

**ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITA' DI  
BOLOGNA  
CAMPUS DI CESENA  
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA**

**CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA  
BIOMEDICA**

**ESTRAZIONE DI PARAMETRI  
CINEMATICI E DINAMICI PER LA  
PROGETTAZIONE DI UN  
ESOSCHELETRO MOTORIZZATO**

Tesi in

**Meccanica dei tessuti biologici LM**

**Relatore**

Ch.mo Prof. Luca Cristofolini

**Presentata da**

Ramona Tomaselli

**Correlatore**

Ing. Andrea Giovanni Cutti, PhD

**Sessione III**

**Anno Accademico 2013/2014**



*Ai miei genitori*

# INDICE

## CAPITOLO 1

<u>INTRODUZIONE</u> .....	1
---------------------------	---

## CAPITOLO 2

### RICHIAMI DI BIOMECCANICA E ANALISI DEL MOVIMENTO

2.1	Analisi del movimento.....	6
2.2	Cinematica.....	7
2.2.1	Posizione e orientamento.....	7
2.2.2	Trasformazioni ortogonali.....	8
2.2.3	Descrizione cinematica del sistema scheletrico.....	10
2.2.4	Sistemi di riferimento.....	12
2.3	Cinematica articolare.....	14
2.4	Angoli di Eulero.....	17
2.5	La dinamica dell'apparato locomotore.....	20
2.5.1	Definizione del problema dinamico.....	21
2.5.2	Approccio Eulero-Newton.....	22
2.5.3	Parametri inerziali.....	25
2.6	Piani anatomici.....	24
2.7	Ciclo del passo.....	26

## CAPITOLO 3

### STRUMENTAZIONE PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO

3.1	Stereofotogrammetria.....	34
3.1.1	La calibrazione del sistema telecamere.....	35
3.1.2	Ricostruzione e tracking.....	39
3.1.3	Errori e artefatti in stereofotogrammetria.....	41
3.2	Pedane dinamometriche.....	43

## CAPITOLO 4

### Ankle Foot Orthosis (AFO)

4.1	Definizione delle AFO.....	45
4.2	Algoritmi di tuning delle AFO-FC.....	49
4.2.1	Parametri di settaggio delle AFO-FC.....	52

## CAPITOLO 5

### MATERIALI A METODI

5.1	Obiettivi del progetto di tesi.....	55
5.2	Il sistema optoelettronico VICON MX e T.....	57
5.2.1	Vicon Nexus 1.7.1.....	58
5.3	Pedane di forza Kistler.....	59
5.4	Soggetti.....	60
5.5	Definizione del protocollo sperimentale.....	61
5.6	Descrizione delle prove.....	66
5.7	Elaborazione dati.....	70
5.8	BTK library in Matlab.....	74
5.8.1	BTK in Matlab.....	74
5.8.2	Lettura dati.....	75

## CAPITOLO 6

### RISULTATI

6.1	Analisi effettuate per il dimensionamento dei motori.....	81
6.1.1	Analisi cinematica articolare per differenti velocità di cammino.....	81
6.1.2	Analisi dinamica per differenti velocità di cammino.....	85
6.1.3	Analisi cinematica e dinamica del movimento di <i>Sit-To-Stand</i> .....	92
6.1.4	Analisi cinematica e dinamica di cammino con AFO-FC.....	95
6.2	Valutazione di ipotesi di controllo per dispositivi ortesici.....	98

<b>CAPITOLO 7</b>	
<b><u>CONCLUSIONI</u></b> .....	<b>110</b>
<b><u>BIBLIOGRAFIA</u></b> .....	<b>114</b>
<b>Ringraziamenti</b> .....	<b>116</b>

# CAPITOLO 1

## Introduzione

L'analisi del movimento umano ha lo scopo di raccogliere informazioni quantitative relative alla meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un atto motorio. Nell'analisi del movimento si possono misurare tre tipi di dati:

- dati **cinematici**, cioè posizione nello spazio, velocità e accelerazione del corpo. Questi dati si ricavano utilizzando sistemi di *MotionCapture*.
- dati **dinamici**, cioè le forze e i momenti che generano il movimento. Tali informazioni si misurano con l'ausilio di pedane di forza.
- dati **elettromiografici**, cioè i segnali relativi all'attivazione dei muscoli coinvolti nell'esecuzione di un task motorio.

L'analisi computerizzata del passo consente una descrizione quantitativa delle funzioni a carico dell'apparato locomotore in condizioni definite normali, nonché delle loro variazioni (potenziamento o riduzione della funzione). Ciò consente di definire il livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia, di contribuire alla pianificazione di un trattamento riabilitativo o allo sviluppo di dispositivi protesici e/o ortesici finalizzati al ripristino della funzione locomotrice o alla rieducazione dello schema del passo.

Lo strumento tecnologico che ha reso possibile la definizione della cinematica del corpo umano in ambiente virtuale è il sistema stereofotogrammetrico. La stereofotogrammetria sfrutta sensori optoelettronici (telecamere sensibili allo spettro infrarosso) per ricostruire la posizione tridimensionale di marcatori retroriflettenti, posti sulla cute del soggetto in esame, in ogni ciascun istante di tempo campionato.

La fase analitica dell'analisi del cammino si completa con il calcolo delle variabili dinamiche per mezzo di pedane di forza che consentono la misura delle reazioni vincolari al terreno. Integrando i dati di pedana con i dati cinematici, è possibile determinare i momenti e le potenze sviluppate a livello

delle articolazioni mediante analisi di Dinamica Inversa.

L'obiettivo del seguente lavoro di tesi, svolto presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Centro Protesi INAIL (Vigorso di Budrio – Bologna) è l'estrazione di parametri cinematici e dinamici per la progettazione di un esoscheletro motorizzato. Il Centro Protesi INAIL, nell'ambito dei suoi programmi di ricerca, ha avviato una collaborazione con l'Istituto Italiano di Tecnologia di Genova (che vanta grande esperienza nel settore della robotica umanoide) per la realizzazione di un esoscheletro motorizzato a supporto delle persone con lesione midollare nel recupero del cammino. Gli esoscheletri sono macchine mobili che consistono essenzialmente di una struttura, che sostiene il corpo dall'esterno, e una fonte di energia che alimenta gli attuatori posti in corrispondenza delle giunzioni articolari. Gli attuatori, solitamente motori elettrici o idraulici, assolvono il ruolo di "muscoli artificiali" delle ortesi attive e devono, quindi, asservire a specifici requisiti di coppia e potenza. In quest'ottica è fondamentale conoscere la cinematica e cinetica di locomozione per aiutare nel design dei dispositivi biomeccatronici.

A tale scopo sono stati acquisiti i dati di cammino di cinque soggetti sani a tre diversi regimi di velocità (normale, lento e veloce). Poiché l'obiettivo dello studio è quello di analizzare la locomozione naturale, sono state fornite solo informazioni qualitative e ogni soggetto è stato libero di scegliere la propria cadenza. Le velocità di cammino testate spaziano da 0.9 a 2.1 ms<sup>-1</sup>.

L'acquisizione dei parametri cinematici è stata ottenuta mediante il sistema optoelettronico VICON che consente di registrare, tramite 10 telecamere IR disposte opportunamente nel laboratorio, la posizione nello spazio di appositi marcatori retroriflettenti posizionati secondo un protocollo su punti di repere anatomico. I parametri cinetici sono stati acquisiti tramite pedane dinamometriche a sensori piezoelettrici (Kistler), sincronizzate con il sistema stereofotogrammetrico e poste al centro della pista del cammino. Per l'esame del cammino è stato chiesto al paziente di percorrere un tratto di circa 10 metri, al centro del quale si trova il volume utile di acquisizione delle telecamere e delle pedane dinamometriche. È stata, quindi, eseguita in media l'analisi di 7 prove di cammino per ogni paziente e per ciascuno dei regimi di

velocità testati.

Tutti i dati estratti sono stati quindi elaborati da una serie di programmi sviluppati in codice *MATLAB*. Per la cinematica, i codici di analisi computano i sistemi di riferimento anatomici e le variabili cinematiche in accordo con le convenzioni previste, da cui si ricavano le velocità, le accelerazioni dei segmenti corporei e gli angoli articolari nei tre piani principali (sagittale, frontale e trasverso).

Dalla conoscenza dei parametri inerziali dei segmenti corporei, dei dati cinematici e della forze di reazione piede-suolo sono stati ottenuti i momenti e le potenze articolari di caviglia, ginocchio e anca nei tre piani anatomici di interesse. Tale set esteso di variabili è rappresentato normalizzato rispetto al tempo del ciclo caratteristico dell'atto locomotorio (da inizio appoggio a successivo appoggio ipsilaterale).

È stata, inoltre, eseguita una analisi *lower limb* della cinematica e dinamica del movimento di alzata e seduta dalla sedia ( *Sit-to-Stand* e *Stand-to-Sit* ), che è in genere considerato il compito funzionale che richiede più impegno meccanico durante le attività della vita. Il passaggio dalla posizione seduta alla stazione eretta è un *compito di trasferimento*, che richiede la capacità del soggetto di generare *torques* articolari sufficienti per rendere possibile il passaggio posturale (progressione), nonché un accurato controllo dell'equilibrio.

Comprendere la biomeccanica del movimento umano è, inoltre, un requisito indispensabile per il settaggio di un'efficace terapia riabilitativa di tipo ortesico. In molti casi per far fronte a stati di spasticità del giunto di caviglia che determinano una compromissione dei *rockers* del cammino, si rende necessaria l'applicazione di una AFO (*Ankle Foot Orthosis*), ovvero di una ortesi caviglia-piede che ha l'obiettivo di stabilizzare i movimenti dell'articolazione tibio-tarsica con la funzione di migliorare la *clearance* del passo in fase di oscillazione e, contemporaneamente, di concedere una base più stabile durante la fase di appoggio.

Nel progetto di tesi, sono state analizzate le alterazioni della cinematica e della dinamica di deambulazione del medesimo gruppo di soggetti a seguito

dell'applicazione di una AFO. Di recente, stanno emergendo nuovi algoritmi di design e *tuning* delle AFO calzature che hanno l'obiettivo di replicare la cinematica e la cinetica di cammino di un soggetto normodotato. Alcuni aspetti di tali algoritmi emergenti per il settaggio dei parametri delle AFO, hanno scardinato "falsi miti" che hanno pervaso la pratica clinica e che possono essere considerati uno dei motivi per cui alcuni metodi di intervento si sono rivelati privi di successo. In particolare, i postulati su cui si basano tali algoritmi di *tuning* delle AFO calzature sono i seguenti:

1. Con riferimento al piano sagittale, la cinematica segmentale rispetto alla verticale è più stereotipata rispetto alla cinematica articolare. Nella maggior parte degli studi presenti in letteratura si fa riferimento alla cinematica articolare, ovvero si considerano gli angoli di orientamento relativo tra segmenti corporei contigui; quando parliamo di cinematica segmentale, siamo interessati agli angoli formati dai segmenti corporei con la verticale. Molti studi hanno dimostrato che la cinematica articolare, soprattutto di anca e caviglia, esibisce un comportamento estremamente variabile, risultando idiosincratice, legata cioè al singolo soggetto, e dipendente dalla velocità di cammino  
Dimostrare, invece, che l'orientazione dei segmenti corporei rispetto la verticale è stereotipata è molto importante, in quanto vuol dire avere qualcosa di stabile cui fare riferimento nella messa a punto di una AFO calzatura.
2. In fase di Mid Stance (MST) la gamba non è verticale ma inclinata di circa 10-12° rispetto la verticale indipendentemente dal tacco (si parla in questo caso di SVA, *shank to vertical angle*). È la caviglia che compensa la differenza del tacco.
3. Non esiste un momento nel ciclo del passo in cui gamba e coscia siano entrambi verticali.
4. La massima estensione del ginocchio avviene in corrispondenza del 40% del ciclo del cammino, in Terminal Stance (TST). Tradizionalmente si ritiene, invece, che il ginocchio raggiunga la sua massima estensione in fase di MST.

5. In MST la velocità della gamba è prossima allo zero, mentre la velocità di coscia e pelvi non lo sono.
6. In fase di MST il momento (esterno) risulta flessorio ad anca e ginocchio, mentre in TST è estensorio ad anca e ginocchio.

Nel lavoro di tesi è stata, quindi, vagliata la veridicità dei sei *statements* sopramenzionati. Sono, così, stati calcolati gli angoli di elevazione nel piano sagittale dei segmenti pelvi, coscia, gamba e piede; l'analisi è stata ripetuta a tre differenti regimi di velocità (lento, normale, veloce). Si è proceduto, quindi, a un confronto degli angoli di elevazione tra i vari soggetti e per le differenti velocità di cammino al fine di verificare se l'orientazione dei segmenti corporei potesse essere ritenuta un'invariante cinematica del cammino.

## CAPITOLO 2

# **RICHIAMI DI BIOMECCANICA E ANALISI DEL MOVIMENTO**

### **2.1 Analisi del movimento**

L'analisi della postura e del movimento umano costituisce un settore biomedico in forte espansione e di grande interesse dal punto di vista clinico, in quanto il controllo posturale e la locomozione sono il risultato dell'interazione di tre principali sistemi fisiologici: il sistema nervoso, il sistema muscolo-scheletrico ed il sistema sensoriale.

Obiettivo della Gait Analysis è la definizione del pattern deambulatorio del soggetto in esame; il cammino, infatti, è un movimento molto complesso che vede coinvolte sinergicamente diverse articolazioni e risultato di una valutazione continua delle informazioni propriocettive finalizzata ad adeguare la strategia di locomozione per garantire l'equilibrio dinamico, la propulsione ed il sostegno del peso corporeo.

La valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, possono essere di enorme utilità in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti, così come per la conoscenza del livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia o per la pianificazione di specifici trattamenti riabilitativi (chirurgico, ortesico,...).

Lo studio del movimento prevede la misura di variabili che descrivono la cinematica e la dinamica dei segmenti anatomici. Le variabili cinematiche (posizione, velocità e accelerazione) sono ottenute tramite sistemi di *Motion Capture*, ad esempio strumentazione optoelettronica, mentre le variabili dinamiche si ottengono indirettamente tramite la misura delle forze esterne agenti sul soggetto per mezzo di piattaforme di forza. Le forze interne (Momenti e Potenze) agenti sulle strutture articolari sono ricavate mettendo in

relazione la cinematica articolare con la *Ground Reaction Force* (Dinamica Inversa).

## 2.2 Cinematica

La cinematica è quella parte della meccanica che studia le proprietà del movimento senza tener conto delle cause che lo determinano. È un problema puramente geometrico e non richiede perciò le caratteristiche inerziali degli elementi che compongono il sistema (massa, momenti d'inerzia, posizione del baricentro). Definire cinematicamente il moto, o la legge del moto, di un punto equivale a definire, per ogni istante, la sua posizione rispetto a un sistema di riferimento scelto. Per definire la posa di un corpo rigido, che è identificato da tre punti non allineati, è necessario conoscere non solo il vettore posizione ma anche la matrice che ne stabilisce l'orientamento, in modo da descrivere completamente i suoi sei gradi di libertà.

### 2.2.1 Posizione e orientamento

Il vettore posizione è un'entità matematica che permette di individuare la posizione di un punto P di un segmento di interesse rispetto ad un sistema di riferimento locale (SL) al segmento, tipicamente cartesiano:

$$\mathbf{p}^l = [ p_x^l \quad p_y^l \quad p_z^l ],$$

dove  $p_x^l, p_y^l, p_z^l$  sono le componenti del vettore  $\mathbf{p}^l$  lungo gli assi della terna locale. Spesso può essere necessario rappresentare le coordinate del punto P del segmento rispetto a un altro sistema di riferimento, che definiremo globale (SG). La posizione del sistema di riferimento locale rispetto al globale viene descritta in termini del vettore posizione della sua origine rappresentato nel sistema globale ( $\mathbf{o}_l^g$ ). L'orientamento del SL rispetto al SG è univocamente descritto dagli angoli che gli assi del sistema locale formano con quelli del sistema globale ( $\theta_{xgxl}, \theta_{ygzl}, \theta_{zgzl}$  e in maniera equivalente per gli assi  $y_l$  e

$z_l$ ). È possibile anche assegnare i versori degli assi del SL espressi nel globale ( $i_l^g, j_l^g, k_l^g$ ) che altro non sono che i coseni direttori degli angoli tra i due sistemi di riferimento [1].

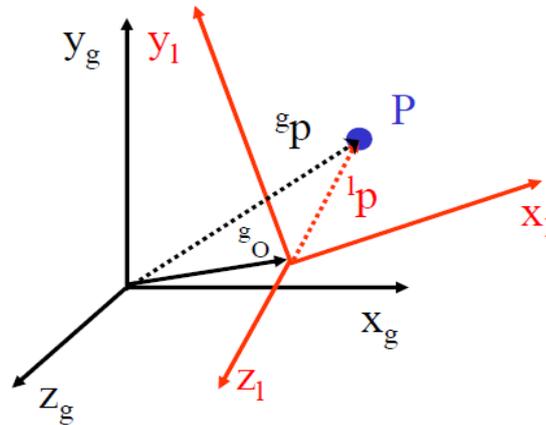


Fig 2.1 – Posa generica di un sistema di riferimento locale rispetto il globale.

### 2.2.2 Trasformazioni ortogonali

Per eseguire una trasformazione ortogonale, ossia per rappresentare un vettore posizione di un punto nel sistema globale conoscendo le sue componenti nel locale, è sufficiente applicare la seguente equazione [1]:

$$p^g = R_l^g p^l + o_l^g,$$

dove

$$R_l^g = \begin{bmatrix} \cos\theta_{xgxl} & \cos\theta_{xgyl} & \cos\theta_{xgzl} \\ \cos\theta_{ygxl} & \cos\theta_{ygy l} & \cos\theta_{ygzl} \\ \cos\theta_{zgxl} & \cos\theta_{zgy l} & \cos\theta_{zgzl} \end{bmatrix}$$

è la matrice di trasformazione che definisce l'orientazione del sistema di riferimento locale rispetto al globale, i cui vettori colonna sono i coseni direttori, o componenti dei versori degli assi del locale rappresentati nel globale, mentre il vettore

$$\mathbf{o}_l^g = [ \mathbf{o}_{lx}^g \quad \mathbf{o}_{ly}^g \quad \mathbf{o}_{lz}^g ]$$

è il vettore posizione dell'origine del sistema locale nel globale. Quindi, la posa di un sistema di riferimento locale rispetto a una terna di riferimento è definita dalla conoscenza di  $\mathbf{R}_l^g$  e  $\mathbf{o}_l^g$ . Si noti che la scelta di assi ortogonali ha come conseguenza il fatto che la matrice di rotazione fornisce, in generale, una descrizione ridondante dell'orientamento della terna; essa, infatti, è caratterizzata da nove elementi che non sono indipendenti ma legati tra di loro da sei vincoli algebrici dovuti alle condizioni di ortogonalità degli assi dei due sistemi di riferimento coinvolti. Ciò porta a riconoscere che i parametri effettivi per la descrizione dell'orientamento sono in numero *tre*. Una rappresentazione dell'orientamento in termini di tre parametri indipendenti costituisce una rappresentazione minima.

È significativo notare che i vettori colonna della matrice  $\mathbf{R}_l^g$ , essendo rappresentativi dei versori di una terna ortonormale, sono ortogonali tra di loro e, inoltre hanno modulo unitario. Di conseguenza la matrice di rotazione  $\mathbf{R}_l^g$  risulta ortogonale. Quindi è sempre invertibile e la sua inversa coincide con la matrice trasposta:

$$(\mathbf{R}_l^g)^T = (\mathbf{R}_l^g)^{-1}$$

È possibile, quindi, ottenere la trasformazione opposta, ossia dal globale al locale:

$$\mathbf{p}^l = \mathbf{R}_g^l \mathbf{p}^g - \mathbf{R}_g^l \mathbf{o}_l^g,$$

dove  $\mathbf{R}_g^l$  è la trasposta  $\mathbf{R}_l^g$  [2].

### 2.2.3 Descrizione cinematica del sistema scheletrico

Per descrivere la cinematica 3D dell'apparato locomotore, si utilizza un modello costituito da un sistema multilink i cui membri rigidi, ciascuno associato ad un segmento corporeo, sono connessi da accoppiamenti cinematici (giunti) caratterizzati da un numero variabile di gradi di libertà (da zero a sei). Per una valutazione quantitativa del movimento umano è necessario ricostruire la posa dei segmenti ossei in esame in ognuno degli istanti in cui si può suddividere il task motorio. La materia viene trattata ipotizzando che la principale fonte di dati sperimentali sia costituita da un sistema stereofotogrammetrico.

La descrizione della cinematica del sistema scheletrico deve essere associata a quella morfologica. La descrizione morfologica di un segmento osseo può essere ottenuta rappresentandolo come un insieme di particelle e fornendo il vettore posizione di ciascuna di esse relativamente a un sistema di riferimento locale ( $p^l$ ).

Nell'ambito degli obiettivi tipici dell'analisi del movimento, i segmenti ossei vengono modellizzati utilizzando l'assunzione di corpo rigido. In maniera del tutto analoga a quanto avviene in meccanica classica, per evidenti ragioni di praticità, si tende a separare il problema della descrizione del movimento dall'analisi degli sforzi interni, tensioni e delle deformazioni.

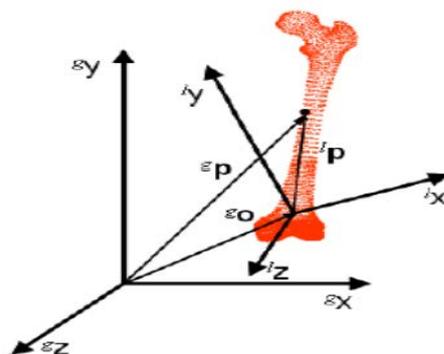


Fig 2.2–Descrizione morfologica dell'osso rispetto ad un sdr locale ( $p^l$ ) e uno globale ( $p^g$ ).

L'assunzione di corpo rigido, fatta per i segmenti ossei, implica che i SL siano solidali con questi e che i vettori posizione delle particelle sopra menzionati

siano invarianti rispetto al tempo e/o alle condizioni meccaniche al contorno e possano, dunque, essere determinati una sola volta e nelle condizioni sperimentali più favorevoli.

La stereofotogrammetria consente una ricostruzione della morfologia dell'osso "a bassa risoluzione" (*Cappozzo, 1984*). Ciò è imposto dal fatto che possono essere identificati solo punti superficiali, cioè ricoperti da un sottile strato di tessuto molle, e con distinte caratteristiche morfologiche. Grazie alla loro accessibilità, tali punti di repere anatomici (RA), sono individuabili per palpazione e la loro posizione può essere ricostruita apponendovi dei marcatori.

La stima della posizione e dell'orientamento di un segmento si fonda sul concetto teorico in base al quale un corpo rigido in movimento è univocamente determinabile dalla conoscenza della cinematica di un SDR solidale al corpo stesso. La registrazione del SDR solidale al segmento osseo si attua a partire dalla conoscenza delle coordinate, rispetto al SDR globale, di almeno tre punti non collineari disposti sul segmento.

Si noti tuttavia che il riferimento alla morfologia delle porzioni del sistema scheletrico di interesse è indispensabile anche nel caso in l'obiettivo sia la sola descrizione matematica del movimento. Molte delle grandezze meccaniche utilizzate a tale scopo sono, infatti, vettoriali e la loro rappresentazione numerica dipende dal sistema di assi utilizzato. Per ovvie ragioni di ripetibilità dei risultati, la definizione di tali assi deve essere, del pari, ripetibile. Se i sistemi di riferimento locali sono solidali con porzioni del corpo umano, allora questa circostanza può essere garantita unicamente da un riferimento all'anatomia, costruendo detti assi utilizzando RA. I sistemi di riferimento locali definiti sulla base di RA prendono il nome di sistemi di riferimento anatomici (SA) e vengono definiti per soddisfare requisiti di ripetibilità intra – e – inter-soggettiva.

## 2.2.4 Sistemi di riferimento

La descrizione del movimento del sistema scheletrico coinvolge la definizione di sistemi di riferimento globali e locali.

### SISTEMI DI RIFERIMENTO GLOBALI

In un laboratorio di analisi del movimento possono essere definiti i seguenti sistemi di riferimento globali inerziali (*Cappozzo et al., 1995*):

- **Sistema della fotogrammetria:** è il sistema di assi rispetto al quale il sistema fotogrammetrico fornisce le coordinate ricostruite dei marcatori. Esso è arbitrariamente definito nello spazio di laboratorio e può avere una relazione geometrica nota rispetto all'oggetto di calibrazione utilizzato.
- **Sistema del dinamometro:** è il sistema di assi rispetto al quale un dinamometro fornisce i valori delle componenti di forza e coppia che misura. È definito arbitrariamente secondo criteri di convenienza (ad es. coincidente con gli assi di simmetria dello strumento).
- **Filo a piombo:** si tratta di un singolo asse e rappresenta l'orientamento della linea di gravità, solitamente assunta verso l'alto.

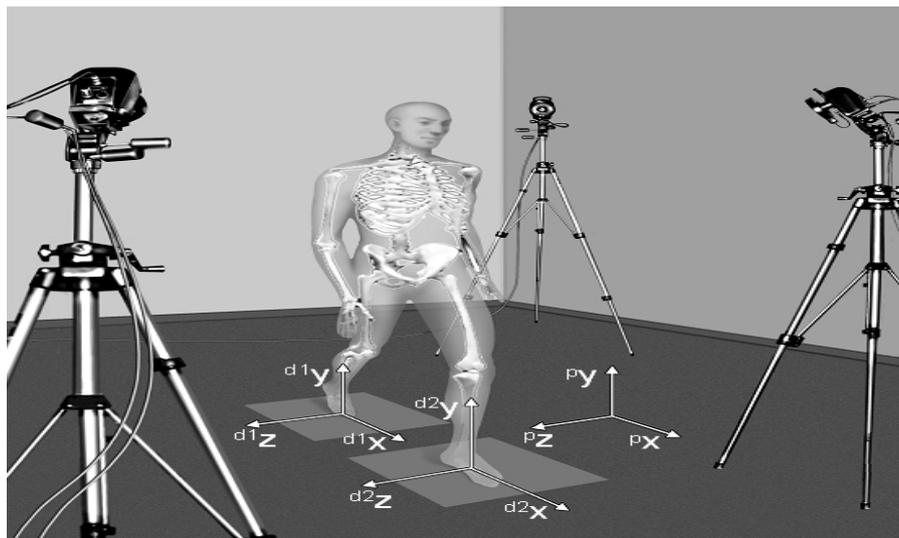


Fig 2.3 – Laboratorio di analisi del movimento con l'indicazione dei sistemi di riferimento (della fotogrammetria – p e delle due pedane dinamiche – d1 e d2)

## SISTEMI DI RIFERIMENTO LOCALI

Un generico SL, rigidamente associato ad un corpo o ad un segmento osseo viene detto **sistema tecnico** (ST) (*Cappozzo, 1984; Cappozzo et al., 1997a*). Questa espressione deriva dal fatto che la definizione di questo sistema di riferimento ubbidisce a considerazioni esclusivamente tecniche legate agli strumenti di misura utilizzati o ai protocolli sperimentali adottati e, normalmente, non ha una relazione geometrica prevedibile con l'anatomia del sistema sotto analisi. Tale sistema di riferimento viene costruito utilizzando la posizione istantanea di marcatori non allineati collocati sul segmento d'interesse (affinché il problema sia determinato i marcatori devono essere almeno tre);

Contrariamente ai ST, il cui posizionamento rispetto al segmento a cui si riferiscono è arbitrario e di conseguenza non ripetibile, i **sistemi di riferimento anatomici** (SA) vengono definiti proprio per soddisfare requisiti di ripetibilità intra – e – inter-soggettiva [1].

Inoltre, i loro piani approssimano i piani frontale, sagittale e trasverso così come definiti dalla anatomia, aspetto che rende più facilmente interpretabili dati che vengano rappresentati in quei sistemi di riferimento. Se riferiti al segmento corporeo relativo, i SA possono essere utilizzati per definire la posizione del relativo centro di massa e, con un'approssimazione accettata in molte applicazioni, possono essere considerati coincidenti con gli assi principali di inerzia. I SA vengono determinati utilizzando i relativi RA; tali punti dovrebbero essere scelti in modo da risultare relativamente facili da identificare per palpazione e che la loro determinazione risulti ripetibile. (*Cappozzo et al., 1995*)

Riassumendo, allo scopo di procedere alla descrizione cinematica del sistema scheletrico di un soggetto in movimento, per ciascun segmento osseo di interesse e in ciascun istante di tempo campionato, devono essere acquisite le seguenti informazioni utilizzando dati stereofotogrammetrici:

- Posizione istantanea di marcatori opportunamente collocati sulla cute del soggetto rispetto al sistema della fotogrammetria.
- Vettore posizione e matrice di orientamento di un SL costruito sui marcatori, rispetto ad un sistema globale.

### 2.3 Cinematica articolare

Supponiamo di avere due segmenti ossei, uno prossimale e uno distale, considerati come corpi rigidi, ai quali siano associati due sistemi di riferimento locali, chiamati rispettivamente prossimale e distale, e che siano collegati da un giunto rototraslazionale ( sei gradi di libertà).

L'espressione cinematica articolare si riferisce, quindi, alla descrizione del moto relativo fra due segmenti corporei adiacenti (ad esempio il segmento prossimale e distale di una articolazione), supposti rigidi. Note le matrici di rotazione  $R_p^g$  e  $R_d^g$  e i vettori posizione  $o_p^g$  e  $o_d^g$  del segmento prossimale e di quello distale rispettivamente, è possibile ricavare la seguente espressione:

$$p^p = R_j p^d + o_j \quad \text{dove} \quad R_j = (R_p^g)^T R_d^g \quad \text{e} \quad o_j = (R_p^g)^T (o_d^g - o_p^g)$$

$R_j$  e  $o_j$ , rispettivamente la matrice di orientamento e il vettore posizione del giunto, descrivono in modo completo la posa del segmento distale rispetto il segmento prossimale.

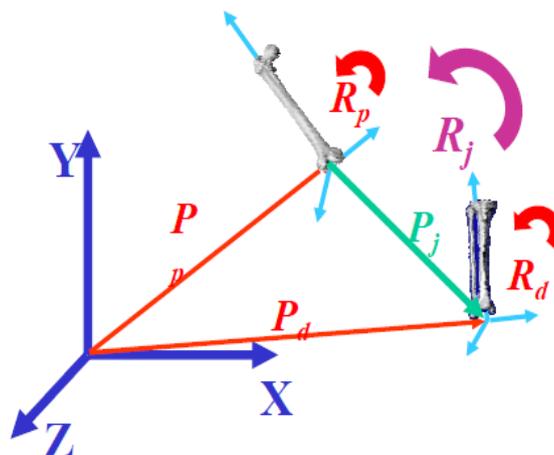


Fig 2.4 – Rappresentazione della cinematica articolare

Le caratteristiche della matrice di orientamento del giunto permettono di scrivere i nove elementi della matrice stessa in funzione di sole tre coordinate indipendenti. Tali coordinate vanno quindi ad aggiungersi alle tre componenti del vettore posizione, fornendo in tutto sei gradi di libertà, tre associati alla posizione e tre all'orientamento di un corpo rigido relativo ad un altro corpo rigido. Queste sei coordinate scalari possono essere rappresentate in vario modo a seconda della convenzione scelta.

In particolare, una generica matrice di rotazione può essere ricavata per composizione di tre rotazioni elementari attorno ad assi predefiniti. Mentre per le traslazioni la sequenza degli spostamenti non ha alcuna influenza, questo non è vero per le rotazioni. L'orientamento finale della terna, che si ricava con la composizione di rotazioni definite rispetto alla *terna corrente*, è caratterizzata dalla matrice di rotazione ottenuta moltiplicando le matrici rappresentative delle rotazioni elementari nell'ordine imposto dalla sequenza. Se si utilizza, invece, la *terna fissa* come riferimento, allora la composizione si ottiene moltiplicando le singole matrici nell'ordine opposto a quello imposto dalla sequenza di rotazioni. È importante notare che, poiché la moltiplicazione tra matrici non gode della proprietà commutativa, la composizione di più rotazioni dipende dall'ordine con cui le singole rotazioni si succedono.

