

**POLITECNICO DI MILANO**

Dipartimento di Ingegneria Industriale e dell'Informazione  
Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**CALCOLO DELLA POTENZA E DELL'ENERGIA  
DEL PIEDE DIABETICO DURANTE IL CAMMINO  
CON IL METODO DISTAL SHANK**

Relatore: Prof. Carlo A. FRIGO  
Correlatori: Prof. Zimi SAWACHA,  
Ing. Veronica FARINELLI

Tesi di laurea di  
Beatrice Beccia 917234  
Andrea Bonandrini 919029

Anno Accademico 2019/2020



*Un ringraziamento sentito al professore Carlo A. Frigo, che ci ha permesso di svolgere questo interessante lavoro di tesi ed è stato sempre disponibile e pronto a guidarci nella giusta direzione.*

*Grazie alla professoressa Zimi Sawacha, che ci ha messo a disposizione i dati provenienti dal suo laboratorio di Analisi del Movimento (BioMovLab), senza i quali non avremmo potuto portare a termine questo importante studio.*

*Un enorme grazie anche all' Ing. Veronica Farinelli, che ci ha seguiti fin dal primo giorno, essendoci accanto lungo tutto il percorso e ricordandoci di non mollare mai.*

*“Il camminare presuppone che a ogni passo  
il mondo cambi in qualche suo aspetto,  
e pure che qualcosa cambi in noi.”*

*-Italo Calvino*

# INDICE

|   |    |
|---|----|
| <b>SOMMARIO</b> .....   | I  |
| <b>ABSTRACT</b> .....   | V  |
| <b>INTRODUZIONE</b> .....   | 1  |
| <b>CAPITOLO 1 – IL DIABETE</b> .....  | 4  |
| <b>1.1 Aspetti generali</b> .....   | 4  |
| <b>1.2 Complicanze</b> .....  | 7  |
| <b>1.3 Neuropatia diabetica</b> .....   | 8  |
| <b>2.1 Aspetti generali</b> .....   | 10 |
| <b>2.2 Definizione dell'analisi del movimento nello spazio</b> .....  | 11 |
| <b>2.2 Analisi del cammino</b> .....  | 12 |
| <b>2.3 Il ciclo del passo</b> .....   | 13 |
| <b>2.4 I parametri di interesse</b> .....   | 17 |
| <b>2.5 La cinetica della locomozione</b> .....  | 19 |
| <b>2.6 Potenza articolare ed energia</b> .....  | 23 |
| <b>CAPITOLO 3 – STATO DELL'ARTE</b> .....   | 26 |
| <b>CAPITOLO 4 – MATERIALI E METODI</b> .....  | 40 |
| <b>4.1 Strumentazione per la Gait Analysis</b> .....  | 40 |
| <b>4.2 I protocolli per la Gait Analysis</b> .....  | 42 |
| <b>4.3 Sistema SMART</b> .....  | 45 |
| <b>4.3.1 SMART Capture</b> .....  | 45 |
| <b>4.3.2 SMART Tracker</b> .....  | 47 |
| <b>4.3.3 SMART Analyzer</b> .....   | 48 |
| <b>4.4 Laboratorio di bioingegneria del movimento (BioMovLab) dell'Università degli Studi di Padova</b> ..... | 49 |
| <b>4.5 Protocollo IOR Gait</b> .....  | 50 |
| <b>4.6 Calcolo della potenza con SMART Analyzer</b> .....   | 52 |
| <b>4.6.1 Elaborazione dei dati</b> .....  | 53 |
| <b>4.6.2 Definizione dei sistemi di riferimento anatomici</b> .....   | 54 |
| <b>4.6.3 Calcolo della potenza - Metodo Distal Shank</b> .....  | 58 |
| <b>4.6.4 Risoluzione del Problema Dinamico Inverso</b> .....  | 63 |
| <b>4.6.5 Calcolo dell'energia</b> .....   | 70 |
| <b>4.7 Soggetti analizzati</b> .....  | 71 |
| <b>4.8 Prove di cammino</b> .....   | 73 |

|   |     |
|---|-----|
| <b>CAPITOLO 5 – RISULTATI E ANALISI STATISTICA</b> .....  | 75  |
| <b>5.1 Analisi Statistica</b> .....   | 75  |
| <b>5.2 Confronto tra metodo Distal Shank e risoluzione del Problema Dinamico Inverso e parametri di interesse delle curve</b> ..... | 76  |
| <b>5.3 Risultati gruppo di controllo</b> .....  | 80  |
| <b>5.4 Risultati soggetti diabetici non neuropatici</b> .....   | 85  |
| <b>5.5 Risultati soggetti diabetici neuropatici</b> .....   | 91  |
| <b>5.6 Confronto tra i gruppi</b> .....   | 98  |
| <b>CAPITOLO 6 – DISCUSSIONE E CONCLUSIONI</b> .....   | 102 |
| <b>6.1 Calcolo della potenza e dell'energia del piede: il metodo Distal Shank</b> .....   | 102 |
| <b>6.2 Confronto tra Distal Shank e Problema Dinamico Inverso</b> .....   | 103 |
| <b>6.3 Confronto tra gruppi</b> .....   | 104 |
| <b>6.4 Conclusioni e sviluppi futuri</b> .....  | 106 |
| <b>BIBLIOGRAFIA</b> .....   | 108 |

## SOMMARIO

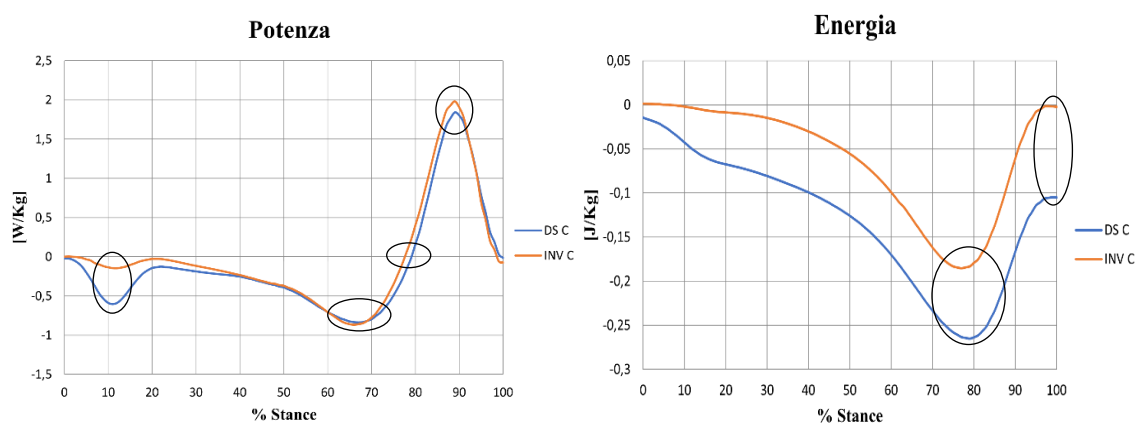
Il presente lavoro di tesi ha come obiettivo finale il trasferimento in ambito clinico di un metodo di calcolo della potenza e dell'energia generate e assorbite dal piede durante il cammino, e la sua successiva applicazione nella valutazione di soggetti patologici. Lo studio è stato quindi diviso in due principali fasi.

Come primo step ci si è concentrati sulla conversione della procedura di calcolo, denominata Distal Shank (DS), dall'originaria forma implementata nel software Matlab in SMART Analyzer, un software più indicato per l'utilizzo in ambito clinico.

Questo metodo di calcolo è di particolare interesse clinico perché, al contrario degli altri metodi già utilizzati per il calcolo della potenza alla caviglia che considerano il piede come un corpo rigido, il DS considera anche gli effetti delle deformazioni del piede e dei suoi movimenti nei tre piani anatomici durante il cammino.

Questo è possibile perché nel calcolo della potenza sono compresi due fattori: potenza rotazionale e potenza traslazionale. Il primo termine è calcolato tramite il prodotto scalare del momento applicato alla tibia per la velocità angolare della tibia stessa, mentre il secondo è definito dal prodotto scalare tra la forza applicata alla base della tibia, in corrispondenza del centro della caviglia, e la velocità di traslazione di questo punto.

Il metodo DS implementato nel presente lavoro è stato poi messo a confronto con il classico metodo di calcolo basato sulla risoluzione del Problema Dinamico Inverso (INV), proprio per evidenziare le differenze sopra citate. Per questo confronto sono stati utilizzati i dati di locomozione di una popolazione di 11 soggetti sani (età media  $59 \pm 5$  anni) e sono stati ottenuti i seguenti grafici:



**Figura A: Confronto tra i due metodi utilizzati: Distal Shank (DS) e classica soluzione del Problema Dinamico Inverso (INV). A sinistra il confronto tra le curve di potenza DS-INV, a destra il confronto tra le curve di energia DS-INV.**

Come è possibile notare dal confronto tra le curve, sono presenti alcune differenze, in linea con gli studi presenti in letteratura [1]: nella curva di potenza con il metodo DS il primo picco di assorbimento di potenza è notevolmente più accentuato, mentre non ci sono differenze significative per il resto della curva. Per quanto riguarda l'energia, si può notare come il picco di massimo assorbimento sia più evidente nel caso del metodo DS e che il valore dell'energia finale è differente per i due metodi: è infatti prossimo a zero nel caso del Problema Dinamico Inverso e presenta un valore negativo nel caso del Distal Shank. Queste differenze, come detto in precedenza, sono dovute proprio al contributo delle deformazioni del piede durante il cammino tenute in considerazione nel metodo DS, funzionali alla valutazione delle fasi di assorbimento di potenza e di energia.

Successivamente, per testare l'efficacia del protocollo in SMART Analyzer, si è passati all'analisi di soggetti patologici, resa possibile grazie al laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'Università degli studi di Padova (BioMovLab), che ha fornito le prove di cammino di 11 soggetti di controllo, 16 soggetti diabetici e 24 soggetti diabetici affetti da neuropatia periferica. Il gruppo di controllo, costituito dagli stessi soggetti presi in considerazione per il confronto tra i metodi, è stato ritenuto confrontabile alle popolazioni di soggetti patologici sulla base dell'età media dei partecipanti (controlli 59 anni, diabetici 64 anni, neuropatici 64 anni).

Il diabete, e in particolare la complicità della neuropatia, è una patologia che può comportare alterazioni del cammino, dettate dal dolore e dall'instabilità in entrambi gli arti e dalla perdita di sensibilità in entrambi i piedi. Queste alterazioni sono quantificabili proprio con lo studio della potenza e dell'energia scambiate tra il piede e il terreno.

Le prove di cammino dei soggetti esaminati sono state raccolte tramite l'uso di un'apposita strumentazione (sistemi optoelettronici e piattaforme di forza), presente nei laboratori di analisi del movimento, e tramite il protocollo di posizionamento dei marcatori proprio del BioMovLab, lo IOR Gait, sul quale ci si è basati per il calcolo dei centri articolari necessari alla stesura del protocollo in SMART Analyzer.

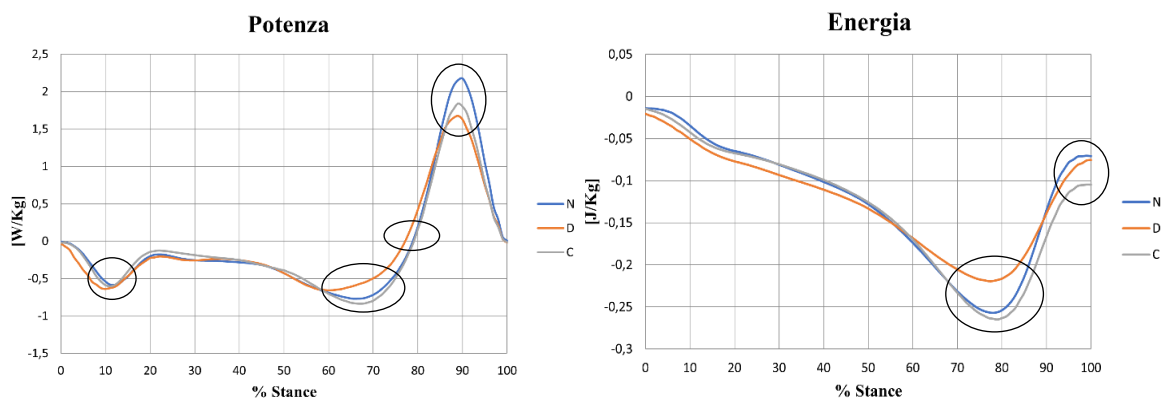
Le acquisizioni fornite dal BioMovLab sono prove di cammino a piedi scalzi a velocità spontanea, in una sola direzione di avanzamento. Da ogni prova è stato possibile ricavare un appoggio singolo del piede destro e uno del piede sinistro. In totale, per ogni soggetto sono state elaborate almeno tre prove dell'arto destro e tre dell'arto sinistro. Queste ultime



sono state poi normalizzate rispetto al peso di ogni soggetto e il loro andamento normalizzato in percentuale rispetto al tempo di stance, ovvero la fase di appoggio del piede durante un singolo passo. Sono state poi escluse dalla successiva analisi le prove che presentavano morfologia o valori anomali rispetto al resto della popolazione. Le curve dei due arti sono risultate comparabili ed è stata quindi ricavata una curva media caratteristica per ogni soggetto.

Dalle curve medie di potenza e di energia dei soggetti sono stati ricavati i parametri caratteristici temporali e non temporali. Tramite l'analisi statistica di questi parametri sono state ricavate le differenze significative tra i tre gruppi di soggetti (controlli, diabetici e diabetici neuropatici).

Nei grafici successivi sono mostrate le curve di potenza ed energia dei tre gruppi a confronto:



**Figura B: Confronto tra i tre gruppi analizzati. A sinistra il confronto tra le curve di potenza, a destra il confronto tra le curve di energia.**

Come è visibile dalle curve presenti nel grafico a sinistra, l'andamento della curva di potenza è sovrapponibile per i tre gruppi in corrispondenza del primo picco di assorbimento; il secondo picco di assorbimento è meno accentuato e in anticipo nei soggetti diabetici, mentre il picco di generazione di potenza è maggiore nei soggetti neuropatici. Quest'ultima differenza è risultata essere significativa tra i soggetti diabetici e quelli diabetici neuropatici, aspetto che trova conferma in letteratura [2]. Una possibile spiegazione del maggiore picco massimo di potenza dei neuropatici è l'instaurarsi di un meccanismo di compensazione che riguarda il piede nelle fasi di midstance e push-off. I muscoli flessori plantari, indeboliti dalla neuropatia, non producono abbastanza potenza per sollevare la gamba e iniziare la fase di swing, quindi il piede è costretto a

immagazzinare energia elastica nel tendine d'Achille nel midstance, sfruttando il fatto che in questa fase si ha un aumento della dorsiflessione, per poi restituirla nella fase di push-off. Questo meccanismo a carico del tendine d'Achille però, se prolungato nel tempo, potrebbe comportare conseguenze deleterie proprio per il tessuto connettivo del tendine. Il picco di produzione di potenza più basso nei diabetici, invece, può essere indice di un cammino più prudente, atto ad evitare possibili cadute.

Per quanto riguarda l'energia, si può notare come l'andamento delle curve sia simile per i tre gruppi; il picco di assorbimento è più accentuato nel caso dei soggetti di controllo e dei neuropatici, ma senza differenze significative.

In conclusione, i risultati ottenuti in questo lavoro di tesi sono un primo passo verso la diffusione dell'uso del metodo Distal Shank in ambito clinico per lo studio quantitativo della potenza e dell'energia della caviglia in soggetti patologici.

In futuro, sarebbe interessante estendere l'uso di tale protocollo a più laboratori di analisi del movimento, applicarlo ai principali protocolli di Gait Analysis e allo studio di patologie differenti da quella diabetica.

Sarebbe inoltre opportuno soffermarsi in modo più approfondito sui soggetti diabetici neuropatici, attuando ad esempio una distinzione tra diabetici neuropatici lievi e gravi, in modo da capire se ci sono differenze significative all'interno dello stesso gruppo di soggetti sulla base della severità della complicazione. Questo potrebbe aiutare il personale clinico in una più approfondita comprensione della patologia e nell'identificazione di un trattamento riabilitativo specifico sulla base della severità della malattia.

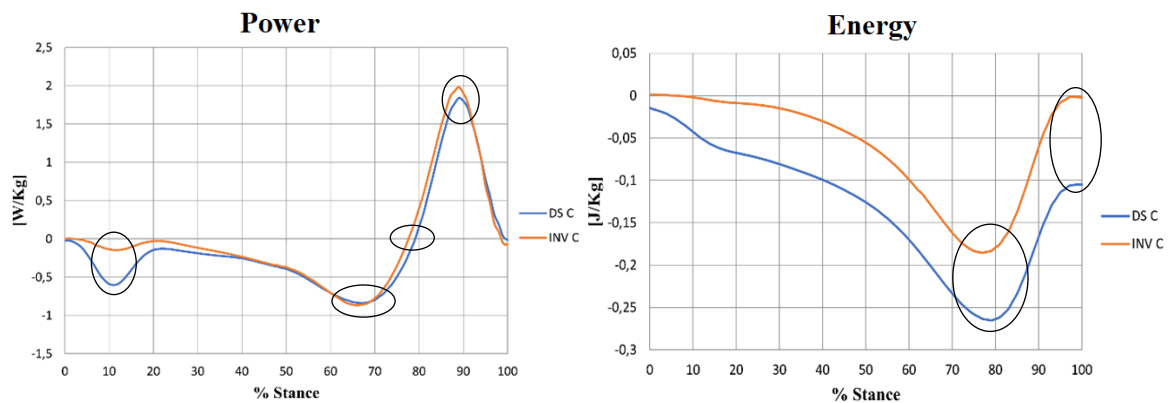
## ABSTRACT

The aim of the present work is the clinical application of the Distal Shank (DS), a method for calculating the power and work of the foot during walking.

Since the DS method has originally been implemented in Matlab, the first step of this work aims at transferring the calculation procedure into SMART Analyzer, a software that is more suitable for clinical practice. The DS raises particular interest because it considers the effect of foot deformations during walking and the movement of the foot in the three anatomical planes, while other methods that have already been implemented to compute power at the ankle joint consider the foot as a rigid body.

The DS calculates the power at the ankle as the sum of two terms: rotational and translational. The former is obtained by performing the scalar product of the ankle joint moment and the angular velocity of the shank, while the latter is the result of the scalar product of the Ground Reaction Force (GRF), applied at the base of the shank, and the linear velocity of the ankle joint centre.

In order to point out the differences between the DS and the other methods, the DS has been compared to the Inverse Dynamics method (INV), which is widely used in literature. A population of 11 healthy subjects (mean age  $59 \pm 5$  years) has been selected and their acquisitions have been analysed, obtaining the following graphs:



**Figure A: Comparison between the two methods: Distal Shank (DS) and Inverse Dynamics (INV). On the left, comparison between power curves DS-INV, on the right between work curves DS-INV.**

The comparison between the curves highlights a few differences that are all consistent with previous findings in literature [1]: the first peak of power absorption is greater in the DS method, while there are no other significant differences in the remaining part of the curve. Regarding the work curve, it is evident that the absorption peak is greater in the DS and the

final value is significantly different between the two methods: it is close to zero in Inverse Dynamics, while it is negative in the DS. These discrepancies are caused by the fact that the DS takes into account foot deformations during the stance phase that are necessary to evaluate the phases of absorption and production of power and work by the ankle joint.

The second part of the study focused on the analysis of pathological subjects in order to assess the clinical applicability of the DS method. This was possible thanks to the BioMovLab at University of Padova, that provided walking trials of 11 healthy subjects, who were considered the control group, as well as 40 diabetic subjects, 24 of whom developed peripheral neuropathy as a complication of diabetes. The control group, composed of the same individuals used for the comparison between the DS and INV methods, was age-matched with the pathological groups (control group 59 years, diabetic group 64 years, diabetic neuropathic group 64 years) in order to make a comparison among the three populations.

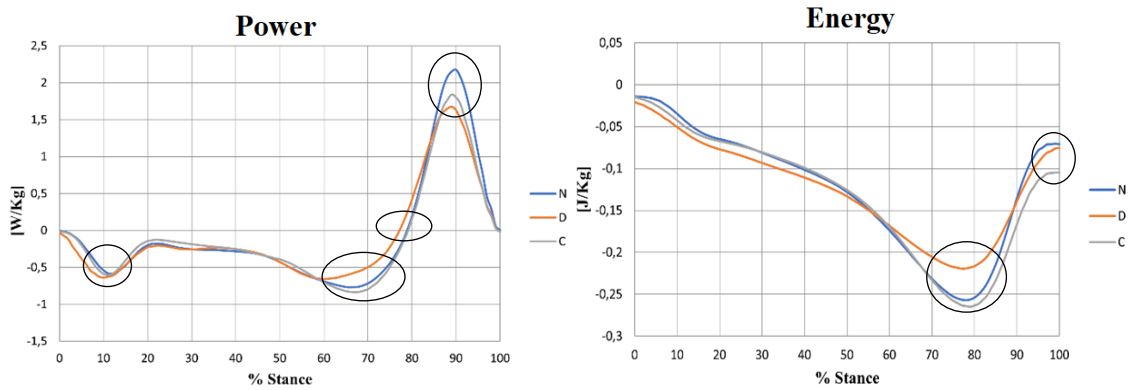
Diabetes, in particular when associated with the complication of peripheral neuropathy, is a disease that can result in gait alterations, mainly caused by pain, instability and loss of tactile perception starting at the sole of the foot. The study of power and work exchanged between the foot and the ground during the stance phase allows to quantify these alterations.

Walking trials of each group have been acquired through the typical experimental setup of a movement analysis laboratory, which included an optoelectronic system and force platforms. The protocol that defines marker placement adopted in the BioMovLab is the IOR Gait; therefore, the definition of joint centres in the implementation of the DS in SMART Analyzer was based on the IOR Gait protocol.

The subjects involved in the study were asked to walk barefoot at their preferred speed, only in one walking directions. All the trials have only one walking direction. In total, three trials for each subject were taken into account, and from each trial, the data regarding the stance phase of both the right and the left foot was acquired. The power and work curves were normalized to the body mass of the subject and time was normalized as a percentage of the stance phase, the time in which the foot is in contact with the ground. Trials which presented anomalies in comparison with the rest of the group were excluded from further analysis. As no significant differences were observed between the right and the left foot, the average of power and work curves was computed for each

subject. After that, the main parameters characterizing the quantities of interest were obtained.

The statistical analysis carried out on these parameters highlighted some significant differences among the groups (healthy, diabetic, diabetic neuropathic subjects). The comparison between the power and work curves of each group is shown in the following graphs:



**Figure B: Comparison between groups: healthy (C), diabetic group (D), diabetic neuropathic group (N). On the left, comparison of power curves, on the right, comparison of work curves.**

Power curves show no differences in the first absorption peak, while the second absorption peak is slightly lower and anticipated in the diabetic group. The peak of power generation is greater in the diabetic neuropathic group, and the difference is significant when compared to the diabetic group. This difference in peak power generation has been observed in literature [2], and it may be correlated to a compensation pattern that affects the foot during midstance and push-off. Plantar flexors, weakened by the progression of neuropathy, do not produce enough power to push the leg forward and initiate the swing phase. Consequently, the foot tends to store elastic energy in the Achilles tendon in the midstance, when the foot is in dorsiflexion, and then release that energy during push-off, producing an amount of power that is similar to healthy subjects. However, this pattern may have long-term negative consequences because the overloading of the tendon can result in damage to the connective tissue.

The diabetic group has a lower peak of power absorption than the healthy group. That can be seen a sign of a cautious gait, with the aim of minimising instability and preventing the risk of falls.

Regarding the ankle work, the curves are fairly similar among the groups, even though the peak of work absorption in the healthy and diabetic neuropathic group is slightly greater than in the diabetic group. However, the statistical analysis has not pointed out a significant difference.

In conclusion, the results achieved in this work can be considered as a first promising step towards the application of the DS in clinical practice, which is crucial for a quantitative analysis of power and work at the ankle joint in pathological individuals. In a future perspective, it would be interesting to propose the DS for a wider use in clinics, which would involve its application to other Gait Analysis protocols and to other pathologies.

Regarding the comparison among groups, a further investigation of the diabetic population should be carried out, considering a distinction between mild and severe neuropathy. Such distinction could provide a better understanding of the gait characteristics that are altered because of the pathology. Moreover, it could lead clinicians towards a better formulation of the therapy, that can be tailored for the specific situation of the patient.

## **INTRODUZIONE**

Il cammino è un atto motorio caratterizzato dalla ripetizione ciclica di movimenti che costituiscono la sua unità funzionale: il ciclo del passo.

All'interno del ciclo del passo si distinguono tre periodi: la fase di stance, quando il piede è in appoggio, la fase di swing, quando il piede è sollevato da terra, e la fase di doppio appoggio, quando entrambi i piedi sono a contatto con il terreno. Durante la fase di stance, il piede ha inizialmente il compito di attutire l'impatto del tallone con il terreno, e successivamente di generare l'energia necessaria a sollevare la gamba da terra e iniziare la fase di swing. La contrazione dei muscoli della gamba e del piede produce una forza propulsiva diretta contro il terreno che, secondo il principio di azione e reazione, restituisce una forza uguale e contraria che permette l'avanzamento del baricentro e l'appoggio dell'arto controlaterale.

L'interazione tra il piede e il terreno durante la fase di stance è quindi un elemento fondamentale per il corretto svolgimento del ciclo del passo. Variazioni anche lievi nell'appoggio del piede al terreno possono compromettere questo meccanismo e manifestarsi in gravi limitazioni nella deambulazione. Il presente lavoro di tesi si concentra infatti sullo studio degli scambi di energia tra il piede e il terreno nella fase di stance, e sull'implementazione di un metodo di calcolo per quantificare e analizzare tali scambi. Nello specifico, sono state esaminate la potenza e l'energia trasferite dalla muscolatura della gamba al piede.

La rilevazione delle variabili necessarie allo studio del ciclo del passo è stata effettuata grazie alla Gait Analysis (o analisi del cammino), una tecnica di indagine non invasiva ampiamente utilizzata in ambito clinico. La Gait Analysis, infatti, permette di descrivere in modo completo qualsiasi atto motorio, rendendo possibile l'individuazione di quelle caratteristiche patologiche che si manifestano con l'alterazione di alcune funzioni motorie. I laboratori di Gait Analysis sono dotati di sistemi stereofotogrammetrici per l'acquisizione dei dati cinematici (posizioni, angoli articolari, velocità e accelerazioni angolari) nelle tre dimensioni, e piattaforme dinamometriche per misurare le forze di reazione durante la fase di stance.

In particolare, durante il contatto con il terreno, la potenza trasferita dalla muscolatura della gamba al piede è generalmente calcolata effettuando il prodotto scalare tra il momento agente nel centro della caviglia e la velocità angolare del piede rispetto alla tibia:

$$P_{caviglia} = M_{caviglia}(t) \cdot \omega_{caviglia}(t) \quad (1)$$

In letteratura, il metodo più comune per calcolare la potenza alla caviglia è mediante la risoluzione del Problema Dinamico Inverso, che permette di ricavare forze e momenti agenti nel centro di un'articolazione, considerando i segmenti corporei come corpi rigidi.

Il Distal Shank invece, che è il metodo implementato nel seguente lavoro di tesi, calcola la potenza dovuta all'azione delle forze esterne trasferite alla base della tibia; tiene quindi conto di un contributo rotazionale e uno traslazionale, legati al movimento della tibia rispetto al terreno. Si distingue per non essere costretto a considerare il piede come un corpo rigido e per essere in grado di evidenziare meccanismi di assorbimento e generazione di potenza dovuti alla deformazione del piede durante la fase di appoggio al terreno.

Tale metodo è stato precedentemente sviluppato nel software Matlab. Pertanto, il primo obiettivo di questo lavoro di tesi è il trasferimento del protocollo per il calcolo della potenza e dell'energia alla caviglia in SMART Analyzer, software che fa parte del sistema di analisi del movimento SMART realizzato da BTS Bioengineering Italia, ampiamente utilizzato in ambito clinico.

L'impiego di SMART Analyzer rappresenta un vantaggio, dal momento che, a differenza del software Matlab, non necessita di funzioni aggiuntive per la lettura dei dati cinematici e dinamici delle acquisizioni.

In seguito, il protocollo è stato applicato allo studio del ruolo dell'articolazione della caviglia durante la fase di stance in soggetti patologici. Nello specifico, sono state elaborate le prove di cammino di soggetti diabetici effettuate presso il laboratorio di Bioingegneria del Movimento (BioMovLab) dell'Università degli studi di Padova.

Il diabete è una patologia caratterizzata da sintomi che interessano gli arti inferiori, tra cui crampi, dolori articolari, intorpidimento e formazione di ulcere sulla pianta del piede. Inoltre, il 25 % dei soggetti diabetici può andare incontro ad una complicazione nota come neuropatia periferica, che causa indebolimento della muscolatura distale e perdita di



capacità propriocettiva. La combinazione di questi sintomi ha l'effetto di rendere comuni, in questa popolazione, le alterazioni nell'appoggio del piede al terreno.

Pertanto, il secondo obiettivo di questo lavoro è individuare le caratteristiche della deambulazione dei soggetti diabetici attraverso le variazioni della potenza articolare mediante un confronto con i soggetti sani, e determinare le eventuali conseguenze che la complicità della neuropatia comporta sul loro modo di camminare.

Un'ulteriore finalità di questo lavoro è stata quella di stabilire l'efficacia del protocollo come strumento di valutazione in ambito clinico. Infatti, oltre ai vantaggi di utilizzare il metodo Distal Shank e il software SMART Analyzer, il protocollo implementato è adattabile alla maggior parte dei protocolli di Gait Analysis, non richiede procedimenti complessi dal punto di vista computazionale ed è di facile comprensione per l'utilizzatore. Tutto ciò lo rende adatto alla valutazione dell'impatto della patologia diabetica sul cammino, alla quantificazione degli effetti di una determinata terapia o alla pianificazione di un programma di riabilitazione personalizzato sulla base delle esigenze del paziente.

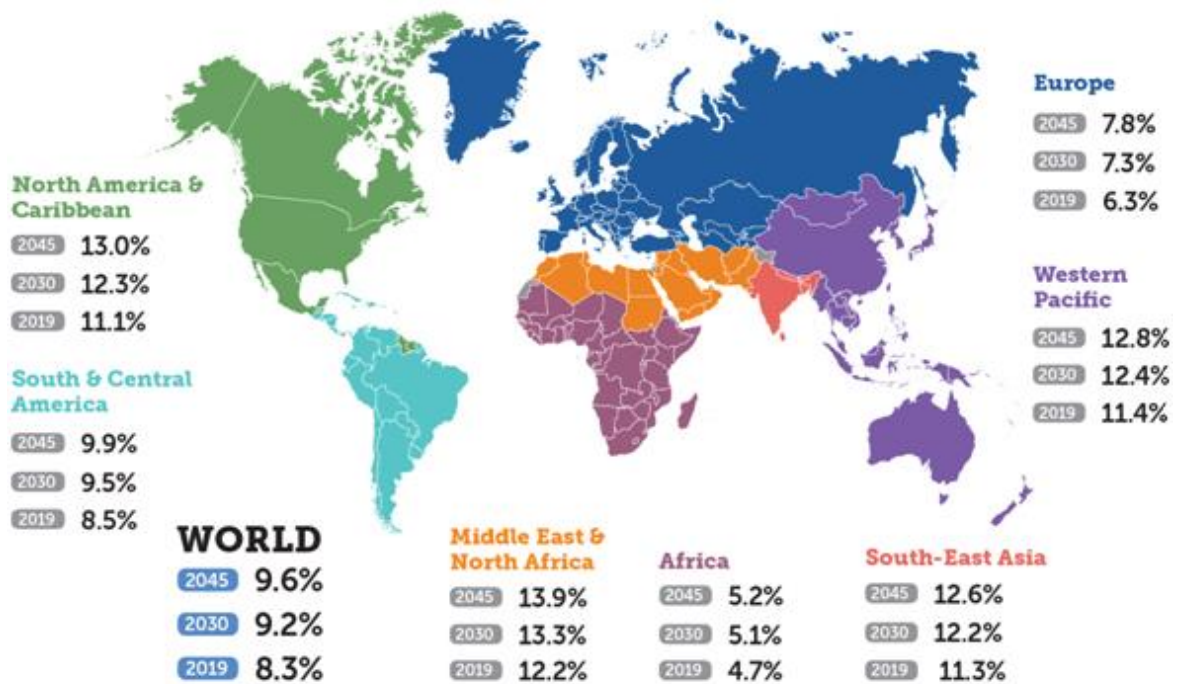
## **CAPITOLO 1 – IL DIABETE**

### **1.1 Aspetti generali**

Il diabete mellito (DM), secondo la definizione dell'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS), è un gruppo di disordini metabolici la cui caratteristica clinica principale è l'iperglicemia, ovvero una concentrazione elevata di glucosio nel sangue. L'insorgenza del diabete è attribuibile a una diminuzione della produzione o della funzionalità dell'insulina, ormone prodotto nel pancreas dalle cellule beta delle isole di Langerhans, che svolge il compito di regolare il livello di glucosio nel sangue. L'azione dell'insulina, infatti, consiste nel legarsi ai recettori esterni delle cellule dei tessuti insulino-dipendenti (tessuto muscolare e tessuto adiposo), facilitando così il trasferimento di glucosio dal sangue alle cellule e diminuendo la concentrazione di glucosio nel sangue (azione ipoglicemizzante).

La diagnosi di diabete avviene nel caso in cui, in seguito a un prelievo di sangue a digiuno, la glicemia superi il valore di 125 mg/dl (nei soggetti sani si attesta tra 70 e 100 mg/dl). Generalmente, viene anche condotto il test dell'emoglobina glicata (HbA1c), che fornisce una stima della glicemia nei 2 mesi precedenti il prelievo. Valori di HbA1c superiori a 6,5 % portano alla diagnosi di diabete [3].

Il diabete mellito è la malattia metabolica più diffusa al mondo. Si stima che 463 milioni di persone ne fossero affette nel 2019, ovvero l'8,3% della popolazione adulta (20-79 anni). Questo numero è in costante crescita e si stima che possa raggiungere i 578 milioni nel 2030 e 700 milioni nel 2045 (Figura 1.1) [3].



**Figura 1.1: Percentuale della popolazione adulta affetta da diabete nel mondo e diviso per aree geografiche. Sono indicate anche le stime dell'incidenza della popolazione diabetica nel 2030 e 2045.**

In Italia, nel 2016, anno durante il quale è stata svolta l'ultima indagine Istat (Istituto Nazionale di Statistica), erano oltre 3,2 milioni le persone affette da diabete, pari al 5,3% dell'intera popolazione (Figura 1.2). La diffusione del diabete è quasi raddoppiata in trent'anni (coinvolgeva il 2,9% della popolazione nel 1980), e anche rispetto al 2000, i diabetici sono 1 milione in più. Ciò è dovuto sia all'invecchiamento della popolazione, che ad altri fattori, tra cui l'aumento della sopravvivenza dei malati di diabete [4]. Secondo uno studio effettuato sulla popolazione italiana, infatti, due terzi dei malati di diabete hanno un'età superiore ai 65 anni, e il 25% di questi ultimi hanno più di 75 anni.[5] È per questo motivo che è possibile supporre che l'aumento di prevalenza del diabete nel nostro Paese sia dovuto soprattutto all'invecchiamento della popolazione [6]. Si stima infatti che in Italia, nel 2045 ci saranno 4,1 milioni di diabetici, ovvero il 10,5% dell'intera popolazione [7].

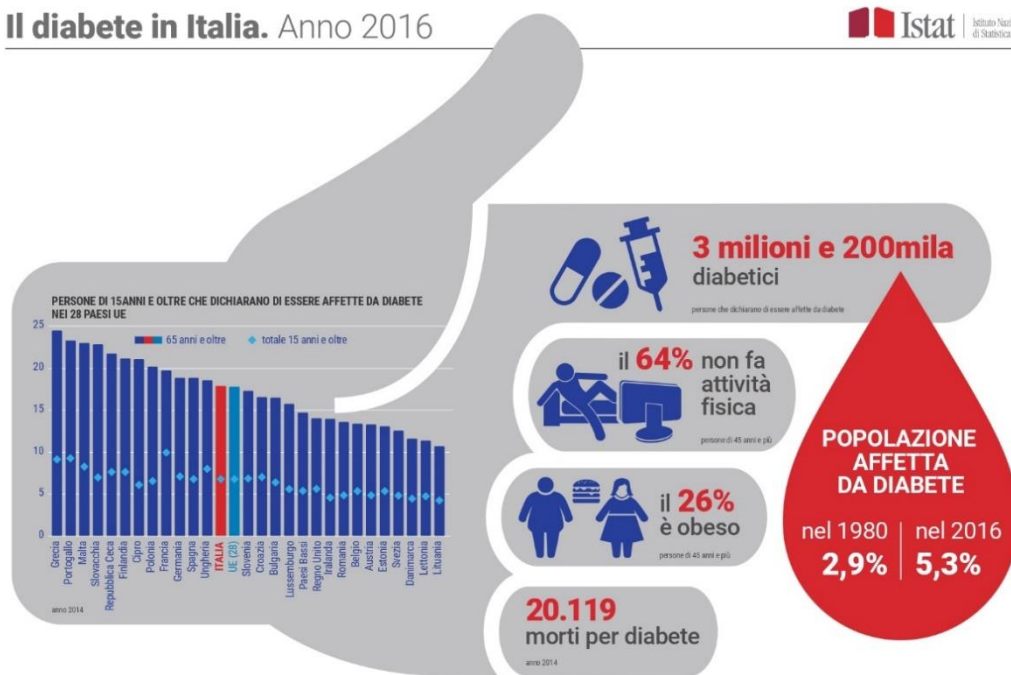


Figura 1.2: Dati Istat sulla popolazione affetta da diabete in Italia nel 2016.

La classificazione del diabete mellito prevede la distinzione di tre principali categorie:

- diabete di tipo 1:

È una forma che si manifesta prevalentemente in età infantile o adolescenziale e interessa circa il 10% dei soggetti affetti da DM. Il sistema immunitario produce anticorpi che attaccano e distruggono le cellule beta delle isole di Langerhans, non riconoscendole come appartenenti all'organismo. Di conseguenza, la produzione di insulina si riduce in modo progressivo fino ad azzerarsi. I fattori che contribuiscono all'insorgenza di questo tipo di diabete sono sia genetici che immunitari.

- diabete di tipo 2:

È la forma più frequente (90% dei soggetti affetti da DM) e nella maggior parte dei casi viene diagnosticato in età adulta. In questo caso, l'iperglicemia può essere dovuta a un deficit di secrezione di insulina, non prodotta in quantità sufficiente dall'organismo, oppure a insulino-resistenza, che si verifica quando l'insulina viene prodotta normalmente, ma la capacità delle cellule di rispondere alla sua azione è ridotta. Le cause di insorgenza del diabete di tipo 2 sono da attribuire sia a fattori ereditari che a fattori ambientali, tra cui l'obesità, l'inattività fisica e l'ipertensione.

- diabete gestazionale:

È uno stato di iperglicemia causato da un temporaneo aumento della resistenza all'insulina, che si può verificare per effetto degli squilibri ormonali dovuti alla gravidanza. Nella maggior parte dei casi, i livelli di glicemia ritornano normali dopo il parto.

## **1.2 Complicanze**

L'elevata concentrazione di glucosio nel sangue è all'origine di un numero elevato di complicanze, che si dividono in acute, con effetti a breve termine, o croniche, con effetti a lungo termine.

Tra le principali complicanze acute vi sono la chetoacidosi diabetica e lo stato iperosmolare iperglicemico.

La chetoacidosi diabetica è causata da una carenza di insulina e per questo è più frequente nel diabete di tipo 1. Tale condizione si verifica quando i tessuti, non potendo utilizzare il glucosio come fonte di energia, utilizzano gli acidi grassi. In questo modo, oltre all'energia richiesta dall'organismo, vengono prodotte anche sostanze di scarto, chiamate corpi chetonici. Questi ultimi, che sono prodotti acidi, si accumulano nel sangue (chetonemia) e causano la riduzione del pH arterioso al di sotto dei valori fisiologici ( $\text{pH} < 7,3$ ), generando lo stato di acidosi metabolica. In casi estremi, tale condizione può provocare il coma diabetico.

Lo stato iperosmolare iperglicemico, a differenza della chetoacidosi, è più frequente nel diabete di tipo 2. Si tratta di una complicanza caratterizzata da iperglicemia accompagnata da un aumento dell'osmolarità plasmatica, ovvero da un aumento della concentrazione di elettroliti e altre molecole (tra cui il glucosio) nel sangue. Può portare a disidratazione estrema e gravi sintomi neurologici, come alterazione dello stato di coscienza ed emiplegia transitoria.

L'elevata concentrazione di glucosio nel sangue per lunghi periodi di tempo è anche un fattore di rischio significativo per diverse patologie che interessano il sistema cardiovascolare, i reni, il sistema nervoso e gli occhi.

Le complicanze croniche sono più frequenti nel diabete di tipo 2 e di solito si manifestano a 10-15 anni dall'esordio della malattia. Le complicanze croniche vascolari si dividono in macroangiopatie e microangiopatie.

La macroangiopatia è una complicanza che interessa arterie di medio e grosso calibro, che sono più propense a sviluppare forme di aterosclerosi, importante fattore di rischio di malattie cardiovascolari.

Al contrario, la microangiopatia è un'alterazione dei vasi capillari, attribuibile alla glicazione di proteine necessarie per garantire l'integrità dei capillari e al controllo dello spessore della membrana basale. Le conseguenze più significative riguardano la rete di capillari che costituiscono i glomeruli renali (nefropatia diabetica), i capillari della retina (retinopatia diabetica) e i capillari deputati a rifornire di ossigeno il sistema nervoso periferico (neuropatia diabetica).

