



ALMA MATER STUDIORUM  
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN  
INGEGNERIA MECCANICA  
(*CURRICULUM BIOMECCANICA*)

# ANALISI DELL'EFFICIENZA DI CORSA SU UN TREADMILL CON SUPERFICIE ADATTIVA

Tesi di Laurea Magistrale in Biomeccanica della Funzione Motoria

**Relatore**

**Prof. Marco Viceconti**

**Presentata da**

**Riccardo Fabbri**

**Correlatore**

**Dott. Luca Zoffoli**

**Dott. Giorgio Davico**

---

**Sessione marzo 2026**

**Anno Accademico 2025/2026**



ALMA MATER STUDIORUM  
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN  
INGEGNERIA MECCANICA  
(*CURRICULUM BIOMECCANICA*)

# ANALISI DELL'EFFICIENZA DI CORSA SU UN TREADMILL CON SUPERFICIE ADATTIVA

Tesi di Laurea Magistrale in Biomeccanica della Funzione Motoria

**Relatore**

**Prof. Marco Viceconti**

**Presentata da**

**Riccardo Fabbri**

**Correlatore**

**Dott. Luca Zoffoli**

**Dott. Giorgio Davico**

---

**Sessione marzo 2026**

**Anno Accademico 2025/2026**



# Indice

Indice.....	I
Capitolo 1 – Introduzione .....	1
1.1    Contesto e motivazione .....	1
1.2    Quesiti di ricerca .....	2
1.3    Obbiettivo del lavoro .....	2
1.4    Struttura della tesi .....	3
Capitolo 2 – Background: biomeccanica della corsa e ruolo della stiffness.....	4
2.1    Dinamica della corsa da un punto di vista biomeccanico: cinematica, GRF e parametri spazio-temporali.....	4
2.1.1    Fasi della corsa e struttura del ciclo del passo .....	4
2.1.2    Cinematica articolare e regolazione meccanica dell'arto .....	6
2.1.3    Forze di reazione al suolo e loro interpretazione dinamica .....	7
2.1.4    Relazione tra rigidezza, tempo di contatto e frequenza naturale .....	9
2.2    Differenze biomeccaniche derivanti dalla superficie di corsa: terreni diversi, indoor-outdoor, scarpe, ecc.....	10
2.2.1    Superfici naturali e artificiali: adattamento biomeccanico .....	10
2.2.2    Ambiente interno ed esterno: treadmill e corsa su terreno naturale.....	11
2.2.3    Calzature, rigidezza flessionale ed economia di corsa.....	12
2.2.4    Superficie e carichi articolari interni.....	13
2.3    Modelli fisici della corsa e meccanica del treadmill.....	14

2.3.1	Il modello massa-molla.....	14
2.3.2	Sistema di molle in serie: arto e superficie .....	16
2.3.3	Rigidezza globale, rigidezza articolare e costo metabolico .....	17
2.3.4	Meccanica del treadmill e validità biomeccanica .....	17
2.4	Aspetti neuromuscolari della corsa e implicazioni per la dinamica articolare .....	19
2.4.1	Controllo neuromuscolare e regolazione della rigidezza.....	19
2.4.2	Rigidezza articolare dinamica e distribuzione del lavoro .....	20
2.4.3	Adattamenti neuromuscolari a variazioni della rigidezza superficiale .....	22
2.4.4	Implicazioni per carichi articolari e modellazione muscolo-scheletrica.....	23
Capitolo 3 – Materiali e Metodi.....		25
3.1	Partecipanti.....	25
3.2	Setup Sperimentale .....	26
3.3	Protocollo Sperimentale.....	30
3.4	Pre-processing dei dati sperimentali .....	34
3.5	Modellazione Biomeccanica .....	39
3.5.1	Scalatura del modello.....	40
3.5.2	Analisi Cinematica Inversa .....	44
3.5.3	Analisi Dinamica Inversa.....	46
3.5.4	Ottimizzazione Statica .....	48
3.5.5	Analisi Carichi Articolari (Joint Reaction Analysis) .....	50
3.6	Validazione del modello biomeccanico .....	52
3.7	Analisi dei dati .....	56

Capitolo 4 – Risultati .....	58
4.1 Effetto Velocità .....	68
4.2 Effetto Pendenza .....	71
4.3 Effetto Rigidezza.....	75
4.4 Effetti Misti .....	77
 Capitolo 5 – Discussione Risultati .....	 79
5.1 Effetto della velocità .....	79
5.2 Effetto della pendenza.....	80
5.3 Effetto della rigidezza .....	81
5.3.1 Inquadramento Biomeccanico.....	81
5.3.2 Interpretazione dei risultati: adattamento fase-specifico .....	81
5.4 Effetti misti e sinergie tra fattori .....	83
5.5 Limitazioni dello studio .....	83
Conclusioni .....	86
Bibliografia .....	89

# Capitolo 1 – Introduzione

## 1.1 Contesto e motivazione

La corsa è un gesto motorio complesso, caratterizzato da una continua interazione tra il sistema neuromuscolare e l'ambiente esterno. Dal punto di vista biomeccanico, può essere descritta come un sistema dinamico in cui la cinematica articolare, la produzione di forza muscolare e le forze di reazione al suolo concorrono alla generazione e al controllo del movimento.

Tra i fattori che influenzano la meccanica della corsa, la rigidità del sistema atleta-superficie riveste un ruolo centrale. La superficie di appoggio non costituisce infatti un elemento passivo, ma partecipa attivamente alla dinamica del passo, influenzando i tempi di contatto, la distribuzione delle forze, le strategie di attivazione muscolare e i carichi articolari. La letteratura scientifica ha mostrato come variazioni della rigidità del terreno possano indurre adattamenti meccanici e neuromuscolari significativi, suggerendo l'esistenza di una stretta relazione tra le proprietà della superficie e il comportamento biomeccanico del corridore.

In questo contesto si colloca lo sviluppo di un treadmill a superficie adattiva in grado di modulare la rigidità del piano di corsa. Presso Technogym S.p.A. è stato realizzato un prototipo sperimentale progettato per consentire la variazione controllata delle proprietà meccaniche della superficie di appoggio durante la corsa. Tale soluzione tecnologica apre prospettive applicative rilevanti, ma pone al contempo una questione di natura scientifica: in quale misura la modulazione della rigidità si traduce in effettive modificazioni della dinamica articolare e delle strategie muscolari del soggetto?

La possibilità di variare in modo controllato la rigidità della superficie potrebbe infatti consentire la modulazione del carico meccanico sulle strutture articolari e muscolari, aprendo scenari di personalizzazione dell'allenamento in funzione di specifici obiettivi prestativi o preventivi. Ad esempio, superfici a minore rigidità potrebbero indurre strategie di assorbimento e restituzione dell'energia elastica diverse rispetto a configurazioni più rigide.

Affinché tali applicazioni possano essere considerate fondate, è necessario comprendere in che modo la variazione della rigidità influenzi la risposta biomeccanica del corridore. La comprensione di tali aspetti richiede un approccio integrato che combini misure sperimentali e modellazione muscoloscheletrica, al fine di analizzare in modo sistematico le modificazioni cinematiche, dinamiche e muscolari indotte dalla variazione della superficie.

## 1.2 Quesiti di ricerca

Alla luce delle considerazioni precedenti, il presente studio si propone di analizzare l'effetto combinato della variazione controllata della rigidità del treadmill, della pendenza e della velocità di corsa sulla risposta biomeccanica e muscolare del soggetto, usando un modello computerizzato della dinamica neuro-muscolo-scheletrica che consente di risolvere il problema dinamico inverso, stimare la distribuzione delle forze muscolari mediante ottimizzazione statica, e da queste derivare una stima delle risultanti delle forze trasmesse alle articolazioni durante il moto misurato. In particolare, si intende rispondere ai seguenti quesiti:

1. In che misura le diverse condizioni sperimentali influenzano le forze di reazione al suolo?
2. Si osservano variazioni nei momenti articolari netti stimati?
3. Come varia la distribuzione delle forze muscolari stimate?
4. Si osservano variazioni nei carichi articolari stimati?

## 1.3 Obiettivo del lavoro

Il presente lavoro ha l'obiettivo di fornire una caratterizzazione biomeccanica completa della corsa su treadmill a superficie adattiva, attraverso l'analisi integrata delle grandezze cinematiche, dinamiche e muscolari in diverse condizioni sperimentali.

A tal fine, è stato adottato un approccio sperimentale supportato da modellazione muscoloscheletrica, volto a stimare in modo coerente sia le variabili direttamente misurabili, sia le grandezze interne non accessibili sperimentalmente, quali forze muscolari e carichi articolari.

L'obiettivo di questo studio è contribuire alla comprensione dei meccanismi biomeccanici che regolano l'adattamento del sistema neuromuscolare alle variazioni delle condizioni meccaniche di appoggio, fornendo elementi quantitativi utili alla valutazione dell'efficacia del treadmill a rigidità variabile.

## 1.4 Struttura della tesi

Il presente elaborato è organizzato in sei capitoli.

Il Capitolo 1 introduce il contesto scientifico di riferimento, definisce i quesiti di ricerca e chiarisce gli obiettivi del lavoro.

Il Capitolo 2 presenta un background teorico relativo alla biomeccanica della corsa e al ruolo della rigidità nella dinamica del sistema atleta-superficie. Vengono richiamati i principali aspetti cinematici e dinamici del gesto, le differenze biomeccaniche legate alle caratteristiche della superficie di appoggio e i modelli fisici utilizzati per descrivere la corsa, con particolare riferimento al modello molla-massa. Sono inoltre discussi gli aspetti neuromuscolari rilevanti per l'interpretazione della dinamica articolare.

Il Capitolo 3 descrive i materiali e i metodi adottati nello studio. Sono presentati i partecipanti, il setup e il protocollo sperimentale, le procedure di pre-processing dei dati e la pipeline di modellazione biomeccanica implementata nell'ambiente software OpenSim. Il capitolo include inoltre le modalità di validazione del modello e le metodologie di analisi dei dati.

Il Capitolo 4 riporta i risultati ottenuti nelle diverse condizioni sperimentali, organizzati in relazione alle principali grandezze analizzate: variabili cinematiche, forze di reazione al suolo, momenti articolari, forze muscolari e carichi articolari.

Il Capitolo 5 propone una discussione critica dei risultati, confrontandoli con la letteratura scientifica e analizzando i principali limiti metodologici dello studio.

Infine, il Capitolo 6 riassume le conclusioni del lavoro, risponde ai quesiti di ricerca iniziali e delinea possibili sviluppi futuri.

# **Capitolo 2 – Background: biomeccanica della corsa e ruolo della stiffness**

## **2.1 Dinamica della corsa da un punto di vista biomeccanico: cinematica, GRF e parametri spazio-temporali**

### **2.1.1 Fasi della corsa e struttura del ciclo del passo**

La corsa rappresenta una modalità di locomozione ciclica caratterizzata dall'alternanza tra una fase di appoggio monopodalica e una fase di volo, durante la quale nessun arto è in contatto con il suolo. L'assenza della fase di doppio supporto, tipica del cammino, comporta una riorganizzazione sostanziale della dinamica del centro di massa e della distribuzione temporale delle forze di reazione al suolo.

Il ciclo del passo nella corsa è definito come l'intervallo temporale compreso tra due contatti successivi dello stesso piede con il suolo. All'interno di tale ciclo si distinguono:

- una fase di appoggio (Heel-Strike)
- una fase di volo (Toe-Off).

La fase di appoggio può essere ulteriormente suddivisa in:

1. fase iniziale di carico
2. fase intermedia
3. fase propulsiva.

Durante la fase iniziale di carico, il centro di massa si abbassa progressivamente a causa dell'interazione tra il peso corporeo, l'inerzia e le forze di reazione al suolo. In questa fase il sistema muscolo-tendineo svolge un ruolo determinante nell'assorbimento dell'energia meccanica. Una parte dell'energia cinetica viene dissipata, mentre una quota significativa viene temporaneamente immagazzinata negli elementi elastici, in particolare nel complesso tricipite surale-tendine d'Achille e nelle strutture passive del piede (Alexander, 1991).

Successivamente, nella fase propulsiva, l'energia elastica accumulata viene parzialmente restituita, contribuendo alla generazione della fase di volo. Questo comportamento ha portato a descrivere la corsa come un sistema oscillatorio risonante, assimilabile a un modello meccanico massa-molla (McMahon & Cheng, 1990).

L'oscillazione verticale del centro di massa durante la corsa presenta un andamento approssimativamente sinusoidale, con un minimo in prossimità della metà della fase di appoggio e un massimo durante la fase di volo. Questo andamento è coerente con la compressione e la riespansione della “molla equivalente” dell'arto inferiore.

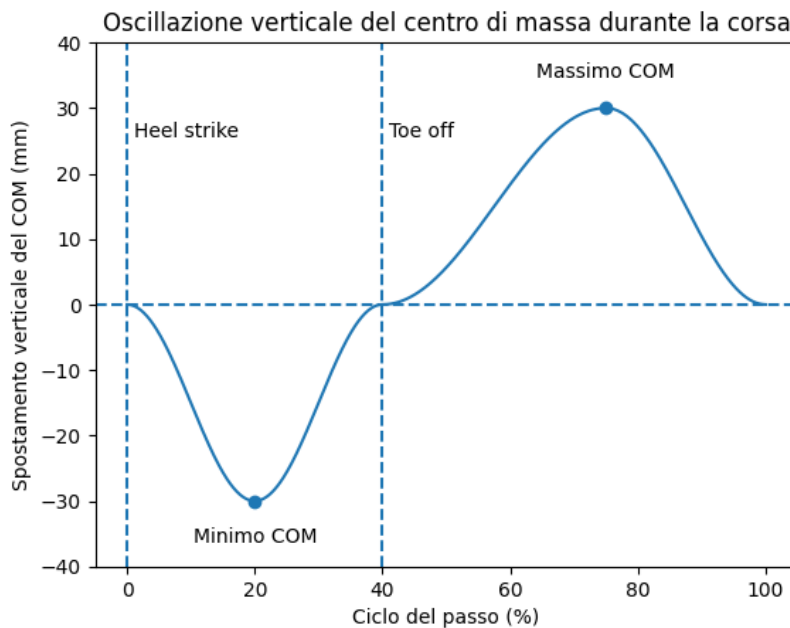


Figura 1 Schema concettuale dell'oscillazione verticale del centro di massa durante un ciclo di corsa, coerente con il modello massa-molla descritto in McMahon & Cheng (1990).

All'aumentare della velocità di corsa si osserva:

- riduzione del tempo di contatto
- incremento della fase di volo
- aumento della frequenza del passo.

