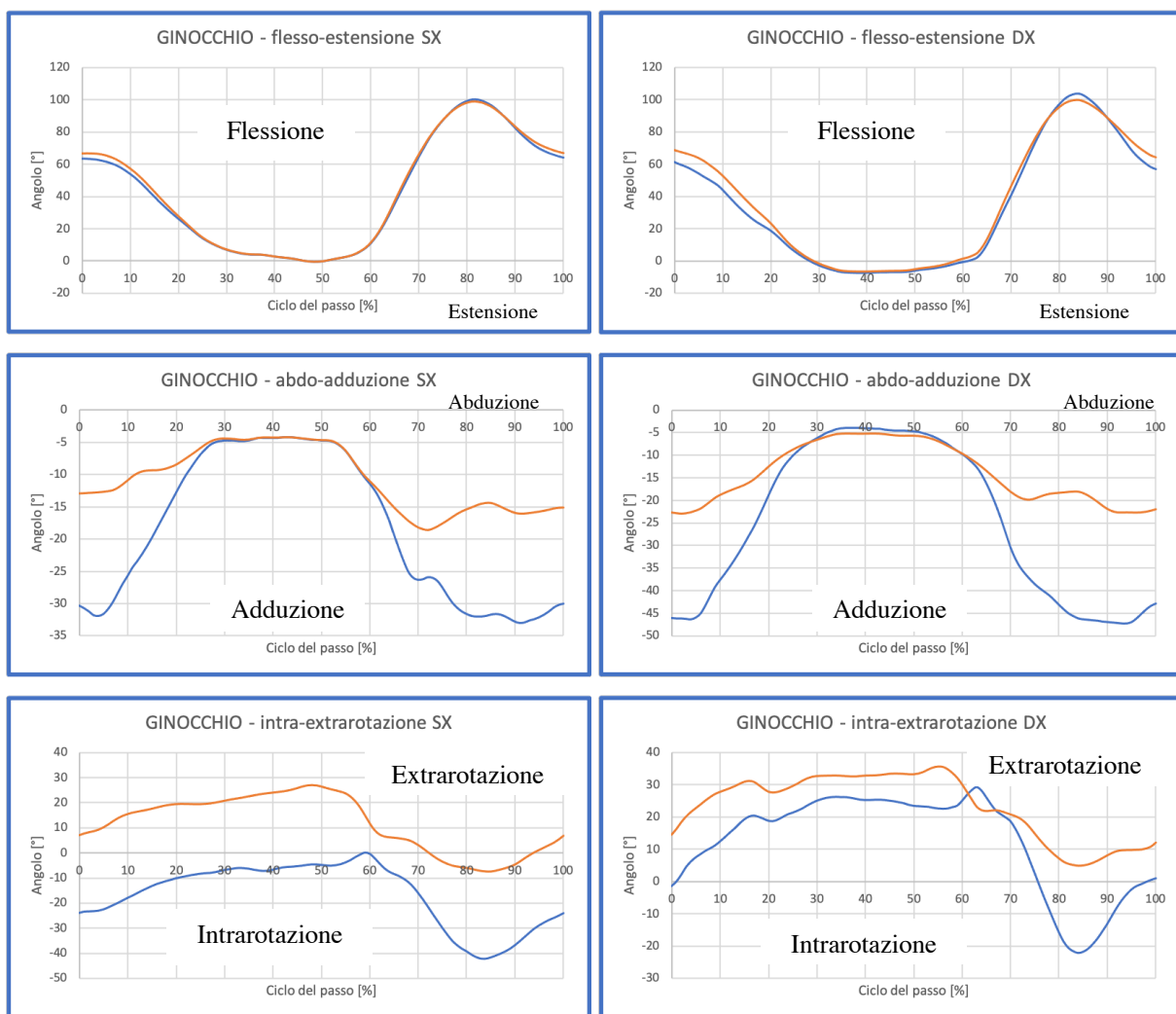


Figura 75: Cinematica del ginocchio destro (a destra) e sinistro (a sinistra) durante la prova di salita di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
 + angoli di abduzione; - angoli di adduzione  
 + angoli di extrarotazione; - angoli di intrarotazione

L'angolo di flessione/estensione del ginocchio risulta, anche in questo caso, coerente con i risultati ottenuti dall'utilizzo del gold standard. In Figura 75 (al centro) è possibile osservare la principale differenza fra le due metodologie: i risultati proposti dal Protocollo Davis, soprattutto nelle fasi iniziale e finale del ciclo del passo, presentano valori non compatibili con il cammino su scala. Considerando i dati presenti in letteratura [12], i movimenti di abdo/adduzione dovrebbero essere prossimi a 0° e avere dei range molto più ridotti rispetto a quelli riportati in Figura 75. Inoltre, poiché gli andamenti ottenuti con il Protocollo Davis non trovano riscontro in letteratura, è verosimile ipotizzare che il calcolo di tali angoli sia affetto da artefatti legati ancora una volta all'utilizzo di marcatori estesi. In modo analogo, le rotazioni interne/esterne dovrebbero mantenersi all'interno di un range tra 0° e 20° [13]. Pur tenendo conto della variabilità inter-soggetto, un range di variazione angolare di quasi 40° per quanto riguarda l'adduzione/abduzione e circa 50° come differenza tra rotazione interna ed esterna sono chiaramente eccessivi rispetto alle caratteristiche strutturali del ginocchio. I risultati ottenuti dal MCCS, invece, sembrano rispettare i range fisiologici di tale articolazione. Infine, in Figura 76 vengono riportati gli angoli di dorsi/plantarflessione della caviglia destra e sinistra.

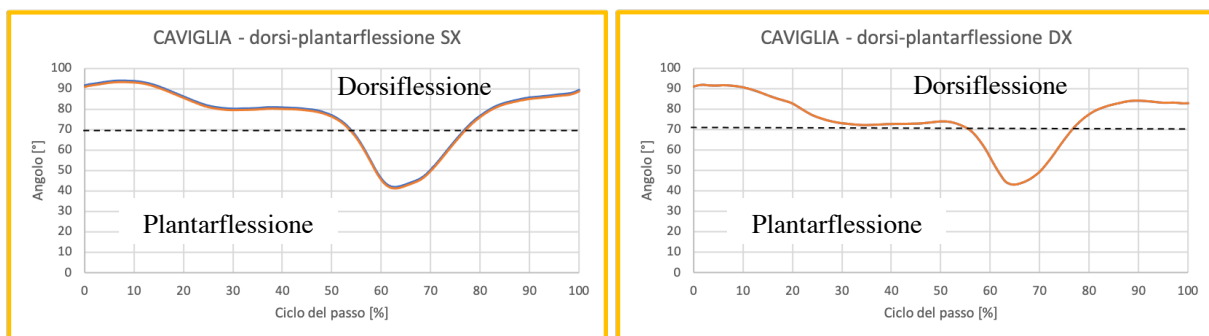


Figura 76: Cinematica della caviglia destra (a destra) e sinistra (a sinistra) durante la prova di salita di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + angoli di dorsiflessione; - angoli di plantarflessione

È evidente che gli angoli di flessione/estensione della caviglia concordano con il Protocollo Davis e con i dati presenti in letteratura, pertanto possono essere ritenuti corretti.

Le considerazioni effettuate precedentemente riguardo le variabili cinematiche durante il cammino in piano sono quindi valide anche nel caso di cammino su scala. L'andamento e l'ampiezza del movimento attorno l'asse di flesso/estensione delle tre articolazioni rimangono fedeli a quanto ottenuto utilizzando il gold standard (Protocollo Davis); le maggiori differenze in termini di range articolare del movimento di adduzione/abduzione si evidenziano nel caso del ginocchio, ottenendo degli andamenti che si avvicinano con buona approssimazione ai dati presenti in letteratura. Riguardo il movimento di rotazione, rimane valido quanto detto in riferimento all'anca, quindi il MCCA non è in grado di fornire dei dati accettabili di rotazione interna/esterna della coscia quando il ginocchio è prossimo all'estensione. Risulta necessario implementare un calcolo alternativo per ottenere tale variabile cinematica.

#### **4.1.6 Prova di cammino su scala di un soggetto sano: variabili dinamiche**

L'applicazione del MCCA ha ottenuto risultati promettenti anche riguardo i momenti articolari nella sua applicazione alla modalità di cammino su scala. La Figura 77 mostra il confronto fra gli andamenti dei momenti articolari dell'anca destra e sinistra ottenuti con il Protocollo Davis (in blu) e il MCCA (in arancione) durante la prova di salita del Soggetto\_02.

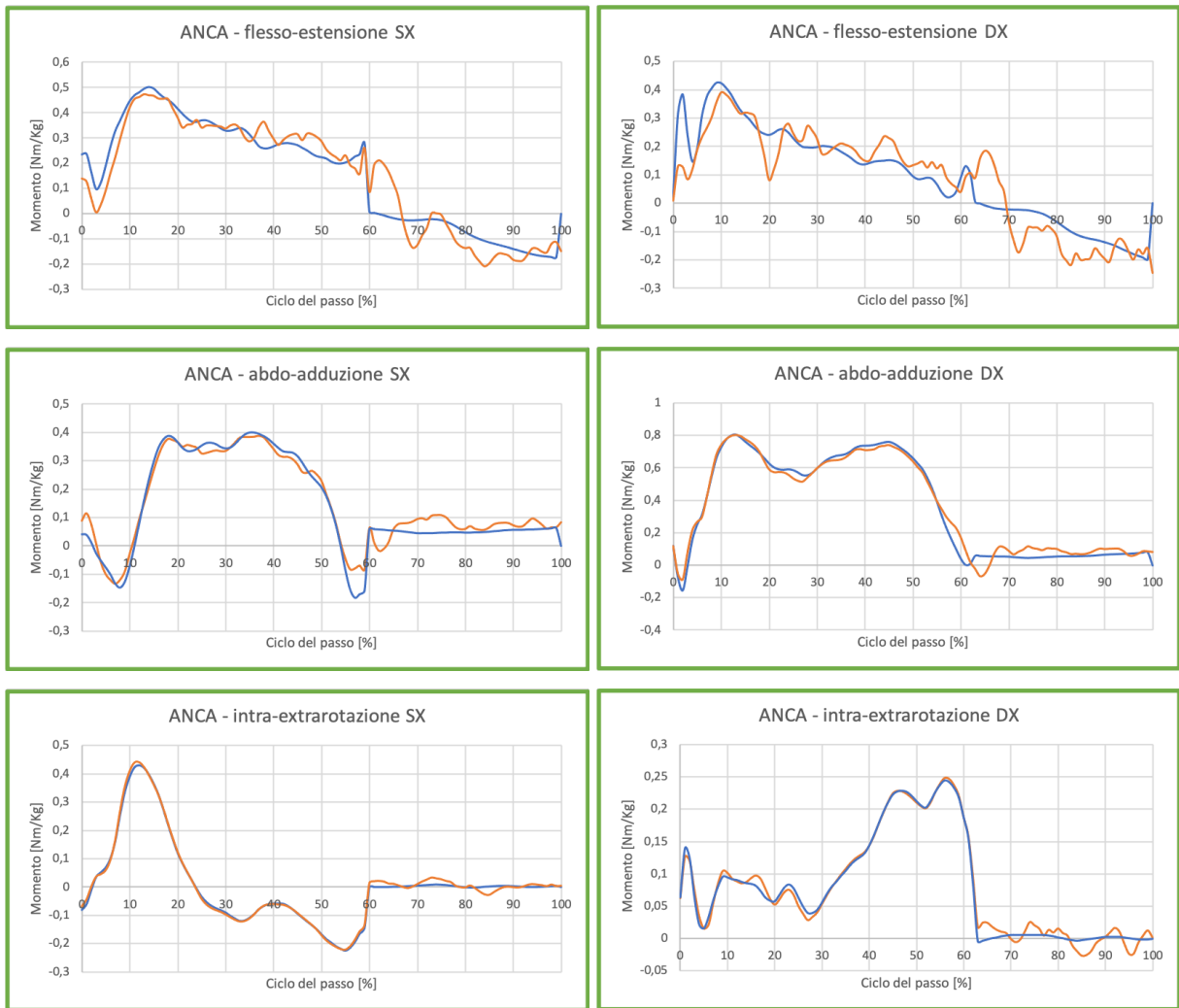


Figura 77: Momenti articolari interni dell'anca sinistra (a sinistra) e destra (a destra) durante la prova di salita di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori  
 + momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori

Rispetto ai dati ottenuti dall'analisi delle prove in piano, i risultati riportano oscillazioni più ampie che si presentano con maggiore frequenza soprattutto nel momento flessorio/estensorio (Figura 77 in alto). Tuttavia, tutti gli andamenti riportati in Figura 77 seguono quelli ottenuti con il gold standard e ben riproducono i picchi caratteristici.