### **1.3 Neuropatia diabetica**

La neuropatia diabetica colpisce circa il 25% [8] dei soggetti diabetici. I soggetti anziani ne sono colpiti con maggiore frequenza, dato che l'età avanzata è un fattore di rischio che contribuisce all'insorgenza della neuropatia. Le cause che la determinano non sono ancora del tutto chiare, ma l'ipotesi più plausibile sostiene che elevati livelli di glucosio nel sangue per un periodo di tempo prolungato danneggino la guaina mielinica che riveste i nervi, alterando la capacità di trasmissione dell'impulso nervoso. In aggiunta a ciò, i capillari, anch'essi danneggiati dall'iperglicemia, non forniscono abbastanza ossigeno ad alcuni distretti del sistema nervoso periferico, con il rischio di ischemia delle strutture nervose. [9]

Le ripercussioni della neuropatia sul sistema motorio e sensoriale sono numerose e si manifestano gradualmente durante il decorso della malattia. I principali sintomi includono:

- Intorpidimento delle estremità inferiori e superiori, inizialmente a livello delle dita e poi nelle strutture prossimali.
- Perdita della sensibilità al dolore, alla temperatura e alla vibrazione.
- Perdita della capacità di coordinazione e aumento del rischio di cadute.
- Indebolimento della muscolatura.
- Alterazioni della deambulazione.

Inoltre, i soggetti colpiti da neuropatia e da complicanze che interessano i vasi sanguigni possono sviluppare una condizione denominata piede diabetico. La perdita della sensibilità al dolore causata dalla neuropatia, i problemi di circolazione sanguigna delle estremità

inferiori e l'alterazione anatomica del piede, che causa zone di carico elevato sulla pianta del piede, fanno sì che si creino piccole lesioni che possono degenerare in ulcere e infezioni. In casi estremi, ciò può avere conseguenze significative sulla locomozione e portare all'amputazione di una o più dita dei piedi, compromettendo in modo significativo la qualità della vita del paziente.

## **CAPITOLO 2 – L'ANALISI DEL MOVIMENTO**

### **2.1 Aspetti generali**

L'analisi del movimento consiste nello studio di una funzione motoria attraverso l'utilizzo di strumentazioni e procedure progettate per la rilevazione e il processamento delle grandezze fisiche che descrivono il movimento stesso.

Data la complessità dei fenomeni legati al movimento e alla morfologia del corpo umano, l'analisi viene condotta in seguito a un'operazione di modellizzazione del sistema motorio, in cui vengono adottate delle semplificazioni delle strutture anatomiche.

Ad esempio, i segmenti anatomici vengono generalmente considerati dei corpi rigidi uniti da vincoli rotazionali in corrispondenza delle articolazioni principali. In questo modo, è possibile descrivere la loro posizione e il loro orientamento nello spazio e rispetto agli altri segmenti corporei.

Le variabili relative al movimento che si possono ottenere sono di diversi tipi: cinematiche, dinamiche ed elettromiografiche. Le variabili cinematiche sono posizioni, angoli articolari, velocità e accelerazioni (sia lineari che rotazionali), dei segmenti corporei. Le variabili dinamiche, invece, sono le forze (scambiate tra i segmenti corporei o tra il corpo e il terreno), momenti e potenze articolari, mentre quelle elettromiografiche (EMG) si riferiscono ai segnali elettrici prodotti dalla contrazione muscolare.

Nel corso degli anni, l'analisi del movimento ha acquisito sempre più importanza, soprattutto in ambito clinico, dato che permette di descrivere in modo dettagliato ed esaustivo qualsiasi funzione motoria, rendendo anche possibile l'individuazione di alterazioni del movimento indotte da patologie.

Lo studio del movimento sulla base di parametri quantitativi, infatti, permette di valutare oggettivamente e con precisione i sintomi motori legati ad una patologia o gli effetti prodotti da una determinata terapia farmacologica, chirurgica o riabilitativa.

Ciò consente anche la pianificazione di un programma di allenamento o di riabilitazione personalizzato e di verificare oggettivamente, con indici di misurabilità certi, lo stato clinico del paziente prima, durante e alla fine del percorso di cura [10].



Molti sono infatti gli aspetti delle strumentazioni e delle tecniche utilizzate nell'analisi del movimento che contribuiscono a renderlo un valido strumento di studio, diagnosi e prevenzione, tra i quali:

- Acquisizione ed elaborazione delle grandezze principali per la valutazione funzionale di una funzione motoria.
- Affidabilità e precisione delle misure.
- Invasività minima.
- Possibilità di ripetere le prove senza dispendio eccessivo di tempo.
- Ottenimento dei risultati in tempi brevi e presentazione dei risultati secondo uno schema predefinito, al fine di comparare prove ottenute in laboratori diversi.

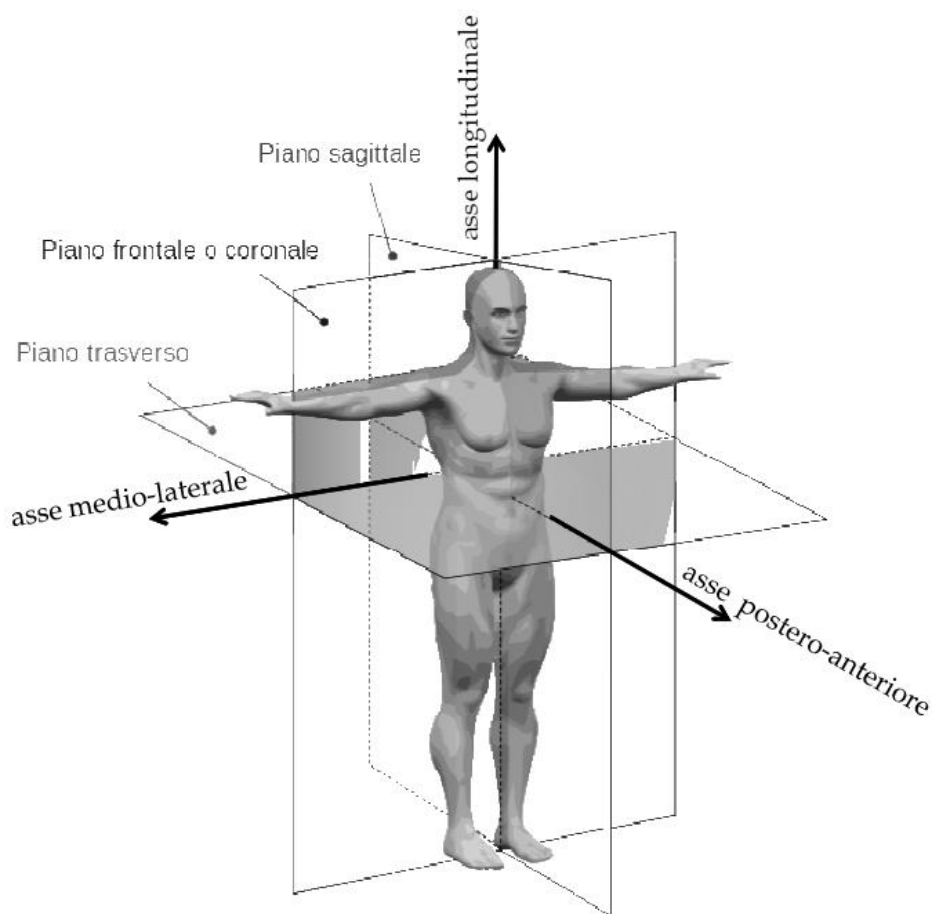
## **2.2 Definizione dell'analisi del movimento nello spazio**

Le variabili cinematiche e dinamiche proprie dell'analisi del movimento fanno riferimento ai tre piani che definiscono il corpo umano (Figura 2.1) [11]:

- Il piano sagittale divide il corpo in una parte destra e sinistra. Il movimento di oscillazione delle braccia durante il cammino è un esempio di movimento che si esegue in questo piano.
- Il piano frontale o coronale percorre il corpo da destra verso sinistra e lo divide in una parte anteriore ed una posteriore. Saltellare sul posto adducendo e abducendo gli arti è un esempio di movimento in questo piano.
- Il piano trasverso divide il corpo in una parte superiore e una inferiore. Un esempio di movimento in questo piano è l'esecuzione da parte di una ballerina di una piroetta su sé stessa.

I segmenti corporei si muovono in questi tre piani ruotando attorno agli assi generati dall'intersezione dei piani. Questi assi sono perpendicolari ai piani stessi:

- I movimenti di flesso-estensione(avanti/indietro) sul piano sagittale sono eseguiti attorno all'asse medio-laterale.
- I movimenti di abdo-adduzione (fuori/dentro) sul piano frontale avvengono attorno all'asse sagittale o antero-posteriore.
- I movimenti di rotazione interna-esterna avranno come riferimento l'asse longitudinale.



**Figura 2.1: Piani ed assi anatomici.**

## 2.2 Analisi del cammino

Una delle principali applicazioni dell'analisi del movimento è l'analisi del cammino, o Gait Analysis (GA).

Il cammino è un movimento che accomuna tutti gli esseri umani e ha lo scopo fondamentale di permettere lo spostamento da un luogo all'altro. È un gesto che coinvolge l'intero apparato locomotore e necessita della coordinazione degli arti inferiori, superiori e del tronco. Le funzionalità del cammino sono molteplici [12]:

- Generazione di energia volta a regolare la velocità di avanzamento del corpo e al mantenimento della postura eretta.
- Supporto e controllo della parte superiore del corpo, che è soggetta a continui cambiamenti durante il cammino.

- Assorbimento dell'energia dovuta all'impatto del piede con il terreno al fine di ottenere un movimento controllato e a mantenere l'equilibrio.

Lo scopo della Gait Analysis è quello di raccogliere informazioni quantitative relative alla biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di atti motori come il cammino, la corsa o la salita e discesa delle scale. La GA viene condotta in laboratori di analisi del movimento dotati di una specifica strumentazione composta da un sistema optoelettronico, costituito da 6-9 telecamere per la rilevazione delle variabili cinematiche, di piattaforme dinamometriche per misurare le forze di interazione tra il piede e il terreno, di sonde elettromiografiche per la valutazione dell'attività muscolare e di un sistema di acquisizione per la gestione dei segnali misurati. Nell'insieme, ciò garantisce un'analisi completa e dettagliata dei principali aspetti relativi al cammino, come le reazioni d'appoggio del piede al terreno, i movimenti delle principali articolazioni (anca, ginocchio e caviglia) e l'attivazione dei gruppi muscolari deputati alla generazione delle forze di propulsione del corpo.

Nel corso degli anni, le tecniche di GA sono state utilizzate in modo consistente, soprattutto in ambito clinico, perché permettono di identificare in modo oggettivo le alterazioni del cammino. Nell'ambito delle patologie che hanno ripercussioni sulla locomozione, infatti, l'alternativa è costituita da test funzionali la cui valutazione è soggettiva, in quanto è il clinico ad attribuire a ciascun paziente un punteggio introducendo quindi una maggiore variabilità rispetto alla GA.

### **2.3 Il ciclo del passo**

Il cammino è un atto motorio che ben si presta ad essere analizzato e confrontato tra diversi individui poiché è costituito dalla ripetizione di un'unità funzionale: il ciclo del passo [13].

Quest'ultimo è diviso principalmente in tre fasi: la fase di stance, quando l'arto è appoggiato al terreno, la fase di swing, o di oscillazione, quando l'arto è sollevato da terra, e la fase di doppio appoggio, in cui entrambi gli arti sono a contatto con il terreno.

Per convenzione, il ciclo del passo inizia quando il piede di riferimento entra a contatto con il suolo tramite l'appoggio del tallone ("heel strike").

La fase di stance poi è a sua volta suddivisa in tre fasi di doppio-appoggio durante le quali entrambi i piedi sono a contatto con il terreno e due fasi di appoggio mono-podalico nelle quali un solo arto si ritrova a sostenere l'intero peso del corpo.

La fase di swing invece è suddivisa in tre fasi necessarie alla descrizione della traiettoria dell'arto in volo.

Di seguito verranno quindi descritte nel dettaglio le fasi del ciclo del passo (Figura 2.2) [14]:

- **Contatto iniziale (IC):** rappresenta l'inizio del passo e quindi l'intervallo tra lo 0 e il 2% del ciclo. La direzione del vettore della forza di reazione al terreno, o Ground Reaction Force (GRF) è localizzata anteriormente rispetto ad anca e ginocchio e posteriormente rispetto al centro articolare della caviglia. Viene quindi indotto un momento flessorio nell'anca in contrasto all'azione di contrazione concentrica dei muscoli estensori (grande gluteo e gli ischio-crurali). Il ginocchio invece è esteso senza bisogno dell'intervento da parte della muscolatura. Per quanto riguarda la caviglia, nasce a livello dell'articolazione un momento plantar-flessorio controllato dai muscoli dorsi-flessori in contrazione eccentrica, tra i quali il contributo maggiore è dato dal tibiale anteriore.
- **Risposta al carico (LR):** questa fase rappresenta l'intervallo tra lo 0 e il 10% del ciclo del passo e individua l'accettazione del carico da parte dell'arto inferiore che quindi si prepara a sostenere l'intero peso del corpo durante la fase di appoggio singolo. La progressione dell'arto sposta la GRF posteriormente a livello di anca e ginocchio ed anteriormente rispetto all'articolazione tibio-tarsica. L'anca continua il momento flessorio tramite la contrazione dei muscoli estensori. La tibia si muove in avanti mentre la coscia rimane arretrata producendo un momento flessorio molto elevato a livello del ginocchio, controllato dall'azione eccentrica del quadricipite femorale. Questo processo permette di assorbire in maniera ottimale l'impatto col terreno. La GRF, inoltre, determina sul piano frontale un momento adduttore all'anca modulato dai muscoli abduttori (gluteo medio e tensore della fascia lata). In questo modo la stabilità sotto carico viene garantita dal controllo della flessione del ginocchio e dal contributo del momento flessorio e adduttore dell'anca.
- **Stance intermedio o midstance (MST):** è la fase riconducibile all'intervallo tra il 10 e il 30% del ciclo del passo, ovvero la fase iniziale di appoggio monopodalico.

Durante questa fase avviene la completa accettazione del peso del corpo in preparazione alla successiva fase di volo dell'arto controlaterale. La forza di reazione al terreno trasla posteriormente rispetto all'anca ed anteriormente rispetto al ginocchio e alla caviglia. Questo fa sì che si crei un momento dorsiflessorio a livello della tibiotarsica, che è necessario controllare per evitare di compromettere l'estensione del ginocchio e quindi la stabilità dell'arto che sta sopportando il carico. La GRF si mantiene anteriore rispetto al ginocchio per consentire l'estensione senza l'intervento di altre forze muscolari oltre all'attivazione in eccentrica del soleo col contributo del muscolo gastrocnemio. Il tricipite surale, inoltre, si attiva generando un momento di flessione plantare.

- **Stance terminale (TST):** quando l'arto in volo avanza e oltrepassa la linea verticale, si entra nella fase di stance terminale dell'arto in appoggio. Siamo tra il 30 e il 50% del ciclo del passo ed il fine di questa fase è far progredire il centro di massa del corpo oltre il piede a contatto col suolo e consentire contemporaneamente un'adeguata lunghezza del passo. La GRF slitta anteriormente nel piede fino alle teste metatarsali. Aumenta quindi il momento dorsiflessorio della caviglia controllato dall'azione eccentrica del soleo. Il corpo, procedendo in avanti, provoca il distacco dal terreno del tallone dell'arto d'appoggio. Il ginocchio e l'anca in questa fase sono estesi grazie all'azione eccentrica del tricipite surale. La GRF è così spostata posteriormente rispetto al ginocchio a causa della posizione della coscia, arretrata rispetto alla tibia.
- **Preswing (PSW):** avviene tra il 50 e il 60% del ciclo del passo ed è la fase terminale di doppio appoggio. Essa permette la progressione in avanti del corpo e predispone l'arto per la fase di oscillazione, o swing. La GRF passa anteriormente al centro articolare della caviglia e posteriormente a quelli di ginocchio ed anca. I momenti esterni che ne derivano sono di dorsiflessione della caviglia, di flessione del ginocchio e di estensione dell'anca. I momenti interni sono invece: flessione plantare all'articolazione della caviglia utile a generare energia per la spinta, estensione per il ginocchio e flessione per l'anca, entrambi generati dal retto femorale.
- **Swing iniziale (IS):** questa fase si inserisce tra il 60 e il 73% del ciclo del passo ed inizia quando il piede viene staccato dal suolo. Lo scopo di questa fase è un

adeguato sollevamento del piede dal suolo e il conseguente avanzamento dell'arto in volo. Avviene una flessione dell'anca, resa possibile, a seconda della velocità del cammino, dai muscoli sartorio, gracile o iliaco. Il ginocchio si flette con attività principale del muscolo bicipite femorale. A livello dell'articolazione della caviglia, si accentua la dorsiflessione per azione del tibiale anteriore. Questa fase termina nell'istante in cui l'arto in volo raggiunge la verticale e la coscia è perpendicolare al suolo.

- Swing medio (MS): è la fase corrispondente all'intervallo temporale compreso tra il 73 e l'87% del ciclo. La sua funzione principale è consentire l'avanzamento della gamba rendendo la tibia perpendicolare al suolo. In questa fase viene raggiunta la massima flessione dell'anca, mentre il ginocchio si muove come un pendolo grazie all'inerzia del segmento gamba-piede. L'attività del tibiale anteriore porta la caviglia in posizione neutra.
- Swing terminale (TS): è la fase finale del ciclo del passo, tra l'87 e il 100%, e corrisponde anche alla fase di transizione con la successiva fase d'appoggio iniziale. In questa fase l'obiettivo da raggiungere è il posizionamento corretto dell'arto inferiore in preparazione al contatto iniziale col suolo. L'anca non si flette ulteriormente, bloccata dall'azione degli ischio-crurali in eccentrica. Questo determina inoltre un controllo dell'estensione del ginocchio. L'estensione del ginocchio viene comunque eseguita tramite l'attivazione del quadricipite femorale. In questo modo il ginocchio si prepara ad attutire l'impatto imminente con il terreno. La tibiotarsica è caratterizzata da una leggera flessione plantare per preparare il piede al contatto col terreno.

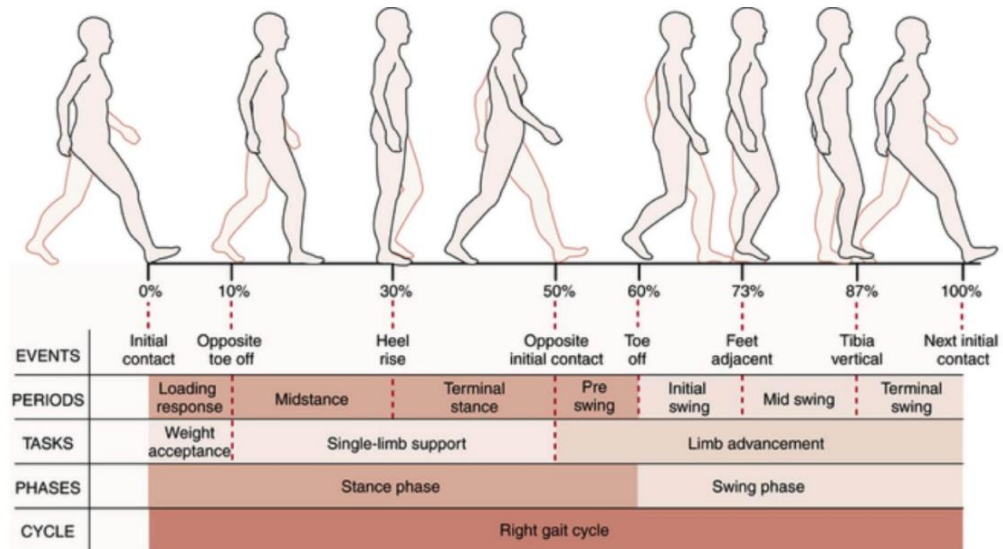


Figura 2.2: Le fasi del ciclo del passo.

## 2.4 I parametri di interesse

I parametri di riferimento valutati nell'analisi del ciclo del passo si dividono in spaziali e temporali.

Le variabili spaziali comunemente studiate sono (Figura 2.3):

- Passo (stride): definito come la distanza tra due appoggi successivi dello stesso arto.
- Semi-passo (step): è la distanza tra due appoggi controlaterali consecutivi lungo la direzione di avanzamento.
- Angolo del passo: si definisce come l'angolo formato tra la direzione di avanzamento del cammino e l'asse del piede.
- Larghezza del passo: è la distanza tra il punto di appoggio dei due talloni misurata nel piano frontale, cioè perpendicolarmente alla direzione d'avanzamento.

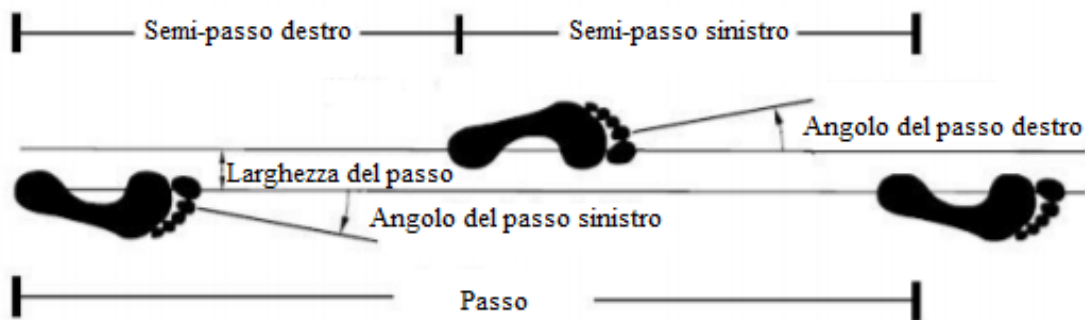


Figura 2.3: Parametri spaziali relativi al ciclo del passo.

Le variabili temporali si riferiscono alla durata delle fasi del ciclo del passo descritte nel paragrafo precedente.

Dalla combinazione dei parametri spaziali e temporali si possono ricavare ulteriori parametri da tenere in considerazione nell'analisi del cammino [12]:

- Cadenza del passo: è il numero di passi effettuati in un determinato intervallo di tempo. È possibile valutare la cadenza contando il numero di contatti dei piedi con il terreno  $N$  e scegliendo un intervallo di tempo  $T$  da prendere in considerazione. In questo modo risulta:

$$C = \frac{N}{T} \quad (2)$$

- Velocità del passo: rappresenta la velocità di avanzamento del soggetto, quindi la distanza percorsa in un determinato intervallo di tempo.

La velocità è descritta dalla formula:

$$v = \frac{L}{T} \left[ \frac{m}{s} \right] \quad (3)$$

dove  $L$  rappresenta la lunghezza del passo o stride.

Visto che il tempo  $T$  è dato dal rapporto tra  $N$  e  $C$ , è possibile definire la velocità media del passo come il prodotto tra la lunghezza del passo  $L$  e la cadenza  $C$ :

$$v_{media} = L \cdot C \left[ \frac{m}{s} \right] \quad (4)$$



## 2.5 La cinetica della locomozione

Durante l'atto motorio del cammino sono generate diverse forze, che possono essere divise in due categorie: interne ed esterne.

Le forze interne sono quelle generate grazie all'azione dei muscoli, dei legamenti o delle forze di interazione ossea.

Le forze esterne, invece, sono relative al peso del soggetto e dei singoli segmenti anatomici, alle forze d'inerzia e alla forza di reazione al terreno (GRF).

La GRF rappresenta la forza scambiata tra il soggetto e il terreno durante l'appoggio del piede. Essa ha direzione uguale e verso opposto rispetto alla forza impartita da parte del soggetto al suolo. Viene rilevata dalla piattaforma dinamometrica, che ha la forma di una piastra rettangolare incassata nel terreno ed è dotata di sensori di forza. I sensori sono posti ai quattro angoli della piastra e la risultante delle forze rilevate da ciascun sensore permettono di ottenere l'entità e il punto di applicazione della GRF. La forza di reazione al terreno è un vettore tridimensionale che può essere scomposto in tre componenti, lungo gli assi verticale, antero-posteriore e medio-laterale.

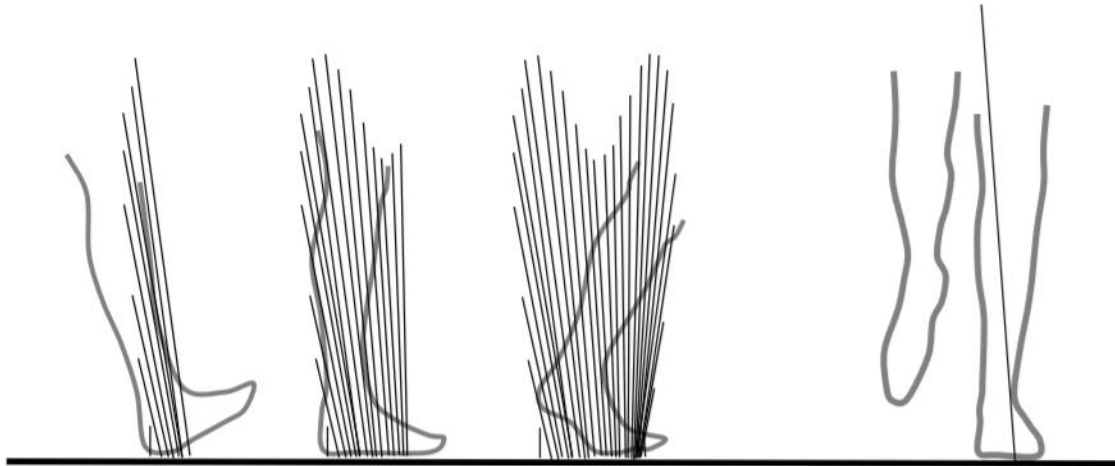
La componente verticale (GRF\_V) è quella di maggior rilievo, essendo la più consistente dal punto di vista quantitativo. Essa presenta solitamente due picchi separati da un avvallamento. Durante il cammino, i valori massimi dei picchi raggiungono il 110-120 % del peso corporeo, mentre il valore minimo in corrispondenza dell'avvallamento equivale all'80 % del peso corporeo. Nel caso di andature diverse dal cammino, come la corsa, i valori dei picchi della GRF\_V possono variare notevolmente e superare il 200 % del peso corporeo.

La componente antero-posteriore (GRF\_AP) è negativa, quindi diretta posteriormente, nel periodo iniziale, fino al 50% della fase di appoggio, per poi diventare positiva e diretta anteriormente nella parte finale dell'appoggio.

La componente medio-laterale (GRF\_ML) è diretta medialmente per la maggior parte della fase di appoggio, fatta eccezione per l'inizio e la fine di essa, dove presenta un cambiamento di segno ed è diretta lateralmente.

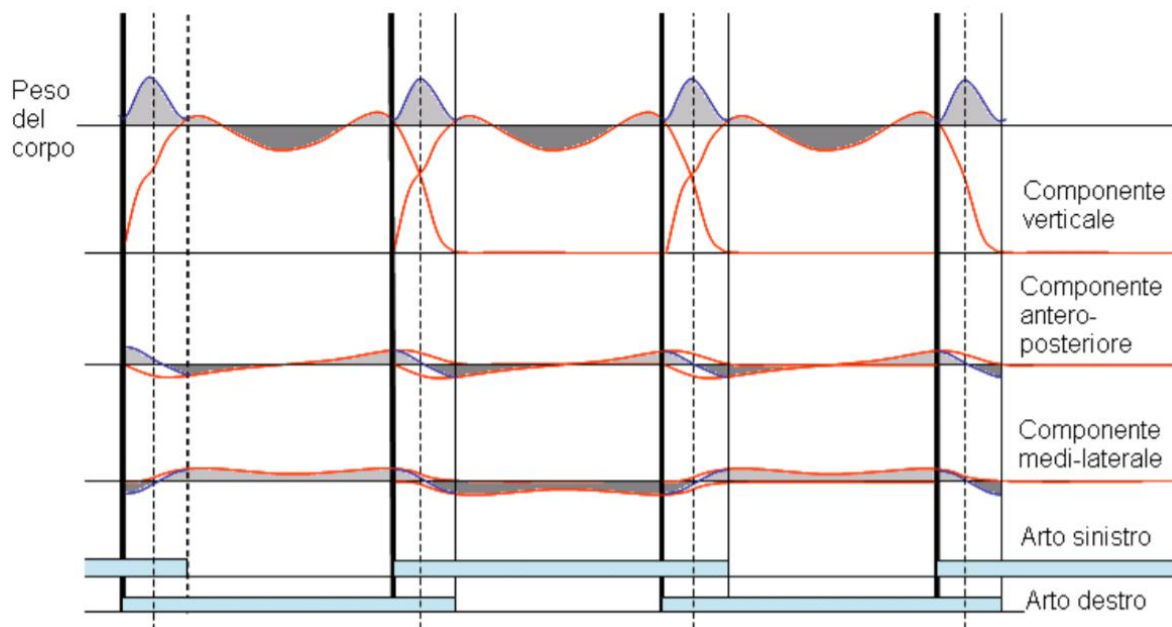
Il diagramma vettoriale della GRF è una rappresentazione visiva che aiuta a comprendere la coordinazione e l'armoniosità del movimento del piede durante la fase di stance. Data la forma che assume dalla vista laterale, è anche detto "diagramma a farfalla" (Figura 2.4). Si possono notare i punti di applicazione dei vettori, che partono dal tallone e terminano nella

regione dell'avampiede, e l'inclinazione dei vettori che indicano il verso della GRF\_AP. Nel caso di alterazioni patologiche del cammino, il diagramma vettoriale è soggetto a cambiamenti significativi nella forma e nel valore dei picchi. Per questo motivo, lo studio della GRF può essere un valido strumento di diagnosi di disturbi neurologici e malattie degenerative, come l'osteoartrite.



**Figura 2.4: Vista laterale e frontale dei diagrammi vettoriali della forza di reazione al terreno durante la fase di stance.**

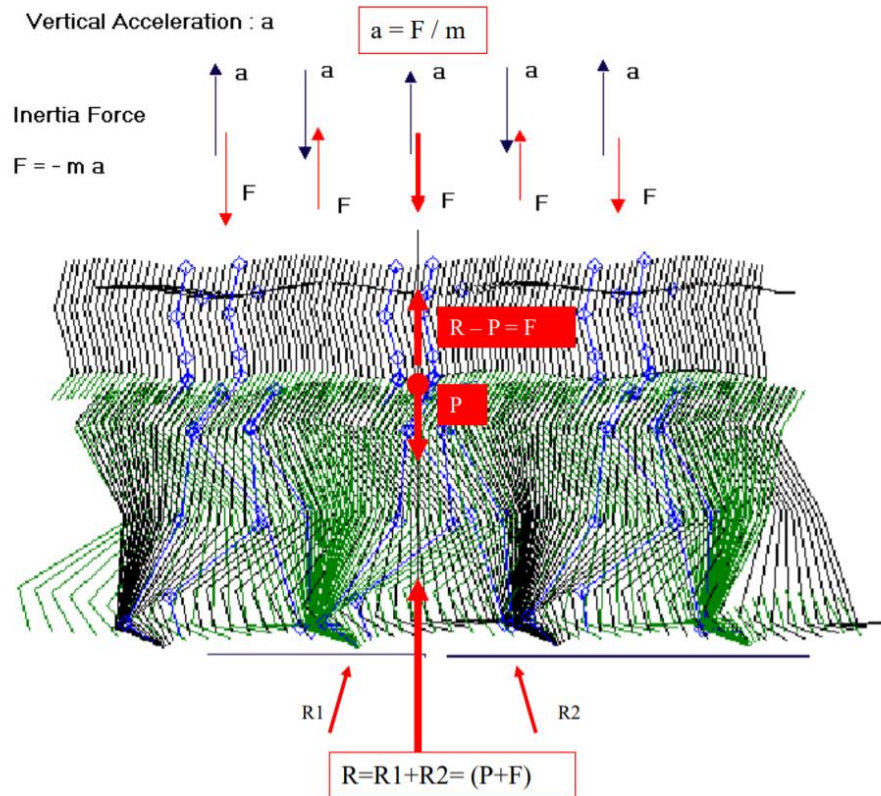
La forza di reazione al terreno, essendo una forza esterna, causa il cambiamento della posizione del baricentro corporeo. Per poterla valutare in modo corretto è necessario considerare entrambi gli arti, dato che durante la fase di doppio appoggio la forza applicata al baricentro si calcola tramite la risultante delle forze di reazione al terreno di tutti e due gli arti, quello posizionato anteriormente e quello posizionato posteriormente. Per questo motivo, risulta che la spinta verticale massima è realizzata durante il doppio appoggio, nell'istante in cui le forze medio-laterale e antero-posteriore sono prossime a zero (Figura 2.5).



**Figura 2.5: Componenti delle forze di reazione al terreno durante l'appoggio di entrambi gli arti.**

Quando la forza di reazione al terreno è superiore al peso corporeo, l'accelerazione del baricentro è rivolta verso l'alto, quindi è positiva. Durante le fasi in cui la forza è minore del peso corporeo, invece, essa risulta essere negativa, poiché il baricentro accelera verso il basso.

Al momento dell'impatto del piede sul terreno, la velocità verticale del baricentro è diretta verso il basso. Nella parte iniziale della fase di stance, l'entità della forza di reazione al terreno supera quella del peso corporeo. Così facendo, l'accelerazione del baricentro è diretta verso l'alto, in modo da rallentare la velocità fino ad invertirne il verso. La posizione verticale del baricentro raggiunge il valore minimo durante la fase di doppio appoggio. Successivamente, durante la fase di accelerazione negativa, la velocità diminuisce fino ad invertire nuovamente di segno. Lo spostamento verticale del baricentro raggiungerà il valore massimo proprio in questo istante, circa a metà della fase di appoggio singolo (Figura 2.6).



**Figura 2.6: Forze e accelerazioni relative al baricentro durante il ciclo del passo.**

Come detto in precedenza, la GRF è la risultante delle forze rilevate dai sensori di forza posti agli angoli della piattaforma dinamometrica. Il suo punto di applicazione, detto centro di pressione (COP) è individuato dall'intersezione tra la superficie della piattaforma e la direzione della GRF, in ogni istante temporale della fase di stance. È importante precisare che il COP non corrisponde a un punto fisico reale. La forza di reazione al terreno, infatti, non è concentrata in un punto, ma è distribuita sull'area di contatto tra la pianta del piede e il terreno. La forma e la dimensione dell'area di contatto variano continuamente durante la fase di stance, e il COP può anche trovarsi in un punto esterno all'area di contatto. Durante la fase di doppio appoggio, ad esempio, il COP è costituito dalla media delle posizioni del COP del piede destro e del piede sinistro. Nel passaggio dalla fase di doppio appoggio a quella di appoggio singolo, il COP si sposta da un piede all'altro percorrendo un tratto in una zona in cui non avviene contatto tra piede e terreno.

Per poter comprendere il significato biomeccanico della GRF, è opportuno precisare che il vettore forza di reazione produce una tendenza a ruotare il segmento corporeo distale rispetto a quello prossimale, dove per distale si intende il segmento più vicino al terreno. Questa tendenza a ruotare viene quantificata tramite la variabile 'momento di forza', che

risulta essere il prodotto della forza di reazione per la distanza del vettore GRF dal centro dell'articolazione.

Relativamente a ciascuna articolazione, il vettore GRF produce un momento flessorio o estensorio nel piano sagittale, adduttore o abduzione nel piano frontale, a seconda della posizione della linea d'azione della forza di reazione al terreno.

## 2.6 Potenza articolare ed energia

Il prodotto scalare tra il momento articolare delle forze interne e la velocità angolare tra i segmenti anatomici permette di calcolare la potenza articolare:

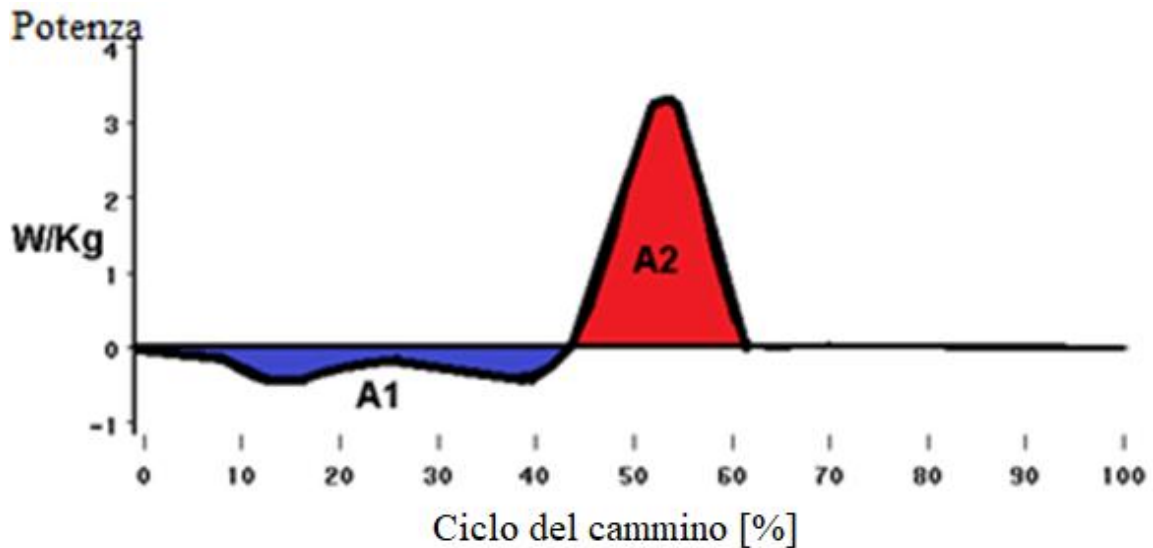
$$P(t) = M(t) \cdot \omega(t) \text{ [Watt]} \quad (5)$$

Quando la velocità angolare e il momento articolare sono concordi, significa che la potenza viene prodotta e i muscoli lavorano in contrazione concentrica. In questo caso quindi, la potenza è considerata positiva.

Nel caso in cui la potenza e il momento siano discordi, la potenza, considerata ora negativa, è assorbita e i muscoli lavorano in contrazione eccentrica.

Per quanto riguarda l'articolazione della caviglia, la potenza articolare calcolata nel modo sopra descritto presenta alcune caratteristiche comuni che ne caratterizzano l'andamento nella fase di stance (Figura 2.7):

- Un picco di assorbimento di potenza tra 0 e 20 % della fase di stance, che corrisponde alla fase di accettazione del carico. La caviglia controlla il movimento attivando i muscoli flessori dorsali, principalmente il tibiale anteriore, in contrazione eccentrica.
- Un secondo picco di assorbimento di potenza tra 60 e 80 % della fase di stance. Si tratta della fase in cui la tibia avanza oltre la verticale al terreno e si ha una flessione dorsale dell'articolazione della caviglia. Il tallone si stacca dal terreno e ha inizio la fase di push-off.
- Un picco di generazione di potenza tra 80 e 90 % della fase di stance, prodotto dai muscoli flessori plantari. La spinta serve a sollevare il piede dal terreno e avanzare la gamba verso l'appoggio successivo.



**Figura 2.7: Potenza articolare alla caviglia in percentuale del ciclo del cammino. In blu, è evidenziata la fase di assorbimento, in rosso la fase di generazione di potenza.**

Va ricordato inoltre che in una curva che rappresenta la potenza, l'area sottesa alla curva stessa rappresenta l'energia, o il lavoro, prodotti o assorbiti (l'energia, infatti, si ottiene integrando la potenza rispetto al tempo).

Sono particolarmente interessanti le condizioni nelle quali una produzione di energia è preceduta da una fase di assorbimento di energia. In questi momenti, è possibile che la produzione di energia non sia completamente affidata al sistema metabolico, ma che parte dell'energia prodotta provenga dall'energia precedentemente assorbita e immagazzinata sotto forma di energia elastica nelle strutture muscolo-tendinee. Questo procedimento di assorbimento-generazione si verifica nella maggior parte delle funzioni motorie e presenta vantaggi consistenti dal punto di vista del dispendio energetico globale.

Un tipico esempio di questo processo avviene durante la fase di accettazione del carico, durante la quale i muscoli estensori del ginocchio, che, come detto durante la descrizione del ciclo del passo, sostengono il suo momento flessorio, subiscono prima un allungamento per effetto della flessione iniziale, e poi un accorciamento quando il ginocchio si estende di nuovo. L'energia assorbita quindi può essere immagazzinata e in parte restituita nella fase successiva.

Un fenomeno analogo può accadere anche per quanto riguarda il movimento della caviglia, che durante il cammino subisce una dorsiflessione seguita da una plantarflessione.

C'è quindi la possibilità di un risparmio di energia metabolica grazie all'energia potenzialmente immagazzinata in forma elastica nel tendine d'Achille tra il 60 e l'80% della fase di stance, e poi parzialmente restituita nella fase di push-off.

### **CAPITOLO 3 – STATO DELL'ARTE**

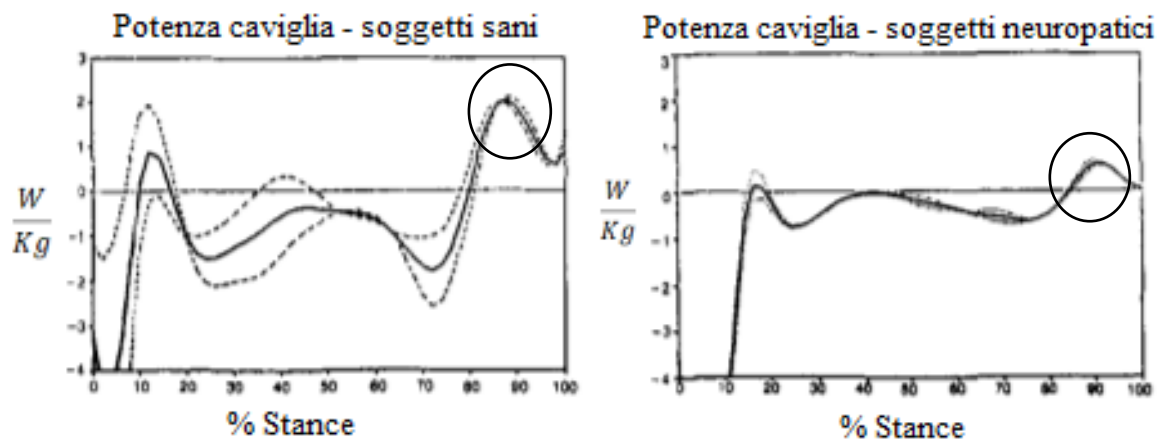
A partire dagli anni '90, la Gait Analysis è stata utilizzata in numerosi studi, e tra questi alcuni sono stati dedicati alla valutazione dell'impatto del diabete e della complicità della neuropatia sul cammino.