La velocità può essere espressa come:

$$v = L_{passo} \cdot f_{passo}$$

dove  $v$  è la velocità di avanzamento,  $L_{passo}$  la lunghezza del passo e  $f_{passo}$  la frequenza del passo.

Nonostante l'aumento della velocità, l'escursione verticale del centro di massa rimane relativamente contenuta. Questo suggerisce che il sistema neuromuscolare moduli attivamente la rigidità dell'arto inferiore per preservare una dinamica complessiva efficiente.

### **2.1.2 Cinematica articolare e regolazione meccanica dell'arto**

La cinematica della corsa è dominata dai movimenti nel piano sagittale, in particolare dalla flessione ed estensione di anca, ginocchio e caviglia. Al contatto iniziale, l'anca è generalmente in flessione, il ginocchio in flessione moderata e la caviglia in posizione prossima a quella neutra o in lieve dorsiflessione, a seconda della modalità di appoggio del piede.

Durante la fase di carico:

- il ginocchio aumenta la propria flessione, raggiungendo valori che nei corridori amatoriali possono variare tra 35° e 45° a velocità moderate
- la caviglia dorsiflette progressivamente fino alla metà dell'appoggio
- l'anca completa la flessione iniziale per poi invertire il movimento nella fase propulsiva.

Questa sequenza cinematica consente di modulare l'assorbimento dell'energia e di redistribuire il lavoro meccanico tra le articolazioni.

Piccole variazioni dell'angolo articolare al contatto possono determinare cambiamenti significativi nella rigidità complessiva dell'arto. Un ginocchio più esteso al contatto riduce la variazione della lunghezza della gamba virtuale e tende ad aumentare la rigidità verticale, con conseguente aumento del picco di forza verticale. Viceversa, una maggiore flessione iniziale favorisce una strategia di atterraggio più cedevole, con incremento del tempo di contatto e riduzione della rigidità verticale (Butler et al., 2003).

### 2.1.3 Forze di reazione al suolo e loro interpretazione dinamica

Le forze di reazione al suolo costituiscono l'interfaccia meccanica tra il corpo e la superficie di appoggio. La componente verticale presenta tipicamente un picco principale durante la fase di appoggio, che può raggiungere valori pari a due o tre volte il peso corporeo a velocità moderate.

In soggetti con appoggio retro-podalico può essere osservato un transitorio iniziale di breve durata, associato all'impatto del tallone. La rapidità di crescita della forza nella fase iniziale è spesso descritta tramite l'indice di carico, definito come la pendenza iniziale della curva forza-tempo. Tuttavia, la relazione tra tale indice e il rischio di sovraccarico tissutale è complessa e dipende dalle strategie articolari e muscolari adottate dal soggetto (Cavanagh & LaFortune, 1980; Zadpoor & Nikooyan, 2011).

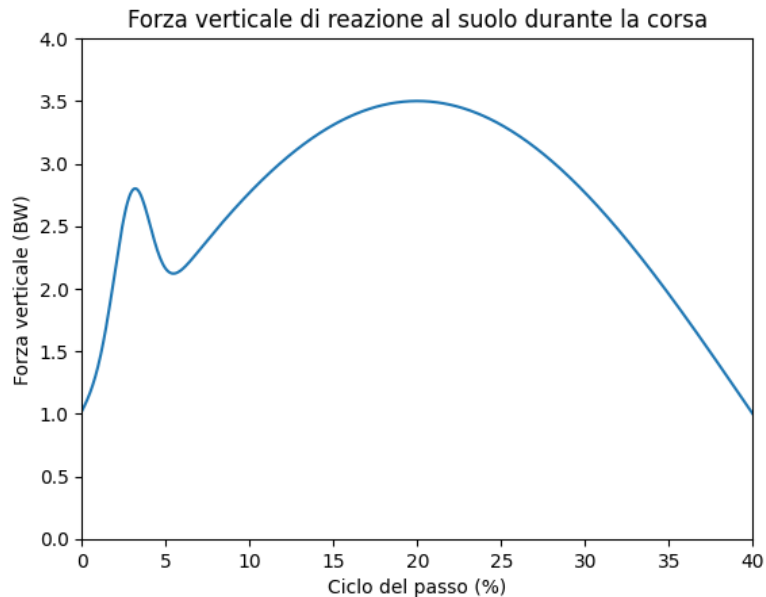


Figura 2 Rappresentazione della componente verticale della forza di reazione al suolo

La componente antero-posteriore della forza evidenzia una fase iniziale di frenata, in cui la forza è diretta posteriormente, seguita da una fase propulsiva con forza diretta anteriormente. In condizioni di velocità costante, l'impulso frenante e quello propulsivo si compensano nel ciclo completo.

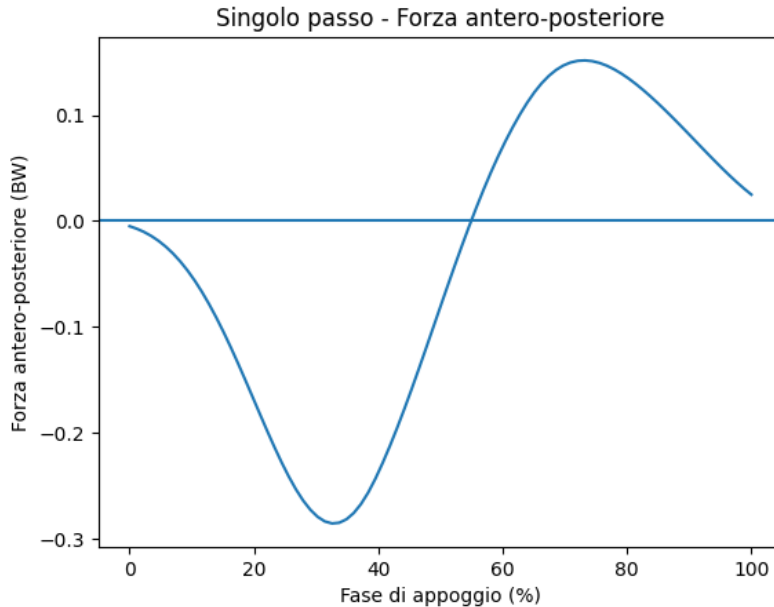


Figura 3 Rappresentazione della componente antero-posteriore della forza di reazione al suolo

Nel modello massa-molla, la forza verticale può essere approssimata come proporzionale alla compressione della molla equivalente:

$$F = k_{leg} \cdot \Delta L$$

dove:

- $k_{leg}$  è la rigidità equivalente dell'arto inferiore,
- $\Delta L$  è la variazione della lunghezza della gamba virtuale rispetto alla sua lunghezza al contatto iniziale.

Questo legame evidenzia come la forma della curva forza-tempo sia direttamente correlata alla rigidità del sistema.

Studi comparativi hanno mostrato una sostanziale comparabilità delle forze verticali tra la corsa su treadmill e la corsa su terreno naturale, pur con possibili differenze nell'indice di carico e nella variabilità tra passi successivi (Caekenberghe et al., 2013).

### 2.1.4 Relazione tra rigidità, tempo di contatto e frequenza naturale

Nel modello massa-molla ideale, il sistema può essere assimilato a un oscillatore armonico con frequenza naturale:

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k_{vert}}{m}}$$

dove:

- $f_n$  è la frequenza naturale di oscillazione,
- $k_{vert}$  è la rigidità verticale,
- $m$  è la massa corporea.

Un aumento della rigidità comporta un aumento della frequenza naturale e una riduzione del tempo di contatto. Questo collegamento teorico spiega perché i sistemi più rigidi presentino tempi di appoggio più brevi e una minore escursione verticale del centro di massa (McMahon & Cheng, 1990).

La variabilità tra passi successivi dei parametri temporali fornisce inoltre informazioni sul controllo neuromuscolare e sulla stabilità del pattern motorio. In condizioni di velocità imposta, come nel caso del tappeto rotante, tale variabilità tende a ridursi (Miller et al., 2019).

## **2.2 Differenze biomeccaniche derivanti dalla superficie di corsa: terreni diversi, indoor-outdoor, scarpe, ecc.**

### **2.2.1 Superfici naturali e artificiali: adattamento biomeccanico**

La superficie di corsa costituisce una variabile esterna di primaria importanza nella determinazione della risposta biomeccanica del sistema locomotorio. Tradizionalmente, le superfici vengono classificate in base alla loro rigidità apparente e alla capacità di dissipare o restituire energia elastica: superfici altamente rigide (cemento), a rigidità intermedia (asfalto) e più cedevoli (erba o terra battuta). Tuttavia, questa classificazione descrive esclusivamente le proprietà meccaniche intrinseche del suolo e non spiega la complessità dell'interazione tra il corridore e la superficie.

La risposta biomeccanica dell'individuo non dipende linearmente dalla rigidità del terreno, ma emerge dall'interazione tra le proprietà meccaniche esterne e il controllo neuromuscolare interno. Numerosi studi sperimentali hanno dimostrato che l'essere umano è in grado di modulare attivamente la rigidità dell'arto inferiore in risposta a variazioni della rigidità del piano di appoggio, preservando grandezze globali del sistema quali l'oscillazione verticale del centro di massa e il tempo di contatto (Ferris et al., 1998). In particolare, quando la superficie diventa più cedevole, i soggetti tendono ad aumentare la rigidità dell'arto; al contrario, su superfici più rigide si osserva una riduzione della rigidità dell'arto. Tale fenomeno sarà analizzato più a fondo nella sezione § 2.3.3.

Un aspetto cruciale riguarda la gestione dell'energia elastica. L'energia immagazzinata in un elemento elastico è espressa da:

$$E = \frac{1}{2} kx^2$$

dove  $k$  rappresenta la rigidità dell'elemento e  $x$  la deformazione.

Superfici più cedevoli possono assorbire una parte dell'energia meccanica generata durante l'impatto, riducendo la quota disponibile per la restituzione nella fase propulsiva. Tuttavia, materiali con elevata capacità di ritorno elastico possono restituire una porzione significativa dell'energia accumulata, contribuendo a ridurre il lavoro muscolare richiesto (Alexander, 1991).

È stato osservato che configurazioni specifiche di rigidità superficiale possono determinare una riduzione del costo metabolico della corsa pur in assenza di variazioni significative delle forze verticali (Kerdok et al., 2002). Ciò suggerisce che l'efficienza energetica non dipenda esclusivamente dall'entità delle forze esterne, ma anche dall'interazione tra il comportamento elastico del sistema e controllo neuromuscolare.

Questa osservazione assume particolare rilevanza nel contesto di superfici a rigidità variabile, dove la manipolazione controllata di  $k_{superficie}$  consente di investigare direttamente il comportamento compensatorio dell'arto e le sue implicazioni metaboliche e articolari.

### **2.2.2 Ambiente interno ed esterno: treadmill e corsa su terreno naturale**

Il confronto tra corsa su treadmill e corsa su terreno naturale è stato oggetto di numerosi studi. Il treadmill consente un controllo preciso della velocità e la registrazione di numerosi cicli consecutivi in condizioni stazionarie, riducendo la variabilità ambientale e migliorando la riproducibilità delle misure.

Dal punto di vista cinematico, le differenze tra le due modalità risultano generalmente contenute, ma possono riguardare l'angolo di ginocchio e anca al contatto, nonché la variabilità tra passi successivi (Miller et al., 2019). Dal punto di vista dinamico, le forze verticali risultano ampiamente comparabili, pur con possibili differenze nella rapidità di applicazione della forza (Caekenberghe et al., 2013).

La riduzione della variabilità tra passi successivi su treadmill può essere interpretata come effetto della velocità imposta e dell'ambiente controllato. Tuttavia, questa regolarità potrebbe mascherare adattamenti più fini nella distribuzione del lavoro articolare.

Nel caso di treadmill con rigidità modulabile, la superficie non è più un elemento passivo, ma una variabile sperimentale controllata. Questo consente di isolare l'effetto della rigidità superficiale rispetto ad altre variabili ambientali e di analizzare in modo sistematico la risposta del sistema locomotorio.

### 2.2.3 Calzature, rigidità flessionale ed economia di corsa

Le calzature influenzano la dinamica del sistema attraverso la cedevolezza dell'intersuola, la capacità di ritorno elastico del materiale e la rigidità flessionale longitudinale. Un aumento della rigidità flessionale può ridurre la dissipazione energetica a livello dell'articolazione metatarso-falangea, modificando la distribuzione del lavoro articolare (Roy & Stefanyshyn, 2006).

L'economia di corsa può essere definita come consumo di ossigeno per unità di velocità (Saunders et al., 2004):

$$EC = \frac{\dot{V}O_2}{v}$$

dove:

- $EC$  è l'economia di corsa (espressa in  $ml O_2 \cdot kg^{-1} \cdot km^{-1}$ ),
- $\dot{V}O_2$  è il consumo di ossigeno (espresso in  $ml O_2 \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ),
- $v$  è la velocità di corsa ( $m/s$ ).

In alternativa, l'efficienza può essere descritta tramite il costo energetico specifico per unità di massa e di distanza (di Prampero, 1986):

$$C = \frac{\dot{E}}{m \cdot v}$$

dove:

- $C$  è il costo energetico specifico (espresso in  $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ ),
- $\dot{E}$  è la potenza metabolica ( $W = J/s$ ),
- $m$  è la massa corporea ( $kg$ ),
- $v$  è la velocità di corsa ( $m/s$ ).

Variazioni nella rigidità dell'intersuola possono modificare tali grandezze anche in assenza di cambiamenti evidenti nelle forze verticali di reazione al suolo. Ciò indica che l'effetto delle calzature si manifesta principalmente attraverso una riorganizzazione del lavoro articolare e l'attivazione muscolare (Roy & Stefanyshyn, 2006).

### **2.2.4 Superficie e carichi articolari interni**

L'analisi biomeccanica delle superfici non può limitarsi alle forze esterne. La stessa forza verticale può essere generata attraverso combinazioni diverse di momenti articolari e forze muscolari. Di conseguenza, la variazione della rigidità della superficie può influenzare i carichi articolari interni anche in assenza di variazioni macroscopiche delle forze esterne (Crowninshield & Brand, 1981; Zajac, 1989).

Superfici più rigide possono essere associate a un aumento della rigidità angolare del ginocchio e a una diversa distribuzione dei momenti articolari (Butler et al., 2003). Superfici più cedevoli possono richiedere un contributo muscolare stabilizzante maggiore durante la fase di carico (Ferris & Farley, 1997).

Questi adattamenti si riflettono nelle stime delle reazioni articolari ottenute tramite modellazione muscolo-scheletrica, influenzando sia le componenti di compressione sia quelle di taglio. Pertanto, un'analisi completa richiede l'integrazione di dati cinematici, dinamici e modellistici (Thelen, 2003; Zajac, 1989).