Terna corrente:

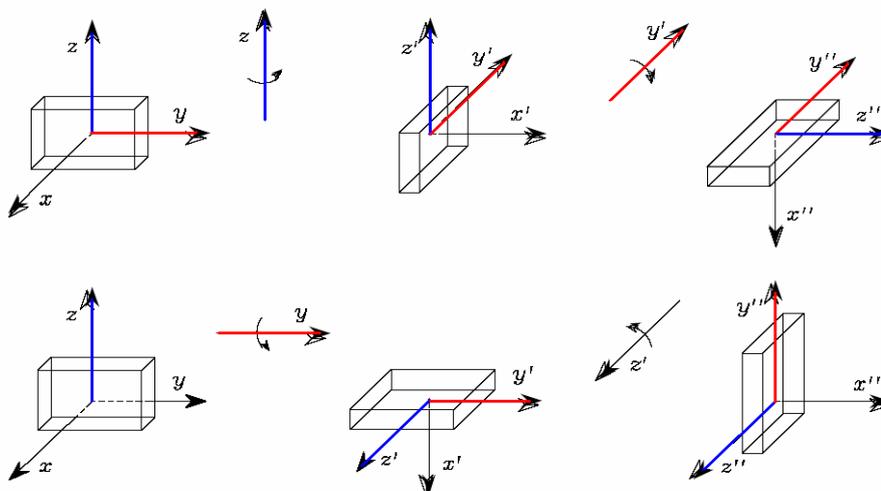


Fig 2.5 – Serie di rotazioni di un corpo rigido rispetto alla terna corrente

Regola di composizione:  $R_2^0 = R_1^0 R_2^1$ .

Terna fissa:

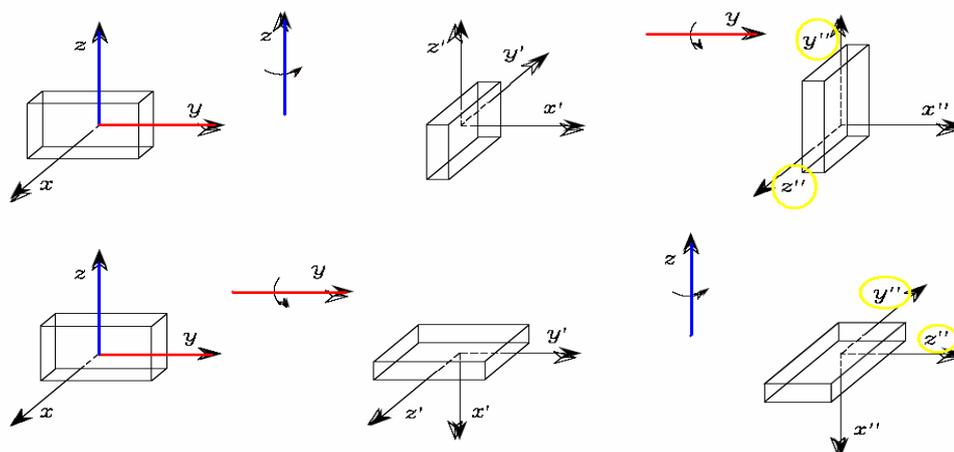


Fig 2.6 – Serie di rotazioni di un corpo rigido rispetto alla terna fissa

Regola di composizione:  $R_2^0 = R_2^1 R_1^2$ .

Qualunque orientamento del sistema di riferimento distale rispetto il prossimale può essere, quindi, considerato come il risultato di tre rotazioni elementari successive, supponendo inizialmente coincidenti i due sistemi di riferimento. Un'altra soluzione è quella di esprimere l'orientamento del SL distale rispetto al SL prossimale come una singola rotazione di un certo angolo  $\theta$  attorno ad un unico asse; in entrambi i casi si assume che, a partire da un'orientazione di riferimento iniziale, si ruota il sistema distale in modo tale che esso assuma la sua orientazione attuale rispetto al riferimento prossimale.

Riassumendo, quindi, la stima della cinematica articolare può essere scomposta nei seguenti passi:

1. definire un sistema di riferimento locale a ciascun segmento.
2. definire la convenzione matematica per la descrizione dell'orientamento e della posizione relativa dei due sistemi locali; occorre cioè definire il metodo usato per calcolare le sei componenti scalari.

Il vincolo è che la combinazione dei punti 1 e 2 permetta di ottenere

informazioni clinicamente interpretabili e ripetibili. Infatti, per la ripetibilità e la confrontabilità dei risultati è necessario riferire il movimento a sistemi di riferimento anatomici. Per la significatività fisiologica dei risultati è inoltre auspicabile che gli assi articolari, ovvero gli assi attorno a cui si ipotizza avvengano le rotazioni, coincidano con gli assi di rotazione dell'anatomia funzionale. Variazioni nelle direzioni degli assi articolari rispetto alle direzioni di quegli anatomici sono causa di un errore di *crossstalk* (Piazza Sj et al., 2000), fenomeno per il quale una rotazione articolare (ad es. di flessione-estensione) viene interpretata come una rotazione spuria (ab-adduzione). Questo aspetto è particolarmente rilevante per quei gradi di libertà che nel moto subiscono variazioni limitate, sebbene clinicamente significative. Per ovviare al problema del *crossstalk*, è possibile utilizzare un metodo funzionale.

## 2.4 Angoli di Eulero

Come definito in precedenza, è possibile esprimere l'orientazione del segmento distale rispetto al prossimale come il risultato di una sequenza di tre rotazioni elementari. La sequenza maggiormente utilizzata in biomeccanica è quella degli angoli di Eulero ZXY; la matrice di rotazione articolare viene espressa come la composizione di tre rotazioni elementari attorno a tre assi diversi, scelti tra gli assi coordinati del SA prossimale e/o distale.

- la prima rotazione elementare ( $\alpha$ ) avviene attorno all'asse z del SA prossimale (o, dal momento che si tratta della prima rotazione, equivalentemente, attorno all'asse z del SA distale);
- la seconda rotazione ( $\beta$ ) è attorno all'asse x del SA distale ed in particolare attorno alla direzione che tale asse assume nello spazio dopo la prima rotazione;
- la terza rotazione ( $\gamma$ ) è eseguita attorno all'asse y del SA distale nella nuova posizione che tale asse assume nello spazio dopo che le prime due rotazioni sono state effettuate.

Le matrici elementari sono:

$$R_\alpha = \begin{bmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_\beta = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\beta & -\sin\beta \\ 0 & 0 & \cos\beta \end{bmatrix}$$

$$R_\gamma = \begin{bmatrix} \cos\gamma & 0 & \sin\gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\gamma & 0 & \cos\gamma \end{bmatrix}$$

Attraverso il prodotto di queste tre matrici si ottiene la matrice di orientamento:

$$R_j = R_\alpha R_\beta R_\gamma = \begin{bmatrix} \cos\alpha \cos\gamma - \sin\alpha \sin\beta \sin\gamma & -\sin\alpha \cos\beta & \cos\alpha \sin\gamma + \sin\alpha \sin\beta \cos\gamma \\ \sin\alpha \cos\gamma + \cos\alpha \sin\beta \sin\gamma & \cos\beta \cos\alpha & \sin\alpha \sin\gamma - \cos\alpha \sin\beta \cos\gamma \\ -\cos\beta \sin\gamma & \sin\beta & \cos\beta \cos\gamma \end{bmatrix}$$

Per ricavare gli angoli dalla matrice  $R_j$  si utilizza il seguente procedimento :

se  $|R_{j32}| \neq 1$ ,

$$\beta = \sin^{-1}(R_{j32}) \quad -\frac{\pi}{2} < \beta < \frac{\pi}{2}$$

Quindi, calcolando  $\cos\beta$  si definisce:

$$\gamma_1 = \sin^{-1}\left(-\frac{R_{j31}}{\cos\beta}\right) \quad -\frac{\pi}{2} \leq \gamma_1 \leq \frac{\pi}{2}$$

da cui si ricava:

$$\gamma = \begin{cases} \gamma_1 & \text{se } R_{j33} \geq 0 \\ \pi - \gamma_1 & \text{se } R_{j33} < 0 \end{cases}$$

Analogamente:

$$\alpha_1 = \sin^{-1}\left(-\frac{R_{j12}}{\cos\beta}\right) \quad -\frac{\pi}{2} \leq \alpha_1 \leq \frac{\pi}{2}$$

$$\alpha = \begin{cases} \alpha_1 & \text{se } R_{j22} \geq 0 \\ \pi - \alpha_1 & \text{se } R_{j22} < 0 \end{cases}$$

Se  $|R_{j32}| = 1$ ,

$$\beta = \begin{cases} -\frac{\pi}{2} & \text{se } R_{j32} = -1 \\ \frac{\pi}{2} & \text{se } R_{j32} = 1 \end{cases}$$

Ponendo

$$\varepsilon = \sin^{-1}(R_{j13}) \quad -\frac{\pi}{2} \leq \varepsilon \leq \frac{\pi}{2}$$

si ottiene:

$$(\alpha + \gamma) = \begin{cases} \varepsilon & \text{se } R_{j11} \geq 0 \\ \pi - \varepsilon & \text{se } R_{j11} < 0 \end{cases}$$

Quando  $\beta = \pm \frac{\pi}{2} \text{ rad}$ , si è di fronte ad una condizione di singolarità chiamata *gimbal-lock* e in questo caso non si possono definire univocamente tre distinte rotazioni, ma ne sono sufficienti solo due per descrivere l'orientamento del sistema distale rispetto a quello prossimale.

Se l'asse z attorno a cui avviene la rotazione  $\alpha$  è quello attorno al quale avviene la flessione-estensione del segmento distale rispetto al prossimale, se l'asse y attorno a cui avviene la rotazione  $\gamma$  può rappresentare la rotazione interna-esterna e l'asse x attorno a cui avviene la rotazione  $\beta$  può essere pensato come l'asse di ab-adduzione, allora il significato funzionale degli angoli  $\alpha, \beta, \gamma$  è quello rispettivamente di angoli di flessione-estensione, di ab-adduzione e di intra-extra rotazione.

Come già evidenziato, le convenzioni angolari di tipo cardanico mostrano una condizione di singolarità (*gimbal-lock*) per rotazioni attorno all'asse x di  $\pm k \frac{\pi}{2}$  rad ( k = 1,2,..). Tale singolarità può essere evitata scegliendo in modo opportuno l'asse x a seconda del movimento funzionale che si vuole descrivere e dell'articolazione di interesse. In particolare se l'asse x viene fatto coincidere con un asse articolare attorno a cui corrispondono rotazioni limitate (come l'ab-adduzione o la rotazione interna-esterna nel caso dell'articolazione di ginocchio), allora tale singolarità può essere evitata.

## **2.5 La dinamica dell'apparato locomotore**

La deambulazione è un atto complesso risultante dalle interazioni fra forze interne (muscoli, vincoli articolari) ed esterne (gravità, Forza di reazione di piede suolo) dirette da un mirabile sistema di controllo posturale e dell'equilibrio, che, tramite la contrazione muscolare, esercita il controllo dei liberi movimenti articolari. Compito di tale sistema è quello di consentire all'uomo la stabilità posturale tramite l'azione dei muscoli antigravitari, sia in posizione statica che in movimento, adattandosi ai continui cambiamenti ambientali.

La fase analitica dell'analisi del cammino si completa, quindi, con il calcolo delle variabili dinamiche, ovvero dei momenti e delle potenze articolari, mediante approccio di Dinamica Inversa, che consiste nel determinare le coppie e le reazioni ai giunti, noto il movimento del sistema e le forze esterne applicate. Per tale scopo si devono integrare i dati provenienti dalla stereofotogrammetria con la forza di reazione piede-suolo (*Ground Reaction Force*, GRF), proveniente solitamente da pedane dinamometriche.

La GRF è la forza di reazione del terreno alla forza scaricata su di esso dal piede in appoggio, risultante delle forze gravitazionali e inerziali. Ha direzione e intensità uguali a quest'ultima, verso opposto. Mentre in stazione eretta la GRF ha direzione verticale e intensità uguale alla forza di gravità assoluta del corpo, durante il cammino, essendo la forza scaricata dal piede sul terreno la risultante delle forze gravitazionali e inerziali, la GRF varia continuamente per

intensità e direzione, e può essere scomposta in una componente verticale, in una componente antero-posteriore e in una componente medio-laterale (queste ultime due componenti corrispondono all'attrito al suolo).

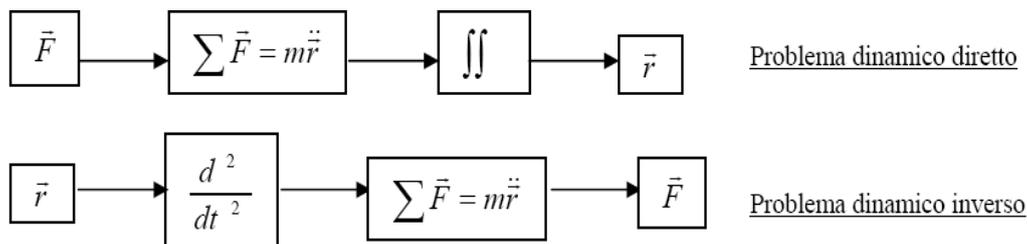
Dove la GRF non incrocia gli assi articolari, genera momenti esterni alle articolazioni portanti, calcolati moltiplicando la GRF per il braccio di leva di questa forza rispetto al centro articolare del giunto considerato. Senza un'adeguata azione muscolare che contrasti, questa forza potrebbe causare un collasso posturale durante l'appoggio. Vengono dunque distinti i momenti esterni dovuti al non allineamento tra vettore e articolazione che determinano il movimento, dai momenti interni dovuti alla risposta muscolare che forniscono un momento di bilanciamento.

Per esempio durante la risposta al carico il vettore GRF si trova posteriormente al ginocchio flesso, creando un momento flessorio. Per stabilizzare il ginocchio è necessaria una risposta estensoria: l'azione del quadricipite.

La potenza articolare è invece il prodotto tra momento articolare e velocità angolare del movimento, perciò quando la direzione del movimento coincide con la direzione del momento, si dice che l'articolazione sta generando potenza e, durante il cammino, questa generazione può essere correlata ad una contrazione concentrica (il muscolo produce movimento). Viceversa se le direzioni sono opposte, l'articolazione sta assorbendo potenza, cioè, nel caso del cammino, può esserci una contrazione eccentrica (il muscolo frena il movimento generato da forze esterne).

### **2.5.1 Definizione del problema dinamico**

Il problema dinamico può essere affrontato in due modi: attraverso il problema della *dinamica diretta* per il quale, date le azioni motrici e le forze esterne agenti su un corpo se ne predice il movimento, e un altro chiamato problema della *dinamica inversa*, per il quale data la cinematica di un corpo, le forze scambiate con l'ambiente e le proprietà inerziali di ogni segmento corporeo, si compie una stima dei momenti e delle forze risultanti applicate ad ogni articolazione.



**Fig 2.7 – Problema diretto e inverso della dinamica ( $\vec{F}$  è la risultante delle forze esterne applicate,  $m$  è la massa e  $\vec{r}$  è il vettore che descrive la posizione del COM).**

L'approccio tramite la dinamica inversa è quello di cui in genere ci si avvale per eseguire l'analisi del movimento e riveste un ruolo fondamentale nella comprensione dei meccanismi coinvolti nel controllo motorio, fornendo anche informazioni utili a fini diagnostici e di progettazione di dispositivi protesici.

### 2.5.2 Approccio di Eulero – Newton

Per l'analisi di dinamica il corpo umano viene schematizzato come un multilink, una catena di segmenti rigidi connessi da giunti ideali privi di attrito e posti in corrispondenza dei centri articolari. Dato il numero relativamente elevato di segmenti, è conveniente ricorrere ad un insieme di equazioni che permettano una procedura ricorsiva. Le equazioni utilizzate in questo ambito per risolvere il problema della dinamica inversa sono le equazioni di Eulero-Newton, le quali presentano proprio il vantaggio fondamentale di rappresentare un metodo ricorsivo, molto efficiente da un punto di vista computazionale. L'approccio di Eulero-Newton è detto anche del "corpo libero" poiché ogni segmento viene considerato libero nello spazio e soggetto alla sola forza di gravità. L'interazione con gli altri segmenti appare, invece sotto forma di forze e coppie applicate ai suoi estremi.

La meccanica di Newton – Eulero ci permette di calcolare le forze e i momenti interni alle articolazioni, mediante la scrittura del bilancio delle forze e dei momenti agenti sul generico segmento. Consideriamo il corpo libero presente in Fig. 2.8, rappresentante il segmento  $i$ -esimo, insieme a tutte le forze e coppie agenti su di esso.

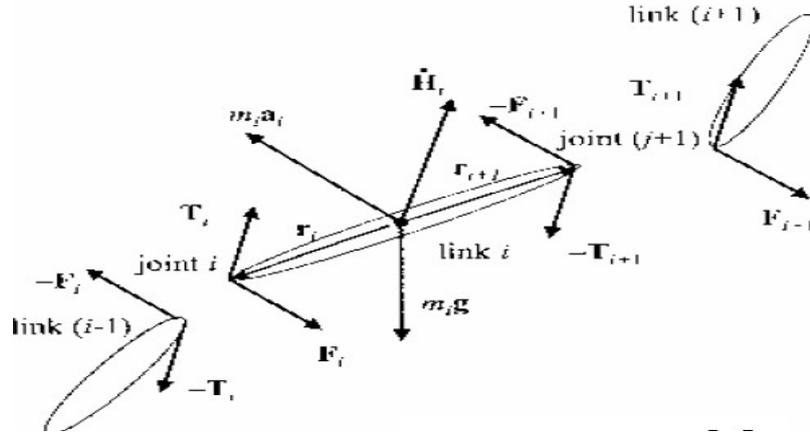


Fig 2.8 – Caratterizzazione del segmento i-esimo per la formulazione di Eulero-Newton

L'equazione di Eulero per il moto traslazionale del baricentro può scriversi come:

$$\vec{F}_i - \vec{F}_{i+1} + m_i \vec{g} - m_i \vec{a}_i = \mathbf{0}$$

L'equazione di Eulero per il moto rotazionale (riferendo i momenti al centro di massa) può scriversi come:

$$\vec{T}_i - \vec{T}_{i+1} + \vec{r}_i \times \vec{F}_i - \vec{r}_{i+1} \times \vec{F}_{i+1} - \vec{I}_i \ddot{\vec{\theta}}_i - \dot{\vec{\theta}}_i \times (\vec{I}_i \dot{\vec{\theta}}_i) = \mathbf{0}$$

Dove  $\vec{F}_i$  e  $\vec{F}_{i+1}$  sono le forze agenti sul link i e i+1 rispettivamente;  $\vec{T}_i$  e  $\vec{T}_{i+1}$  sono i momenti sulle due articolazioni del segmento i-esimo;  $\vec{r}_i$  e  $\vec{r}_{i+1}$  sono i raggi dal CoM del segmento al centro delle due articolazioni;  $\vec{g}$  è l'accelerazione di gravità;  $\vec{a}_i$  è l'accelerazione lineare del baricentro;  $m_i$  è la massa del segmento;  $\vec{I}_i$  è la matrice d'inerzia.

La procedura ricorsiva, di solito, inizia dal segmento distale fino a quello prossimale. Conoscendo le masse, le accelerazioni e il valore di forza iniziale si può calcolare la forza prossimale dalla prima equazione, poi si inseriscono i valori appena calcolati nell'equazione dedicata ai momenti. Il procedimento si ripete poi per tutti gli altri segmenti della catena.

### 2.5.3 Parametri inerziali

L'attendibilità delle grandezze calcolate tramite la dinamica inversa dipende da ipotesi come la rigidità dei segmenti corporei ed il grado di accuratezza dei dati cinematici e antropometrici. Alcune possibili sorgenti di errore sono: la stima dei centri di rotazione articolari (*Looze & al., 1992*), artefatti dovuti a movimenti della pelle, errori nelle misure di forze o nella calibrazione dei repere anatomici, errori nella stima dei parametri inerziali dei segmenti. Per ridurre l'impatto di questi ultimi errori sulla stima dei momenti articolari, sono stati utilizzati vari metodi di misura:

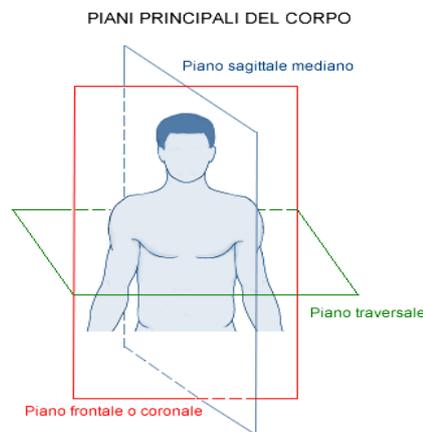
- Misure dirette su cadaveri.
- Misure dirette su soggetti viventi tramite tecniche di imaging come risonanza magnetica, tomografia assiale computerizzata, combinando misure di volume e di densità; tuttavia è un metodo costoso ed espone i soggetti a radiazioni ( nel caso della TAC).
- Stima indiretta con metodi proporzionali (*Dempster 1955, Zatsiorsky e Seluyanov 1985*), tramite un'analisi di regressione statistica, correlando misure antropometriche significative (per esempio massa corporea totale e altezza) dell'individuo in esame con i valori dei parametri inerziali ottenuti da misure dirette. Il limite di questi modelli consiste nel fornire valori accurati solo per soggetti con caratteristiche antropometriche che non differiscono troppo dalla media della popolazione utilizzata come campione.

All'interno di questa analisi vengono utilizzati i parametri antropometrici contenuti nelle tabelle di Zatsiorsky con le correzioni di De Leva, questo perché Zatsiorsky si riferisce a punti di repere anatomico significativamente distanti dai centri articolari, mentre tramite i parametri correttivi di De Leva è possibile usare le tabelle di Zatsiorsky utilizzando come punti di repere anatomici i centri articolari.

## 2.6 Piani e assi anatomici

Il movimento del corpo umano può essere descritto secondo tre piani principali:

- il piano sagittale divide il corpo umano in due parti simmetriche: destra e sinistra;
- il piano frontale divide il corpo in due parti anteriore e posteriore;
- il piano trasverso taglia la figura nelle due porzioni superiore ed inferiore, passando per il centro di massa;



**Fig 2.9 – Piani di riferimento anatomici**

Gli assi anatomici definiscono l'asse intorno al quale si verifica un movimento rotatorio:

- asse sagittale: indica la direzione antero-posteriore ed è perpendicolare al piano frontale.
- asse longitudinale: rappresenta la direzione cranio-caudale ed è perpendicolare al piano trasverso.
- asse trasversale: è indicativo della direzione medio-laterale ed è perpendicolare al piano sagittale.

I movimenti di flesso-estensione hanno luogo sul piano sagittale intorno all'asse medio-laterale; i movimenti di ab-adduzione hanno luogo sul piano frontale intorno all'asse sagittale, mentre i movimenti di intra-extra rotazione si svolgono sul piano trasverso intorno all'asse longitudinale.

## 2.6 Ciclo del passo

Il **cammino** è caratterizzato da un *pattern* di attività motoria ciclica degli arti inferiori e del tronco che consente di trasferire il peso corporeo sull'arto di supporto e di avanzare l'arto controlaterale in avanti. Il ciclo del passo rappresenta l'unità funzionale di riferimento nell'analisi del cammino: è il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso piede (*stride*) al terreno e rappresenta il riferimento temporale in cui vengono descritti tutti gli altri eventi biomeccanici.

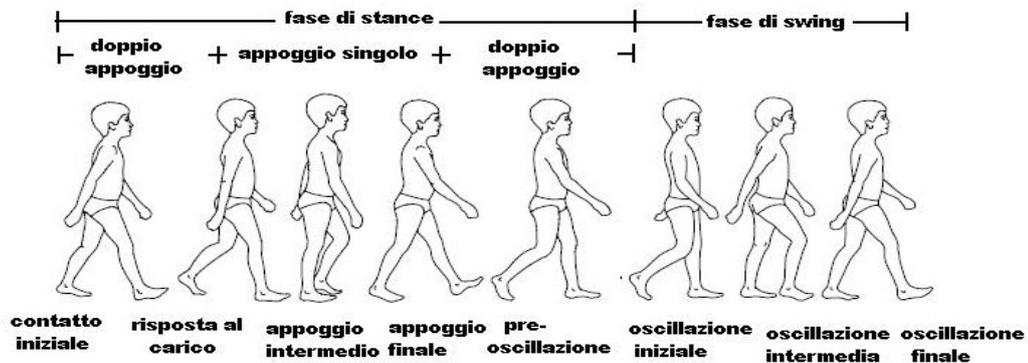


Fig 2.10 – Ciclo del passo

Ogni ciclo del cammino (Fig. 2.10) è suddiviso in due fasi principali: la fase di appoggio o *Stance* e la fase di oscillazione o *Swing* (Davis et al., 1991). La prima rappresenta l'intervallo di tempo durante in quale il piede rimane a contatto con il terreno (normalmente rappresenta il 60% del ciclo del passo ed inizia con il contatto iniziale). La seconda rappresenta l'intervallo di tempo durante il quale l'arto è sospeso e si produce la progressione in avanti dell'arto (ricopre circa il 40% dello stride). Il ciclo del passo viene poi suddiviso in otto eventi o periodi, i primi cinque si verificano durante la fase di *stance* e gli ultimi tre appartengono alla fase di *swing*:

1. contatto iniziale ( *Initial contact, IC* )
2. risposta al carico ( *Loading Response, LR* )
3. appoggio intermedio ( *Mid Stance, MSt* )

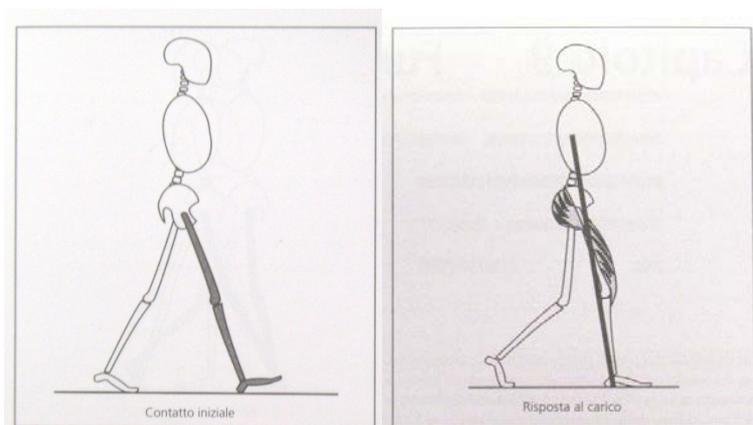
4. appoggio finale ( *Terminal Stance, TSt* )
5. preoscillazione ( *PreSwing, PSw* )
6. oscillazione iniziale ( *Initial Swing, ISw* )
7. oscillazione intermedia ( *Mid Swing, MSw* )
8. oscillazione terminale ( *Terminal Swing, TSw* )

### ***Contatto iniziale***

Intervallo: 0-2 % del ciclo del passo;

Obiettivo: l'arto è posizionato in modo da iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno.

Questa fase comprende il momento in cui il piede viene a contatto con il suolo attraverso il tallone. Durante il contatto iniziale, l'anca è flessa ed il ginocchio è esteso. La tibiotarsica è flessa dorsalmente ed è posizionata a 90° (posizione neutra) in modo da determinare un'inclinazione ottimale dell'avampiede verso l'alto. Il contatto con il terreno, realizzato dal tallone, genera una brusca e momentanea forza di reazione verticale, dal momento che si verifica una caduta libera del corpo di circa 1cm. In questa fase, la componente verticale della forza di reazione piede-suolo è anteriore all'anca e al ginocchio e posteriore alla caviglia.



**Fig 2.11 – Contatto iniziale**

**Fig 2.12 – Risposta al carico**

### ***Risposta al carico***

Intervallo: 0-10 % del ciclo del passo;

Obiettivi: assorbimento dell'impatto, stabilità sotto carico e conservazione della progressione. Questa fase inizia con il contatto iniziale al suolo e continua finché il piede controlaterale non viene sollevato per l'oscillazione. Nella risposta al carico, il peso del corpo è trasferito sull'arto in appoggio che avvicina l'avampiede al suolo con conseguente flessione plantare della tibiotarsica e flessione del ginocchio. La flessione plantare della tibiotarsica, dovuta al vettore applicato al calcagno, contribuisce all'assorbimento dell'impatto, la flessione del ginocchio, introdotta dall'azione dei muscoli pretibiali è sufficiente per contribuire all'assorbimento mantenendo la stabilità necessaria per la sicurezza del carico. L'arto opposto è in fase di preoscillazione. In questa fase, la componente verticale della forza di reazione piede-suolo è anteriore all'anca e posteriore al ginocchio e alla caviglia.

### ***Appoggio intermedio***

*Intervallo:* 10-30% del ciclo del passo.

Obiettivi: progressione sul piede in appoggio e stabilità del tronco e dell'arto. Questa fase inizia nel momento in cui il piede controlaterale viene sollevato e continua fino a quando il peso del corpo non risulta allineato sull'avampiede. La forza di reazione piede-suolo modifica il proprio allineamento a livello di ogni articolazione. Man mano che l'arto ruota in avanti sul piede d'appoggio il punto critico per la stabilità dinamica si sposta dal ginocchio alla tibiotarsica con il vettore che diventa anteriore alla tibiotarsica e al ginocchio e posteriore rispetto all'anca. Inoltre, l'oscillazione dell'arto controlaterale (che ha una spinta dal basso in alto per assicurare la clearance del piede) fa diminuire l'intensità della componente verticale della forza di reazione piede suolo.

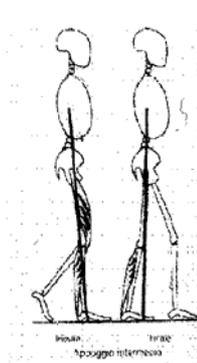


Fig 2.13 – Appoggio intermedio

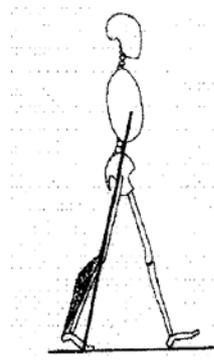


Fig 2.14 – Appoggio terminale

### ***Appoggio terminale***

Intervallo: 30-50 % del ciclo del passo;

Obiettivo: progressione del corpo oltre il piede in appoggio.

Questa fase inizia con il sollevamento del tallone e continua finché l'altro piede non appoggia al suolo. Quando il corpo ruota anteriormente sull'avampiede, la tibiotarsica flette dorsalmente e il calcagno si solleva poiché il ginocchio ha completato l'estensione. C'è un aumento del carico perché l'arto controlaterale va in caduta libera, ma c'è ancora un solo arto in appoggio!

La componente verticale della forze di reazione piede-suolo è posteriore all'anca ed anteriore al ginocchio e alla caviglia.

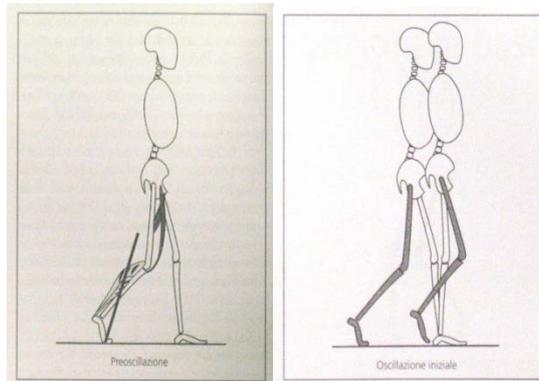
### ***Preoscillazione***

Intervallo: 50-60 % del ciclo del passo;

Obiettivo: posizionamento dell'arto per l'oscillazione.