I soggetti diabetici si distinguono infatti per camminare a velocità inferiore, compiere passi più brevi e avere una cadenza minore rispetto ai soggetti sani di pari età; la complicità della neuropatia, inoltre, può avere ulteriori conseguenze negative sulla locomozione. Sebbene le cause dell'insorgenza della neuropatia non siano del tutto chiare, è probabile che l'iperglicemia cronica sia alla base di una serie di alterazioni neuromotorie che interessano anche gli arti inferiori, tra cui atrofia, debolezza muscolare e perdita della sensibilità propriocettiva; questi sintomi, che interessano soprattutto la muscolatura distale, compromettono la capacità di movimento e incidono negativamente sulla qualità della vita del paziente.

In generale, l'ipotesi che accomuna la maggior parte degli studi presenti in letteratura è la seguente: al fine di poter mantenere una locomozione efficiente, i soggetti diabetici sono costretti ad adottare dei cambiamenti biomeccanici nel modo di camminare e coordinare le articolazioni degli arti inferiori in modo alternativo rispetto ai soggetti sani. In particolare, si ipotizza che le articolazioni prossimali (anca e ginocchio), siano coinvolte in misura maggiore nella fase di stance per compensare l'indebolimento della caviglia.

*Mueller et al.* [15] furono i primi a studiare le caratteristiche del cammino diabetico, e si concentrarono sui soggetti neuropatici. Essi rilevarono che durante la fase di push-off (80-100 % della fase di stance), quando i muscoli flessori plantari si contraggono in modo concentrico per sollevare il tallone e avanzare la gamba verso il passo successivo nella fase di swing, la potenza trasferita alla caviglia nei soggetti neuropatici risulta inferiore rispetto ai soggetti sani (Figura 3.1).





**Figura 3.1: Media e deviazione standard della potenza alla caviglia (normalizzata sul peso del soggetto) in percentuale della fase di stance[15]. A sinistra, soggetti sani, a destra, soggetti diabetici neuropatici.**

**I cerchi evidenziano le differenze nella fase di push-off.**

Anche il ruolo dell'articolazione dell'anca subisce dei cambiamenti nella fase di push-off. Nei soggetti sani, il momento articolare dell'anca è estensorio fino al 60-70 % della fase di stance, per poi diventare flessorio. Nei soggetti diabetici neuropatici, il passaggio da momento estensorio a flessorio avviene in anticipo rispetto ai soggetti sani, circa al 50 % della fase di stance, e l'articolazione dell'anca produce un momento flessorio maggiore rispetto ai soggetti sani (Figura 3.2). La potenza all'anca, inoltre, è più elevata nella fase di push-off (Figura 3.3). Nei soggetti diabetici neuropatici quindi, l'anca interviene in misura maggiore e in anticipo per compensare il contributo limitato della caviglia nel completare il ciclo del passo. Il cammino caratterizzato dal ruolo dominante dell'anca viene indicato come "strategia dell'anca", in confronto al modo di camminare dei soggetti sani in cui l'azione della caviglia è predominante (denominato "strategia della caviglia").

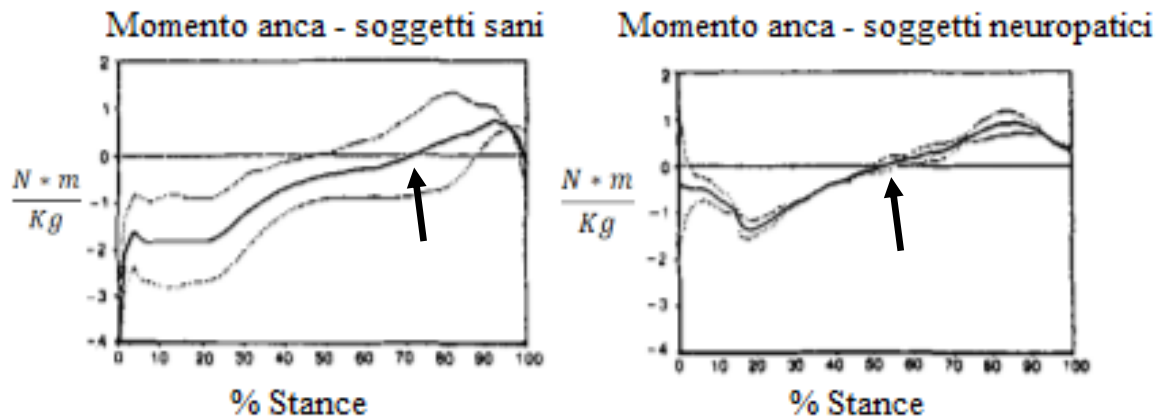


Figura 3.2: Media e deviazione standard del momento articolare all'anca (normalizzata sul peso del soggetto) in percentuale della fase di stance[15]. A sinistra, soggetti sani, a destra, soggetti diabetici neuropatici. Le frecce indicano il passaggio da momento estensorio a flessorio, che è anticipato nei soggetti diabetici neuropatici.

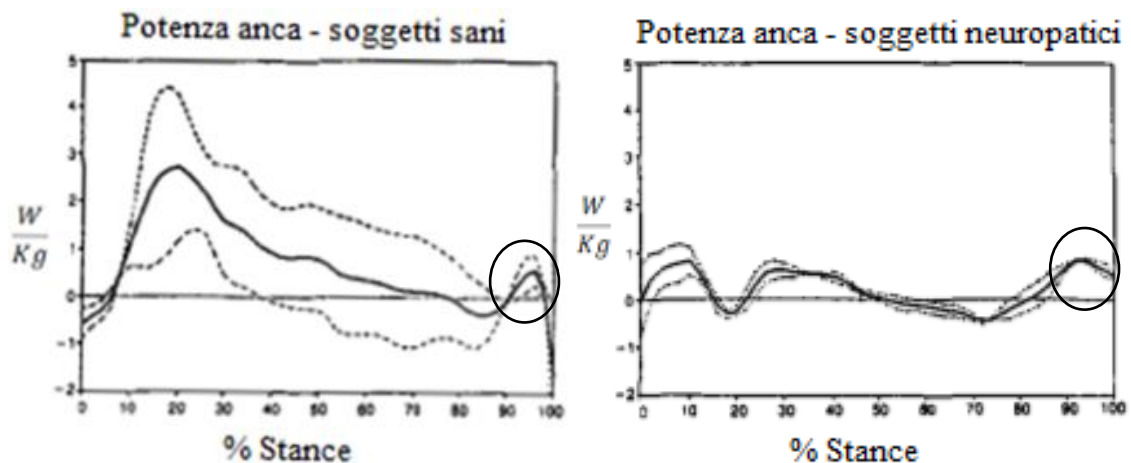
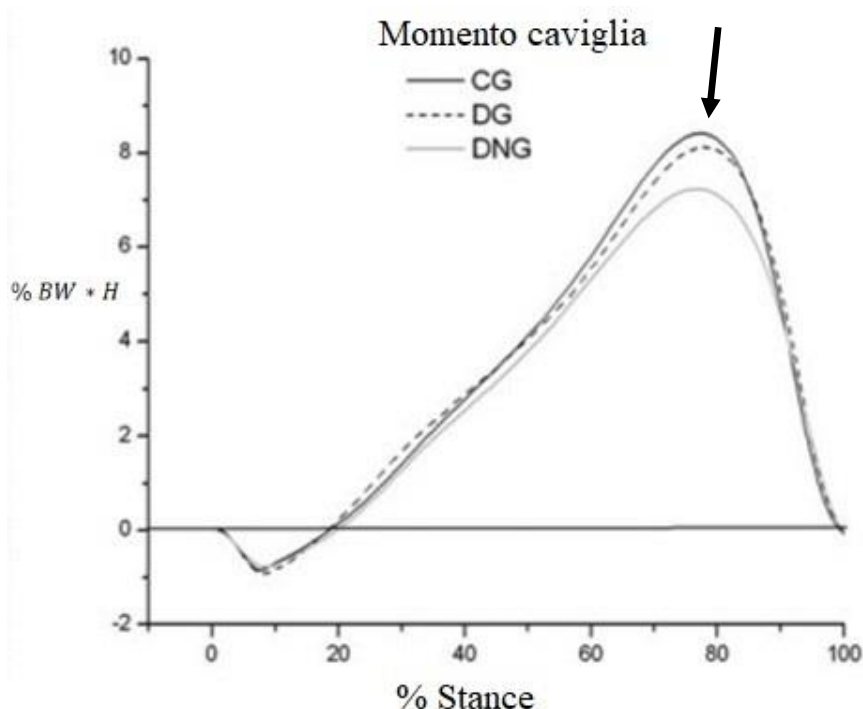


Figura 3.2: Media e deviazione standard della potenza all'anca (normalizzata sul peso del soggetto) in percentuale della fase di stance[15]. A sinistra, soggetti sani, a destra, soggetti diabetici neuropatici. I cerchi evidenziano il picco di potenza maggiore nei diabetici neuropatici nella parte terminale della fase di stance.

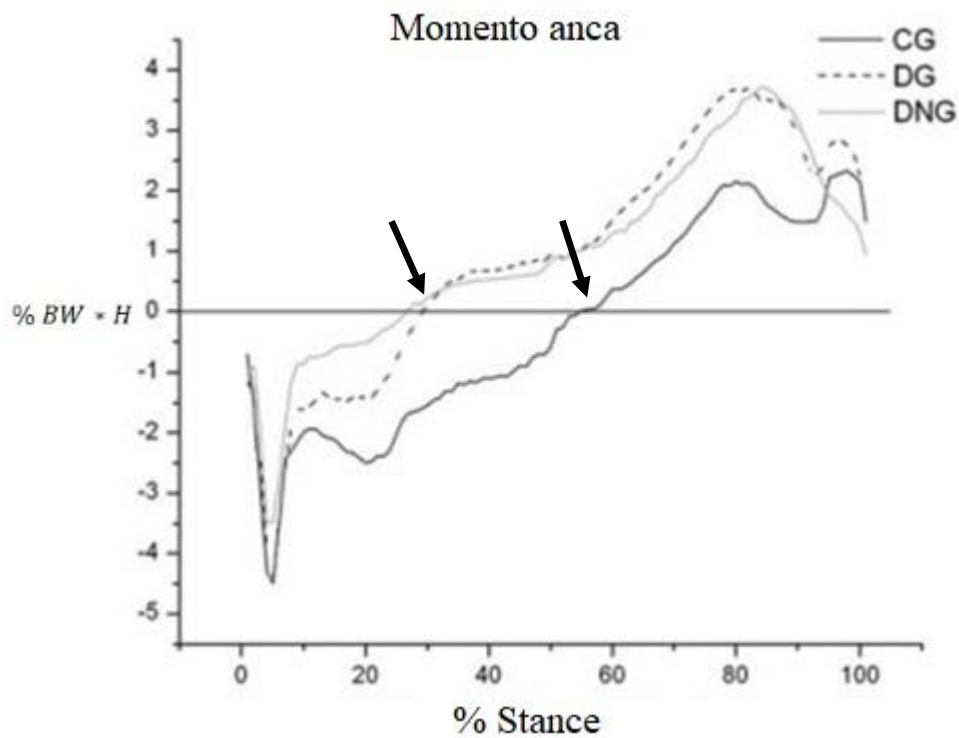
In conclusione, sebbene questo studio sembri delineare con precisione la diversa strategia del cammino adottata dai soggetti diabetici neuropatici, il fatto che il calcolo dei momenti e delle potenze articolari si riferisca al solo piano sagittale rappresenta una limitazione, dato che il movimento del piede nella fase di stance non è composto solo da flessione plantare e dorsiflessione, ma comprende anche delle componenti di adduzione-abduzione e inversione-eversione. In aggiunta a ciò, non è stato incluso un gruppo di soggetti diabetici non affetti da neuropatia. In questo modo, è difficile stabilire in che misura le alterazioni del cammino siano dovute alla neuropatia o semplicemente al diabete.

*Sacco et al.* [16] hanno condotto un'analisi analoga, includendo però un gruppo di soggetti diabetici non neuropatici. Al pari dei risultati di *Mueller et al.* [15], l'azione dei muscoli flessori plantari nella fase di push-off (80 % della fase di stance) risulta ridotta nei soggetti diabetici neuropatici, mentre nei soggetti diabetici non neuropatici questa differenza è minore rispetto ai soggetti sani (Figura 3.4).



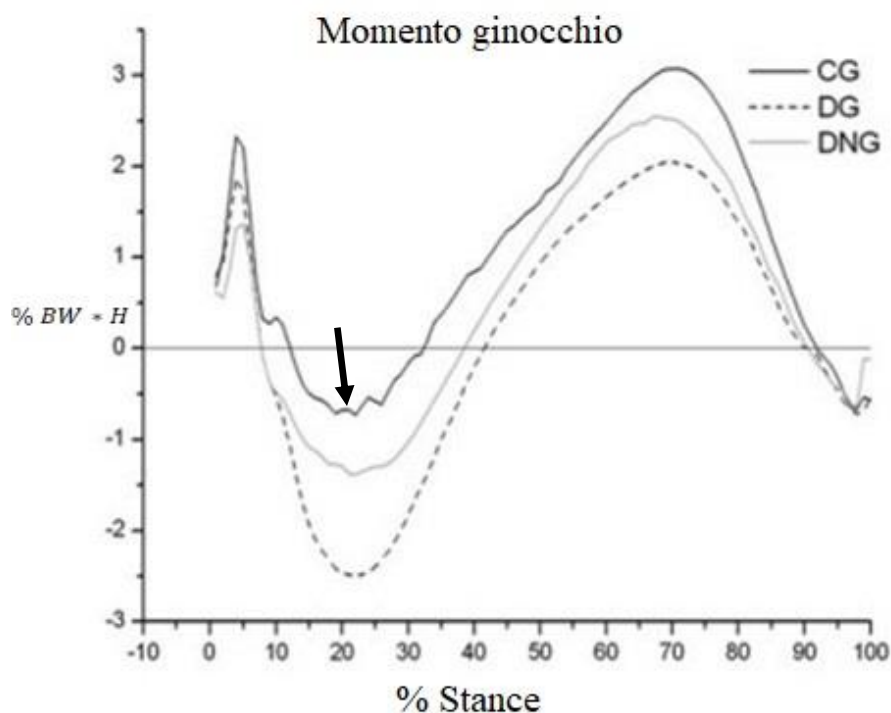
**Figura 3.3: Momento articolare alla caviglia (in percentuale del peso corporeo BW e dell'altezza H del soggetto) in percentuale della fase di stance[16]. La freccia evidenzia la diminuzione del momento estensorio nella fase di push-off nei soggetti diabetici non neuropatici (DG) e neuropatici (DNG) rispetto ai soggetti sani (CG).**

Per quanto riguarda l'anca, le differenze tra i soggetti sani e i diabetici neuropatici riguardano il passaggio da momento estensorio a flessorio, che avviene molto in anticipo nei soggetti diabetici neuropatici (30% della fase di stance), e un aumento del momento flessorio nella fase di push-off. In questo caso, i soggetti diabetici (sia neuropatici che non neuropatici) evidenziano un contributo importante dell'anca, suggerendo che la strategia dell'anca possa essere dovuta al diabete in quanto patologia che influisce sul sistema motorio in generale, e non alla complicanza specifica della neuropatia (Figura 3.5).



**Figura 3.4: Momento articolare all'anca (in percentuale al peso corporeo BW e all'altezza H del soggetto) in percentuale della fase di stance[16]. Si nota il maggiore momento flessorio nei soggetti diabetici non neuropatici (DG) e neuropatici (DNG) rispetto ai soggetti sani (CG). Le frecce evidenziano il passaggio del momento da estensorio a flessorio.**

In aggiunta al ruolo dell'anca, è stato ipotizzato un ulteriore meccanismo di compensazione che riguarda l'articolazione del ginocchio nella fase di heel-strike (0-20 % della fase di stance) [16]. Nei soggetti diabetici non neuropatici, è emerso che il ginocchio genera un momento estensorio maggiore rispetto ai soggetti sani; ciò accade anche per i diabetici neuropatici, ma in misura molto minore (Figura 3.6).



**Figura 3.5: Momento articolare al ginocchio (in percentuale al peso corporeo BW e all'altezza H del soggetto) in percentuale della fase di stance[16]. La freccia indica il valore massimo del momento estensorio del ginocchio, che è più elevato nei soggetti diabetici non neuropatici (DG).**

Alla luce di questo risultato, si è ipotizzato che fare ricorso all'articolazione del ginocchio abbia lo scopo di compensare la debolezza dei muscoli della caviglia, e sostituire il ruolo dei muscoli flessori dorsali nell'accettazione del carico e nel controllo dell'avanzamento della tibia in preparazione della fase di spinta. I soggetti diabetici neuropatici sembrano non adottare questo meccanismo di compensazione, ma fare affidamento in misura maggiore all'articolazione dell'anca. Al 20% della fase di stance, infatti, il momento dell'anca è sul punto di transitare da estensorio a flessorio, mentre nei soggetti sani è ampiamente estensorio (Figura 3.5).

Lo studio arriva alla conclusione che i soggetti diabetici, che non hanno sintomi legati alla neuropatia, ricorrono a questo meccanismo perché la patologia non coinvolge l'articolazione del ginocchio e la debolezza della muscolatura interessa solo la caviglia. Nel caso della neuropatia invece, con il conseguente indebolimento delle articolazioni che avanza in direzione prossimale, il ginocchio non è più in grado di sostenere il momento estensorio e il contributo del momento flessorio dell'anca si fa progressivamente più importante, fino a diventare predominante.

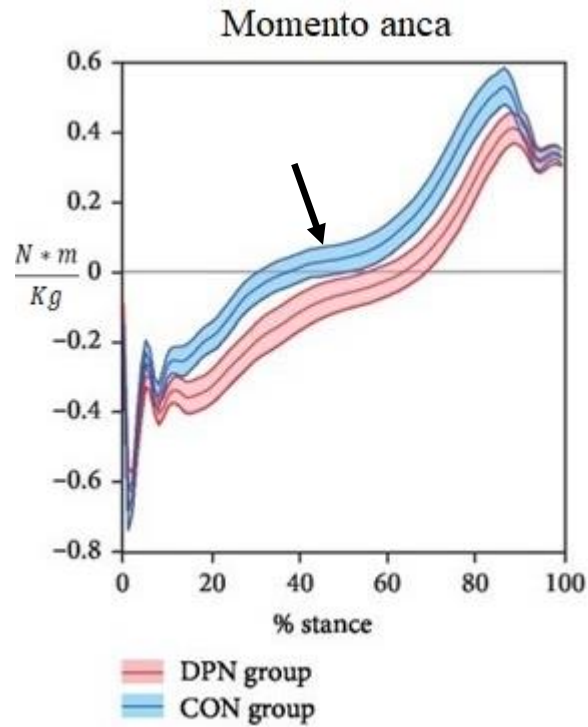
Sebbene questa analisi comprenda anche un gruppo di soggetti diabetici non affetti da neuropatia, rimane il limite del calcolo dei momenti articolari per il solo piano sagittale. Inoltre, non viene calcolata la potenza articolare, che avrebbe potuto fornire ulteriori informazioni sul ruolo della caviglia nella fase di heel-strike, durante la quale è presente una fase di assorbimento di potenza. Inoltre, al meccanismo di compensazione che riguarda il ginocchio non corrisponde una differenza significativa del momento della caviglia tra 0 e 20 % della fase di stance (Figura 3.4), rendendo difficile ipotizzare che il diverso contributo dell'articolazione del ginocchio sia dovuto a un deficit della caviglia nella fase di heel-strike.

La debolezza della muscolatura della caviglia nella fase di push-off nei soggetti patologici è una caratteristica che trova conferma in altri studi. *Raspovic* [17], ad esempio, afferma che il valore del picco di potenza generata alla caviglia nei soggetti diabetici neuropatici sia inferiore rispetto ai soggetti sani in modo significativo. Riguardo i soggetti diabetici non neuropatici però, la differenza con i soggetti sani non risulta significativa.

*Yavuzer et al.*[18], invece, sostengono che sia i soggetti neuropatici che i diabetici non neuropatici sviluppino minore potenza alla caviglia, e che la differenza rispetto ai soggetti sani sia significativa per entrambi i gruppi.

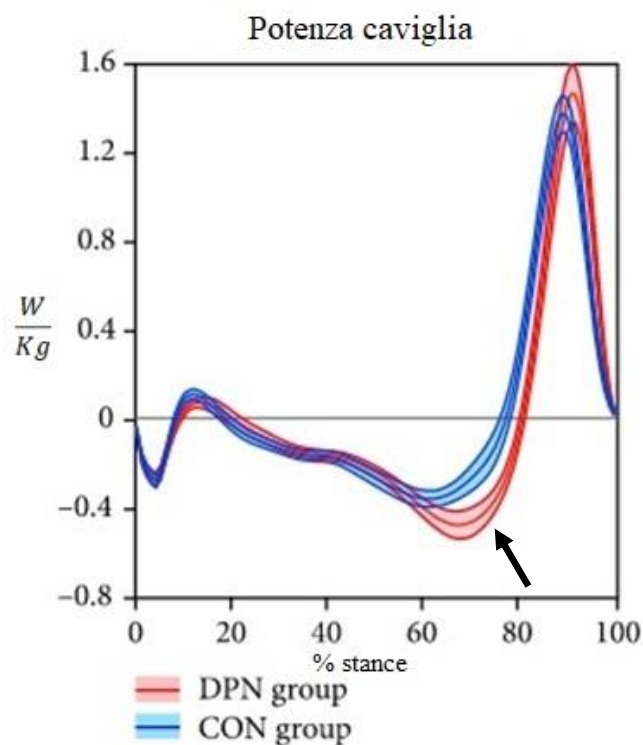
Un limite di questi ultimi due lavori, però, consiste nel fatto di fornire solo il valore massimo della potenza alla caviglia, e quindi non rappresentarne l'andamento durante l'intera fase di stance.

Anche *Henderson et al.* [2] hanno esaminato il ruolo della caviglia nei soggetti diabetici neuropatici, giungendo però a conclusioni diverse riguardo al contributo dell'anca. Infatti, nei soggetti neuropatici il momento dell'anca passa da estensorio a flessorio in ritardo e il valore del momento flessorio è inferiore rispetto ai soggetti sani (Figura 3.7), caratteristiche opposte rispetto a quelle precedentemente descritte [15][16]. In questo caso, l'intervento dei muscoli estensori dell'anca nel midstance ha la funzione di compensare la debolezza delle articolazioni distali e favorire l'avanzamento del centro di massa, permettendo di completare il passo. A supporto di questa ipotesi, tale compensazione è stata osservata anche in soggetti affetti da disturbi neurologici, come la paralisi cerebrale, caratterizzati da indebolimento o disfunzione della muscolatura distale [19].



**Figura 3.6: Media e deviazione standard del momento articolare all'anca (normalizzato sul peso del soggetto) in percentuale della fase di stance[2]. In rosso, i soggetti diabetici neuropatici, in blu i soggetti sani. La freccia indica il periodo in cui il momento estensorio dell'anca che è maggiore nei soggetti neuropatici.**

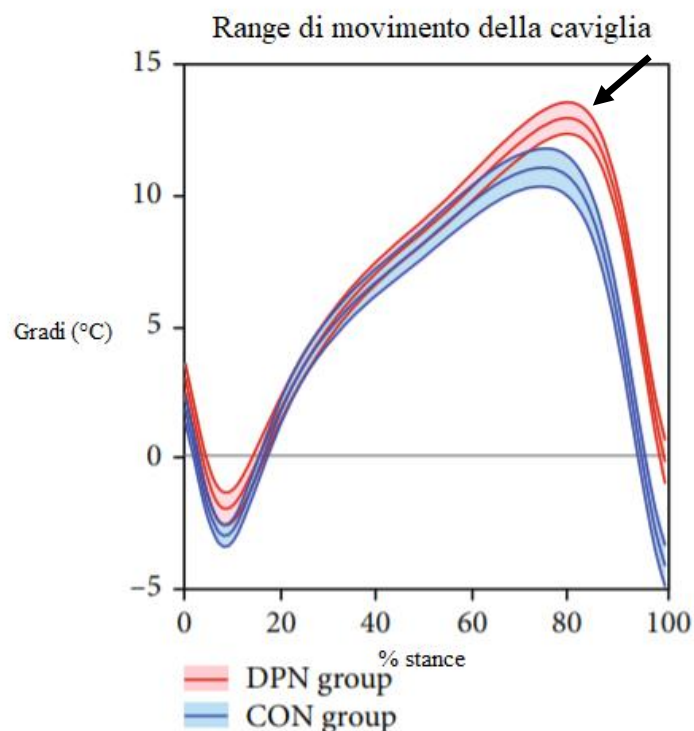
Per quanto riguarda l'articolazione della caviglia, i soggetti neuropatici presentano picchi di assorbimento (60-80 % della fase di stance) e di generazione (80-100 % della fase di stance) di potenza maggiori rispetto ai soggetti sani (Figura 3.8).



**Figura 3.7: Media e deviazione standard della potenza alla caviglia (normalizzato sul peso del soggetto) in percentuale della fase di stance[2]. In rosso, i soggetti diabetici neuropatici, in blu i soggetti sani. La freccia indica il picco di assorbimento di potenza, maggiore nei soggetti diabetici neuropatici.**

Il motivo di questo comportamento è da attribuire al movimento della caviglia nelle fasi di midstance e di push-off (Figura 3.9). Normalmente, nel midstance i muscoli flessori plantari si contraggono in modo eccentrico per controllare l'avanzamento della tibia. Se i muscoli della caviglia sono indeboliti dalla neuropatia, il soggetto tende ad aumentare la dorsiflessione e fare affidamento al tendine d'Achille. In questo modo, non si ha un movimento controllato della tibia, ma un breve collasso dell'articolazione, che si affida interamente al tendine per completare la fase di midstance e iniziare la fase di spinta. L'aumento della dorsiflessione, infatti, sebbene comporti un carico elevato sul tendine d'Achille, permette di immagazzinare energia elastica che viene parzialmente rilasciata nella fase di push-off. Per questo motivo, la potenza generata dalla caviglia raggiunge valori simili a quelli dei soggetti sani.





**Figura 3.8: Media e deviazione standard del range di movimento della caviglia (normalizzato sul peso del soggetto) in percentuale della fase di stance[2]. In rosso i soggetti diabetici neuropatici, in blu i soggetti sani. La freccia indica l'istante in cui i neuropatici raggiungono un grado di dorsiflessione maggiore, tra 80-90 % della fase di stance.**

Questo lavoro introduce come nuovo elemento rispetto ai precedenti l'imposizione della velocità di avanzamento nelle prove di cammino. Il soggetto non cammina liberamente, ma deve seguire una corda, a cui è attaccato un riferimento che si muove parallelamente alla passerella del laboratorio alla velocità stabilita (1 m/s). L'imposizione della velocità mira a verificare che alcune differenze che si osservano in modo consistente nell'analisi del cammino di pazienti neuropatici non siano dovute semplicemente a un cammino più lento, attribuibile all'età, ma a una effettiva complicazione della neuropatia. L'obiettivo, quindi, è isolare il contributo della neuropatia sulla biomeccanica del cammino eliminando l'influenza della velocità di avanzamento.

Nonostante sia interessante notare come questi risultati siano in contrasto con la maggior parte degli studi presenti in letteratura [15][18], dove si afferma che la potenza generata dalla caviglia dai soggetti diabetici neuropatici sia inferiore rispetto ai soggetti sani, non è possibile stabilire se l'affidamento al tendine per compensare l'indebolimento della muscolatura della caviglia sia un elemento distintivo della neuropatia o sia semplicemente

dovuto alla patologia diabetica, dato che non è inclusa nello studio anche la valutazione di un gruppo di soggetti diabetici non neuropatici.

Un diverso approccio, basato sull'analisi cluster e sull'ipotesi che possano coesistere diverse strategie di cammino tra i soggetti diabetici neuropatici, è stato adottato da *Sawacha et al.* [20].

In principio, vengono stabiliti i parametri cinematici e spazio-temporali del cammino su cui impostare l'analisi cluster, ovvero quelli che sono soliti caratterizzare il cammino dei soggetti patologici: momenti articolari di anca, ginocchio e caviglia, velocità di cammino, tempo medio di stanche e range di movimento dinamico della caviglia. Successivamente, l'analisi cluster è effettuata sulle prove di cammino di tutti i soggetti analizzati, compresi i soggetti sani. L'algoritmo ha la funzione di suddividere il campione di soggetti analizzati in gruppi che abbiano caratteristiche comuni in relazione ai parametri selezionati. I soggetti, infatti, non sono divisi a priori sulla base della presenza o meno della patologia, ma si osservano i risultati dell'analisi cluster per valutare se ogni gruppo ha caratteristiche omogenee o è possibile individuare dei sottogruppi, oppure se soggetti appartenenti a gruppi diversi presentano degli aspetti in comune relativi al modo di camminare.

Dai risultati, è emerso che, a fronte della patologia diabetica e della complicità della neuropatia, esiste più di una strategia per compensare la funzionalità limitata delle articolazioni distali degli arti inferiori. È stato definito infatti un cluster composto per il 65 % da soggetti diabetici neuropatici e per il 35 % diabetici non neuropatici che ha come tratti comuni il momento articolare dell'anca elevato e la velocità di cammino inferiore rispetto agli altri cluster. Questi dati sono in linea con i risultati degli studi precedenti, che evidenziano il ruolo predominante dell'anca nella fase di stanche [15] e la minore velocità di cammino [16] al fine di ottenere una deambulazione più stabile. Un secondo cluster, composto solo da soggetti neuropatici, è caratterizzato da range di movimento della caviglia maggiore e minore momento articolare dell'anca, in accordo con i risultati ottenuti da *Henderson et al.* [2] sui soggetti diabetici neuropatici. Ciò porta alla conclusione che l'appartenenza di un soggetto a un determinato gruppo non permette di stabilire con certezza le eventuali alterazioni biomeccaniche da cui è contraddistinto, dato che sono state individuate almeno due diverse strategie di cammino per i soggetti neuropatici.

I soggetti sani sono compresi in unico cluster, a sostegno del fatto che il cammino patologico è comunque ben distinguibile da quello dei soggetti sani. Tuttavia, all'interno

del cluster dei soggetti sani sono presenti anche alcuni soggetti diabetici non neuropatici (26%) e neuropatici (10 %); esiste quindi una piccola parte di soggetti che, pur essendo affetti da neuropatia, non ne subiscono le conseguenze sul piano della locomozione.

Successivamente, è stata effettuata una distinzione tra neuropatici lievi e gravi e, insieme ai parametri biomeccanici comunemente utilizzati per l'analisi cluster, è stato aggiunto lo studio della Continuous Relative Phase (CRP) [21]. Si tratta della relazione tra gli angoli di fase delle articolazioni ed è un indicatore della coordinazione tra le articolazioni dello stesso arto. L'angolo di fase è definito come segue:

$$\theta = \arctan\left(\frac{vel.angolare}{spostamento\ angolare}\right) [rad] \quad (6)$$

La CRP si ottiene come differenza tra gli angoli di fase dell'articolazione distale e prossimale in ogni istante del ciclo del passo:

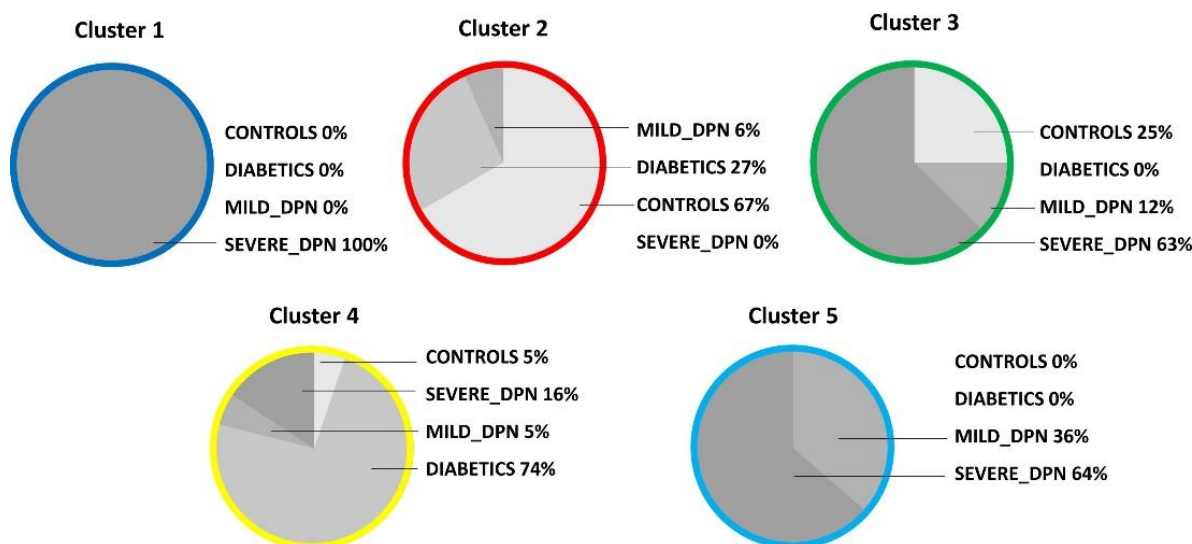
$$\theta_{relativo} = \theta_{distale} - \theta_{prossimale} [rad] \quad (7)$$

La CRP è stata calcolata per le combinazioni anca-caviglia, ginocchio-caviglia e anca-ginocchio.

L'analisi cluster è stata effettuata considerando gli stessi parametri dello studio precedente [20] combinati con la CRP, con l'aggiunta di una condizione: affinché una prova di cammino possa essere assegnata a un cluster, almeno il 75 % dei suoi campioni devono appartenere a quel cluster. Questa condizione ha lo scopo di escludere dall'analisi eventuali outlier.

Dai risultati si è constatato che il solo parametro a rispettare questa condizione è stato la CRP, suggerendo che il rapporto di coordinazione tra le articolazioni dello stesso arto, di cui la CRP è l'unico indicatore tra quelli inclusi nell'analisi cluster, sia uno strumento importante nello stabilire la severità della patologia in ciascun soggetto.

I cluster individuati sono 5 (Figura 3.10). Dal punto di vista biomeccanico, nei cluster 1 e 5, che comprendono solo pazienti neuropatici lievi e gravi, si evidenziano le differenze più marcate. Il range di movimento della caviglia è ridotto e il ruolo dell'anca è predominante nella fase di accettazione del carico rispetto agli altri cluster, come è già stato osservato in altri studi [16].



**Figura 3.9: Classificazione cluster in base alla CRP (Continuous Relative Phase)[21].**

Dopo aver esaminato l'insieme degli studi presenti in letteratura, è possibile affermare che la compromissione della normale funzione biomeccanica della caviglia sia all'origine delle alterazioni che caratterizzano il cammino nei soggetti diabetici. Il modo in cui l'apparato neuro-motore si adatta per sopperire a questi cambiamenti, invece, dà luogo a risultati contrastanti.

Diversi motivi non permettono di descrivere in modo completo la strategia adottata dai soggetti patologici nell'atto del cammino:

- Non viene incluso nello studio di un gruppo di soggetti diabetici non neuropatici, rendendo impossibile stabilire se una determinata alterazione sia dovuta alla neuropatia o al diabete [15][2];
- Si utilizzano parametri dinamici riferiti al solo piano sagittale, che non permettono di valutare i movimenti del piede nel piano frontale e orizzontale [15][16];
- Non viene specificato il metodo utilizzato per calcolare la potenza, rendendo impossibile confrontare i risultati provenienti da studi diversi [17][18];
- La classificazione dei soggetti diabetici neuropatici avviene sulla base di test che implicano una valutazione soggettiva da parte del medico (ad esempio il Michigan Neuropathy Screening Instrument o il Neuropathy Disability Score). Un soggetto viene classificato come neuropatico se il punteggio del test è al di sopra di un valore soglia, ma in questo modo rischiano di essere inclusi nello stesso gruppo

soggetti con sintomatologia molto eterogenea. La distinzione tra neuropatici lievi e gravi può rappresentare una soluzione a questo problema, perché permette di evidenziare in modo più preciso eventuali conseguenze della neuropatia sul cammino.

È necessario, dunque, che il metodo di calcolo della potenza consideri il movimento del piede nei tre piani del corpo umano (sagittale, frontale, orizzontale) e che sia applicato sia sui soggetti diabetici neuropatici che sui diabetici non neuropatici, per poter attuare un confronto completo, con l'obiettivo di discriminare le caratteristiche del cammino proprie dei due gruppi.

## CAPITOLO 4 – MATERIALI E METODI

### 4.1 Strumentazione per la Gait Analysis

La Gait Analysis, gold standard per l'analisi del cammino, ha l'obiettivo di descrivere il pattern deambulatorio dei soggetti analizzati tramite l'uso di apparecchiature sofisticate. La strumentazione presente in un laboratorio di analisi del movimento comprende un sistema optoelettronico per rilevare la cinematica del movimento, piattaforme di forza per l'acquisizione delle variabili dinamiche e sonde elettromiografiche per la registrazione delle attività elettriche muscolari. [22]

I metodi di acquisizione delle prove di analisi del cammino sono largamente utilizzati in quanto affidabili e non invasivi. Nonostante ciò, necessitano di spazio sufficiente per installare il sistema stereofotogrammetrico e le piattaforme e di un tempo adeguato a preparare il sistema di acquisizione e il soggetto. Occorre infatti prendere eventuali misure antropometriche, posizionare i marcatori, istruire il soggetto sulle prove da effettuare ed eseguire la calibrazione per garantire il corretto utilizzo del sistema (Figura 4.1).

Il sistema stereofotogrammetrico è composto solitamente da 6-8 telecamere e da marcatori, ovvero sfere di plastica di circa 1 cm di diametro rivestite di materiale catarifrangente.



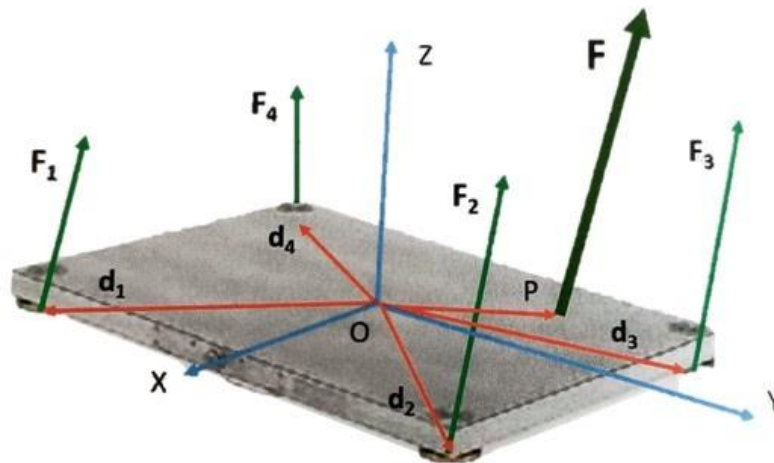
**Figura 4.1: Esempio di posizionamento telecamere in un laboratorio di Gait Analysis.**

Nel dettaglio, un processore di segnale rileva l'immagine di un marcatore catarifrangente nel campo di ripresa di una delle telecamere e ne calcola le coordinate 2D. Se la posizione

e l'orientamento delle telecamere è noto in un sistema di riferimento comune, è possibile ricostruire matematicamente le coordinate 3D del marcatore nel sistema di riferimento del laboratorio. L'accuratezza di questo processo è strettamente legata alla conoscenza della posizione esatta delle telecamere nel laboratorio e alle caratteristiche ottiche di queste ultime, per evitare errori nella ricostruzione delle coordinate 3D o nell'acquisizione delle immagini. Per questi motivi, prima di ogni utilizzo del sistema è necessario effettuare una calibrazione, grazie alla quale si può raggiungere un'accuratezza di 1 mm nella misura delle coordinate dei marcatori nello spazio [13].

Le piattaforme di forza sono piastre rettangolari (Figura 4.2) (dimensioni tipiche 60x40 cm, spessore 7 cm) installate nel laboratorio in modo che la superficie superiore sia al livello del pavimento. Ai quattro angoli della piattaforma sono presenti sensori di forza, generalmente strain-gauges o sensori piezoelettrici, che producono segnali elettrici proporzionali alla forza applicata sulla superficie della piattaforma stessa. In corrispondenza di ciascun sensore, si può rappresentare un vettore composto dalle tre componenti cartesiane della forza applicata su di esso. Dato che le posizioni delle origini dei vettori rispetto al centro della pedana sono conosciute ( $d_1, d_2, d_3, d_4$  in Figura 4.2) si possono ottenere le tre componenti e il punto di applicazione della forza risultante  $F$ , che corrisponde alla GRF e rappresenta la risposta della piattaforma alla forza applicata dal soggetto su di essa:

$$F = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 \quad (8)$$



**Figura 4.2 Piattaforma dinamometrica.** Agli angoli della piattaforma, si possono notare i sensori di forza e i vettori in verde che rappresentano il carico. La risultante  $F$  è data dalla somma del contributo di ciascun vettore. In blu sono rappresentati i tre assi (X, Y e Z) del sistema di riferimento della piattaforma con origine nel centro O. In rosso i vettori rappresentanti le distanze tra le forze di carico e l'origine del sistema di riferimento.