## 2.3 Modelli fisici della corsa e meccanica del treadmill

### 2.3.1 Il modello massa-molla

Nonostante la complessità anatomica e neuromuscolare del sistema locomotorio umano, la corsa può essere descritta con notevole efficacia mediante modelli meccanici semplificati. Tra questi, il modello massa-molla è il paradigma più utilizzato per interpretare la dinamica globale della corsa.

Nel modello massa-molla, il corpo è rappresentato come un punto materiale situato nel centro di massa, sostenuto da una molla ideale che simula il comportamento elastico dell'arto inferiore durante la fase di appoggio (McMahon & Cheng, 1990). Durante il contatto con il suolo, la molla si comprime sotto l'effetto del peso corporeo e delle forze inerziali, per poi espandersi di nuovo nella fase propulsiva.

Dal punto di vista dinamico, il sistema può essere descritto mediante l'equazione del moto di un oscillatore armonico (McMahon & Cheng, 1990):

$$m\ddot{y} + k_{vert}y = 0$$

dove:

- $m$  è la massa corporea,
- $y$  è lo spostamento verticale del centro di massa rispetto alla posizione di equilibrio,
- $k_{vert}$  è la rigidità verticale equivalente.

La soluzione di tale equazione è di tipo oscillatorio, coerente con l'andamento quasi sinusoidale osservato nella traiettoria del centro di massa.

Uno degli aspetti più rilevanti del modello massa-molla è la sua capacità di descrivere la stabilità dinamica della corsa con un numero limitato di parametri: massa, lunghezza della gamba virtuale, angolo di attacco al contatto e rigidità equivalente. Tuttavia, la molla del modello non corrisponde a una singola struttura anatomica: rappresenta infatti il comportamento emergente dell'interazione tra muscoli, tendini, articolazioni e il controllo neuromuscolare (Farley & Morgenroth, 1999; Zajac, 1989).

### 2.3.2 Rigidezza dell'arto e rigidezza verticale: definizioni e metodi di stima

Nel contesto del modello massa-molla, due definizioni di rigidezza vengono comunemente utilizzate: la rigidezza dell'arto e quella verticale.

La rigidezza dell'arto è definita come:

$$k_{arto} = \frac{F_{max}}{\Delta L}$$

dove  $F_{max}$  è il picco della forza verticale di reazione al suolo e  $\Delta L$  è la variazione della lunghezza della gamba virtuale durante la fase di carico.

La rigidezza verticale è invece definita come:

$$k_{vert} = \frac{F_{max}}{\Delta y}$$

dove  $\Delta y$  è l'abbassamento verticale del centro di massa.

Le due grandezze sono correlate ma non equivalenti. La rigidezza dell'arto dipende dalla geometria dell'appoggio, in particolare dall'angolo della gamba rispetto alla verticale, mentre la rigidezza verticale è direttamente legata allo spostamento del centro di massa.

In condizioni reali di corsa, la rigidezza dell'arto risulta generalmente superiore alla rigidezza verticale proprio a causa dell'inclinazione della gamba rispetto alla verticale.

Il metodo più accurato per stimare tali grandezze prevede la combinazione di:

- forze di reazione al suolo,
- cinematica del centro di massa,
- ricostruzione della lunghezza della gamba virtuale.

Esiste anche un approccio alternativo, proposto da Morin et al. (2005), che consente di stimare la rigidezza verticale a partire da massa corporea, tempo di contatto e velocità, assumendo una forma quasi sinusoidale della forza verticale (Morin et al., 2005).

In forma semplificata:

$$k_{vert} \approx \frac{m\pi^2}{t_c^2}$$

dove  $t_c$  è il tempo di contatto e  $m$  la massa corporea.

Questo metodo è particolarmente utile in studi con ampi dataset o in condizioni in cui la cinematica dettagliata non sia disponibile, ma introduce assunzioni che possono ridurre l'accuratezza in presenza di superfici non convenzionali o profili di carico non sinusoidali.

### 2.3.2 Sistema di molle in serie: arto e superficie

Quando il piede entra in contatto con il suolo, il sistema risultante può essere descritto come due molle in serie: una rappresenta la rigidità dell'arto, l'altra la rigidità della superficie.

La rigidità totale del sistema è data da:

$$\frac{1}{k_{tot}} = \frac{1}{k_{arto}} + \frac{1}{k_{superficie}}$$

Se la superficie diventasse più cedevole, la rigidità totale diminuirebbe in assenza di compensazione. Tuttavia, studi su salto e corsa hanno mostrato che il sistema neuromuscolare aumenta la rigidità dell'arto quando la superficie è più morbida (Ferris et al., 1998; Ferris & Farley, 1997).

Questo meccanismo di compensazione consente di mantenere relativamente costanti:

- oscillazione verticale del centro di massa,
- tempo di contatto,
- profilo globale delle forze verticali.

Nel contesto di un treadmill a rigidità variabile, la possibilità di manipolare  $k_{superficie}$  consente di osservare direttamente le variazioni di  $k_{arto}$  e di studiare l'equilibrio dinamico tra i due elementi.

### 2.3.3 Rigidezza globale, rigidezza articolare e costo metabolico

La rigidezza globale dell'arto è il risultato emergente delle rigidezze articolari di anca, ginocchio e caviglia. La rigidezza articolare dinamica può essere definita come:

$$k_{art} = \frac{\Delta M}{\Delta \theta}$$

dove  $\Delta M$  è la variazione del momento articolare e  $\Delta \theta$  la variazione angolare durante una specifica fase del passo.

La relazione tra la rigidezza globale e il costo metabolico è particolarmente rilevante. Studi su superfici a rigidezza variabile hanno mostrato che determinate configurazioni di rigidezza possono minimizzare il costo energetico (Kerdok et al., 2002). L'ipotesi è che esista un intervallo ottimale di rigidezza complessiva che massimizza il recupero elastico e minimizza il lavoro muscolare.

Se la superficie è troppo rigida, l'assorbimento elastico può risultare insufficiente; se è troppo cedevole, il sistema può dover aumentare l'attivazione muscolare per stabilizzare l'articolazione, incrementando il dispendio energetico.

### 2.3.4 Meccanica del treadmill e validità biomeccanica

Il treadmill è un sistema meccanico costituito da un nastro continuo, che scorre attorno a due rulli principali, ed è azionato da un motore elettrico che impone una velocità lineare controllata. Il soggetto corre quindi su una superficie in movimento, pur mantenendo una posizione relativa quasi stazionaria rispetto alla struttura del dispositivo.

La velocità del nastro è regolata elettronicamente e rappresenta una condizione imposta: il corridore deve adattare la propria frequenza e lunghezza del passo per mantenere l'equilibrio dinamico. Oltre alla velocità, alcuni treadmill consentono di regolare la pendenza del piano di corsa tramite un sistema di attuazione anteriore che modifica l'inclinazione dell'intera struttura. La variazione di pendenza altera la componente della forza peso lungo il piano di appoggio, influenzando la cinematica articolare, la distribuzione del lavoro meccanico e la richiesta metabolica.

Dal punto di vista strutturale, il nastro scorre su un elemento rigido sottostante (deck), che fornisce il supporto meccanico durante il contatto. Le proprietà elastiche di questo elemento, insieme agli eventuali sistemi di ammortizzazione interposti tra quest'ultimo e la struttura portante, determinano la rigidità complessiva percepita dal soggetto.

Esistono treadmill non strumentati, come nel caso di questo studio, in cui le forze di reazione al suolo vengono misurate tramite pedane di forza esterne, e treadmill strumentati, nei quali sono presenti delle celle di carico che consentono la misura diretta delle componenti della forza. Tuttavia, la

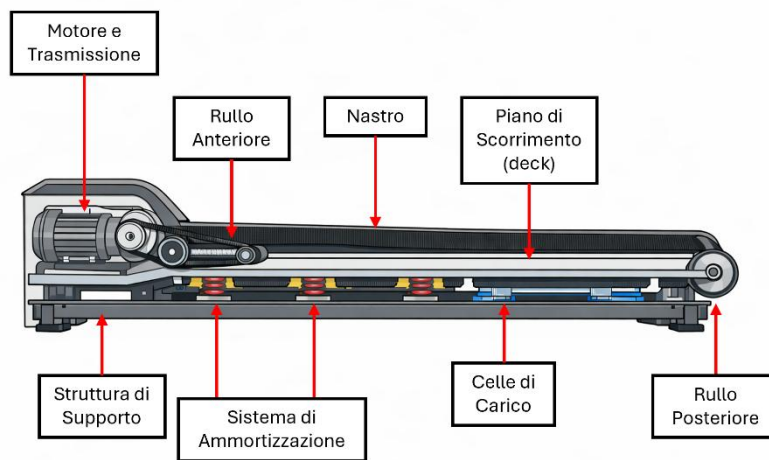


Figura 4 Schema esemplificativo delle principali componenti meccaniche di un treadmill

presenza del nastro in movimento e della struttura interposta può modificare leggermente il profilo di forza rispetto a piattaforme fisse ancorate rigidamente al suolo.

La letteratura indica che, in condizioni stazionarie e a velocità costante, la corsa su treadmill è generalmente comparabile a quella su terreno naturale per molte variabili cinematiche e dinamiche (Miller et al., 2019). Nel caso di dispositivi a rigidità variabile, il piano di appoggio non costituisce più un elemento passivo, bensì una variabile sperimentale controllata. Ciò consente di isolare l'effetto della rigidità superficiale sull'intero sistema locomotorio, mantenendo costanti la velocità e la pendenza.

## 2.4 Aspetti neuromuscolari della corsa e implicazioni per la dinamica articolare

### 2.4.1 Controllo neuromuscolare e regolazione della rigidezza

La rigidezza osservata nella corsa non rappresenta una proprietà puramente passiva del sistema muscolo-scheletrico, bensì il risultato di un controllo neuromuscolare complesso che integra meccanismi anticipatori e riflessi (Dietz et al., 2002; Ferris et al., 1999).

La regolazione della rigidezza dell'arto avviene attraverso la modulazione dell'attivazione muscolare, della coordinazione inter-articolare e dell'assetto geometrico dell'arto al contatto con il suolo (Butler et al., 2003; McMahon & Cheng, 1990).

Un ruolo determinante è svolto dalla preattivazione muscolare che precede il contatto. Prima che il piede entri in contatto con la superficie, i muscoli estensori del ginocchio e della caviglia mostrano un aumento dell'attività elettromiografica (Kyröläinen et al., 2001). Questa attivazione anticipata introduce una rigidezza iniziale del sistema, influenzando la risposta meccanica nella fase immediatamente successiva all'impatto.

Dal punto di vista meccanico, la forza muscolare può essere espressa, in forma semplificata, come funzione dell'attivazione secondo il modello muscolo-tendineo di Hill (Thelen, 2003; Zajac, 1989):

$$F_m = a \cdot F_{max} \cdot f(l) \cdot f(v)$$

dove:

- $a$  è il livello di attivazione (0-1)
- $F_{max}$  è la forza isometrica massima
- $f(l)$  rappresenta la dipendenza dalla lunghezza muscolare
- $f(v)$  rappresenta la dipendenza dalla velocità di contrazione.

La modulazione dell'attivazione altera quindi la capacità del sistema di generare forza e di opporsi alla deformazione sotto carico, influenzando direttamente la rigidezza dell'arto (Zajac, 1989).

Esperimenti su superfici a diversa rigidità hanno mostrato che i soggetti regolano la rigidità dell'arto già al primo passo quando la variazione è prevedibile (Ferris et al., 1999). Ciò suggerisce un controllo centrale che integra esperienza, previsione e informazioni sensoriali pregresse.

Oltre alla componente anticipatoria, intervengono anche meccanismi riflessi spinali, in particolare i riflessi da stiramento, che modulano la risposta muscolare durante la fase di carico. La combinazione tra controllo anticipatorio e riflesso consente di preservare la stabilità dinamica anche in presenza di perturbazioni inattese.

Dal punto di vista biomeccanico, la regolazione della rigidità può avvenire attraverso tre meccanismi principali:

1. Modifica del livello di attivazione muscolare.
2. Variazione dell'escursione articolare durante la fase di carico.
3. Cambiamento dell'angolo di attacco della gamba al contatto.

Questi meccanismi agiscono in modo coordinato, determinando la rigidità globale osservabile nel modello massa-molla.

## 2.4.2 Rigidità articolare dinamica e distribuzione del lavoro

Per comprendere le implicazioni articolari della rigidità globale è necessario introdurre il concetto di rigidità articolare dinamica (Butler et al., 2003; Farley & Morgenroth, 1999):

$$k_{art} = \frac{\Delta M}{\Delta \theta}$$

dove:

- $\Delta M$  è la variazione del momento articolare,
- $\Delta \theta$  è la variazione angolare nella fase considerata.

Questa definizione descrive la resistenza dell'articolazione alla deformazione sotto carico. La rigidità articolare dinamica non è una costante, ma varia nel corso del ciclo del passo in funzione dell'attivazione muscolare e delle condizioni di carico.

La rigidità globale dell'arto può essere interpretata come il risultato emergente delle rigidità articolari di anca, ginocchio e caviglia. Questa relazione, però, non è semplicemente additiva, poiché intervengono fattori geometrici e interazioni dinamiche tra segmenti (Farley & Morgenroth, 1999; McMahon & Cheng, 1990).

La distribuzione del lavoro meccanico tra articolazioni può essere espressa in termini di potenza articolare (Winter, 2009):

$$P = M \cdot \omega$$

dove  $M$  è il momento articolare e  $\omega$  la velocità angolare.

Il lavoro articolare è dato da:

$$W = \int P dt$$

Un aumento della rigidità globale può essere associato a una maggiore produzione di potenza alla caviglia e a una riduzione del contributo del ginocchio, oppure viceversa, in funzione della strategia adottata dal soggetto e delle condizioni esterne. Questa redistribuzione del lavoro ha implicazioni dirette sulla richiesta muscolare e sui carichi articolari interni (Kyröläinen et al., 2001; Roy & Stefanyshyn, 2006).

È importante evidenziare che la stessa forza verticale di reazione al suolo può essere generata da combinazioni diverse di momenti articolari. Pertanto, l'analisi dei soli picchi di forza verticale non consente di comprendere la dinamica interna del sistema.

### **2.4.3 Adattamenti neuromuscolari a variazioni della rigidità superficiale**

Quando la rigidità della superficie varia, il sistema neuromuscolare può adottare strategie differenti per preservare la dinamica globale del centro di massa.

Su superfici più cedevoli, si osserva frequentemente:

- aumento della rigidità dell'arto
- incremento della pre-attivazione muscolare
- riduzione dell'escursione articolare nella fase di carico.

Su superfici più rigide, può emergere una strategia opposta:

- maggiore flessione articolare
- riduzione della rigidità globale
- redistribuzione del lavoro articolare.