Questa fase va dal momento in cui si verifica il contatto iniziale dell'arto controlaterale fino al distacco della dita omolaterali. L'ampio arco di flessione del ginocchio inizia in questa fase di doppio appoggio, quando la tibiotarsica si flette plantarmente. L'avanzamento del vettore oltre le articolazioni metatarsofalangee e il trasferimento del carico da un arto all'altro liberano il piede permettendogli di ruotare determinando il sollevamento del calcagno. Questo sposta il ginocchio davanti al vettore e ne determina la flessione e

l'avanzamento della coscia.



**Fig 2.15 – Preoscillazione**

**Fig 2.16 – Oscillazione iniziale**

### ***Oscillazione iniziale***

Intervallo: 60-73 % del ciclo del passo;

Obiettivi: avanzamento dell'arto oscillante e sollevamento del piede dal suolo.

Questa fase inizia con il sollevamento del piede dal terreno e termina quando l'arto oscillante si trova parallelo al piede di appoggio. La flessione plantare della tibiotarsica è parzialmente ridotta per allontanare il piede dal suolo, mentre la flessione dell'anca fa ruotare la coscia in avanti. La fase di sospensione non è influenzata direttamente dalla GRF ma dalla gravità (all'inizio del movimento di oscillazione il baricentro dell'arto sospeso è posto dietro l'asse di sospensione e l'arto oscilla verso l'avanti con il meccanismo del pendolo), dal momento angolare impresso dalla spinta del piede sul terreno nella fase finale dell'appoggio (*push off*) e, in misura minore, dall'intervento dei flessori dell'anca ( *Richards J, 2008*).

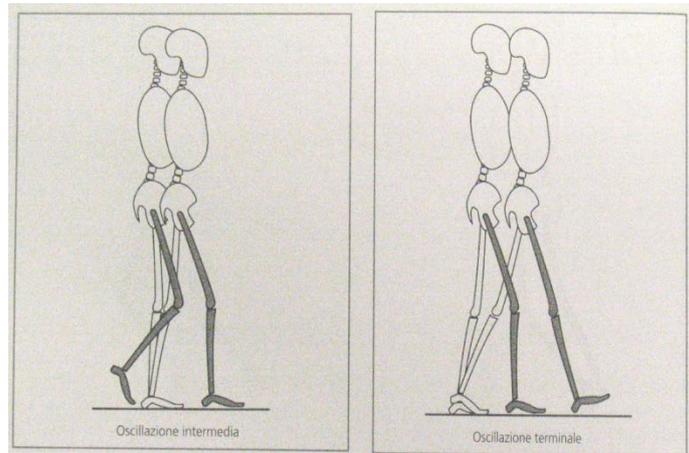
### ***Oscillazione intermedia***

Intervallo: 73-87 % del ciclo del passo;

Obiettivi: avanzamento dell'arto e sollevamento del piede dal suolo;

Questa fase inizia quando l'arto oscillante si trova in posizione opposta all'arto in carico e termina quando l'arto in oscillazione avanza oltre l'arto in appoggio. La tibiotarsica flette dorsalmente fino alla posizione neutra per evitare che il piede urti il suolo, l'anca continua la sua flessione mentre il

ginocchio comincia a estendersi.



**Fig 2.17 – Oscillazione intermedia    Fig 2.18 – Oscillazione terminale**

### ***Oscillazione terminale***

Intervallo: 87-100 % del ciclo del passo;

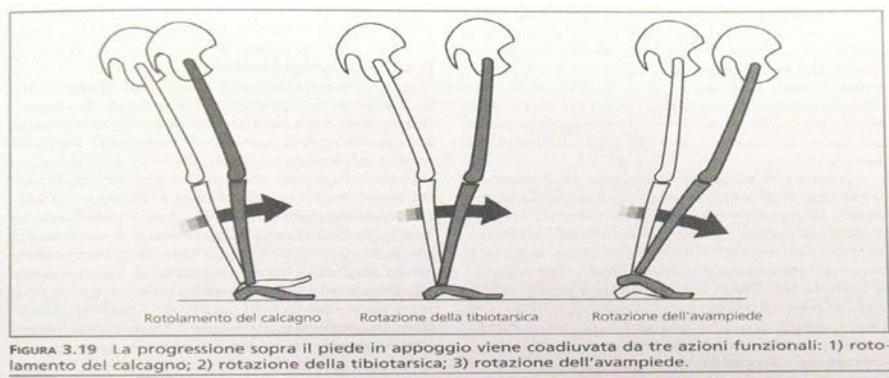
Obiettivi: completo avanzamento dell'arto e preparazione dell'arto per l'appoggio;

Questa fase termina quando il piede prende contatto con il terreno. L'avanzamento dell'arto viene completato dall'estensione del ginocchio, mentre la tibiotarsica rimane dorsiflessa fino alla posizione neutra. Anche la dorsiflessione realizza un meccanismo di progressione perché evita l'inciampamento.

La combinazione sequenziale di tali fasi fa in modo che il cammino sia in grado di assolvere ai seguenti compiti fondamentali:

1. **stabilità verticale**: la nostra postura a doppio pendolo inverso in *stance* ci rende intrinsecamente instabili. Saremmo destinati a crollare al suolo ma il Sistema Nervoso Centrale (SNC) è in grado di attivare la muscolatura in modo da bilanciare l'effetto della gravità e delle forze inerziali, sia in statica che in cammino. Le strutture legamentose fungono "fine corsa", ovvero da vincoli meccanici che tutelano l'integrità articolare impedendo movimenti potenzialmente distruttivi.

2. **progressione**: si realizza per mezzo di strategie di progressione che massimizzano la capacità di conversione dell'energia potenziale in energia cinetica e viceversa. In fase di *stance* i **Foot Rockers**, ovvero il rotolamento del calcagno, la rotazione della tibio-tarsica e la rotazione dell'avampiede, permettono al centro di massa di avanzare mantenendo il corpo stabile sulla base di appoggio. Durante la fase di volo, l'arto avanza soprattutto grazie alla gravità (all'inizio della fase di sospensione il baricentro dell'arto sospeso è posto dietro l'asse trasverso dell'anca e l'arto oscilla in avanti con il meccanismo del pendolo) e al momento angolare impresso dalla spinta del piede sul terreno nella fase finale dell'appoggio (*push off*). Ai muscoli, a parte una modesta spinta in avanti dell'arto in oscillazione iniziale (prodotta dall'attività concentrica dei flessori dell'anca), e la flessione dorsale del piede per evitarne il contatto della punta con il terreno, è affidato soprattutto il compito di rallentare, e quindi arrestare, il movimento dei segmenti in volo.



**Fig 2.19 – Foot Rockers**

3. **minimizzazione dell'impatto**: l'immediata reazione di assorbimento dell'impatto con il terreno è data dalla libera flessione plantare della tibiotarsica dopo il contatto del tallone; la flessione del ginocchio, frenata dal quadricipite, rappresenta la seconda reazione di assorbimento dell'impatto al contatto con il terreno.
4. **minimizzazione del consumo metabolico**: il cammino è il risultato dell'interazione tra forze esterne (gravità, attriti, GRF) e forze interne

(forze muscolari attive e passive, tensioni passive delle parti molli). Il SNC sfrutta fin dove è possibile le forze esterne lasciando ai muscoli, attraverso interventi attivi di breve durata e di contenuta intensità, un ruolo soprattutto di controllo dell'effetto delle prime. In effetti le contrazioni muscolari, sia durante la fase d'appoggio che durante la fase di sospensione (oscillazione), sono per lo più di tipo eccentrico, con azione di freno dei movimenti segmentari generati dai momenti esterni, mentre sono le forze esterne le principali responsabili della produzione del movimento (*Perry J, 1992*).

In questo modo, con l'aggiunta del fatto che nella produzione di forze interne un certo contributo viene offerto dalle componenti passive, l'organismo può lavorare con la massima efficienza (efficacia ed economia).

## CAPITOLO 3

# STRUMENTAZIONE PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO

### 3.1 Stereofotogrammetria

Lo scopo del *Motion Capture* è quello di digitalizzare il movimento di un soggetto, fornendone una rappresentazione matematica quantitativa che renda il movimento stesso facilmente fruibile come input per successivi studi ed elaborazioni. La stereofotogrammetria rappresenta il “gold standard” per l’analisi cinematica non invasiva del movimento umano. Tale tecnica si basa sulla rilevazione della posizione di sfere retroriflettenti (*marker*) poste sulla superficie corporea, solitamente in punti di repere anatomico, da parte di sistemi di rilevazione ottica.

I sistemi optoelettronici garantiscono un’elevata accuratezza ma in realtà non forniscono una misura diretta delle variabili cinematiche bensì una loro stima.

I sistemi stereofotogrammetrici basano il loro funzionamento su un set di videocamere dotate di dispositivi in grado di rilevare il segnale luminoso e trasdurlo in segnale elettrico. Per fare ciò, utilizzano generalmente due differenti sensori: CCD (*charge coupled device*) o CMOS (*complementary metal oxide semiconductor*). I primi sono più accurati ma restituiscono un segnale d’uscita che necessita di decodifica. Gli altri invece, generano un segnale direttamente digitale e grazie agli sviluppi tecnologici degli ultimi anni, hanno raggiunto un sufficiente livello di precisione da preferirli ai CCD.

I *marker* possono essere di due tipi: attivi a diodi che emettono luce nello spettro degli infrarossi; o passivi di forma sferica (geometria migliore per una corretta e completa visualizzazione), in materiale plastico ricoperti di pellicola catarifrangente e di sicuro i maggiormente usati.

Le caratteristiche del sistema variano di conseguenza: per i *marker* passivi, le

telecamere necessitano di un sistema in grado di emettere luce (generalmente un segnale infrarosso con lunghezza d'onda tra 780-820 nm). Per i marcatori attivi ciò non è necessario ma dovendo questi ultimi emettere un impulso luminoso, necessitano di un collegamento via cavo ad una sorgente di alimentazione che possono creare impedimento durante alcune attività motoria, in particolare durante gesti sportivi. I *marker* vengono posti sul soggetto in esame e visti dalle telecamere come punti luminosi sulla scena. Ogni videocamera con il suo obiettivo è descritta da un modello matematico e l'immagine acquisita non è altro che una proiezione bidimensionale di una scena 3D.



**Fig 3.1** Marker passivi

Il sistema, che deve essere composto da almeno due telecamere, è in grado, attraverso la cosiddetta procedura di triangolazione, di combinare le immagini bidimensionali provenienti da ogni telecamera e ricostruire la posizione tridimensionale dei marcatori in ogni istante di tempo. Per effettuare la ricostruzione della posizione tridimensionale di un *marker*, la posizione e l'orientamento di ogni videocamera devono essere noti. Questi ed altri parametri che descrivono il processo di proiezione su ogni telecamera, indispensabili per la ricostruzione tridimensionale, vengono calcolati nella fase di calibrazione del sistema.

### **3.1.1 La calibrazione del sistema di telecamere**

Per ricostruire la posizione tridimensionale dei marcatori sono necessarie almeno due telecamere opportunamente sincronizzate, i cui piani focali non siano coincidenti. Inoltre è necessario eseguire un'operazione di calibrazione

delle telecamere, ossia bisogna determinare quei parametri geometrici che permettono di passare da informazioni planari a informazioni tridimensionali.

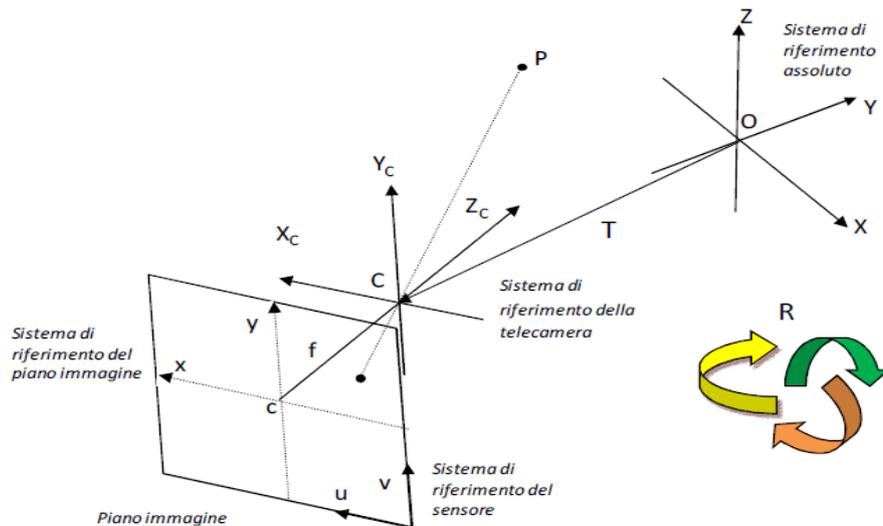
La calibrazione dell'ottica ha lo scopo di potere avere una informazione metrica sulla scena rilevata. In altre parole, presi due punti sul piano immagine, è possibile saperne la distanza. Inoltre, permette di avere informazioni sulla posizione relativa della telecamera rispetto ad un sistema di riferimento di laboratorio.

I parametri geometrici si dividono in parametri interni, quali la lunghezza focale, le coordinate del piano principale e i coefficienti di distorsione, e in parametri esterni, ovvero la posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto [1].

Ogni costruttore definisce per il proprio sistema d'acquisizione stereofotogrammetrico il metodo più appropriato per la sua calibrazione che tuttavia, solitamente, si articola in due fasi.

Durante la fase di calibrazione dinamica, una bacchetta (*wand*) avente due o più *marker* disposti a distanze note, viene mossa all'interno del volume di interesse in modo che il sistema individui i confini del volume di lavoro. Quest'ultimo è definito come lo spazio fisico in cui verranno compiuti i movimenti, nel nostro caso, lo spazio necessario al paziente per compiere alcuni passi. Inoltre, ottimizzando l'accuratezza della rilevazione della distanza dei marker della bacchetta su tutto il volume, si ricavano i parametri di calibrazione delle telecamere.

Nella fase di calibrazione statica, all'interno del volume di misura viene inserito un oggetto di calibrazione, in genere costituito da un insieme di aste a formare almeno due assi coordinati e avente dei marker di cui sono note le posizioni relative. Tale oggetto fissa il sistema di riferimento di laboratorio nel quale devono essere calcolate le posizioni dei marcatori. Al termine dell'acquisizione statica di un paio di secondi, il sistema assume come sistema di riferimento fisso quello formato dall'oggetto di calibrazione.



**Fig 3.2 – Proiezione sul piano immagine di un punto P nello spazio 3D. [1]**

Operativamente i parametri di calibrazione stabiliscono le seguenti trasformazioni (Fig 3.2):

- una trasformazione di coordinate dal sistema assoluto al sistema di coordinate della camera localizzato nel suo centro di prospettiva;
- una trasformazione prospettica dallo spazio 3D allo spazio 2D della camera;
- una trasformazione 2D dal sistema di coordinate del piano immagine al sistema di riferimento del sensore.

Il primo passo verso la calibrazione del sistema è quindi quello di definire un modello matematico delle telecamere. La maggior parte delle tecniche di calibrazione utilizzano il cosiddetto modello delle telecamere a foro stenopeico (*pin - hole*), in cui si modella l'ottica come un foro di diametro infinitesimo posto nel centro di prospettiva.

Un raggio di luce proveniente dal punto P dello spazio attraversa il foro e incide sul piano immagine in un punto p. Considerando una terna cartesiana con l'origine nel centro di prospettiva della camera e l'asse Z coincidente con l'asse ottico, per similitudine si ottiene la seguente relazione tra le coordinate  $(x_p, y_p)$ , espresse nel sistema di riferimento del piano immagine, e  $(X_p, Y_p, Z_p)$ ,

esprese nel sistema di riferimento della camera  $(C, X_c, Y_c, Z_c)$ , dei punti  $p$  e  $P$  rispettivamente:

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \end{pmatrix} = -f \begin{pmatrix} \frac{1}{z_p} & 0 \\ 0 & \frac{1}{z_p} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \end{pmatrix}$$

Dove  $f$  è la lunghezza focale ovvero, la distanza del centro di prospettiva della camera dal piano immagine. La formula precedente può essere riscritta in coordinate omogenee e diventa:

$$\lambda \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix}$$

Il sensore della telecamera ha un proprio sistema di riferimento centrato sull'angolo inferiore destro del piano immagine, nel quale sono espresse le coordinate 2D in uscita dalla camera. Date le dimensioni orizzontale e verticale del pixel  $(k_u, k_v)$  e le coordinate del punto principale  $(u_o, v_o)$  (punto di intersezione con il piano di proiezione, della perpendicolare condotta dal centro di proiezione), le coordinate  $(u, v)$  del punto  $p$  nel sistema di riferimento del sensore saranno:

$$p = \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1/k_u & 0 & u_o \\ 0 & 1/k_v & v_o \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix}$$

Essendo poi il punto  $P$  originariamente espresso rispetto al sistema di riferimento assoluto  $(O, X, Y, Z)$  si ha:

$$P_p = \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_a \\ Y_a \\ Z_a \\ 1 \end{pmatrix}$$

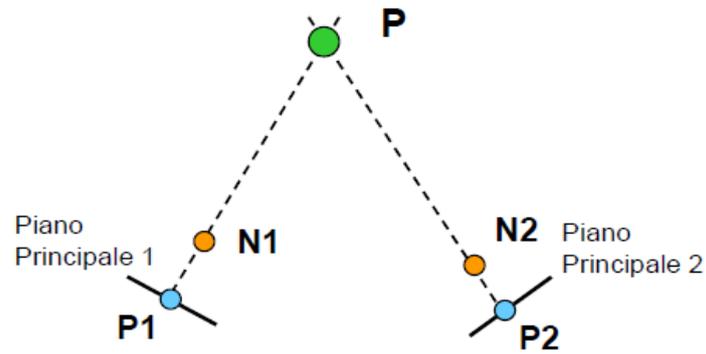
Dove il vettore  $T$  e la matrice di rotazione  $R$  esprimono rispettivamente la traslazione e l'orientamento del sistema di riferimento della camera rispetto al sistema di riferimento assoluto e  $P_p$  è il punto  $P$  espresso nel sistema di riferimento della telecamera. Il modello della telecamera *pin - hole* può essere quindi rappresentato come una matrice 3 X 4 ottenuta come composizione delle tre precedenti trasformazioni:

$$A = \begin{pmatrix} 1/k_u & 0 & u_0 \\ 0 & 1/k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix};$$

Una volta definito il modello delle telecamere si passa alla calibrazione, ovvero alla determinazione dei parametri geometrici utilizzando punti di controllo distribuiti internamente al volume di calibrazione. Diversi sono i metodi di soluzione esistenti: alcuni richiedono la soluzione in forma chiusa le equazioni di collinearità precedenti (esprimono, di fatto, il modello di trasformazione dell'informazione fra mondo immagine e mondo oggetto), assumendo note le coordinate dei punti di controllo, altri utilizzano punti di controllo di coordinate non note e parametri di calibrazione che vengono stimati iterativamente.

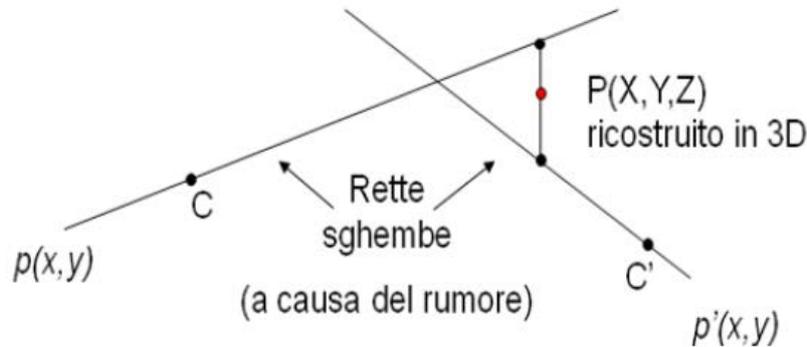
### 3.1.2 Ricostruzione e *tracking*

Dopo aver concluso la parte di calibrazione delle telecamere è possibile ricostruire la posizione dei *marker* nello spazio. Per la ricostruzione 3D si utilizza la procedura di triangolazione: quando almeno due telecamere riprendono contemporaneamente un punto dello spazio 3D allora è possibile, a partire dalle immagini formatesi sui piani principali delle telecamere e dalla conoscenza della posizione dei punti nodali (centro ottico dell'obiettivo) e della posizione e orientamento dei piani principali, ricostruire la posizione di quel punto tramite semplici retroproiezioni.



**Fig 3.3 – Ricostruzione della posizione del punto P, note le sue proiezioni P1 e P2 sui piani principali delle telecamere e le posizioni N1 e N2 dei punti nodali del le telecamere.**

Il punto ricostruito coincide con l'intersezione delle rette che originano dalle coordinate 2D sul piano immagine di ciascuna telecamera e passano dal relativo centro ottico dell'obbiettivo. A causa del rumore, le rette sono spesso (se non sempre) sghembe e quindi la proiezione del punto si ottiene per soluzione ai minimi quadrati delle equazioni di collinearità.



**Fig 3.4 – Ricostruzione tramite triangolazione in presenza di rumore.**

Il passo successivo è il riconoscimento, in parte automatico in parte manuale, dei marcatori. Questa operazione prende il nome di *labelling*, ma deve essere opportunamente completata dal *tracking*, ossia la ricostruzione vera e propria di tutte le traiettorie. Il problema può essere affrontato con due approcci differenti: ci si può basare sulla regolarità della traiettoria o si possono sfruttare informazioni a-priori, quali forma del soggetto e tipo di movimento. Nel primo caso si utilizzano stimatori ricorsivi dello stato di sistemi dinamici

che complessivamente, calcolano la posizione del marcatore in base alle misure immediatamente precedenti e ad un algoritmo di predizione. Il secondo approccio è meno generalizzabile, in quanto è difficile sviluppare un algoritmo per applicazioni molto diverse tra loro: solitamente i marcatori vengono disposti su corpi rigidi (in modo che le loro distanze ed angoli risultino invarianti) e possono essere utilizzati per risolvere il problema dell'identificazione. Generalmente, la complessità del *tracking* è direttamente proporzionale al numero di marcatori utilizzati e alla complessità del gesto analizzato. Il passo successivo è il riconoscimento, in parte automatico in parte manuale, dei marcatori. Questa operazione prende il nome di *labelling*.

### **3.1.3 Errori e artefatti in stereofotogrammetria**

Una volta ottenute le coordinate istantanee tridimensionali, e quindi le traiettorie, dei marcatori è possibile stimare la cinematica articolare. Ciò comporta, per definizione, la ricostruzione della posizione e dell'orientamento relativo dei sistemi di riferimento solidali con i segmenti ossei sotto esame. L'accuratezza della cinematica articolare ricostruita è di fondamentale importanza per l'utilizzo dei risultati in condizioni operative come nel processo di decisione clinica.

Sono molte le fonti di inaccuratezza che possono sfociare in una errata determinazione delle coordinate dei marcatori nello spazio (*Cappozzo et al., 2005*). Le principali tipologie di errore sono:

- Errori strumentali: si tratta di errori intrinseci al sistema di misura stereofotogrammetrico e fanno sì che anche in condizioni statiche, le coordinate ricostruite dei marcatori non risultano tempo invarianti. Possono essere di due tipi, sistematici o casuali; i primi sono in genere a bassa frequenza e associati ad inaccurattezze in fase di calibrazione. Prima di ogni sessione sperimentale occorre procedere a una quantificazione degli errori strumentali tramite l'esecuzione di *spot checks*, ossia prove per la verifica della bontà del sistema e del mantenimento delle sue prestazioni.

Gli errori causali sono errori a frequenza maggiore prodotti in genere dal rumore elettronico (*flickering*) e dalla quantizzazione intrinseca al processo di digitalizzazione, che trasforma le coordinate immagine del marcatore in valori numerici. Gli approcci principali per contenere questo tipo di errori è il filtraggio nel dominio dei tempi o delle frequenze ( ad es. filtro di *Butterworth* con frequenza di *cutoff* pari a 3-6 Hz per l'analisi del cammino; in genere dipende dal contenuto in frequenza del gesto da analizzare).

- errori nella individuazione dei punti di repere anatomico: tali errori possono essere causati dal fatto che i punti di repere spesso sono superfici e non punti, o dalla presenza di uno strato di tessuto molle più o meno spesso che li ricopre. Tali errori si propagano al calcolo della posa dei sistemi di riferimento anatomico e quindi agli angoli articolari;
- artefatti da tessuto molle (Soft Tissue Artefact (STA)): tali errori sono causati da effetti inerziali, deformazione e scorrimento della pelle (di solito in prossimità delle articolazioni) e dalle deformazioni dovute alla contrazione muscolare in corrispondenza di un cluster di marcatori; possono provocare sia la variazione delle distanze relative tra marcatori di uno stesso cluster sia lo spostamento rigido di tutto il cluster rispetto al segmento osseo a cui fa riferimento. Quest'ultimo ha l'effetto maggiore.

Gli errori strumentali sicuramente sono quantificabili e spesso compensabili, ma quelli dovuti all'errata identificazione dei punti di repere anatomico o agli artefatti da tessuto molle sono molto più complessi da quantificare, limitare e compensare. Sicuramente sono gli STA la fonte più critica di errore in analisi del movimento per il semplice fatto che per attenuarli non è possibile usare tecniche di filtraggio, in quanto tali sorgenti di errore hanno un contenuto in frequenza pari a quello della cinematica dei segmenti corporei che l'analisi del movimento mira a ricostruire.

### 3.2 Pedane dinamometriche

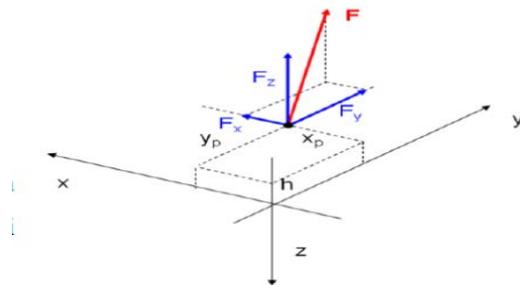
L'analisi del movimento umano ha lo scopo di raccogliere informazioni oggettive e quantitative relative, oltre che alla cinematica, anche alla dinamica dell'atto. Infatti, il corpo umano si muove sotto l'azione di forze interne, determinate dall'azione dei muscoli nel rispetto dei vincoli articolari, e forze esterne, scambiate dal corpo con l'ambiente.

Le pedane dinamometriche misurano la risultante della reazione al suolo secondo un certo sistema di riferimento ortogonale orientato.

Le piattaforme a sei componenti misurano le tre componenti della forza e le tre componenti della coppia risultanti (orizzontale, verticale e trasversale) . Esistono principalmente due tipi di pedane di forza che si differenziano sulla base della diversa tecnologia dei trasduttori utilizzati:

- Pedane con trasduttori piezoelettrici: sfruttano l'effetto piezoelettrico che si manifesta in alcuni cristalli, come il quarzo, dove una sollecitazione meccanica provoca l'affiorare di cariche elettriche in superficie. Questi trasduttori non sono adatti a misurare carichi statici, perché la carica elettrica non si rinnova sotto un carico costante.
- Pedane con trasduttori estensimetrici (*strain gauges*): misurano la variazione della resistenza elettrica del sensore causata da fenomeni di compressione o trazione. Questo è possibile perché il trasduttore è un conduttore elettrico e quindi soddisfa la legge di Ohm.

Una volta noto il vettore di carico, si possono calcolare le coordinate del punto di applicazione della forza risultante mediante le seguenti equazioni:



$$x_p = \frac{hF_x - M_y}{F_z}$$
$$y_p = \frac{hF_y + M_x}{F_z}$$

Fig 3.5 – Pedana di forza con il relativo sistema di riferimento.

dove  $h$  corrisponde all'altezza alla quale si trova l'effettiva superficie d'appoggio rispetto al piano di riferimento  $(x,y)$ .

Queste coordinate identificano il punto di applicazione della forza di reazione piede-suolo e prende il nome di centro di pressione CoP (*centre of pressure*) perché rappresenta il centroide della distribuzione della pressione su tutta la superficie di appoggio del piede.

## CAPITOLO 4

### **AFO (Ankle Foot Orthosis)**

#### **4.1 Definizione delle AFO**

Nei casi in cui una spasticità, paralisi o una debolezza delle strutture muscolo-tendinee della caviglia comportino un'alterazione della stabilità posturale e dei *rockers* del cammino, si rende necessaria l'applicazione di una AFO (*Ankle Foot Orthosis*). L'AFO è una ortesi caviglia-piede che ha l'obiettivo di limitare o bloccare i movimenti dell'articolazione tibio-tarsica con la funzione di migliorare la *clearance* del passo in fase di oscillazione e, contemporaneamente, di concedere una base più stabile durante la fase di appoggio.

Principalmente esistono due tipi di AFO:

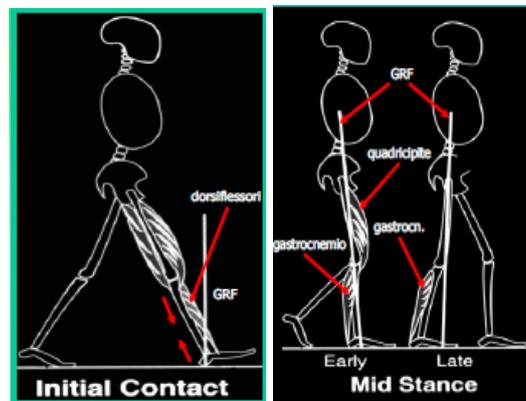
- AFO non articolate.
- AFO articolate.

Le AFO-FC (*AFO Footware Combination*) sono le ortesi combinate con calzatura.

Le ortesi non articolate vengono utilizzate in condizioni di debolezza o assenza dei flessori plantari e dorsali di caviglia, pesanti spasticità e mancanza della sensazione propriocettiva.

Sappiamo che in condizioni di cammino normale, alla tibiotarsica, in fase d'appoggio, il momento esterno è di leggera flessione plantare (la GRF passa posteriormente all'articolazione), e come tale determina una flessione plantare della tibiotarsica che deve essere frenata dalla contrazione eccentrica dei dorsiflessori i quali controllano la caduta al suolo di mesopiede e avampiede; successivamente in fase di *Mid Stance*, in corrispondenza dell'articolazione di caviglia, si ha un momento esterno di flessione dorsale (la GRF passa anteriormente all'articolazione) che determina una progressione della tibia in avanti rispetto al piede in appoggio che viene frenata dalla contrazione

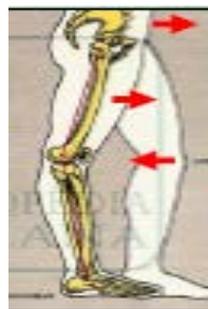
eccentrica dei muscoli plantar flessori di caviglia (Gastrocnemio e soleo).



**Fig 4.1: i flessori dorsali intervengono nel Contatto Iniziale per rallentare la “caduta”del piede sul terreno. I flessori plantari intervengono nelle fasi successive per frenare il rotolamento in avanti della tibia rispetto al piede.**

Se sussiste ipertono dei muscoli posteriori del polpaccio, la reazione di stiramento si oppone alla contrazione eccentrica e ritrae il gruppo muscolare, impedendo il rotolamento in avanti della tibia ( 2° rocker) .

Da notare come modifiche nei movimenti di plantar flessione e dorsiflessione di caviglia influenzano i momenti di flessione ed estensione sul ginocchio.



**Fig 4.2: l'ipertono dei muscoli posteriori del polpaccio compromette il secondo rocker**

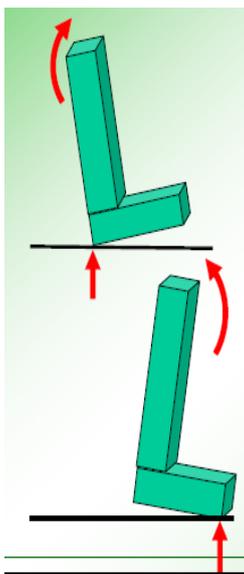
La spasticità dei flessori plantari è una delle alterazioni del complesso caviglia-piede che può richiedere l'applicazione di una AFO. Le ortesi AFO non articolate, come suggerito dal nome, sono dotate di un design rigido che ha l'obiettivo di bloccare tutti i movimenti del complesso caviglia-piede su tutti i piani.