Se si calcola la somma dei prodotti vettoriali tra vettore posizione e vettore forza nei quattro punti, si ottiene il momento rispetto all'origine  $M_O$ :

$$M_O = d_1 \wedge F_1 + d_2 \wedge F_2 + d_3 \wedge F_3 + d_4 \wedge F_4 \quad (9)$$

Nel calcolo del momento  $M_O$  è stata però trascurata la possibilità che il piede trasmetta alla piattaforma non solo una forza, ma anche un momento netto.

Questo accade nel caso in cui il piede tenda a ruotare intorno a un asse verticale quando è in appoggio; la piattaforma “risponde” con un momento netto di reazione  $M_T$  stimato attraverso le celle di carico. Questo momento ha solo componente verticale, dovuto alle forze tangenziali di rotazione esercitate dal piede. Non avrà componenti lungo gli altri assi poiché non esistono forze di trazione applicate alla superficie della pedana capaci di produrre un momento netto a risultante di forza nulla.[13]

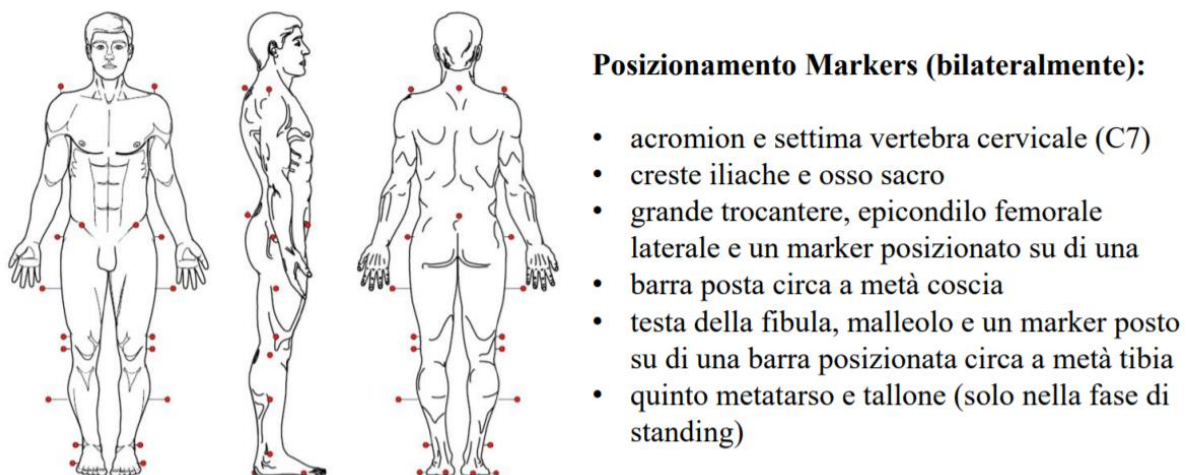
#### **4.2 I protocolli per la Gait Analysis**

I protocolli per la Gait Analysis definiscono il procedimento di esecuzione della valutazione del cammino, il posizionamento e il numero dei marcatori da utilizzare durante



le prove, utili soprattutto alla standardizzazione clinica e all'interpretazione di dati provenienti da laboratori differenti.

Uno dei protocolli più utilizzati in ambito clinico è il protocollo Davis [23] (Figura 4.3). Esso prevede l'utilizzo di 22 marcatori posizionati sui punti di repere in corrispondenza di protuberanze ossee facilmente individuabili tramite palpazione. Due di questi sono però sistemati tramite bacchette, o wand, di lunghezza variabile dai 7 ai 10 cm, e sono posti ad 1/3 della lunghezza del segmento corporeo a partire dall'estremità prossimale del segmento stesso. In particolare, si colloca una wand sul femore e una sulla gamba in modo da avere il piano che contiene i tre punti (il marcatore in corrispondenza del femore, quello in corrispondenza della gamba e il marcatore sul quinto metatarso) paralleli al piano frontale.

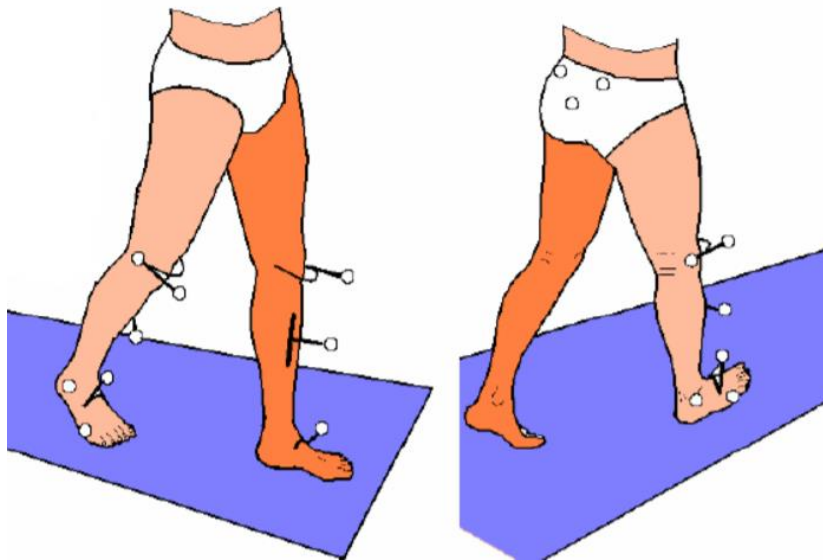


**Figura 4.3: Posizionamento dei marcatori con il protocollo Davis. Sulla destra sono elencate le posizioni di tutti i marcatori, applicati in modo bilaterale sul soggetto.**

Il punto di forza di questo protocollo è l'elevata visibilità dei marcatori posizionati sul lato esterno dei segmenti corporei; lo svantaggio risulta essere legato alla possibile oscillazione delle bacchette in caso di movimenti rapidi da parte del soggetto.

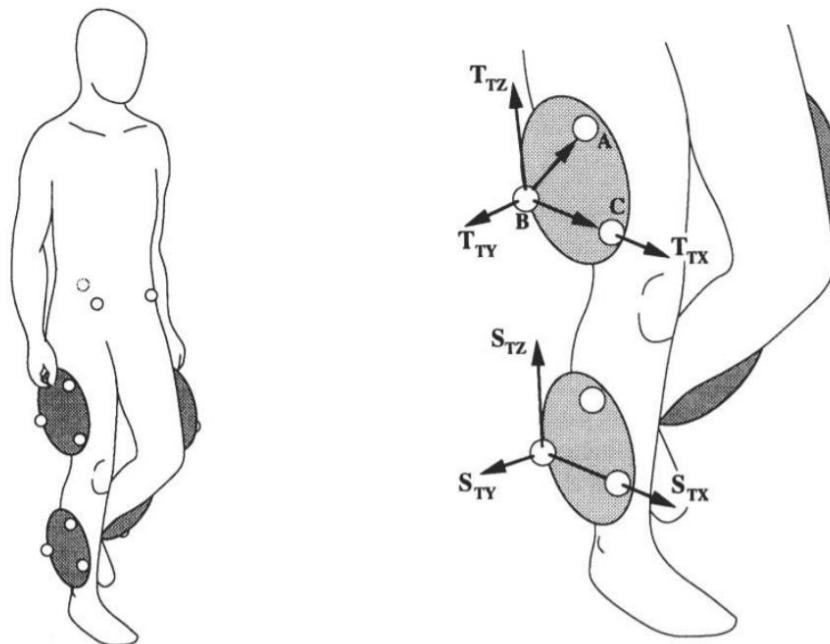
Un protocollo simile, che si differenzia solo per alcune posizioni dei marcatori, è il protocollo SAFLo, sviluppato da *Frigo et al.* [24].

Quest'ultimo si differenzia dal protocollo Davis per la disposizione delle bacchette che sostengono i marcatori, detti *extended markers*. Al pari del caso precedente, questi sono posti ad una distanza sufficiente dall'asse longitudinale del femore, della gamba e del piede (Figura 4.4), in aggiunta ai marcatori posizionati sui punti di repere anatomico.



**Figura 4.4: Posizionamento dei marcatori su soggetto nel protocollo SAFLo.**

Il protocollo CAST (Calibrated Anatomical System Technique), invece, è caratterizzato da una particolare scelta di disposizione dei marcatori, montati su placche rigide posizionate sulla superficie corporea del soggetto (Figura 4.5). A differenza dei protocolli precedenti, non vi è una corrispondenza tra la posizione dei marcatori e i punti di repere anatomici, pertanto per questo protocollo è necessaria una procedura definita calibrazione anatomica.



**Figura 4.5: Posizionamento marcatori sul soggetto nel protocollo CAST.**

La calibrazione anatomica dei punti di repere viene eseguita con l'utilizzo di un puntatore, ovvero una bacchetta con almeno due marcatori riflettenti applicati su di essa, posizionati ad una distanza conosciuta. L'estremità del puntatore è indirizzata su un punto anatomico in maniera da poter calcolare la sua posizione, sfruttando la distanza tra i marcatori della bacchetta e la sua estremità. La procedura viene poi ripetuta per ogni marcatore. Grazie alla precisione della calibrazione anatomica, si ottiene un'apprezzabile affidabilità nella definizione dei piani anatomici.

Lo svantaggio di questo protocollo è costituito dall'ingombro delle placche che potrebbero introdurre errori dovuti al loro stesso peso, oppure indurre il soggetto a compiere movimenti non naturali alterando le acquisizioni. Inoltre, i tempi di preparazione del soggetto e la calibrazione del sistema risultano essere più lunghi rispetto agli altri protocolli [25].

### **4.3 Sistema SMART**

SMART è il sistema di cattura del movimento utilizzato nello sviluppo di questo lavoro di tesi. È stato realizzato dall'azienda BTS Bioengineering ed è composto da tre software, le cui funzioni sono elencate di seguito.

#### **4.3.1 SMART Capture**

SMART Capture permette l'acquisizione di immagini relative sia alle prove statiche che alle prove dinamiche. Prima di ogni acquisizione è indispensabile effettuare la procedura di calibrazione del sistema optoelettronico, che fornisce tutte le informazioni geometriche necessarie per ricostruire la posizione dei marker nel volume di acquisizione. Una buona calibrazione permette di ottenere misurazioni accurate e precise nello spazio in cui vengono eseguiti i movimenti.

I parametri geometrici necessari alla costruzione di un volume di calibrazione si dividono in due principali categorie: intrinseci ed estrinseci.

I parametri intrinseci sono tre e sono relativi alle caratteristiche proprie delle telecamere, ovvero la lunghezza focale, le coordinate del punto principale e il coefficiente di distorsione.

I parametri estrinseci, di cui abbiamo bisogno per identificare un corpo rigido, sono sei, tre traslazioni e tre rotazioni; essi sono necessari per definire la posizione delle telecamere rispetto al sistema di riferimento del laboratorio.

Questi nove parametri sono utilizzati per costruire una matrice di rotazione tramite la quale si passa dal sistema di riferimento assoluto del laboratorio a quello locale delle telecamere. In questo modo quindi, si ha la possibilità di trasformare le coordinate di un punto 2D di un'immagine della telecamera, rappresentante un marcatore, alle coordinate 3D del marcatore stesso all'interno del volume di acquisizione (Figura 4.6).

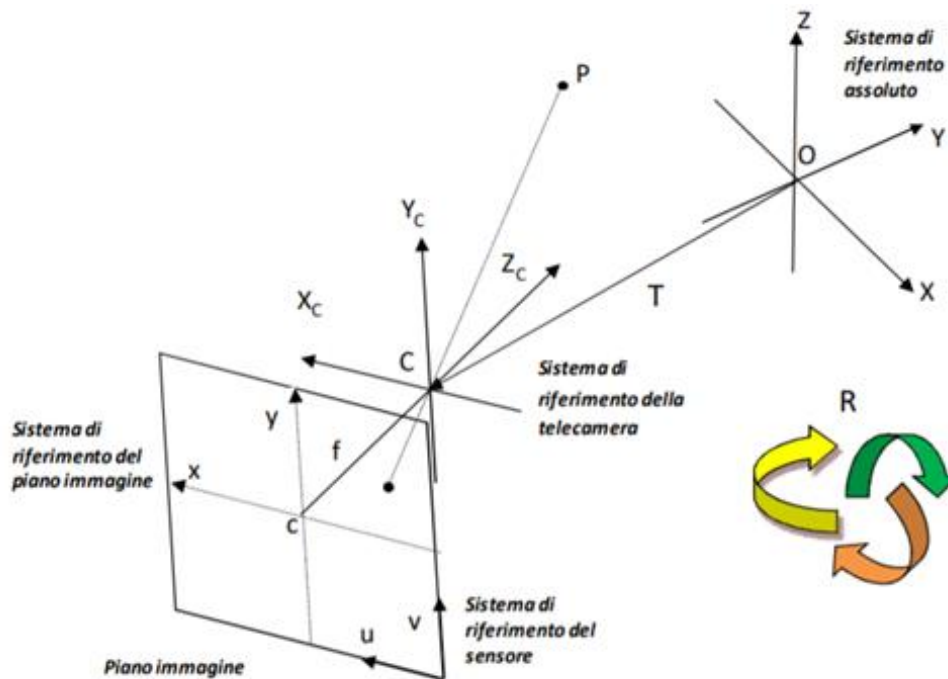


Figura 4.6: Trasformazioni eseguite durante la calibrazione.

Nel dettaglio, la procedura di calibrazione si articola in tre principali fasi. La calibrazione statica permette la definizione del sistema di riferimento assoluto del laboratorio mediante l'acquisizione della posizione dei marker catarifrangenti posti a distanza nota su tre aste ortogonali, che costruiscono una terna destrorsa. Successivamente, si acquisisce la posizione delle piattaforme di forza all'interno del volume di calibrazione. Due assi ortogonali con sei marker sono posizionati su un angolo della piattaforma per combinare i dati cinematici (le coordinate 3D dei marker) con quelli dinamici (forze di reazione al terreno).

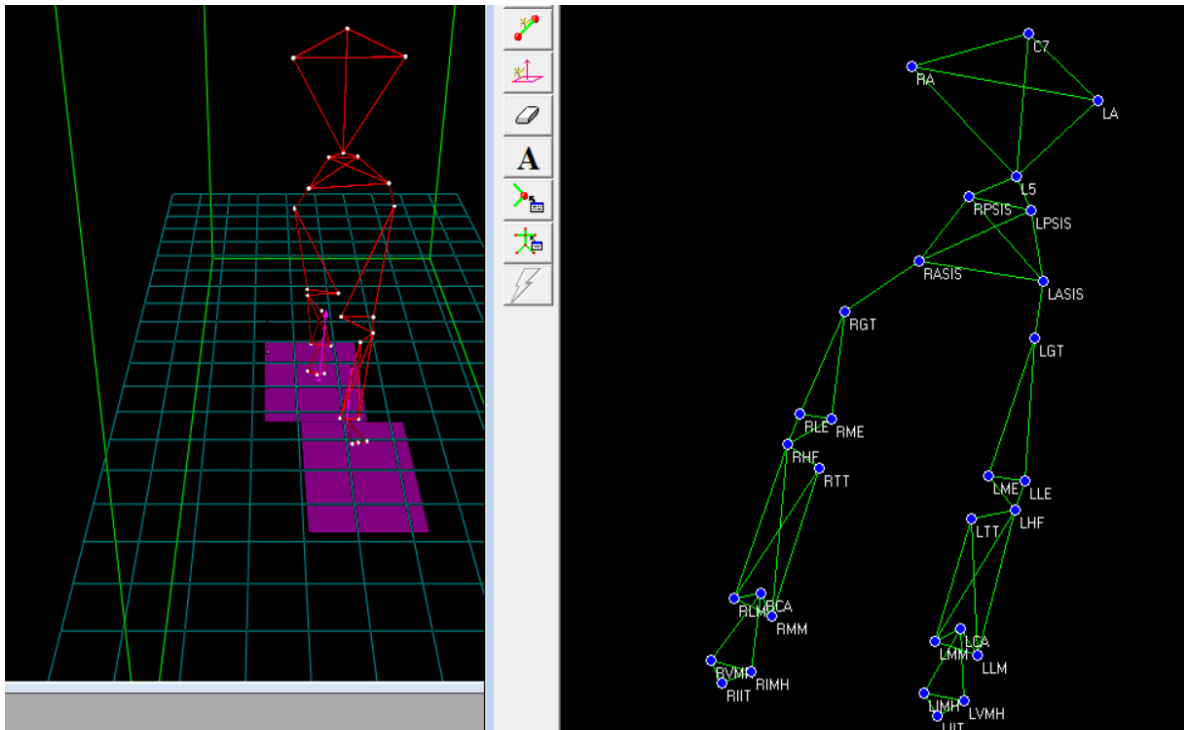
Infine, l'ultimo passo del procedimento è la calibrazione dinamica, necessaria alla definizione del volume di acquisizione. L'operatore muove una delle tre aste della terna all'interno del volume di acquisizione che conterrà l'intera figura del soggetto durante la

prova. Grazie a questa operazione, si possono ottenere anche i parametri di correzione delle distorsioni ottiche delle telecamere.[26]

### 4.3.2 SMART Tracker

SMART Tracker permette di ricostruire le traiettorie 3D dei marcatori nel tempo, partendo dalle immagini 2D acquisite tramite SMART Capture. L'interfaccia del software fornisce all'utente la visuale del volume di acquisizione all'interno del quale si muove il soggetto durante la prova di cammino. Il software mostra quindi l'andamento temporale di tutti i punti 3D rappresentanti i marcatori.

Il primo passo consiste nella costruzione di un modello che riproduca il posizionamento dei marker sulla base del protocollo che si decide di utilizzare. Una volta definito il modello, è possibile assegnare ad ogni marker un nome, di solito corrispondente al punto di repere su cui è posizionato. Questa fase è chiamata etichettatura o labeling. In questo modo si formano automaticamente i link di connessione tra i marker e si ricostruisce il modello predefinito nell'acquisizione (Figura 4.7).



**Figura 4.7: Rappresentazione del modello rappresentante il posizionamento dei marker in SMART Tracker.**

Terminata la fase di labeling si ha la fase di tracking, ovvero la ricostruzione automatica delle tracce dei marker definiti durante l'etichettatura.

SMART Tracker consente inoltre di visualizzare le tracce di tutti i marcatori e di correggerle manualmente in caso di errori che si riscontrano nella procedura automatica di tracking come, ad esempio, due marker diversi che si uniscono e formano una singola traccia.

Al termine di questa operazione, l'acquisizione viene salvata come file con estensione .tdf, in modo da essere letta da SMART Analyzer, il software con il quale è possibile eseguire l'analisi delle variabili di interesse.

### **4.3.3 SMART Analyzer**

SMART Analyzer permette di sviluppare un protocollo da utilizzare nell'analisi di un qualsiasi gesto motorio.

È infatti possibile implementare metodi di calcolo deputati alla valutazione di grandezze di interesse biomeccanico, come range di movimento articolare, velocità angolari, potenza articolare ed energia.

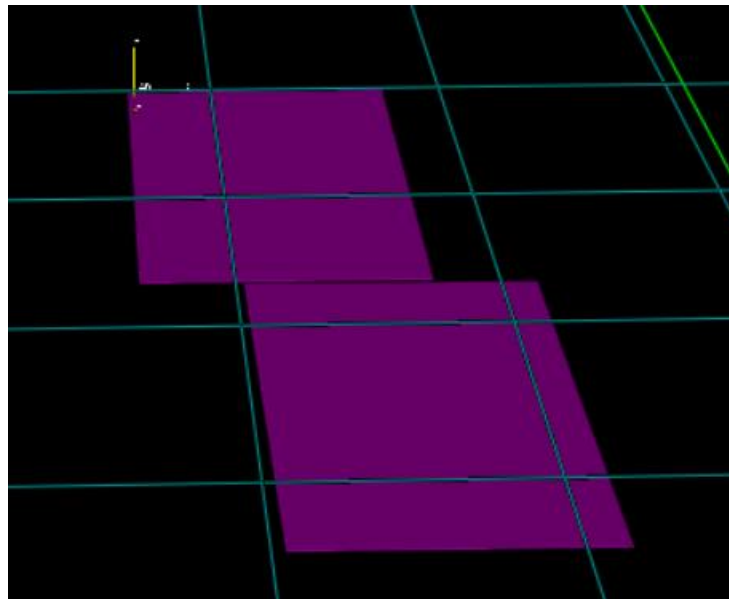
Riassumiamo qui di seguito le principali operazioni possibili in SMART Analyzer [26]:

- Elaborazione dei dati biomeccanici per mezzo di un'interfaccia grafica.
- Visualizzazione dei dati tramite grafici.
- Implementazione di tecniche di interpolazione, smoothing e filtraggio dei segnali.
- Possibilità di creare sistemi di riferimento anatomici diversi da quello di laboratorio, che permettono all'utente di analizzare i dati in sistemi di coordinate più funzionali allo studio dei movimenti articolari.
- Normalizzazione temporale dei segnali che consente all'utente di analizzare le variabili in modo standardizzato e confrontabile (es: ciclo del passo).
- Possibilità di esportare i dati ottenuti in un file di testo per elaborarli anche in software differenti, ad esempio Excel.
- Possibilità di impostare l'unità di misura per ogni parametro di interesse, a seconda delle necessità del protocollo.
- Possibilità di inserire input variabili all'apertura di un protocollo, funzione concepita per poter applicare lo stesso protocollo a soggetti diversi. Una volta

inseriti essi rimangono validi in ogni porzione del metodo di calcolo in cui sono utilizzati, senza la necessità di definirli ad ogni passaggio.

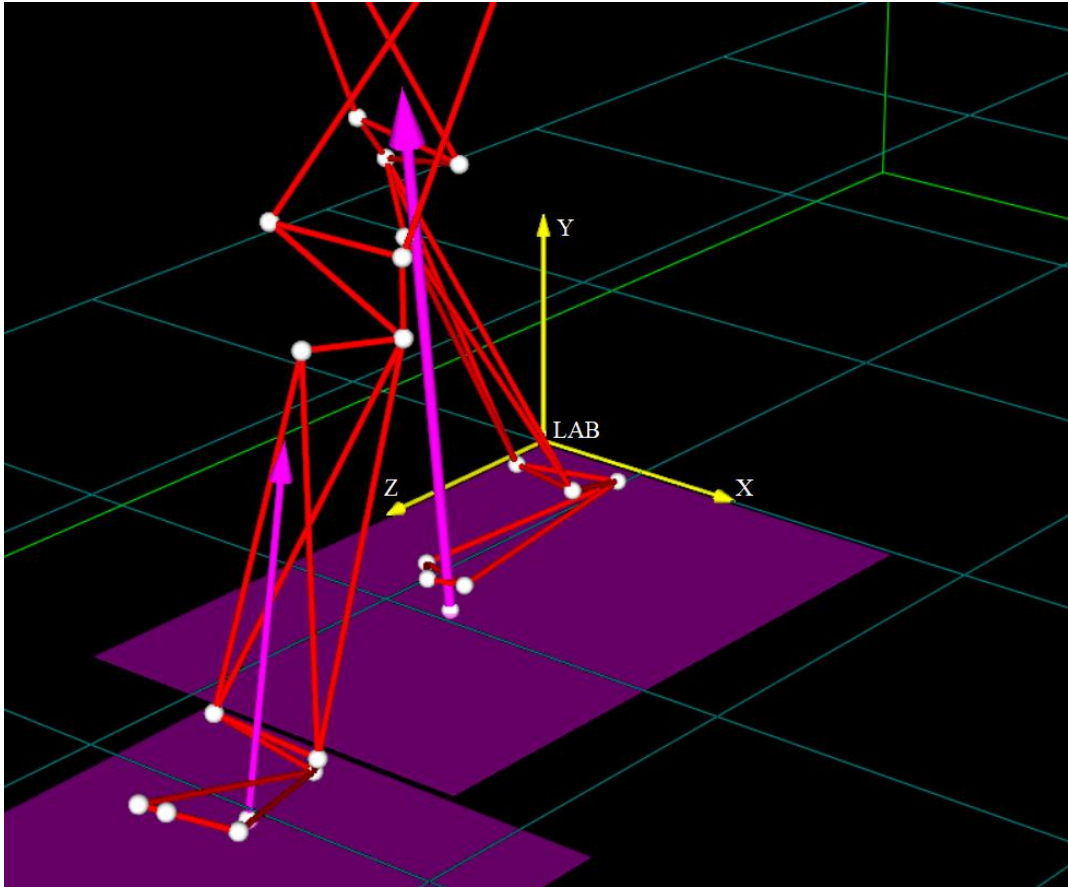
#### **4.4 Laboratorio di bioingegneria del movimento (BioMovLab) dell'Università degli Studi di Padova**

Il laboratorio di analisi del movimento "BioMovLab" dell'Università degli studi di Padova, nel quale sono state effettuate le acquisizioni analizzate in questo lavoro di tesi, è dotato di un sistema stereofotogrammetrico composto da sei telecamere a infrarossi (frequenza di acquisizione 60 Hz, BTS S.r.l) e due piattaforme di forza (frequenza di acquisizione 960 Hz, Bertec Corporation) non allineate tra di loro (Figura 4.8).



**Figura 4.8: Posizionamento delle piattaforme (in viola) nel Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Università degli Studi di Padova.**

La disposizione delle piattaforme fa in modo che, nelle prove di cammino, il soggetto appoggi un arto sulla prima piattaforma e l'altro arto sulla seconda. In un'unica prova, quindi, sono raccolti i dati relativi alle GRF di entrambi gli arti, come è mostrato nella Figura 4.9.



**Figura 4.9: Esempio di prova di cammino in cui l'arto destro appoggia sulla prima piattaforma di forza e l'arto sinistro appoggia sulla seconda piattaforma. In giallo è rappresentato il sistema di riferimento assoluto del laboratorio.**

Il sistema di riferimento assoluto del laboratorio (LAB) (Figura 4.9), è definito nel seguente modo:

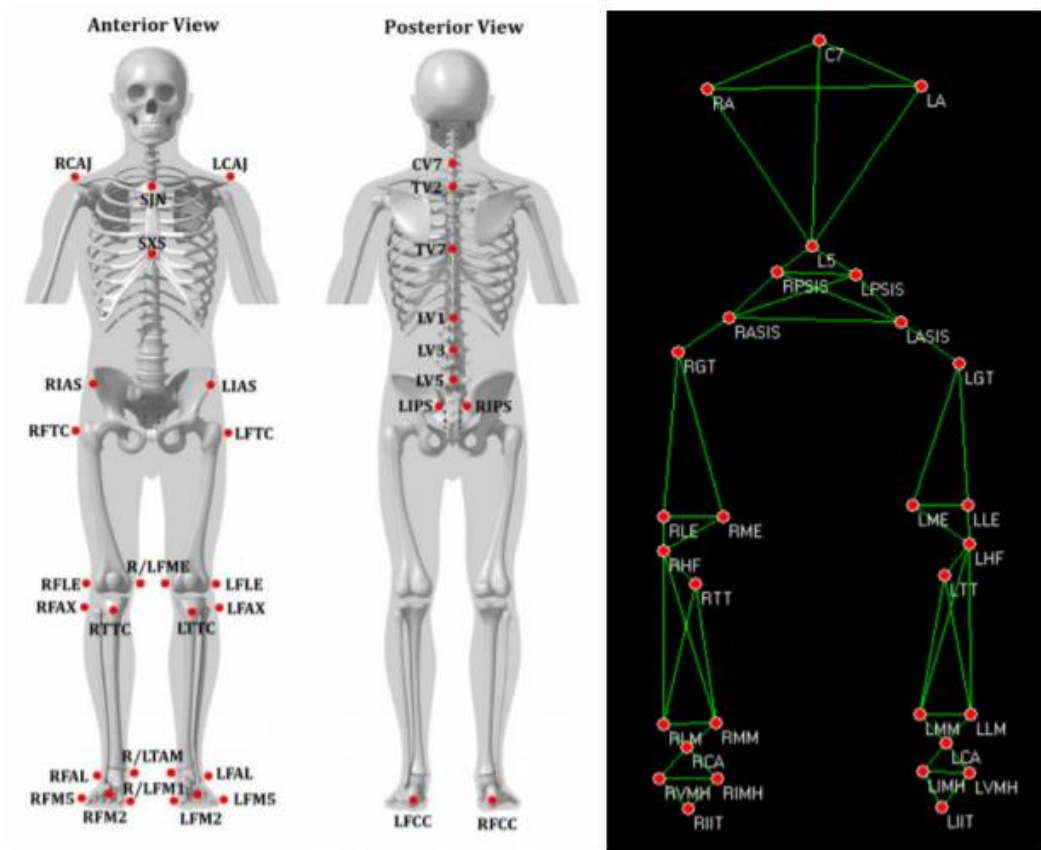
- Y rappresenta la direzione verticale, uscente dal piano di appoggio;
- Z rappresenta la direzione anteroposteriore, concorde con la direzione di avanzamento del soggetto;
- X rappresenta l'asse trasversale, in direzione medio-laterale, ottenuto attraverso la regola della mano destra.

#### **4.5 Protocollo IOR Gait**

Il protocollo di Gait Analysis utilizzato in questo lavoro è lo IOR Gait, proposto da A. Leardini, Z. Sawacha et al. [27] Esso prevede il posizionamento di 36 marcatori passivi sferici di 1 cm di diametro sui punti di reperi anatomici del soggetto (Figura 4.10). Di questi, 6 marcatori sono utilizzati unicamente per la calibrazione statica, in cui il soggetto



rimane fermo con le braccia leggermente divaricate per tutta la durata dell'acquisizione. La calibrazione statica viene eseguita per poter identificare in modo più preciso i centri articolari di anca, ginocchio e caviglia.



**Figura 4.10:** Posizionamento dei marcatori sul soggetto nel protocollo IOR Gait: a sinistra il set completo di 36 marcatori, a destra i 30 marcatori utilizzati nelle prove di cammino.

I 30 marcatori utilizzati per le prove di cammino sono disposti sul soggetto nel seguente modo (Tabella 4.1):

|                       | Nome marker | Posizione  |
|-----------------------|-------------|--|
| <b>TRONCO</b>         | RA          | Spalla destra                                      |
|                       | LA          | Spalla sinistra                                    |
|                       | C7          | Settima vertebra cervicale                         |
|                       | RPSIS       | Spina Iliaca posteriore superiore destra           |
|                       | LPSIS       | Spina Iliaca posteriore superiore sinistra         |
|                       | L5          | Quinta vertebra lombare                            |
|                       | RASIS       | Spina Iliaca anteriore superiore destra            |
|                       | LASIS       | Spina Iliaca anteriore superiore sinistra          |
| <b>ARTO INFERIORE</b> | RGT         | Grande trocantere destro                           |
|                       | LGT         | Grande trocantere sinistro                         |
|                       | RLE         | Condilo laterale destro                            |
|                       | LLE         | Condilo laterale sinistro                          |
|                       | RME         | Condilo mediale destro                             |
|                       | LME         | Condilo mediale sinistro                           |
|                       | RHF         | Testa della fibula destra                          |
|                       | LHF         | Testa della fibula sinistra                        |
|                       | RTT         | Tuberosità tibiale destra                          |
|                       | LTT         | Tuberosità tibiale sinistra                        |
| <b>PIEDE</b>          | RVMH        | Testa del quinto metatarso destro                  |
|                       | LVMH        | Testa del quinto metatarso sinistro                |
|                       | RIMH        | Testa del primo metatarso destro                   |
|                       | LIMH        | Testa del primo metatarso sinistro                 |
|                       | RCA         | Inserzione tendine d'Achille nel calcagno destro   |
|                       | LCA         | Inserzione tendine d'Achille nel calcagno sinistro |
|                       | RLM         | Malleolo laterale destro                           |
|                       | LLM         | Malleolo laterale sinistro                         |
|                       | RMM         | Malleolo mediale destro                            |
|                       | LMM         | Malleolo mediale sinistro                          |
|                       | RIIT        | Primo dito del piede destro                        |
|                       | LIIT        | Primo dito del piede sinistro                      |

**Tabella 4.1: Elenco dei marcatori utilizzati nelle prove di cammino con il protocollo IOR Gait.**

#### **4.6 Calcolo della potenza con SMART Analyzer**

Generalmente, i metodi adottati per il calcolo della potenza articolare della caviglia considerano il piede come corpo rigido, introducendo possibili limitazioni nella valutazione clinica. Al fine di condurre un'analisi più approfondita, che tenga anche conto delle deformazioni del piede durante il cammino, sono stati proposti nuovi metodi di calcolo, tra cui il Distal Shank [1]. Con questo metodo, infatti, si tiene conto delle forze esterne applicate alla base della tibia e la potenza totale trasferita alla caviglia è costituita

dalla somma di una componente traslazionale e di una rotazionale, dovute al movimento della tibia rispetto al terreno. Tuttavia, anche in questo caso si applicano delle approssimazioni. Non viene tenuto conto dei momenti e delle forze d'inerzia del piede, considerati trascurabili poiché la massa del piede è molto piccola rispetto alla massa totale del corpo (circa 1,3 % della massa totale) [28], e le accelerazioni del piede nella fase di stance sono molto basse, quindi il contributo delle componenti inerziali alla potenza articolare sarebbe irrilevante rispetto a quello delle forze di reazione al terreno.

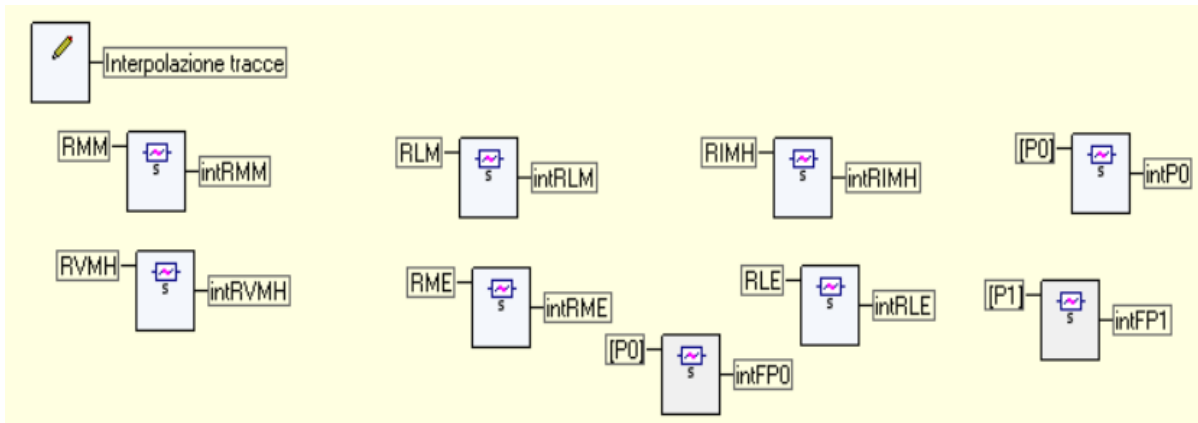
Pertanto, con l'obiettivo di valutare potenza ed energia alla caviglia in soggetti affetti da diabete, il metodo Distal Shank è stato implementato in SMART Analyzer. Al fine di effettuare un confronto con quello che è il metodo ampiamente utilizzato in letteratura, è stato anche implementato il calcolo della potenza tramite la risoluzione del Problema Dinamico Inverso.

#### **4.6.1 Elaborazione dei dati**

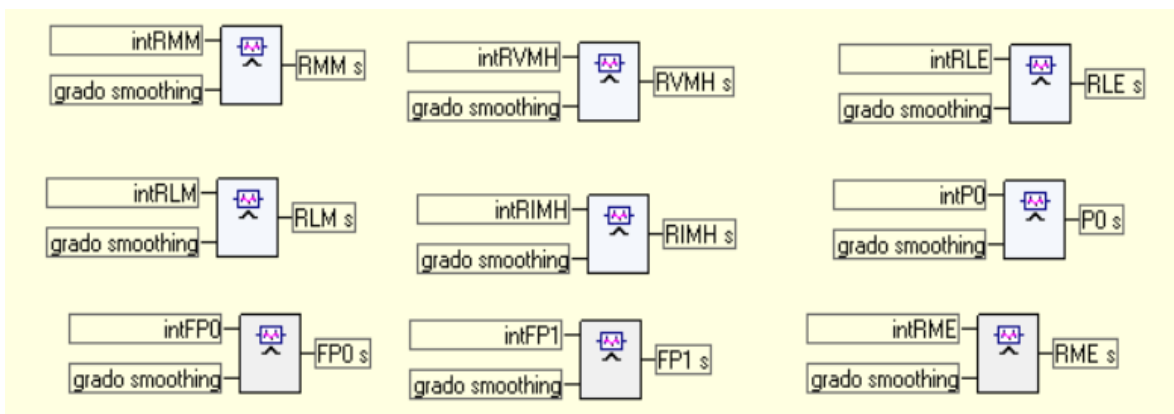
La creazione del protocollo parte dalla definizione dei parametri variabili, ovvero quelli che variano da soggetto a soggetto. Si utilizza l'operatore "Input variabile", che permette di inserire un parametro ogni volta che si utilizza il protocollo. In questo caso, gli input variabili sono l'altezza, il peso del soggetto e gli istanti temporali in cui avvengono l'appoggio e il distacco del piede dal terreno, utili a definire la fase di stance.

Successivamente, è importante effettuare l'interpolazione e lo smoothing delle tracce dei marcatori, che verranno poi utilizzate durante le operazioni matematiche del calcolo della potenza. L'interpolazione è eseguita tramite l'operatore "Interpola traccia", lo smoothing tramite l'operatore di filtraggio "Smoothing traccia" (Figura 4.11 e Figura 4.12). Il grado di smoothing viene stabilito in base alla frequenza delle tracce dell'acquisizione. Dato che tutte le tracce appartenenti a un'acquisizione hanno la stessa frequenza, è sufficiente selezionare una traccia e inserirla come input nell'operatore "Frequenza di una traccia".

L'interpolazione è un'operazione che garantisce la continuità della traccia dei marcatori, che potrebbe essere stata interrotta durante l'acquisizione nel caso uno dei marcatori sia risultato non visibile alle telecamere in un certo istante temporale. Lo smoothing, invece, viene effettuato per attenuare l'eventuale rumore generato dagli artefatti ambientali, elettronici, informatici o fisiologici dovuti alla procedura di acquisizione delle prove.



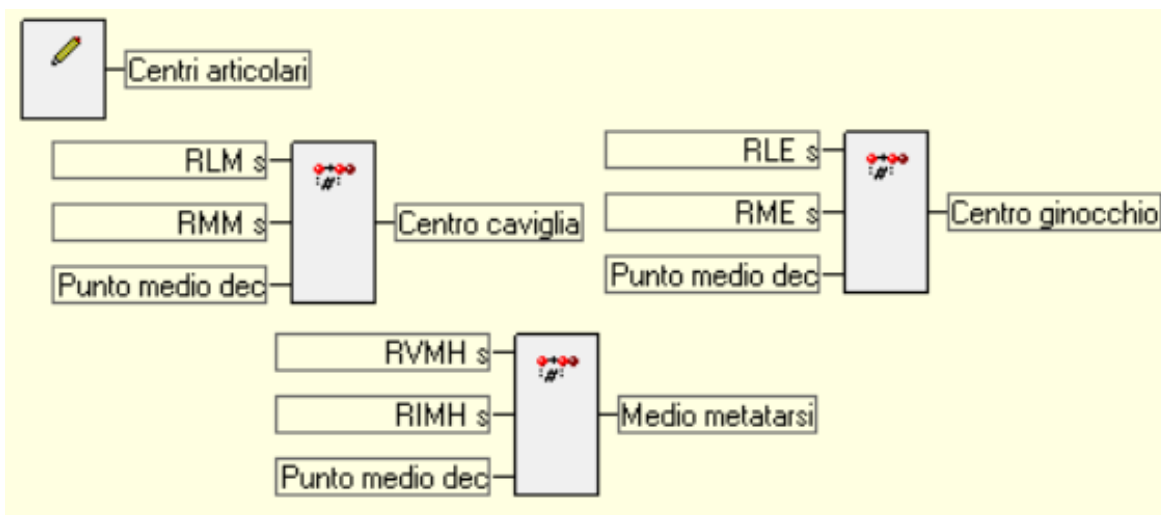
**Figura 4.11: Interpolazione delle tracce dei marcatori utilizzati nel calcolo della potenza e dell'energia del piede.**



**Figura 4.12: Smoothing delle tracce dei marcatori utilizzati nel calcolo della potenza e dell'energia del piede.**

#### 4.6.2 Definizione dei sistemi di riferimento anatomici

Per definire il sistema di riferimento anatomico della tibia sono stati ricavati i centri articolari di ginocchio e caviglia, calcolati tramite l'operatore "Punto medio di un segmento" come punti medi tra i marker mediali e laterali posizionati rispettivamente sugli epicondili femorali e sui malleoli. È stato anche ricavato il punto medio tra i marker posti sui metatarsi, importante per la definizione del sistema di riferimento del piede (Figura 4.13).



**Figura 4.13: I centri articolari della caviglia, del ginocchio e il punto medio tra la prima e la quinta testa metatarsale calcolati in SMART Analyzer con l’operatore “Punto medio di un segmento”.**

Il sistema di riferimento della tibia ha come origine il centro articolare della caviglia. L’asse longitudinale della tibia (asse Z), ottenuto tramite l’operatore “Vettore unitario da un punto 3D ad un altro punto 3D”, è l’asse passante per il centro della caviglia e il centro del ginocchio. È stato poi definito un asse medio-laterale temporaneo che passa per il centro della caviglia e il marker posto sul malleolo mediale. Dato che nel protocollo IOR Gait non sono previste prove di andata e ritorno, ma esiste un solo verso di avanzamento, la definizione dell’asse medio-laterale è la medesima per i due arti. Facendo il prodotto vettoriale tra l’asse medio-laterale (ML) temporaneo e l’asse longitudinale, con l’operatore “Prodotto vettoriale tra due vettori unitari”, si ottiene l’asse antero-posteriore (AP) (asse X). Per ottenere una terna ortogonale destrorsa, è necessario effettuare un ulteriore prodotto vettoriale tra l’asse longitudinale e l’asse antero-posteriore appena calcolato, definendo così l’asse medio-laterale (asse Y), perpendicolare agli altri due assi. È stato quindi ricavato il sistema di riferimento della tibia con i tre assi creati tramite l’uso dell’operatore “Sistema di riferimento definito da origine e vettori unitari X, Y, Z” (Figura 4.14, Figura 4.15).