La Figura 78 mostra il confronto dei momenti flessori/estensori, abduzioni/adduttori e rotatori del ginocchio sinistro (a sinistra) e destro (a destra) ottenuti con il Protocollo Davis (in blu) e con il MCCS (in arancione).

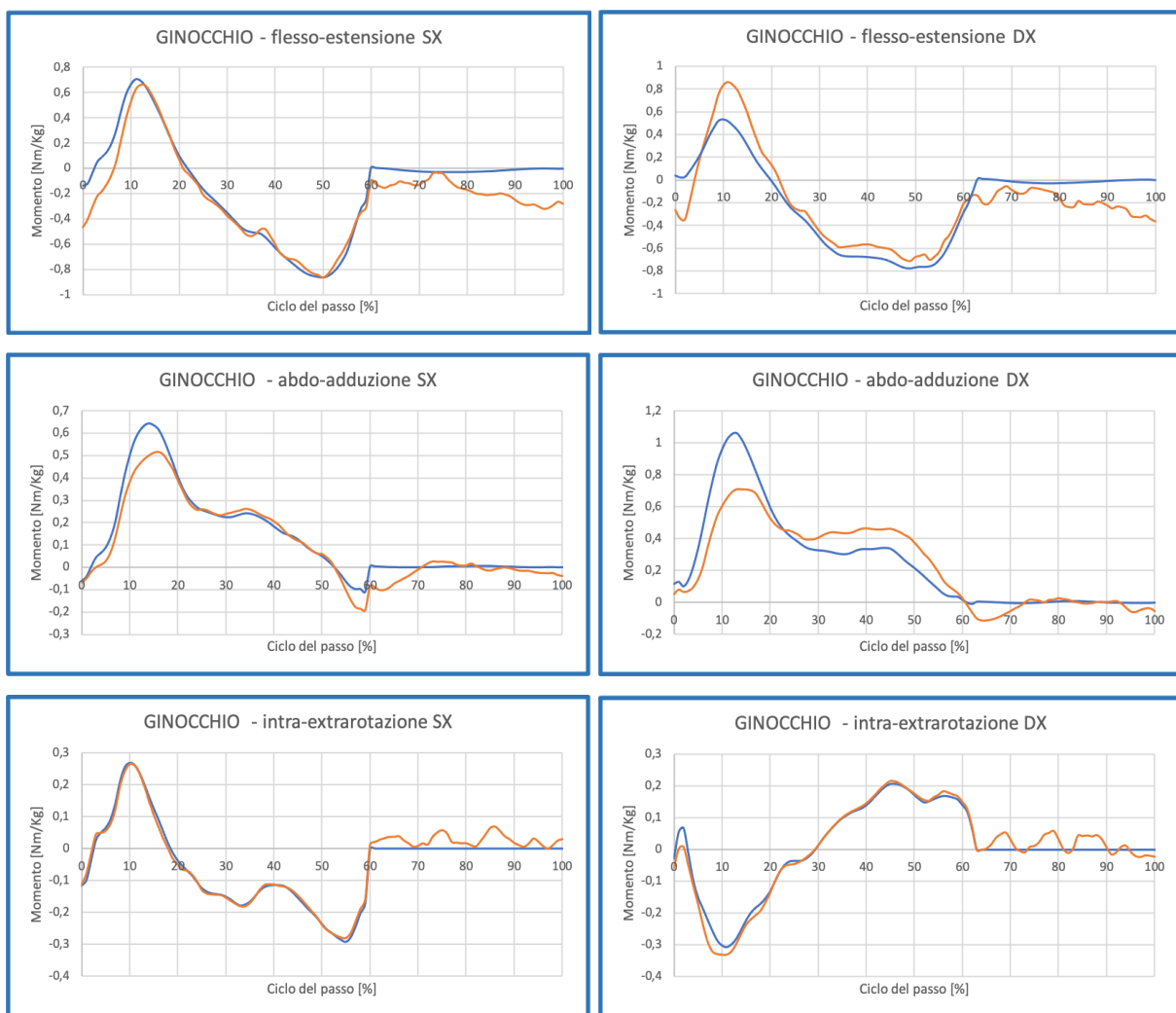


Figura 78: Momenti articolari interni del ginocchio sinistro (a sinistra) e destro (a destra) durante la prova di salita di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
 + momenti abduzioni, - momenti adduttori  
 + momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori



I momenti articolari del ginocchio riportano minori oscillazioni rispetto a quelle presenti nelle curve relative all'anca. I risultati del MCCS riportano poche differenze a confronto con quelli del Davis. Il momento è di tipo flessorio quando il tallone poggia sul gradino ed appare dominante, sia per l'arto destro che sinistro, anche durante la fase di swing (rispetto a un valore tendenzialmente nullo riportato dal gold standard). Gli andamenti dei momenti di abduzione/adduzione presentano, durante la fase di stance, dei picchi abduzioni (pari a 0.5 Nm/Kg per l'arto sinistro e 0.7 Nm/Kg per il destro) inferiori rispetto a quelli ottenuti con il Protocollo Davis (rispettivamente 0.65 Nm/Kg e 1.1 Nm/Kg); i valori ottenuti con il MCCS trovano corrispondenza in letteratura [12]. Inoltre, il modello di calcolo implementato evidenzia un picco adduttore in corrispondenza del 65% del ciclo del passo destro non presente nell'andamento Davis e coerente con le curve presenti nel riferimento prima citato. Infine, i momenti di rotazione sono quasi sovrapposti fino al 60% del ciclo del passo destro e sinistro. Si riporta in Figura 79 il confronto del momento dorsi/plantarflessorio e gli andamenti dei momenti di eversione/inversione e di abduzione/adduzione dell'arto sinistro (a sinistra) e destro (a destra) ottenuti tramite l'utilizzo del Protocollo Davis (in blu) e il MCCS (in arancione).

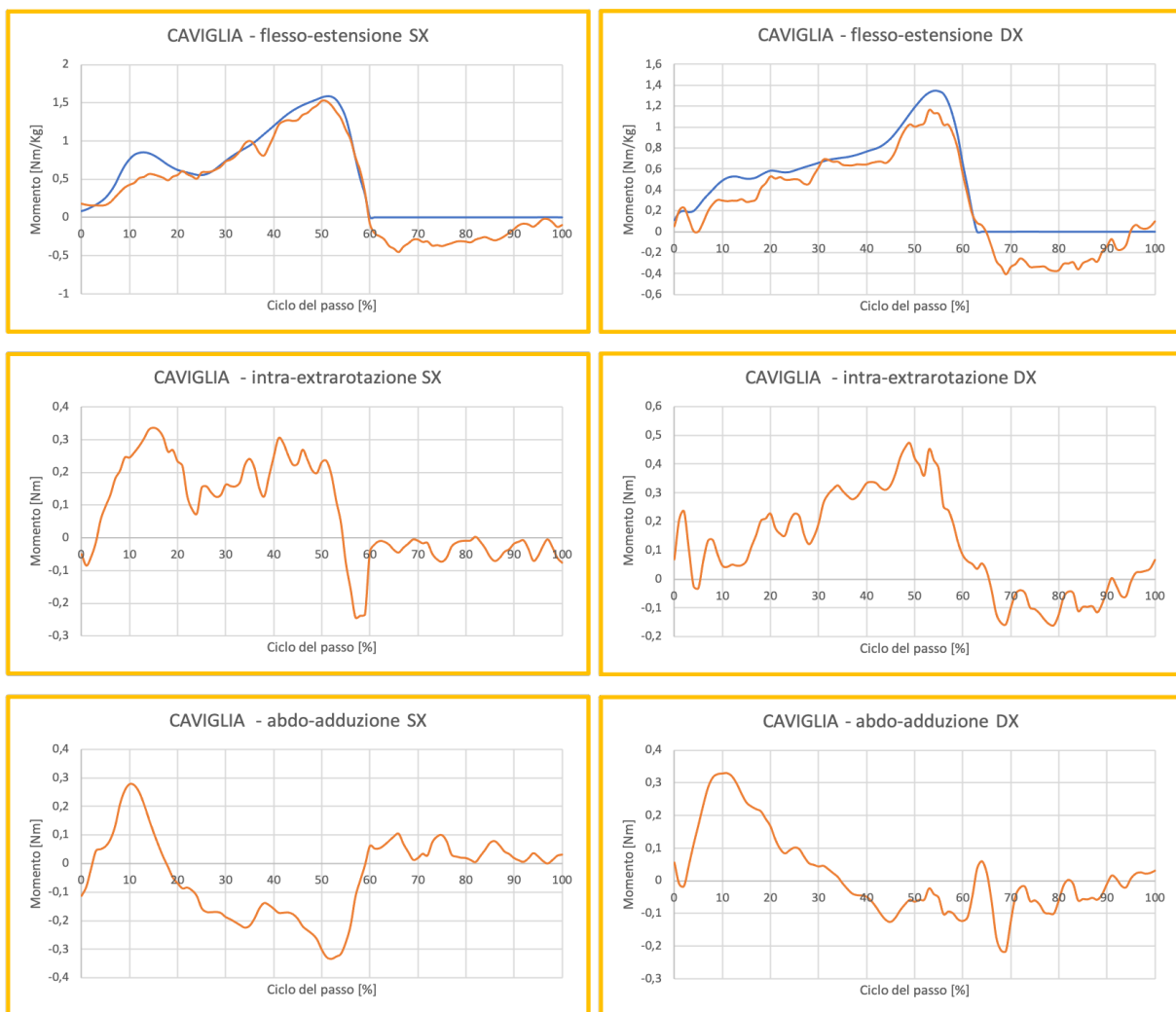


Figura 79: Momenti articolari interni della caviglia sinistra (a sinistra) e destra (a destra) durante la prova di salita di un soggetto sano. I risultati ottenuti con il MCCS (in arancione) a confronto con quelli ottenuti con il Protocollo Davis (in blu).

Convenzioni: + momenti plantarflexori, - momenti dorsiflessori  
 + momenti di eversione (rotazione interna), - momenti di inversione (rotazione esterna)  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori

Dal confronto riportato in Figura 79 (in alto) si osserva un minore momento di plantarflexione ottenuto dal MCCS durante la fase di stance a cui segue, nella fase di swing, un momento principalmente dorsiflessorio. In generale, i momenti relativi all'articolazione della caviglia presentano numerose oscillazioni in ciascun tipo di movimento.

## **4.2 Esempi di applicazione: prove di cammino in piano**

Nel presente paragrafo verranno riportati i risultati ottenuti applicando il MCCS alle prove di cammino in piano dei soggetti sani. Ciascun grafico riporta gli andamenti di diversi soggetti a ognuno dei quali è stato assegnato un colore differente. Sono state analizzate le prove di 5 soggetti di cui 2 sani (Paziente\_141 e Paziente\_241) identificati coi colori azzurro e verde, un soggetto (Paziente\_067) avente esiti di riprotesizzazione del ginocchio destro identificato col colore giallo, un soggetto (Paziente\_286) con precedenti di trattamenti chirurgici a livello degli arti inferiori (ricostruzione ACL e PCL con tendine rotuleo e meniscectomia) identificato col colore nero e infine l'ultimo soggetto (Paziente\_354) con emiplegia destra identificato col colore arancione.

### **4.2.1 Cinematica segmentale**

I calcoli relativi alle variabili cinematiche implementate restituiscono gli angoli riferiti alla rotazione attorno agli assi funzionali individuati per ciascuna articolazione dell'arto inferiore. Ricordiamo che gli angoli calcolati non sono intesi come intrinseci all'articolazione ma descrittivi del movimento spaziale relativo fra i vari segmenti anatomici. Si riportano in Figura 80 i dati della cinematica dell'anca sia per l'arto destro (a destra) che per il sinistro (a sinistra). La Tabella 3 riporta i valori di picco di ogni paziente, il ROM per ciascun arto e valori medi di ROM dell'anca presenti nello studio condotto da Kadaba et al. [10]. Essendo quest'ultimi riferiti a soggetti che non presentano particolari patologie, verranno effettuati i confronti fra tali dati e gli andamenti riportati in azzurro e verde, ovvero i soggetti sani.