Fig 4.3: ortesi non articolate

Considerando una ortesi rigida si possono fare le seguenti considerazioni:

- Il primo *rocker* avviene attorno alla porzione posteriore del tallone. L'impossibilità della plantarflessione e la collocazione della linea di carico dietro l'articolazione del ginocchio facilitano la flessione richiedendo necessariamente l'intervento degli estensori del ginocchio che spesso possono risultare insufficienti.
- Nel corso del terzo *rocker* durante la fase terminale dell'appoggio il blocco della dorsiflessione facilita il momento estensorio del ginocchio e sollecita il



recurvato. In questa fase, l'ortesi ha l'effetto di supportare il momento dorsiflessorio prodotto dalla forza di reazione al suolo sulla caviglia fornendo una forza applicata sul tibiale e diretta posteriormente, che previene o controlla il movimento relativo della tibia sopra il piede. In questa maniera è la rigidità propria dell'AFO a produrre un momento plantar flessorio che si oppone a quello presente sul giunto generato dalla forza di reazione al suolo.

Le ortesi articolate, invece, permettono il movimento della caviglia in flessione plantare e dorsale, ma bloccano l'articolazione nei piani frontale e trasverso impedendone la pronosupinazione e l'inversione-eversione. Sebbene il movimento sia

apparentemente libero nel piano sagittale, in realtà è vincolato da una limitazione del range articolare realizzata per mezzo di alcuni fermi. Questi fine corsa sono fissati in base alle caratteristiche e alle necessità del paziente.



**Fig 4.4: ortesi articolate**

## **4.2 Algoritmi di *tuning* delle AFO-FC**

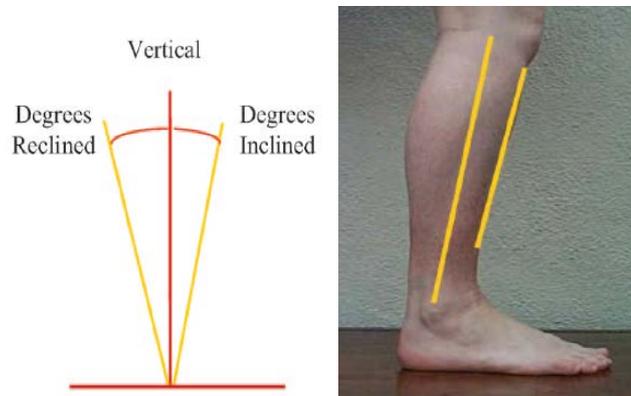
Conoscere la biomeccanica del movimento umano è un requisito indispensabile per l'impostazione di una efficace terapia riabilitativa di tipo ortesico.

Eeguire il *tuning* di una AFO-FC vuol dire trovare i valori dei parametri del dispositivo ortesico sullo specifico soggetto, in modo da realizzare l'allineamento dei segmenti corporei e l'ottimizzazione dei rapporti tra forze esterne e articolazioni portanti.

Di recente, stanno emergendo nuovi algoritmi di *design* e *tuning* delle AFO-FC, proposto da Owen e collaboratori, che si basano su alcune specifiche osservazioni della biomeccanica del cammino del normodotato (*Owen et al., 2010*). In particolare, i 6 punti fondamentali sono:

1. Con riferimento al piano sagittale, la cinematica segmentale rispetto alla verticale è più stereotipata rispetto alla cinematica articolare. Nella maggior parte degli studi presenti in letteratura si fa riferimento alla cinematica articolare, ovvero si considerano gli angoli di orientamento relativo tra segmenti corporei contigui; quando parliamo di cinematica segmentale, siamo interessati agli angoli formati dai segmenti corporei con la verticale.

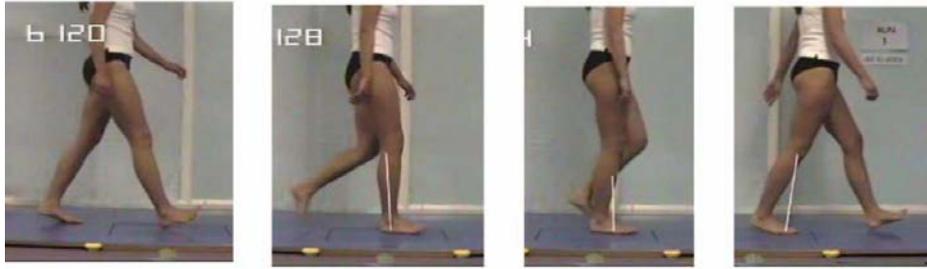
L'angolo che un segmento forma con la verticale può essere misurato ed espresso in gradi di inclinazione o reclinazione rispetto la verticale (Owen, 2004).



**Fig. 4.5: misura dell'inclinazione di un segmento rispetto la verticale**

Molti studi hanno dimostrato che la cinematica articolare, soprattutto di anca e caviglia, esibisce un comportamento estremamente variabile, risultando idiosincratice, legata cioè al singolo soggetto, e dipendente dalla velocità di cammino (Pedotti, 1977; Apkarian et al. 1989; Pandy & Berme, 1989; Winter, 1990). Dimostrare, invece, che l'orientazione dei segmenti corporei rispetto la verticale è stereotipata è molto importante, in quanto vuol dire avere un parametro stabile cui fare riferimento nella messa a punto di una AFO calzatura.

2. In fase di Mid Stance (MST) la gamba non è verticale e non esiste un momento nel ciclo del passo in cui gamba e coscia siano entrambi verticali. Normalmente si ritiene che la gamba sia verticale in fase di MST e che anche la coscia sia verticale allo stesso tempo.
  3. In fase di MST la gamba è inclinata di circa 10-12° rispetto la verticale (con riferimento alla gamba, si parla di SVA, shank to vertical angle). Inoltre, durante l'appoggio intermedio la velocità angolare della gamba è circa prossima allo zero, mentre quella di coscia e pelvi non lo sono.
- Dunque, durante il cammino la gamba passa da reclinata ad inclinata e in fase di MST presenta una inclinazione di circa 10-12°.



**Fig. 4.6: posizione della gamba durante il cammino.**

L'effetto congiunto di una bassa velocità angolare e di una inclinazione di circa  $10^\circ$  durante la fase di MST contribuisce alla stabilità in fase di *stance*; in particolare il fatto che la gamba abbia un certo angolo di inclinazione con la verticale porta il centro articolare del ginocchio a metà del piede. Piede e gamba, in queste condizioni, offrono un meccanismo di supporto distale stabile per coscia, pelvi e tronco, che invece non hanno velocità nulla, ma, anzi, proseguono nel proprio movimento balistico in avanti, portando il ginocchio in estensione (Sutherland DH, 1980). Inoltre, l'orientazione della gamba condiziona anche quella degli altri segmenti.

4. La massima estensione del ginocchio avviene in corrispondenza del 40% del ciclo del cammino, in Terminal Stance (TST). Tradizionalmente si ritiene, invece, che il ginocchio raggiunga la sua massima estensione in fase di MST.
5. In fase di MST il momento (esterno) risulta flessorio ad anca e ginocchio, mentre in TST è estensorio ad anca e ginocchio
6. La cinematica della gamba è indipendente dal differenziale tacco-punta (differenza misurata tra l'altezza del tacco a metà del tallone e l'altezza della suola in corrispondenza dei metatarsi). La cinematica di caviglia è in grado di adattarsi alla differenza del tacco in modo da lasciare inalterata l'orientazione della gamba rispetto la verticale.



**Fig. 4.7:** la cinematica della gamba è indipendente dalla cinematica di caviglia

Questo vuol dire che l'orientazione della gamba e della caviglia possono essere fissati indipendentemente l'uno dall'altro.

E' bene precisare che queste affermazioni non sono ancora supportate da un sufficiente campione statistico. Le rilevazioni sono infatti sparse.

Sulla base di questi punti, tuttavia, gli algoritmi proposti da Owen et al. e già applicati routinariamente nella pratica clinica (anche se con report di basso livello di evidenza), si prefiggono di correggere pattern di deambulazione alterati mediante:

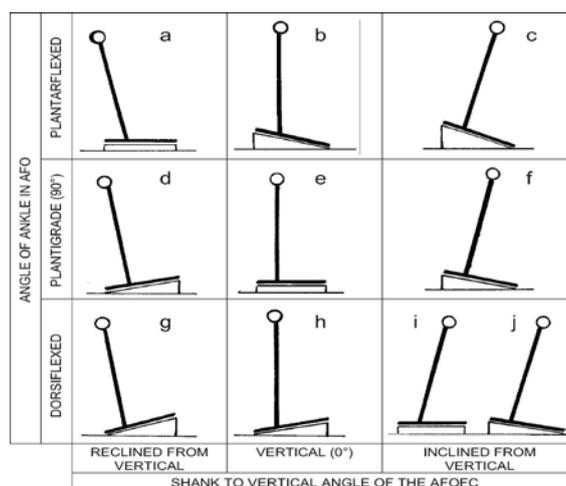
- 1) settaggio della AFO in base alla possibilità di estensione dell'unità muscolo-tendine del gastrocnemio;
- 2) definizione della cambratura della calzatura mediante il tuning dell'SVA in MSt, e quindi osservando la cinematica segmentale e non quella articolare;
- 3) aggiustamento della forma del tacco e della punta della calzatura mediante analisi dei momenti articolari ad anca e caviglia.

Nella sezione successiva, si riprendono più nel dettaglio questi punti e si presenta brevemente l'algoritmo.

#### **4.2.1 Parametri di settaggio delle AFO-FC**

L'algoritmo inizia con l'osservazione della fase di *stance* del cammino per stabilire se la cinematica di gamba è alterata; in particolare si individuano quelle fasi del ciclo di cammino in cui è possibile ravvisare uno stato di eccessiva o insufficiente inclinazione della gamba rispetto la verticale.

Nel paragrafo precedente abbiamo visto che l'angolo alla caviglia nella AFO (*Angle of the Ankle in the AFO*, AA-AFO) e l'inclinazione della gamba rispetto alla verticale delle AFO-FC possono essere considerati indipendenti. Dunque nelle AFO-FC è possibile impostare teoricamente un qualsiasi SVA semplicemente imponendo un certo differenziale tacco-punta. Proprio perché l'angolo alla caviglia nelle AFO è fisso, viene meno la capacità del giunto di caviglia di compensare il differenziale imposto.



**Fig. 4.8:** Nove configurazioni dell' AA-AFO e del SVA di una AFO calzatura.

Altri parametri di settaggio delle AFO sono la forma del tacco (accelera o ritarda l'ingresso in MST, influenzando direttamente il momento al ginocchio nell'appoggio iniziale e nella risposta al carico) e la forma della punta. Se si utilizza una suola flessibile, allora il terzo *rocker* è quello naturale della persona, il che presuppone che la metatarsofalangea sia libera e funzionante; soles più rigide hanno il compito di migliorare o ricreare *rocker* deficitari. Per il settaggio, è necessario valutare i momenti ad anca e ginocchio, in modo che risultino flessori durante la fase di MSt ed estensori durante la fase di TSt. La semplicità e l'omogeneità di trattazione, invitano ad una verifica sperimentale degli assunti su cui è basato l'algoritmo. Per questo si rimanda al capitolo successivo.

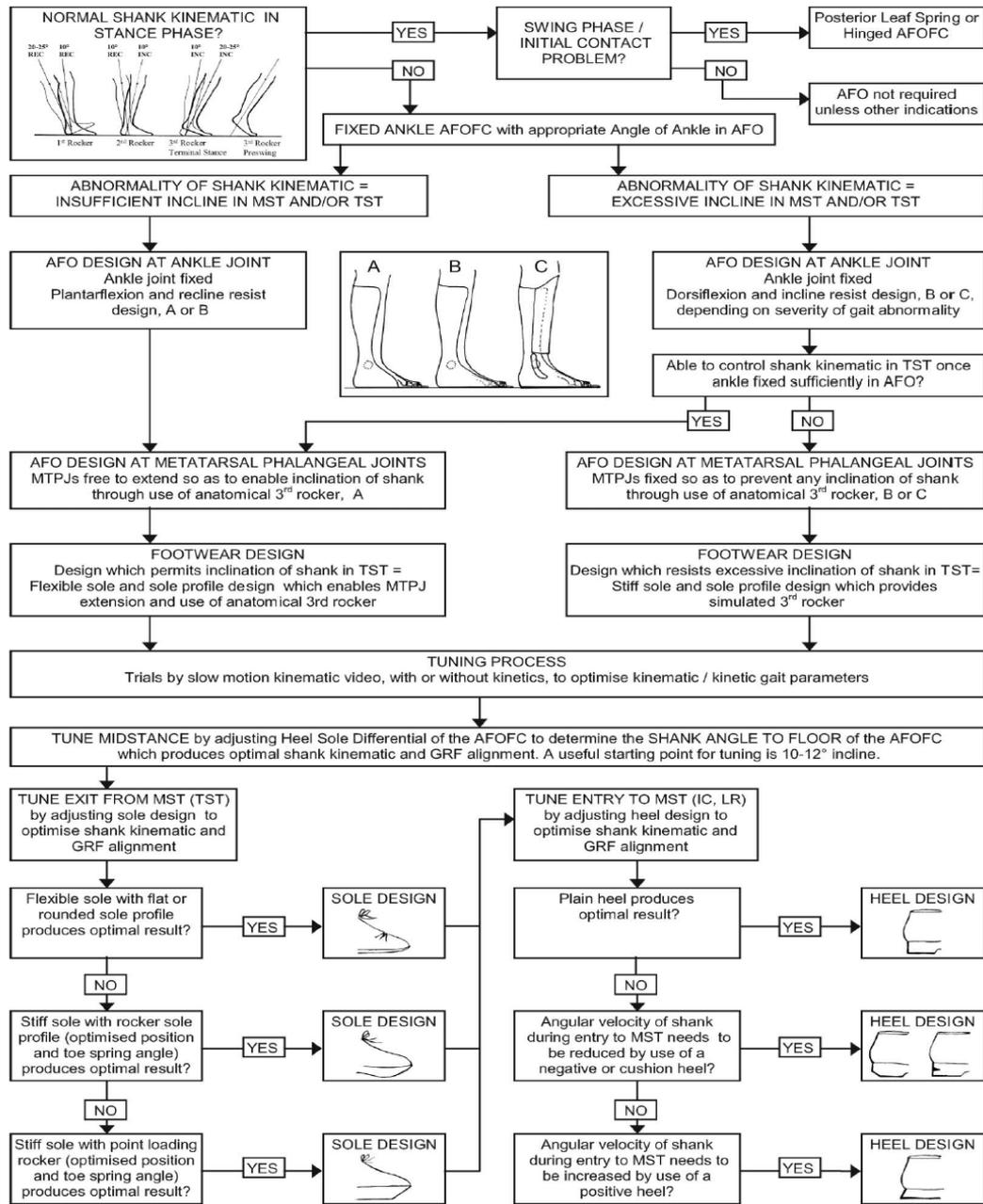


Fig. 4.9: Esempio di algoritmo per il tuning di una AFO-FC basato sulla cinematica di gamba (Owen et al., 2010)

# CAPITOLO 5

## MATERIALI E METODI

### 5.1 Obiettivi del progetto di tesi

L'obiettivo del seguente lavoro di tesi, svolto presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Centro Protesi INAIL (Vigorso di Budrio – Bologna) è l'estrazione di parametri cinematici e dinamici per la progettazione di un esoscheletro motorizzato. Il Centro Protesi INAIL, nell'ambito dei suoi programmi di ricerca, ha avviato una collaborazione con l'Istituto Italiano di Tecnologia di Genova (che vanta grande esperienza nel settore della robotica umanoide) per la realizzazione di un esoscheletro motorizzato a supporto delle persone con lesione midollare nel recupero del cammino. Gli esoscheletri sono macchine mobili che consistono essenzialmente di una struttura, che sostiene il corpo dall'esterno, e una fonte di energia che alimenta gli attuatori posti in corrispondenza delle giunzioni articolari. Gli attuatori, solitamente motori elettrici o idraulici, assolvono il ruolo di “muscoli artificiali” delle ortesi attive e devono, quindi, asservire a specifici requisiti di coppia e potenza.

Per un adeguato dimensionamento dei motori sono stati eseguiti i seguenti controlli:

1. analisi della cinematica e della cinetica di locomozione di soggetti normodotati per tre differenti regimi di velocità.
2. analisi della cinematica e della dinamica del movimento di alzata e seduta dalla sedia ( *Sit-to-Stand e Stand-to-Sit* ), in genere considerato in letteratura come il compito funzionale che richiede il maggior impegno meccanico. Il passaggio dalla posizione seduta alla stazione eretta è un compito di trasferimento, che richiede la capacità del soggetto di generare *torques* articolari sufficienti per rendere possibile il passaggio posturale (progressione), nonché un accurato controllo dell'equilibrio. (Rodosky M.W. et al., 1989).

È stata inoltre effettuata un'analisi della cinematica e dinamica di deambulazione dello stesso gruppo di soggetti a seguito dell'applicazione di una AFO, ovvero di una ortesi caviglia-piede che ha l'obiettivo di bloccare i movimenti dell'articolazione tibio-tarsica. Questa analisi è stata condotta in quanto negli esoscheletri l'articolazione di caviglia risulta bloccata e, quindi, è importante conoscere come si modificano la cinematica, i momenti e le potenze alle articolazioni a seguito dell'introduzione di tale limitazione funzionale. È altresì auspicabile disporre di un'unica calzatura per tutti i soggetti e, quindi, occorre valutare come varia l'angolo di inclinazione della gamba rispetto la verticale (*Shank To Vertical Angle, SVA*), imponendo il medesimo differenziale tacco-punta.

Per il controllo del dispositivo ortesico, sono state inoltre vagliate le seguenti ipotesi di controllo su cui si basano algoritmi emergenti di *tuning* delle AFO calzature:

1. Con riferimento al piano sagittale, la cinematica segmentale rispetto alla verticale è più stereotipata rispetto alla cinematica articolare.
2. In fase di Mid Stance (MST) la gamba non è verticale ma inclinata di circa 10-12° rispetto la verticale indipendentemente dal tacco.
3. Non esiste un momento nel ciclo del passo in cui gamba e coscia siano entrambi verticali.
4. La massima estensione del ginocchio avviene in corrispondenza del 40% del ciclo del cammino, in Terminal Stance (TST).
5. In MST la velocità della gamba è prossima allo zero, mentre la velocità di coscia e pelvi non lo sono.
6. In fase di MST il momento (esterno) risulta flessorio ad anca e ginocchio, mentre in TST è estensorio ad anca e ginocchio.

Tale studio si pone, quindi, come la base di partenza per il miglioramento nelle tecniche di costruzione di ortesi, motorizzate e meno.

Per le acquisizioni è stato utilizzato il sistema optoelettronico di VICON, con 10 telecamere Vicon MX 4Mpix, sincronizzato con le due pedane di forza Kistler.

Attraverso il software Vicon Nexus si ottengono le informazioni relative sia al sistema di tracciamento sia al sistema dinamometrico.

La sincronizzazione tra i due sistemi fornisce la simulazione cinematica e dinamica del cammino del paziente, misurando le forze a terra e le traiettorie di ogni punto associato ai marker.

## 5.2 Il sistema optoelettronico VICON MX e T

Nel Laboratorio di Analisi del Movimento del Centro Protesi INAIL (Vigorso di Budrio – Bologna) è presente il sistema optoelettronico VICON MX e T 4Mpix, costituito da 10 telecamere a infrarosso con frequenza massima di acquisizione pari a 1000 Hz.

Per l'analisi di movimenti lenti, come ad esempio il cammino, si utilizza una frequenza di campionamento fino a un massimo di 100 Hz, mentre movimenti più rapidi possono richiedere una frequenza più alta, fino a 1000 immagini al secondo.

Il sistema optoelettronico è inoltre sincronizzabile con i seguenti altri dispositivi presenti in laboratorio: due pedane di forza (*Kistler*), un sistema di sensori EMG Wireless (*Aurion Srl*), un sistema di sensori inerziali (*Xsens*), due telecamere a colori per i filmati sovrapponibili in sincrono con i marker (frequenza massima: 210 Hz).

Attorno ad ogni telecamera sono disposti in maniera circolare degli illuminatori che emettono impulsi a luce infrarossa, che vengono poi riflessi dai marker e ri-acquisiti dalle telecamere stesse.



Fig 5.1 – Telecamera (Vicon MX40).

Ciascuna telecamera possiede un led di colore giallo che indica che la camera selezionata non è utilizzata nel dato momento; un secondo singolo led di colore blu indica la possibilità di modificare le principali regolazioni della telecamera stessa (per es. *Threshold*, *Strobe*, *Gain* e cioè possibili regolazioni via software riguardanti ottica, visualizzazione e ricostruzione della posizione dei *marker*). Infine, un terzo led di colore verde indica che la telecamera selezionata è pronta per l'acquisizione.

Le telecamere sono puntate verso il volume di lavoro (*capture volume*) e i segnali in uscita vengono raccolti da video hub che si occupano anche della loro alimentazione oltre che della sincronizzazione e compressione del flusso di dati.

Un'unica *workstation* racchiude tutta la tecnologia per l'acquisizione, l'elaborazione e l'analisi dei dati e garantisce l'integrazione delle 10 telecamere con canali analogici per il collegamento e la sincronizzazione di diversi segnali provenienti, ad esempio, da elettromiografi con uscita analogica, piattaforme di forza. Il sistema si interfaccia all'utente come un personale computer provvisto di scheda di acquisizione e conversione analogico – digitale e del software specifico per l'acquisizione, elaborazione, ricostruzione, salvataggio ed esportazione dei dati.

### **5.2.1 Vicon Nexus 1.7.1**

Oltre alla struttura di acquisizione (composta da telecamere, illuminatori e schede di acquisizione), un sistema di analisi del movimento prevede la presenza di una infrastruttura software di elaborazione allo scopo di rilevare i marcatori in modo chiaro e ricostruirne la posizione nel volume di acquisizione

Il software di elaborazione dei dati è Vicon Nexus 1.7.1. Questo programma permette di svolgere le principali attività associate alla cattura e all'analisi del dato in un ambiente 3D. In particolare consente di gestire le fasi di calibrazione del sistema optoelettronico, nonché la ricostruzione 3D dei dati utilizzando i dati bidimensionali acquisiti dalle videocamere.

È possibile creare il *marker-set* applicato, ovvero si specificano i marker utilizzati assegnando loro un nome e unendoli tra di loro secondo una relazione anatomica, solo per permettere una visualizzazione del movimento più intuitiva. Dopo aver creato il *marker-set* opportuno, l'utente può assegnare ad ogni marker previsto nel modello, il rispettivo marker rilevato in fase di acquisizione; questa operazione di associazione è detta *labelling*.

Attraverso il software Vicon Nexus si ottengono le informazioni relative sia al sistema di tracciamento sia al sistema dinamometrico. La sincronizzazione tra i due sistemi fornisce la simulazione cinematica e dinamica del cammino del paziente, misurando la forza di reazione al suolo e le traiettorie di ogni punto associato ai *marker*.

### 5.3 Pedane di forza *Kistler*

Nel laboratorio di Analisi del Movimento sono presenti due piattaforme *Kistler*, posizionate al centro del corridoio di acquisizione. Ciascuna delle piattaforme, di dimensioni 40x60 cm, si basa su quattro celle di carico piezoelettriche. I sensori piezoelettrici hanno una risposta in frequenza e una sensibilità migliore rispetto a quelli estensimetrici, anche se non sono adatti a misurare carichi statici. Per questi motivi, e considerato che il *task* motorio analizzato è il cammino, non posizioni statiche, in questa tesi sono state utilizzate pedane di forza con trasduttori piezoelettrici.

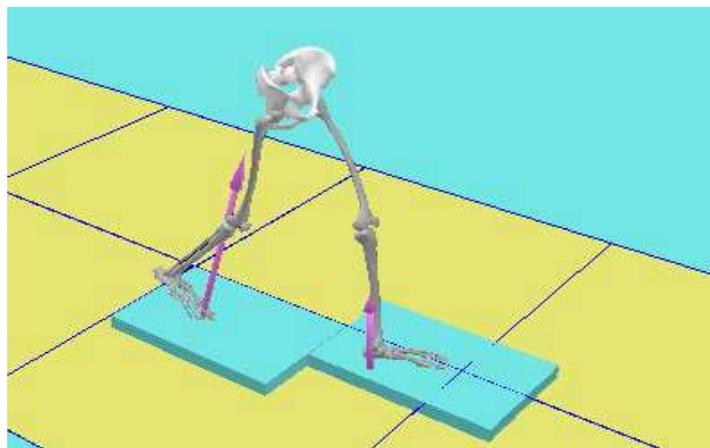


Fig 5.2 – Posizione delle piattaforme di forza all'interno del corridoio di acquisizione.

Ogni cella di carico misura le tre componenti di forza lungo i tre assi coordinati (x,y,z). I segnali elettrici forniti da ciascuna cella sono amplificati, campionati a 1200 Hz e processati per produrre 8 output:

- le tre componenti x,y,z della forza di reazione piede-suolo.
- le tre componenti dei momenti attorno ai tre assi x,y,z .
- le due componenti sul piano x,y del centro di pressione (COP).

Le piattaforme sono inserite in uno spazio rettangolare ricavato nel pavimento del laboratorio e ricoperte da un lungo tappeto, in modo che il pazienti non alteri la libera espressione dell'atto motorio alla vista delle stesse.

Le due pedane sono posizionate una di seguito all'altra in modo tale che la dimensione maggiore sia concorde con la linea di cammino. Inoltre sono alternate rispetto la linea mediale per rendere possibile al paziente di utilizzare, durante la camminata, ciascuna pedana per l'analisi della forza scambiata con il terreno da ciascun piede, in modo indipendente.

#### 5.4 Soggetti

Sono stati analizzati i dati di cammino di 5 soggetti normodati (2 uomini e 3 donne), che non presentassero, quindi, disordini di locomozione.

Nella *Tabella 5.1* sono riportate le principali caratteristiche cliniche del gruppo di soggetti testato.

<b>ID</b>	<b>SESSO</b>	<b>ALTEZZA (cm)</b>	<b>PESO (kg)</b>	<b>Età (anni)</b>
1	F	175	58	23
2	F	170	51	22
3	M	173	64	23
4	F	165	53	25
5	M	193	76	25

**Tab. 5.1: Caratteristiche del gruppo di pazienti testato**

I soggetti testati sono stati, inoltre, divisi in due gruppi: un gruppo (ID:1, 4), durante l'esecuzione dei *trial* di cammino, ha indossato scarpe con differenziale tacco-punta prossimo a zero, mentre l'altro gruppo (ID: 2,3,5) ha indossato calzatura con cambratura più elevata.

## 5.5 Definizione del protocollo sperimentale

Si definisce protocollo per l'analisi cinematica la procedura che permette di ricostruire gli angoli articolari e segmentali, le relative velocità e la posizione dei centri articolari.

I requisiti necessari sono:

- massima visibilità dei marcatori da parte delle telecamere;
- punti di reperi facilmente palpabili ed identificabili;
- riduzione del tempo necessario di preparazione dei pazienti e del tempo di raccolta dei dati;
- affidabilità nella definizione dei piani anatomici, per un'interpretazione fisiologica e clinica oggettiva;
- riduzione delle interferenze dovute al movimento di cute e tessuti molli (*Cappozzo et al., 1995*).

La modellazione multibody del sistema muscoloscheletrico permette di descrivere le cinematiche segmentali come moto di corpi rigidi vincolati (catene cinematiche), cioè come un insieme di segmenti rigidi, interconnessi, suscettibili di movimenti relativi dovuti alla presenza di coppie cinematiche e di vincoli relativi. Il movimento di ciascun segmento nello spazio 3D è univocamente determinabile dalla conoscenza della cinematica di un SDR solidale al corpo stesso.

Un protocollo, in generale, ha l'obiettivo di stabilire il posizionamento dei *marker* e di definire sistemi di riferimento anatomici solidali ai segmenti corporei considerati.

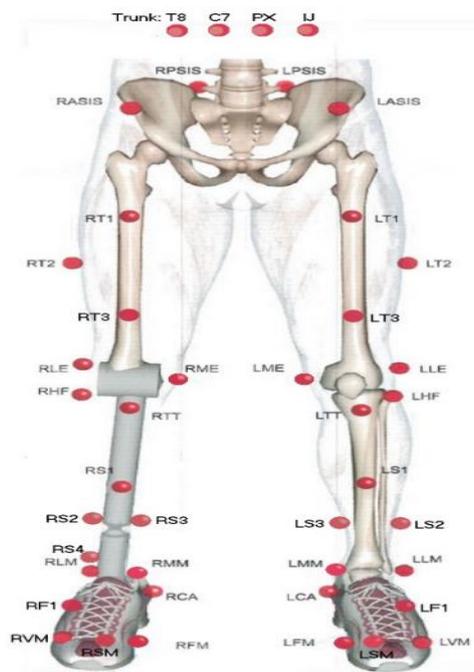
Il protocollo sperimentale adottato nel seguente lavoro di tesi prevede un modello 3D a quattro segmenti che adotta un *marker-set* costituito da 42

marcatori descritto nella *Tabella 5.2*.

<b>Segmento</b>	<b>Sigla marker</b>	<b>Punto di repere</b>
<b>TRONCO</b>	C7	Settima Vertebra Cervicale
	T8	Ottava Vertebra Toracica
	PX	Processo Xifoideo
	IJ	Incisura Giugulare
<b>BACINO</b>	ASIS	Spina Iliaca Superiore Anteriore
	PSIS	Spina Iliaca Superiore Posteriore
<b>FEMORE</b>	T1,T2,T3	<i>Markers</i> tecnici di coscia
	ME	Epicondilo Mediale
	LE	Epicondilo Laterale
<b>GAMBA</b>	S1,S2,S3	<i>Markers</i> tecnici di gamba
	TT	Tuberosità Tibiale
	HF	Testa della Fibula
	LM	Malleolo Laterale
	MM	Malleolo Mediale
<b>PIEDE</b>	CA	Punto superiore della superficie del Calcagno
	FM	Prima Testa Metatarsale
	SM	Seconda Testa Metatarsale
	VM	Quinta Testa Metatarsale
	F1	<i>Marker</i> tecnico di piede

**Tab. 5.2: Marker-set**

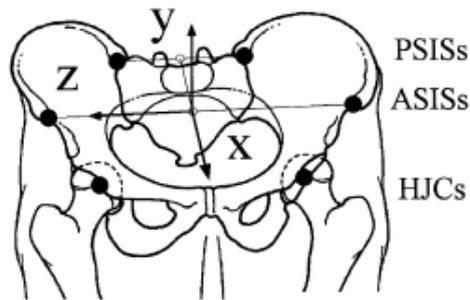
Durante la procedura di vestizione, si fa in modo che il marker applicato sul calcagno (CA) risulti allineato al marker posto in corrispondenza della quinta testa metatarsale (VM), in modo che i due marker definiscano il piano trasverso del piede.



**Fig. 5.3: Marker-set applicato sulla superficie corporea**

La determinazione dell'asse longitudinale di rotazione del femore richiede di rendere nota la posizione del centro di rotazione dell'anca (HJC, *hip joint center*). La posizione del centro di giunto HJC è stata calcolata su grandezze anatomiche paziente-specifiche tramite equazioni di regressione con parametri di stima valutati su popolazioni medie adulte. Le misure geometriche utilizzate per la localizzazione del centro di giunto d'anca differiscono tra i diversi metodi di regressione proposti in letteratura, ma i punti fiduciali anatomici di interesse che vengono acquisiti per la stima del centro d'anca, sono comuni e corrispondenti ai punti di repere anatomico di pelvi (ASIS e PSIS).

Bell stima la posizione di HJC come una percentuale costante della larghezza del bacino PW, parametro definito come distanza tra la posizione delle due creste iliache antero-superiori (*Bell et al., 1990*).