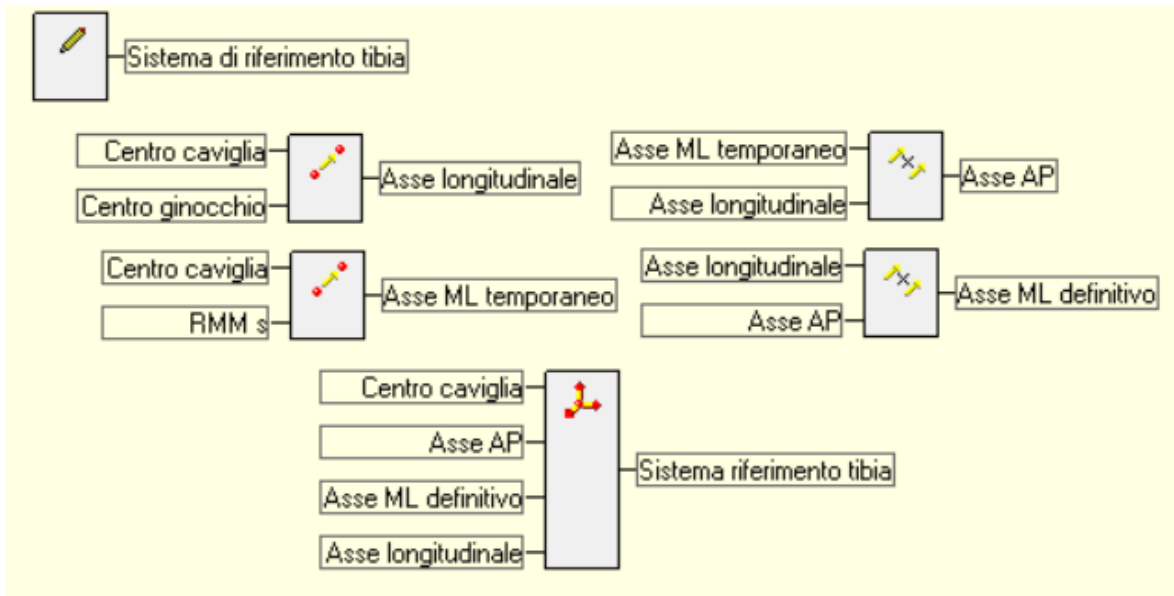


Figura 4.14: Passaggi della creazione del sistema di riferimento della tibia in SMART Analyzer: sono stati creati dapprima l'asse longitudinale e l'asse medio-laterale temporaneo e poi gli assi antero-posteriore e medio-laterale definitivo tramite il prodotto vettoriale tra due vettori. Infine, è stato definito il sistema di riferimento della tibia.

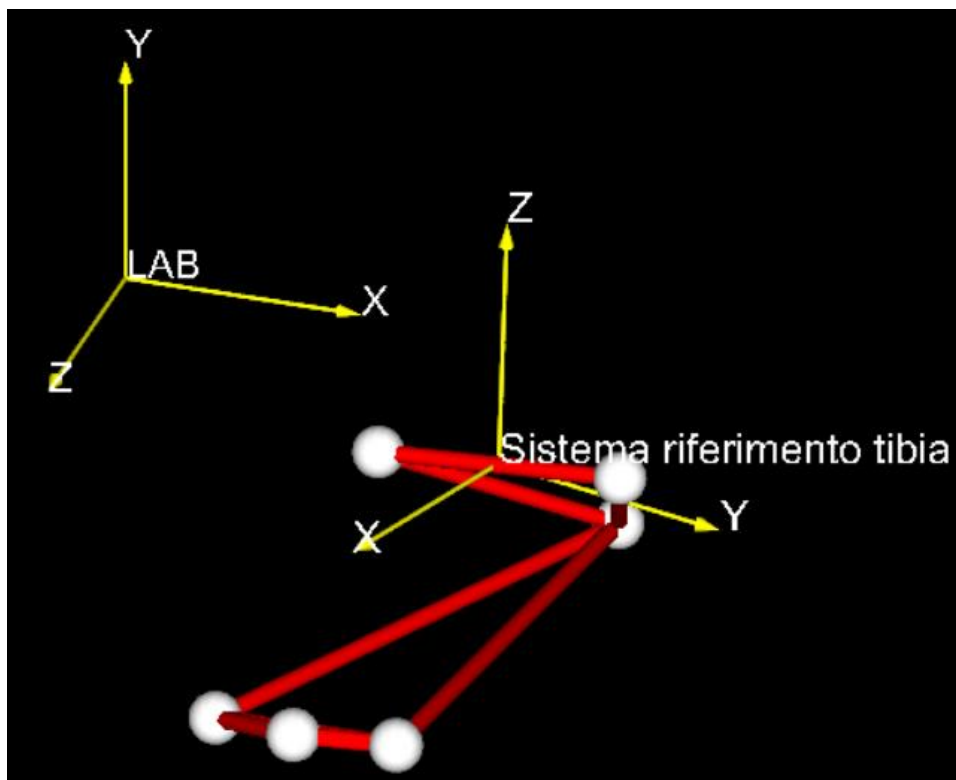
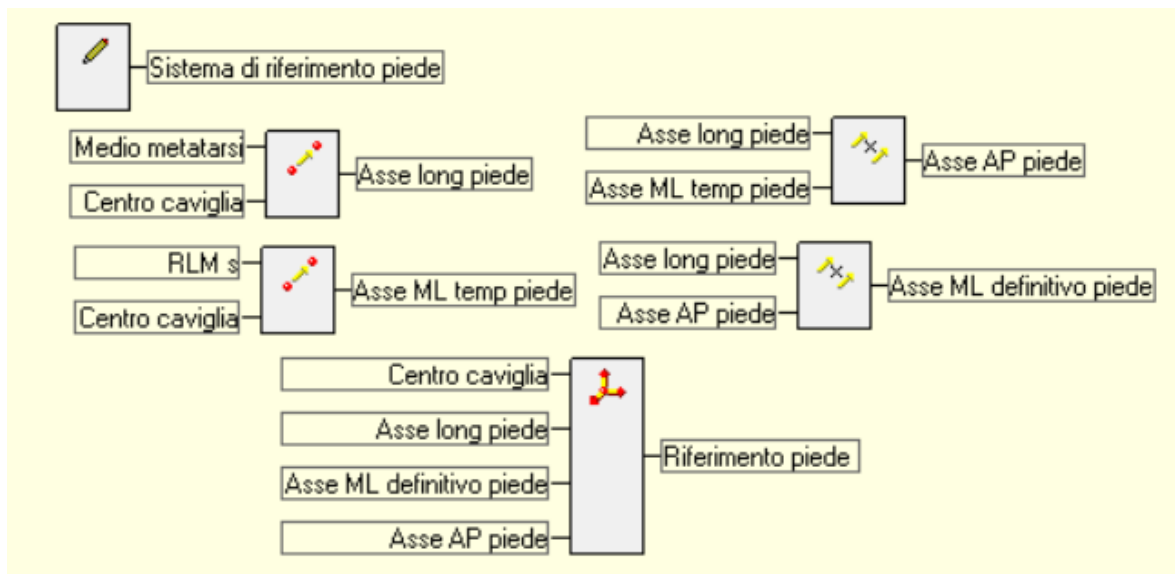


Figura 4.15: Visualizzazione del sistema di riferimento locale della tibia in SMART Analyzer rispetto al sistema di riferimento fisso del laboratorio.

Il sistema di riferimento del piede ha origine nel centro nella caviglia e ha come asse longitudinale l'asse passante per il punto medio dei metatarsi e il centro della caviglia. L'asse medio-laterale temporaneo è l'asse passante per il centro della caviglia e il marker sul malleolo mediale. L'asse antero-posteriore è stato ottenuto eseguendo il prodotto vettoriale tra l'asse longitudinale e l'asse medio-laterale temporaneo. L'asse così ottenuto è perpendicolare agli altri due assi. Infine, per ricavare l'asse medio-laterale definitivo, è stato effettuato il prodotto vettoriale tra l'asse longitudinale e l'asse antero-posteriore, ottenendo così una terna ortogonale destrorsa (Figura 4.17).

Le operazioni nella definizione del sistema di riferimento del piede sono state effettuate con gli stessi operatori del sistema di riferimento della tibia (Figura 4.16).



**Figura 10.16: Passaggi della creazione del sistema di riferimento del piede in SMARTAnalyzer: sono stati creati dapprima l'asse longitudinale e l'asse medio-laterale temporaneo e poi gli assi antero-posteriore e medio-laterale definitivo tramite il prodotto vettoriale tra due vettori. Infine, è stato definito il sistema di riferimento del piede.**

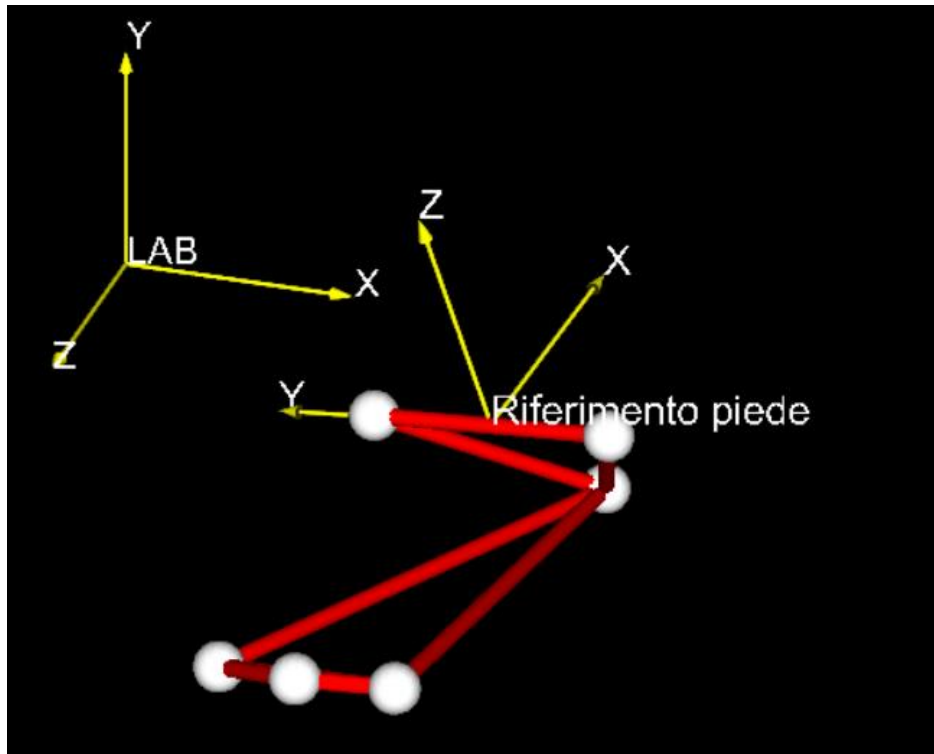


Figura 11.17: Visualizzazione del sistema di riferimento locale del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto del laboratorio.

#### 4.6.3 Calcolo della potenza - Metodo Distal Shank

Nel metodo Distal Shank il calcolo della potenza è il risultato della somma di due contributi, la potenza traslazionale e quella rotazionale, entrambe associate al movimento della tibia rispetto al terreno.

La potenza rotazionale è data dalla formula:

$$PowRot = M_{tot}(t) \cdot \omega_{tibia}(t) \quad (10)$$

$M_{tot}$  è il momento totale esterno della caviglia, ottenuto dalla somma del momento dovuto alla forza di reazione al terreno e del momento torcente (P0), misurato dalla piattaforma di forza. Il momento della forza di reazione al terreno (GRF) rispetto al centro della caviglia è calcolato tramite l'operatore "Momento di una forza", in cui gli input sono la GRF e il suo braccio definito dalla distanza tra due punti: il punto di applicazione della GRF, ovvero il centro di pressione, e il centro della caviglia (Figura 4.18).

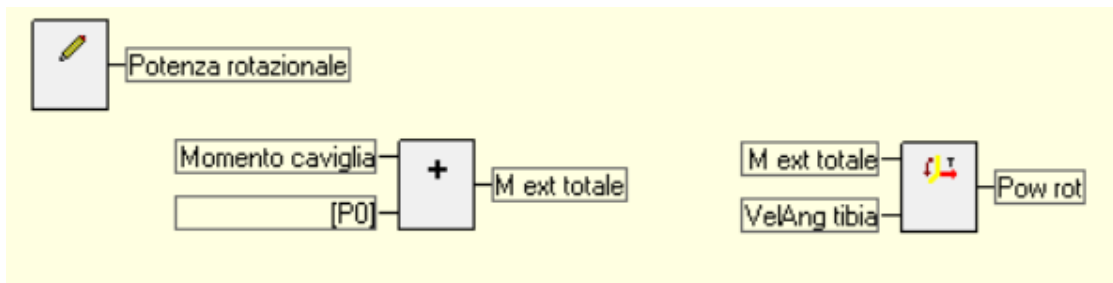


In SMART Analyzer, la potenza rotazionale viene calcolata tramite l'operatore "Potenza di un momento torcente", in cui gli input sono il momento totale esterno della caviglia e il vettore velocità angolare della tibia ( $\omega_{\text{tibia}}$ ) (Figura 4.19).

Il vettore velocità angolare della tibia, che è considerata come un corpo rigido, ha componenti intorno ai tre assi funzionali della tibia (flesso-estensione, abdo-adduzione, rotazione interna-esterna).



**Figura 4.18: Momento alla caviglia calcolato come il momento della forza di reazione al terreno, acquisito dalla piattaforma nel punto di applicazione della GRF, rispetto al centro della caviglia.**



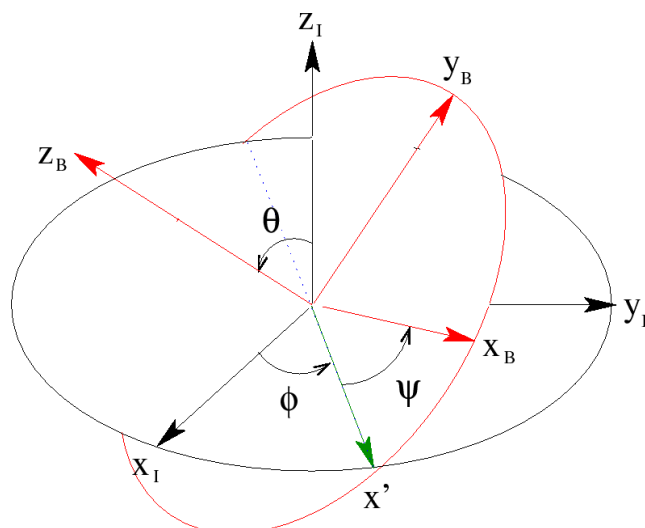
**Figura 4.19: Implementazione della potenza rotazionale per il metodo Distal Shank: si calcola dapprima il momento della caviglia, che sommato al momento acquisito dalla piattaforma di forza rappresenta il momento esterno totale ( $M_{\text{ext totale}}$ ), che è moltiplicato per la velocità angolare della tibia per ottenere la potenza rotazionale.**

La velocità angolare della tibia è stata calcolata per mezzo degli angoli di Eulero.

Gli angoli di Eulero sono una terna di parametri che permettono di identificare univocamente l'orientamento relativo di due sistemi di riferimento cartesiani. I tre angoli rappresentano le tre rotazioni che sono necessarie per ottenere la terna  $X_B-Y_B-Z_B$ , detta terna mobile, a partire dalla terna  $X_I-Y_I-Z_I$ , detta terna fissa.

In particolare, l'angolo di nutazione  $\Theta$  è l'angolo tra l'asse  $Z_I$  e  $Z_B$ . L'intersezione tra il piano individuato dagli assi  $X_B-Y_B$  e quello individuato dagli assi  $X_I-Y_I$  è detto asse dei nodi  $X'$  e l'angolo tra questo asse e l'asse  $X_B$  definisce l'angolo di rotazione propria  $\Psi$ .

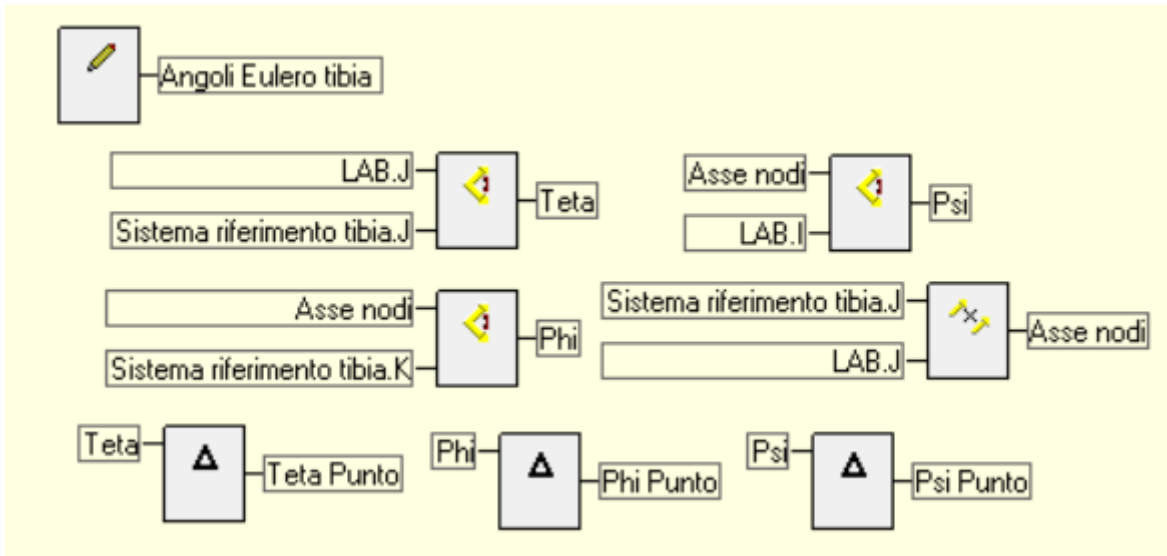
Infine, l'angolo di precessione  $\Phi$  è l'angolo tra l'asse dei nodi e l'asse  $X_I$  (Figura 4.20).



**Figura 4.20: Rappresentazione grafica degli angoli di Eulero ( $\Theta$ ,  $\Psi$ ,  $\Phi$ ); in rosso la terna di riferimento mobile, in nero la terna fissa, in verde l'asse dei nodi.**

Nel caso del metodo Distal Shank, il sistema di riferimento fisso è quello del laboratorio, quello mobile è il sistema di riferimento della tibia. L'angolo di nutazione  $\Theta$  si ottiene tra l'asse Y del laboratorio (LAB.J) e l'asse Y della tibia (medio-laterale) (Sistema riferimento tibia.J) e dal punto di vista anatomico è l'angolo di adduzione-abduzione dell'articolazione. L'asse dei nodi, in questo caso, è orizzontale e in direzione antero-posteriore. L'angolo di precessione  $\Phi$  è tra l'asse dei nodi e l'asse X del laboratorio (asse medio-laterale del laboratorio) (LAB.I) e rappresenta l'angolo di rotazione interna-esterna. L'angolo di rotazione propria  $\Psi$  è l'angolo tra l'asse dei nodi e l'asse longitudinale della tibia (Sistema riferimento tibia.K) e rappresenta l'angolo di flesso-estensione.

Gli angoli precedentemente descritti sono stati ottenuti tramite l'operatore "Angolo tra due vettori unitari", e le variabili Teta Punto, Phi Punto e Psi Punto, utilizzate successivamente nel calcolo delle componenti della velocità angolare, tramite l'operatore "Derivata di un oggetto" (Figura 4.21).



**Figura 4.21: I passaggi della definizione degli angoli di Eulero della tibia Teta, Phi e Psi (in alto) e delle loro derivate (in basso), utili al successivo calcolo delle componenti della velocità angolare della tibia.**

Con questo sistema di riferimento, l'angolo di nutazione ha un valore di circa 90 gradi ed è importante che per tutta la durata della fase di stance non assuma valore nullo. Se ciò dovesse accadere, i piani perpendicolari agli assi Z e z sarebbero coincidenti e l'asse dei nodi risulterebbe quindi indeterminato, non permettendo la definizione degli altri due angoli. Di conseguenza, non sarebbe possibile ottenere le componenti della velocità angolare e calcolare la potenza in quell'istante. Questo fenomeno è noto come blocco cardanico, o gimbal lock.

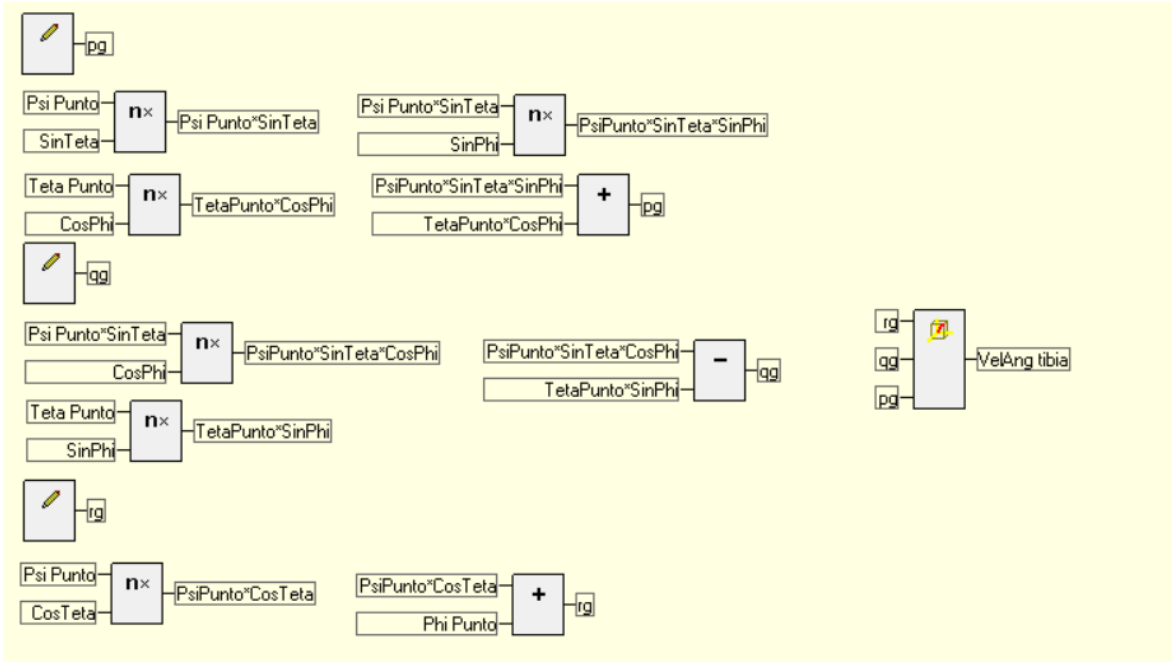
Definiti gli angoli di Eulero, la velocità angolare della tibia è calcolata applicando le seguenti formule:

$$pg = \dot{\psi} \sin \theta \sin \varphi + \dot{\theta} \cos \varphi \quad (11)$$

$$qg = \dot{\psi} \sin \theta \cos \varphi - \dot{\theta} \sin \varphi \quad (12)$$

$$rg = \dot{\psi} \cos \theta + \dot{\varphi} \quad (13)$$

Le equazioni (11), (12) e (13) rappresentano le componenti della velocità angolare della tibia rispetto ai tre assi del laboratorio. Infine, la variabile velocità angolare della tibia è stata ricavata con l'operatore "Oggetto 3D definito da 3 coordinate" (Figura 4.22).

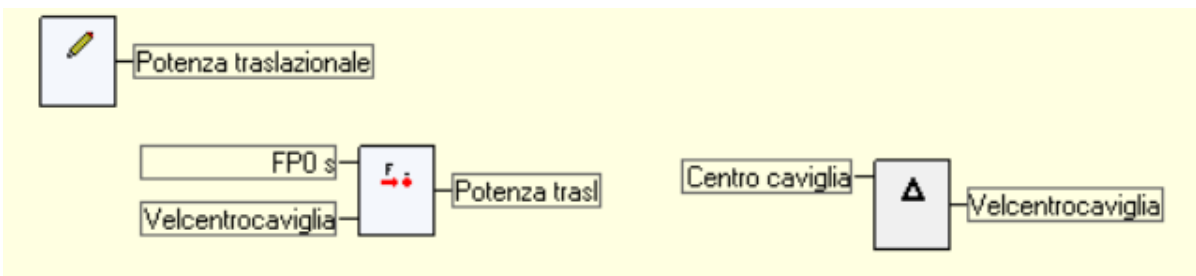


**Figura 4.22: Velocità angolare della tibia:** sono state calcolate prima le tre componenti rispetto agli assi del laboratorio pg, qg e rg (a sinistra) e poi unite per definire la velocità angolare della tibia in tutte e tre le direzioni (a destra).

In ultimo, tramite il prodotto scalare tra la forza di reazione al terreno applicata al centro della caviglia ( $F_{P0}$ ) e la velocità traslazionale del centro della caviglia ( $Vel_{CentroCaviglia}$ ), è stata calcolata la potenza traslazionale:

$$PowTrasl = GRF(t) \cdot Vel_{CentroCaviglia}(t) \quad (14)$$

Nel dettaglio, gli operatori utilizzati sono stati “Derivata di un oggetto” e “Potenza di una forza” (Figura 4.23).



**Figura 4.23: Potenza traslazionale (a sinistra):** la forza di reazione al terreno applicata al centro della caviglia, acquisita dalla piattaforma di forza, è stata moltiplicata per la velocità traslazionale del centro della caviglia (a destra).

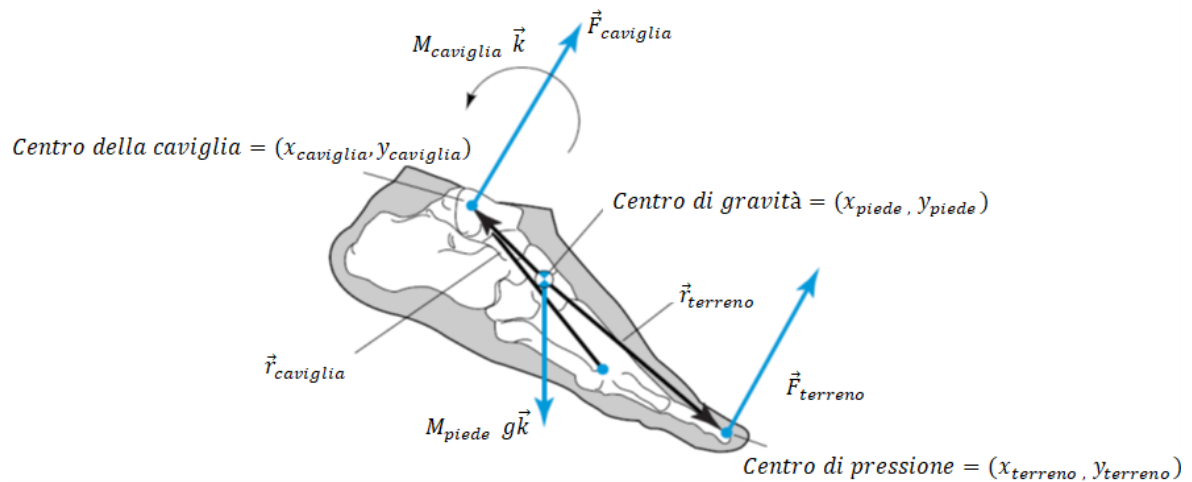
Dalla somma delle due equazioni precedentemente calcolate (10) e (14), si ricava la potenza totale generata, o assorbita, dalla caviglia:

$$PowTotDS = PowRot + PowTrasl \quad (15)$$

Se la potenza è positiva, il piede sta generando energia, se è negativa, si ha invece assorbimento di energia.

#### 4.6.4 Risoluzione del Problema Dinamico Inverso

La risoluzione del Problema Dinamico Inverso consiste nel calcolare le forze e i momenti che agiscono sul centro di un'articolazione conoscendo i dati cinematici del suo movimento, ovvero velocità e accelerazioni. Dopo aver isolato dal resto del corpo il segmento di interesse, ovvero il piede, si considerano le forze e i momenti che agiscono su di esso come un'unica forza e un unico momento, applicati nel centro della caviglia (Figura 4.24).

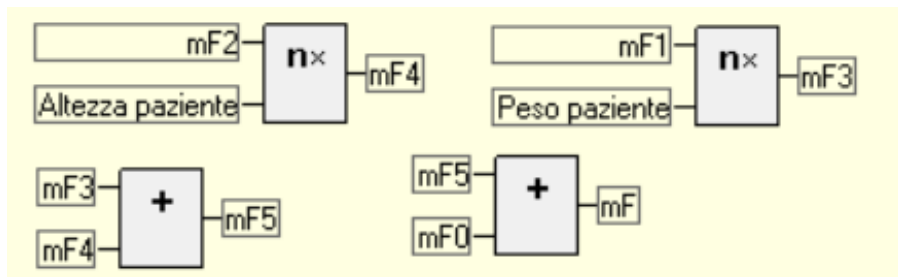


**Figura 4.24:** Schema del Problema Dinamico Inverso applicato al piede. Sono indicate le forze che contribuiscono alle equazioni del Problema Dinamico Inverso: forza di reazione al terreno ( $F_{terreno}$ ), forza peso ( $M_{piede}g$ ), forza articolare ( $F_{caviglia}$ ).

Si imposta quindi la seguente equazione, in cui la somma delle forze relative alla caviglia sono equivalenti alla sua massa moltiplicata per l'accelerazione del suo centro di gravità:

$$m_{piede} \cdot g + GRF + F_{caviglia} = m_{piede} \cdot a_{piede} \quad (16)$$

$m_{\text{piede}}$  è la massa del piede, calcolata con le equazioni proposte da DeLeva [28], che stimano la massa di un segmento corporeo conoscendo il peso del soggetto, e  $g$  è l'accelerazione di gravità. GRF è la forza di reazione al terreno,  $F_{\text{caviglia}}$  è la forza articolare della caviglia applicata nel punto di congiunzione tra caviglia e tibia,  $a_{\text{piede}}$  è l'accelerazione del centro di massa del piede. La posizione del centro di massa del piede ( $mF$ ) è stata ricavata dalle stime proposte da Zatsiorsky nel suo studio sulle proprietà inerziali dei segmenti corporei a partire dall'altezza del soggetto [29] (Figura 4.25).



**Figura 4.25: Calcolo del centro di massa del piede tramite le stime di Zatsiorsky:  $mF0$ ,  $mF1$ ,  $mF2$ ,  $mF3$ ,  $mF4$  e  $mF5$  sono i contributi intermedi inseriti manualmente in SMART Analyzer per il calcolo finale della massa del piede  $mF$ .**

Dall'equazione (16) è possibile ricavare la forza articolare della caviglia ( $F$  tibia su caviglia), che è l'unica incognita (Figura 4.27).

In Smart Analyzer, il primo termine dell'equazione, ovvero il prodotto scalare tra la massa del piede e l'accelerazione di gravità, è stato ricavato tramite l'operatore "Accelerazione di una massa". Il prodotto scalare tra la massa del piede e l'accelerazione del suo centro di massa invece, si ottiene tramite l'operatore "Derivata di un momento lineare". In questo termine è presente anche la variabile centro di gravità del piede (RFCG), calcolata tramite l'operatore "2 punti e uno scalare" (Figura 4.26). Secondo le stime di Zatsiorsky [29], infatti, il centro di gravità del piede si trova al 44% della lunghezza del piede lungo l'asse longitudinale. Per il suo calcolo è stato quindi utilizzato il marcatore sul calcagno (RCA) e quello sul primo dito del piede (RIIT).

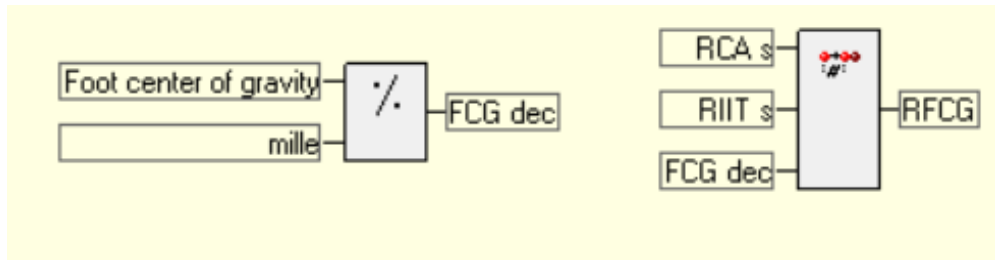


Figura 4.26: Calcolo del centro di gravità del piede, definito secondo le stime di Zatsiorsky utilizzando il marcatore RCA sul calcagno e il marcatore RIIT sul primo dito del piede.

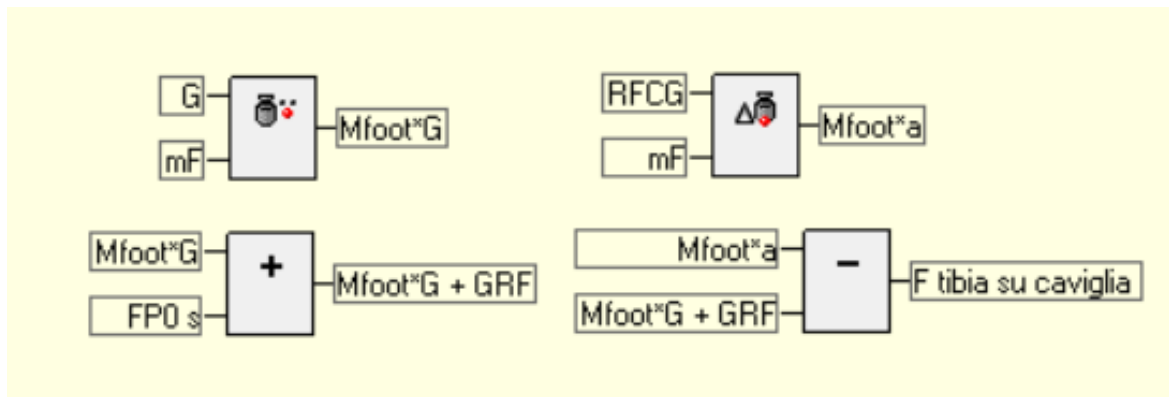


Figura 4.27: Passaggi del calcolo della forza articolare della caviglia: è stato calcolato dapprima il contributo dovuto al peso del piede, poi la forza dovuta all’accelerazione del centro di massa del piede; infine è stata calcolata l’incognita F tibia su caviglia tramite la risoluzione dell’equazione di equilibrio delle forze.

Ricavata la forza, il momento articolare della caviglia si calcola mediante la seguente equazione, corrispondente all’equilibrio dei momenti rispetto al centro dell’articolazione:

$$M_{GRF} + M_{Fpeso} + M_t + M_{caviglia} = I_{piede} \cdot \alpha \quad (17)$$

$M_{GRF}$  è il momento della forza di reazione al terreno rispetto al centro della caviglia (calcolato tramite “Momento di una forza”),  $M_{Fpeso}$  è il momento della forza peso rispetto al centro della caviglia,  $M_t$  è il momento torcente applicato sul terreno dal piede ed è misurato dalla piattaforma dinamometrica,  $M_{caviglia}$  è il momento articolare della caviglia sulla tibia applicato nel punto di congiunzione tra piede e caviglia (è l’incognita dell’equazione),  $I_{piede} \cdot \alpha$  è la derivata del momento di inerzia del piede (calcolata con l’operatore “Derivata di un momento angolare”) rispetto ai tre assi di inerzia del piede

(flesso-estensione, adduzione-abduzione, rotazione interna-esterna, ovvero miFIE, miFAA e miFFE), calcolati con le equazioni di Zatsiorsky [29] (Figura 4.28).

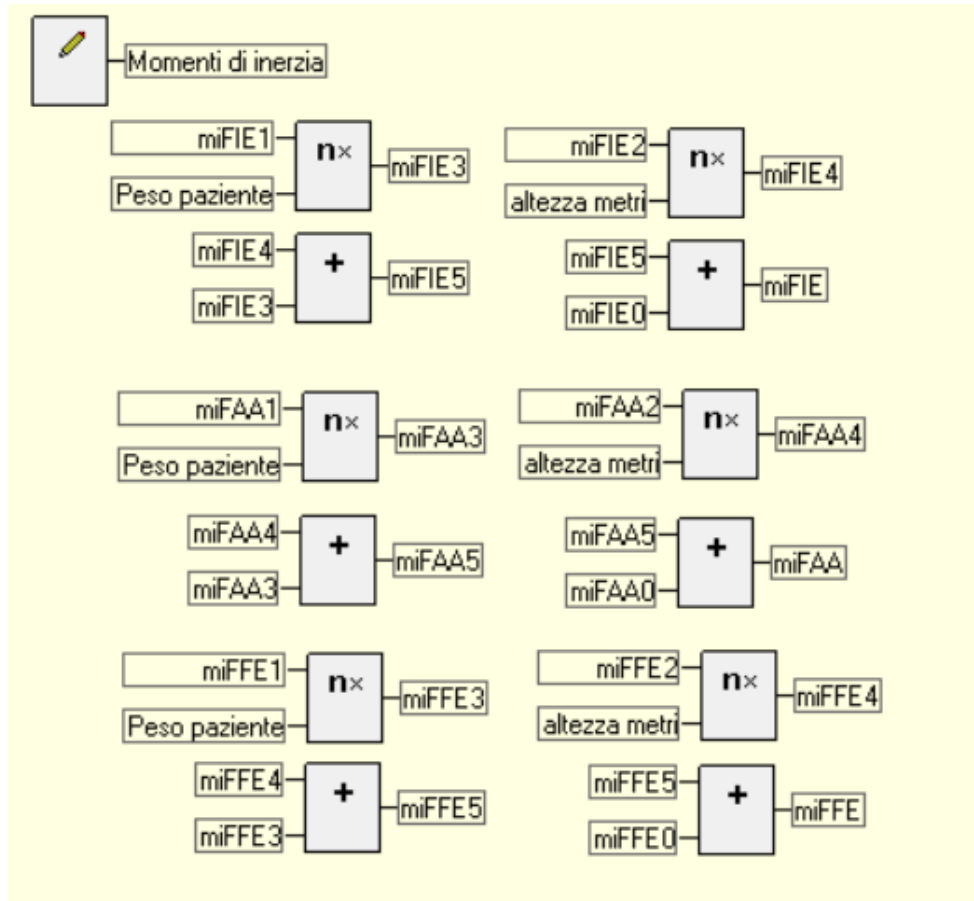


Figura 4.28: Momenti di inerzia rispetto ai tre assi del piede calcolati con le equazioni di Zatsiorsky.

Dall'equazione (17) si ricava il momento articolare ( $M_{\text{caviglia tibia su caviglia}}$ ), che è l'unica incognita (Figura 4.29).



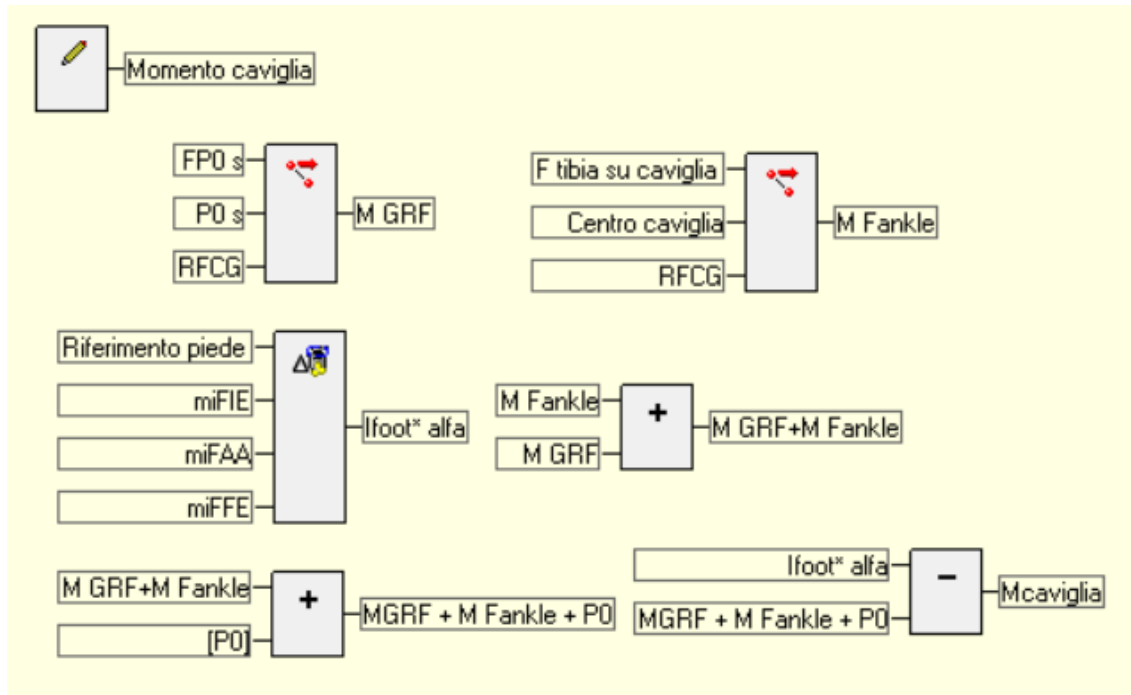


Figura 4.29: Passaggi del calcolo del momento della caviglia: si calcolano il momento della forza di reazione al terreno e della forza peso rispetto al centro della caviglia, la derivata del momento di inerzia del piede  $I^* \alpha$  e si risolve l'equazione rispetto all'incognita  $M_{caviglia}$ .