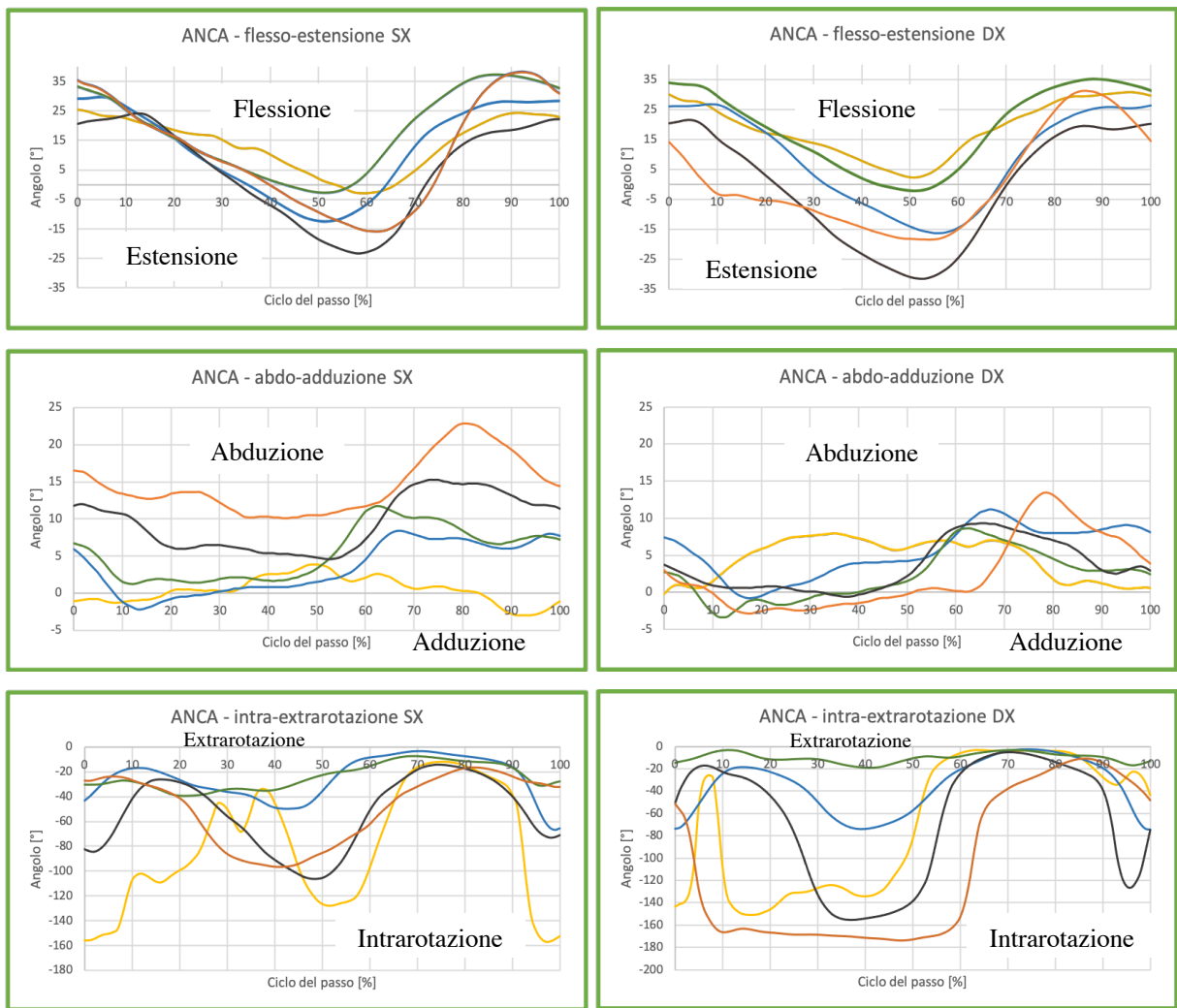


Figura 80: Cinematica segmentale dell'anca destra (a destra) e sinistra (a sinistra) dei 5 soggetti analizzati durante le prove di cammino in piano.

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
 + angoli di abduzione; - angoli di adduzione  
 + angoli di extrarotazione; - angoli di intrarotazione

<b>Movimento [°]</b>	<b>Paziente</b>	<b>Max dx</b>	<b>Min dx</b>	<b>Max sx</b>	<b>Min sx</b>	<b>ROM dx</b>	<b>ROM sx</b>	<b>ROM (Kadaba et al.)</b>
<b>Flessione/Estensione</b>	Giallo	30.78	2.3	25.42	-2.84	28.48	28.27	43.2
	Azzurro	26.62	-16.38	29.76	-12.45	43	42.21	
	Verde	35.07	-2.27	37.31	-2.79	37.34	40.1	
	Nero	21.36	-31.47	24.23	-23.32	52.83	47.55	
	Arancione	31.2	-18.35	38.27	-15.91	49.55	54.08	
<b>Adduzione/Abduzione</b>	Giallo	7.954	-0.21	3.94	-3.05	8.16	6.99	11.6
	Azzurro	11.11	-0.8	8.37	-2.16	11.92	10.53	
	Verde	8.8	-3.22	11.52	1.07	12.01	10.46	
	Nero	9.28	-0.57	15.32	4.6	9.86	10.72	
	Arancione	13.24	-2.95	23.04	10.31	16.2	12.72	
<b>Rotazione interna/esterna</b>	Giallo	-3.032	-150.98	-12	-157.25	147.95	145.25	13
	Azzurro	-2.77	-74.46	-3.42	-66.57	-74.46	63.15	
	Verde	-3.43	-19.35	-7.24	-39.36	15.92	32.12	
	Nero	-5.24	-155.26	-14.39	-106.56	150.02	92.18	
	Arancione	-10.81	-173.71	-16.1	-96.51	162.9	80.41	

Tabella 3: Valori di picco e ROM della cinematica segmentale dell'anca destra e sinistra dei 5 soggetti analizzati durante le prove di cammino in piano. Nell'ultima colonna a destra ROM in riferimento alla cinematica dell'anca presenti nello studio di Kadaba et al. [10]

Dal confronto fra i valori di ROM ottenuti tramite l'utilizzo del MCCS e quelli presenti in letteratura emerge un riscontro positivo dei valori in riferimento ai movimenti di flesso/estensione e adduzione/abduzione. I valori degli angoli di rotazione interna/esterna ottenuti invece non rispecchiano il valore di ROM presente nello studio sopra citato. Infatti, l'angolo di rotazione presenta un'anomalia in corrispondenza della parte centrale del ciclo del passo dove l'andamento riporta un angolo di intrarotazione molto elevato. Tale risultato, certamente non coerente con il limitato range che caratterizza il movimento di intra/extrarotazione della coscia durante il cammino, era atteso ed è dovuto, come prima

riportato, ad una caratteristica intrinseca nel metodo di calcolo dell'angolo di rotazione. A causa di tale anomalia il valore di ROM di intra/extrarotazione non può essere tenuto in considerazione e confrontato con quello presente in Tabella 3.

Si riportano in Figura 81 i dati della cinematica segmentale del ginocchio sia per l'arto destro che per il sinistro. La Tabella 4 riporta i valori di picco di ogni paziente, il ROM per ciascun arto e i valori medi di ROM in riferimento al ginocchio presenti nello studio condotto da Kadaba et al. [10].

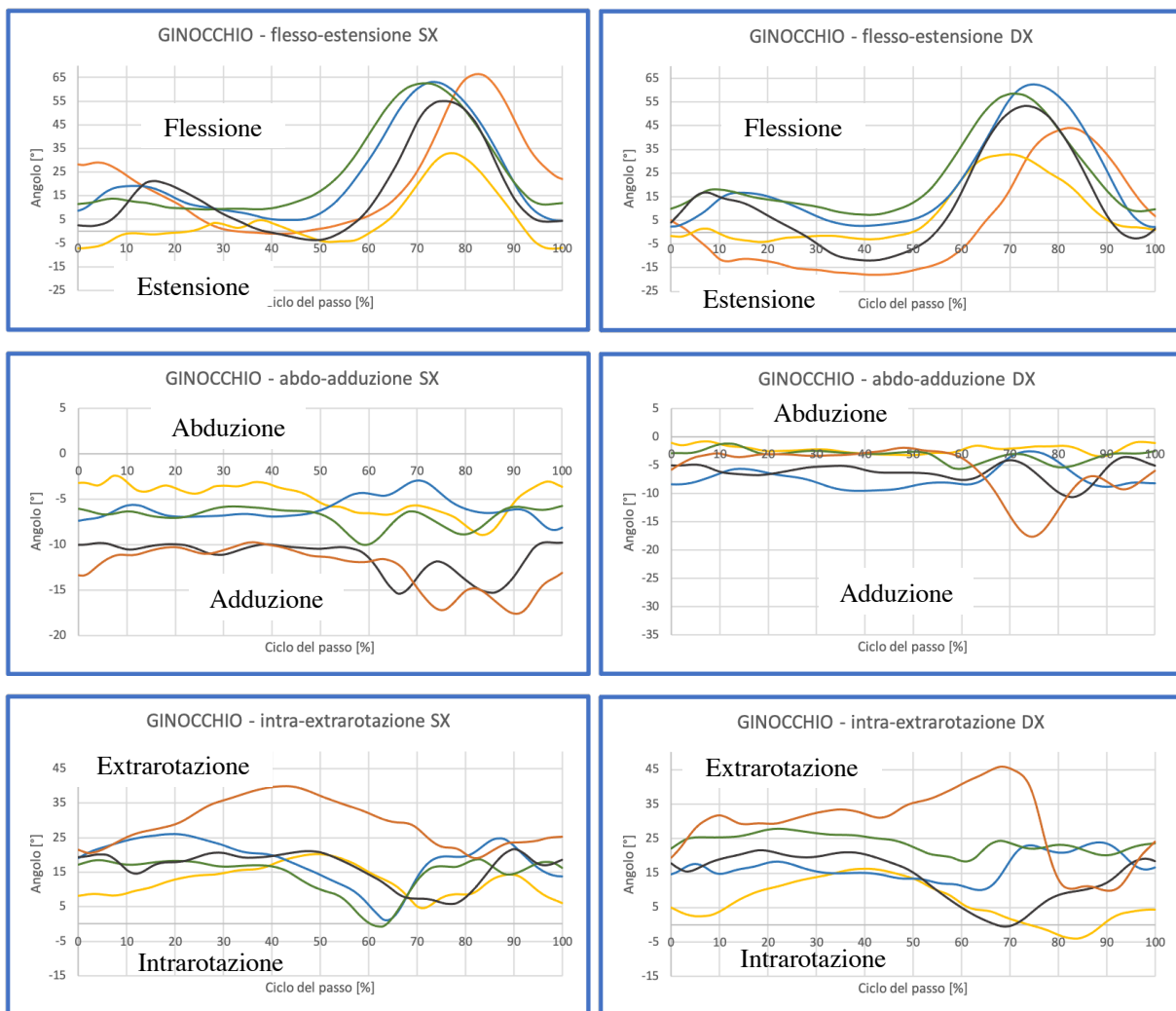


Figura 81: Cinematica segmentale del ginocchio destro (a destra) e sinistro (a sinistra) dei 5 soggetti analizzati durante le prove di cammino in piano.