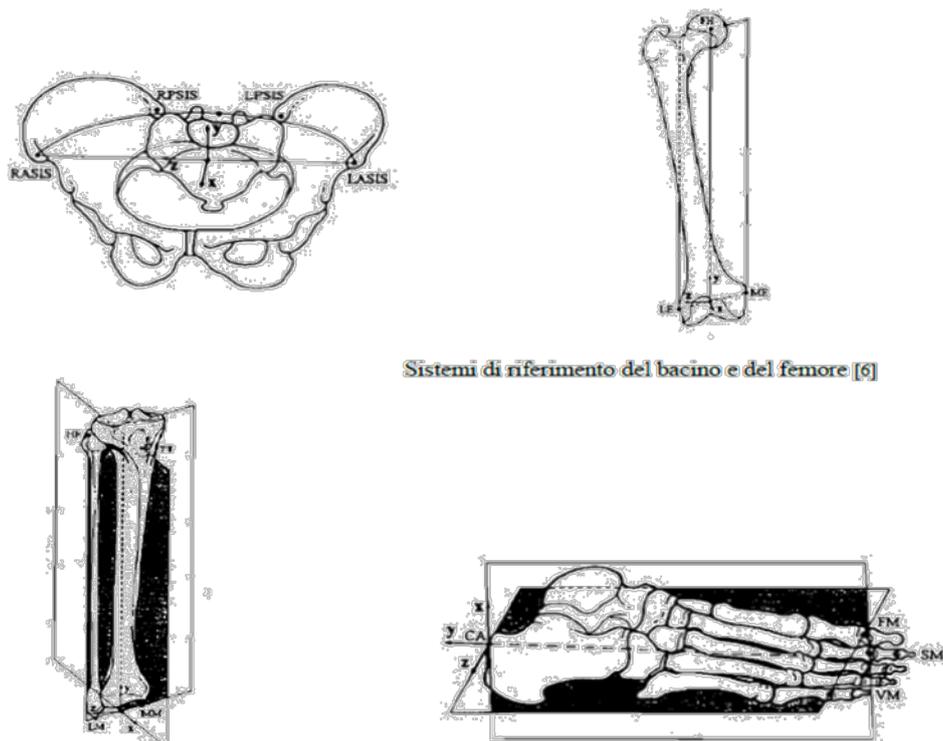
**Fig. 5.4: Marker anatomici per la stima del centro d'anca.**

Per ciascun segmento si procede poi alla definizione dei sistemi di riferimento anatomici sfruttando almeno tre *marker* posti su punti di repere anatomici non allineati. La definizione di questa terna viene fatta per ogni segmento osseo secondo le direttive ISB (*International Society of Biomechanics*) (Cappozzo *et al.*1995).

<b>Segmento</b>	<b>Asse</b>	<b>Sistema di riferimento</b>
<b>TORACE</b>	<i>Origine</i>	Coincidente con IJ.
	$Y_t$	Asse congiungente il punto medio tra PX e T8 e il punto medio tra IJ e C7 e diretto verso l'alto.
	$Z_t$	Asse perpendicolare al piano formato da IJ, C7 e il punto medio tra PX e T8, diretto verso destra
	$X_t$	La perpendicolare comune a $Z_t$ e $Y_t$ e diretta in avanti
<b>BACINO</b>	<i>Origine</i>	Punto mediano tra ASIS destra e ASIS sinistra.
	$Z_p$	Asse passante per le ASIS con direzione positiva da sinistra a destra
	$X_p$	Si trova sul piano quasi-trasverso definito dalle ASIS e dal punto mediano delle PSIS; la sua direzione positiva va verso l'esterno.
	$Y_p$	Asse ortogonale al piano xz e la sua direzione positiva è prossimale.

<b>FEMORE</b>	<i>Origine</i>	Punto mediano tra l'epicondilo mediale e laterale (LE e ME)
	$Y_f$	Unisce l'origine con il centro di rotazione d'anca (HJC) e la sua posizione positiva è prossimale
	$Z_f$	Si trova sul piano quasi-frontale definito dall'asse y e dagli epicondili. La sua direzione positiva va da sinistra a destra.
	$X_f$	Asse ortogonale al piano yz e la sua direzione positiva va verso l'esterno.
<b>GAMBA</b>	<i>Origine</i>	Punto mediano tra i malleoli mediale e laterale (LM e MM)
	$Y_g$	I malleoli e la testa della fibula definiscono un piano quasi-frontale. Un piano quasi-sagittale, ortogonale a quello quasi-frontale, è definito dal punto mediano tra i malleoli e la tuberosità tibiale. $Y_g$ è definito dall'intersezione tra i due piani. La sua direzione positiva è prossimale.
	$Z_g$	Si trova sul piano quasi-frontale con la direzione positiva che va da sinistra a destra.
	$X_g$	E' ortogonale al piano yz e la sua direzione positiva va verso l'esterno.
<b>PIEDE</b>	<i>Origine</i>	Coincidente con il calcagno (CA).
	$Y_f$	Il calcagno con la prima e la quinta testa metatarsale formano un piano quasi-trasverso. Un piano quasi-sagittale, ortogonale al piano precedente, è definito dal calcagno e dalla seconda testa metatarsale. $Y_f$ è definito dall'intersezione dei due piani. La sua direzione positiva è prossimale.
	$Z_f$	Si trova sul piano quasi-trasversale e la sua direzione positiva va da sinistra a destra.
	$X_f$	E' ortogonale al piano yz e la sua direzione positiva è dorsale.

**Tab. 5.3: Definizione sistemi di riferimento secondo direttive ISB.**



Sistemi di riferimento del bacino e del femore [6]

Fig. 5.5: Sistemi di riferimento anatomici (Cappozzo et al., 1995).

La configurazione ridondante di marcatori adottati, ovvero l’aggiunta di marcatori tecnici sulla medesima porzione anatomica, consente in fase di *post-processing* di ricostruire le coordinate di un *marker* sito in punto di reperi anatomico, laddove non venga rilevato da almeno due telecamere.

Per il calcolo di momenti e potenze articolari è stato implementato un codice Matlab che, data una lista di input (dati antropometrici, cinematici e la forza di reazione piede-suolo), restituisce in uscita la dinamica computata nei piani anatomici principali attraverso l’implementazione delle equazioni di Eulero-Newton del corpo libero.

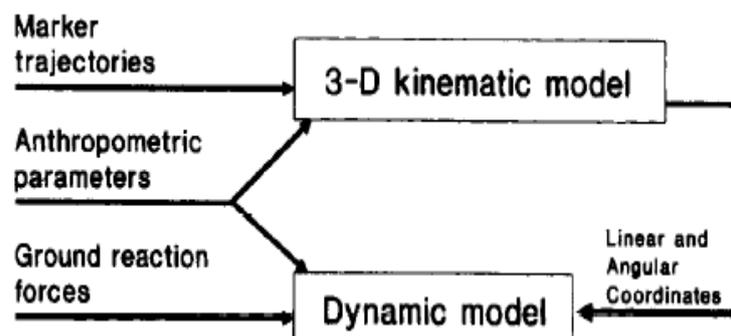


Fig. 5.6: Diagramma a blocchi che mostra l’elaborazione dei dati cinematici e dinamici.

## 5.6 Descrizione delle prove

L'acquisizione dei parametri cinematici è stata ottenuta mediante il sistema optoelettronico VICON MX e T.

I parametri dinamici sono stati acquisiti tramite pedane dinamometriche a sensori piezoelettrici (*Kistler*), sincronizzate con il sistema stereofotogrammetrico.

Le pedane di forza sono state utilizzate per ricavare la forza di reazione piede-suolo e per individuare la fase di *stance* del ciclo del passo, ovvero per determinare il frame di appoggio e di stacco del piede in esame.

Per il sistema optoelettronico è stata adottata una frequenza di acquisizione di 100 Hz, mentre per le pedane è stata imposta una frequenza di campionamento maggiore (1200 Hz) a causa della presenza di fenomeni impulsivi.

Il software Vicon Nexus consente di gestire la calibrazione delle telecamere, l'acquisizione e la sincronizzazione dei dati provenienti dal sistema stereofotogrammetrico e dalle piattaforme dinamometriche.

Prima dell'arrivo del paziente e prima di ogni nuova sessione sperimentale, vengono predisposte tutte le strumentazioni precedentemente descritte, in particolare calibrando il sistema optoelettronico e predisponendo un volume di acquisizione adeguato al gesto da compiere.

Il set di calibrazione è composto da una bacchetta, detta *wand*, in fibra di carbonio, avente *markers* le cui distanze relative risultano note.

La procedura di calibrazione si articola in due fasi:

- Calibrazione statica: in questa fase la *wand* viene posta al centro del volume che si intende calibrare; la posizione dell'oggetto di calibrazione statica identifica la posizione del sistema di riferimento assoluto di laboratorio.
- Calibrazione dinamica: consiste nello 'spazzolare' tutto il volume di calibrazione con l'apposita *wand* in modo che il sistema individui i confini del volume di lavoro. Lo spazzolamento permette di confrontare le distanze note tra i marker dell'asta con quelle effettivamente rilevate, stimando l'errore di distorsione dell'immagine.

Al termine della procedura delle due sequenze di calibrazione il software genera un report, con dettagli numerici sugli errori, riportando media e deviazione standard sull'errore di ricostruzione della *wand* in millimetri (3D) e in pixel (2D), per ogni telecamera.

Lo studio con Gait Analysis ha utilizzato un camminamento di 10 metri ed il volume di acquisizione, in cui sono stati analizzati i parametri del cammino, presentava una lunghezza di circa 3 metri.

Dopo la firma del consenso informativo di partecipazione allo studio, il paziente è stato preliminarmente preparato applicando il *marker-set* previsto dal modello adottato. In particolare, sono stati utilizzati *marker* passivi retroriflettenti con supporto in plastica posti direttamente sulla superficie corporea del soggetto tramite biadesivo. A tale scopo al paziente è stato chiesto di indossare pantaloncini corti e maglietta, in quanto l'applicazione dei *marker* sui vestiti avrebbe prodotto inevitabili artefatti.

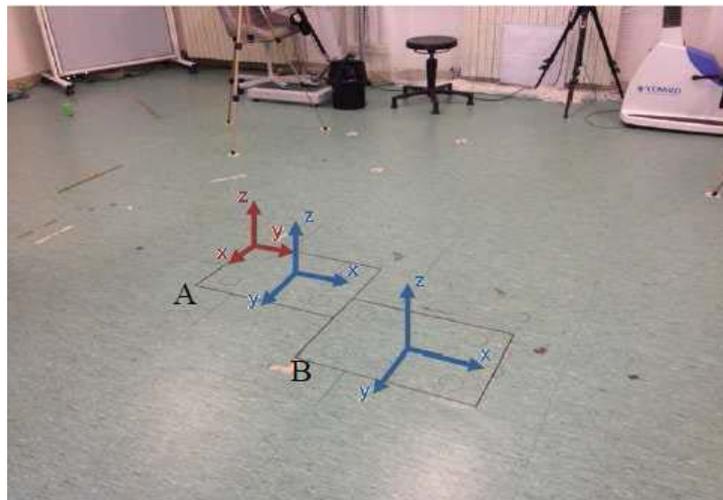
Dopo la vestizione del paziente, è stato possibile procedere con le acquisizioni. Per tutte le acquisizioni, i *motor-tasks* adottati hanno previsto una prima acquisizione statica di circa 60 secondi in cui è stato chiesto al paziente di stare in posizione eretta, con le mani giunte sotto lo sterno (per non occludere la vista di alcuni *marker*) e lo sguardo all'orizzonte, all'interno del volume di acquisizione in precedenza calibrato, stando sopra la pedana di forza con i piedi leggermente divaricati a formare un angolo di circa 30°. Questa fase è utile per poter personalizzare il modello matematico predefinito, adattandolo alla morfologia del soggetto, e per la stima dei parametri inerziali nella fase che precede il calcolo di momenti e potenze articolari con approccio di Dinamica Inversa.

Dopo il *trail* statico, è stata effettuata l'acquisizione del cammino del soggetto. Sono state considerate tre diverse tipologie di prove dinamiche. La prima è rappresentata dal cammino a velocità libera, ovvero quella per cui il soggetto manifesta il comfort maggiore (cammino a velocità normale). La seconda tipologia di dinamica prevede che il soggetto cammini ad una velocità inferiore (cammino a velocità lenta); infine la terza prova dinamica prevede

che il soggetto aumenti la velocità del passo (cammino veloce).

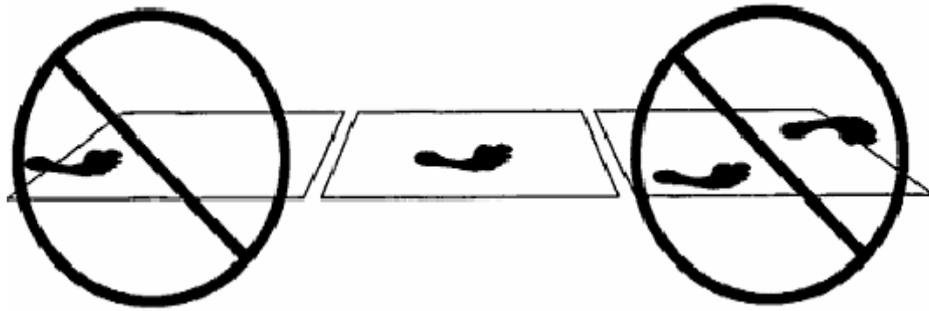
Poiché l'obiettivo dello studio è quello di analizzare la locomozione naturale, sono state fornite solo informazioni qualitative e ogni soggetto è stato libero di scegliere la propria cadenza. Le velocità di cammino testate spaziano da 0.9 a  $2.1 \text{ ms}^{-1}$  ( le velocità di cammino sono state calcolate differenziando la posizione istantanea del *marker* sito in corrispondenza della cresta iliaca postero-superiore per ciascun istante di tempo campionato).

Durante i *trail* dinamici al paziente è stato chiesto di camminare lungo l'asse di avanzamento y riferito al sistema globale fotogrammetrico, ad una velocità auto-controllata; il gesto deve essere il più naturale possibile in modo da rappresentare la realtà giornaliera del paziente.



**Fig. 5.7: Sistema di riferimento fotogrammetrico in rosso e SdR dinamometrico delle pedane in blu.**

Le dinamiche acquisite sono considerate utilizzabili solo se il soggetto appoggiava il piede completamente le due pedane.



**Fig. 5.8: Contatti al suolo in pedana; a sinistra contatto parziale, a destra contatto multiplo: entrambi sono scartati dall'analisi. Al centro si nota un contatto corretto del piede sulla pedana.**

Per garantire una significatività statistica, sono state acquisite in media sette prove di cammino per ciascuno dei regimi di velocità testati.

Dopo l'acquisizione dei dati di cammino, si è proceduto con l'analisi del movimento di alzata e seduta dalla sedia. Per l'analisi di questo *task* motorio è stato utilizzato il medesimo *marker-set* previsto per le prove di *Gait Analysis*.

Una sedia senza bracci è stata predisposta al centro della pista del cammino in modo che il soggetto potesse poggiare i piedi sulle due pedane dinamometriche; questo ci ha consentito di acquisire i dati di forza di reazione al suolo contestualmente ai dati stereofotogrammetrici.

L'orientazione iniziale del tronco non è stata controllata. Al soggetto è stato chiesto, quindi, di alzarsi dalla sedia e, dopo il raggiungimento della stazione eretta, si risedersi, sempre previo comando dell'operatore.

L'analisi è stata ripetuta in media cinque volte per ogni soggetto.

Dopo l'esecuzione del *Sit-To-Stand* si è passati all'acquisizione dei *trail* di cammino con le AFO (*Ankle Foot Orthosis*). In questo lavoro di tesi sono state utilizzate delle AFO calzature non articolate, tali dunque da bloccare rigidamente la tibiotarsica su tutti i piani anatomici.

Dopo la vestizione del paziente con le AFO e riposizionamento dei cluster di marker afferenti al segmento di piede e porzione distale di gamba sulle ortesi, il soggetto è stato valutato durante l'esecuzione di *trail* statici e dinamici.



**Fig. 5.9: AFO (BledSoe)**

## **5.7 Elaborazione dei dati**

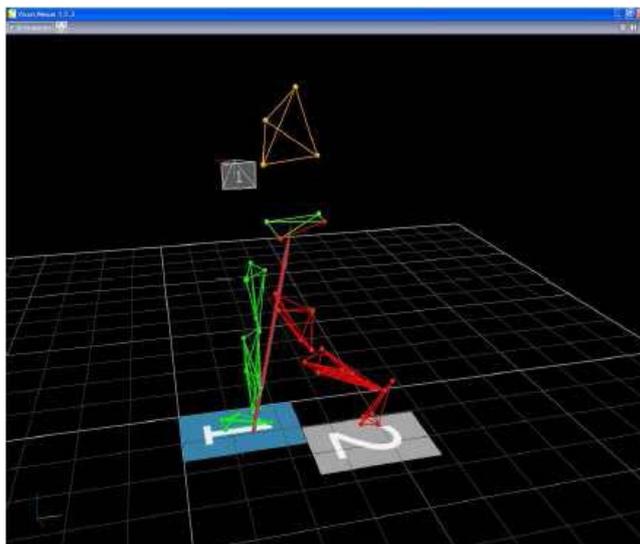
Dopo aver ottenuto i dati di *Gait Analysis* utilizzando il software Vicon Nexus 1.7.1, che permette di acquisire in modo sincrono i segnali provenienti dal sistema optoelettronico e dalle pedane di forza, si è proceduto al loro *processing*.

Il primo passo è quello di procedere con la costruzione del modello che sarà impiegato nella procedura di ricostruzione e *labelling* del Vicon System. Nella fase di costruzione del modello occorre indicare la collocazione precisa di ciascun marker e l'acronimo che si intende abbinare al marker in funzione del punto di repere anatomico cui fa riferimento.

Per ciascun file di dinamica si procede, dunque, alla ricostruzione delle coordinate spaziali di ciascun marcatore note le coordinate 2D sul piano immagine di ciascuna telecamera e i parametri calcolati durante la calibrazione del sistema di acquisizione (matrice di rotazione, vettore traslazione, lunghezza focale); viene quindi effettuato il *labelling* dei marcatori rilevati e la correzione del loro tracciamento automatico.

L'interfaccia grafica dello Vicon Nexus permette la visualizzazione frame per frame del movimento acquisito, rappresentando in 3D la posizione dei marcatori, le pedane di forza ed il vettore della forza di reazione al suolo generato quando vengono pestate dal soggetto. Questo rende possibile individuare gli istanti temporali nei quali avvengono gli eventi di contatto iniziale al suolo (*heel strike*) e di stacco finale da terra (*toe off*) di ognuno dei due piedi. Tali informazioni sono indispensabili in quanto l'operazione di

*labelling* non viene effettuata per tutta la durata dell'acquisizione ma solo andando a considera l'arco temporale in cui sia possibile isolare uno stride per ogni arto.



**Fig. 5.10: Immagine ricavata da Vicon Nexus**

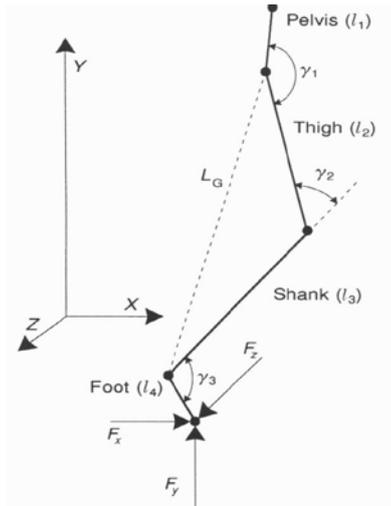
Vi sono marcatori che per periodi temporali più o meno lunghi, non vengono rilevati dalle telecamere. Tale fenomeno è comunemente attribuito a diversi fattori, quali: complessità del gesto analizzato che eclissa momentaneamente il marcatore o particolari condizioni ambientali (riflessi luminosi).

Laddove non è stato possibile ricostruire le coordinate di un marcatore, poiché nemmeno due telecamere sono riuscite a rilevare la presenza del marcatore, nel file 3D compare con coordinata *NaN* lungo tutti e tre gli assi.

Tuttavia, a seguito della configurazione ridondante adottata (ovvero *marker* tecnici aggiunti a *marker* su punti di repere anatomico) è possibile ricostruire le coordinate di un marcatore invisibile utilizzando la funzione *Replace4*.

Dall'informazione presente nei file di statica, viene creato un modello rigido del cluster di marcatori. Tale schema è poi utilizzato sui dati di dinamica, per la determinazione delle coordinate di un marcatore qualora non sia visibile, sfruttando la presenza degli altri tre visibili del gruppo.

Una volta ottenuti i dati cinematici e dinamici (le coordinate 3D dei *marker*, i valori delle componenti della forza di reazione al suolo, le componenti dei momenti al suolo, il centro di pressione e gli istanti di *Heel Strike* e *Toe Off*),



si procede all'esportazione dei file della statica e delle dinamiche traccate in formato .c3d.

Tutti i dati estratti sono stati quindi elaborati da una serie di programmi sviluppati in codice *MATLAB*.

Per la cinematica, i codici di analisi computano i sistemi di riferimento anatomici secondo le direttive ISB (*International Society of Biomechanics*) e

gli angoli articolari nei tre piani principali (sagittale, frontale e trasverso).

L'algoritmo sviluppato consiste in una sequenza di sottofunzioni specifiche per il segmento analizzato: ciascuna procedura richiede in ingresso determinati RA e la matrice di rotazione (dal locale al globale) della porzione anatomica prossimale rispetto a quella valutata al momento.

Generalizzando, l'elaborazione avviene secondo uno schema comune:

- viene calcolata la posa del segmento utilizzando le convenzioni ISB, nel sistema di riferimento globale.
- moltiplicando la matrice rotazionale trasposta del segmento prossimale per quella appena ottenuta, si ricava la posa della porzione in esame rispetto la porzione anatomica che la precede in direzione craniocaudale.
- sono computati gli angoli articolari dalla matrice articolare calcolata al passo precedente, secondo la convenzione di Eulero ZXY.

L'output è quindi formato dalla matrice di rotazione (dal locale al globale) del segmento in studio, più una contenente gli angoli articolari (in gradi) per ciascun frame d'acquisizione.

Vengono inoltre calcolati gli angoli di orientamento assoluto rispetto alla verticale dei segmenti anatomici di pelvi, coscia, gamba e piede, mediante una semplice relazione trigonometrica:

$$\alpha_k = \tan^{-1} \left( (x_j - x_i) / (y_i - y_j) \right)$$

Dove i pedici  $i$  e  $j$  denotano i punti estremi prossimale e distale rispettivamente del segmento  $k$ -esimo della catena cinematica.

Una volta calcolati i parametri inerziali (massa, momento di inerzia nelle tre orientazioni date dai tre piani anatomici, posizione del centro di massa) dei vari segmenti per mezzo delle tabelle di Zatsiorsky, integrando i dati di pedana con i dati cinematici, è possibile determinare i momenti e le potenze sviluppate a livello delle articolazioni mediante analisi di Dinamica Inversa.

Vengono distinti i momenti esterni dovuti al non allineamento tra il vettore GRF e il centro articolare del giunto considerato, dai momenti interni, dovuti alla risposta muscolare, che forniscono un momento di bilanciamento alle sollecitazioni date dalle forze esterne. È immediato comprendere come il momento netto calcolato utilizzando solo la reazione piede-suolo sia uguale a quello calcolato attraverso la dinamica inversa a meno di tutti i contributi inerziali.

Per la determinazione dei momenti interni, si utilizza un'applicazione ricorsiva delle equazioni di equilibrio dinamico del corpo libero di Eulero-Newton per ciascuno dei segmenti che compongono il modello articolato scelto per l'analisi *lower-limb*.

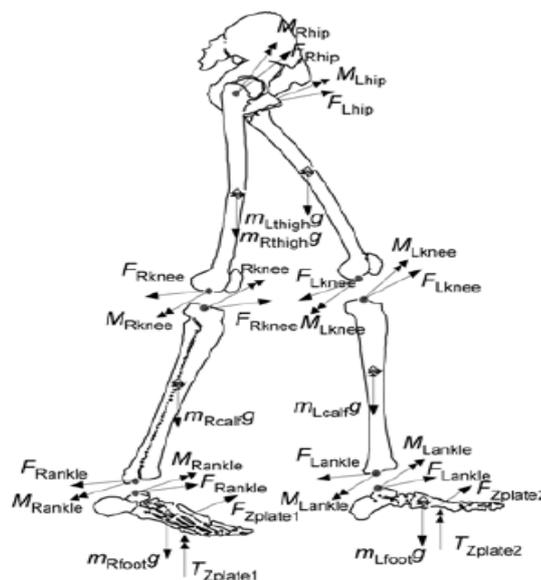


Fig. 5.11: Modello *lower-limb* per l'analisi dinamica

Tale set esteso di variabili calcolate è rappresentato normalizzato rispetto al

tempo del ciclo caratteristico dell'atto locomotorio (da inizio appoggio a successivo appoggio ipsilaterale).

## 5.8 BTK library

Per la lettura e l'analisi dei file acquisiti in seguito all'analisi optocinetica è stato necessario utilizzare una particolare libreria installata all'interno del software utilizzato (MATLAB) . La libreria utilizzata in questo lavoro è la BTK.



Fig. 5.12: Logo della libreria BTK

BTK è una libreria open-source e una multi-piattaforma per l'analisi biomeccanica. Essa è in grado di leggere e scrivere file di acquisizione (C3D, TRC, ANC, ANB, Orthotrack XLS, Motion Analysis Corp) e può modificarli. Tutte queste operazioni possono essere eseguite con l'uso delle API C++ o con MATLAB e SCILAB.

### 5.8.1 BTK in Matlab

La prima cosa da fare è aggiungere il BTK nella directory di Matlab in base al sistema operativo presente:

- C:\Program Files\BTK\share\btk-0.1\Wrapping\Matlab\btk for Windows ;
- /usr/local/share/btk-0.1/Wrapping/btk for Un\*x ;
- /Applications/BTK/share/btk-0.1/Wrapping/btk for MacOS X.

In seguito per essere sicuri di aver caricato BTK nella directory, digitare *help btk* ; infine procedere con l'acquisizione del file.

L'uso di BTK in Matlab è molto semplice e si riferisce maggiormente ad un'acquisizione la quale può essere creata da zero (*btkNewAcquisition*) oppure alla lettura di un file (*btkReadAcquisition*). Essa è rappresentata in Matlab da un "handle" che sarà usato da altre funzioni per accedere o modificare il loro contenuto.

Tramite l'utilizzo di un handle, Matlab non conosce la memoria allocata per ogni acquisizione. In molti casi, bisogna gestire la memoria usando il comando *clear all* in modo da cancellare tutta la memoria. Nel caso in cui venissero processati molti file allora è necessario utilizzare il comando *btkDeleteAcquisition* in modo da liberare la memoria associata con l'acquisizione. Questa funzione può essere intesa anche come una funzione di chiusura.

Ci sono molte funzioni per accedere o modificare i dati all'interno di un'acquisizione. Per ulteriori informazioni in Matlab basta digitare, nella *command window*, il comando *help btk*.

### **5.8.2 Lettura dati**

Un'acquisizione contiene POINTS (parametri con tre componenti), CANALI ANALOGICI (parametri ad una componente), EVENTI e METADATA (è un container generico che include i parametri che non possono essere catalogati in nessuno dei precedenti gruppi).

#### **POINTS**

Un POINT in BTK contiene dati 3D come: *markers*, forze, momenti, angoli, potenze, ect.

Ad esempio, una volta caricato il file si possono estrapolare i dati di interesse come le traiettorie dei *markers* utilizzando la funzione *btkGetMarkers* nel seguente modo:

```
acq=btkReadAcquisition('myAcquisitionFile.c3d');  
markers=btkGetMarkers(acq);
```

dove *markers* è una struttura contenente le traiettorie 3D per ogni *markers*.

Nel caso in cui invece il file dovesse contenere la cinematica o la dinamica inversa è molto semplice estrapolare angoli, forze, momenti e potenze usando la corretta funzione.

Sudette funzioni restituiscono una struttura i cui campi sono i nomi di ogni parametro.

```
angles=btkGetMoments(acq);  
forces=btkGetForces(acq);  
moments=btkGetMoments(acq);  
powers=btkGetPowers(acq);
```

Se si volessero estrarre solo alcuni *points* dall'acquisizione e porli in forma matriciale, bisogna utilizzare un semplice script basato su funzioni BTK:

```
filename='myAcquisition.c3d';  
pointsLabel = {'C7','CLAV','CenterOfMass','KneeJointForce'};  
acq=btkReadAcquisition(filename);  
num=length(pointsLabel);  
points=btkGetPoints(acq);  
extractedPoints=zeros(btkGetPointFrameNumber(acq),num*3);  
for i=1:num  
    extractedPoints(:, 1+(i-1)*3:i*3) = points.(pointsLabel{i});  
end
```

Per estrarre il primo e l'ultimo frame viene utilizzato il seguente codice:

```
firstFrame=btkGetFirstFrame;  
lastFrame=btkGetPointFrameNumber(handle) - btkGetFirstFrame(handle) + 1 ;
```

Nel caso in cui si voglia far partire il frame iniziale da un valore diverso da quello acquisito si può utilizzare il codice di seguito riportato:

```
extractedPoints(1450-btkGetFirstFrame(acq)+1,:)
```

## **CANALI ANALOGICI**

I canali analogici contengono tutte le misure ad una dimensione effettuati attraverso i sensori di tensione, velocità angolare, accelerazione ect.

Per estrarre i dati relativi al canale analogico, il più semplice comando è:

```
analogs=btkGetAnalog(acq);
```

in questo modo viene restituita una struttura in cui ogni campo corrisponde ad un canale analogico.

```
av=btkGetAnalogValues(acq);
```

ottengo i valori analgici in forma matriciale (“av” è la matrice contenente i dati analogici).

Una semplice strada per estrarre il frame analogico dal frame video può essere realizzato dal seguente codice:

```
% acq = btkReadAcquisition ...  
analogs = btkGetAnalog(acq);  
ratio = btkGetAnalogSampleNumberPerFrame(acq);  
analogsDownsampled = [];  
labels = fieldnames(analogs);  
for i = 1:btkGetAnalogNumber(acq)  
analogsDownsampled.(labels{i}) = analogs.(labels{i})(1:ratio:end);  
% ...  
End
```

Un canale analogico contiene anche un numero di offset e un fattore di scala utilizzato per la conversione analogico/digitale e viceversa. Essi si trovano nel secondo output della funzione *btkGetAnalog*s.

Questi parametri sono importanti se si volesse aggiungere i canali analogici in un'acquisizione e salvarli all'interno del file. Queste informazioni si trovano all'interno del sistema hardware oppure nella configurazione della nostra acquisizione software.

## EVENTI

Per estrarre gli eventi, bisogna utilizzare la funzione *btkGetEvents* che ordina gli eventi in base al tempo e all'etichetta:

```
events=btkGetEvents(acq);  
events =  
Left_Foot_Strike: [5.6300 6.6900 7.8100]  
Right_Foot_Strike: [6.1600 7.3000 8.3000]  
Left_Foot_Off: [6.2500 7.4500]  
Right_Foot_Off: [6.9400 7.9800]
```

## METADATA

Il metadata è un container generico dove sono memorizzate le configurazioni di acquisizione, in altre parole contiene i parametri che non possono essere considerati come dati analogici, come points o come eventi. Ad esempio i dati che forniscono le informazioni del soggetto come il peso, l'altezza, l'età o il sesso vengono raccolti in questo gruppo.

Per accedere ai metadata di acquisizione, si utilizza la funzione *btkGetMeta*Data la quale restituisce una struttura costituita da un albero contenente i valori.

Per esempio, se si volesse ottenere il valore del peso del soggetto in esame, viene utilizzato il seguente codice:

```
%acq=btkReadAcquisition...
```

```
md=btkGetMetadata(acq);
```

```
weight = md.children.SUBJECTS.children.WEIGHT.info.values;
```

Se non si è sicuri che il parametro peso sia presente all'interno del metadata, con la funzione *btkFindMetaData* si tenta di trovare il parametro di interesse.

```
%acq=btkReadAcquisition...
```

```
md=btkFindMetadata(acq,'SUBJECT','WEIGHT');
```

```
if (md ~= 0)
```

```
weight = md.info.values;
```

```
end
```

Se il parametro peso esiste, la variabile *weight* restituisce direttamente la struttura contenente il parametro peso.