Questi adattamenti possono essere interpretati alla luce del sistema di molle in serie descritto nel capitolo precedente.

La fatica rappresenta un ulteriore fattore modulante. Durante una corsa prolungata o ad alta intensità, si possono osservare riduzioni della rigidità verticale e modifiche nei pattern cinematici, anche in assenza di variazioni marcate delle forze esterne. Questo suggerisce che la rigidità sia un parametro dinamico sensibile allo stato funzionale del sistema neuromuscolare (Morin et al., 2005).

#### 2.4.4 Implicazioni per carichi articolari e modellazione muscolo-scheletrica

Le implicazioni della rigidità sulla dinamica articolare diventano particolarmente rilevanti quando si considerano i carichi interni stimati tramite modellazione muscolo-scheletrica.

L'equilibrio dinamico di un'articolazione può essere espresso in forma generale (Winter, 2009):

$$\sum M = I\alpha$$

dove:

- $\sum M$  è la somma dei momenti agenti sull'articolazione,
- $I$  è il momento d'inerzia,
- $\alpha$  è l'accelerazione angolare.

Attraverso l'analisi dinamica inversa è possibile stimare i momenti articolari netti a partire dalla cinematica e dalle forze esterne. Successivamente, l'ottimizzazione muscolare consente di determinare le forze muscolari compatibili con tali momenti. Infine, l'analisi delle reazioni articolari consente di stimare le componenti compressive e di taglio risultanti (Crowninshield & Brand, 1981; Zajac, 1989).

Una superficie più rigida potrebbe essere associata a un aumento dei picchi di momento articolare o a una diversa distribuzione temporale di tali picchi, influenzando i carichi compressivi a livello tibiofemorale o talocrurale. Tuttavia, tali effetti non possono essere dedotti esclusivamente dalle forze esterne, poiché dipendono dalla cinematica e dalla coordinazione muscolare (Crowninshield & Brand, 1981; Zajac, 1989).

Nel caso di corsa su treadmill con rigidità variabile, l'integrazione tra:

- acquisizioni cinematiche
- misure dinamiche
- modellazione muscolo-scheletrica

consente di esplorare come la modulazione della superficie influenzi non solo la meccanica esterna, ma anche la dinamica interna del sistema e il costo metabolico associato (Kerdok et al., 2002; Miller et al., 2019).

L'analisi biomeccanica della corsa evidenzia come la rigidità costituisca un parametro chiave nell'interpretazione dell'interazione tra il sistema locomotorio e la superficie di appoggio. Il modello massa-molla fornisce un quadro concettuale efficace per descrivere la dinamica globale del centro di massa, mentre l'analisi neuromuscolare e articolare consente di comprendere i meccanismi interni che generano tale comportamento (McMahon & Cheng, 1990; Zajac, 1989).

La possibilità di modulare in modo controllato la rigidità della superficie, come nel treadmill utilizzato in questo studio, offre un'opportunità unica per indagare la relazione tra meccanica esterna, attivazione muscolare, carichi articolari e costo metabolico. In questo contesto, l'integrazione tra acquisizioni sperimentali e modellazione muscolo-scheletrica costituisce uno strumento essenziale per una comprensione completa del fenomeno.

## Capitolo 3 – Materiali e Metodi

### 3.1 Partecipanti

Allo studio hanno partecipato undici soggetti adulti sani, senza storia recente di infortuni muscoloscheletrici agli arti inferiori né di patologie in grado di influenzare la locomozione. Tutti i partecipanti presentavano pregressa familiarità con la locomozione su treadmill ed erano in grado di eseguire le prove previste dal protocollo sperimentale in modo confortevole alle velocità assegnate.

Le principali caratteristiche antropometriche dei soggetti, quali sesso, età, massa corporea, statura e lunghezza dell'arto inferiore, sono riportate in Tabella 1.

Tutti i partecipanti sono stati informati sulle modalità dello studio e hanno prestato consenso informato scritto prima dell'inizio delle acquisizioni sperimentali, in conformità ai principi della Dichiarazione di Helsinki.

N° Utente	Sesso	Età [anni]	Peso [kg]	Altezza [m]	Lunghezza Arto Inferiore [m]			Walk Speed [km/h]	Jog Speed [km/h]	Run Speed [km/h]
					dx	sx	media	Froude Nr.		
								0,3	0,6	1
1	F	25	64	1,68	0,88	0,875	0,88	5,8	8,2	10,6
2	M	31	81	1,84	1,02	1,025	1,02	6,2	8,8	11,4
3	F	53	63	1,68	0,965	0,97	0,97	6,1	8,6	11,1
4	M	36	75	1,75	0,91	0,91	0,91	5,9	8,3	10,8
5	M	31	75	1,83	0,98	0,98	0,98	6,1	8,6	11,2
6	M	28	91	1,88	1,03	1,02	1,025	6,3	8,8	11,4
7	F	28	53	1,68	0,9	0,9	0,9	5,9	8,3	10,7
8	M	35	80	1,8	1,015	1,02	1,175	6,2	8,8	11,4
9	M	40	67	1,69	0,925	0,92	0,9225	5,9	8,4	10,8
10	M	25	62	1,71	0,915	0,91	0,9125	5,9	8,3	10,8
11	F	24	56	1,68	0,945	0,945	0,945	6,0	8,5	11,0

Tabella 1 Dati dei soggetti

### 3.2 Setup Sperimentale

Le acquisizioni sperimentali sono state condotte presso il laboratorio di analisi del movimento di Technogym, presso la sede principale di Cesena. È stato utilizzato un treadmill prototipale Technogym a superficie adattiva, progettato per consentire la modulazione controllata della rigidità del piano di corsa in base a livelli predefiniti.



Figura 5 Prototipo Treadmill Run Artis e Motion Lab Technogym

Il movimento dei soggetti è stato acquisito mediante un sistema optoelettronico ad alta precisione *BTS Bioengineering*, composto da telecamere digitali a infrarossi distribuite attorno al volume di acquisizione. Sono state utilizzate 10 telecamere *SMART-DX 7000* che integrano sensori ad alta risoluzione (fino a 4 MP) e illuminatori a infrarossi, consentendo una frequenza di acquisizione fino a 500 fps e mantenendo un'accuratezza spaziale  $< 0,1$  mm anche in condizioni di illuminazione non ottimali.



Figura 6 Sistema Optoelettronico BTS DX-7000

Il sistema supporta fino a 16 telecamere per ogni data station, l'identificazione automatica dei marker e l'integrazione in tempo reale con altri dispositivi di laboratorio (piattaforme di forza ed EMG), facilitando l'analisi sincronizzata di segnali cinematici, cinetici e fisiologici (*SMART-DX*, s.d.).

Poiché il treadmill non era strumentato, le Ground Reaction Forces (GRF) sono state acquisite mediante sedici moduli di pedane di forza digitali *BTS P-6000* installati al di sotto del treadmill.

Questo sistema è costituito da pedane di forza triassiali modulari che misurano le tre componenti delle GRF e le grandezze derivate, tra cui i momenti di reazione e le coordinate del centro di pressione, su tutta la superficie sensorizzata.

Ogni modulo presenta sensori basati su tecnologia a *strain gauge* e un'uscita digitale con risoluzione a 16 *bit* su tutto il range selezionato. La capacità di carico è fino a 8000 N per ciascuna componente, mentre la deviazione di sensibilità sulla superficie è inferiore all'1% del valore a fondo scala, con isteresi e linearità molto ridotte (< 0,2 %) (*P-6000* | *piattaforme di forza digitali* | *BTS Bioengineering*, s.d.).

I segnali di forza acquisiti sono stati utilizzati sia per l'analisi diretta delle GRF sia come input per le analisi dinamiche successive.

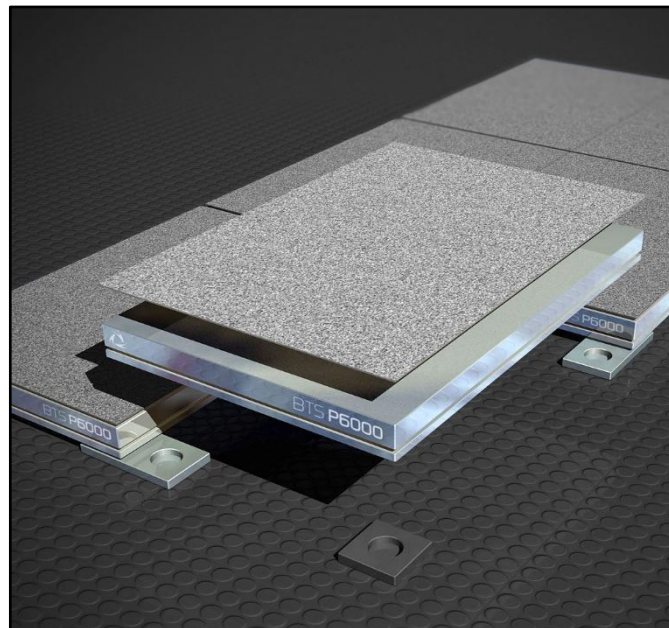


Figura 7 Sistema inerziale BTS P-6000

L'attività muscolare è stata registrata mediante elettromiografia di superficie (sEMG) con il sistema *BTS Bioengineering FREEEMG*, un dispositivo wireless per l'analisi dinamica dell'attivazione muscolare durante il movimento.

Il sistema *FREEEMG* impiega sonde ultraleggere con elettrodi attivi a geometria variabile, che si collegano agli elettrodi di superficie tramite un connettore a clip e consentono la trasmissione dei segnali in tempo reale al ricevitore *USB*. Le sonde supportano una risoluzione di 16 *bit* e una frequenza di acquisizione di 1 kHz per canale, parametri adeguati alla cattura fedele dell'attività muscolare durante la corsa (*FREEEMG | Sistema EMG di superficie wireless | BTS Bioengineering, s.d.*).

Il sistema è progettato per gestire fino a 20 sonde contemporaneamente (tra EMG, elettrogoniometri o footswitch), ha un'autonomia di oltre 6 ore di acquisizione continua, e mantiene la trasmissione dei dati fino a circa 20 metri in spazio libero senza interferenze.

Nel presente studio sono stati utilizzati sei sensori EMG wireless, applicati sull'arto inferiore destro per monitorare i seguenti muscoli: Vasto Laterale, Retto Femorale, Bicipite Femorale (capo lungo), Tibiale Anteriore, Soleo e Gastrocnemio Laterale.



Figura 8 Sistema FREEEMG BTS

I segnali EMG acquisiti sono stati sincronizzati con il sistema di motion capture e con le pedane di forza, e successivamente elaborati per ottenere profili temporali di attivazione muscolare.

La cinematica del movimento è stata ricostruita a partire dalle traiettorie tridimensionali dei marker retroriflettenti applicati sul corpo del soggetto, rilevate dal sistema di motion capture. Il *Markerset* utilizzato era composto da 52 marker retroriflettenti. In particolare, 42 marker anatomici sono stati applicati sull'intero corpo del soggetto mediante palpazione manuale dei principali reperi anatomici. Ulteriori 10 marker sono stati applicati rigidamente al treadmill e utilizzati per ricostruirne la posizione e l'orientamento nello spazio. Questa scelta ha permesso l'allineamento del sistema di riferimento del treadmill con quello del laboratorio e con quello del sistema di motion capture, garantendo la coerenza geometrica dell'intero setup sperimentale.

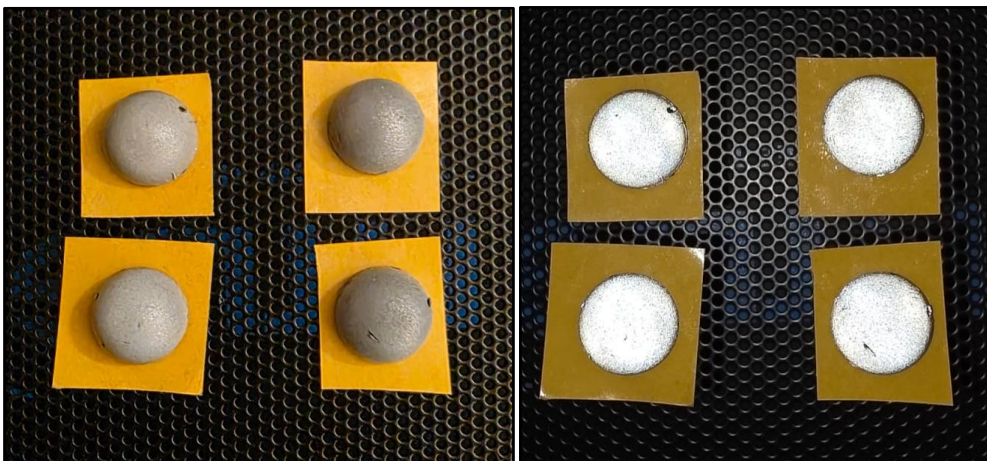


Figura 9 Marker Retroriflettenti

Tutti i segnali sperimentali sono stati acquisiti in modo sincrono e registrati simultaneamente all'interno dell'ecosistema di acquisizione BTS, garantendo la coerenza temporale tra le diverse grandezze misurate e consentendo l'analisi integrata dei dati successiva.

### 3.3 Protocollo Sperimentale

Prima dell'inizio delle acquisizioni viene condotta una fase preliminare di messa a punto del setup sperimentale, finalizzata all'ottimizzazione del posizionamento del treadmill all'interno del volume di acquisizione del sistema di motion capture.

Il treadmill viene posizionato e orientato in modo da garantire che ciascun marker sia visibile contemporaneamente da più telecamere durante l'intero ciclo del passo, condizione necessaria per una corretta ricostruzione tridimensionale delle traiettorie. Tale procedura si rende necessaria per ridurre fenomeni di occlusione dei marker, dovuti sia alla struttura del treadmill sia ai movimenti degli arti superiori, che in alcuni casi possono mascherare marker posizionati a livello del bacino. La configurazione finale viene individuata mediante prove iterative, fino a minimizzare le perdite di visibilità durante le acquisizioni dinamiche. Questa fase di ottimizzazione viene ripetuta per ciascun soggetto, poiché differenze antropometriche, quali altezza, lunghezza degli arti e corporatura, possono influenzare in modo significativo la geometria delle linee di vista delle telecamere e, di conseguenza, la qualità della ricostruzione cinematica.

L'applicazione del *Markerset* è effettuata da un operatore esperto seguendo un protocollo standardizzato, al fine di garantire la ripetibilità delle misure e ridurre la variabilità dovuta al posizionamento dei marker. I marker retroriflettenti vengono applicati sui principali reperi anatomici mediante palpazione manuale, con particolare attenzione all'allineamento con gli assi anatomici dei segmenti e alla simmetria bilaterale. Oltre ai marker anatomici, sono stati applicati marker di tracking aggiuntivi direttamente sulla superficie cutanea dei segmenti corporei (metà coscia, tibia e tricipite surale), al fine di migliorare la continuità del tracciamento durante il movimento dinamico e di supportare la procedura di scalatura del modello muscoloscheletrico. Tali marker non sono montati su supporti rigidi, ma contribuiscono ad aumentare la ridondanza informativa del sistema di acquisizione.