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
 + angoli di abduzione; - angoli di adduzione  
 + angoli di extrarotazione; - angoli di intrarotazione

<b>Movimento [°]</b>	<b>Paziente</b>	<b>Max dx</b>	<b>Min dx</b>	<b>Max sx</b>	<b>Min sx</b>	<b>ROM dx</b>	<b>ROM sx</b>	<b>ROM (Kadaba et al.)</b>
<b>Flessione/Estensione</b>	Giallo	34.2	-3.84	33.14	-7.44	38.04	40.58	56.7
	Azzurro	62.44	2.28	63.19	3.67	60.17	59.52	
	Verde	59.95	8.46	62.39	8.37	51.48	54.02	
	Nero	53.2	-12.04	55.33	-3.14	65.3	58.48	
	Arancione	43.73	-18.53	66.48	-1.18	62.26	67.66	
<b>Adduzione/Abduzione</b>	Giallo	-0.78	-3.324	-2.433	-8.914	2.55	6.48	13.4
	Azzurro	-2.45	-9.48	-2.98	-8.42	7.03	5.45	
	Verde	-1.12	-5.65	-5.78	-10.05	4.52	4.27	
	Nero	-3.5	-10.61	-9.75	-15.4	7.12	5.65	
	Arancione	-1.87	-17.6	-9.76	-17.6	15.73	7.83	
<b>Rotazione interna/esterna</b>	Giallo	16.15	-3.93	20.16	4.5	20.09	15.66	16
	Azzurro	23.8	10.17	26.2	0.99	13.63	25.03	
	Verde	27.78	18.37	18.78	-0.732	9.41	19.51	
	Nero	21.63	-0.46	21.59	5.81	22.09	15.78	
	Arancione	45.74	9.93	39.98	18.96	35.82	21.02	

Tabella 4: Valori di picco e ROM della cinematica segmentale del ginocchio destro e sinistro dei 5 soggetti analizzati durante le prove di cammino in piano. Nell'ultima colonna a destra ROM in riferimento alla cinematica del ginocchio presenti nello studio di Kadaba et al. [10]

Dal confronto fra i valori di ROM ottenuti e quelli presenti nello studio di Kadaba et al. [10] emerge un riscontro positivo per il movimento di flesso/estensione sia dal punto di vista del range articolare sia dell'andamento delle curve. Anche i range ottenuti per la rotazione interna/esterna si avvicinano a quelli presenti in letteratura. I valori di ROM ottenuti in riferimento alla rotazione attorno l'asse di abdo/adduzione sono invece inferiori rispetto a quelli riportati nello studio menzionato: tale risultato era atteso per le premesse fatte nel capitolo *Materiali e metodi* relative agli errori introdotti dall'utilizzo dei marker estesi. Il MCCS mira inoltre ad ottenere un range più realistico di tale angolo e coerente con le caratteristiche

strutturali del ginocchio. Esiste un lieve movimento che la gamba può compiere attorno ad un asse perpendicolare all'asse di flesso/estensione e all'asse della gamba. A causa del valgismo fisiologico del ginocchio durante la flessione, la gamba tende ad avvicinarsi al piano di simmetria del corpo; tale movimento può essere considerato un movimento di adduzione ed ha un valore di circa 10°. Tale range è in accordo con i valori riportati in Tabella 4 per i soggetti sani (azzurro e verde) in riferimento al movimento di abdo/adduzione.

Infine, si riportano in Figura 82 gli andamenti dell'angolo di dorsi/plantarflessione della caviglia destra e sinistra. La Tabella 5 riporta i valori di picco di ogni paziente, il ROM per ciascun arto e i valori medi di ROM di dorsi/plantarflessione presenti nello studio condotto da Kadaba et al. [10].

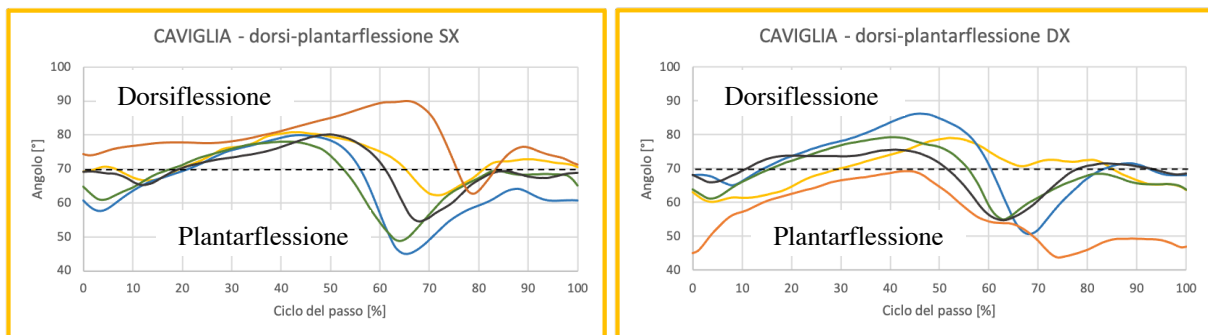


Figura 82: Cinematica segmentale della caviglia destra (a destra) e sinistra (a sinistra) dei 5 soggetti analizzati durante le prove di cammino in piano.  
 Convenzioni: + angoli di dorsiflessione; - angoli di plantarflessione



<b>Movimento [°]</b>	<b>Paziente</b>	<b>Max dx</b>	<b>Min dx</b>	<b>Max sx</b>	<b>Min sx</b>	<b>ROM dx</b>	<b>ROM sx</b>	<b>ROM (Kadaba et al.)</b>
<b>Flessione dorsale/plantare</b>	Giallo	79.07	60.13	80.42	62	18.94	18.42	25.5
	Azzurro	86.41	51	79.96	45	35.41	25.7	
	Verde	79.25	54.92	78.37	49.16	24.32	29.2	
	Nero	75.68	54.7	79.88	54.33	20.98	25.55	
	Arancione	69.19	43.85	89.94	62.73	25.34	27.22	

Tabella 5: Valori di picco e ROM della cinematica segmentale della caviglia destra e sinistra dei 5 soggetti analizzati durante le prove di cammino in piano. Nell'ultima colonna a destra ROM in riferimento alla cinematica della caviglia presenti nello studio di Kadaba et al. [10]

I risultati della cinematica della caviglia ottenuti con il MCCS trovano riscontro nello studio di Kadaba et al. [10] sia dal punto di vista della forma delle curve proposte che dei range articolari individuati.

#### **4.2.2 Momento articolare**

Di seguito vengono riportati i momenti articolari interni ottenuti dall'elaborazione delle prove di cammino in piano di alcuni dei soggetti precedentemente analizzati: 2 soggetti sani identificati coi colori azzurro e verde, un soggetto con precedenti trattamenti chirurgici a livello degli arti inferiori identificato col colore nero e infine l'ultimo soggetto con emiplegia destra identificato col colore arancione.

La Figura 83 mostra i momenti di flesso/estensione, abdo/adduzione e rotazione interna/esterna dell'anca in riferimento all'arto destro e sinistro di ciascun paziente. Al fine di poter effettuare dei confronti fra soggetti differenti, essi sono stati normalizzati in ampiezza rispetto alla massa corporea di ciascun soggetto.

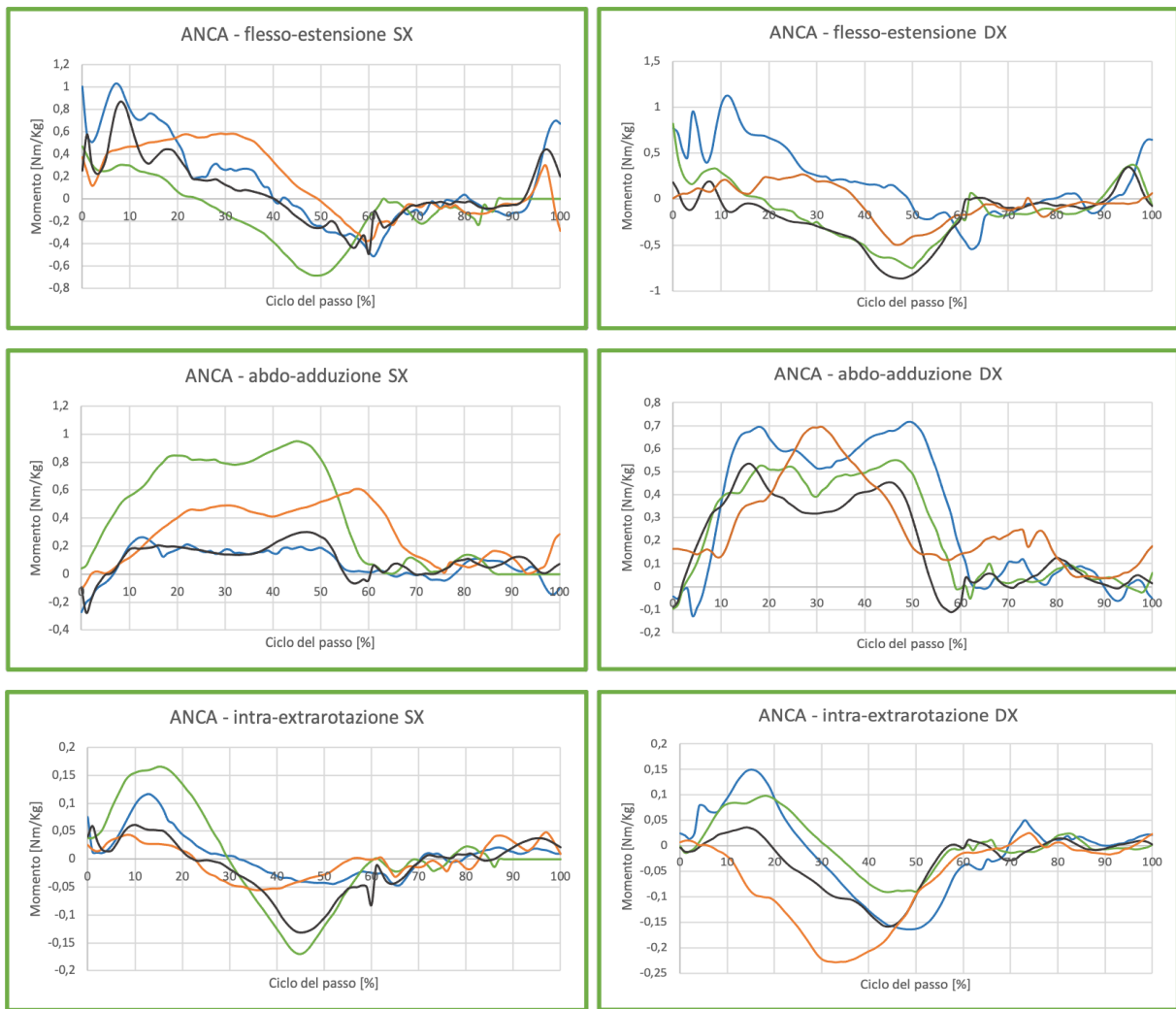


Figura 83: Momenti articolari dell'anca destra (a destra) e sinistra (a sinistra) dei 4 soggetti analizzati durante le prove di cammino in piano.

Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori  
 + momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori

È possibile osservare in Figura 83 (in alto) le principali caratteristiche dell'andamento del momento di flessione /estensione: nella prima parte della fase di appoggio (fino a circa il 15% del ciclo del passo) vi è un momento estensorio il quale è seguito da un momento flessorio durante l'ultima parte della fase di stance (40%-60% del ciclo). Nella prima parte della fase di swing il momento flessorio, necessario per accelerare in avanti la coscia e la tibia, precede il momento estensorio presente durante l'ultima parte del ciclo del passo. L'andamento concorda con quello

riportato nello studio condotto da Winter et al. [14], il quale sembrerebbe confermare anche l'ampiezza del range ottenuto: il momento articolare oscilla fra  $-1 \text{ Nm/Kg}$  e  $1.3 \text{ Nm/Kg}$ . In Figura 83 (al centro) l'andamento riporta un momento adduttore durante l'appoggio del piede al terreno seguito da un momento prevalentemente abduzione durante l'intera fase di stance e di swing. In corrispondenza del 30% del ciclo del passo è presente un avvallamento coerente con quanto è possibile osservare nello studio condotto da Ferrari et al. [7]. Il momento di intra/extrarotazione ottenuto è di rotazione interna durante la prima metà della fase di stance (0%-30% del ciclo del passo) e di rotazione esterna durante la seconda metà (30%-60%). Si tratta di valori molti ridotti in ampiezza durante l'intero ciclo, ma soprattutto nella fase di swing in cui il momento oscilla attorno  $0 \text{ Nm/Kg}$ . L'andamento ottenuto è molto simile a quello riportato nell'analisi del cammino effettuata da Fukuchi et al. (2018) [16] sia durante la fase di stance che durante la fase di swing.

La Figura 84 mostra i momenti di flesso/estensione, abdo/adduzione e rotazione interna/esterna del ginocchio in riferimento all'arto destro e sinistro dei 4 soggetti analizzati.