Uno degli obiettivi del BTK è anche quello di fornire alcuni strumenti per il calcolo standard di parametri biomeccanici (cinematica, dinamica inversa, ...).

Tutti gli strumenti sono memorizzati nella sezione *BasicFilters* all'interno dell'help.

```
% Import acquisition
```

```
acq = btkReadAcquisition('myAcquisition.c3d');
```

```
% Extract analogs values as a matrix.
```

```
av = btkGetAnalogValues(acq);
```

```
% Filter data
```

```
% The parameters must be multiplied due to the use of filtfilt
```

```
% final order divided by 2 and cut-off frequency multiplied by 1.2465
```

```
[b,a] = butter(4/2, 2 * 30 * 1.2465 / btkGetAnalogFrequency(acq));
```

```
av = filtfilt(b,a, av);
```

```
btkSetAnalogValues(acq, av);
```

```
% Compute ground reaction wrenches with a threshold of 3 newtons
```

```
grws = btkGetGroundReactionWrenches(acq, 3);
```

```
figure; plot(grws(1).P) % Position
```

```
figure; plot(grws(1).F) % Force
```

```
figure; plot(grws(1).M) % Moment
```

# CAPITOLO 6

## RISULTATI

### 6.1 Analisi effettuate per il dimensionamento dei motori

Per un adeguato dimensionamento dei motori sono stati eseguiti i seguenti controlli:

1. analisi della cinematica e della cinetica di locomazione di cinque soggetti normodotati per tre differenti regimi di velocità.
2. analisi della cinematica e della dinamica del movimento di alzata e seduta dalla sedia ( *Sit-to-Stand e Stand-to-Sit* ).
3. Analisi della cinematica e della dinamica del cammino AFO.

#### 6.1.1 Analisi cinematica articolare per differenti velocità di cammino

Il valor medio e la deviazione standard delle velocità di progressione individualmente adottate dai vari soggetti per l'esecuzione delle prove a velocità lenta, normale, sostenuta e di cammino con AFO calzature, sono riportate nella Tabella 6.1.

Sono, inoltre, riportate l'*ensemble average* (AV), calcolata come il valor medio delle velocità medie di progressione dei vari soggetti testati, e l'errore standard (SE) della media stimata.

Soggetto	Velocity [m s <sup>-1</sup> ]							
	Normal Gait		Slow Gait		Fast Gait		AFO Gait	
	Mean	Sd	Mean	Sd	Mean	Sd	Mean	Sd
1	1.59	0.02	1.17	0.03	1.87	0.04	1.06	0.03
2	1.48	0.03	1.28	0.04	1.90	0.05	1.14	0.03
3	1.36	0.04	0.93	0.04	1.90	0.03	1.12	0.02
4	1.45	0.02	1.16	0.04	1.71	0.06	1.25	0.06
5	1.73	0.06	1.19	0.03	2.08	0.05	1.33	0.21
AV	1.52		1.15		1.90		1.18	
SE	0.14		0.13		0.13		0.11	

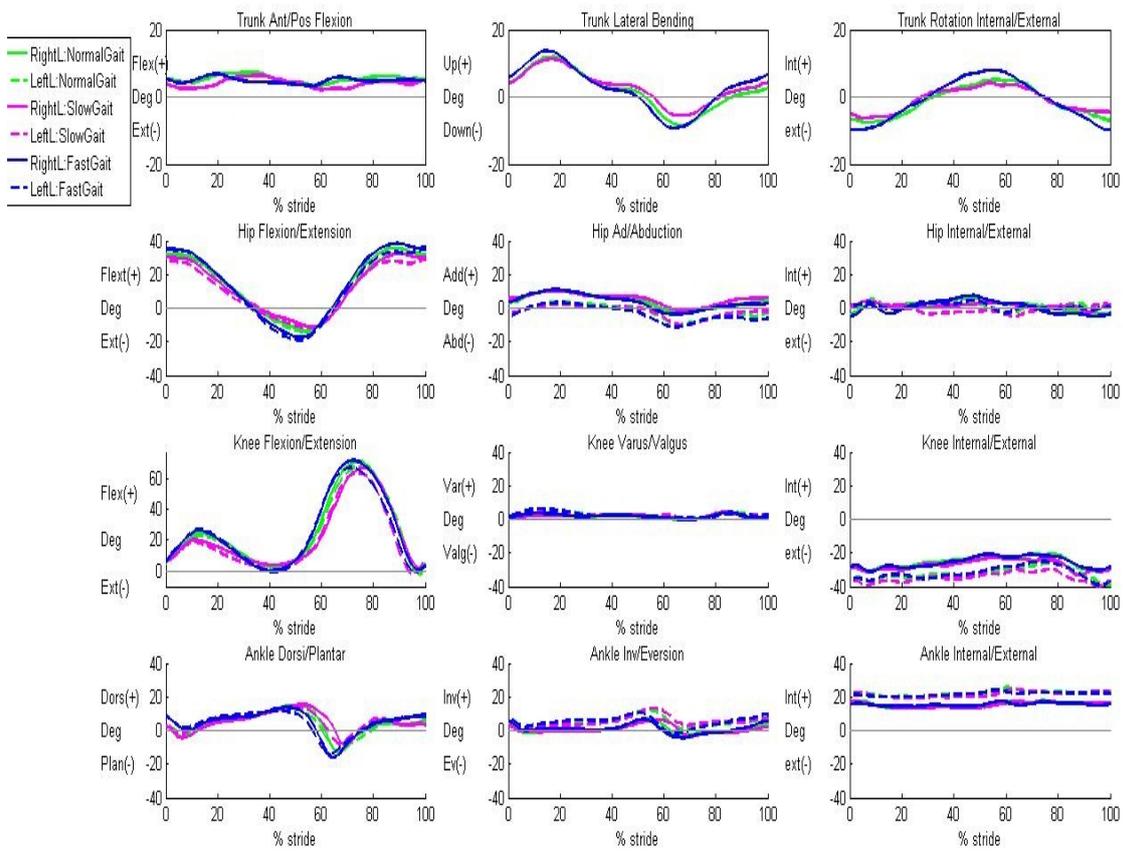
Tabella 6.1: velocità di progressione nelle diverse condizioni testate

Mediante analisi di *t-test* per misure ripetute e adottando il coefficiente correttivo di Bonferroni per confronti ripetuti, è risultato che esiste una differenza statisticamente significativa tra i valori medi delle velocità di progressione liberamente adottate dai soggetti nell'esecuzione delle tre prove a diversa velocità ( $p < 0.01$  per tutti i confronti).

La velocità libera adottata dai soggetti nel cammino con le ortesi risulta paragonabile a quella scelta nella prova a velocità lenta ( $p = 0.63$ ).

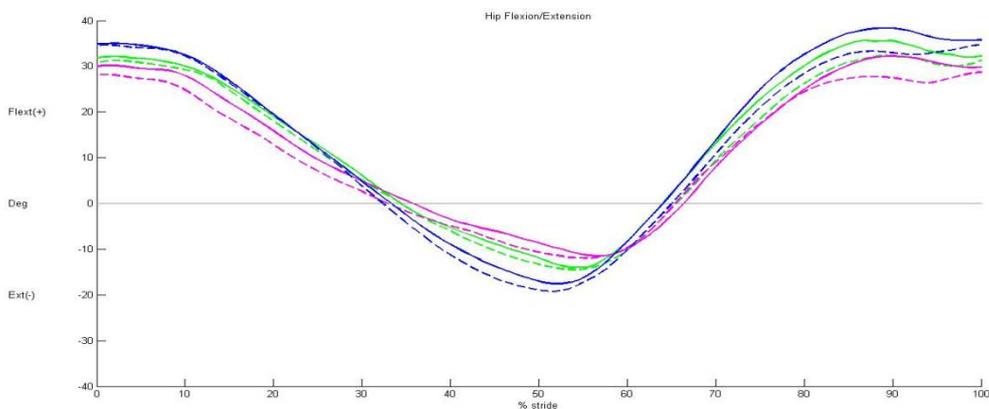
Di seguito sono riportati gli angoli articolari medi ricavati dal processo di analisi cinematica di tronco, anca, ginocchio e caviglia nei tre piani anatomici di interesse e per ciascuno dei regimi di velocità testati.

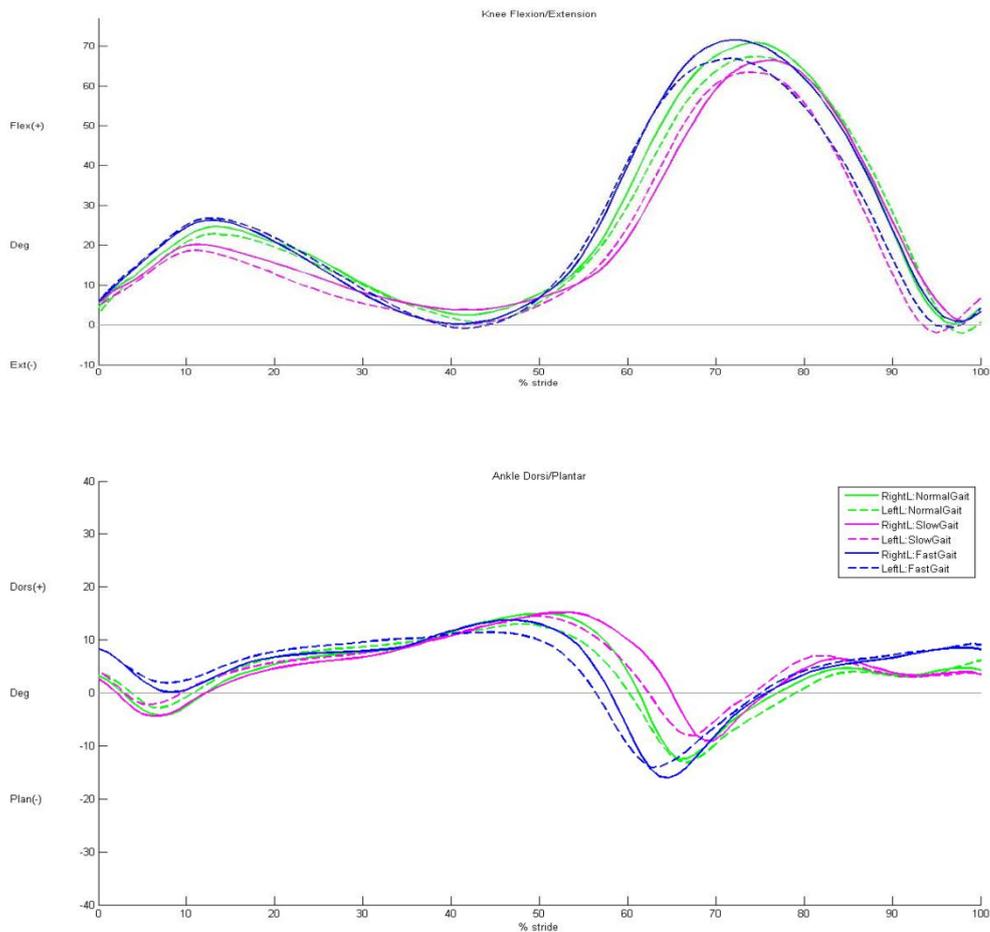
Nello specifico, sono state ricavate le curve medie per arto destro e sinistro per ciascun soggetto, considerando tutti i *trail* di cammino (in media 6 per ciascuna delle condizioni testate; il numero minimo di prove per ciascuna delle condizioni testate è 6). Quindi, è stata ottenuta una curva media a partire dalle curve medie dei vari soggetti. Nelle figure seguenti, gli angoli articolari medi di gamba destra e sinistra vengono presentati sovrapposti, per ciascuna delle condizioni testate. I vari eventi del ciclo del passo sono espressi in percentuale (0%-100%) della durata dell'intero ciclo del cammino (*stride*): questa normalizzazione facilita il confronto tra soggetti e condizioni diversi. Lo 0% corrisponde all'istante di *heel strike* e 100 % corrisponde al successivo istante di *heel strike* omolaterale.



**Fig 6.1: report cinematica**

Dalle immagini si evince chiaramente come la velocità di progressione influenzi il *Range of Motion* (ROM), ovvero la mobilità articolare di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale.





**Fig 6.2: Angoli relativi di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale**

<b>Range of Motion (ROM) nel piano sagittale(°)</b>						
	<b>Hip</b>		<b>Knee</b>		<b>Ankle</b>	
	<b>Mean</b>	<b>Sd</b>	<b>Mean</b>	<b>Sd</b>	<b>Mean</b>	<b>Sd</b>
Slow Gait	42.80	±1.84	63.20	±3.8	29.88	±3.73
Normal Gait	47.06	±1.94	65.83	±2.97	31.75	±4.60
Fast Gait	52.12	±2.98	67.27	±3.40	34.80	±4.8

**Tabella 6.2: ROM di anca, ginocchio, caviglia**

Come è possibile osservare nel dettaglio nelle in Fig.6.2 e nella Tabella 6.2 il *range of motion* aumenta all'aumentare della velocità di cammino. Inoltre, si può evincere come l' impatto generato dal contatto del tallone al suolo aumenta con la velocità di deambulazione. All'inizio dell'appoggio la flessione del ginocchio frenata dal quadricipite rappresenta la seconda

reazione di assorbimento dell'impatto al contatto con il terreno. Per questo motivo, il movimento di flessione del ginocchio nella fase di accettazione del carico è tanto maggiore quanto più è alta la velocità di deambulazione.

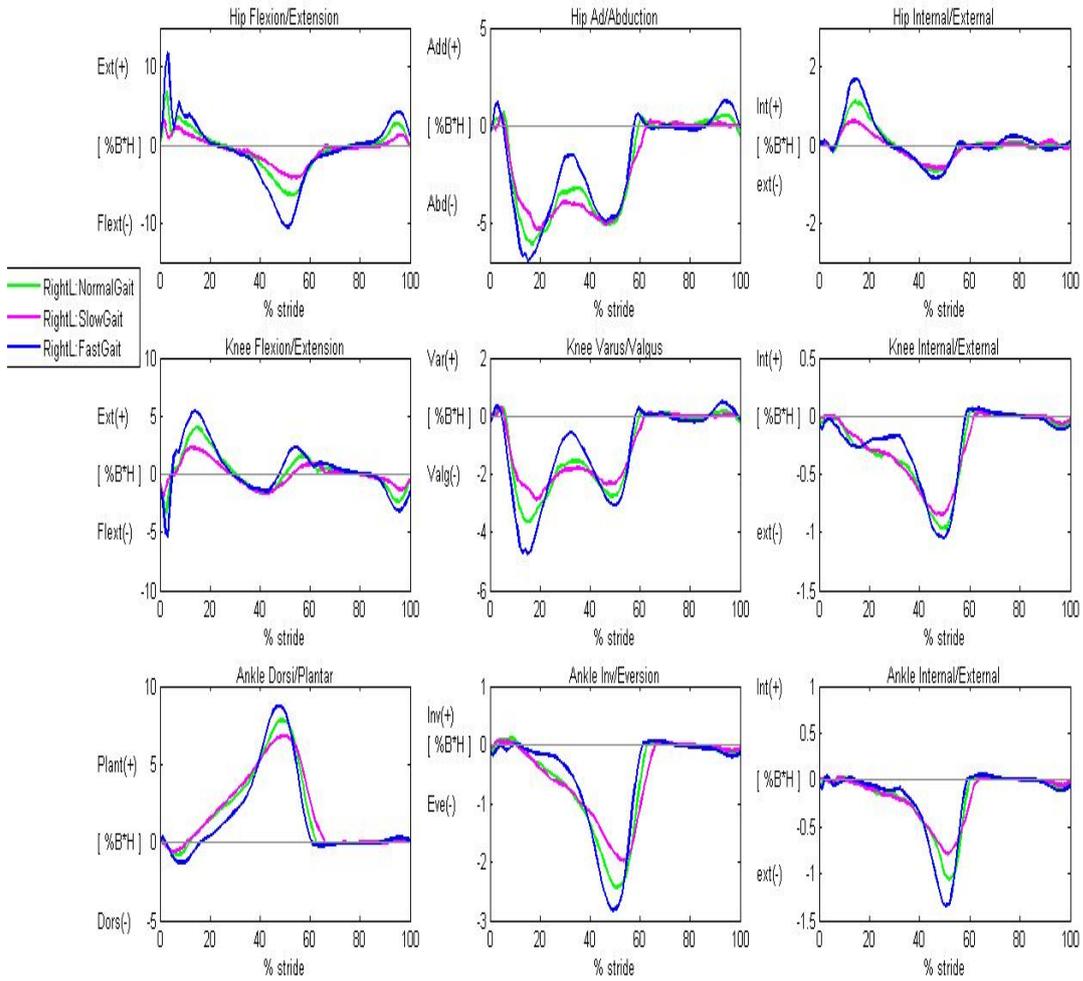
### **6.1.2 Analisi della dinamica per differenti velocità di cammino**

La combinazione tra i dati cinematici e quelli dinamici (forze di reazione del terreno) permette il calcolo dei momenti nei tre piani anatomici.

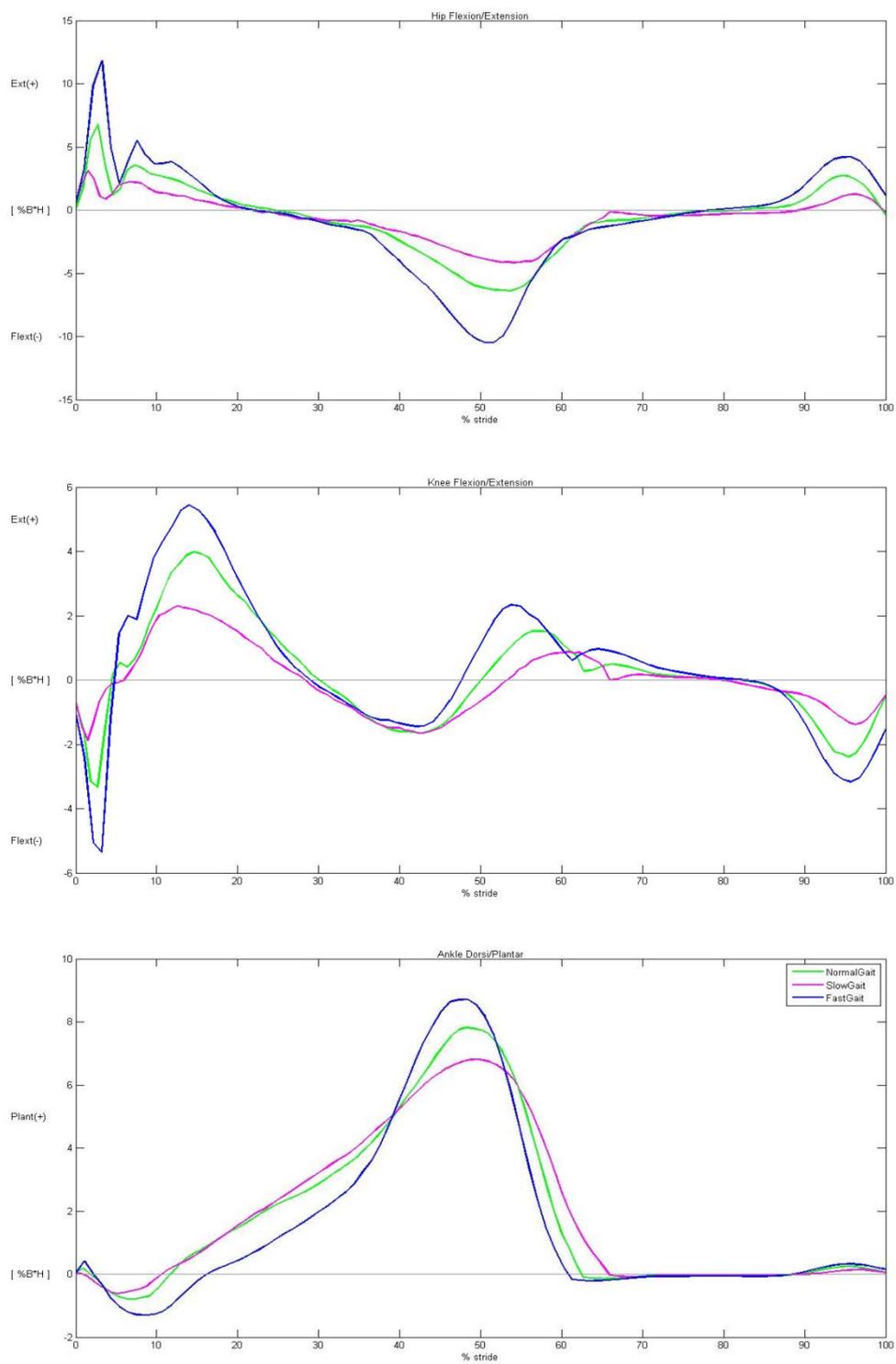
Di seguito vengono riportati **i momenti interni**, per ciascuna delle condizioni di velocità testate, calcolati nei piani anatomici mediante un'applicazione ricorsiva dell'equazioni di Eulero-Newton dell'equilibrio dinamico applicato al corpo libero.

I risultati risultano consistenti con le indicazioni fornite in "*Kinetic Analysis of the Lower Limbs during Walking*" (Winter, 1995)

I dati nel piano sagittale definiscono i momenti flessori ed estensori. Le misurazioni nel piano frontale identificano le richieste di abduzione e di adduzione mentre nel piano trasversale abbiamo i momenti di intra-extra rotazione. Anche per i momenti, i dati sono espressi come percentuale del ciclo del pass (*stride*). I momenti articolari sono normalizzati rispetto alla forza peso e all'altezza del soggetto e moltiplicati per 100 (fattore di normalizzazione:  $100/(g \cdot h \cdot m)$ , dove  $g$  è l'accelerazione di gravità in  $m/s^2$ ,  $h$  è l'altezza del soggetto in metri e  $m$  è la massa del soggetto in kg). Per semplicità riportiamo i dati per l'arto destro, risultando analoghi a quelli dell'arto sinistro. Anche in questo sono state ricavate le curve medie per ciascun soggetto testato, considerando tutti i *trail* di cammino (in media 6 per ciascuna delle condizioni testate). Quindi, è stata ottenuta una curva media a partire dalle curve medie dei vari soggetti.

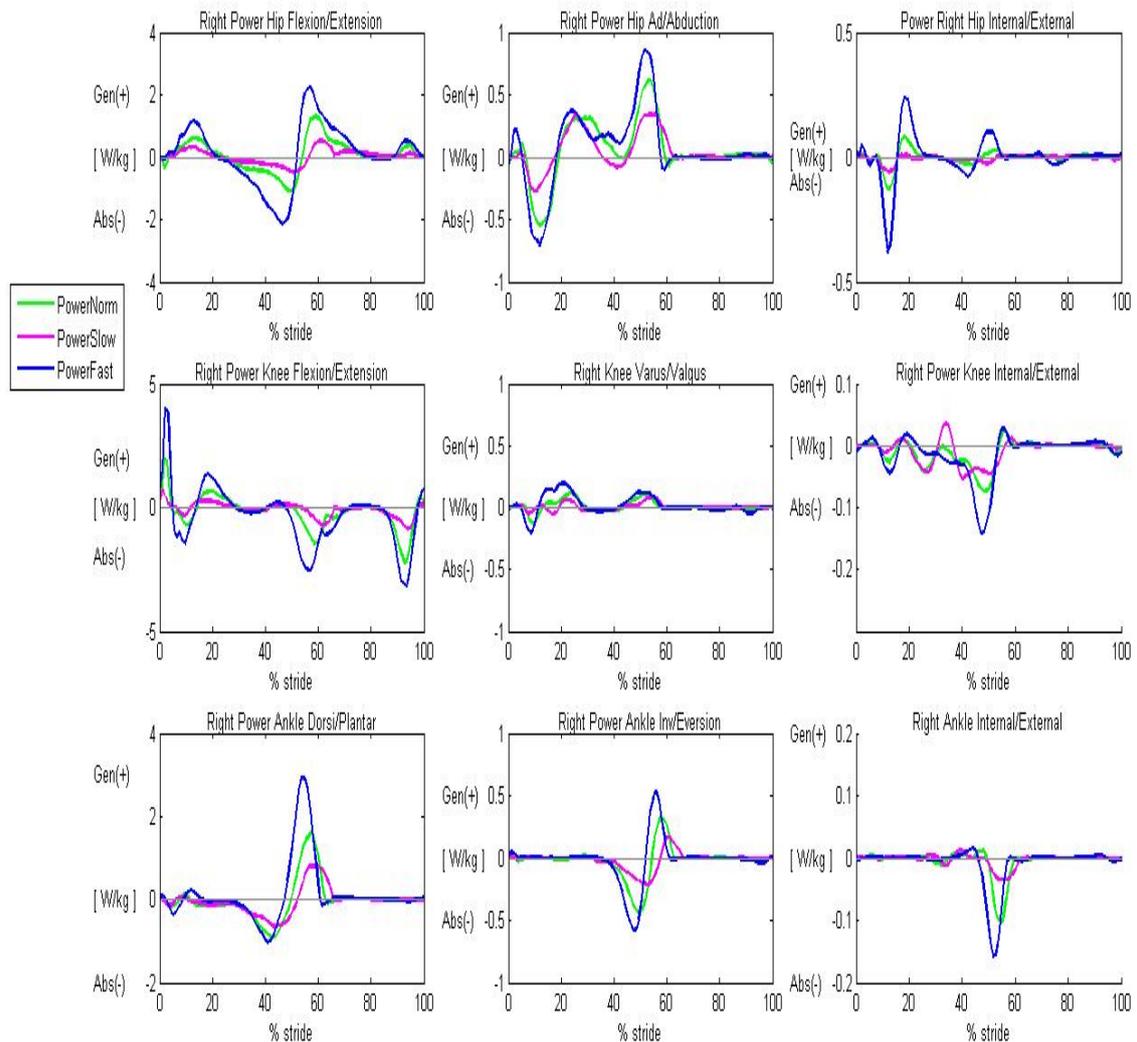


**Fig 6.3: Momenti articolari calcolati mediante Dinamica Inversa**

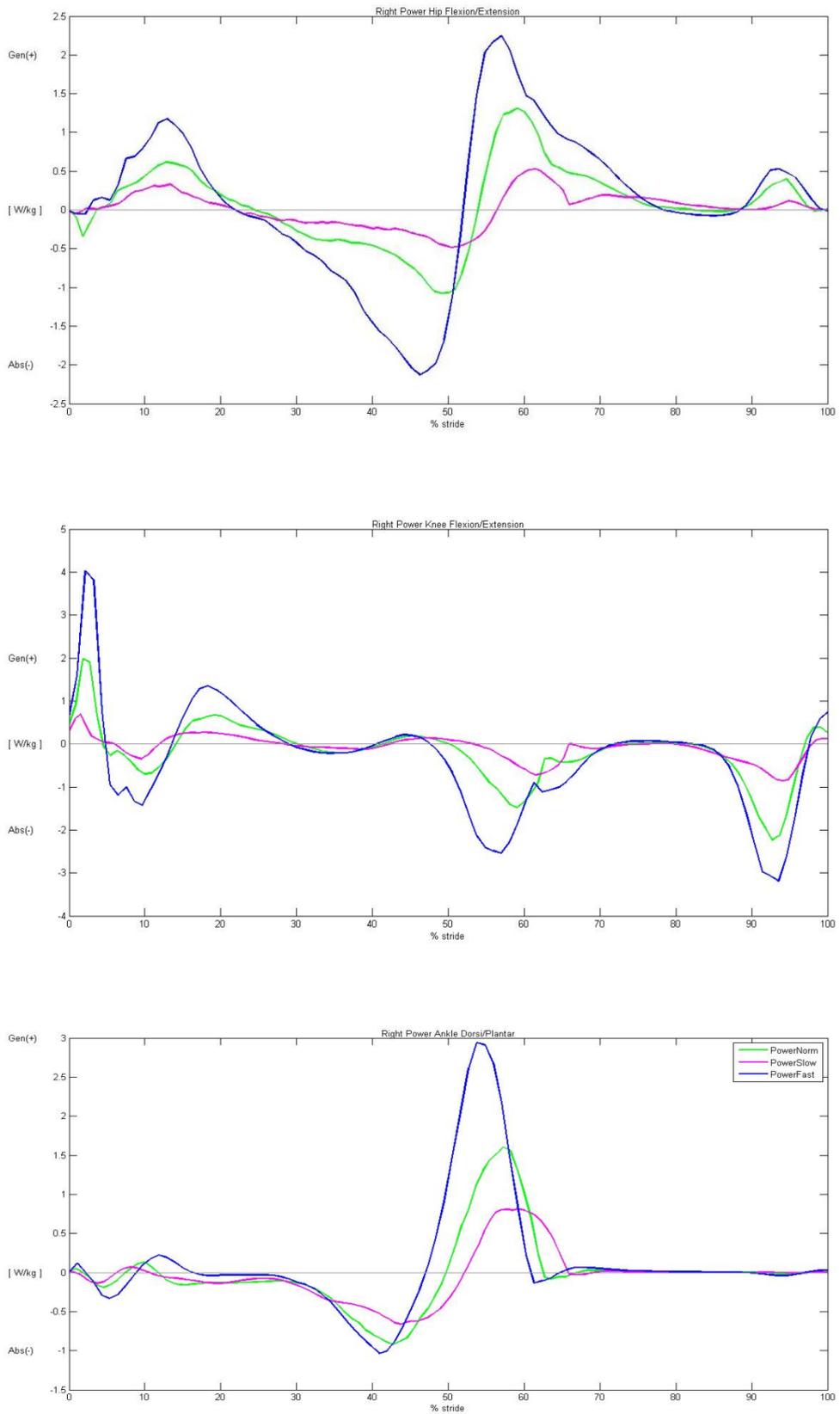


**Fig 6.4: Momenti articolari di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale**

Moltiplicando i momenti interni per le velocità angolari dei giunti, si ricavano le **potenze articolari**. Le potenze risultano normalizzate per la massa in kg del soggetto. Valori positivi sono associati ad un lavoro concentrico dei muscoli, viceversa valori negativi corrispondono ad un lavoro eccentrico dei muscoli.