Infine, per calcolare la potenza (Figura 4.30), si moltiplica scalarmente il momento articolare della caviglia per la velocità angolare della caviglia rispetto alla tibia,  $\omega_{caviglia}$ :

$$PowDynInv = M_{caviglia}(t) \cdot \omega_{caviglia}(t) \quad (18)$$

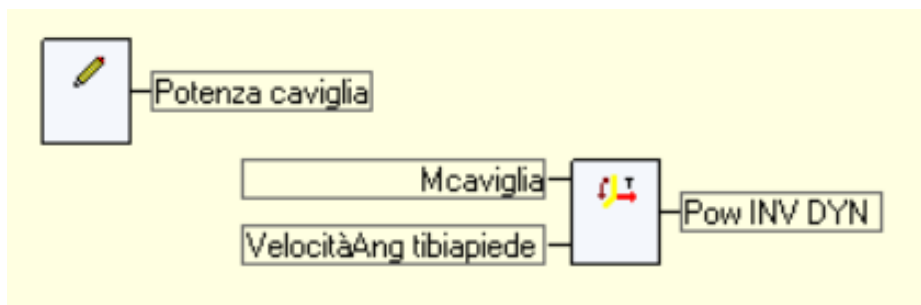
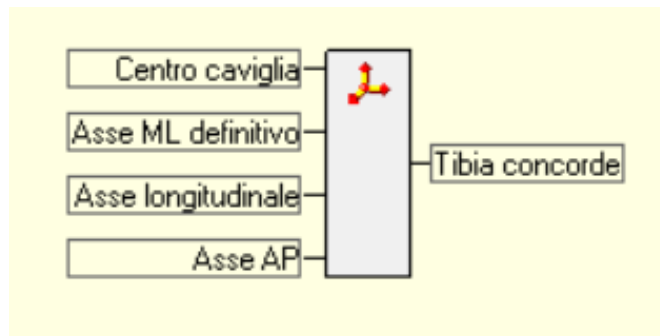


Figura 4.30: Calcolo della potenza con il metodo della Dinamica Inversa: si moltiplica scalarmente il momento articolare della caviglia " $M_{caviglia}$ " e la velocità angolare della caviglia rispetto alla tibia, chiamata "VelocitàAng tibiapiede" nel protocollo in SMART Analyzer.

$\omega_{caviglia}$  si calcola a partire dagli angoli di Eulero tra il sistema di riferimento della tibia e il sistema di riferimento del piede.

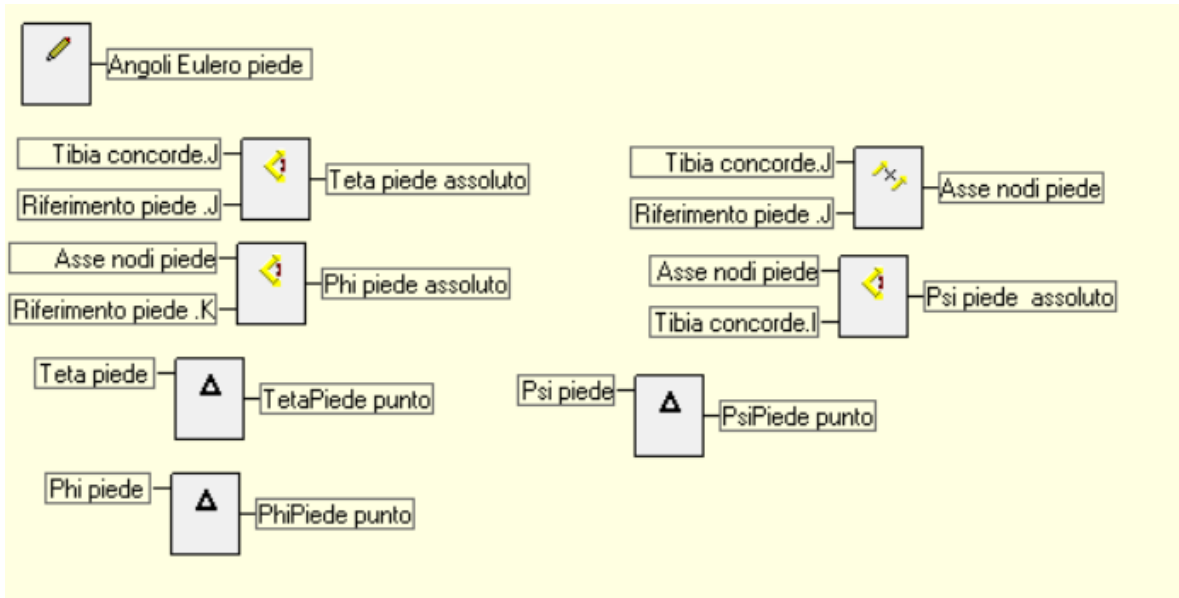
Il sistema di riferimento della tibia è considerato la terna fissa, il sistema di riferimento del piede la terna mobile. Calcolando gli angoli di Eulero con i sistemi di riferimento così disposti, l'angolo di nutazione tra i due assi longitudinali assumerebbe il valore nullo durante la fase di stance, nel momento in cui la caviglia si dorsiflette per prepararsi alla fase di push-off. Si incorrerebbe quindi nel problema dell'indeterminatezza dell'asse dei nodi e del blocco cardanico. È necessario cambiare l'orientamento degli assi del sistema di riferimento della tibia (chiamati X'-Y'-Z'), che saranno concordi con il sistema di riferimento del laboratorio, per evitare il blocco cardanico. L'asse X' sarà l'asse medio-laterale, Y' sarà l'asse longitudinale e Z' l'asse antero-posteriore. In questo modo, il metodo di calcolo degli angoli di Eulero ha lo stesso significato anatomico di quello svolto per la tibia nel metodo Distal Shank, ma non si incorre nel problema della indeterminatezza dell'asse dei nodi (Figura 4.31).



**Figura 4.31: Sistema di riferimento della tibia concorde con il laboratorio: l'asse X' è l'asse medio-laterale, l'asse Y' l'asse longitudinale e l'asse Z' antero-posteriore.**

Nella Dinamica Inversa, l'angolo di nutazione è l'angolo che l'asse Y' della tibia (Tibia concorde.J) forma con l'asse Y del piede (Riferimento piede.J) e corrisponde all'angolo di adduzione-abduzione del piede rispetto alla tibia. L'asse dei nodi, quindi, sarà orizzontale e in direzione antero-posteriore. L'angolo di precessione è l'angolo che l'asse dei nodi forma con l'asse X' della tibia (Tibia concorde.I) e corrisponde all'angolo di rotazione interna-esterna, l'angolo di rotazione propria è l'angolo che l'asse dei nodi forma con l'asse Z del piede (Riferimento piede.K), e corrisponde alla flessione-estensione del piede

rispetto alla tibia (Figura 4.32). Le tre componenti della velocità angolare vengono poi calcolate con le stesse formule del metodo Distal Shank (Figura 4.33).



**Figura 4.32: Passaggi della creazione degli angoli di Eulero del sistema di riferimento del piede Teta piede, Phi piede e Psi piede (in alto) e le loro rispettive derivate utilizzate successivamente nel calcolo della velocità angolare tibia-piede (in basso).**

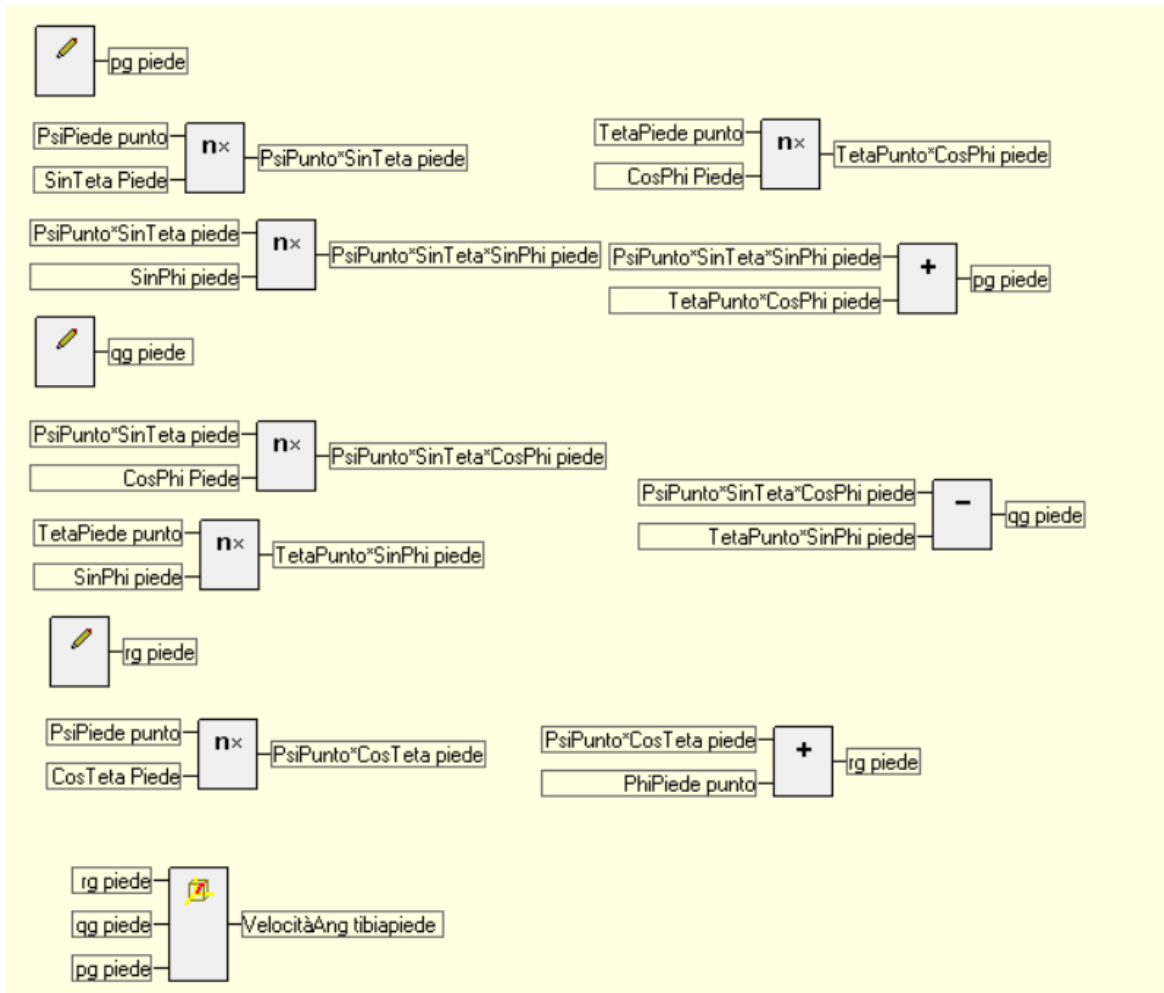


Figura 4.33: Passaggi del calcolo della velocità angolare del sistema tibia-piede in SMART Analyzer.

#### 4.6.5 Calcolo dell'energia

Per il calcolo dell'energia prodotta e assorbita dall'articolazione della caviglia durante la fase di stance, è sufficiente integrare nel tempo la potenza calcolata con l'equazione (15) per il metodo Distal Shank e l'equazione (18) per il Problema Dinamico Inverso, tramite l'operatore "Integrale di un oggetto" (Figura 4.34).

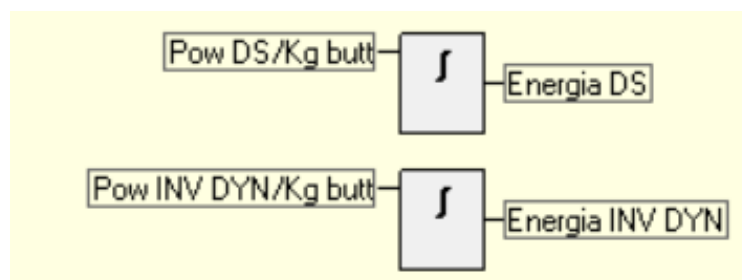
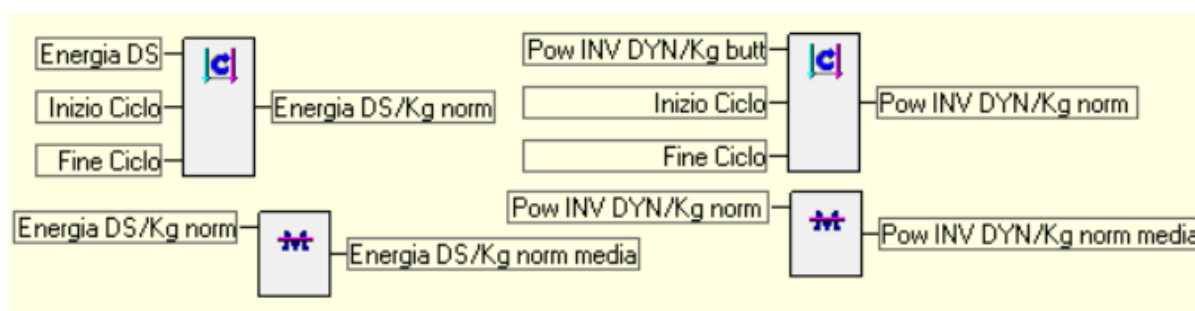


Figura 4.34: Calcolo dell'energia tramite l'integrale della potenza in SMART Analyzer con i due metodi implementati.

Valori positivi indicano che l'articolazione sta producendo energia, valori negativi che sta assorbendo energia.

Come ultimo passaggio, è stata effettuata la normalizzazione delle quantità calcolate sulla fase di stance ciclo del passo (da 0% a 100%) tramite l'operatore "Ciclo tra due eventi", impostando come inizio del ciclo il momento in cui il tallone viene a contatto con il terreno, e la fine del ciclo il momento in cui il piede si stacca dal terreno.

Infine, è stata calcolata la media dei parametri di tutte le acquisizioni utilizzate per ogni soggetto, con l'operatore "Media acquisizioni" (Figura 4.35).



**Figura 4.35: Normalizzazione e media della potenza calcolata in SMART Analyzer con i due metodi implementati.**

#### 4.7 Soggetti analizzati

I soggetti considerati in questo lavoro di tesi sono in totale 51, suddivisi in tre gruppi:

-16 soggetti affetti da diabete (10 maschi, 6 femmine, con età media 64,36 +/- 5,45 anni), contrassegnati dalla lettera D all'inizio del codice paziente (Tabella 4.2);

-24 soggetti affetti da diabete a cui è stata diagnosticata neuropatia periferica. La diagnosi di neuropatia periferica avviene se il soggetto consegue un punteggio  $\geq 3$  nel Michigan Neuropathic Screening Instrument, un esame che comprende 15 test motori e sensoriali per individuare i sintomi della neuropatia (17 maschi, 7 femmine, con età media 64,04 +/- 5,54 anni), contrassegnati dalla lettera N all'inizio del codice paziente (Tabella 4.3);

-11 soggetti di controllo (8 maschi, 3 femmine con età media 59,36 +/- 4,86 anni), contrassegnati dalla lettera C all'inizio del codice paziente (Tabella 4.4).

| Codice paziente | Peso (kg) | Altezza (cm) | Età | Genere |
|-----------------|-----------|--------------|-----|--------|
| D_1             | 65        | 160          | 68  | F      |
| D_2             | 76        | 165          | 58  | M      |
| D_3             | 74        | 156          | 65  | M      |
| D_4             | 70        | 170          | 64  | M      |
| D_5             | 71        | 167          | 66  | F      |
| D_6             | 53        | 158          | 60  | F      |
| D_7             | 72        | 168          | 65  | M      |
| D_8             | 72        | 167          | 62  | M      |
| D_9             | 97        | 184          | 56  | M      |
| D_10            | 63        | 168          | 75  | M      |
| D_11            | 78        | 176          | 69  | M      |
| D_12            | 72        | 160          | 65  | F      |
| D_13            | 65        | 155          | 59  | F      |
| D_14            | 56        | 154          | 57  | F      |
| D_15            | 85        | 170          | 70  | M      |
| D_16            | 74        | 172          | 71  | M      |

**Tabella 4.2: Soggetti diabetici non neuropatici analizzati.**

| Codice paziente | Peso (kg) | Altezza (cm) | Età | Genere |
|-----------------|-----------|--------------|-----|--------|
| N_1             | 76        | 171          | 69  | M      |
| N_2             | 90        | 178          | 64  | M      |
| N_3             | 58        | 168          | 70  | F      |
| N_4             | 69        | 166          | 69  | F      |
| N_5             | 85        | 182          | 62  | M      |
| N_6             | 80        | 175          | 65  | M      |
| N_7             | 82        | 180          | 60  | M      |
| N_8             | 74        | 174          | 60  | M      |
| N_9             | 66        | 171          | 69  | M      |
| N_10            | 70        | 168          | 61  | F      |
| N_11            | 53        | 157          | 73  | F      |
| N_12            | 74        | 172          | 70  | M      |
| N_13            | 83        | 183          | 58  | M      |
| N_14            | 57        | 164          | 52  | F      |
| N_15            | 71        | 174          | 73  | M      |
| N_16            | 100       | 187          | 64  | M      |
| N_17            | 80        | 175          | 65  | M      |
| N_18            | 58        | 168          | 56  | F      |
| N_19            | 82        | 180          | 60  | M      |
| N_20            | 90        | 187          | 59  | M      |
| N_21            | 73        | 168          | 66  | M      |
| N_22            | 92        | 187          | 60  | M      |
| N_23            | 72        | 171          | 69  | M      |
| N_24            | 72        | 155          | 63  | F      |

**Tabella 4.3: Soggetti diabetici neuropatici analizzati.**

| Codice paziente | Peso (kg) | Altezza (cm) | Età | Genere |
|-----------------|-----------|--------------|-----|--------|
| C_1             | 78        | 183          | 60  | M      |
| C_2             | 67        | 178          | 64  | M      |
| C_3             | 80        | 176          | 62  | M      |
| C_4             | 74        | 170          | 55  | M      |
| C_5             | 85        | 184          | 64  | M      |
| C_6             | 68        | 177          | 55  | M      |
| C_7             | 77        | 178          | 63  | M      |
| C_8             | 55        | 156          | 54  | F      |
| C_9             | 69        | 167          | 54  | F      |
| C_10            | 67        | 167          | 55  | F      |
| C_11            | 74        | 169          | 67  | M      |

**Tabella 4.4: Soggetti di controllo analizzati.**

I soggetti indicati sono stati ritenuti confrontabili tra loro a seguito della valutazione delle caratteristiche demografiche presentate nelle tabelle.

#### **4.8 Prove di cammino**

Ai soggetti è stato chiesto di camminare a piedi nudi lungo una passerella presente nel laboratorio, contenente le due piattaforme di forza. La velocità di cammino è stata scelta arbitrariamente dai soggetti, in modo da rendere il cammino il più naturale possibile.

Ad ogni soggetto è stato chiesto di camminare ripetutamente sulla passerella nella stessa direzione, così da essere certi di avere un numero sufficiente di acquisizioni valide per la successiva analisi.

Un'acquisizione è ritenuta valida se comprende almeno un appoggio completo del piede su una delle due piattaforme di forza. Per appoggio completo si intende un appoggio in cui la pianta del piede viene a contatto interamente con la superficie della piattaforma di forza.

Come detto in precedenza, il laboratorio di Padova è dotato di due piattaforme di forza non allineate longitudinalmente che permettono di registrare sia un appoggio destro che un appoggio sinistro nell'arco della stessa prova. Ogni appoggio è stato considerato e analizzato come prova singola e, per ogni soggetto, sono state utilizzate in media 3 prove per l'arto destro e 3 prove per l'arto sinistro. Successivamente, è stata fatta la media matematica tra i due arti, così da ottenere, per ogni parametro biomeccanico preso in considerazione, un valore caratteristico per ciascun soggetto.

Il calcolo della media matematica tra i due arti è stato possibile perché, oltre ai file delle singole prove, è stata fornita dal laboratorio di Padova la scheda dell'anamnesi dei soggetti dei tre gruppi in esame. In questo file sono presenti informazioni di base come peso,

altezza, età e sesso di ogni soggetto, ma anche altre informazioni di carattere clinico. Nello specifico, per i controlli infatti vengono descritte, se presenti, alcune alterazioni biomeccaniche o morfologiche delle articolazioni di anca, ginocchio e del piede (tallone o dita); per quanto riguarda i soggetti diabetici e quelli neuropatici sono indicati anche la durata della malattia ed eventuali altre complicanze legate ad essa. Questo file ha permesso di capire, dopo aver estratto le curve di potenza ed energia dei singoli arti, se gli eventuali comportamenti differenti tra piede destro e sinistro fossero dovuti alle differenze nel quadro clinico dei singoli pazienti. È stato notato che non sono presenti particolari differenze tra i due arti, né per quanto riguarda le curve estratte, né per quanto concerne l'anamnesi dei soggetti.

In alcuni casi, è stato necessario escludere delle prove ritenute non buone, a causa di problemi legati all'acquisizione o all'elaborazione dei dati cinematici o dinamici. Ciò ha permesso l'elaborazione dei dati di un solo arto e nello specifico, in questa casistica sono rientrati 3 soggetti di controllo, 4 soggetti diabetici e 10 soggetti neuropatici.



## **CAPITOLO 5 – RISULTATI E ANALISI STATISTICA**

In questo capitolo saranno riportati e descritti i risultati ottenuti per l'analisi delle tre popolazioni di soggetti (controlli, diabetici e diabetici neuropatici) presi in esame nel corrente lavoro di tesi, con lo scopo di evidenziare le eventuali differenze riscontrate nelle curve di potenza e di energia riguardanti l'articolazione della caviglia utilizzando il metodo Distal Shank, implementato nel software SMART Analyzer. Come verifica del metodo utilizzato, è stato effettuato un confronto con un metodo già impiegato in ambito clinico che calcola la potenza alla caviglia mediante la risoluzione del Problema Dinamico Inverso.

Tutte le acquisizioni sono state effettuate presso il Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Università degli Studi di Padova (BioMovLab). Sono state elaborate le prove di cammino di 11 soggetti di controllo, 16 soggetti diabetici e 24 diabetici neuropatici.

Come descritto nel capitolo precedente, una prova è considerata valida se il piede appoggia completamente su una delle due piattaforme installate nel laboratorio.

Per ciascun soggetto, dalla media delle prove ritenute valide è stata ricavata una curva per la potenza ed una per l'energia per ogni arto. È poi stata calcolata la media matematica tra i dati del piede destro e del piede sinistro.

Per ogni popolazione analizzata, è stata dapprima effettuata un'analisi qualitativa in cui le curve medie dei singoli soggetti sono state raccolte in un unico grafico, al fine di ottenere un confronto tra soggetti della stessa popolazione. I soggetti il cui grafico presentava morfologia anomala, oscillazioni o un andamento non coerente con il resto della popolazione sono stati esclusi dalla successiva analisi dei risultati.

Infine, per ogni gruppo sono state ricavate le curve medie di potenza e di energia complessive che sono state utilizzate successivamente per il confronto tra le diverse popolazioni.

Va specificato che al fine di poter confrontare soggetti diversi tra loro, le curve di potenza ed energia sono state normalizzate rispetto al peso di ogni soggetto, e gli andamenti delle curve sono stati normalizzati in percentuale rispetto al tempo di stance.

### **5.1 Analisi Statistica**

Per poter confrontare i due metodi implementati e i tre gruppi di soggetti tra di loro, è stata effettuata l'analisi statistica sui parametri significativi estratti dalle curve di potenza e di

energia, permettendo di stabilire se le differenze nei valori dei parametri siano significative o meno. I test statistici sono stati eseguiti con il software JMP 15.

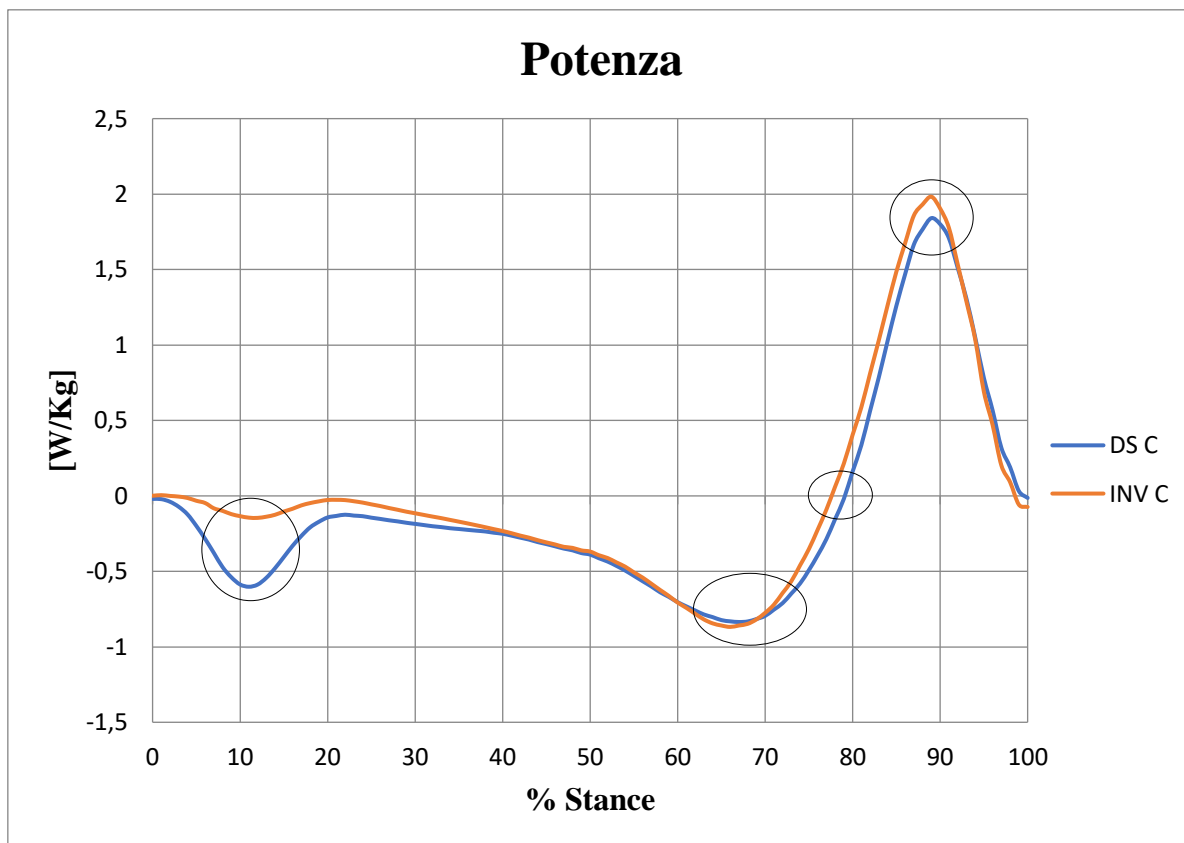
Per la scelta del test da eseguire è stata dapprima valutata la distribuzione dei parametri in esame con l'utilizzo del test di "Shapiro-Wilk". Successivamente, dopo aver individuato ed escluso gli outliers mediante il calcolo delle "distanze di Mahalanobis", è stata valutata nuovamente la distribuzione.

Data la distribuzione non gaussiana dei dati sono stati applicati i test non parametrici di Wilcoxon e Kruskal-Wallis, quest'ultimo utilizzato nel caso di più di due popolazioni di soggetti analizzati. Per i confronti il cui p-value è risultato minore del valore impostato ( $p=0,05$ ) è stato applicato un test post-hoc per attuare un confronto multiplo tra i gruppi. È stato quindi effettuato il test di Dunn, che adotta la correzione di Bonferroni, necessaria quando devono essere verificate contemporaneamente più ipotesi.

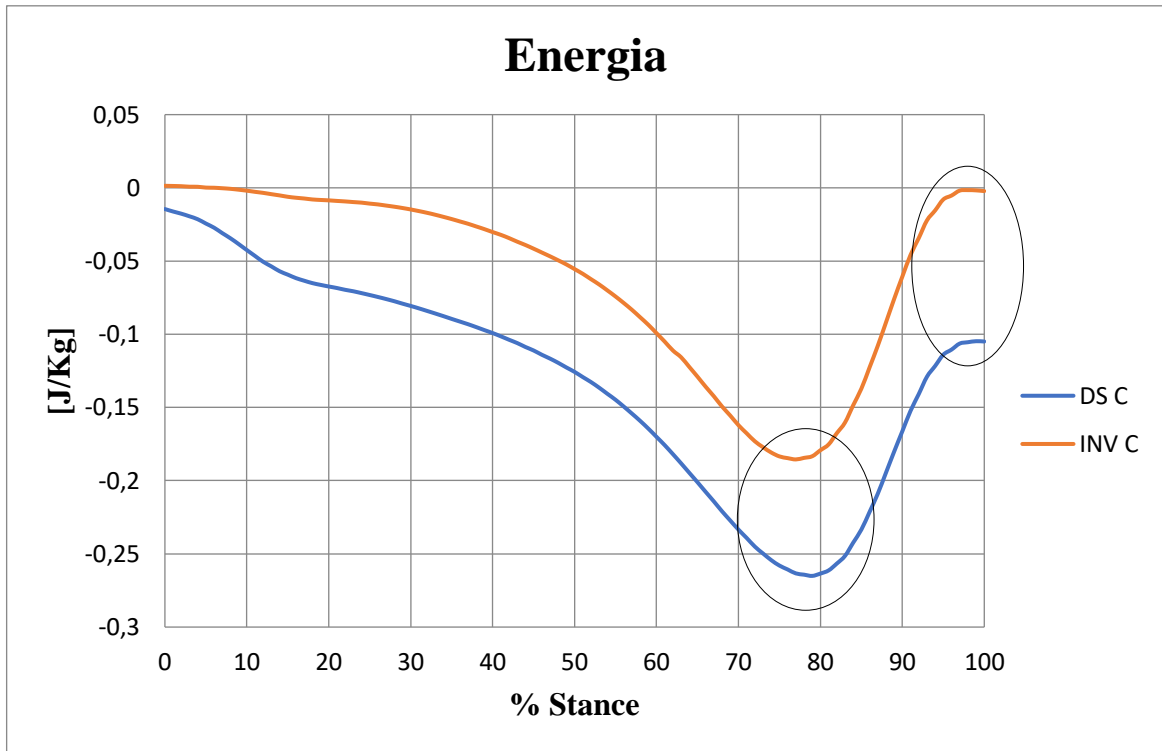
## **5.2 Confronto tra metodo Distal Shank e risoluzione del Problema Dinamico Inverso e parametri di interesse delle curve**

Di seguito verranno mostrati i grafici di potenza (Figura 5.1) e di energia (Figura 5.2) riguardanti il confronto tra il metodo di calcolo utilizzato nella valutazione dei soggetti di questo lavoro di tesi, ovvero il Distal Shank (DS), e il metodo già ampiamente utilizzato in ambito clinico ottenuto mediante la risoluzione del Problema Dinamico Inverso (INV). In ascissa (X) è presente la percentuale della fase di stance (% Stance), in ordinata rispettivamente la potenza e l'energia. Le unità di misura sono quindi Watt su Kilogrammo (W/Kg) per la potenza e Joule su Kilogrammo (J/Kg) per l'energia.

Questa prima valutazione è stata effettuata prendendo in considerazione i risultati del gruppo di controllo.



**Figura 5.1: Curva media di potenza alla caviglia in percentuale della fase di stance, calcolata con i metodi DS (in blu) e INV (in arancione). Popolazione di controllo. Sono evidenziati in nero i parametri significativi della curva di potenza: il primo picco di assorbimento, il secondo picco di assorbimento, l'attraversamento dello zero e il picco massimo positivo.**



**Figura 5.2: Curva media dell'energia alla caviglia in percentuale della fase di stance, calcolata con i metodi DS (in blu) e INV (in arancione). Popolazione di controllo. Sono evidenziati in nero i parametri significativi della curva di energia: il massimo picco di assorbimento e il valore finale.**

È possibile notare nelle curve di potenza e dell'energia di entrambi i metodi alcuni andamenti caratteristici (evidenziati in nero nei grafici), e da questi ricavare i parametri significativi da analizzare.

Questi ultimi si dividono in parametri temporali e non temporali.

I parametri non temporali (evidenziati in Figura 5.1 e Figura 5.2), legati al valore in un determinato punto della curva, sono elencati qui di seguito:

- primo picco negativo: rappresenta l'assorbimento di potenza durante l'accettazione del carico da parte del piede;
- secondo picco negativo: contrassegna l'assorbimento di potenza da parte del piede prima della fase di produzione di potenza;
- picco positivo: rappresenta il massimo valore di produzione di potenza;

Per quanto riguarda gli andamenti dell'energia, i parametri non temporali sono:

- picco negativo: rappresenta il massimo assorbimento di energia da parte del piede;
- valore finale: indica il valore di energia alla fine della fase di stance.

Per quanto concerne i parametri temporali, essi descrivono l'istante temporale della fase di stanche in cui si verificano i picchi di potenza ed energia caratteristici delle curve estratte.

I parametri temporali della potenza sono:

- tempo del primo picco negativo: è il valore temporale a cui avviene il primo picco negativo di potenza (tra il 5 e il 15% della fase di stanche);
- tempo del secondo picco negativo: è il valore temporale a cui avviene il secondo picco negativo di potenza (tra il 60 e il 70% della fase di stanche);
- tempo del picco positivo: valore temporale in corrispondenza del valore massimo di produzione di potenza (intorno al 90% della fase di stanche);
- tempo di attraversamento dello zero: è l'istante temporale in cui avviene il passaggio tra la fase di assorbimento e quella di produzione di potenza. Si verifica tra il 70 e l'80 % della fase di stanche;

Per quanto riguarda l'energia, si prende in considerazione un solo parametro temporale:

- tempo del picco negativo: è l'istante temporale a cui avviene il massimo di assorbimento di energia (tra il 70 e l'80% della fase di stanche).

Riguardo al confronto tra i metodi, i parametri non temporali per cui le differenze tra i due metodi sono risultate significative sono stati: primo picco di assorbimento di potenza, picco di assorbimento di energia e valore finale di energia (Tabella 5.1 per la potenza, Tabella 5.3 per l'energia). Per quanto riguarda i parametri temporali, invece, non si evidenziano differenze significative. (Tabella 5.2 per la potenza, Tabella 5.4 per l'energia)

| <b>Parametri non temporali potenza</b> | <b>DS</b>     | <b>INV</b>    | <b>p-value</b> |
|--|---------------|---------------|----------------|
| Primo picco negativo potenza [W/Kg]    | -0,62 (0,41)  | -0,12 (0,065) | 0,0008*        |
| Secondo picco negativo potenza [W/Kg]  | -0,86 (0,373) | -0,91 (0,40)  | 0,72           |
| Picco positivo potenza [W/Kg]          | 1,86 (0,423)  | 1,89 (0,81)   | 0,54           |

**Tabella 5.1: Mediana e range interquartile (IQR) dei parametri non temporali significativi estratti dalle curve di potenza. \* Differenza significativa tra i metodi, test di Wilcoxon  $p < 0,05$ .**

| <b>Parametri temporali potenza</b>           | <b>DS</b> | <b>INV</b> | <b>p-value</b> |
|--|-----------|------------|----------------|
| Tempo del primo picco negativo potenza [%]   | 10 (2,5)  | 11 (4)     | 0,088          |
| Tempo del secondo picco negativo potenza [%] | 67 (5,5)  | 67 (4,5)   | 0,29           |
| Tempo del picco positivo potenza [%]         | 89 (1,5)  | 89 (1)     | 0,68           |
| Tempo di attraversamento dello zero [%]      | 80 (5)    | 79 (5,5)   | 0,18           |

**Tabella 5.2: Mediana e range interquartile (IQR) dei parametri temporali significativi estratti dalle curve di potenza. \* Differenza significativa tra i metodi, test di Wilcoxon  $p < 0,05$ .**

| <b>Parametri non temporali energia</b> | <b>DS</b>      | <b>INV</b>     | <b>p-value</b> |
|--|----------------|----------------|----------------|
| Picco negativo energia [J/Kg]          | -0,26 (0,13)   | -0,19 (0,05)   | 0,0069*        |
| Valore finale energia [J/Kg]           | -0,096 (0,187) | -0,003 (0,076) | 0,0020*        |

**Tabella 5.3: Mediana e range interquartile (IQR) dei parametri significativi non temporali estratti dalle curve di energia. \* Differenza significativa tra i metodi, test di Wilcoxon  $p < 0,05$ .**

| <b>Parametri temporali energia</b>   | <b>DS</b> | <b>INV</b> | <b>p-value</b> |
|--------------------------------------|-----------|------------|----------------|
| Tempo del picco negativo energia [%] | 79 (4)    | 78 (4,5)   | 0,15           |

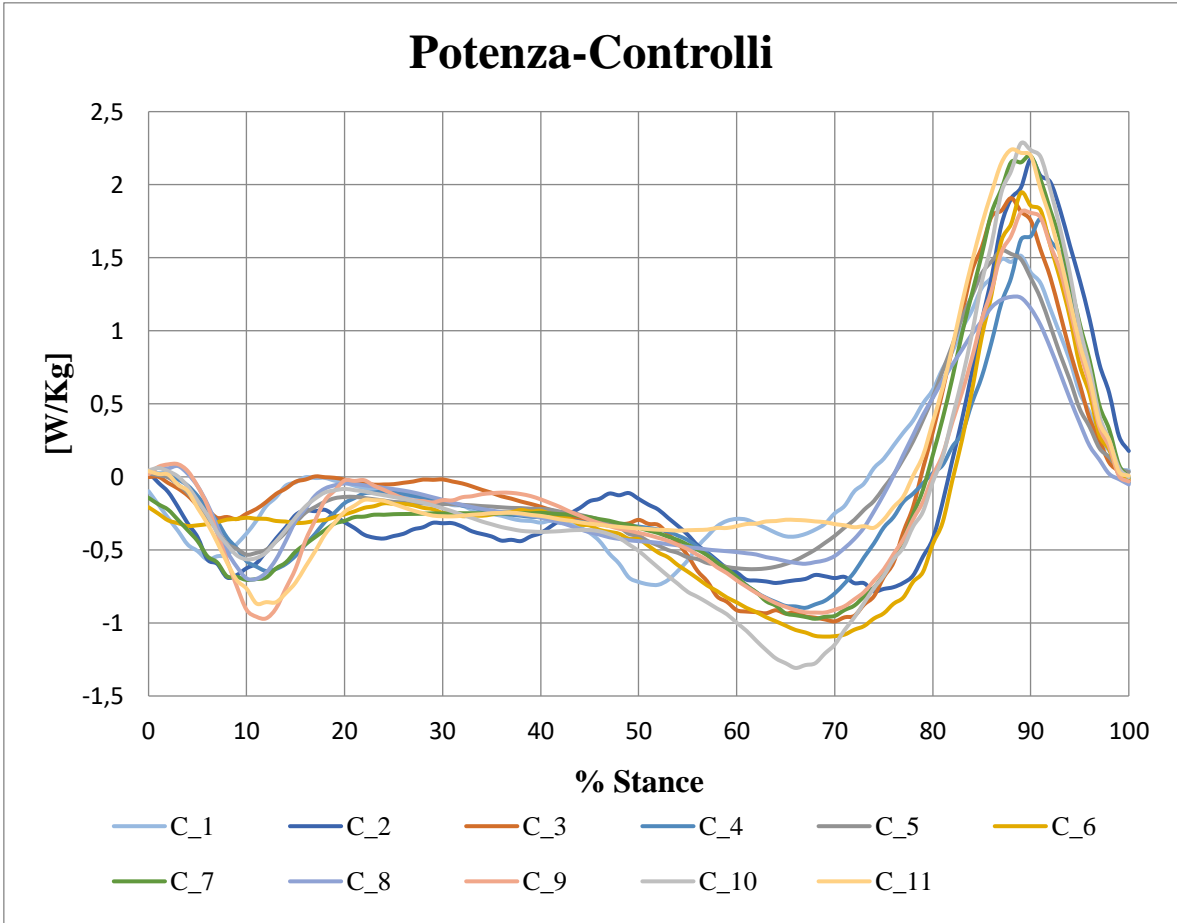
**Tabella 5.4: Mediana e range interquartile (IQR) dei parametri significativi temporali estratti dalle curve di energia. \* Differenza significativa tra i metodi, test di Wilcoxon  $p < 0,05$ .**

### 5.3 Risultati gruppo di controllo

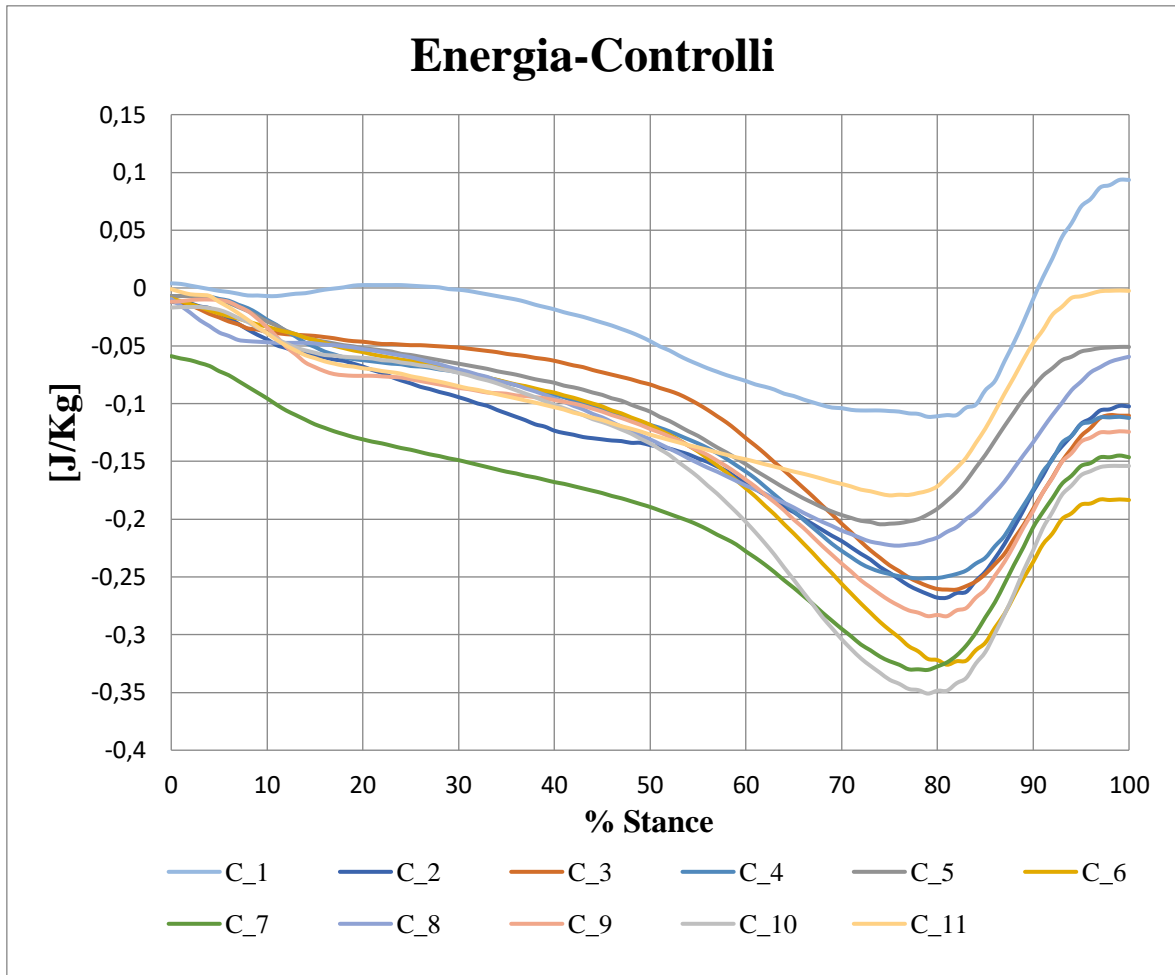
Sono stati analizzati 11 soggetti di controllo contrassegnati da un codice che inizia con la lettera C.