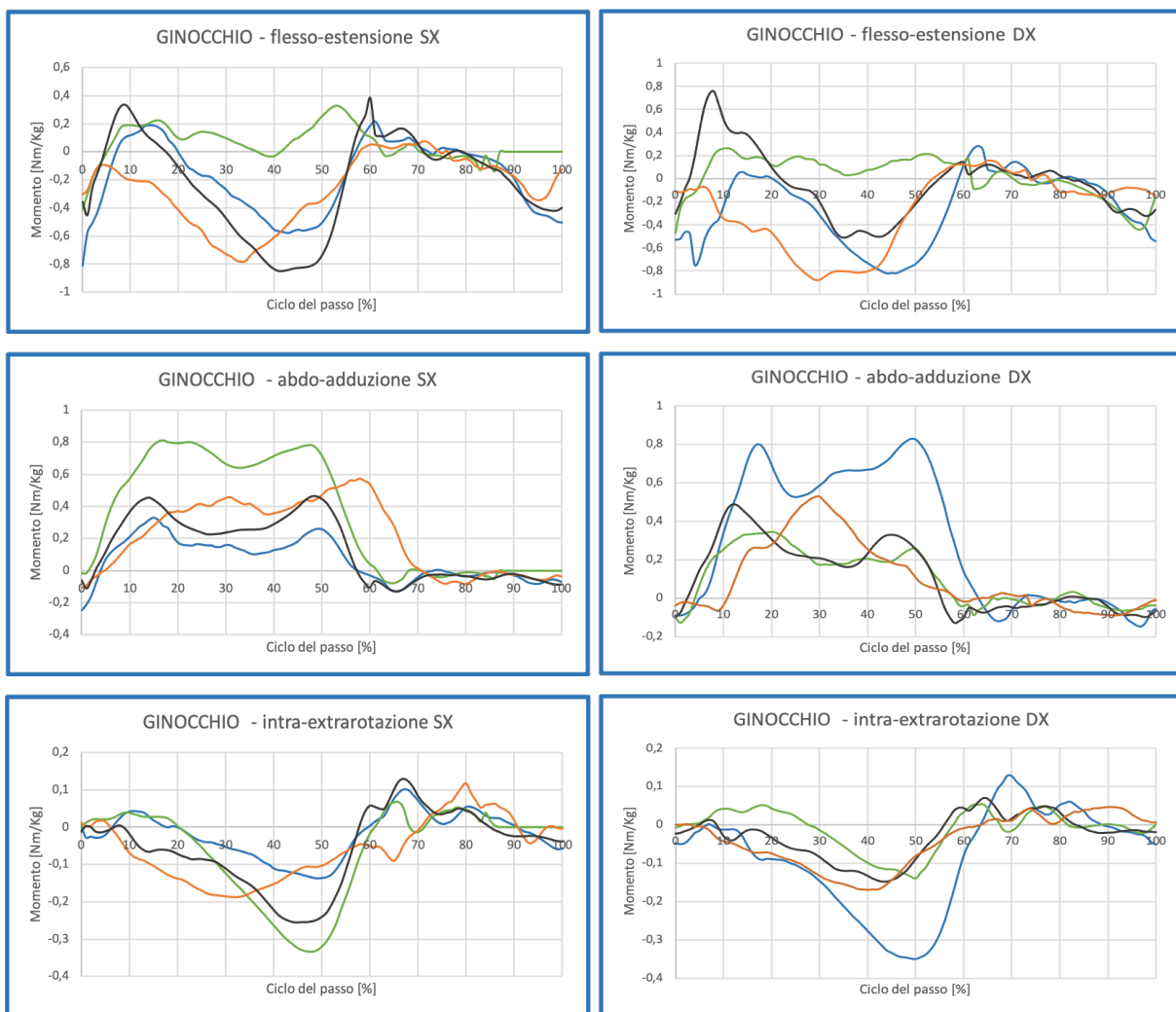


Figura 84: Momenti articolari interni del ginocchio destro (a destra) e sinistro (a sinistra) dei 4 soggetti analizzati durante le prove di cammino in piano.

Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori  
 + momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori

L'andamento del momento flessorio/estensorio trova riscontro nello studio di Winter et al. [14]: nella prima parte della fase di stance, durante il contatto del tallone al terreno (*heel strike*), è presente un momento flessorio per resistere all'estensione del ginocchio in seguito all'impatto. Durante la fase di appoggio il ginocchio comincia a piegarsi per poi consentire la progressione del cammino sul medesimo arto: si evidenzia un momento estensorio crescente che raggiunge il picco quando vi è la massima flessione del ginocchio (10% del ciclo del passo circa) per poi

decreocere. Il momento diventa principalmente di tipo flessorio per il resto della fase di stanche, in cui l'arto è esteso, poi estensorio durante la prima parte dello swing. Infine, quando l'arto si prepara ad un nuovo heel strike, è nuovamente presente un momento flessorio. Tale momento articolare oscilla fra  $-1 \text{ Nm/Kg}$  e  $1 \text{ Nm/Kg}$  coerentemente con quanto riportato in letteratura [14]. La curva in Figura 84 (al centro) ha un andamento simile a quello riportato nello studio di Ferrari et al. [7] in quanto mostra i picchi caratteristici dei momenti presenti soprattutto nella fase di stanche: il primo, di ridotta ampiezza, in corrispondenza del contatto del piede al terreno (momento adduttore), mentre gli altri (momenti abduttori) in corrispondenza del 15% e 45% circa del ciclo del passo con un avvallamento al 30% del ciclo. Non è possibile effettuare un confronto in termini di ampiezza del momento poiché i dati presenti nel lavoro citato non sono stati normalizzati per la massa corporea ma il range del momento ottenuto conferma quello riportato in altri lavori presenti in letteratura [16]. L'ampiezza dei momenti di intra/extrarotazione ottenuti è molto ridotta rispetto a quella riferita ai due movimenti prima analizzati: il momento è principalmente di extrarotazione durante la fase di appoggio con un valore di picco poco superiore a  $0.3 \text{ Nm/Kg}$ , mentre durante lo swing esso oscilla intorno allo zero.

Infine, in Figura 85 vengono riportati gli andamenti dei momenti riferiti ai movimenti del piede attorno l'asse di flesso/estensione (momento dorsi/plantarflessorio), di rotazione interna/esterna (momento eversorio/inversorio) e di abdo/adduzione (momento abduttore/adduttore) dell'arto destro e sinistro.

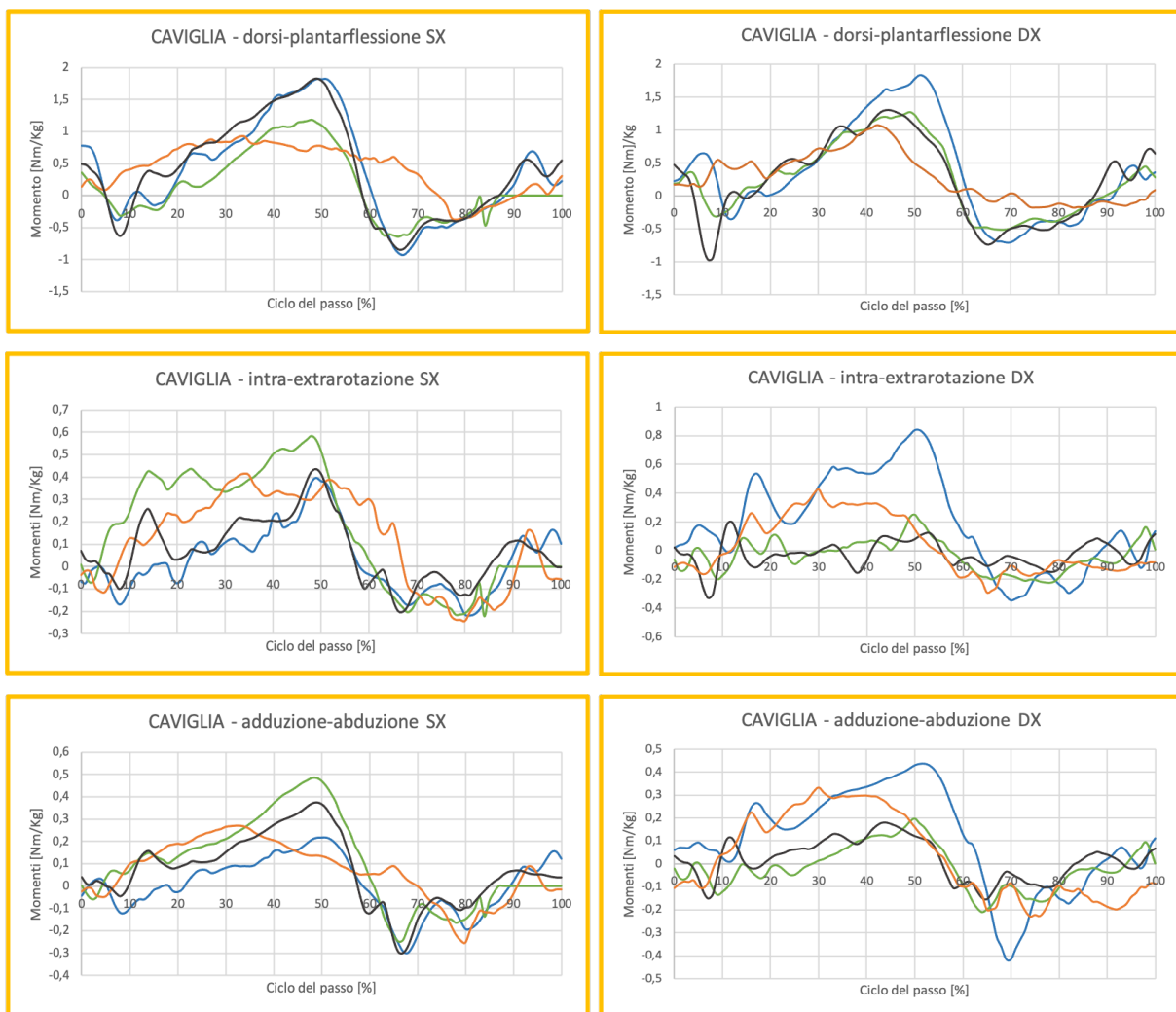


Figura 85: Momenti articolari della caviglia destra (a destra) e sinistra (a sinistra) dei 4 soggetti analizzati durante le prove di cammino in piano.

Convenzioni: + momenti plantarflessori, - momenti dorsiflessori  
 + momenti di eversione (rotazione interna), - momenti di inversione (rotazione esterna)  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori

L'andamento del momento dorsi/plantarflessorio presenta delle differenze rispetto a quello presente nello studio condotto da Winter et al. [14] nel quale il momento assume valore nullo nella fase di swing. Tuttavia, il valore di picco del momento flessorio plantare è in accordo con i dati in letteratura ed è pari circa a 2 Nm/Kg. Il suo andamento presenta maggiori similitudini con quello riportato nello studio di Fukuchi et al. [16] e Ferrari et al. [7]. L'ampiezza dei momenti massimi di eversione e abduzione, mostrati in Figura 85 al centro e in basso, è molto

minore rispetto a quella del momento dorsi/plantarflessorio. In generale, per quanto riguarda l'andamento dei momenti dopo il 60% del ciclo del passo, la maggior parte dei lavori presenti in letteratura riporta un andamento nullo: nel presente lavoro di tesi, come nel lavoro di Ferrari et al. e Fukuchi et al., il momento continua ad avere delle oscillazioni intorno allo zero durante la fase di swing.

### **4.3 Esempi di applicazione: prove di cammino su scala**

Nel presente paragrafo verranno riportati i risultati relativi all'utilizzo del MCCS su prove di salita su scala: sono stati analizzati gli andamenti delle variabili cinematiche e dinamiche di 5 soggetti sani. Ciascun grafico riporta gli andamenti di tali soggetti a ognuno dei quali è stato assegnato un colore differente. È importante specificare che i soggetti analizzati durante il cammino su scala non coincidono con quelli analizzati nel cammino in piano nonostante siano rappresentati con il medesimo colore.

#### **4.3.1 Cinematica segmentale**

Si riportano in Figura 86 i dati della cinematica segmentale dell'anca destra (a destra) e sinistra (a sinistra) durante la salita. La Tabella 6 riporta i valori di picco della cinematica segmentale, il ROM per ciascun arto di ogni paziente e i valori medi di ROM presenti in letteratura in riferimento all'anca per l'atto motorio di salita.