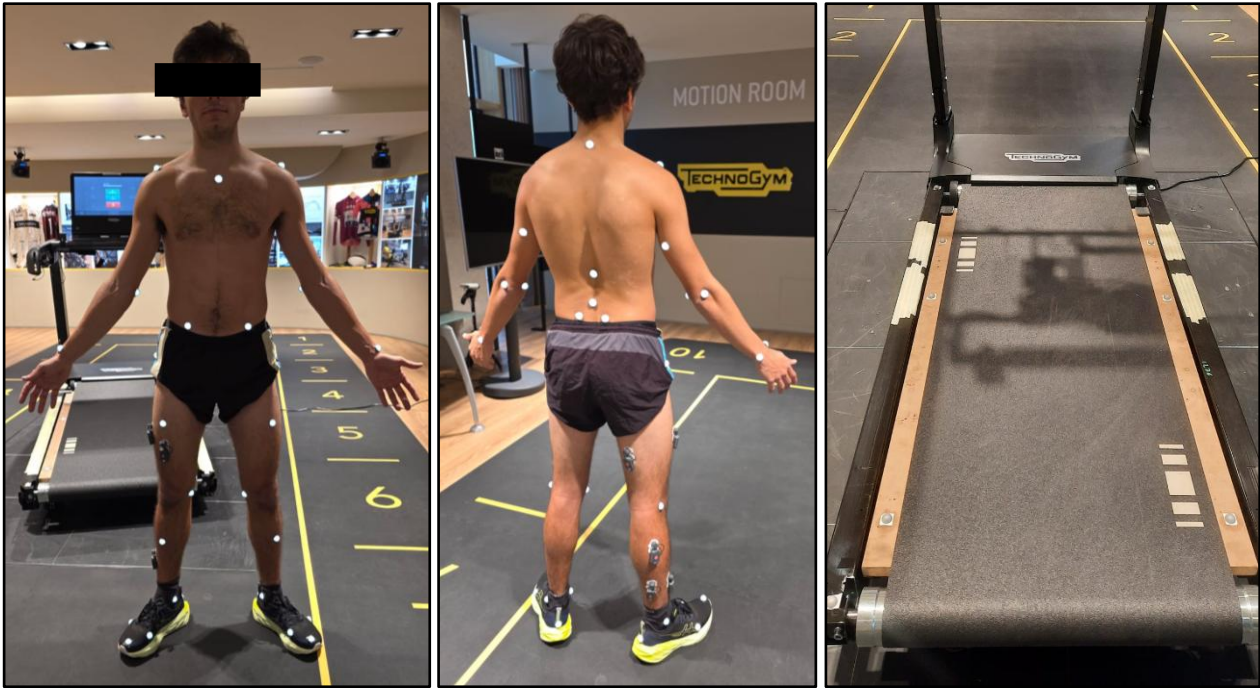


Figura 10 Markerset Atleta e Treadmill

Il posizionamento dei marker viene verificato prima dell'inizio delle acquisizioni dinamiche mediante l'osservazione in tempo reale delle traiettorie ricostruite dal sistema di motion capture, controllando l'assenza di scambi, di discontinuità, o di perdite di visibilità durante i movimenti di prova. Eventuali aggiustamenti di posizionamento vengono effettuati in questa fase preliminare.

Le velocità di cammino, jog e corsa vengono definite in modo normalizzato rispetto alle caratteristiche antropometriche di ciascun soggetto mediante il numero di *Froude*, un parametro adimensionale ampiamente utilizzato negli studi di locomozione umana per confrontare regimi dinamicamente equivalenti tra soggetti di diversa statura (Kramer & Sylvester, 2013).

Il numero di Froude è definito come:

$$Fr = \frac{v^2}{g \cdot L}$$

dove  $v$  rappresenta la velocità di avanzamento,  $g$  l'accelerazione di gravità e  $L$  la lunghezza dell'arto inferiore.

La lunghezza dell'arto inferiore viene misurata bilateralmente come distanza verticale tra il grande trocantere e il piano di appoggio, con il soggetto in stazione eretta; il valore medio tra i due arti viene successivamente utilizzato come lunghezza caratteristica del sistema.

In base a questo criterio, vengono definiti tre livelli di locomozione:

- Cammino:  $Fr = 0,3$
- Jog:  $Fr = 0,6$
- Corsa:  $Fr = 1,0$

Questo approccio ha garantito una maggiore comparabilità biomeccanica tra i soggetti analizzati, assicurando che le condizioni sperimentali corrispondessero a regimi locomotori dinamicamente equivalenti.

Contestualmente alla definizione delle velocità di prova, gli accoppiamenti tra velocità, pendenza del treadmill e livello di stiffness vengono combinati casualmente per ciascun soggetto, al fine di minimizzare possibili effetti di affaticamento, di apprendimento o di adattamento progressivo al compito.

Successivamente vengono applicati i sensori di elettromiografia di superficie sull'arto inferiore destro. La preparazione della cute viene effettuata secondo le procedure standard:

- Pulizia della zona con soluzione alcolica
- Rasatura
- Leggera abrasione superficiale

Questi passaggi sono fondamentali per ridurre l'impedenza di contatto e migliorare la qualità del segnale EMG acquisito. Al termine del posizionamento, si eseguono brevi prove funzionali, durante le quali al soggetto è richiesto di eseguire movimenti specifici finalizzati alla contrazione selettiva dei muscoli monitorati. Al tempo stesso, tramite il software di acquisizione BTS, viene verificata in tempo reale la presenza di variazioni coerenti del segnale EMG, al fine di confermare l'attivazione effettiva del muscolo di interesse e il corretto posizionamento del sensore.

Terminata la preparazione del soggetto, inizia la fase di acquisizione. Per prima cosa viene eseguita un'acquisizione statica, utilizzata per la scalatura del modello muscoloscheletrico. Durante questa fase il soggetto viene posizionato in stazione eretta direttamente sulle pedane di forza, mantenendo una postura rilassata e stabile per alcuni secondi, così da consentire l'identificazione corretta delle lunghezze segmentali, dei centri articolari e del peso del soggetto.

Le acquisizioni dinamiche vengono quindi eseguite secondo una procedura standardizzata. Prima di ogni prova, con il soggetto al di fuori della superficie sensorizzata, si effettua la tara delle pedane di forza, per garantire una corretta condizione di carico nullo.

Successivamente, il soggetto sale sul treadmill e gli vengono comunicati i parametri sperimentali della prova (velocità, pendenza e livello di rigidità). Dopo aver impostato i parametri corretti, si attende che il treadmill raggiunga il regime stazionario e si avvia l'acquisizione dei dati per 20 secondi. Al termine di ciascuna acquisizione, la procedura viene ripetuta per la prova successiva, eseguendo nuovamente la tara del sistema e verificando che il soggetto non sia in contatto con l'area di azione delle pedane di forza durante l'operazione. Complessivamente, per ogni soggetto si acquisiscono 27 condizioni sperimentali, corrispondenti a tutte le combinazioni delle variabili considerate.

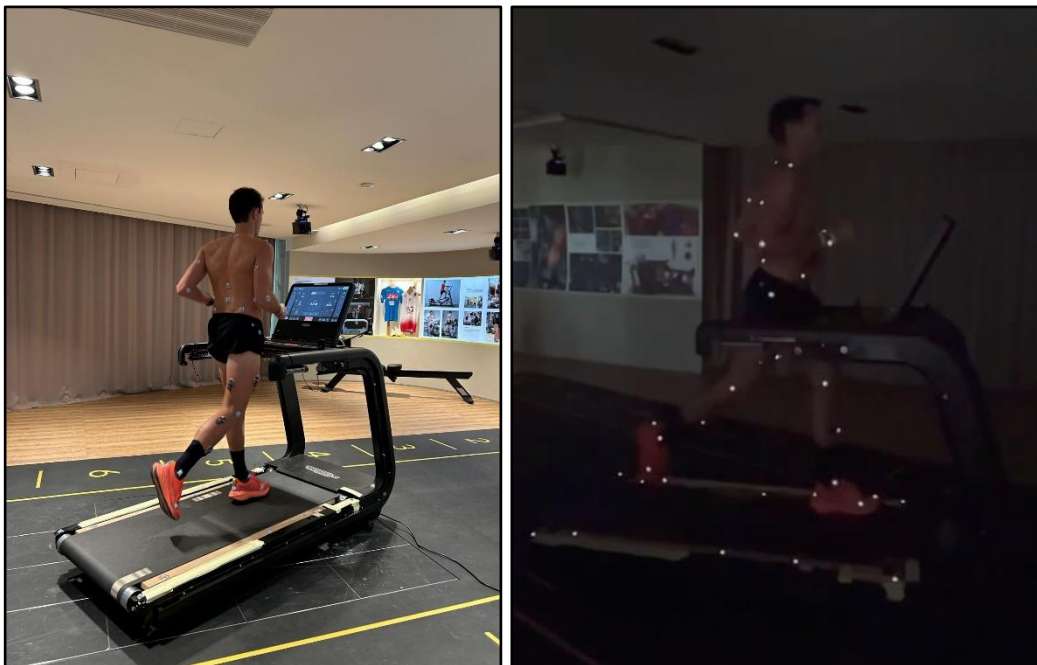


Figura 11 Acquisizione Sperimentale

### 3.4 Pre-processing dei dati sperimentali

Prima di procedere alle operazioni di pre-processing dei dati sperimentali, è stata effettuata la ricostruzione tridimensionale delle traiettorie dei marker e la loro corretta etichettatura mediante il software *BTS SmartTracker*, modulo della piattaforma SMART dedicato alla gestione e ricostruzione dei dati acquisiti dal sistema optoelettronico.

Durante l'acquisizione, ciascuna telecamera rileva la posizione bidimensionale dei marker nel proprio piano immagine. Sfruttando i parametri ottenuti durante la calibrazione del volume di lavoro, il software ricostruisce la posizione tridimensionale dei marker nello spazio del laboratorio mediante triangolazione geometrica. La determinazione della posizione spaziale di un punto richiede che esso sia visibile contemporaneamente da almeno due telecamere.

Una volta ottenute le traiettorie tridimensionali, è stata eseguita la fase di tracciamento ed etichettatura dei marker all'interno del file nativo di acquisizione (*tdf*).

Il tracciamento consiste nell'associare, fotogramma per fotogramma, ciascuna traiettoria ricostruita al corrispondente marker fisico applicato sul soggetto o sul treadmill. Tale operazione è stata svolta con controllo manuale sistematico, al fine di:

- garantire la corretta corrispondenza tra marker ricostruiti e marker anatomici previsti dal protocollo sperimentale
- evitare scambi di etichetta in presenza di intersezioni tra traiettorie
- correggere eventuali perdite temporanee dovute a occlusioni
- eliminare marker spuri generati da riflessioni indesiderate.

Sebbene il software disponga di strumenti automatici basati sulla continuità spaziale e temporale delle traiettorie, è stato privilegiato un controllo diretto dei dati per assicurare la massima coerenza con il Markerset del modello muscoloscheletrico utilizzato nelle fasi successive.

Conclusa la fase di etichettatura, le traiettorie tridimensionali sono state esportate in formato *trc*, mentre i dati relativi alle forze di reazione al suolo sono stati esportati in formato *mot*.



Le traiettorie dei marker contenute nel file *trc* vengono preliminarmente verificate in termini di unità di misura: se i valori delle coordinate fossero espressi in millimetri, vengono convertiti in metri per rispettare il Sistema Internazionale richiesto da OpenSim.

Successivamente, lo script distingue automaticamente i trial statici (riconosciuti da parole chiave nel nome del file) dai trial dinamici: i trial statici vengono trattati come riferimento per la scalatura del modello e trasformati nel sistema di riferimento del treadmill, mentre nei trial dinamici le traiettorie tridimensionali dei marker vengono filtrate mediante un filtro Butterworth passa-basso di quarto ordine con frequenza di taglio pari a 15 Hz.

Per garantire coerenza tra cinematica e forze esterne, viene ricostruito un sistema di riferimento locale solidale al treadmill (di seguito indicato come sistema “*deck*”) a partire da quattro marker tecnici applicati al frame (*l\_ant\_frame*, *r\_ant\_frame*, *l\_pst\_frame*, *r\_pst\_frame*).

Nel sistema di acquisizione *BTS*, le componenti della forza sono esportate secondo la convenzione X medio-laterale, Y verticale e Z antero-posteriore. A partire dai marker posti sulla struttura del treadmill (*frame*), si definisce una trasformazione rigida composta da rotazione e traslazione che riallinea le coordinate dal sistema globale del laboratorio al sistema locale del treadmill.

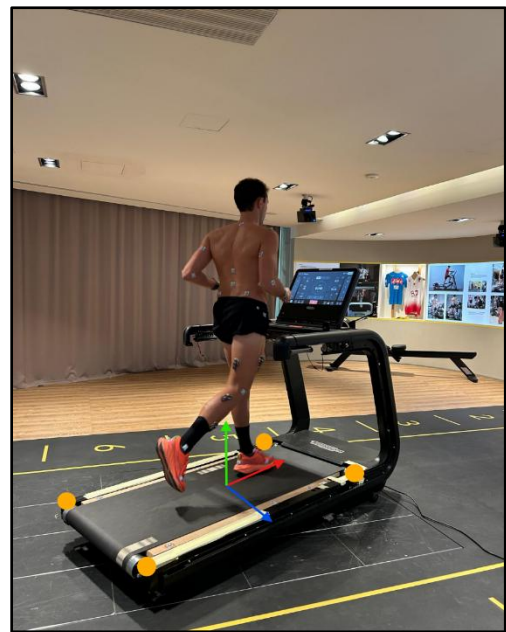


Figura 13 Sistema di riferimento “*deck*” con marker relativi evidenziati in arancione

Nel sistema *deck* gli assi sono definiti come segue: asse  $X'$  orientato antero-posteriormente (positivo anteriormente, in rosso), asse  $Y'$  orientato verticalmente verso l’alto (in verde) e asse  $Z'$  orientato medio-laterale (positivo verso destra, in blu). Gli assi vengono costruiti imponendone l’ortogonalità mediante normalizzazione e proiezione vettoriale, garantendo una base ortonormale destrorsa coerente con le convenzioni di OpenSim.

La trasformazione viene quindi applicata a tutte le traiettorie dei marker, ottenendo un file *trc* di output espresso nel sistema di riferimento del deck e con unità in metri.