**Fig 6.5: Potenze articolari.**



**Fig 6.6: Potenze articolari di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale.**

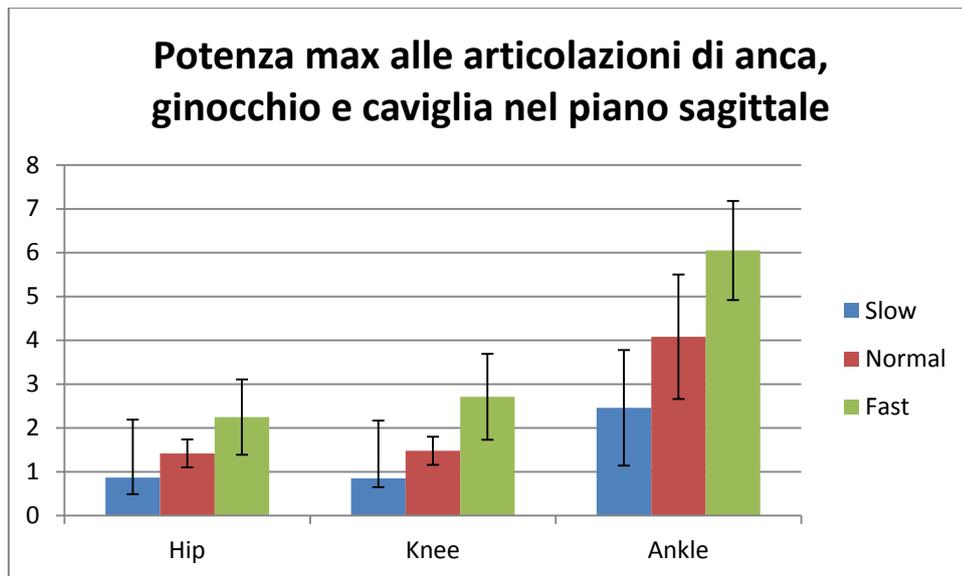
Osservando i momenti e le potenze articolari possiamo sottolineare i seguenti aspetti:

- Con riferimento alla caviglia, nella fase di *Initial Contact* ha luogo un piccolo momento dorsiflessorio che controlla la “caduta” del piede al suolo; segue una crescita del momento di flessione plantare, determinato dai muscoli flessori che frenano il rotolamento della gamba sul piede in appoggio a tutta pianta (secondo rocker). Il momento plantarflessorio alla caviglia raggiunge un picco in corrispondenza del 50% del ciclo del passo. Il tallone comincia a sollevarsi e la tibiotarsica passa gradualmente dalla flessione dorsale alla flessione plantare. I flessori plantari, all’inizio contratti in allungamento (contrazione eccentrica), si contraggono in accorciamento (contrazione concentrica con *burst* di generazione di potenza) determinando la spinta del piede sul terreno (*push off*), a cui il terreno reagisce con una controforza responsabile dell’innalzamento e avanzamento del baricentro del corpo.
- Gli estensori del ginocchio sono attivi nell’intervallo 8-25% dello *stride* per controllare la flessione del ginocchio nella fase di accettazione del carico; dopo il momento interno si inverte e diventa flessorio a causa del contributo del gastrocnemio all’aumento del momento plantarflessorio alla caviglia. Appena prima e dopo l’istante di *Toe Off*, un piccolo momento estensorio al ginocchio limita la quota di flessione nella fase di *Early Swing*. Il burst finale di attività flessoria appena prima dell’istante di *Heel Strike* è per decelerare l’arto oscillante prima del contatto con il suolo.
- L’anca è caratterizzata da un momento interno estensorio per la prima metà della fase di *stance*, seguito da uno flessorio per la metà successiva. Durante la prima metà, gli estensori stabilizzano la postura del tronco impedendo che si fletta in avanti sotto l’azione di una considerevole forza di reazione posteriore al giunto d’anca.
- I momenti articolari al giunto d’anca, ginocchio e caviglia aumentano all’aumentare della velocità.

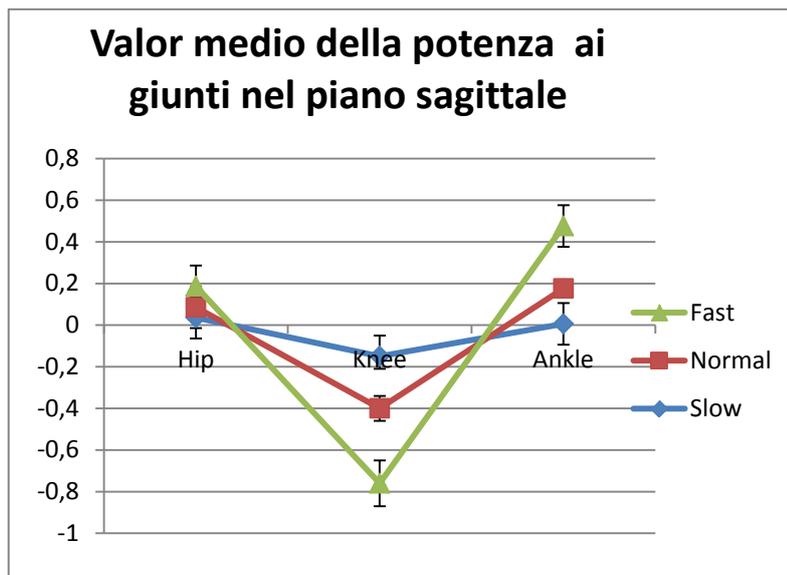
- Con riferimento al piano sagittale, la potenza massima alle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia aumenta all'aumentare della velocità; inoltre, nel cammino lento il valor medio della potenza all'articolazione di caviglia è circa nullo, ma con l'aumentare della velocità il valor medio torna a un valore positivo.

Dunque, la caviglia modifica il suo comportamento da quello di un sistema passivo a quello di un sistema attivo in risposta ad una velocità di progressione inflazionata.

- Nel ciclo del cammino il valor medio di potenza all'articolazione di ginocchio è negativo, mentre il valor medio di potenza all'articolazione d'anca è positivo per tutte le condizioni di velocità testate.



**Fig 6.7: Valori di picco massimo della potenza ai giunti di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale nelle tre condizioni di velocità testate**

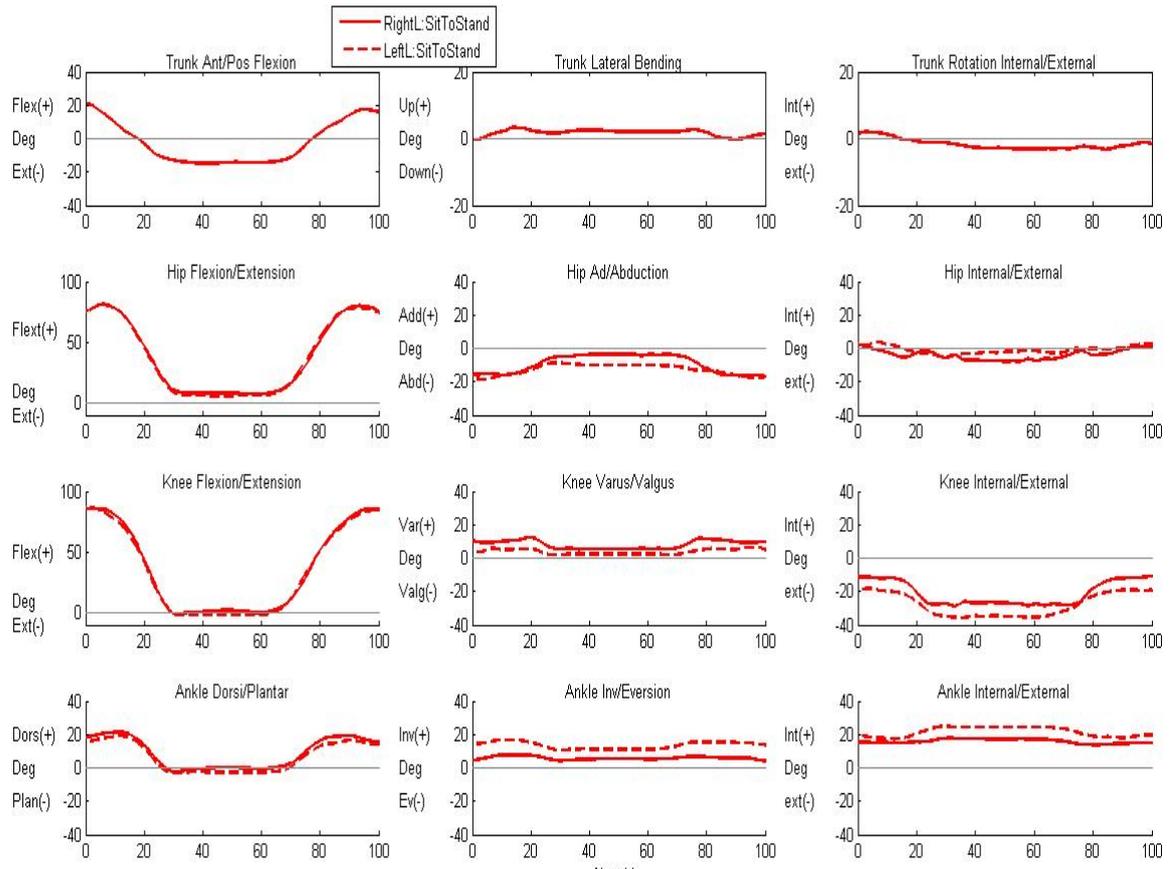


**Fig 6.8: Valor medio della potenza ai giunti di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale nelle tre condizioni di velocità testate**

### **6.1.3 Analisi cinematica e dinamica del movimento di Sit-To-Stand**

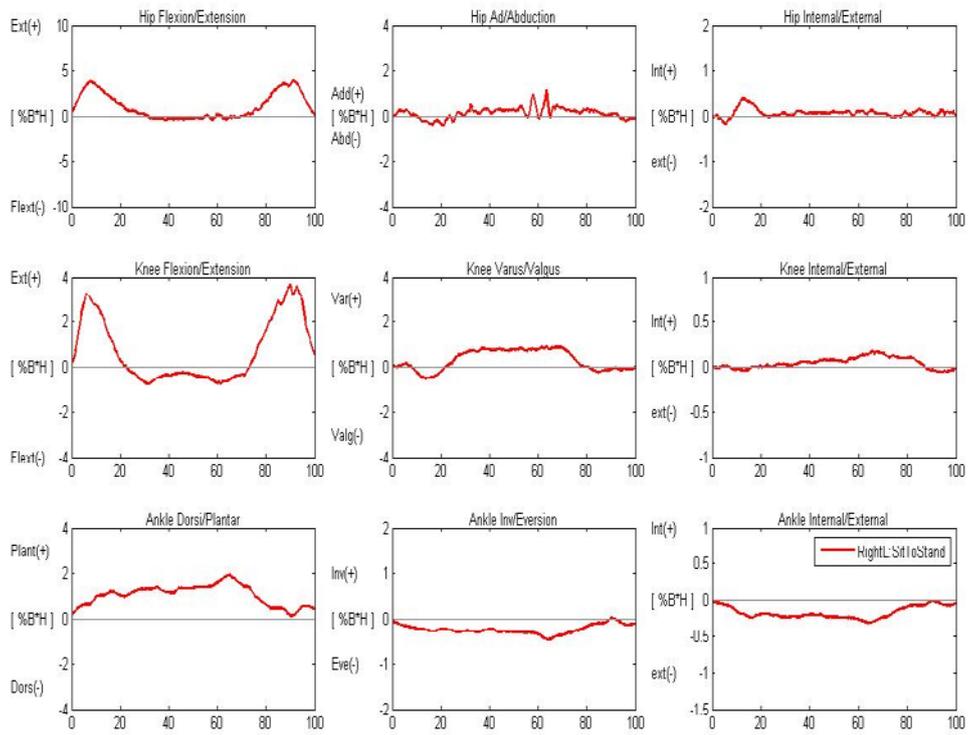
Si riportano di seguito i risultati relativi all'analisi cinematica e dinamica del movimento di alzata e seduta dalla sedia.

Sono state ricavate le curve medie per soggetto testato, considerando tutti le prove effettuate (in media 6 ). L'analisi è stata condotta sia per arto destro che per arto sinistro. Quindi, è stata ottenuta una curva media a partire dalle curve medie dei vari soggetti.

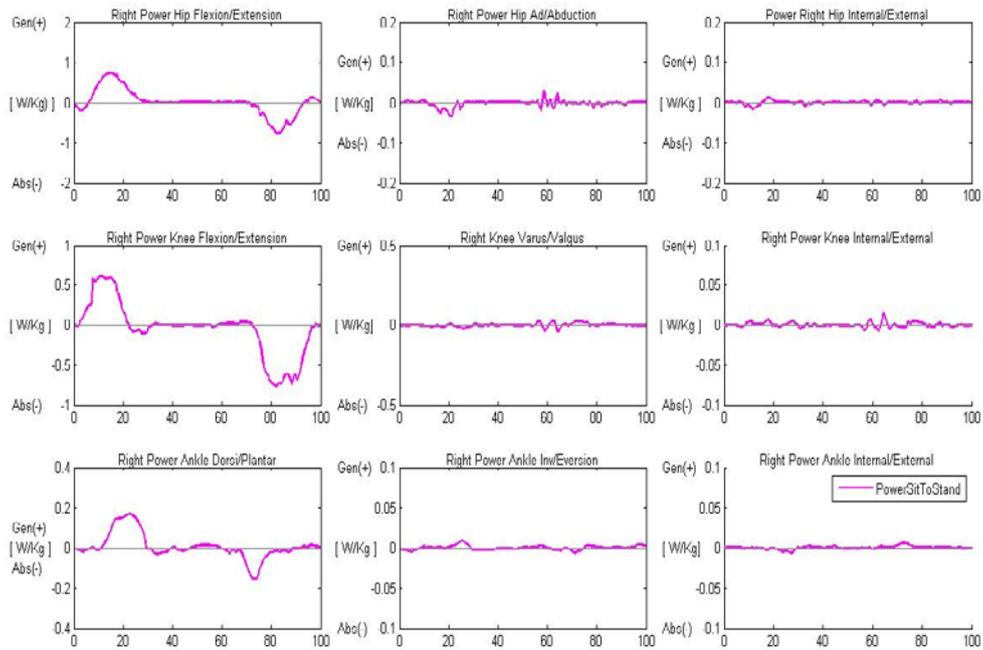


**Fig 6.9: Cinematica Sit To Stand.**

L'istante di inizio del task motorio è stato identificato nel frame in corrispondenza del quale la forza di reazione piede suolo inizia ad aumentare nella direzione del carico.



**Fig 6.10: Momenti interni *Sit To Stand*.**



**Fig 6.11: Potenze *Sit To Stand*.**

Il passaggio dalla posizione seduta alla stazione eretta consiste principalmente nella verticalizzazione del tronco, con estensione di anche e ginocchia. Il passaggio posturale avviene contro gravità e determina lo spostamento del baricentro in avanti e in alto.

La prima fase del movimento di *Sit-ToStand* è caratterizzata dalla flessione del tronco, mentre il soggetto è in stazione seduta; questo permette lo spostamento anteriore del centro di massa. La valle negativa di potenza all'anca all'inizio del task motorio è attribuibile proprio allo spostamento in avanti del tronco.

La fase successiva è di trasferimento del momento (dalla parte superiore del corpo al corpo in toto), e inizia con lo stacco della regione glutea dal sedile.

Le coppie articolari ad anca e ginocchio raggiungono un massimo in questa fase. A livello dei vari segmenti hanno luogo contrazioni eccentriche che consentono di controllare la progressione del corpo in avanti (in questa fase il corpo è instabile perché il centro di massa si sposta dalla base di appoggio)

L'inizio dell'estensione è definita dal raggiungimento del massimo angolo di dorsiflessione alla caviglia.

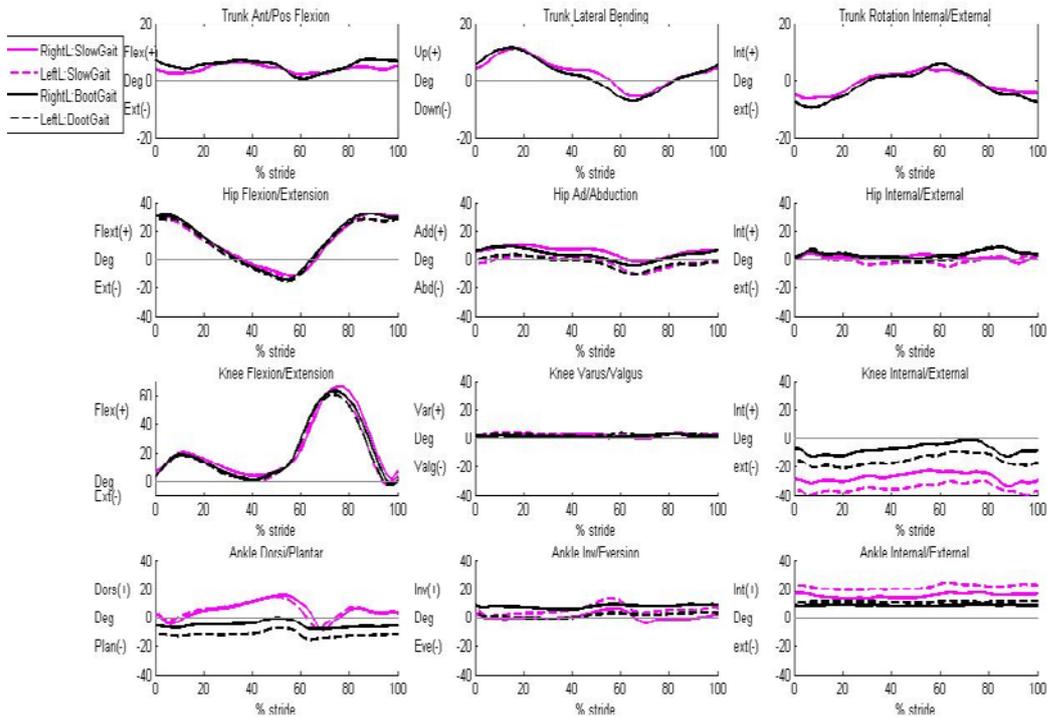
In questo studio è stato analizzato il gesto del *Sit-To-Stand* perché è tradizionalmente considerato il compito funzionale che richiede maggior impegno meccanico al fine di garantire la stabilità nel passaggio del centro di massa dalla base di appoggio iniziale a quella finale. Tuttavia, nel presente studio è emerso che i momenti generati a livello delle articolazioni nel passaggio dalla stazione seduta a quella eretta sono paragonabili a quelli registrati durante la normale locomozione. Questo non ci ha consentito di classificare il gesto del *Sit-To-Stand* come il compito funzionale più “demanding”.

#### **6.1.4      Analisi cinematica e dinamica di cammino con le AFO-FC.**

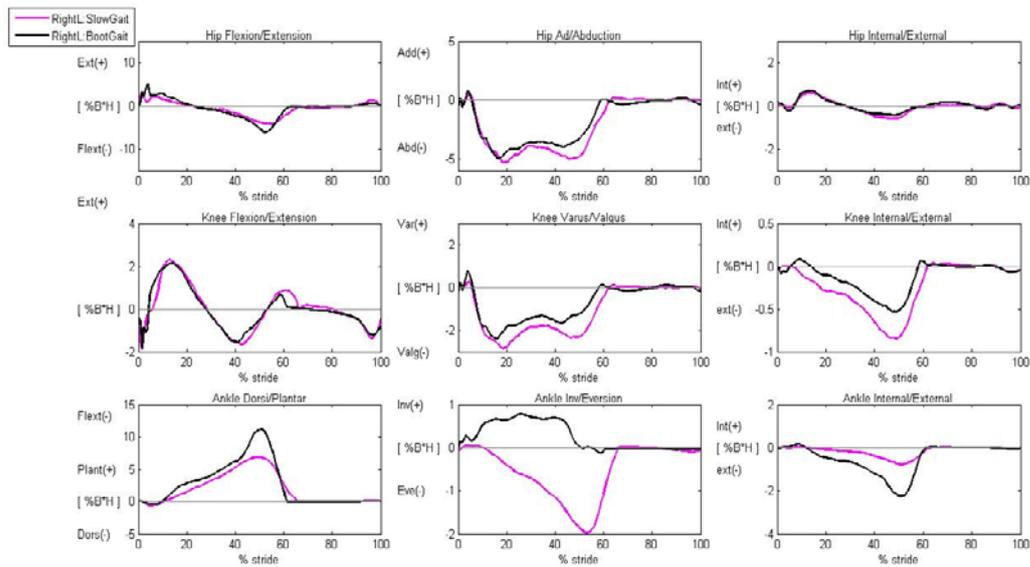
Si riporta di seguito l'analisi cinematica e cinetica di cammino con le AFO calzature. Come è possibile osservare in Tabella 6.1, la cadenza adottata dal gruppo di soggetti testato nel cammino con le ortesi risulta paragonabile a quella scelta nella prova a velocità lenta. Per questo motivo riporteremo a

confronto i dati cinematici e dinamici caratteristici del cammino a velocità lenta (curva rosa), con quelli estrapolati dalla prova di deambulazione con le ortesi (curva nera).

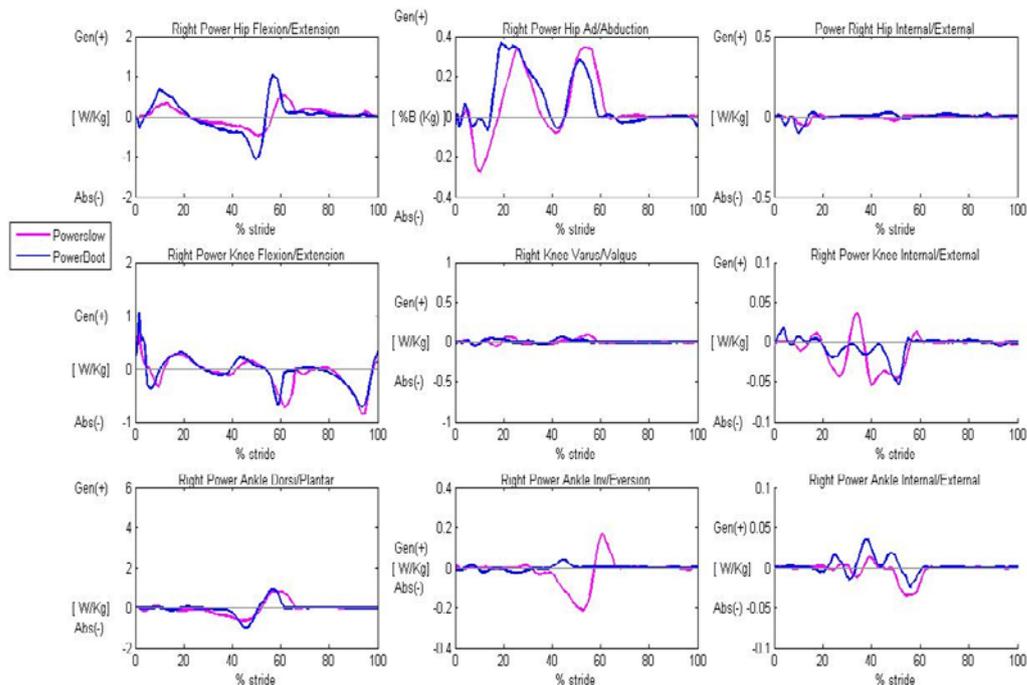
Nelle figure seguenti vengono riportate le curve medie ottenute mediando sui singoli soggetti e facendo poi la media di insieme sul gruppo di soggetti testato.



**Fig 6.12: Confronto report cinematico a velocità lenta con report cinematico caratteristico del cammino con OFA.**



**Fig 6.13: Confronto momenti articolari a velocità lenta con momenti articolari caratteristici del cammino con OFA.**



**Fig 6.13: Confronto potenze articolari a velocità lenta potenze articolari caratteristiche del cammino con OFA.**

Valutando il pattern di locomozione con le AFO, si ravvisa come l'angolo alla caviglia sia circa nullo in tutti e tre i piani anatomici, grazie alla proprietà dell'ortesi di bloccare i movimenti dell'articolazione tibio-tarsica.

Nel piano sagittale abbiamo un pronunciato momento interno alla caviglia: in questo caso è la stiffness propria dell'AFO a produrre un momento plantarflessorio che si oppone a quello presente sul giunto generato dalla forza di reazione al suolo.

Inoltre, dall'analisi delle potenze la strategia di equilibrio adottata nel cammino con ortesi sembrerebbe essere di bilanciamento distale ("strategia d'anca), con ruolo e timing diverso nel piano frontale (destabilizzante).

## **6.2 Valutazione di ipotesi per il controllo di dispositivi ortesici.**

Andremo ora a vagliare alcune delle ipotesi di controllo su cui si basa un nuovo algoritmo di tuning per AFO-calzature, che sta riscuotendo grande interesse clinico (*Owen et al.*).

Forniamo di seguito le ipotesi che sono state verificate e i risultati ottenuti per ciascuna di esse.

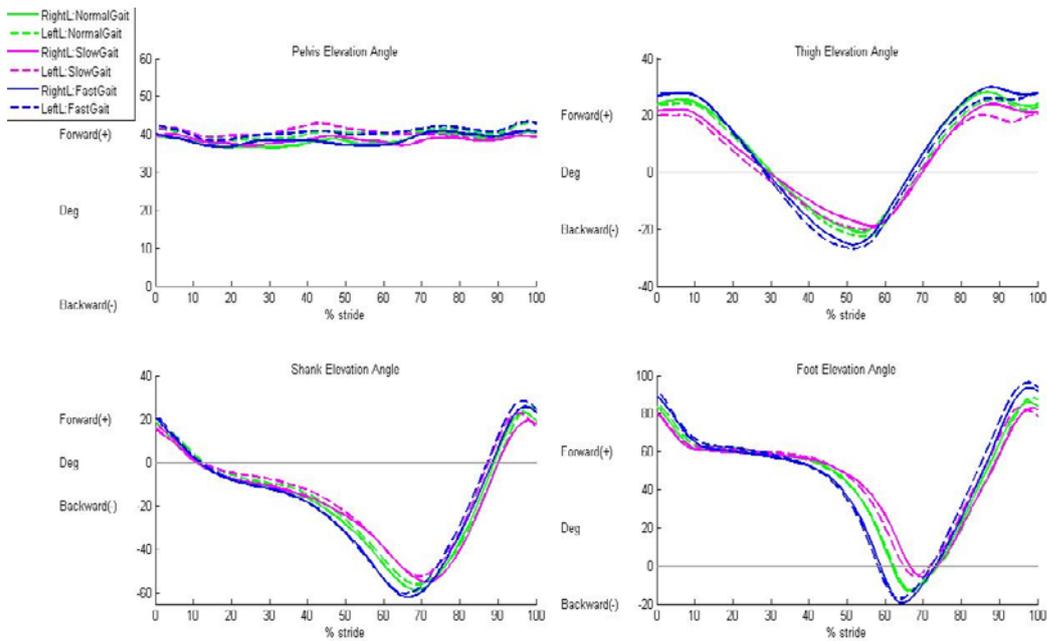
- **Hp 1:** con riferimento al piano sagittale, la cinematica segmentale rispetto alla verticale è più stereotipata rispetto alla cinematica articolare

A tale scopo sono stati calcolati gli angoli di orientamento assoluto rispetto la verticale, nel piano sagittale, dei segmenti pelvi, coscia, gamba e piede. Tali angoli sono considerati positivi se il segmento di cui descrivono l'orientamento risulta inclinato rispetto la linea di gravità, viceversa se il segmento risulta reclinato.

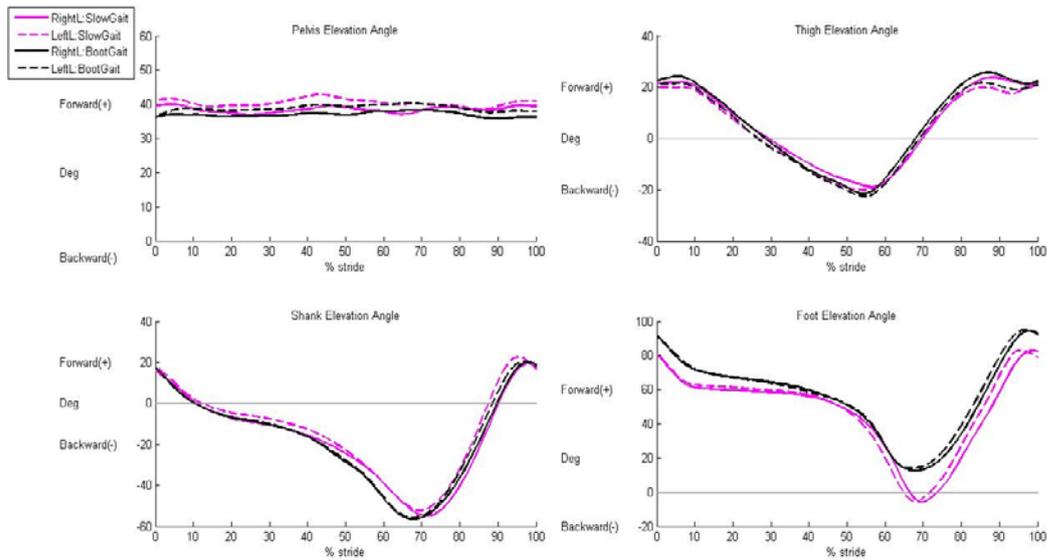
In Fig. 6.14 vengono riportati gli andamenti medi nel ciclo del passo degli angoli di orientamento assoluto rispetto la verticale nei tre regimi di velocità testati; in Fig 6.15 viene tracciato il confronto tra gli angoli di orientamento medi misurati nella prova a cammino lento, con gli angoli di orientamento calcolati nel *task* di deambulazione con AFO.

Anche in questo caso, sono riportate le curve medie ottenute mediando sui singoli soggetti e facendo poi la media di insieme sul gruppo di soggetti testato.

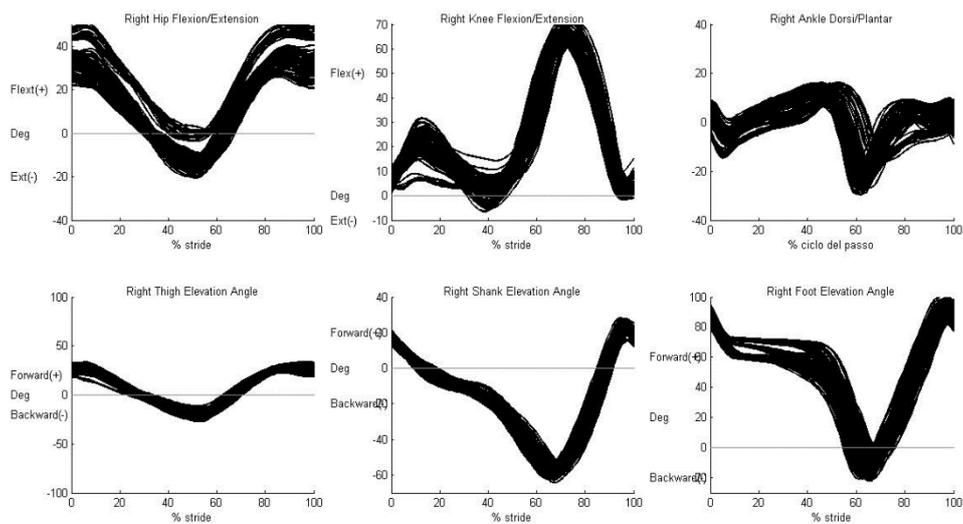
In Fig. 6.16 vengono graficate sovrapposte le tracce normalizzate dei *trail* di cammino di tutti i soggetti e per tutte le condizioni di velocità testate. Questo ci consente di valutare qualitativamente l'entità della variabilità delle forme d'onda associate agli angoli articolari e di orientamento rispetto la verticale nel piano sagittale.



**Fig 6.14: Angoli di orientamento assoluto rispetto la verticale per le tre condizioni di velocità testate.**



**Fig 6.15: Angoli di orientamento assoluto rispetto la verticale per nelle due condizioni: cammino lento e cammino con ortesi.**



**Fig 6.16: confronto tra angoli articolari e angoli di orientamento assoluto nel piano sagittale.**

Per quantificare l'entità di tale variabilità, in Tabella 6.3 sono riportati gli angoli articolari nel piano sagittale e l'angolo di inclinazione della gamba rispetto la verticale (*Shank To Vertical Angle, SVA*) in fase di *Mid Stance*, ottenuti mediando i rispettivi valori (media di tutte le prove di *Gait* del valore centrale assunto dalla variabile cinematica di interesse in fase di *Mid Stance* per ciascun soggetto, media tra i soggetti per tutte i regimi di velocità), nelle tre condizioni di velocità valutate.

La fase di appoggio intermedio è stata individuata considerando l'intervallo di tempo compreso tra il frame in corrispondenza del quale la componente verticale della forza di reazione piede-suolo raggiunge il primo picco, e il frame successivo in cui si verifica l'avvallamento caratteristico della forma d'onda.