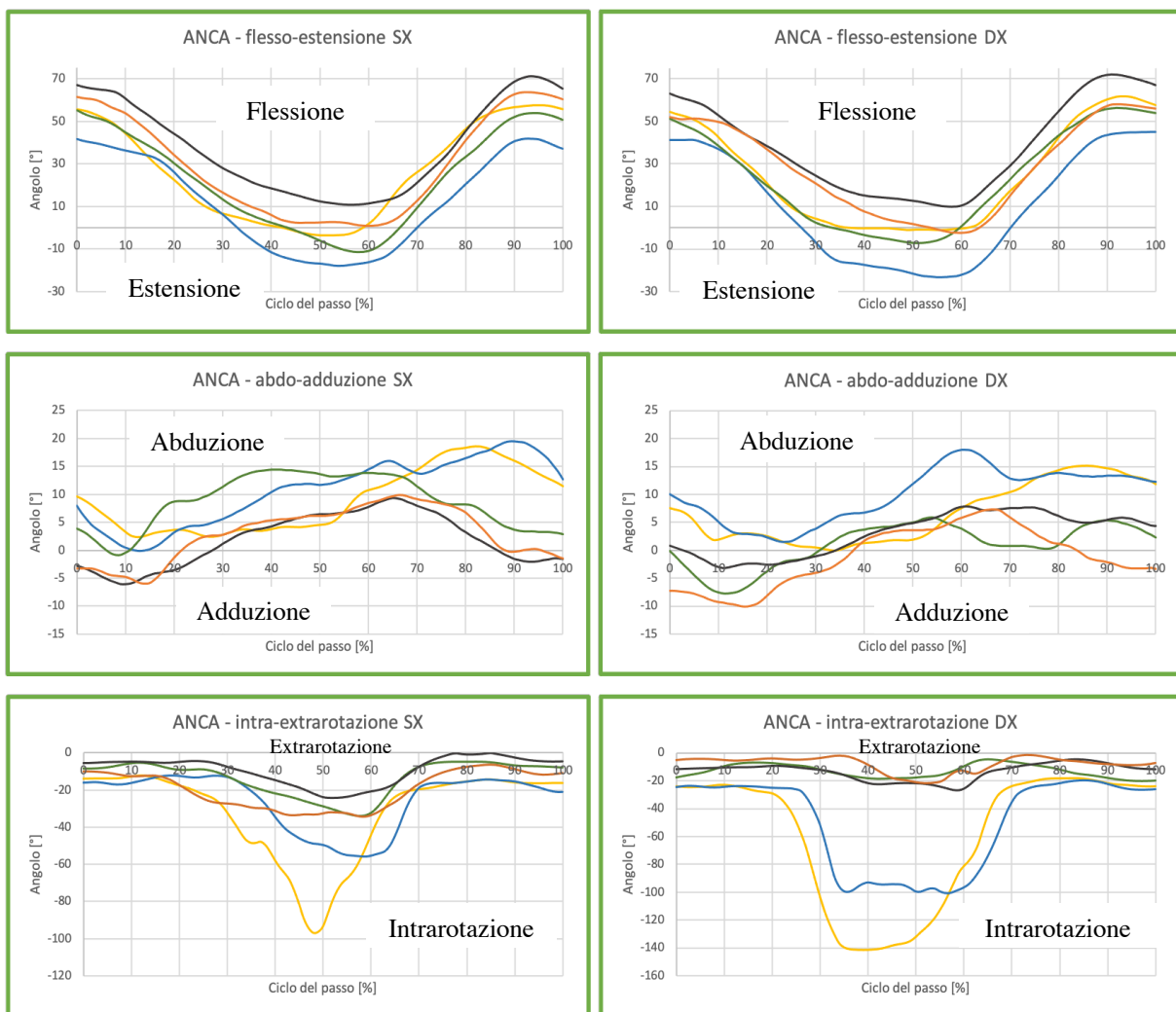


Figura 86: Cinematica segmentale dell'anca destra (a destra) e sinistra (a sinistra) dei 5 soggetti analizzati durante le prove di salita.

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
 + angoli di abduzione; - angoli di adduzione  
 + angoli di extrarotazione, - angoli di intrarotazione



<b>Movimento [°]</b>	<b>Paziente</b>	<b>Max dx</b>	<b>Min dx</b>	<b>Max sx</b>	<b>Min sx</b>	<b>ROM dx</b>	<b>ROM sx</b>	<b>ROM (Letteratura)</b>
<b>Flessione/Estensione</b>	Giallo	60.86	-2.18	58.36	-2.44	63.03	60.8	<b>(Riener et al.) 57</b>
	Azzurro	45	-23.16	41.91	-18.02	68.16	59.92	
	Verde	55.99	-7.34	55.23	-11.21	63.34	66.44	
	Nero	71.86	9.88	71.09	10.78	61.99	60.31	
	Arancione	58.14	-2.37	63.52	1.01	60.5	62.51	
<b>Adduzione/Abduzione</b>	Giallo	15.15	-0.12	18.62	2.42	15.27	16.2	<b>(Nadeau et al.) 13</b>
	Azzurro	17.92	1.43	19.53	-0.07	16.49	19.6	
	Verde	6.23	-7.33	14.02	-1.07	13.56	15.1	
	Nero	7.79	-3.15	9.29	-6.11	10.94	15.41	
	Arancione	7.31	-9.99	9.76	-5.97	17.3	15.7	
<b>Rotazione interna/esterna</b>	Giallo	-18.31	-141.15	-12.36	-96.86	122.84	84.5	<b>(Lin et al.) 5</b>
	Azzurro	-19.55	-100.89	-12.26	-55.95	81.34	43.69	
	Verde	-4.71	-20.29	-4.93	-34.09	15.58	29.16	
	Nero	-4.67	-26.76	-0.05	-24.42	22.1	24.37	
	Arancione	-1.31	-21.58	-6.33	-34.37	20.27	28.04	

Tabella 6: Valori di picco e ROM della cinematica segmentale dell'anca destra e sinistra dei 5 soggetti analizzati durante le prove di salita. Nell'ultima colonna a destra ROM in riferimento alla cinematica dell'anca presenti in letteratura [11] [12] [13]

I risultati visibili in Figura 86 in alto rispecchiano l'andamento e il range articolare riportato in letteratura, nello specifico nello studio di Riener et al. [11] durante la salita. È possibile effettuare le medesime considerazioni in riferimento al movimento di abdo/adduzione: gli studi di Nadeau et al. [12] mostrano un andamento analogo e range di valori simili. Per le premesse fatte nel *Paragrafo 4.1.1* relative al calcolo dell'angolo di rotazione dell'anca, gli andamenti della rotazione sono da considerarsi poco significativi.

Si riportano i dati della cinematica segmentale del ginocchio destro e sinistro durante la salita in Figura 87. La Tabella 7 riporta i valori di picco e il ROM per ciascun arto di ogni paziente e i valori medi di ROM presenti in letteratura in riferimento al ginocchio.

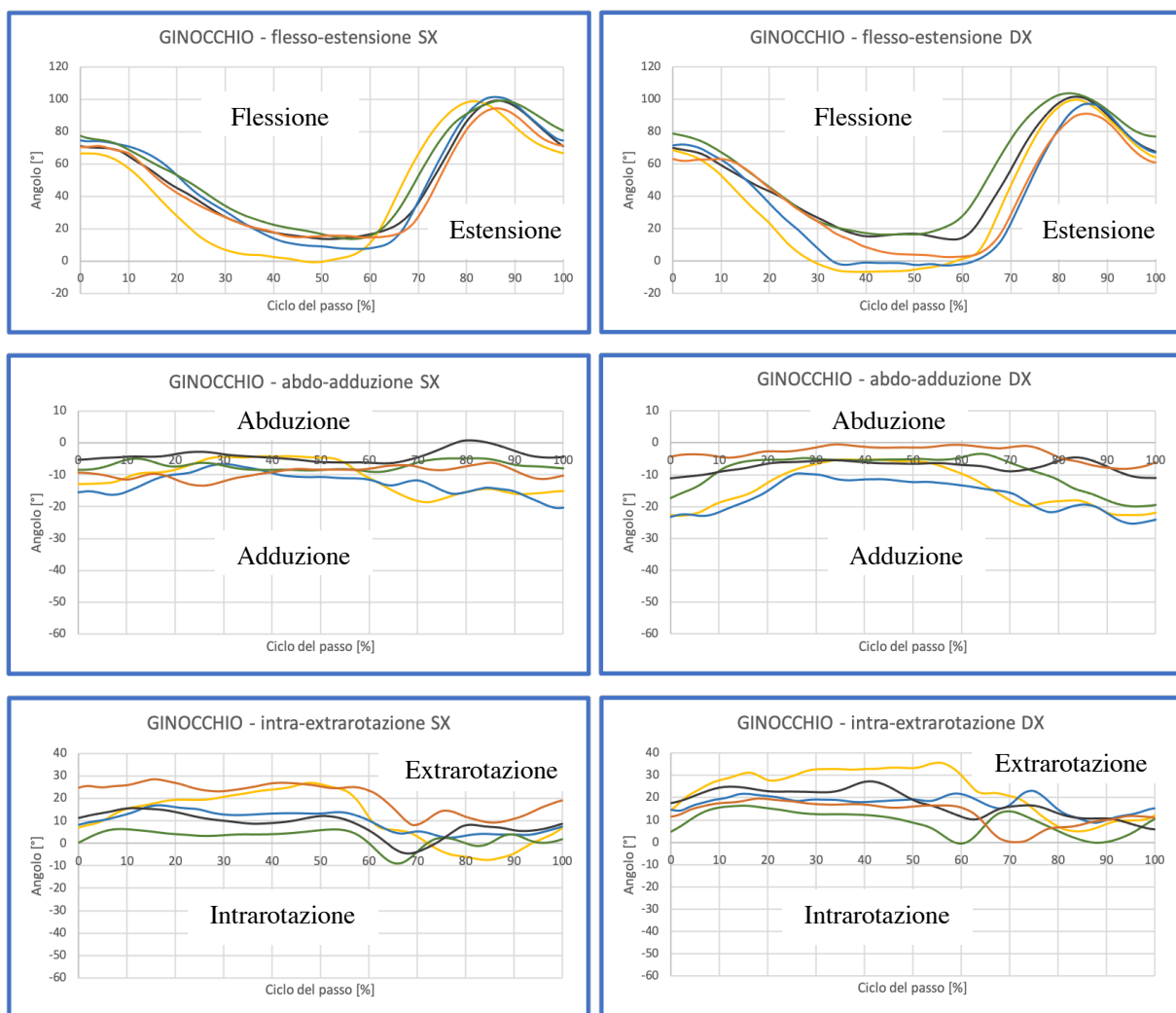


Figura 87: Cinematica segmentale del ginocchio destro (a destra) e sinistro (a sinistra) dei 5 soggetti analizzati durante le prove di salita.

Convenzioni: + angoli di flessione; - angoli di estensione  
 + angoli di abduzione; - angoli di adduzione  
 + angoli di extrarotazione; - angoli di intrarotazione

<b>Movimento [°]</b>	<b>Paziente</b>	<b>Max dx</b>	<b>Min dx</b>	<b>Max sx</b>	<b>Min sx</b>	<b>ROM dx</b>	<b>ROM sx</b>	<b>ROM (Letteratura)</b>
<b>Flessione/Estensione</b>	Giallo	99.96	-6.54	98.92	-0.55	106.5	99.48	<b>(Riener et al.)</b> 85
	Azzurro	97.35	-2.52	101.48	7.77	99.86	93.71	
	Verde	104.15	16.06	99.2	12.57	88.09	86.62	
	Nero	101.63	13.27	99.1	13.4	88.36	85.71	
	Arancione	91.34	2.52	94.56	12.43	88.82	82.12	
<b>Adduzione/Abduzione</b>	Giallo	-5.2	-22.95	-4.23	-18.65	17.75	14.43	<b>(Nadeau et al.)</b> 13
	Azzurro	-9.67	-25.45	-6.76	-20.53	15.77	13.76	
	Verde	-3.84	-19.94	-4.92	-9.03	16.45	4.12	
	Nero	-4.58	-11.02	0.85	-6.33	6.45	7.19	
	Arancione	-0.51	-8.23	-6.31	-13.45	7.72	7.14	
<b>Rotazione interna/esterna</b>	Giallo	35.61	5.04	26.96	-7.3	30.57	34.26	<b>(Lin et al.)</b> 8
	Azzurro	23.05	8.73	16.82	2.65	14.32	14.16	
	Verde	16.52	-0.43	6.3	-9.09	16.95	15.4	
	Nero	27.3	5.95	15.7	-4.58	21.35	20.28	
	Arancione	19.69	-0.06	28.41	8.28	19.75	20.13	

Tabella 7: Valori di picco e ROM della cinematica segmentale del ginocchio destro e sinistro dei 5 soggetti analizzati durante le prove di salita. Nell'ultima colonna a destra ROM in riferimento alla cinematica del ginocchio presenti in letteratura [11] [12] [13]

Il movimento di flesso/estensione del ginocchio risulta, anche in questo caso, coerente con i dati presenti in letteratura. I valori angolari di abdo/adduzione sono compatibili con la tipologia di cammino: essi dovrebbero infatti presentare un range di circa 10° per le caratteristiche strutturali del ginocchio precedentemente citate. È importante ricordare che nell'approccio proposto le variabili cinematiche ottenute non rappresentano la rotazione intrinseca dell'articolazione ma semplicemente il movimento relativo tra i segmenti anatomici. Per tale ragione vi è una sovrastima dell'angolo di adduzione e l'andamento oscilla attorno a valori inferiori di 0°. Gli andamenti relativi al movimento di rotazione rispecchiano quelli presenti

nello studio di Lin et al. [13] seppur presentino dei ROM maggiori rispetto a quello di riferimento riportato in Tabella 7. Tuttavia, l'escursione articolare ottenuta non è da ritenersi anomala in quanto coerente con il range di movimento concesso al ginocchio.