Le forze di reazione al suolo contenute nel file *mot* vengono trasformate, nel medesimo sistema locale, tramite la matrice di rotazione precedentemente definita. Per la generazione dei valori fisici riportati nel file processato, le tre componenti della *Ground Reaction Force (GRF)* vengono filtrate mediante filtro Butterworth passa-basso del quarto ordine con frequenza di taglio pari a 10 Hz.

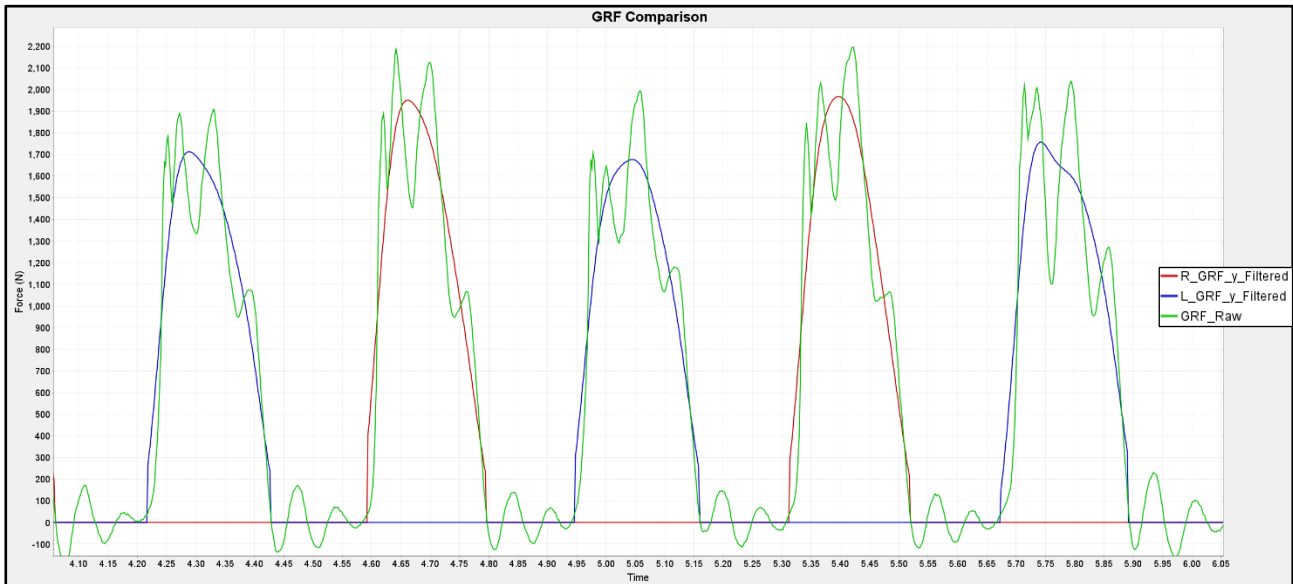


Figura 14 Confronto GRF: segnale non filtrato in verde, segnale passo sinistro filtrato in blu e segnale passo destro filtrato in rosso

Per l'identificazione degli istanti di contatto con il suolo viene invece utilizzata una versione non filtrata della componente verticale  $Y'$  (limitata ai soli valori positivi), così da evitare anticipi o distorsioni degli eventi dovuti al filtraggio. I picchi della forza verticale vengono individuati sul segnale filtrato, con parametri minimi determinati automaticamente a partire dal contenuto del segnale stesso; gli intervalli di appoggio (*HS* e *TO*) vengono quindi ricostruiti mediante una logica a isteresi, definita da una soglia di ingresso pari a 30 N e una soglia di uscita pari a 10 N, scelta che consente di ridurre la sensibilità a spike locali nella fase di *Heel-Strike* e di stabilizzare l'identificazione del *Toe-Off*.

Per ciascun intervallo di appoggio viene determinato il piede di contatto confrontando, in corrispondenza del picco della *GRF*, le coordinate verticali locali dei marker del tallone (*RHEE* e *LHEE*). Le forze vengono successivamente separate in due segnali distinti (destro e sinistro), imponendo valori nulli al di fuori delle fasi di *stance* e applicando uno smussamento progressivo in ingresso e in uscita mediante una finestra a rampa cosinusoidale di durata pari a 0,04 s, per evitare discontinuità numeriche ai bordi del contatto.

Poiché il treadmill utilizzato non è strumentato per la misura diretta del centro di pressione, il punto di applicazione della forza esterna non viene stimato come *CoP* (*Center Of Pressure*) dinamico, ma viene definito a partire dai marker metatarsali laterali (*LLMET* per l'arto sinistro e *RLMET* per l'arto destro), proiettati sul piano del treadmill, imponendo un componente verticale locale nulla ( $Y' = 0$ ). Tale scelta costituisce una semplificazione controllata e fornisce un surrogato del punto di applicazione ancorato alla cinematica del piede.

A partire dal vettore posizione del punto di applicazione e dal vettore forza, i momenti esterni vengono ricalcolati secondo la relazione vettoriale  $M = r \times F$ ; in assenza di una misura affidabile del free moment, viene mantenuta esclusivamente la componente del momento lungo l'asse verticale locale  $Y'$ , mentre le componenti lungo  $X'$  e  $Z'$  vengono poste pari a zero. Queste ultime risultano infatti già implicitamente determinate dalla posizione del centro di pressione attraverso il prodotto vettoriale e sono pertanto ridondanti dal punto di vista meccanico.

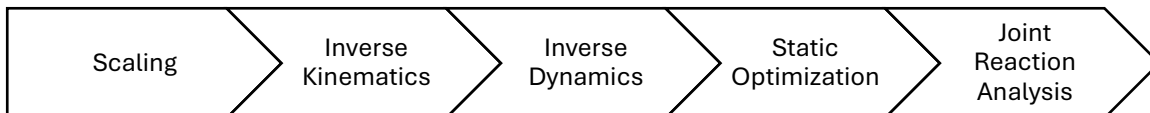
I file finali vengono infine esportati nel formato richiesto da OpenSim, contenendo per ciascun piede le tre componenti della GRF nel sistema locale ( $X'$  antero-posteriore,  $Y'$  verticale,  $Z'$  medio-laterale), le componenti del momento esterno e le coordinate del punto di applicazione, con intestazioni e metadati coerenti.

L'intera procedura consente di ottenere, per ogni *trial*, un set di input cinematici e dinamici coerenti nello stesso sistema di riferimento e pronti per le successive fasi di scalatura e analisi muscoloscheletrica.

### 3.5 Modellazione Biomeccanica

L'analisi muscoloscheletrica è stata condotta utilizzando OpenSim (versione 4.5), con l'obiettivo di stimare la cinematica articolare, i momenti netti, le forze muscolari e i carichi articolari a partire dai dati cinematici e dinamici pre-processati, come descritto nel capitolo precedente.

La pipeline di modellazione ha seguito la sequenza standard:



Per le simulazioni è stato adottato il modello muscoloscheletrico sviluppato da Catelli et al. (Catelli, Danilo S.; Jonkers, Ilse; Lamontagne, Mario; Wesseling, Mariska, s.d.), progettato per l'analisi della locomozione umana e compatibile con applicazioni di corsa su treadmill. Il modello rappresenta il corpo umano come un sistema multisegmentale articolato, comprendente arti inferiori, bacino e tronco, con gradi di libertà articolari adeguati a descrivere i principali movimenti nel piano sagittale e in quello secondario.

Le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia sono modellate con gradi di libertà rotazionali, mentre il piede include i gradi di libertà necessari alla descrizione della dorsiflessione/plantarflessione e dei movimenti subtalari. La muscolatura è rappresentata mediante modelli muscolo-tendinei di tipo Hill, caratterizzati da relazioni forza-lunghezza e forza-velocità, con parametri fisiologici quali la forza isometrica massima, la lunghezza ottimale e la lunghezza del tendine a riposo.

La scelta di tale modello è motivata dalla sua validazione in letteratura per compiti di locomozione, come la corsa, e dalla compatibilità con la configurazione sperimentale adottata nel presente studio.

### 3.5.1 Scalatura del modello

Prima di procedere alle analisi cinematiche e dinamiche, è stato necessario personalizzare il modello muscoloscheletrico in base alle caratteristiche antropometriche del soggetto analizzato. Il modello generico di partenza è infatti definito in base a proporzioni di riferimento e non può essere utilizzato direttamente senza introdurre discrepanze geometriche. La scalatura non è un semplice ridimensionamento grafico del modello, ma costituisce il fondamento meccanico dell'intera analisi. Una variazione delle dimensioni segmentali modifica la posizione dei centri articolari e dei bracci di leva muscolari, influenzando direttamente i momenti articolari calcolati risolvendo il problema dinamico inverso e, di conseguenza, la distribuzione delle forze muscolari stimata nelle fasi successive. Per questo motivo, la fase di scalatura riveste un ruolo strutturale e determinante nell'ambito della modellazione muscoloscheletrica (S. L. Delp et al., 2007; Zajac, 1989).

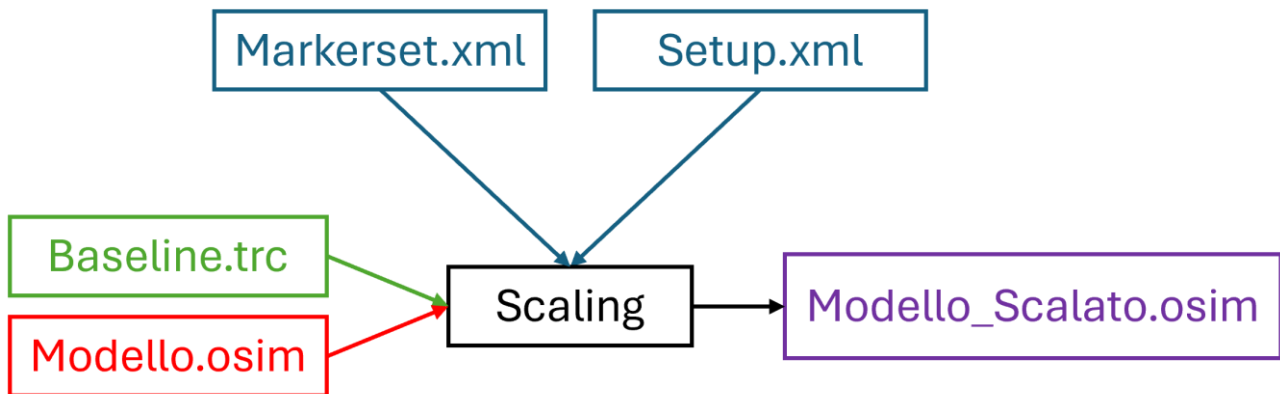


Figura 15 Input e Output Scaling. File di OpenSim in rosso, file di setup in blu e dati sperimentali in verde. File di output in viola

La scalatura è stata eseguita a partire dal trial statico acquisito in laboratorio, in cui il soggetto assumeva una postura di riferimento neutra. In ambiente OpenSim è stato utilizzato il tool dedicato allo *scaling*, adottando un approccio basato sul confronto diretto tra misure sperimentali e modello generico (Hicks et al., 2015). Per ciascun segmento corporeo si individuano coppie di marker anatomici che definiscono una distanza rappresentativa della lunghezza segmentale reale; tale distanza viene confrontata con quella corrispondente nel modello e il rapporto tra le due determina il fattore di scala applicato al segmento.

Ad esempio, per il femore, la lunghezza è stata definita come la distanza tra il marker posizionato in corrispondenza del grande trocantere e quello epicondilare laterale. Il rapporto tra la distanza misurata nel trial statico e quella prevista dal modello generico ha determinato il fattore di scala del segmento femorale. Questo processo viene ripetuto in modo sistematico per tutti i segmenti, consentendo di ottenere un modello ridimensionato coerente con le proporzioni del soggetto.

Body Name	Measurement(s) Used			Applied Scale Factor(s)		
pelvis	Pelvis_x	Unassigned	Pelvis_z	0.906218	1.0	0.898763
femur_r	Unassigned	Femur_r_y	Unassigned	1.0	0.990987	1.0
tibia_r	Unassigned	Tibia_r_y	Unassigned	1.0	1.035979	1.0
patella_r	Unassigned	Unassigned	patella_r_z	1.0	1.0	1.029512
talus_r	Unassigned					
calcn_r	Calcn_r_x	Unassigned	Calcn_r_z	0.955818	1.0	0.894210
toes_r	Calcn_r_x	Unassigned	Unassigned	0.955818	1.0	1.0
femur_l	Unassigned	Femur_l_y	Unassigned	1.0	1.008361	1.0
tibia_l	Unassigned	Tibia_l_y	Unassigned	1.0	1.017725	1.0
patella_l	Unassigned	Unassigned	patella_l_z	1.0	1.0	1.067004
talus_l	Unassigned					
calcn_l	Calcn_l_x	Unassigned	Calcn_l_z	0.942922	1.0	0.901874
toes_l	Calcn_l_x	Unassigned	Unassigned	0.942922	1.0	1.0
torso	Torso_x	Unassigned	Torso_z	1.151621	1.0	1.141202
humerus_r	Unassigned	Humerus_r_y	Humerus_r_z	1.0	1.047161	0.848458
ulna_r	Unassigned					
radius_r	Unassigned					
hand_r	Unassigned					
humerus_l	Unassigned	Humerus_l_y	Humerus_l_z	1.0	1.070073	0.805300
ulna_l	Unassigned					
radius_l	Unassigned					
hand_l	Unassigned					

Figura 16 Fattori di Scala

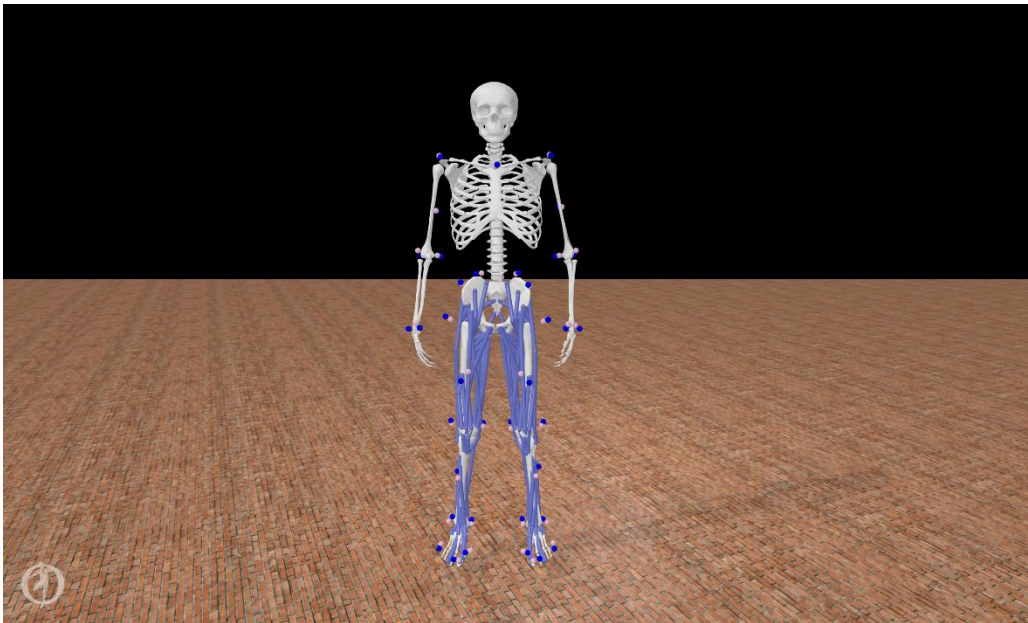
Dal punto di vista matematico, la procedura può essere interpretata come un problema di ottimizzazione ai minimi quadrati, nel quale si ricercano i fattori di scala  $\lambda$  che minimizzano la distanza tra marker sperimentali e marker virtuali del modello nella postura statica (Lu & O'Connor, 1999):

$$\min_{\lambda} \sum_{i=1}^N \| p_i^{exp} - p_i^{mod}(\lambda) \|^2$$

dove  $p_i^{exp}$  rappresenta la posizione tridimensionale del marker sperimentale i-esimo,  $p_i^{mod}(\lambda)$  la posizione del corrispondente marker virtuale in funzione dei fattori di scala segmentali, e  $N$  il numero totale di marker considerati.