Per avere una panoramica completa del gruppo e valutare le prove dal punto di vista qualitativo, sono state raccolte le acquisizioni dei singoli soggetti in un unico grafico, sia per quanto riguarda la potenza (Figura 5.3), sia per quanto riguarda l'energia (Figura 5.4). Ogni curva rappresentata deriva dalla media tra i valori dell'arto destro e sinistro.

Come è visibile dalle figure, gli andamenti delle curve di potenza e di energia dei soggetti C\_1 e C\_2 sono anomali, pertanto si è deciso di escluderli dall'analisi definendo un gruppo di controllo complessivo di 9 soggetti.



**Figura 5.3: Curve medie di potenza degli 11 soggetti di controllo analizzati.**



**Figura 5.4: Curve medie di energia degli 11 soggetti di controllo analizzati.**

Dopo questa ulteriore valutazione, sono stati estratti i parametri significativi della potenza (Tabella 5.5, Tabella 5.6) e dell'energia (Tabella 5.7, Tabella 5.8).

| Codice Soggetto | Primo picco negativo [W/Kg] | Secondo picco negativo [W/Kg] | Picco positivo [W/Kg] |
|-----------------|-----------------------------|-------------------------------|-----------------------|
| C_3             | -0,29                       | -0,99                         | 1,91                  |
| C_4             | -0,53                       | -0,63                         | 1,55                  |
| C_5             | -0,34                       | -1,09                         | 1,95                  |
| C_6             | -0,65                       | -0,90                         | 1,77                  |
| C_7             | -0,71                       | -0,97                         | 2,20                  |
| C_8             | -0,70                       | -0,60                         | 1,23                  |
| C_9             | -0,97                       | -0,93                         | 1,81                  |
| C_10            | -0,57                       | -1,30                         | 2,24                  |
| C_11            | -0,87                       | -0,35                         | 2,24                  |
| <b>C_MEDIA</b>  | <b>-0,62</b>                | <b>-0,86</b>                  | <b>1,88</b>           |

**Tabella 5.5: Parametri non temporali delle curve di potenza dei soggetti sani.**



| Codice Soggetto | Primo picco negativo [%] | Secondo picco negativo [%] | Attraversamento dello zero [%] | Picco positivo [%] |
|-----------------|--------------------------|----------------------------|--------------------------------|--------------------|
| C_3             | 9                        | 70                         | 79                             | 88                 |
| C_4             | 10                       | 62                         | 76                             | 87                 |
| C_5             | 4                        | 69                         | 83                             | 89                 |
| C_6             | 12                       | 67                         | 80                             | 91                 |
| C_7             | 10                       | 68                         | 80                             | 89                 |
| C_8             | 11                       | 67                         | 76                             | 88                 |
| C_9             | 12                       | 68                         | 80                             | 89                 |
| C_10            | 10                       | 66                         | 81                             | 90                 |
| C_11            | 11                       | 74                         | 78                             | 88                 |
| <b>C_MEDIA</b>  | <b>9,88</b>              | <b>67,88</b>               | <b>79,22</b>                   | <b>88,78</b>       |

Tabella 5.6: Parametri temporali delle curve di potenza dei soggetti sani.

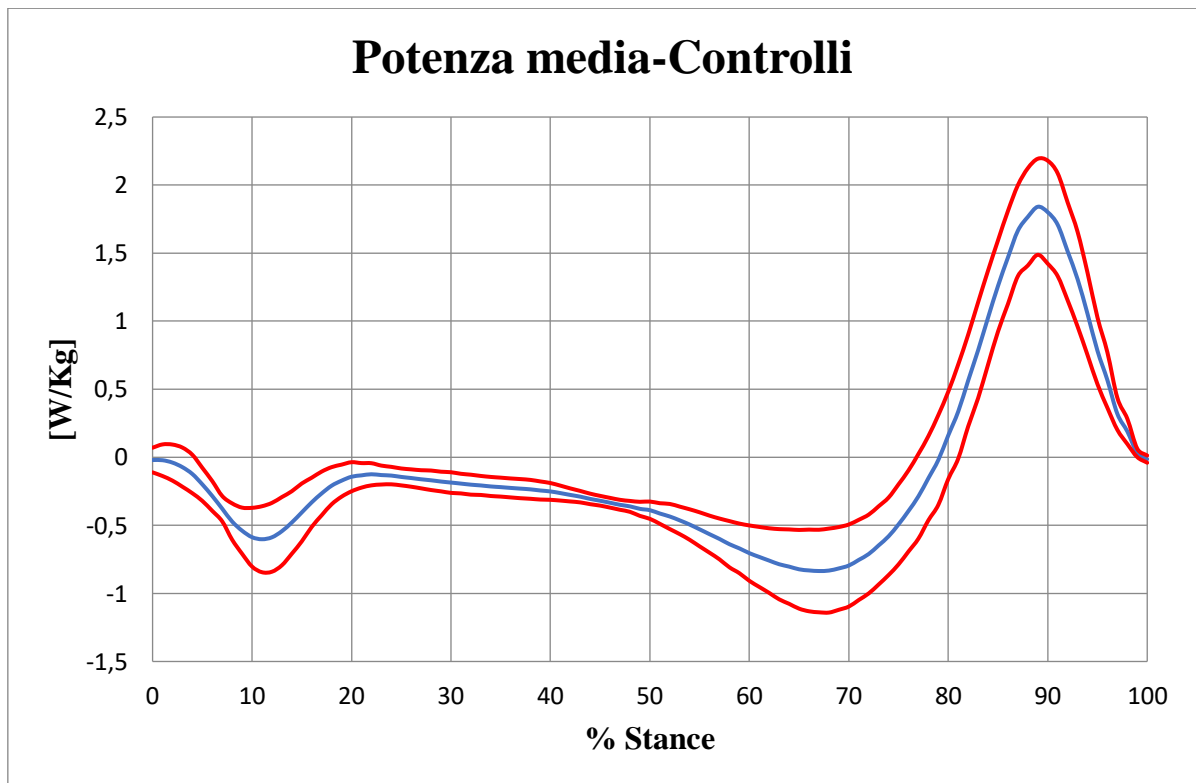
| Codice Soggetto | Picco negativo [J/Kg] | Valore finale energia [J/Kg] |
|-----------------|-----------------------|------------------------------|
| C_3             | -0,26                 | -0,11                        |
| C_4             | -0,21                 | -0,05                        |
| C_5             | -0,33                 | -0,18                        |
| C_6             | -0,25                 | -0,11                        |
| C_7             | -0,33                 | -0,15                        |
| C_8             | -0,22                 | -0,06                        |
| C_9             | -0,29                 | -0,13                        |
| C_10            | -0,35                 | -0,15                        |
| C_11            | -0,18                 | -0,003                       |
| <b>C_MEDIA</b>  | <b>-0,27</b>          | <b>-0,11</b>                 |

Tabella 5.7: Parametri non temporali delle curve di energia dei soggetti sani.

| Codice Soggetto | Picco negativo [%] |
|-----------------|--------------------|
| C_3             | 82                 |
| C_4             | 75                 |
| C_5             | 81                 |
| C_6             | 78                 |
| C_7             | 79                 |
| C_8             | 76                 |
| C_9             | 81                 |
| C_10            | 79                 |
| C_11            | 75                 |
| <b>C_MEDIA</b>  | <b>78,44</b>       |

Tabella 5.8: Parametro temporale delle curve di energia dei soggetti sani.

Successivamente, sono state calcolate le curve medie della popolazione sana mediando le curve dei singoli soggetti. Dalla curva media di potenza (Figura 5.5) si nota quindi come siano ben in evidenza il primo picco di assorbimento ( $-0,62 \text{ W/Kg}$  al  $9,88 \%$  della fase di stance), il secondo picco di assorbimento ( $-0,86 \text{ W/Kg}$  al  $67,88 \%$  della fase di stance), il picco positivo di produzione di potenza ( $1,88 \text{ W/Kg}$  all' $88,78 \%$  della fase di stance) e l'attraversamento dello zero, che avviene in media al  $79,22 \%$  della fase di stance.



**Figura 5.5:** In azzurro la curva media di potenza della popolazione sana, in rosso la sua deviazione standard.

Per quanto riguarda l'energia media (Figura 5.6), si notano il picco di assorbimento ( $-0,27 \text{ J/Kg}$  al  $78,44 \%$  della fase di stance) e il valore finale dell'energia, che risulta essere negativo ( $-0,11 \text{ J/Kg}$ ).

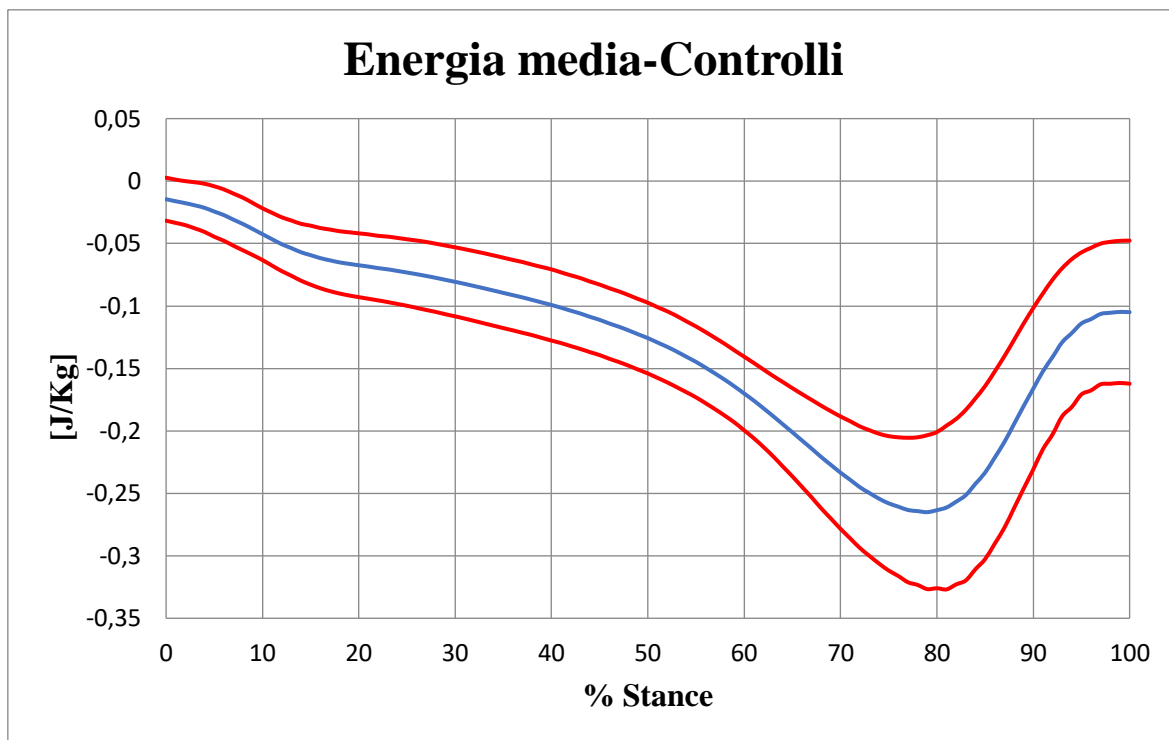
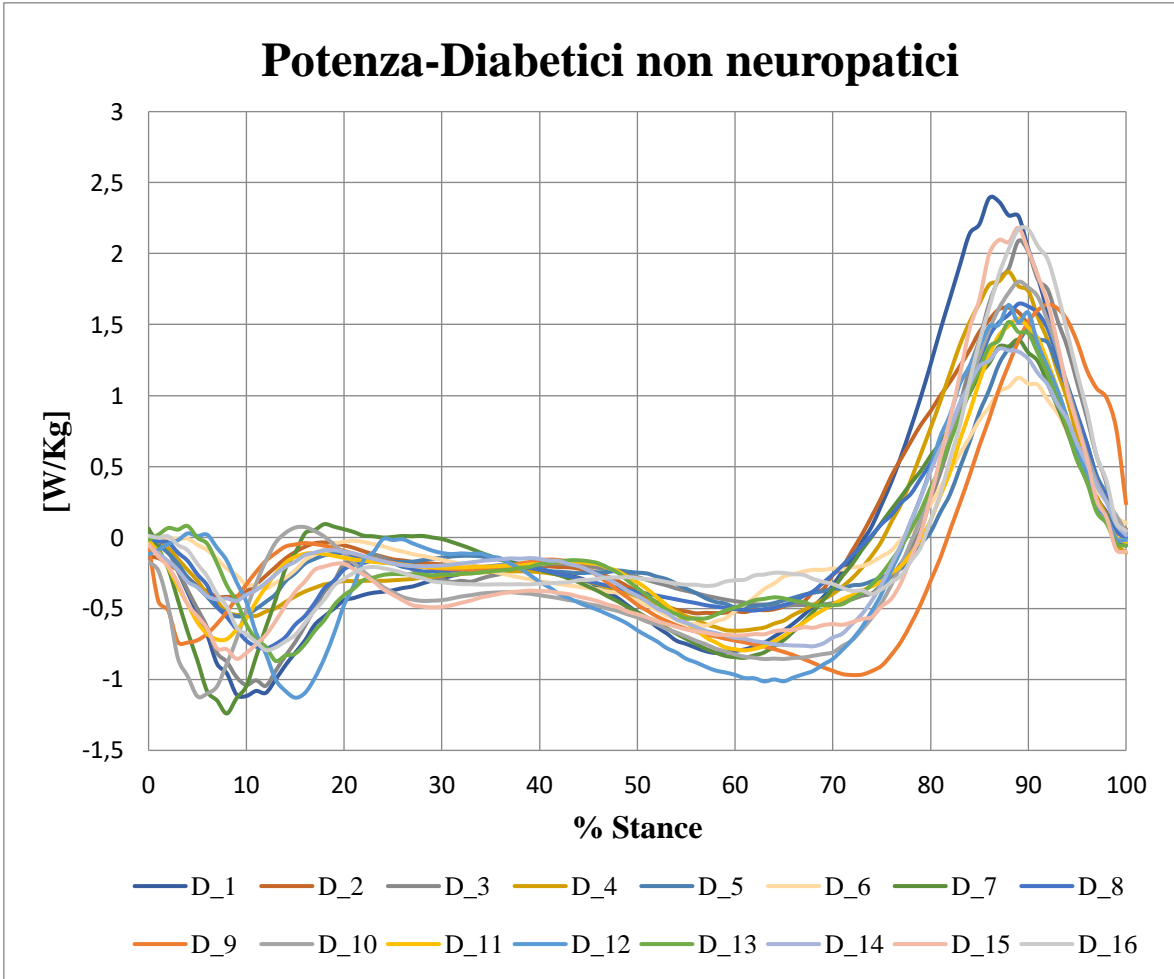


Figura 5.6: In azzurro la curva media dell'energia in azzurro, in rosso la sua deviazione standard.

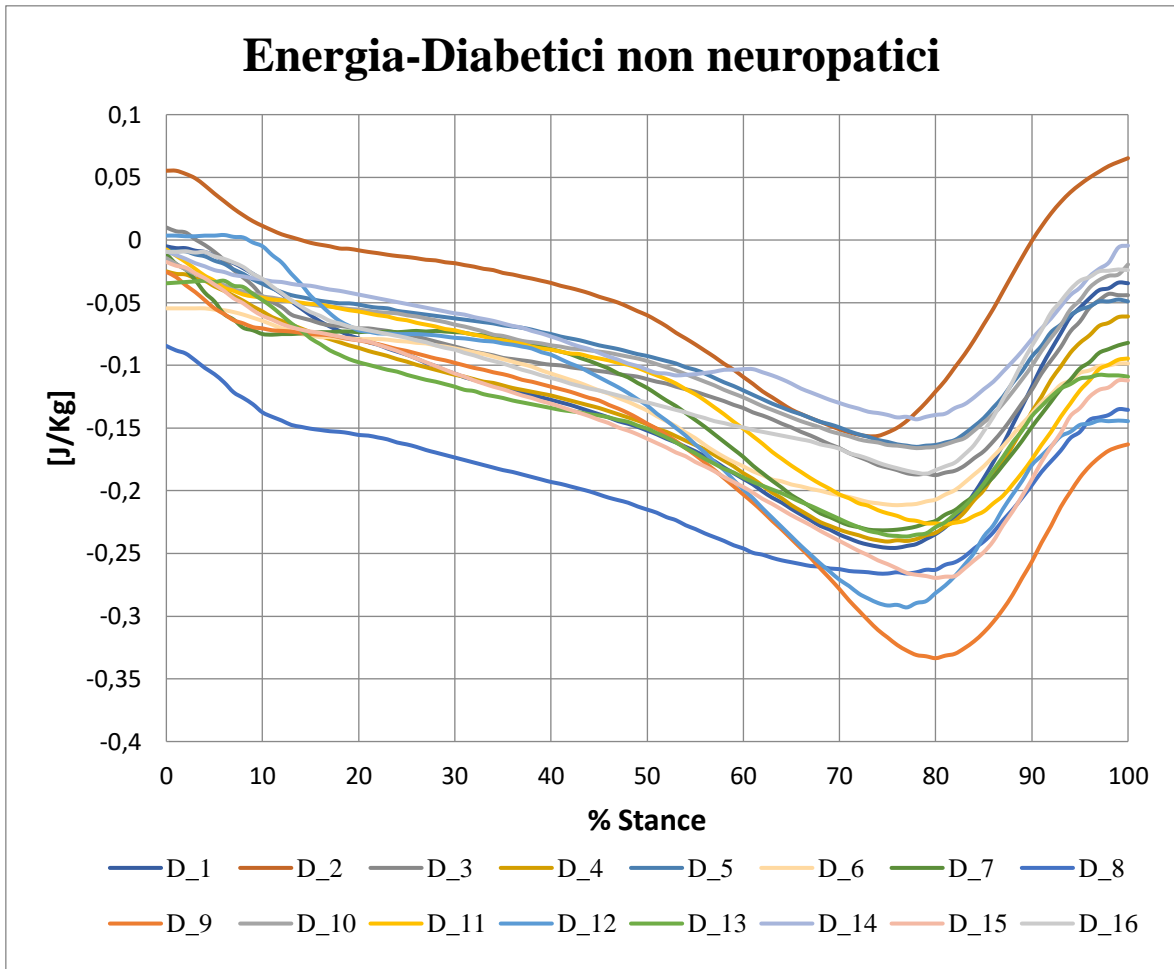
#### 5.4 Risultati soggetti diabetici non neuropatici

I soggetti diabetici non neuropatici analizzati sono 16, indicati con un codice che inizia con la lettera D.

Le curve di potenza (Figura 5.7) ed energia (Figura 5.8) dei singoli soggetti sono mostrate di seguito. I 4 soggetti che hanno mostrato andamenti anomali, D\_2, D\_8, D\_9 e D\_16, sono stati esclusi dalla successiva analisi.



**Figura 5.7: Curve medie di potenza dei 16 soggetti diabetici analizzati.**



**Figura 5.8: Curve medie di energia dei 16 soggetti diabetici analizzati.**

A partire dalle curve dei singoli soggetti sono stati estratti i parametri significativi della potenza (Tabella 5.9, Tabella 5.10) e dell'energia (Tabella 5.11, Tabella 5.12).

| Codice Soggetto | Primo picco negativo [W/Kg] | Secondo picco negativo [W/Kg] | Picco positivo [W/Kg] |
|-----------------|-----------------------------|-------------------------------|-----------------------|
| D_1             | -1,12                       | -0,81                         | 2,39                  |
| D_3             | -1,05                       | -0,48                         | 2,09                  |
| D_4             | -0,55                       | -0,66                         | 1,87                  |
| D_5             | -0,56                       | -0,49                         | 1,47                  |
| D_6             | -0,34                       | -0,62                         | 1,13                  |
| D_7             | -1,24                       | -0,85                         | 1,39                  |
| D_10            | -1,12                       | -0,86                         | 1,80                  |
| D_11            | -0,72                       | -0,80                         | 1,54                  |
| D_12            | -1,13                       | -1,01                         | 1,65                  |
| D_13            | -0,87                       | -0,57                         | 1,52                  |
| D_14            | -0,45                       | -0,77                         | 1,33                  |
| D_15            | -0,86                       | -0,69                         | 2,18                  |
| <b>D_MEDIA</b>  | <b>-0,83</b>                | <b>-0,72</b>                  | <b>1,70</b>           |

Tabella 5.9: Parametri non temporali delle curve di potenza dei soggetti diabetici non neuropatici.

| Codice Soggetto | Primo picco negativo [%] | Secondo picco negativo [%] | Attraversamento dallo zero [%] | Picco positivo [%] |
|-----------------|--------------------------|----------------------------|--------------------------------|--------------------|
| D_1             | 10                       | 58                         | 74                             | 86                 |
| D_3             | 12                       | 65                         | 79                             | 89                 |
| D_4             | 11                       | 60                         | 76                             | 88                 |
| D_5             | 9                        | 60                         | 80                             | 90                 |
| D_6             | 12                       | 57                         | 78                             | 89                 |
| D_7             | 8                        | 61                         | 74                             | 89                 |
| D_10            | 5                        | 65                         | 89                             | 89                 |
| D_11            | 7                        | 61                         | 80                             | 89                 |
| D_12            | 15                       | 63                         | 78                             | 88                 |
| D_13            | 13                       | 57                         | 78                             | 88                 |
| D_14            | 9                        | 68                         | 78                             | 87                 |
| D_15            | 9                        | 60                         | 79                             | 89                 |
| <b>D_MEDIA</b>  | <b>10</b>                | <b>61,25</b>               | <b>78,58</b>                   | <b>88,41</b>       |

Tabella 5.10: Parametri temporali delle curve di potenza dei soggetti diabetici non neuropatici.

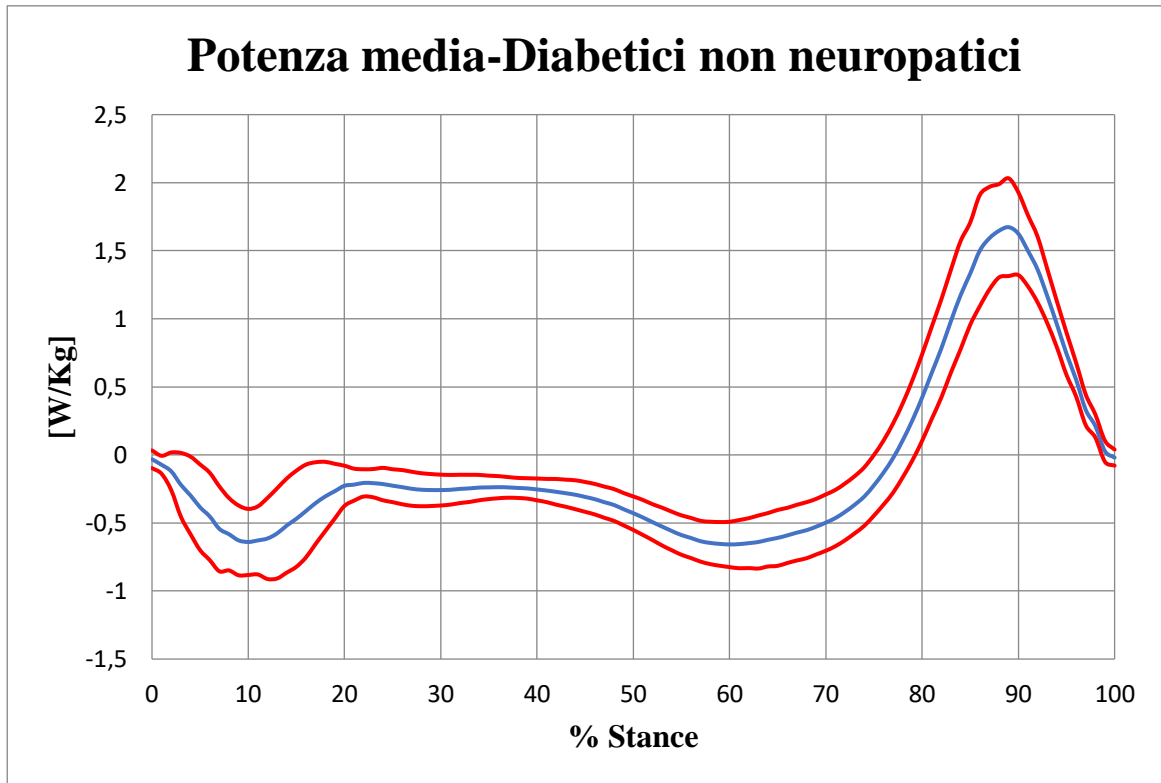
| Codice Soggetto | Picco negativo [J/Kg] | Valore finale energia [J/Kg] |
|-----------------|-----------------------|------------------------------|
| D_1             | -0,25                 | -0,035                       |
| D_3             | -0,19                 | -0,044                       |
| D_4             | -0,24                 | -0,061                       |
| D_5             | -0,17                 | -0,049                       |
| D_6             | -0,21                 | -0,099                       |
| D_7             | -0,23                 | -0,082                       |
| D_10            | -0,17                 | -0,020                       |
| D_11            | -0,23                 | -0,095                       |
| D_12            | -0,29                 | -0,15                        |
| D_13            | -0,24                 | -0,11                        |
| D_14            | -0,14                 | -0,068                       |
| D_15            | -0,27                 | -0,11                        |
| <b>D_MEDIA</b>  | <b>-0,22</b>          | <b>-0,077</b>                |

Tabella 5.11: Parametri non temporali delle curve di energia dei soggetti diabetici non neuropatici.

| Codice Soggetto | Picco negativo [%] |
|-----------------|--------------------|
| D_1             | 76                 |
| D_3             | 80                 |
| D_4             | 75                 |
| D_5             | 78                 |
| D_6             | 76                 |
| D_7             | 75                 |
| D_10            | 78                 |
| D_11            | 80                 |
| D_12            | 77                 |
| D_13            | 77                 |
| D_14            | 78                 |
| D_15            | 80                 |
| <b>D_MEDIA</b>  | <b>77,5</b>        |

Tabella 5.12: Parametro temporale delle curve di energia dei soggetti diabetici non neuropatici.

In seguito, mediando le curve dei singoli soggetti, sono state ricavate le curve medie della popolazione diabetica. Anche in questo caso, dalla curva media di potenza (Figura 5.9) si nota come siano evidenti il primo picco di assorbimento (-0,83 W/Kg al 10 % della fase di stance), il secondo picco di assorbimento (-0,72 W/Kg) al 61,25% della fase di stance), il picco positivo di produzione di potenza (1,70 W/Kg all'88,41 % della fase di stance) e l'attraversamento dello zero (al 78,58 % della fase di stance).



**Figura 5.9:** In azzurro il grafico della potenza media dei soggetti diabetici non neuropatici, in rosso la sua deviazione standard.

Dal grafico dell'energia media (Figura 5.10) si nota il picco negativo di assorbimento (-0,22 J/Kg al 77,5% della fase di stance) e il valore finale dell'energia, che è negativo (-0,077 J/Kg).



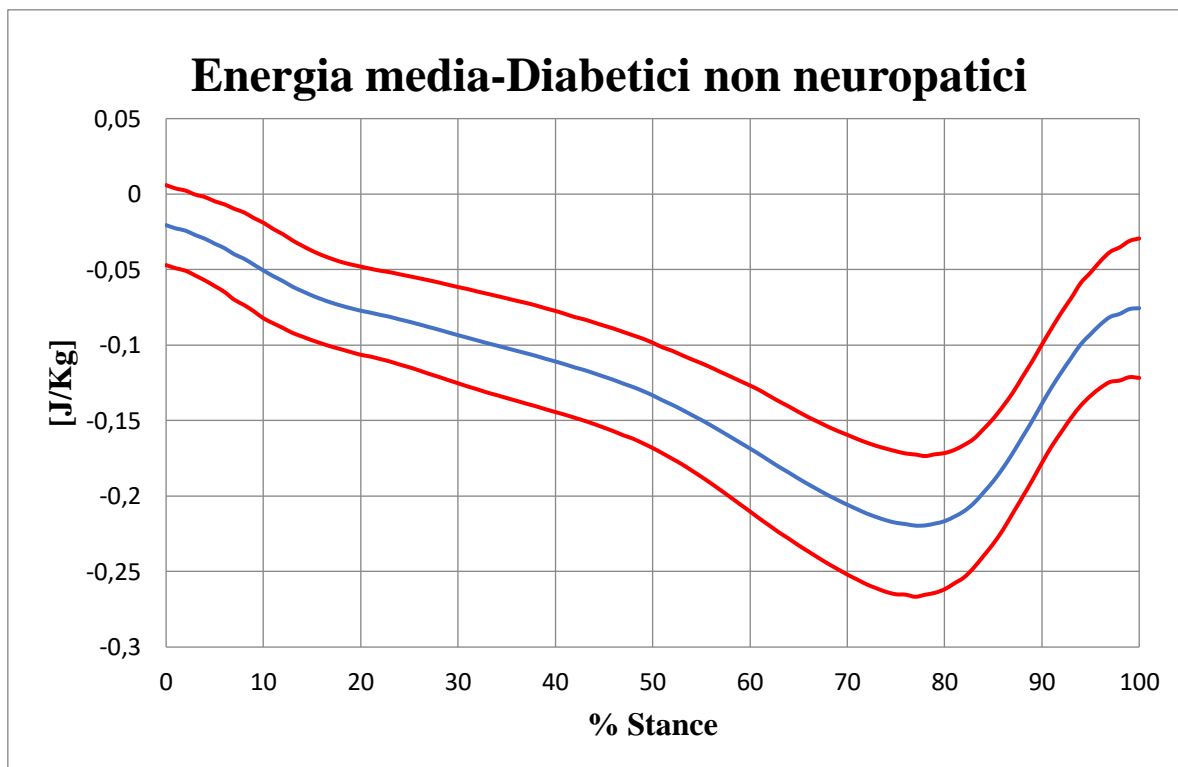


Figura 5.10: In azzurro il grafico dell'energia dei soggetti diabetici non neuropatici, in rosso la sua deviazione standard.

### 5.5 Risultati soggetti diabetici neuropatici

Infine, sono state estratte le curve di potenza (Figura 5.11) e di energia (Figura 5.12) dei 24 soggetti diabetici affetti da neuropatia, contrassegnati dal codice che inizia con la lettera N. Al seguito della valutazione qualitativa delle acquisizioni, i soggetti esclusi sono stati 6: N\_6, N\_9, N\_14, N\_20, N\_23, N\_24.

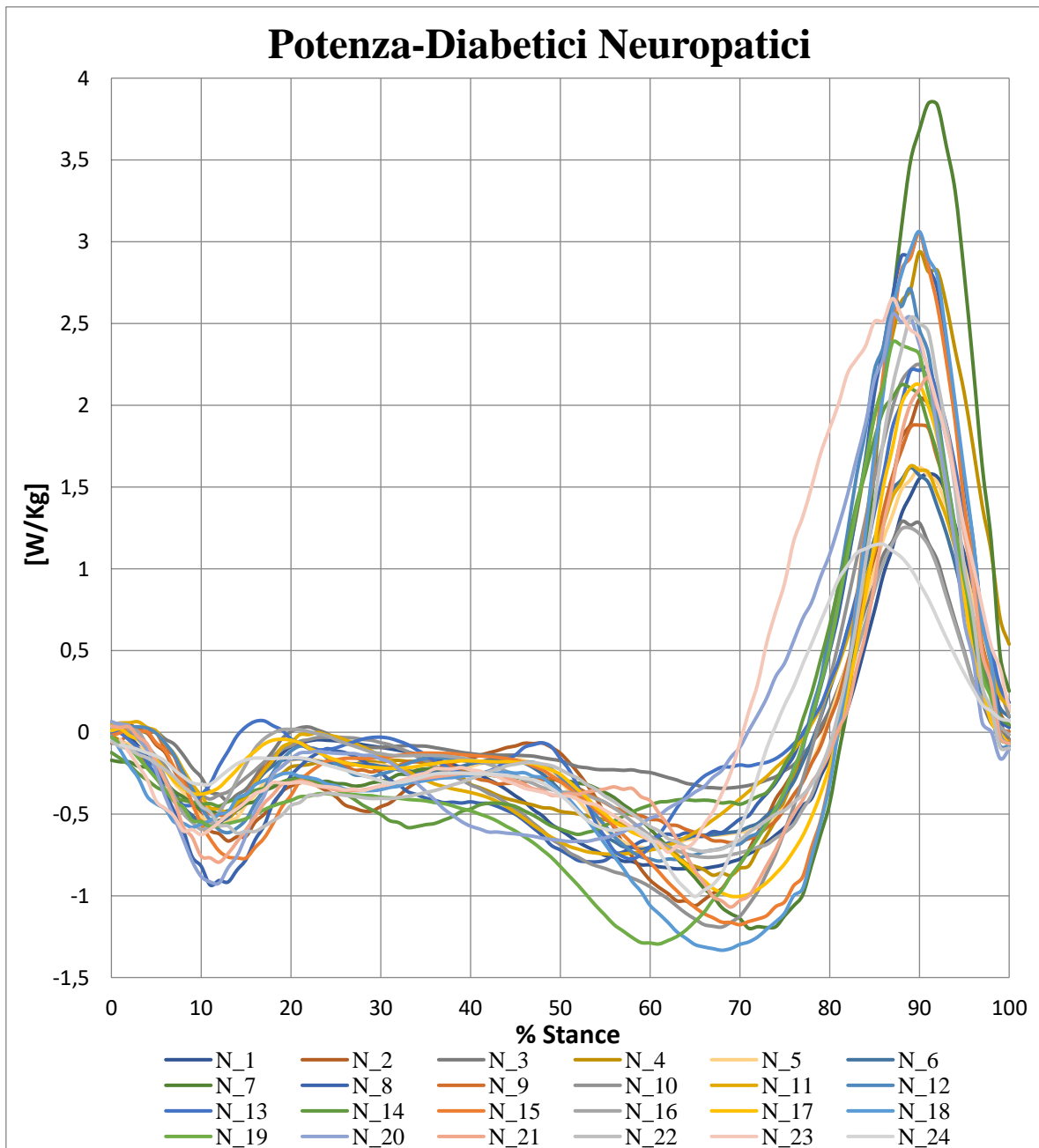
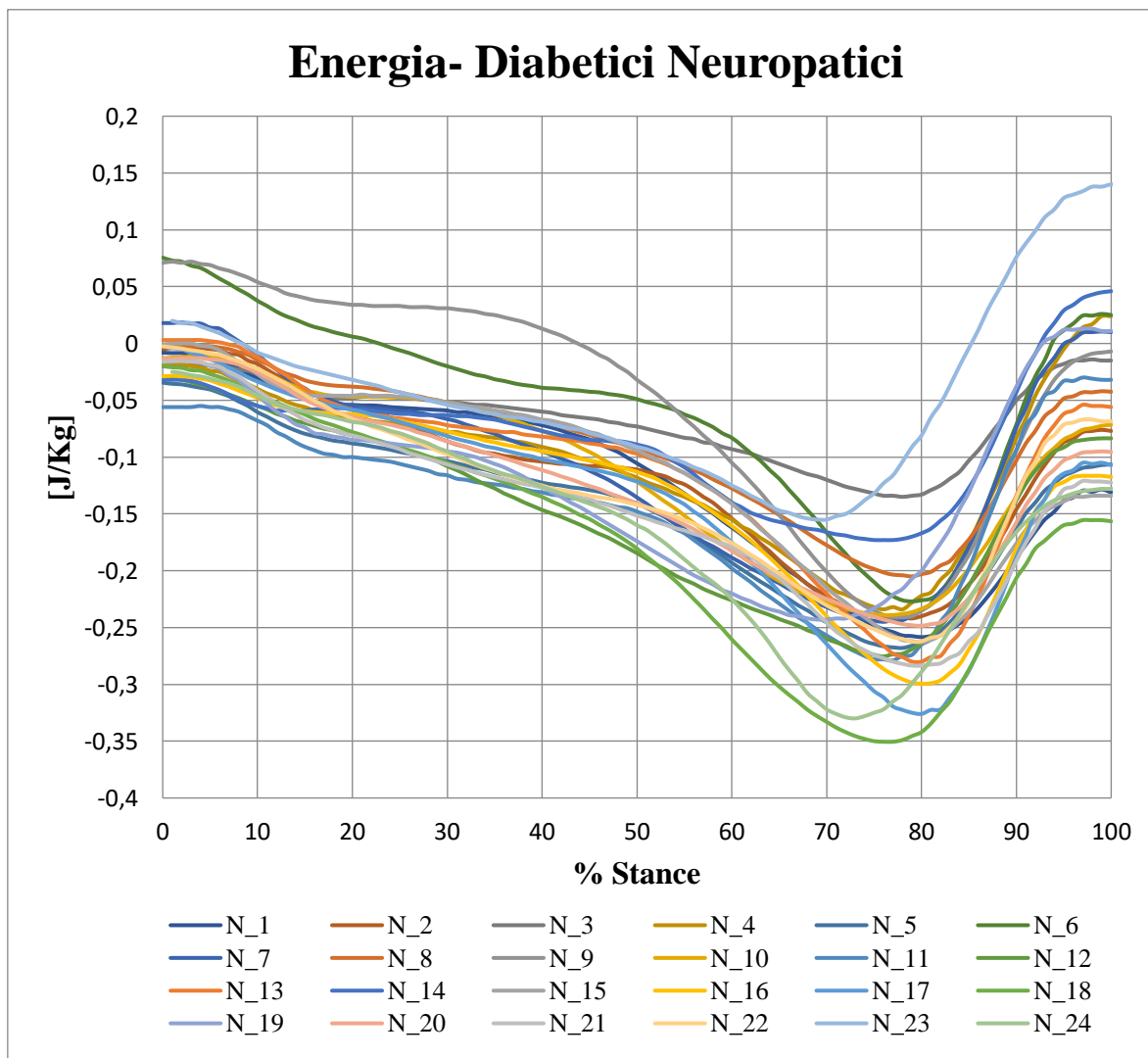


Figura 5.11: Curve medie di potenza dei 24 soggetti diabetici neuropatici.