Infine si riportano in Figura 88 i dati della cinematica della caviglia sia per l'arto destro che per il sinistro durante la salita. La Tabella 8 riporta i valori di picco e il ROM per ciascun arto di ogni paziente e i valori medi di ROM presenti in letteratura in riferimento al movimento di dorsi/plantarflessione durante la salita.

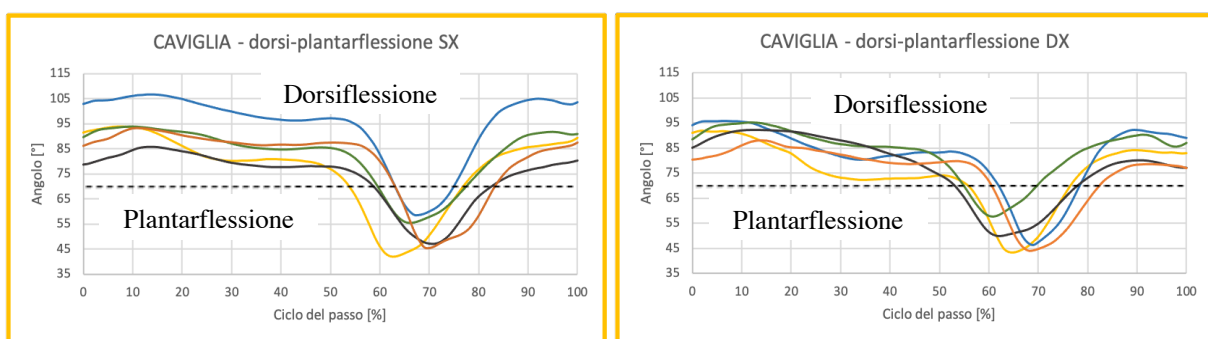


Figura 88: Cinematica segmentale della caviglia destra (a destra) e sinistra (a sinistra) dei 5 soggetti analizzati durante le prove di salita.

Convenzioni: + angoli di dorsiflessione; - angoli di plantarflessione

Movimento [°]	Paziente	Max dx	Min dx	Max sx	Min sx	ROM dx	ROM sx	ROM (Riener et al.)
Flessione dorsale/plantare	Giallo	91.96	43.23	93.25	41.35	48.72	51.91	40
	Azzurro	95.97	46.55	105.84	57.7	38.26	48.14	
	Verde	95.4	57.66	93.74	55.47	37.74	38.27	
	Nero	92.16	49.83	85.86	46.91	42.33	38.95	
	Arancione	88.19	44.01	93.15	45.23	44.17	47.91	

Tabella 8: Valori di picco e ROM della cinematica della caviglia destra e sinistra dei 5 soggetti analizzati durante le prove di salita. Nell'ultima colonna a destra ROM in riferimento alla cinematica della caviglia presenti nello studio di Riener et al. [11]

Anche nel caso della caviglia i risultati ottenuti con il MCCS sono coerenti con i dati presenti nello studio di Riener [11]: l'andamento mostrato in Figura 88 ben riproduce quello atteso e il range articolare è maggiore o minore di qualche grado.

### 4.3.2 Momento articolare

Si riportano in Figura 89 i momenti articolari dell'anca dei 5 soggetti analizzati. A causa della poca disponibilità in letteratura di riferimenti per il confronto con l'arto sinistro durante tale modalità di cammino e data la similarità fra i risultati ottenuti nei due arti, verranno mostrati solo i momenti riferiti all'arto destro durante le prove di salita.

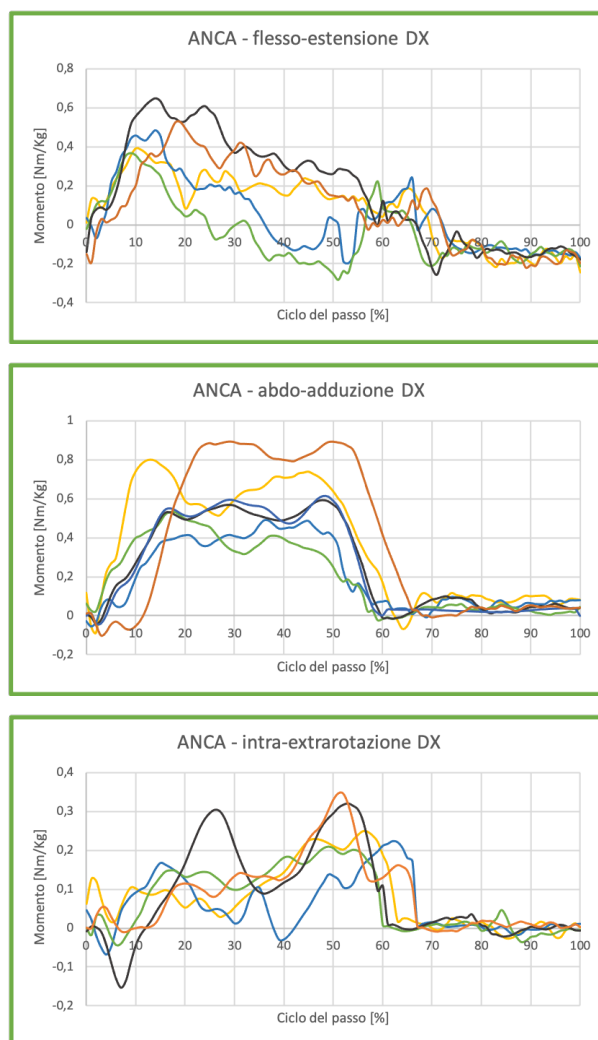


Figura 89: Momenti articolari interni dell'anca destra dei 5 soggetti analizzati durante la salita.  
Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
+ momenti abduttori, - momenti adduttori  
+ momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori

Nonostante le numerose oscillazioni, gli andamenti riportati in Figura 89 (in alto) trovano riscontro nei dati riportati nello studio di Riener et al. [11]: durante l'atto motorio proposto la curva presenta un picco di momento estensorio pari circa a 0.5 Nm/Kg in corrispondenza del 15% del ciclo del passo, poi assume un andamento decrescente finché riporta un ridotto momento flessorio (minore di 0.2 Nm/Kg) durante la fase di swing. Gli andamenti dei momenti abdo/adduttori ottenuti sono confrontabili con quelli presenti in letteratura [12] [13]. In termini di ampiezza essi assumono valori di picco minori rispetto ai dati presenti nello studio di Nadeau et al. [12], in cui il momento abduzionale raggiunge in media 1 Nm/Kg, mentre in Figura 89 (al centro) si osserva un picco medio di 0.7 Nm/Kg; tuttavia, quest'ultimo dato concorda con quello riportato nel lavoro di Lin et al. [13]. I momenti intra/extrarotatori non riproducono fedelmente l'andamento presente in letteratura dove viene riportato un momento di intrarotazione crescente con un picco di circa 0.5 Nm/Kg in corrispondenza del 25% del ciclo del passo che è in disaccordo con la posizione del picco ottenuto in questo lavoro.

La Figura 90 mostra i momenti articolari del ginocchio destro dei 5 soggetti analizzati durante le prove di salita.

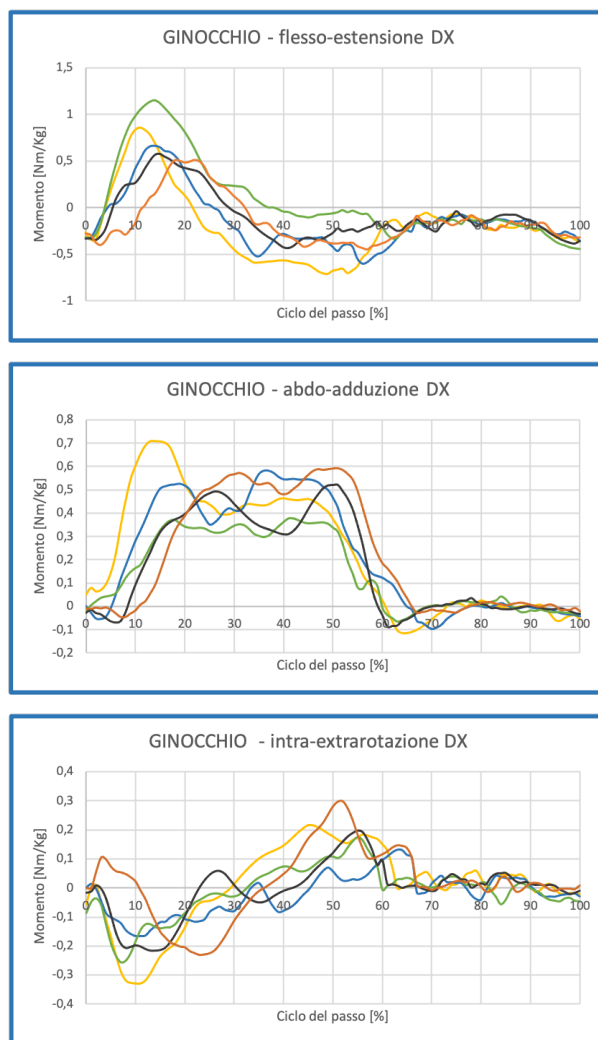


Figura 90: Momenti articolari del ginocchio destro dei 5 soggetti analizzati durante la salita.  
 Convenzioni: + momenti estensori, - momenti flessori  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori  
 + momenti intrarotatori, - momenti extrarotatori

Gli andamenti qualitativi dei momenti flessori/estensori trovano riscontro in termini di forma della curva (quindi nella posizione dei picchi caratteristici) nei dati di letteratura; tuttavia ci sono delle differenze nei valori di picco. Nel lavoro condotto da Riener et al. [11] viene riportato un picco del momento di estensione superiore a 1 Nm/Kg, valore maggiore a quello ottenuto nel presente lavoro di tesi pari mediamente a 0.9 Nm/Kg. Tuttavia, quest'ultimo è confrontabile con l'omologo dato riportato nello studio di Protopapadaki et al. [15] il cui valore è talvolta

inferiore. Come già osservato per l'articolazione dell'anca, l'andamento dei momenti di adduzione/abduzione è caratterizzato da picchi di momenti abduttori. Si evidenziano delle differenze in termini di ampiezza di tali momenti rispetto ai dati presenti in letteratura: il valore di picco massimo dell'abduzione, pari circa a 0.7 Nm/Kg, è inferiore rispetto a quello riportato nello studio di Nadeau et al. [11] pari a 0.9 Nm/Kg. Il momento adduttore presente in corrispondenza del 60% del ciclo del passo trova invece riscontro sia in termini di posizione che di ampiezza. La Figura 90 in basso mostra che l'andamento dei momenti di intra/extrarotazione è caratterizzato da un primo picco di momento extrarotatorio seguito da un secondo picco intrarotatorio (entrambi inferiori a 0.3 Nm/Kg) durante la fase di appoggio. Non vi sono analogie con gli studi prima citati nei quali esso assume valori prossimi allo zero durante tutto il ciclo del passo.