L'aggiornamento delle dimensioni segmentali comporta automaticamente anche l'aggiornamento delle proprietà inerziali del modello. In prima approssimazione, il momento d'inerzia varia con il quadrato della lunghezza caratteristica del segmento; OpenSim ricalcola quindi masse e tensori d'inerzia in modo coerente con i nuovi fattori di scala, preservando la distribuzione relativa del modello originale (Hicks et al., 2015).

Sebbene dal punto di vista concettuale sia possibile distinguere tra ridimensionamento geometrico dei segmenti e riposizionamento dei marker virtuali, nel tool di OpenSim la procedura viene eseguita in modo integrato (Hicks et al., 2015): la determinazione dei fattori di scala e l'adattamento della posizione dei marker virtuali rispetto ai dati sperimentali avvengono all'interno dello stesso processo di ottimizzazione. Il software ricerca la configurazione del modello scalato che minimizza simultaneamente la distanza tra marker sperimentali e marker virtuali nella postura statica, aggiornando in modo coerente sia le dimensioni segmentali sia la posizione dei marker associati ai singoli segmenti.



*Figura 17 Preview statica marker virtuali (rosa) e sperimentali (blu) post scalatura*

Durante la procedura è stata inoltre posta attenzione all'assegnazione dei pesi ai marker. Ogni marker contribuisce alla funzione obiettivo con un peso specifico, che ne determina l'influenza sull'ottimizzazione. L'effetto dei pesi può essere interpretato immaginando l'esistenza di molle virtuali che collegano i marker sperimentali e quelli del modello: maggiore è il peso, maggiore è la rigidità della molla e minore è lo scostamento consentito. Marker posizionati su prominente ossee, generalmente meno soggetti ad artefatti da tessuti molli, risultano più affidabili e contribuiscono in modo determinante alla stabilità della soluzione.

<b>MARKER</b>	<b>PESO</b>		<b>MARKER</b>	<b>PESO</b>
RSHO	10		LSHO	10
C7	5		CLAV	5
T12	10		L3	5
RUPA	12		LUPA	12
RELB	20		LELB	5
RWRA	20		LWRA	20
RWRB	25		LWRB	20
RELBM	5		LELBM	5
RASI	10		LASI	12
RPSI	10		LPSI	10
RTROC	12		LTROC	12
RLKN	10		LLKN	15
RMKN	15		LMKN	25
RTIB	5		LTIB	5
RLAN	10		LLAN	7
RMAN	5		LMAN	7
RHEE	10		LHEE	10
RTOE	5		LTOE	5
RLMET	15		LLMET	15
RMMET	0		LMMET	0

Tabella 2 Pesi Marker

Al termine della scalatura, la qualità dell’adattamento è stata valutata tramite l’errore quadratico medio (RMS) tra i marker sperimentali e quelli del modello nella postura statica. Nel presente studio è stato ottenuto un errore *RMS* di circa 2 cm, pari alle soglie comunemente considerate accettabili in letteratura (Hicks et al., 2015).

### 3.5.2 Analisi Cinematica Inversa

Ottenuto il modello scalato, è stata eseguita l'analisi di cinematica inversa con l'obiettivo di ricostruire l'andamento temporale delle coordinate articolari durante le prove dinamiche di corsa. Questa fase consente di determinare, per ciascun istante temporale, la configurazione articolare del modello che meglio riproduce la disposizione spaziale dei marker acquisiti sperimentalmente.

Al modello scalato è stato associato il file *trc* contenente le traiettorie tridimensionali dei marker dinamici, precedentemente sottoposti a pre-processing e filtraggio. All'interno di OpenSim è stato configurato il tool di *Inverse Kinematics* specificando il modello, l'intervallo temporale di analisi e i pesi dei marker, coerentemente con quanto definito nella fase di scalatura (S. L. Delp et al., 2007).

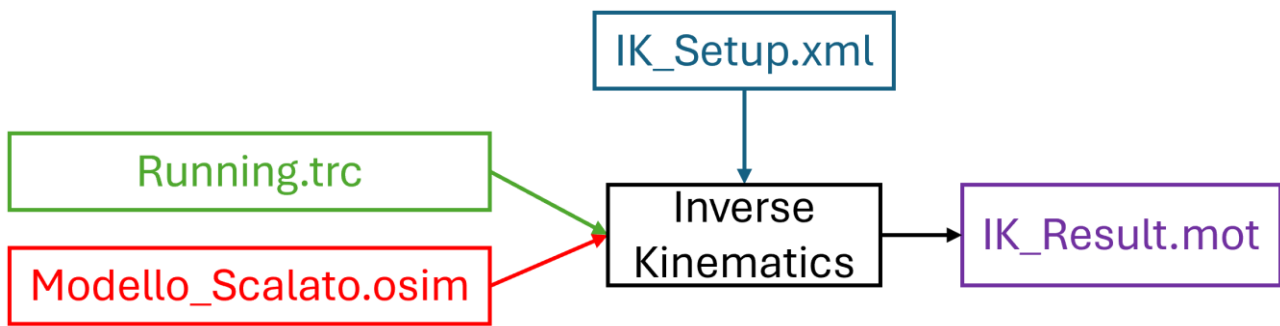


Figura 18 Input e Output Cinematica Inversa. File di OpenSim in rosso, file di Setup in blu e i dati sperimentali in verde. Il risultato dell'analisi in viola

Dal punto di vista matematico, per ogni istante  $t$  viene risolto un problema di ottimizzazione ai minimi quadrati nel quale si ricercano le coordinate generalizzate  $q(t)$  che minimizzano la distanza pesata tra marker sperimentali e marker virtuali del modello (Lu & O'Connor, 1999):

$$\min_q \sum_{i=1}^N w_i \| p_i^{exp}(t) - p_i^{mod}(q(t)) \|^2$$

dove  $w_i$  rappresenta il peso assegnato al marker  $i$ -esimo,  $p_i^{exp}(t)$  rappresenta la posizione tridimensionale del marker sperimentale  $i$ -esimo e  $p_i^{mod}(q(t))$  la posizione del corrispondente marker virtuale ottenuta tramite cinematica diretta del modello.

Il problema è non lineare e viene risolto iterativamente per ciascun frame temporale. Poiché il numero di marker disponibili è superiore al numero di gradi di libertà del modello, il sistema risulta sovradeterminato; la soluzione rappresenta quindi un compromesso globale che soddisfa simultaneamente i vincoli articolari del modello e la migliore corrispondenza con i dati sperimentali (Lu & O'Connor, 1999).

Per ogni istante temporale il software calcola la posizione dei marker virtuali tramite cinematica diretta, confronta tali posizioni con quelle sperimentali e aggiorna progressivamente le coordinate articolari fino al raggiungimento della convergenza numerica. Il processo viene ripetuto per l'intera durata del trial, producendo una traiettoria continua delle coordinate articolari.

La qualità della soluzione è stata valutata analizzando l'errore quadratico medio (*RMS*) e l'errore massimo tra marker sperimentali e marker del modello lungo l'intero intervallo temporale. Dall'analisi dei frame considerati si è ottenuto un valore medio di *RMS* pari a circa 0.018 m (18 mm), mentre l'errore massimo medio risulta pari a circa 0.045 m (45 mm). I valori di *RMS* osservati risultano compresi tra circa 14 mm e 21 mm lungo il ciclo del passo.

Tali valori sono compatibili con analisi dinamiche di corsa, in cui l'ampiezza del movimento e la presenza di artefatti da tessuti molli determinano inevitabilmente un incremento dell'errore rispetto alla postura statica. È infatti noto che durante il movimento i marker applicati alla cute non seguono rigidamente il segmento osseo sottostante, generando scostamenti che non possono essere completamente eliminati mediante filtraggio (Cappozzo et al., 1996; Söderkvist & Wedin, 1993).

Nel complesso, l'entità dell'errore di tracciamento è risultata contenuta e compatibile con i criteri comunemente accettati in letteratura. Ciò consente di considerare le stime della cinematica inversa sufficientemente accurate ai fini delle analisi successive.

L'output finale della cinematica inversa è costituito dalle traiettorie temporali delle coordinate articolari, esportate in formato *mot*, che costituiscono l'input necessario per il calcolo dei momenti articolari netti.

### 3.5.3 Analisi Dinamica Inversa

Una volta ricostruita la cinematica articolare, è stata eseguita l'analisi di dinamica inversa per determinare i momenti articolari netti necessari a generare il movimento osservato sperimentalmente. In questa fase la cinematica calcolata viene combinata con le forze esterne misurate sperimentalmente, consentendo di risalire ai momenti risultanti trasmessi dalle articolazioni nel tempo (Winter, 2009).

Al modello scalato sono stati associati il file *mot* delle coordinate articolari ottenute dalla *IK* e i file contenenti le forze di reazione al suolo, precedentemente elaborati, insieme al file di *external loads* necessario per applicare correttamente le *GRF* al modello (specificando, per ciascun piede, la forza, il momento e il punto di applicazione). All'interno di OpenSim è stato quindi configurato il tool di *Inverse Dynamics* selezionando il modello, l'intervallo temporale di analisi, il file delle coordinate e la definizione dei carichi esterni (S. L. Delp et al., 2007).

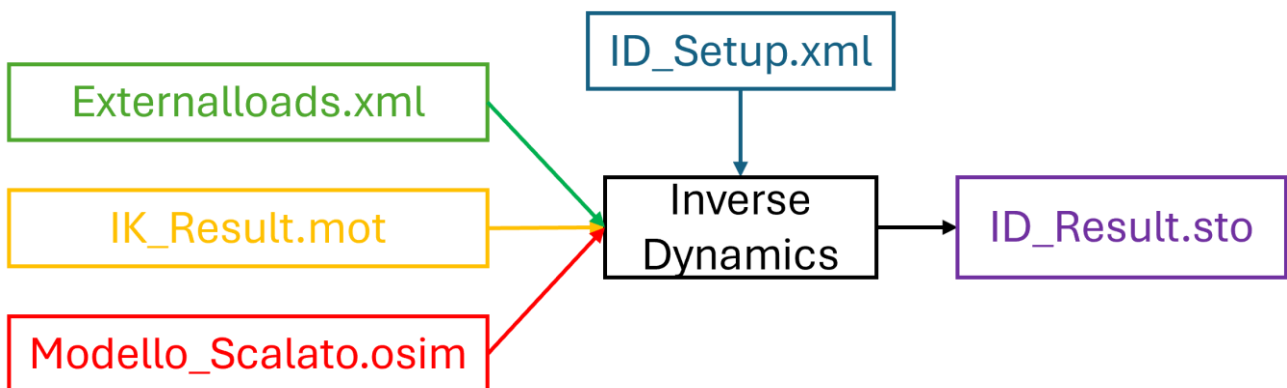


Figura 19 Input e Output analisi ID. File di OpenSim in rosso, file di Setup in blu, i dati sperimentali in verde. I file generati durante la pipeline sono in giallo (input) e in viola (output)

Dal punto di vista teorico, la dinamica inversa si basa sulle equazioni del moto del sistema multisegmentale derivate dalla meccanica Newtoniana o Lagrangiana (Pandy, 2001). Conoscendo la cinematica  $q(t)$ , le sue derivate e le forze esterne, OpenSim calcola i momenti generalizzati  $\tau(t)$  che soddisfano l'equilibrio dinamico del modello. In forma compatta, il bilancio può essere espresso come:

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

dove  $M(q)$  è la matrice di massa,  $C(q, \dot{q})$  raccoglie i termini centrifughi e di Coriolis,  $G(q)$  rappresenta i contributi gravitazionali,  $\tau$  sono i momenti articolari netti e  $\tau_{ext}$  i contributi dovuti ai carichi esterni applicati.

In pratica, per ogni frame temporale, il software utilizza la cinematica per ottenere velocità e accelerazioni segmentali, applica le forze esterne secondo quanto definito nel file dei carichi esterni e risolve il bilancio dinamico per ricavare i momenti articolari risultanti. I momenti ottenuti sono momenti netti, ossia rappresentano l'effetto complessivo delle azioni muscolari, dei contributi passivi e delle componenti inerziali; non forniscono quindi direttamente le forze dei singoli muscoli (Robertson, D. Gordon E. et al., 2013; Winter, 2009).

L'output dell'analisi consiste nelle traiettorie temporali dei momenti articolari, esportate in formato *sto*. I risultati sono stati analizzati per verificare la coerenza dell'andamento temporale e dell'ampiezza dei momenti principali (anca, ginocchio e caviglia) durante il ciclo del passo, confrontandoli con quanto riportato in letteratura per condizioni di corsa analoghe (Robertson, D. Gordon E. et al., 2013). Questa verifica ha consentito di escludere incongruenze legate all'applicazione delle forze esterne, alla definizione dei sistemi di riferimento o alla ricostruzione cinematica.

La dinamica inversa fornisce quindi il riferimento dinamico globale del movimento, rispetto al quale verrà successivamente stimata la distribuzione delle forze muscolari mediante *Static Optimization*.