**Figura 5.12: Curve medie di energia dei 24 soggetti diabetici neuropatici.**

I parametri significativi della potenza (Tabella 5.13, Tabella 5.14) e dell'energia (Tabella 5.15, Tabella 5.16) sono riportati di seguito.

| Codice Soggetto | Primo picco negativo [W/Kg] | Secondo picco negativo [W/Kg] | Picco positivo [W/Kg] |
|-----------------|-----------------------------|-------------------------------|-----------------------|
| N_1             | -0,57                       | -0,84                         | 1,58                  |
| N_2             | -0,67                       | -1,06                         | 2,04                  |
| N_3             | -0,42                       | -0,34                         | 1,28                  |
| N_4             | -0,52                       | -0,92                         | 2,68                  |
| N_5             | -0,58                       | -0,72                         | 1,62                  |
| N_7             | -0,93                       | -0,80                         | 3,06                  |
| N_8             | -0,51                       | -0,68                         | 1,88                  |
| N_10            | -0,49                       | -0,75                         | 1,63                  |
| N_11            | -0,61                       | -0,79                         | 2,71                  |
| N_12            | -0,45                       | -0,63                         | 2,12                  |
| N_13            | -0,45                       | -1,18                         | 3,06                  |
| N_15            | -0,77                       | -0,76                         | 1,25                  |
| N_16            | -0,59                       | -1,00                         | 2,12                  |
| N_17            | -0,38                       | -1,33                         | 3,06                  |
| N_18            | -0,58                       | -1,30                         | 2,38                  |
| N_19            | -0,58                       | -0,74                         | 2,29                  |
| N_21            | -0,63                       | -1,07                         | 2,17                  |
| N_22            | -0,80                       | -0,73                         | 2,53                  |
| <b>N_MEDIA</b>  | <b>-0,58</b>                | <b>-0,87</b>                  | <b>2,19</b>           |

**Tabella 5.13: Parametri non temporali delle curve medie di potenza dei soggetti diabetici neuropatici.**

| Codice Soggetto | Primo picco negativo [%] | Secondo picco negativo [%] | Attraversamento dello zero [%] | Picco positivo [%] |
|-----------------|--------------------------|----------------------------|--------------------------------|--------------------|
| N_1             | 11                       | 65                         | 82                             | 91                 |
| N_2             | 13                       | 65                         | 79                             | 90                 |
| N_3             | 13                       | 68                         | 79                             | 90                 |
| N_4             | 11                       | 67                         | 78                             | 90                 |
| N_5             | 11                       | 59                         | 80                             | 89                 |
| N_7             | 11                       | 54                         | 78                             | 90                 |
| N_8             | 12                       | 69                         | 80                             | 90                 |
| N_10            | 13                       | 57                         | 78                             | 89                 |
| N_11            | 13                       | 61                         | 78                             | 89                 |
| N_12            | 12                       | 52                         | 77                             | 88                 |
| N_13            | 15                       | 70                         | 81                             | 90                 |
| N_15            | 10                       | 66                         | 81                             | 89                 |
| N_16            | 10                       | 70                         | 82                             | 90                 |
| N_17            | 9                        | 68                         | 81                             | 90                 |
| N_18            | 11                       | 61                         | 78                             | 87                 |
| N_19            | 10                       | 53                         | 75                             | 89                 |
| N_21            | 12                       | 69                         | 81                             | 91                 |
| N_22            | 14                       | 66                         | 81                             | 89                 |
| <b>N_MEDIA</b>  | <b>11,72</b>             | <b>63,34</b>               | <b>79,39</b>                   | <b>89,5</b>        |

Tabella 5.14: Parametri temporali delle curve medie di potenza dei soggetti diabetici neuropatici.

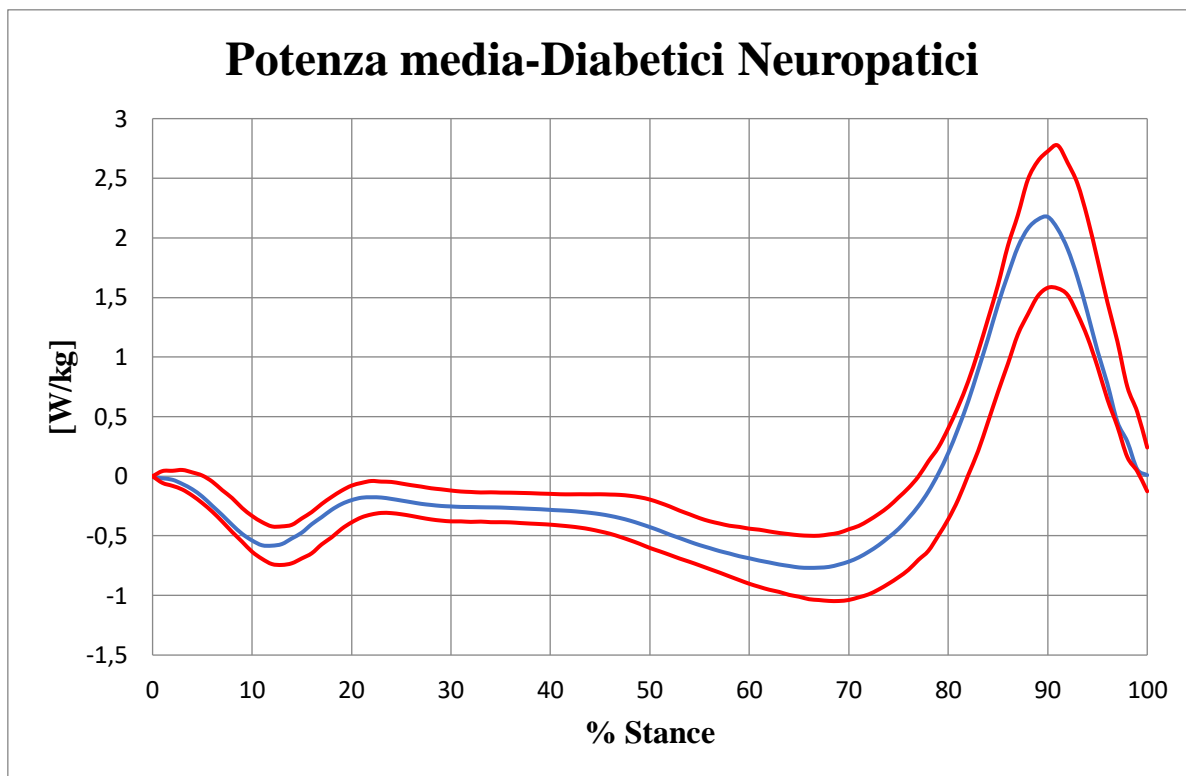
| Codice Soggetto | Picco negativo [J/Kg] | Valore finale energia [J/Kg] |
|-----------------|-----------------------|------------------------------|
| N_1             | -0,26                 | -0,13                        |
| N_2             | -0,24                 | -0,08                        |
| N_3             | -0,14                 | -0,02                        |
| N_4             | -0,16                 | 0,07                         |
| N_5             | -0,27                 | -0,11                        |
| N_7             | -0,24                 | 0,01                         |
| N_8             | -0,21                 | -0,04                        |
| N_9             | -0,24                 | -0,01                        |
| N_10            | -0,24                 | -0,07                        |
| N_11            | -0,28                 | -0,03                        |
| N_12            | -0,28                 | -0,08                        |
| N_13            | -0,28                 | -0,06                        |
| N_15            | -0,26                 | -0,13                        |
| N_16            | -0,30                 | -0,12                        |
| N_17            | -0,33                 | -0,11                        |
| N_18            | -0,35                 | -0,16                        |
| N_19            | -0,38                 | -0,20                        |
| N_21            | -0,28                 | -0,12                        |
| N_22            | -0,26                 | -0,07                        |
| <b>N_MEDIA</b>  | <b>-0,28</b>          | <b>-0,09</b>                 |

Tabella 5.15: Parametri non temporali delle curve medie di energia dei soggetti diabetici neuropatici.

| Codice Soggetto | Picco negativo [%] |
|-----------------|--------------------|
| N_1             | 80                 |
| N_2             | 79                 |
| N_3             | 78                 |
| N_4             | 78                 |
| N_5             | 78                 |
| N_7             | 78                 |
| N_8             | 79                 |
| N_10            | 77                 |
| N_11            | 77                 |
| N_12            | 76                 |
| N_13            | 80                 |
| N_15            | 80                 |
| N_16            | 80                 |
| N_17            | 80                 |
| N_18            | 76                 |
| N_19            | 74                 |
| N_21            | 80                 |
| N_22            | 79                 |
| <b>N_MEDIA</b>  | <b>78,27</b>       |

**Tabella 5.16: Parametro temporale delle curve medie di energia dei soggetti diabetici neuropatici.**

Dalle curve medie di potenza (Figura 5.13) sono visibili il primo picco di assorbimento (-0,58 W/Kg al 11,72 % della fase di stance), il secondo picco di assorbimento (-0,87 W/Kg al 63,34 % della fase di stance), il picco positivo di produzione di potenza (2,19 W/Kg all'89,5 % della fase di stance) e l'attraversamento dello zero (al 78,27 % della fase di stance).



**Figura 5.13: In azzurro il grafico della potenza media dei soggetti diabetici neuropatici, in rosso la sua deviazione standard.**

La curva media di energia (Figura 5.14) è caratterizzata dal picco di assorbimento (-0,28 J/Kg al 78,27 % della fase di stance) e il valore finale dell'energia, che anche in questo caso è negativo (-0,09 J/Kg).

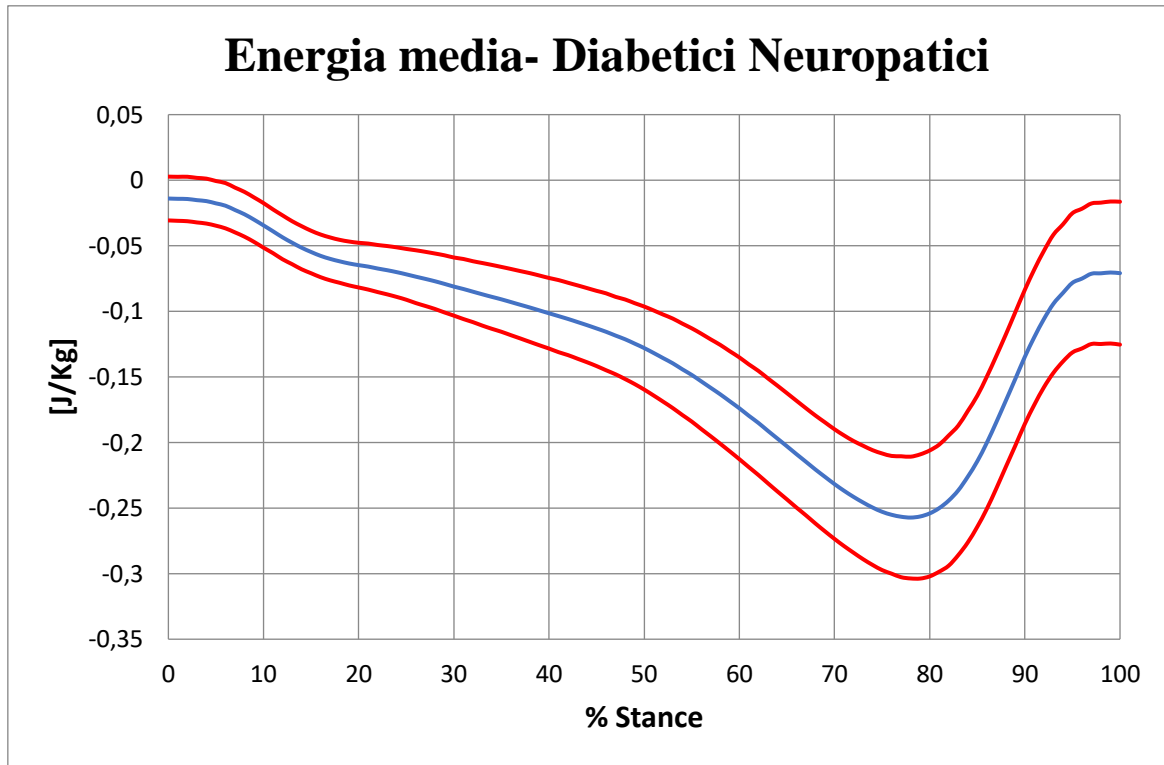
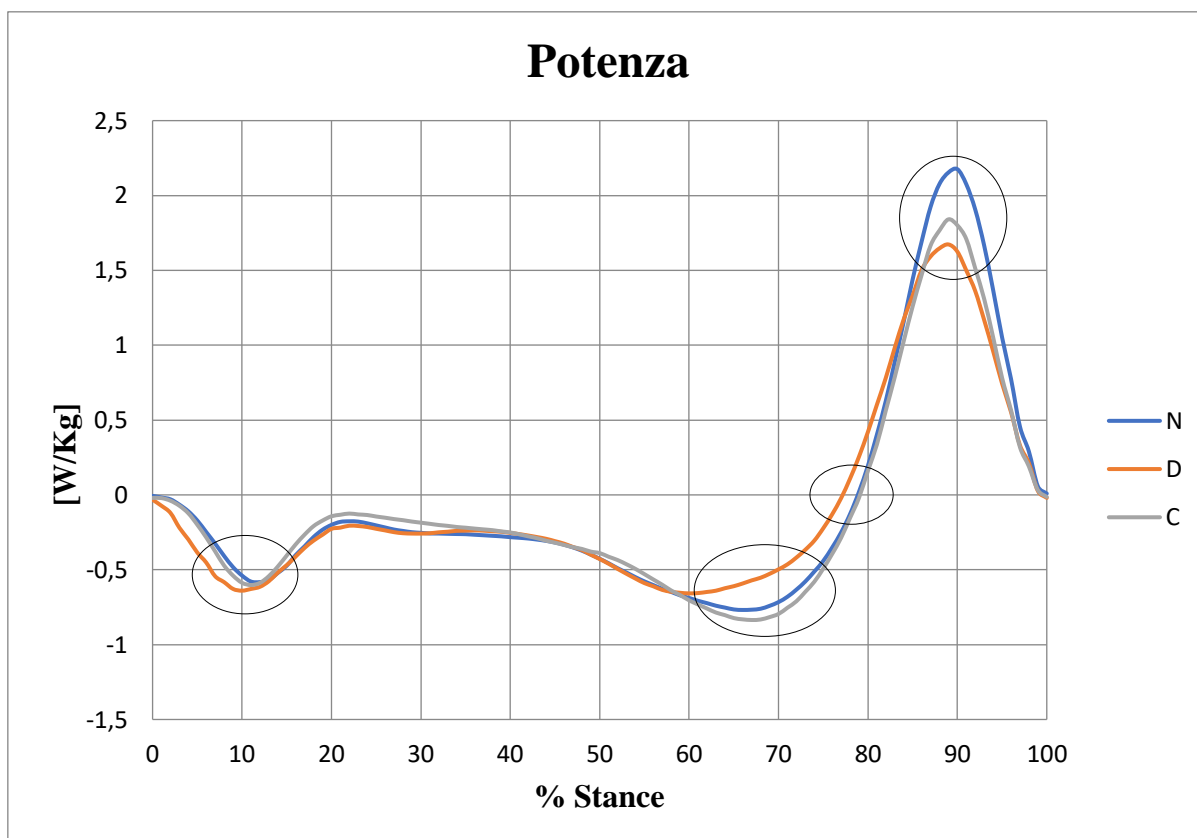


Figura 5.14: In azzurro il grafico della curva media di energia dei soggetti diabetici neuropatici, in rosso la sua deviazione standard.

### 5.6 Confronto tra i gruppi

La figura 5.15 mostra i grafici della potenza media calcolata con il metodo DS per i 3 gruppi analizzati. Dal confronto si nota nei diabetici non neuropatici un primo picco di assorbimento di potenza leggermente maggiore e un secondo picco di assorbimento di potenza leggermente minore rispetto agli altri due gruppi. Non si notano invece differenze per i picchi di assorbimento di potenza tra soggetti sani e diabetici neuropatici. Il picco di generazione di potenza risulta massimo nei soggetti neuropatici e minimo nei soggetti diabetici, differenza che è risultata significativa proprio tra questi due gruppi (Tabella 5.17).





**Figura 5.15: Potenza alla caviglia in percentuale della fase di stance. Vengono confrontati i soggetti sani (C), diabetici (D) e diabetici neuropatici (N). Sono evidenziati in nero i parametri significativi della curva di potenza: il primo picco di assorbimento, il secondo picco di assorbimento, l'attraversamento dello zero, e il picco massimo positivo.**

| Parametro non temporale potenza | Controlli     | Diabetici     | Neuropatici  | Differenze significative (p-value) |
|---------------------------------|---------------|---------------|--------------|------------------------------------|
| Primo picco negativo [W/Kg]     | -0,62 (0,41)  | -0,82 (0,57)  | -0,57 (0,26) | Nessuna                            |
| Secondo picco negativo [W/Kg]   | -0,86 (0,373) | -0,72 (0,232) | -0,86 (0,44) | Nessuna                            |
| Picco positivo [W/Kg]           | 1,86 (0,42)   | 1,75 (0,62)   | 2,14 (0,99)  | D-N (0,04*)                        |

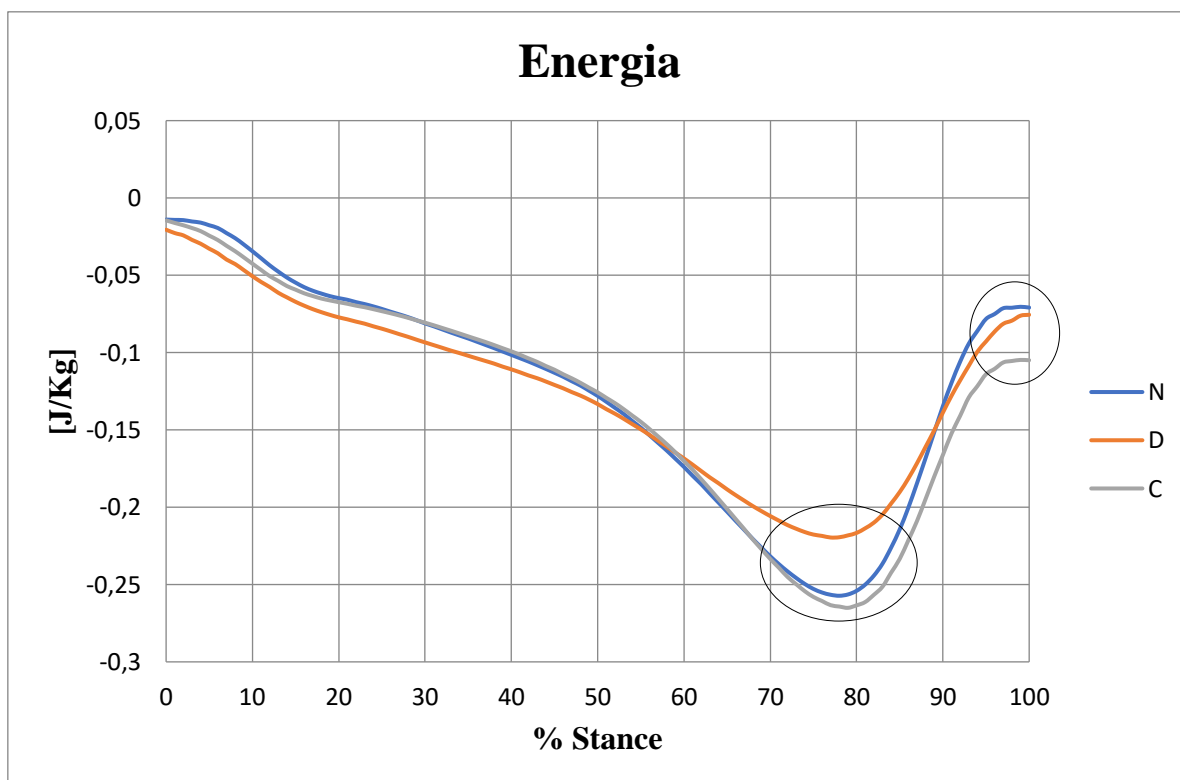
**Tabella 5.17: Mediana e range interquartile (IQR) dei parametri non temporali significativi estratti dalle curve di potenza dei soggetti sani, diabetici e neuropatici. \* Differenza significativa tra i metodi, test di Dunn  $p < 0,05$ .**

Per quanto concerne i parametri temporali, si può notare che nei soggetti diabetici il secondo picco di assorbimento si verifica in anticipo rispetto agli altri due gruppi, e rispetto ai soggetti sani la differenza è significativa (Tabella 5.18). Il tempo del picco di generazione di potenza è invece statisticamente differente tra i soggetti neuropatici e i diabetici. Infine, il tempo di attraversamento dello zero è leggermente anticipato nei soggetti diabetici, ma non differisce in modo significativo rispetto agli altri due gruppi.

| <b>Parametro temporale potenza</b>      | <b>Controlli</b> | <b>Diabetici</b> | <b>Neuropatici</b> | <b>Differenze significative (p-value)</b> |
|---|------------------|------------------|--------------------|---|
| Tempo del primo picco negativo [%]      | 10 (2,5)         | 9 (4)            | 11 (3)             | Nessuna                                   |
| Tempo del secondo picco negativo [%]    | 67 (5,5)         | 61 (7)           | 65 (10,5)          | C-D (0,0057*)                             |
| Tempo del picco positivo [%]            | 89 (1,5)         | 89 (2)           | 90 (1)             | D-N (0,027*)                              |
| Tempo di attraversamento dello zero [%] | 80 (5)           | 77 (6)           | 79 (4)             | Nessuna                                   |

**Tabella 5.18: Mediana e range interquartile (IQR) dei parametri temporali significativi estratti dalle curve di potenza dei soggetti sani, diabetici e neuropatici. \* Differenza significativa tra i metodi, test di Dunn  $p < 0,05$ .**

Per quanto riguarda l'energia, dal confronto tra le curve dei tre gruppi (Figura 5.16) si nota un picco di assorbimento di energia massimo per i soggetti neuropatici e minimo per i diabetici. Il valore finale di energia risulta negativo in tutti e tre i gruppi ed è inferiore nei soggetti patologici (diabetici e neuropatici) rispetto ai soggetti sani. Il confronto statistico, però, non ha evidenziato differenze significative tra i gruppi (Tabella 5.19, Tabella 5.20).



**Figura 5.16:** Energia alla caviglia in percentuale della fase di stanche dei soggetti sani (C), diabetici (D) e neuropatici (N). Sono evidenziati in nero i parametri significativi della curva di energia: il picco di assorbimento massimo e il valore finale.

| Parametro non temporale energia | Controlli     | Diabetici     | Neuropatici   | Differenze significative (p-value) |
|---------------------------------|---------------|---------------|---------------|------------------------------------|
| Picco negativo energia [J/Kg]   | -0,26 (0,13)  | -0,22 (0,086) | -0,27 (0,093) | Nessuna                            |
| Valore finale energia [J/Kg]    | -0,096 (0,19) | -0,084 (0,16) | -0,058 (0,14) | Nessuna                            |

**Tabella 5.19:** Mediana e range interquartile (IQR) dei parametri non temporali significativi estratti dalle curve di energia dei soggetti sani, diabetici e neuropatici. \* Differenza significativa tra i metodi, test di Dunn  $p < 0,05$ .

| Parametro temporale energia             | Controlli | Diabetici | Neuropatici | Differenze significative (p-value) |
|---|-----------|-----------|-------------|------------------------------------|
| Tempo del picco negativo di energia [%] | 79 (4)    | 78 (7)    | 78 (4)      | Nessuna                            |

**Tabella 5.20:** Mediana e range interquartile (IQR) dei parametri temporali significativi estratti dalle curve di energia dei soggetti sani, diabetici e neuropatici. \* Differenza significativa tra i metodi, test di Dunn  $p < 0,05$ .

## **CAPITOLO 6 – DISCUSSIONE E CONCLUSIONI**

### **6.1 Calcolo della potenza e dell'energia del piede: il metodo Distal Shank**

Nell'ambito dello studio degli scambi di energia tra il piede e il terreno durante la fase di stance, i metodi di calcolo della potenza alla caviglia principalmente utilizzati considerano il piede come un corpo rigido, collegato alla tibia tramite un vincolo che permette solo movimenti nel piano sagittale. Questo tipo di modellizzazione non descrive però in modo completo il comportamento del piede, dato che trascura le sue deformazioni durante la fase di stance, come ad esempio la flessione delle falangi nella fase di push-off e l'abbassamento dell'arco longitudinale mediale. Inoltre, con questa approssimazione è considerato il solo piano sagittale, mentre il movimento del piede comprende anche componenti di adduzione-abduzione e di rotazione interna-esterna nei piani frontale e orizzontale, rispettivamente.

In alternativa, l'anatomia del piede può essere descritta tramite modelli multisegmento [30][31], che però prevedono un numero elevato di marcatori sul piede, complicando il processo di acquisizione. Il posizionamento dei marcatori può rivelarsi problematico nel caso di pazienti con deformazioni ossee, che rendono difficile l'individuazione dei punti di repere anatomici, o di bambini, dato che i marcatori si trovano molto vicini tra di loro e si rischia di incorrere in artefatti che inficiano l'accuratezza dei risultati. Per queste ragioni, spesso i modelli multisegmento trovano difficile applicabilità in ambito clinico.

Al contrario, il metodo Distal Shank, proposto anch'esso per il calcolo della potenza alla caviglia, necessita di un set limitato di marcatori semplificando la procedura di markerizzazione e l'acquisizione dei dati cinematici con l'ulteriore vantaggio di non considerare il piede come un segmento rigido. Il calcolo della potenza è infatti ottenuto dalla somma di un contributo rotazionale e uno traslazionale, e questo permette di tenere conto anche delle deformazioni del piede durante la fase di stance.

Il Distal Shank è stato già proposto come alternativa ai metodi elencati in precedenza, dimostrando come il calcolo della potenza alla caviglia risulti più accurato e affidabile e di facile applicazione in confronto ai modelli multisegmento [1]. Nonostante gli evidenti vantaggi, ad oggi è scarsamente impiegato in ambito clinico, dove viene invece prediletta la modellizzazione del piede come corpo rigido.

Pertanto, il primo obiettivo del presente lavoro di tesi è stato quello di implementare il metodo Distal Shank in SMART Analyzer, un software specifico per l'elaborazione dei

dati acquisiti nei laboratori di analisi del movimento, al fine di renderlo adatto all'applicazione in ambito clinico.

Il Distal Shank, infatti, è già stato implementato nel software Matlab, ma per il suo utilizzo sono necessarie funzioni specifiche da incorporare nello script per leggere i dati cinematici e dinamici delle acquisizioni. Grazie all'utilizzo di SMART Analyzer invece, che fa parte del pacchetto SMART con cui vengono acquisite ed elaborate le prove di cammino, è possibile la lettura immediata delle acquisizioni nel protocollo, senza la necessità di funzioni aggiuntive. In più, l'interfaccia è di semplice comprensione per l'utilizzatore, dato che è sufficiente inserire altezza e peso del soggetto e avviare il protocollo per ottenere i risultati.

Una volta implementato, il metodo Distal Shank è stato confrontato con il metodo basato sulla risoluzione del Problema Dinamico Inverso ed è stato poi applicato per indagare la potenza e l'energia alla caviglia in soggetti affetti da diabete con e senza ripercussioni neuropatiche. I risultati ottenuti saranno discussi nei successivi paragrafi.

## **6.2 Confronto tra Distal Shank e Problema Dinamico Inverso**

Allo scopo di verificare che il Distal Shank, una volta implementato in SMART Analyzer, fornisca risultati coerenti con quelli presenti in altri studi riguardo la potenza alla caviglia, è stato confrontato con la risoluzione del Problema Dinamico Inverso, un metodo ampiamente utilizzato in letteratura. Il confronto tra i due metodi è stato svolto adottando come riferimento il lavoro condotto da *Farinelli et al.* [1], in cui vengono evidenziate le differenze tra il Distal Shank e il metodo Ankle Joint, che calcola il momento alla caviglia mediante la risoluzione del Problema Dinamico Inverso.

I due metodi sono stati quindi applicati su una popolazione di soggetti anziani sani e le curve medie di potenza ed energia sono state messe a confronto.

Per quanto riguarda la potenza, si nota che nel primo picco di assorbimento (5-15 % della fase di stance) vi è una differenza significativa tra i due metodi. Questo è dovuto al fatto che il Problema Dinamico Inverso, considerando il piede come un corpo rigido, non tiene conto delle sue deformazioni e sottostima l'assorbimento di potenza nella fase di heel-strike. Non ci sono invece differenze nel secondo picco di assorbimento (60-80 % della fase di stance). Il picco di generazione di potenza (80-100 % della fase di stance) è leggermente minore nel Distal Shank, anche se in questo caso la differenza non è

significativa. I risultati sono in linea con il precedente studio in cui un analogo confronto è stato condotto mediante l'implementazione dei due metodi in Matlab. Tuttavia, il valore medio del picco di potenza (1,86 W/Kg) risulta inferiore rispetto a quello individuato nello studio precedente (2,4 W/Kg) [1]. Questa potrebbe essere dovuto al fatto che con l'avanzare dell'età la potenza prodotta in fase di push-off diminuisce [12] e quindi tale differenza sarebbe legata alla diversa età della popolazione sana analizzata. Infatti, in questo caso sono stati scelti soggetti di età media pari a 59 anni, mentre nel precedente lavoro erano stati considerati giovani adulti (età media 26 anni).

Per quanto riguarda l'energia invece, si nota che il Problema Dinamico Inverso sottostima la fase di assorbimento. Sia il valore del picco di assorbimento che il valore finale di energia sono minori nel Distal Shank, e in entrambi i casi la differenza è risultata significativa.

Le differenze tra i due metodi nel calcolo della potenza e dell'energia sono in linea con quanto presente in letteratura [1][32], confermando che il Problema Dinamico Inverso sottostima la fase di assorbimento e che il valore medio del picco di generazione di potenza è leggermente minore nel Distal Shank, anche se in questo caso la differenza non è significativa.

È interessante constatare che, nonostante le differenze nei valori di potenza ed energia, nessun parametro temporale abbia evidenziato differenze significative. Ciò dà conferma del fatto che il Distal Shank, in SMART Analyzer, riesca a riprodurre con precisione l'andamento della potenza e dell'energia assorbite o prodotte durante tutta la fase di stance.

### **6.3 Confronto tra gruppi**

Il secondo obiettivo del presente lavoro di tesi è stato quello di applicare il Distal Shank in ambito clinico. A tal proposito, è stato effettuato lo studio della potenza alla caviglia nella fase di stance in soggetti affetti da patologie che comportano alterazioni nell'appoggio del piede al terreno, e che quindi dovrebbero essere rilevabili attraverso variazioni della potenza o dell'energia alla caviglia. È stata quindi analizzata una popolazione di soggetti affetti da diabete, una patologia che può avere diverse ripercussioni sulla deambulazione essendo legata a problematiche riconducibili agli arti inferiori, come crampi, dolore a riposo, intorpidimento e formazione di ulcere. Inoltre, circa il 25% dei soggetti diabetici è affetto da neuropatia periferica, una complicanza che può peggiorare ulteriormente la

capacità di movimento, causando indebolimento della muscolatura distale e perdita di sensibilità. Questi fattori, oltre a compromettere l'efficienza e la stabilità del cammino, sono alla base di alcuni cambiamenti nell'andamento della potenza alla caviglia, e sono stati condotti studi in cui sono state evidenziate differenze significative tra soggetti diabetici e soggetti sani [15][16] e anche tra soggetti diabetici e diabetici neuropatici [2]. Per questo motivo, nel presente lavoro sono stati confrontati tutti e tre i gruppi: soggetti sani, diabetici non neuropatici e diabetici neuropatici.

Per quanto riguarda la potenza assorbita, dal confronto tra i gruppi non sono emerse delle differenze nel primo picco, mentre in corrispondenza del secondo picco i soggetti diabetici non neuropatici hanno mostrato un minore assorbimento rispetto sia ai soggetti sani sia ai diabetici neuropatici, anche se la differenza non è risultata significativa. Il picco di generazione di potenza, invece, è risultato maggiore nei diabetici neuropatici rispetto agli altri due gruppi, ma con una differenza statisticamente significativa solo nel confronto con i diabetici non neuropatici.

Il fatto che sia il secondo picco di assorbimento che il picco di generazione di potenza siano meno accentuati nei soggetti diabetici è caratteristico di un cammino prudente, volto ad assicurare stabilità ed equilibrio nell'appoggio del piede [16]. Si può ipotizzare quindi che i soggetti diabetici non neuropatici, pur non presentando alterazioni tali da considerare il loro cammino patologico, tendano comunque ad adottare un approccio cauto nella deambulazione, allo scopo di ridurre il rischio di cadute.

Invece, per quanto riguarda i soggetti diabetici neuropatici, il valore del picco di produzione di potenza è risultato in netto contrasto con studi precedenti [15][16], che hanno mostrato una minor produzione di potenza in fase di push-off rispetto ai soggetti sani. Risulta quindi piuttosto singolare il fatto che nei soggetti diabetici neuropatici non solo non si evidenzino alterazioni nell'andamento della potenza, ma che il picco di generazione di potenza sia in media maggiore rispetto ai diabetici non neuropatici e ai soggetti sani. Il loro quadro clinico, infatti, è caratterizzato dalla combinazione dei sintomi del diabete e di quelli della neuropatia, e sembrerebbe indicare difficoltà e instabilità nella deambulazione. Una spiegazione di questo fenomeno potrebbe essere legata a un meccanismo di compensazione che riguarda il piede nelle fasi di midstance e push-off. I muscoli flessori plantari, indeboliti dalla neuropatia, non riuscirebbero a produrre un momento sufficiente a sostenere il carico sull'avampiede; essi quindi, cedendo sotto il

carico, tenderebbero ad accumulare energia elastica sia nei muscoli che nel tendine d'Achille, per poi restituirla nella fase di push-off. Questa interpretazione sull'utilizzo del tendine d'Achille al posto dei flessori plantari per produrre potenza è stata già proposta in uno studio recente [2] al fine di spiegare il ritardo con cui è stato osservato il picco di generazione di potenza nei neuropatici avviene in ritardo rispetto ai soggetti sani, anche se il tempo di occorrenza dei picchi non è stato confrontato con un test statistico. In questo lavoro invece, l'analisi condotta sui parametri temporali non ha evidenziato una differenza significativa in tal senso. È doveroso precisare che, nonostante l'andamento della potenza dei diabetici neuropatici sia simile a quello dei soggetti sani, l'affidamento al tendine d'Achille per immagazzinare energia elastica comporta delle conseguenze deleterie per il cammino, come è stato precedentemente affermato in letteratura [2]. In primo luogo, si applica un carico elevato sul tendine, che a lungo termine può causare danni al tessuto connettivo che lo compone; in più, il ruolo limitato della muscolatura, unito alla perdita di sensibilità propriocettiva, caratteristico della neuropatia, non permettono il pieno controllo sul movimento della gamba, inficiando la stabilità e l'equilibrio nelle fasi di midstance e di push-off.

Per quanto riguarda l'energia, non sono emerse differenze significative tra i tre gruppi. L'unico aspetto degno di nota è che il picco di assorbimento di energia nei soggetti diabetici non neuropatici è risultato minore, e ciò può essere visto come conferma del fatto che i soggetti diabetici non neuropatici adottano un approccio cauto e prudente nel modo di camminare.

#### **6.4 Conclusioni e sviluppi futuri**

Il trasferimento del Distak Shank da Matlab a SMART Analyzer costituisce il primo passo verso il suo impiego in ambito clinico. In questo lavoro, è stato applicato al protocollo IOR Gait, ma un'interessante prospettiva futura consisterebbe nell'adattare il Distal Shank ad altri protocolli di Gait Analysis di ampia diffusione, come il protocollo Davis. Grazie all'impiego di SMART Analyzer, è infatti sufficiente apportare delle semplici modifiche in base al posizionamento dei marcatori previsto per ciascun protocollo.

Per quanto riguarda invece lo studio dell'effetto della patologia diabetica sulla potenza alla caviglia, sarebbe interessante effettuare un'ulteriore suddivisione del gruppo dei diabetici neuropatici. Infatti, in questo studio non è presente un'indicazione riguardo alla severità



della neuropatia, quindi è possibile che nello stesso gruppo siano inclusi individui con caratteristiche eterogenee riguardo ai sintomi legati a tale complicazione. Al contrario, attuando una divisione tra diabetici neuropatici lievi e gravi si potrebbe quindi capire se sussistono differenze significative nelle curve di potenza ed energia anche all'interno dello stesso gruppo e, in caso affermativo, indicare terapie di riabilitazione specifiche in base alla severità della patologia.

Per quanto concerne invece le differenze tra soggetti diabetici e diabetici neuropatici, che costituisce un elemento di novità rispetto agli studi precedenti, questo lavoro si è limitato alla sola analisi della potenza alla caviglia; potrebbe essere interessante allargare la valutazione ai momenti delle articolazioni di ginocchio e anca che, come visto in letteratura, possono dare indicazioni importanti su eventuali compensazioni o strategie del cammino messe in atto dai soggetti patologici e sull'impiego di gruppi muscolari che normalmente non svolgerebbero un ruolo primario nella deambulazione. In questo caso, una migliore comprensione del ruolo delle articolazioni prossimali potrebbe essere utile alla definizione di cure specifiche, che si concentrino sui muscoli maggiormente coinvolti nel cammino patologico.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] V. Farinelli, L. Hosseinzadeh, C. Palmisano, and C. Frigo, “An easily applicable method to analyse the ankle-foot power absorption and production during walking,” *Gait Posture*, vol. 71, pp. 56–61, 2019, doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.04.010.
- [2] A. D. Henderson *et al.*, “Diabetic Gait Is Not Just Slow Gait: Gait Compensations in Diabetic Neuropathy,” *J. Diabetes Res.*, 2019, doi: 10.1155/2019/4512501.
- [3] “Mayoclinic.” <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/diabetes/diagnosis-treatment/drc-20371451>.
- [4] “Istat:Istituto Nazionale di Statistica.” <https://www.istat.it/it/archivio/202600>.
- [5] “Gli anziani e il diabete,” 2012. [https://www.quotidianosanita.it/scienza-e-farmaci/articolo.php?articolo\\_id=12325](https://www.quotidianosanita.it/scienza-e-farmaci/articolo.php?articolo_id=12325).
- [6] “Istituto Superiore di Sanità.” <https://www.iss.it/>.
- [7] “ANSA.” [https://www.ansa.it/canale\\_saluteebenessere/](https://www.ansa.it/canale_saluteebenessere/).
- [8] M. Duke, L., Fereira de Moura, A., Silvia Gorban de Lapertosa, S., Lucy Hammond L., Jacobs E., Abha Kaundal, A., ... Rivas Gonzalez, “IDF Diabetes Atlas 9th edition 2019,” *International Diabetes Federation Diabetes Atlas, Ninth Edition*. 2019.
- [9] Timothy Kauffman John Barr Michael Moran, *Geriatric Rehabilitation Manual 2nd Edition*. 2007.
- [10] P. Milano, “Analisi del movimento 3D.” <https://www.poliambulatorio-takecare.it/specialita/analisi-del-movimento-3d/>.
- [11] ScienzeMotorie, “Termini Anatomici di movimento e posizione,” 2018. <https://www.scienzemotorie.com/termini-anatomici-di-movimento-e-posizione/>.
- [12] F. Malverti and N. Tomasin, “Applicazione clinica di un nuovo metodo di calcolo di potenza ed energia del piede e adattamento ai diversi protocolli per l’analisi del cammino,” Politecnico di Milano, 2019.
- [13] C. A. Frigo, *Bioingegneria del sistema motorio*. Gioacchino Onorati editore, 2018.
- [14] A. Ciulli, “Dispendio energetico nei bambini con patologia neuromotoria,”

Università degli Studi di Pisa, 2017.

- [15] M. J. Mueller, S. D. Minor, S. A. Sahrman, J. A. Schaaf, and M. J. Strube, “Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls,” *Phys. Ther.*, 1994, doi: 10.1093/ptj/74.4.299.
- [16] I. C. N. Sacco, A. P. Picon, D. O. Macedo, M. K. Butugan, R. Watari, and C. D. Sartor, “Alterations in the lower limb joint moments precede the peripheral neuropathy diagnosis in diabetes patients,” *Diabetes Technol. Ther.*, 2015, doi: 10.1089/dia.2014.0284.
- [17] A. Raspovic, “Gait characteristics of people with diabetes-related peripheral neuropathy, with and without a history of ulceration,” *Gait Posture*, 2013, doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.03.009.
- [18] G. Yavuzer, I. Yetkin, F. B. Toruner, N. Koca, and N. Bolukbas, “Gait deviations of patients with diabetes mellitus: Looking beyond peripheral neuropathy,” *Eura. Medicophys.*, 2006.
- [19] K. M. Steele, A. Seth, J. L. Hicks, M. S. Schwartz, and S. L. Delp, “Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait,” *J. Biomech.*, 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.04.003.
- [20] Z. Sawacha, G. Guarneri, A. Avogaro, and C. Cobelli, “A new classification of diabetic gait pattern based on cluster analysis of biomechanical data,” 2010, doi: 10.1177/193229681000400511.
- [21] Z. Sawacha, C. D. Sartor, L. C. Yi, A. Guiotto, F. Spolaor, and I. C. N. Sacco, “Clustering classification of diabetic walking abnormalities: a new approach taking into account intralimb coordination patterns,” *Gait Posture*, 2020, doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.03.016.
- [22] F. Petraglia, L. Scarcella, G. Pedrazzi, L. Brancato, R. Puers, and C. Costantino, “Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: A systematic review and meta-analysis,” *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 55, no. 2, pp. 265–280, 2019, doi: 10.23736/S1973-9087.18.05306-6.

- [23] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, and J. R. Gage, "Davis\_1991.pdf," *Human Movement Science*, vol. 10. pp. 575–597, 1991.
- [24] C. Frigo, M. Rabuffetti, D. C. Kerrigan, L. C. Deming, and A. Pedotti, "Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 36, no. 2, pp. 179–185, 1998, doi: 10.1007/BF02510740.
- [25] G. Tacconi, "Sviluppo di un protocollo per la stima della dinamica inversa mediante il software Smart Analyzer," 2010.
- [26] M. Galvan, "Implementazione di un protocollo per l'analisi della camminata," Università degli Studi di Padova.
- [27] A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrosso, R. Nativio, and M. G. Benedetti, "A new anatomically based protocol for gait analysis in children," *Gait Posture*, vol. 26, no. 4, pp. 560–571, 2007, doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018.
- [28] P. De Leva, "Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters," *J. Biomech.*, 1996, doi: 10.1016/0021-9290(95)00178-6.
- [29] V. M. Zatsiorsky and V. N. Seluyanov, "MASS AND INERTIA CHARACTERISTICS OF THE MAIN SEGMENTS OF THE HUMAN BODY.," 1983.
- [30] S. . W. J. Simon, L. Doederlein, A.S. McIntosh, D. Metaxiotis, H.G. Bock, "The Heidelberg foot measurement method: development, description and assessment," 2006.
- [31] T. N. T. M.C. Carson, M.E Harrington, N. Thompson, J.J. O'Connor, "Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis," 2001.
- [32] S. J. S. Kota Z. Takahashi, Thomas M. Kepple, "A unified deformable(UD) segment model for quantifying total power of anatomical and prosthetic below-knee structures during stance in gait," 2012.