Infine, si riportano in Figura 91 i momenti articolari della caviglia dei 5 soggetti analizzati durante le prove di salita.



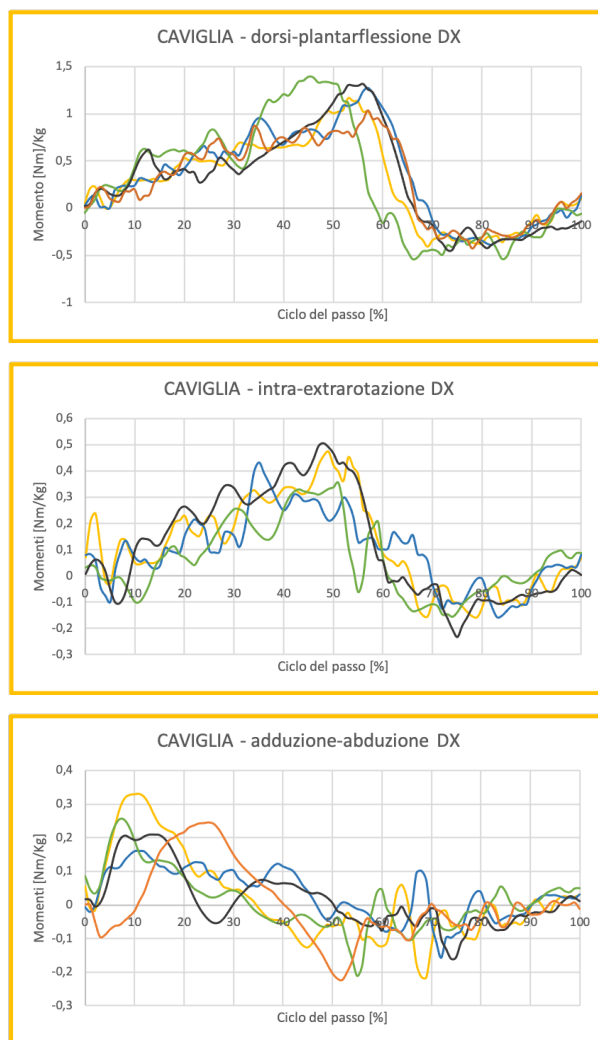


Figura 91: Momenti articolari della caviglia destra dei 5 soggetti analizzati durante la salita.  
 Convenzioni: + momenti plantarlessori, - momenti dorsiflessori  
 + momenti di eversione (rotazione interna), - momenti di inversione (rotazione esterna)  
 + momenti abduttori, - momenti adduttori

Gli andamenti, la posizione dei picchi e l'ampiezza dei momenti riportati in Figura 91 (in alto) durante la fase di stance trovano riscontro nella curva riportata nel lavoro di Riener et al. [11]. Tuttavia, come già evidenziato nel caso del cammino in piano, i dati presenti in letteratura relativi all'articolazione della caviglia presentano una differenza rispetto a quelli riportati in Figura 91: i momenti articolari durante la fase di swing hanno un andamento costante di valore nullo. Nei risultati relativi ai momenti intra/extrarotatori si evidenziano delle differenze

significative in termini di ampiezza: i dati di letteratura riportano valori di momenti di eversione e inversione prossimi a 0 Nm/Kg o comunque inferiori a 0.1 Nm/kg. Nel presente lavoro, invece, i valori di picco visibili in Figura 91 (al centro) raggiungono valori molto più elevati, addirittura prossimi a 0.5 Nm/Kg. Infine, gli andamenti dei momenti di abdo/adduzione sono in disaccordo con quelli riportati nello studio di Lin et al. [13] nel quale si osserva un momento abduttore durante l'intero ciclo del passo che raggiunge un valore di massimo di 0.4 Nm/Kg; tuttavia, quest'ultimo dato concorda con l'ampiezza massima ottenuta in questo lavoro.

## 5 Conclusioni e sviluppi futuri

Nel presente lavoro di tesi è stato implementato su *SMARTanalyzer* un nuovo modello di calcolo, il Modello di Calcolo della Cinematica Segmentale, con l'obiettivo di migliorare i risultati ottenuti tramite il gold standard (Protocollo Davis) dall'analisi delle variabili di maggior interesse in ambito clinico. A tale scopo è stato necessario considerare che la principale fonte di errore nella ricostruzione dei centri articolari interni è legata all'utilizzo di marcatori estesi: è stato quindi escluso l'uso dei punti individuati da tali marker nella definizione dei sistemi di riferimento locali di ciascun segmento corporeo considerato (coscia, gamba e piede). Essendo quest'ultimi a stabilire mutevolmente i piani su cui si svolgono i movimenti di flessione/estensione, abduzione/adduzione e rotazione interna/esterna, la cinematica ottenuta descrive il movimento relativo spaziale dei vari segmenti anatomici. Dall'applicazione del MCCS alle prove di 10 soggetti (sani e patologici), sono stati ottenuti degli andamenti cinematici con valori più compatibili alle caratteristiche strutturali delle articolazioni. Sia per le prove di cammino in piano che per quelle su scala, nelle quali il range di movimento è più ampio e gli errori si acquisiscono, gli angoli segmentali di flessione/estensione hanno mantenuto l'accuratezza già presente negli omologhi angoli articolari ottenuti con il Protocollo Davis. Le maggiori differenze fra le due metodologie sono state evidenziate nei movimenti attorno agli assi di abduzione/adduzione e rotazione interna/esterna. In riferimento all'articolazione dell'anca, il movimento di abduzione/adduzione della coscia (MCCS) ha trovato riscontro nell'omologo movimento dell'anca (Davis). L'angolo di intra/extrarotazione della coscia invece è soggetto ad un errore legato alla modalità di calcolo che si verifica quando la flessione della gamba rispetto alla coscia è inferiore a  $20^\circ$ , a causa del quale i risultati ottenuti non sono attendibili. In riferimento al ginocchio, che per conformazione non offre la possibilità di abduzione/adduzione della gamba rispetto alla coscia, il suddetto movimento è in realtà attribuibile alla rotazione della coscia attorno al proprio asse longitudinale quando il ginocchio assume un certo grado di flessione. Dai risultati ottenuti e dall'osservazione dei video durante le acquisizioni è stata dimostrata la maggiore accuratezza del MCCS nella descrizione di tale movimento soprattutto

in termini di ampiezza del range di movimento il quale trova buon riscontro nei valori fisiologici presenti in letteratura [10]. Anche per il movimento di rotazione interna/esterna della gamba rispetto alla coscia, il quale dipende totalmente dalla rotazione interna/esterna consentita al ginocchio quando esso è flessa, sono stati evidenziati valori più conformi a quanto è possibile osservare qualitativamente in ambito clinico ed è noto sulla sua struttura anatomica.

Le variabili cinematiche ottenute con il MCCS, in particolare l'andamento delle curve e il ROM, sono state successivamente confrontate con i dati presenti in letteratura [10] [11] [12] [13] dai quali si è evidenziata la compatibilità fra i dati ottenuti con il modello di calcolo e le modalità di cammino proposte.

I risultati relativi alla dinamica articolare, ovvero i momenti articolari, hanno trovato complessivamente riscontro in quelli ottenuti tramite il protocollo Davis in termini di andamento, posizione dei picchi caratteristici e valore dei picchi. Non sono state evidenziate particolari incongruenze nell'analisi di tali variabili nelle due modalità di cammino proposte né per il soggetto patologico analizzato. Sono stati ottenuti, oltre ai momenti articolari già ottenuti con il gold standard, i momenti riferiti ai movimenti di adduzione/abduzione e inversione/eversione della caviglia. Le principali peculiarità riguardano le oscillazioni presenti durante tutto il ciclo del passo le quali alterano la qualità dei risultati ottenuti: risultano rilevanti soprattutto nel momento flessorio/estensorio dell'anca e durante la fase di swing. Questa anomalia potrà essere superata in futuro mediante degli approfondimenti sulla causa di tale fenomeno. Anche nel caso delle variabili cinetiche è stato effettuato uno studio comparativo il quale ha riportato un riscontro positivo con i dati presenti in letteratura [7] [11] [12] [13] [14] [15] [16].

Tra le evoluzioni previste nel prossimo futuro ci sarà il completamento delle variabili cinetiche del MCCS con il calcolo della potenza generata o assorbita da ciascuna articolazione e l'implementazione di un approccio metodologico alternativo per ovviare alla limitazione relativa all'angolo di intra/extrarotazione della coscia. Si dovrà sicuramente indagare in maniera più approfondita sulla questione relativa alle oscillazioni presenti nei momenti articolari in modo da ottenere un andamento più lineare ed esente da tali anomalie. Inoltre, per una maggiore completezza, sarebbe opportuno implementare la stima dei centri articolari interni all'interno del modello di calcolo proposto in modo da evitare la preventiva elaborazione dei dati. Infine,

per un'accurata validazione del MCCS prima di poterlo impiegare estensivamente, dovrebbero essere analizzate le prove relative a un maggior numero di soggetti, sani e patologici, durante differenti modalità di cammino.

## 6 Bibliografia

- [1] Zachazewski, J. E., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1993). Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30, 412-422.
- [2] V. Rosso; L. Gastaldi ; V. Agostini ; R. Takeda ; S. Tadano - Gait measurements in the transverse plane using a wearable system. Jennifer L. McGinley Richard Baker Rory Wolfe Meg E. Morris - The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements:A systematic review
- [3] Davis, Ounpuu, Tyburski, Gage. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10, 575-587. 1991.
- [4] Cappozzo, Catani, Della Croce, Leardini. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10, 171-178. 1995.
- [5] Frigo, Rabuffetti, Kerrigan, Deming, Pedotti. Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 36 (2), 179-85. 1998.
- [6] Alberto Leardini, Zimi Sawacha, Gabriele Paolini, Stefania Ingrosso Roberto Nativo, Maria Grazia Benedetti – “A new anatomically based protocol for gait analysis in children”. *Gait & Posture* (2007)
- [7] A. Ferrari et al. “Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis “, *Gait Posture*, vol 28, no.2, pp, 207-216, 2008
- [8] <https://pdf.medicaexpo.it/pdf/bts-bioengineering/bts-smart-analyzer/67917-71490.html>
- [9] BTS S.p.A. (2015). Manuale BTS GAITLAB – Analysis Protocols Versione 1.0.0. *Document Number: ERSCL-01348-00*.
- [10] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME (1990) Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 8 (3)

- [11] Riener, R., Rabuffetti, M., & Frigo, C. (2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & posture*, *15*(1), 32-44.
- [12] Nadeau, S., McFadyen, B.J., & Malouin, F. (2003). Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? *Clinical Biomechanics*, *18*, 950-959.
- [13] Lin, H. C., Lu, T. W., & Hsu, H. C. (2004). Three-dimensional analysis of kinematic and kinetic coordination of the lower limb joints during stair ascent and descent. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, *16*(02), 101-108.
- [14] Winter, David A., 1930-. *The Biomechanics And Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly And Pathological*. 2nd ed. Waterloo, Ont.: University of Waterloo Press, 1991.
- [15] Protopapadaki, A., Drechsler, W. I., Cramp, M.C., Coutts, F. J., & Scott, O. M. (2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, *22*, 203-210.
- [16] Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*. 2018 Apr 24;6:e4640. doi: 10.7717/peerj.4640. PMID: 29707431; PMCID: PMC5922232.

## Ringraziamenti

*In conclusione, ringrazio il Prof. Carlo Albino Frigo per l'opportunità di svolgere questo lavoro di tesi, per la disponibilità mostrata e la passione trasmessa durante il suo svolgimento;*

*ringrazio l'Ing. Chiara Gambirasio per il supporto costante e per i preziosi consigli durante tutto il percorso;*

*ringrazio i miei genitori, i miei più grandi sostenitori, per avermi permesso di perseguire e raggiungere il mio obiettivo, ad ogni costo;*

*ringrazio i miei familiari per avermi sempre incoraggiata, in particolare mio fratello Manuel per la premura e l'ammirazione mostrate a suo modo;*

*ringrazio Serena per aver condiviso ogni gioia e sconforto durante questo percorso e negli anni;*

*ringrazio i colleghi universitari, gli amici, i coinquilini e tutti coloro che hanno contribuito a rendere i miei anni universitari soddisfacenti e densi di emozioni.*

*Virginia Giacalone*