<b>SVA e angoli articolari in Fase di <i>Midstance</i> ottenuti mediando tra le diverse velocità</b>								
Soggetto	SVA		Knee		Hip		Ankle	
	Mean	Sd	Mean	Sd	Mean	Sd	Mean	Sd
1	5.32°	± 0.72°	10.17°	± 5.68°	11.71°	± 5.01	4.37°	± 1.21
2	9.77°	± 0.27°	13.23°	± 0.92°	7.97	± 2.54°	8.51°	± 0.93
3	9.75°	± 0.23°	14.90°	± 3.28°	11.38°	± 3.23°	6.74°	± 0.64
4	7.06°	± 0.74°	9.11°	± 3.33°	23.48°	± 3.10°	-1.22°	± 0.79
5	11.27°	± 0.46°	19.44°	± 1.52°	14.44°	± 4.42°	2.33°	± 0.80
<b>AV</b>	8.63°		13.37°		13.80°		4.14	
<b>SE</b>	± 2.39		± 4.11		± 5.88		± 3.81	
<b>Coeff di variaz</b>	0.27		0.31		0.43		0.92	

**Tabella 6.3: confronto tra SVA e angoli articolari in Fase di *Mid Stance*.**

<b>AFO Gait</b>								
Soggetto	SVA		Knee		Thigh		Ankle	
	Mean	Sd	Mean	Sd	Mean	Sd	Mean	Sd
1	9.30°	± 0.27°	9.13°	±1.20	8.26°	±1.22	-2.83	±0.28
2	5.73°	± 0.79°	-1.37°	±3.01	1.38°	±2.61	-12.92	±0.67
3	7.87°	± 0.30°	9.95°	±1.76	11.48	±1.70	-4.95	±0.56
4	11.9°	± 1.05	8.70	±1.86	20.15°	±1.73	-8.75	±0.24
5	9.24°	± 1.03°	19.07°	±1.77	18.09°	±1.36	-9.31	±0.54
<b>AV</b>	8.03°		9.09°		11.87°		9.75°	
<b>SE</b>	± 1.67°		± 7.24°		± 7.59°		± 3.31°	
<b>Coeff di variaz</b>	0.21		0.80		0.64		0.34	

**Tabella 6.4: confronto tra SVA e angoli articolari in Fase di *Mid Stance* nella prova di cammino con ortesi.**

Dalle analisi effettuate emerge che gli angoli di orientamento assoluto rispetto la verticale presentano un andamento nel ciclo del passo piuttosto stereotipato, indipendente cioè dalle condizioni testate (diverse velocità di progressione o cammino con ortesi). L'analisi delle varianze e dei coefficienti di variazione confermano che la cinematica articolare nel piano sagittale è più variabile tra i soggetti e rispetto le condizioni testate (diverse velocità di progressione).

Inoltre, la cinematica segmentale mostra un andamento stereotipato anche quando la caviglia è bloccata (condizione di cammino con ortesi).

- **Hp 2:** In fase di Mid Stance (MST) la gamba non è verticale ma inclinata di circa 10-12° rispetto la verticale indipendentemente dal tacco

Riportiamo di seguito i valori dell'SVA calcolato in fase di *Mid Stance* nelle prove a differente velocità, ricordando che i soggetti testati sono stati divisi in due gruppi per l'esecuzione delle prove: un gruppo (i soggetti 1 e 4) indossava scarpe con differenziale tacco-punta prossimo a zero, mentre un altro gruppo (i soggetti 2, 3, 5) indossava calzatura con cambratura più elevata.

<b>SHANK TO VERTICAL ANGLE (SVA)</b>						
Soggetto	Normal Gait		Slow Gait		Fast Gait	
	Mean	Sd	Mean	Sd	Mean	Sd
1	4.97°	± 0.40°	4.84°	± 0.39°	6.15°	± 0.60°
2	9.67°	± 0.98°	10.08°	± 0.84°	9.55°	± 1.44°
3	10.01°	± 0.74°	9.57°	± 1.18°	9.67°	± 1.20°
4	6.31°	± 0.56°	7.08°	± 0.63°	7.80°	± 0.76°
5	10.79°	± 0.39°	11.71°	± 0.46°	11.30°	± 0.89°
<b>AV</b>	8.35°		8.32°		8.89°	
<b>SE</b>	± 2.55°		± 2.59°		± 1.97°	

**Tabella 6.5:** confronto tra SVA per diverse velocità di cammino

<b>SHANK TO VERTICAL ANGLE (SVA)</b>			
Cambratura bassa		Cambratura elevata	
Mean	Sd	Mean	Sd
6.19°	± 1.23°	10.26°	± 0.87°

**Tabella 6.6:** confronto tra SVA per diverse cambrature.

Dall'analisi dei risultati è emerso che i soggetti che indossavano calzatura con un certo differenziale tacco-punta, in fase di *Mid Stance*, riportavano un angolo di orientamento della gamba rispetto la verticale appartenente al range indicato in letteratura (10°-12°, *Owen et al., 2010*); viceversa, il gruppo di soggetti avente scarpe con differenziale tacco punta prossimo a zero registrava un angolo di inclinazione minore (6°-7°) durante la fase di appoggio intermedio.

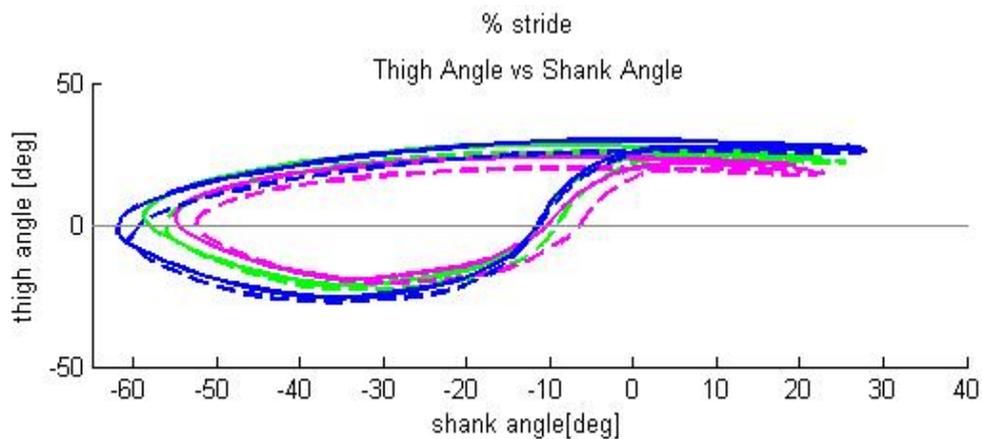
Quindi, dalle nostre analisi è risultato che l'SVA presenta una certa dipendenza dal differenziale tacco-punta.

Tuttavia, nell'ambito di questo studio non è stata verificata l'eventuale invarianza degli stessi angoli di elevazione per diverse entità di differenziale tacco-punta. Inoltre, in letteratura non sono specificati i sistemi di riferimento anatomici adottati per il calcolo degli angoli di orientamento assoluto. Quindi, eventuali discrepanze potrebbero anche essere imputabili a questo aspetto.

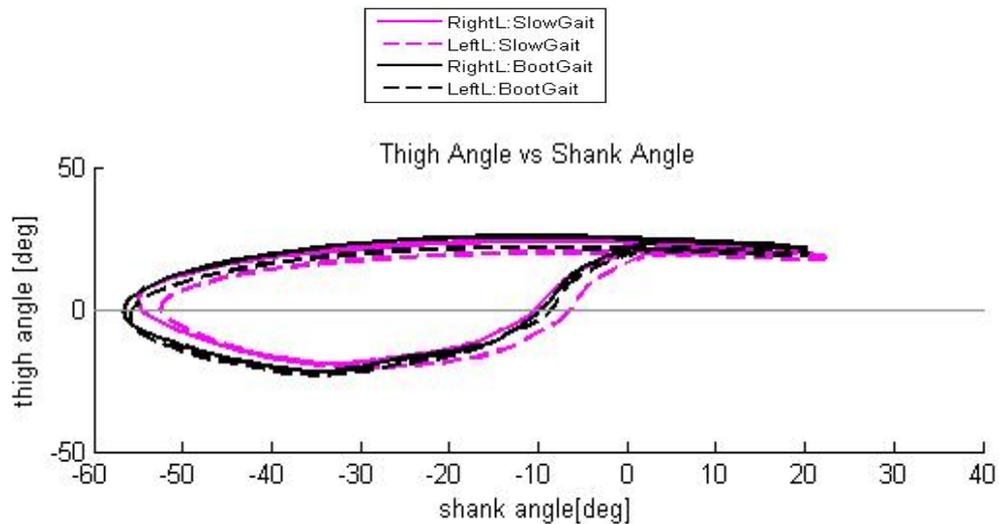
Dalle analisi condotte emerge, inoltre, che quando a tutti i soggetti testati viene imposto di camminare con le AFO le differenze tra gli SVA si assottigliano come posa assoluta.

- **Hp 3:** Non esiste un momento nel ciclo del passo in cui gamba e coscia siano entrambi verticali.

Per verificare il precedente assunto, nella figura seguente viene riportato l'angolo di orientamento della coscia in funzione dell'angolo di inclinazione della gamba.



**Fig 6.17:** Angolo di inclinazione della coscia in funzione dell'angolo di inclinazione della gamba per le tre velocità di cammino.

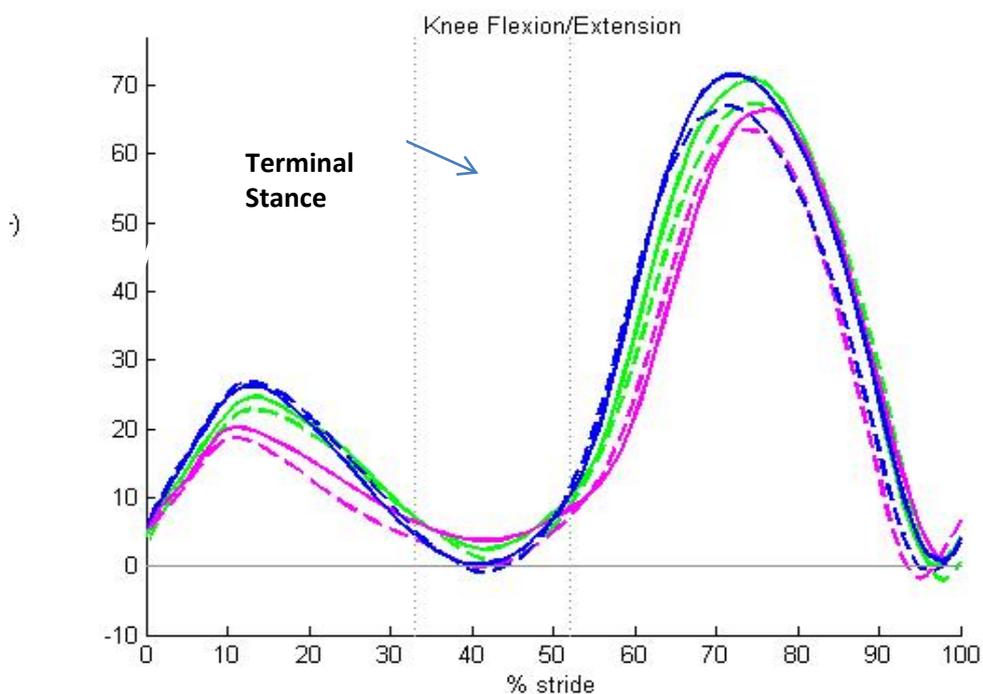


**Fig 6.18: Angolo di inclinazione della coscia in funzione dell'angolo di inclinazione della gamba per le due condizioni: cammino lento e cammino con ortesi.**

Le nostre analisi confermano che non esiste un momento nel ciclo del passo in cui gli angoli di orientamento assoluto di coscia e gamba siano entrambi nulli, per tutte le condizioni testate

- **Hp 4: La massima estensione del ginocchio avviene in corrispondenza del 40% del ciclo del cammino, in Terminal Stance (TST).**

La fase di appoggio terminale è stata individuata considerando l'intervallo di tempo compreso tra il frame in cui la componente verticale della forza di reazione piede suolo presenta l'avvallamento, e il frame successivo in cui si verifica il secondo picco.

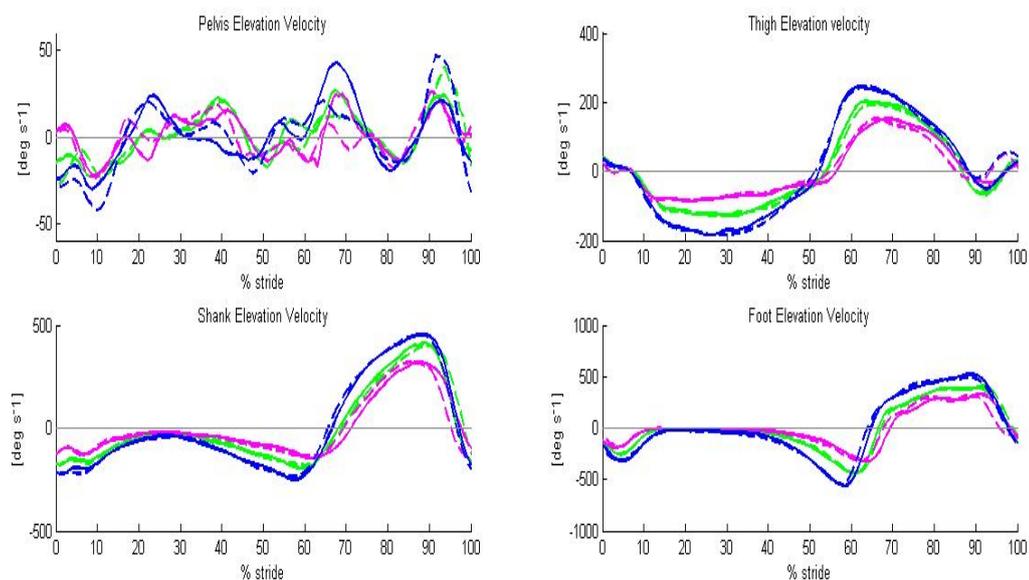


**Fig 6.19: Estensione del ginocchio in TSt.**

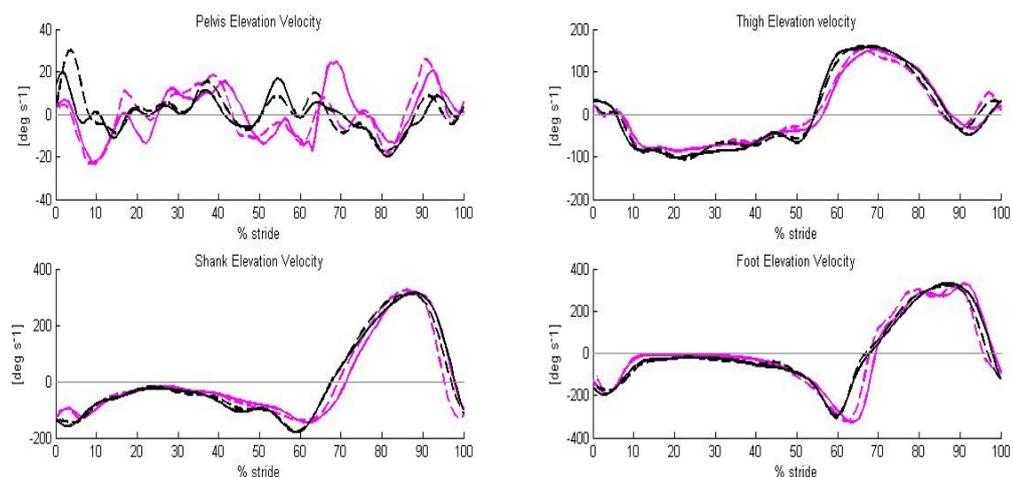
Dalla precedente figura si dimostra che la massima estensione del ginocchio si verifica in *Terminal Stance*, come ipotizzato.

- **Hp 5:** In MST la velocità della gamba è prossima allo zero, mentre la velocità di coscia e pelvi non lo sono.

Sono state, quindi, valutate le velocità dei segmenti di pelvi, coscia, gamba e piede nel ciclo del passo. Di seguito sono riportate le curve medie di arto destro e sinistro, ottenute mediando sui singoli soggetti e facendo poi la media di insieme sul gruppo di soggetti testato.



**Fig 6.20: Velocità dei segmenti pelvi, coscia, gamba e piedi nelle tre condizioni di velocità.**



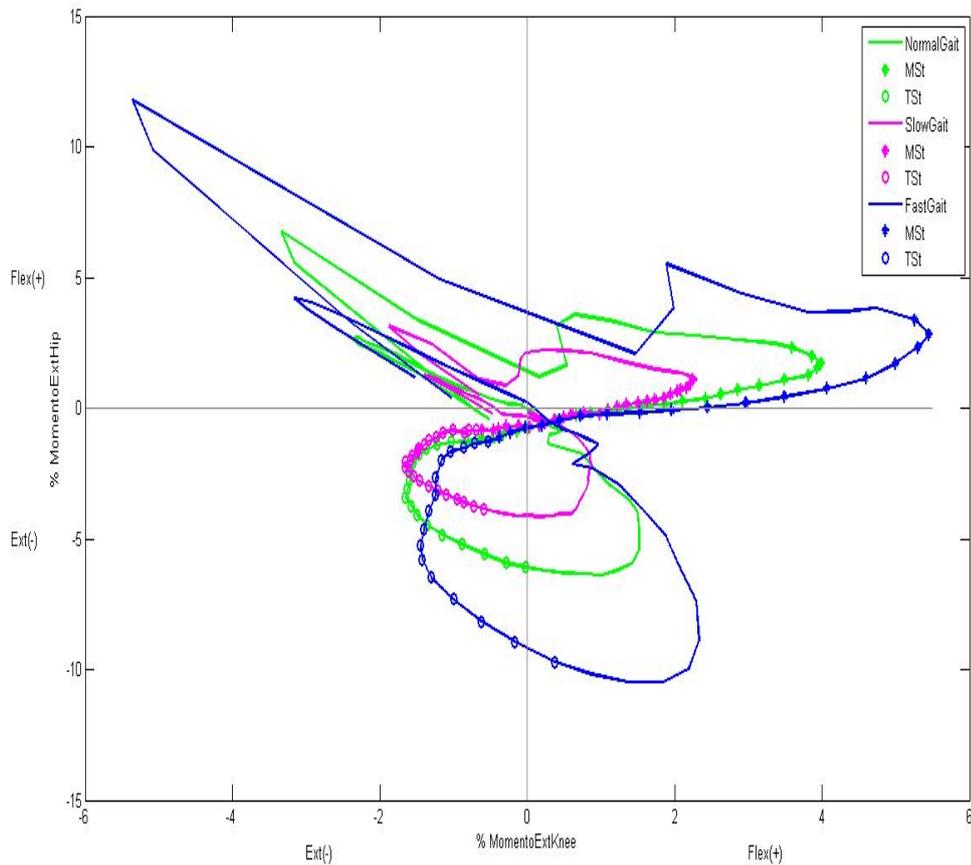
**Fig 6.21: Velocità dei segmenti pelvi, coscia, gamba e piedi nelle due condizioni: cammino lento e cammino con ortesi**

Analizzando le due figure precedenti, si può innanzitutto apprezzare come i pattern di velocità presentino un andamento piuttosto stereotipato indipendentemente dalla condizione sperimentale testata. Questo vale soprattutto per i segmenti di coscia, gamba e piede, mentre per la pelvi non sembra ravvisabile un andamento riconoscibile. Come ipotizzato, nella fase di *Mid Stance* (15-32% del ciclo del cammino) la velocità della gamba è prossima allo zero, mentre quella del segmento coscia non lo è. Il fatto che

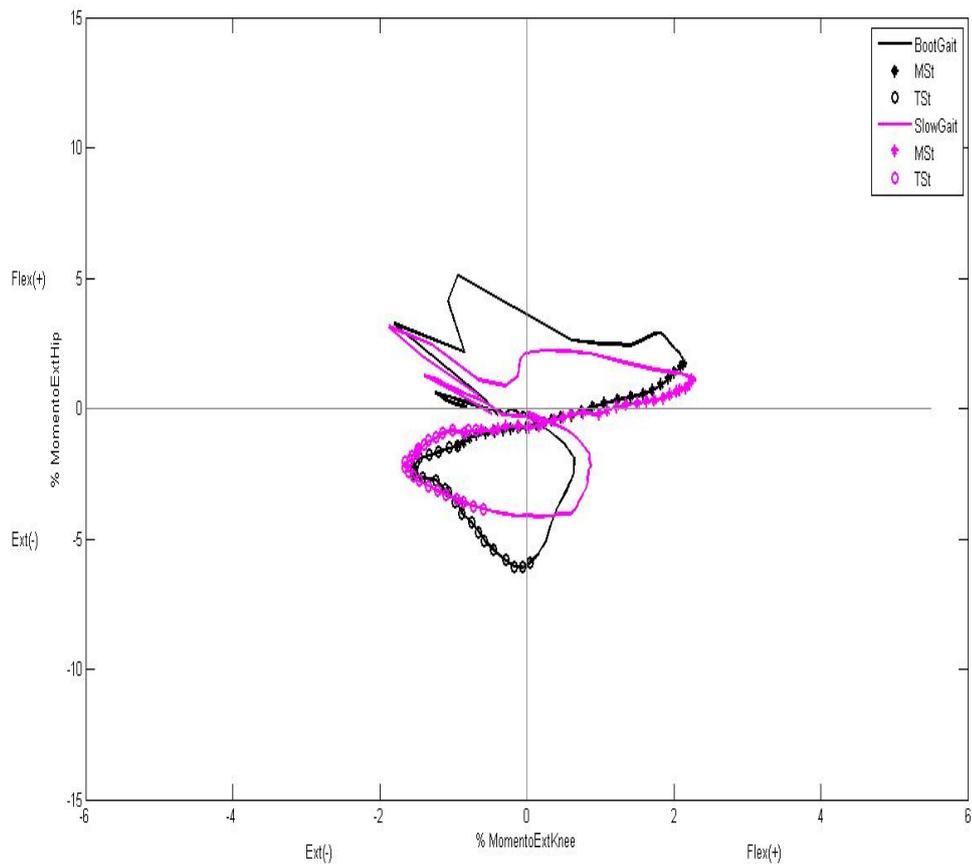
la velocità della gamba sia circa nulla in questa fase favorisce il movimento balistico di coscia, pelvi e tronco, che consente l'estensione del ginocchio.

- **Hp 6:** In fase di *Mid Stance* il momento (esterno) risulta flessorio ad anca e ginocchio, mentre in *Terminal Stance* è estensorio ad anca e ginocchio.

Per verificare questa ipotesi, è stato riportato il momento esterno all'anca, in funzione del momento esterno al ginocchio e sono state evidenziate le fasi di appoggio intermedio e terminale. Questo confronto è stato effettuato per tutte le condizioni sperimentali testate.



**Fig 6.22: momento (esterno) all'anca in funzione del momento (esterno) al ginocchio nei tre regimi di velocità**



**Fig 6.23: momento (esterno) all'anca in funzione del momento (esterno) al ginocchio nelle due condizioni: cammino lento e cammino con OFA.**

Le nostre analisi confermano quanto ipotizzato circa i momenti esterni nelle fasi intermedia e terminale del ciclo di appoggio per tutte le condizioni di test (cammino a diversa velocità o cammino con ortesi).

<b>Hp</b>	<b>Confermata</b>
<b>1)Cinematica segmentale più stereotipata di quella articolare</b>	Sì
<b>2)L'SVA è circa 10-12° in MST indipendentemente dal tacco.</b>	No
<b>3)Gamba e coscia non sono mai verticali</b>	Sì
<b>4)La massima estensione del ginocchio avviene in TST</b>	Sì
<b>5)In MST la velocità della gamba è circa nulla</b>	Sì
<b>6) I momenti (esterni) all'anca e al ginocchio sono flessori in MST ed estensori in TST.</b>	Si

**Tabella 6.7: tabella di riepilogo.**

# CAPITOLO 7

## **CONCLUSIONI**

Il cammino è un movimento molto complesso che vede coinvolte sinergicamente diverse articolazioni e risultato di una valutazione continua delle informazioni propriocettive finalizzata ad adeguare la strategia di locomozione per garantire l'equilibrio dinamico, la propulsione ed il sostegno del peso corporeo.

La valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, possono essere di enorme utilità in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti, così come per la conoscenza del livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia o per la pianificazione di specifici trattamenti riabilitativi (chirurgico, ortesico,...).

Obiettivo della Gait Analysis è la descrizione quantitativa del movimento umano che si esplica attraverso la misura di variabili che descrivono la cinematica e la dinamica dei segmenti anatomici.

Scopo del seguente lavoro di tesi è l'estrazione di parametri cinematici e dinamici per il design progettuale di un esoscheletro servoassistito per il recupero del cammino. L'esoscheletro è una struttura che lavora in parallelo agli arti inferiori e che viene accoppiata ai giunti articolari mediante attuatori, i quali devono asservire a specifiche di coppia e potenza.

Approssimando il sistema muscoscheletrico come un modello a corpo rigido articolato, è stata, quindi, effettuata un'analisi della cinematica e dinamica di locomozione di cinque soggetti normodotati a tre diversi regimi di velocità (normale, lento e veloce).

Dall'analisi effettuata emerge che l'ampiezza dell'escursione complessiva di variabili cinematiche e cinetiche nel ciclo del passo esperisce una crescita monotona all'aumentare della velocità di progressione.

Nel dettaglio, il *Range of Motion* (ROM), ovvero la mobilità articolare di anca, ginocchio e caviglia aumenta all'aumentare della velocità di cammino. Lo stesso accade in relazione alle coppie e potenze articolari.

Nel cammino lento il valor medio della potenza all'articolazione di caviglia è circa nullo, ma con l'aumentare della velocità il valor medio torna a un valore positivo. Dunque, la caviglia modifica il suo comportamento da quello di un sistema passivo a quello di un sistema attivo in risposta ad una velocità di progressione inflazionata.

Nel ciclo del cammino il valor medio di potenza all'articolazione di ginocchio è negativo, mentre il valor medio di potenza all'articolazione d'anca è positivo per tutte le condizioni di velocità testate.

In questo studio è stato analizzato il gesto del *Sit-To-Stand* perché è tradizionalmente considerato il compito funzionale che richiede maggior impegno meccanico al fine di garantire la stabilità nel passaggio del centro di massa dalla base di appoggio iniziale a quella finale. Tuttavia, nel presente studio è emerso che i momenti generati a livello delle articolazioni nel passaggio dalla stazione seduta a quella eretta sono paragonabili a quelli registrati durante la normale locomozione. Questo non ci ha consentito di classificare il gesto del *Sit-To-Stand* come il compito funzionale più impegnativo.

È stata poi eseguita un'analisi cinematica e dinamica del cammino con AFO, ortesi caviglia-piede che hanno l'obiettivo di bloccare i movimenti dell'articolazione tibio-tarsica. Questa analisi è stata condotta in quanto negli esoscheletri l'articolazione di caviglia risulta bloccata e, quindi, è importante conoscere come si modificano la cinematica, i momenti e le potenze alle articolazioni a seguito dell'introduzione di tale limitazione funzionale.

Valutando il pattern di locomozione con le AFO, si ravvisa come l'angolo alla caviglia sia circa nullo in tutti e tre i piani anatomici.

Nel piano sagittale abbiamo un pronunciato momento interno alla caviglia: in questo caso è la *stiffness* propria dell'AFO a produrre un momento plantarflessorio che si oppone a quello presente sul giunto generato dalla forza di reazione al suolo.

Inoltre, dall'analisi delle potenze la strategia di equilibrio adottata nel cammino con ortesi sembrerebbe essere di bilanciamento distale ("strategia d'anca), con ruolo e timing diverso nel piano frontale (destabilizzante).

Sono state, infine, vagliate alcune delle ipotesi di controllo su cui si basano molti algoritmi di *tuning* di ortesi motorizzate e non. (Per la lettura delle ipotesi testate si fa riferimento al cap. 6, sezione 6.2). Dalle analisi condotte è emerso che:

1. gli angoli di orientamento assoluto rispetto la verticale presentano un andamento nel ciclo del passo piuttosto stereotipato, indipendente cioè dalle condizioni testate (diverse velocità di progressione o cammino con ortesi). La cinematica articolare nel piano sagittale è più variabile tra i soggetti e rispetto le condizioni testate.
2. l'SVA presenta una certa dipendenza dal differenziale tacco-punta. Tuttavia, nell'ambito di questo studio non è stata verificata l'eventuale invarianza degli stessi angoli di elevazione per diverse entità di differenziale tacco-punta.
3. Non esiste un momento nel ciclo del passo in cui gamba e coscia siano entrambi verticali, per tutte le condizioni testate.
4. La massima estensione del ginocchio avviene in corrispondenza del 40% del ciclo del cammino, in Terminal Stance (TST).
5. In Mid Stance (MST) la velocità della gamba è prossima allo zero, mentre le velocità di coscia e pelvi non lo sono.
6. In MST la velocità della gamba è prossima allo zero, mentre la velocità di coscia e pelvi non lo sono.

L'analisi condotta pone quindi accento sulla possibilità di ottimizzazione progettuale delle AFO-FC mediante la messa a punto di algoritmi di *tuning* che facciano riferimento alla cinematica segmentale piuttosto che alla cinematica di articolare.

I risultati ottenuti fanno ben sperare nella possibilità di attuazione di strategie di controllo di dispositivi ortesici basati su tali evidenze sperimentali.

Tuttavia per una più solida significatività dei risultati occorre estendere l'indagine a un campione statistico più esteso.



## **BIBLIOGRAFIA**

[1] Cappello A., Cappozzo A., Di Prampero P., *Bioingegneria della postura e del movimento*, Bologna: Pàtron editore, 2003

Apkarian, J., Naumann, S. & Cairns, B. (1989). *A threedimensional kinematic and dynamic model of the lower limb*. Journal of Biomechanics 22, 143-155.

Bell, A.L., Petersen, D.R., Brand, R.A., (1990). *A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods*. Journal of Biomechanics 23, 617-621.

Cappozzo A. (1984) *Gait analysis methodology*. Human Movement Science 3: 25-54.

CappozzoA., Catani F., Della Croce U., Leardini A. (1995) *Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination and determination*. Clinical. *Biomechanics* 10:171-78.

Davis, R.B., Ounpuu, S., Tyburski, D.J. and Gage, J.R. (1991). *A gait analysis data collection and reduction technique*. Human Movement Science, 10, 575-587.

Dempster, W. T. (1955). Space requirements of the seated operator. WADC-55-159, AD-087-892. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

Looze, HM Toussaint, CE Van Baar, PP Van Langen (1992) *Coordination of the leg muscles in backlift and leglift*. Journal of Biomechanics 25 (11), 1279-1289.

Owen E (2010). *The importance of being earnest about shank and thigh kinematics, especially when using ankle-foot orthoses*. ISPO UK 2008 George

Murdoch Prize Medal Essay and Lecture. *Prosthetics and Orthotics International*: 34(3): 254-269

Pandy, M. G. & Berme, N. (1989). *Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model*. Part 1. Normal gait. *Journal of Biomechanics* 22, 717-724.

Pedotti, A. (1977). *A study of motor coordination and neuromuscular activities in human locomotion*. *Biological Cybernetics* 26,53-62.

Rodosky, M.W., Andriacchi, T.P., Andersson, G.B.J., 1989. *The influence of chair height on lower limb mechanics during rising*. *J. Orthop. Res.* 7, 266–271.

Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and A Motor Control of Human Movement*, p. 277. John Wiley & Sons, Inc., New York.

Winter, D.A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model?

Zatsiorsky, V. M. and Seluyanov, V. N. (1985). *Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations*. *Biomechanics IX-B* (Edited by Winter, D. A., Norman, R. W., Wells, R. P., Hayes, K. C. and Patla, A. E.), pp. 233-239. Champaign, IL: Human Kinetics.

## **Ringraziamenti**

Ringrazio il Professor Luca Cristofolini per avermi dato la possibilità di svolgere l'esperienza di tesi presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Centro Protesi Inail, oltre che per la disponibilità e cortesia dimostratemi durante l'intero percorso di tesi.

Ringrazio l'Ing. Andrea Cutti, correlatore di questa tesi, per la pazienza e costanza con cui mi ha seguito in questi lunghi mesi.

Ringrazio i miei genitori non solo per il sostegno economico senza il quale non sarei riuscita a raggiungere questo importante traguardo, ma anche per l'amore con cui mi stanno vicini pur essendo lontani condividendo i miei successi come se fossero i propri.

Ringrazio Carlo per avermi supportato e in parte sopportato durante il mio lavoro di tesi.

Infine ringrazio tutti quelli che hanno sempre creduto in me, i miei amici, in particolare Livia e Francesca, per essere un elemento fondamentale della mia vita.