### 3.5.4 Ottimizzazione Statica

Una volta determinati i momenti articolari netti tramite dinamica inversa, si pone il problema di stimare quali muscoli siano responsabili della loro generazione e di quale intensità contribuiscano. Poiché il numero di muscoli che attraversano un'articolazione è superiore ai gradi di libertà articolari, il sistema risulta staticamente indeterminato: esistono infinite combinazioni di forze muscolari in grado di produrre lo stesso momento articolare netto. Questo problema è ben noto in letteratura (Crowninshield & Brand, 1981).

Per risolvere tale indeterminatezza è stata eseguita un'analisi di *Static Optimization (SO)* utilizzando il tool dedicato di OpenSim (S. L. Delp et al., 2007). La procedura stima, per ciascun istante temporale, il livello di attivazione muscolare necessario a soddisfare l'equilibrio dinamico del sistema, minimizzando al contempo una funzione costo definita.

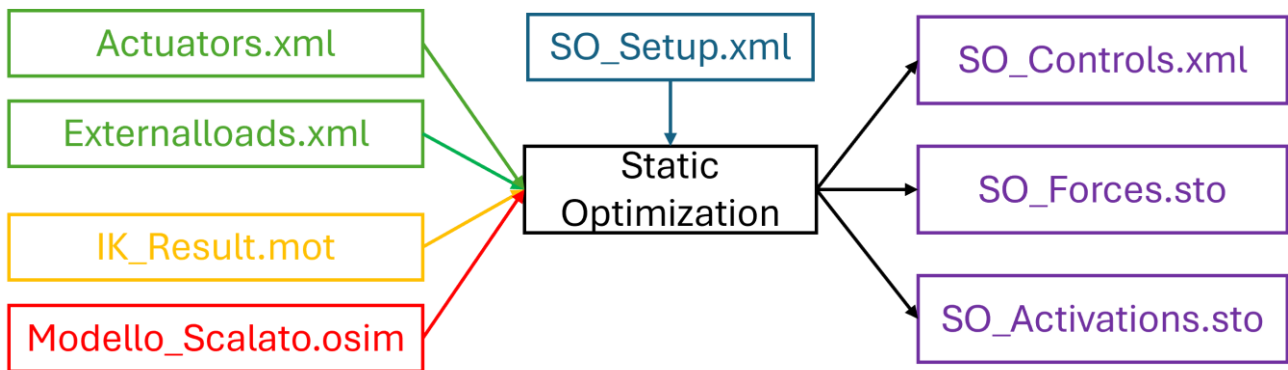


Figura 20 Input e Output Ottimizzazione Statica. File OpenSim in rosso, dati sperimentali in verde e file di setup in blu. I file generati durante la pipeline sono in giallo (input) e in viola (output)

Dal punto di vista matematico, il problema può essere espresso come la minimizzazione della somma delle attivazioni muscolari elevate a una certa potenza:

$$\min_a \sum_{i=1}^M a_i^p$$

soggetto al vincolo di equilibrio:

$$R(q)F_{mus} = \tau$$

dove  $a_i$  rappresenta l'attivazione del muscolo  $i$ -esimo,  $M$  è il numero totale di muscoli del modello ed  $p$  è l'esponente della funzione costo. Il termine  $R(q)$  indica la matrice dei bracci di momento, funzione della configurazione articolare;  $q$ , che descrive il contributo di ciascuna forza muscolare ai momenti articolari, mentre  $F_{mus}$  è il vettore delle forze muscolari e  $\tau$  il vettore dei momenti articolari netti, calcolati mediante dinamica inversa. Il vincolo impone quindi che la combinazione delle forze muscolari produca esattamente i momenti necessari al movimento osservato.

In OpenSim, l'esponente  $p$  è generalmente pari a 2, scelta coerente con il criterio proposto da Crowninshield e Brand (1981), secondo cui il sistema neuromuscolare tenderebbe a distribuire lo sforzo tra più muscoli, evitando attivazioni eccessive concentrate su singole unità (Crowninshield & Brand, 1981).

Le forze muscolari non vengono trattate come variabili indipendenti arbitrarie, bensì legate all'attivazione mediante un modello muscolare di Hill. Nel modello adottato, derivato dalla formulazione di Thelen (2003) e basato sulle considerazioni classiche di Zajac (1989), la forza sviluppata dal muscolo dipende dall'attivazione, dalla forza isometrica massima  $F_{iso}$  e dalle relazioni forza-lunghezza e forza-velocità (Thelen, 2003; Zajac, 1989):

$$F_m = a \cdot F_{iso} \cdot f_l(l_m) \cdot f_v(v_m) + F_{passivo}(l_m)$$

in cui  $F_m$  rappresenta la forza totale sviluppata dal muscolo,  $l_m$  e  $v_m$  sono rispettivamente la lunghezza e la velocità istantanea della fibra muscolare,  $f_l(l_m)$  e  $f_v(v_m)$  sono le funzioni normalizzate che descrivono la dipendenza della forza dalla lunghezza e dalla velocità, mentre  $F_{passivo}(l_m)$  rappresenta la componente elastica passiva.

La procedura viene eseguita indipendentemente per ciascun frame temporale, assumendo l'equilibrio istantaneo. Non viene quindi modellata esplicitamente la dinamica temporale delle attivazioni, bensì una successione di problemi statici risolti nel tempo. Questa assunzione è ampiamente adottata negli studi di locomozione basati sulla dinamica inversa (Pandy, 2001).

L'output dell'analisi consiste nelle traiettorie temporali delle attivazioni e delle forze sviluppate da ciascun muscolo del modello.

È importante evidenziare che la soluzione ottenuta dipende dal criterio di ottimizzazione scelto. Inoltre, poiché l'ottimizzazione non utilizza direttamente informazioni elettromiografiche, eventuali fenomeni di co-contrazione o strategie neuromuscolari non strettamente necessarie all'equilibrio dinamico potrebbero non essere pienamente rappresentati (Pandy, 2001).

### 3.5.5 Analisi Carichi Articolari (Joint Reaction Analysis)

Una volta stimata la distribuzione delle forze muscolari mediante *Static Optimization*, è stata eseguita la *Joint Reaction Analysis (JRA)* per determinare le forze e i momenti di reazione articolare trasmessi tra segmenti adiacenti durante la corsa. Questa analisi consente di stimare in modo non invasivo i carichi articolari risultanti, combinando le forze muscolari, i carichi esterni e i contributi dinamici del sistema (*Joint Reactions Analysis - OpenSim Documentation - OpenSim, s.d.; S. L. Delp et al., 2007*).

All'interno di OpenSim è stato configurato il tool *Joint Reaction* specificando il modello scalato e i risultati necessari a descrivere lo stato dinamico del sistema (cinematica e carichi). In particolare, l'analisi utilizza le forze muscolari stimate dalla *Static Optimization* e le forze esterne applicate al modello (ad esempio *GRF* tramite file di *external loads*), per ricostruire le reazioni interne a livello articolare. Le reazioni sono state riportate come forza/momento agenti sul *body "parent"* e possono essere espresse in un sistema di riferimento scelto, in questo caso *ground* (*Joint Reactions Analysis - OpenSim Documentation - OpenSim, s.d.*).

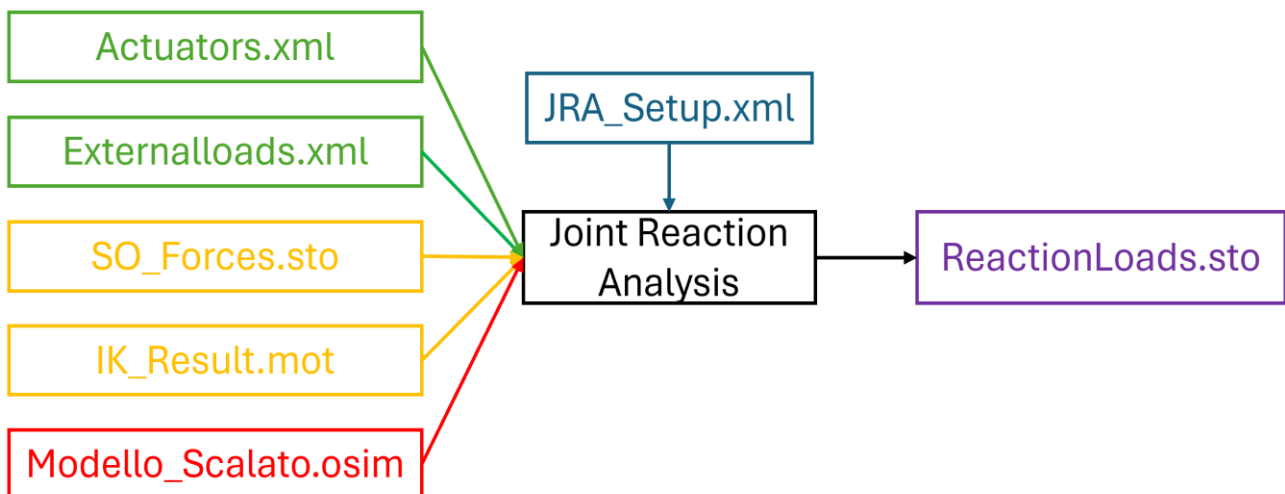


Figura 21 Input e Output Joint Reaction. File OpenSim in rosso, dati sperimentali in verde e file di setup in blu. I file generati durante la pipeline sono in giallo (input) e in viola (output)

Dal punto di vista teorico, la *JRA* deriva dal bilancio dinamico dei singoli segmenti. Per un generico segmento  $k$ , il bilancio delle forze può essere espresso come:

$$\sum F_{ext,k} + \sum F_{mus,k} + F_{joint,k} = m_k a_{G,k}$$

dove  $F_{ext,k}$  include i carichi esterni applicati al segmento (GRF),  $F_{mus,k}$  rappresenta il contributo delle forze muscolari che agiscono sul segmento,  $F_{joint,k}$  è la forza di reazione articolare incognita,  $m_k$  è la massa del segmento e  $a_{G,k}$  è l'accelerazione del suo centro di massa.

In modo analogo, il bilancio dei momenti rispetto a un punto di riferimento (legato al segmento o al centro articolare) può essere scritto come:

$$\sum M_{ext,k} + \sum r_{i,k} \times F_{i,k} + M_{joint,k} = I_k \alpha_k + \omega_k \times (I_k \omega_k)$$

dove  $M_{joint,k}$  è il momento di reazione articolare,  $I_k$  il tensore d'inerzia del segmento,  $\omega_k$  e  $\alpha_k$  velocità e accelerazione angolare, mentre  $r_{i,k}$  sono i vettori posizione delle linee d'azione delle forze applicate. In OpenSim le reazioni sono calcolate come i carichi interni necessari a soddisfare i vincoli imposti dall'articolazione e a mantenere la cinematica osservata (*Joint Reactions Analysis - OpenSim Documentation - OpenSim, s.d.*).

L'output della *JRA* consiste nelle traiettorie temporali delle componenti della forza e del momento di reazione articolare, esportate in formato *sto*. È importante sottolineare che le *Joint Reaction Forces* rappresentano la risultante interna trasmessa attraverso l'articolazione come conseguenza di tutte le azioni agenti sul modello; tali carichi possono includere, in senso "equivalente", anche i contributi di strutture non modellate esplicitamente, ad esempio contatto cartilagineo e legamenti, poiché la reazione è quella necessaria a far rispettare la cinematica imposta dal vincolo articolare (*Joint Reactions Analysis - OpenSim Documentation - OpenSim, s.d.*).

### 3.6 Validazione del modello biomeccanico

La fase di validazione è stata eseguita per valutare l'affidabilità del modello muscoloscheletrico adottato e della pipeline di analisi implementata, verificando che i risultati ottenuti siano biomeccanicamente coerenti con i dati di riferimento disponibili in letteratura.

A tal fine, il confronto è stato condotto considerando le *Ground Reaction Forces (GRF)*, la cinematica articolare ed i momenti articolari. Queste grandezze risultano fondamentali per la valutazione della correttezza complessiva della catena di analisi. Le stime interne, in particolare i carichi articolari ottenuti mediante *Joint Reaction Analysis*, sono state incluse come ulteriore indicatore di coerenza biomeccanica dei risultati.

Per la validazione è stato utilizzato un dataset di letteratura reso disponibile in formato open access, concepito per fornire dati biomeccanici della corsa in condizioni sperimentali controllate e strutturate (Van Hooren & Meijer, 2024). Il protocollo sperimentale prevede acquisizioni di corsa su treadmill strumentato, combinando sistemi di *motion capture* marker-based, misure delle *Ground Reaction Forces* e registrazioni elettromiografiche di superficie. Per considerare un ampio spettro di configurazioni biomeccaniche, le prove includono diverse condizioni di corsa, variando i parametri quali velocità, pendenza, cadenza e inclinazione del tronco.

Il dataset comprende sia i dati sperimentali grezzi sia una serie di grandezze biomeccaniche già elaborate mediante una pipeline di modellazione muscoloscheletrica basata su OpenSim. In particolare, sono disponibili la cinematica articolare stimata tramite *Inverse Kinematics* e i momenti articolari netti calcolati mediante *Inverse Dynamics*. Sono inoltre fornite stime delle forze tendinee ottenute tramite procedure di *Dynamic Optimization*, insieme alle stime dei carichi articolari interni derivanti da *Joint Reaction Analysis*. Le forze tendinee, però, non sono direttamente confrontabili con le forze muscolari stimate tramite *Static Optimization* e pertanto non sono utilizzate nel presente confronto.

La scelta di questo dataset come riferimento per la validazione è stata guidata dalla qualità e dalla completezza delle misure sperimentali, nonché dalla disponibilità di risultati già elaborati mediante una pipeline di analisi coerente con quella adottata in questo studio. L'utilizzo di un modello muscoloscheletrico analogo e di procedure di analisi consolidate consente di ridurre le differenze strutturali tra i modelli e di focalizzare il confronto sulle grandezze biomeccaniche di interesse.

Al fine di ridurre le differenze legate a condizioni sperimentali non direttamente controllabili, la validazione è stata condotta selezionando una condizione di corsa il più possibile comparabile tra il dataset di riferimento e i dati acquisiti in questo studio. In particolare, è stata considerata una prova di corsa a 3,0 m/s (10,8 km/h), corrispondente a una delle condizioni sperimentali analizzate, limitando il confronto alle condizioni in piano (0% di pendenza).

All'interno del dataset di riferimento è stato inoltre selezionato un soggetto con massa corporea di circa 75 kg, comparabile a quella del soggetto analizzato, così da ridurre l'influenza delle differenze antropometriche e consentire una normalizzazione diretta delle grandezze rispetto al peso corporeo.

Le analisi sono state condotte utilizzando un modello muscoloscheletrico tridimensionale per la corsa, basato sulla variante *Catelli – High Hip Flexion*, già impiegata in precedenti studi e adottata anche nel lavoro di riferimento utilizzato per la validazione. Il modello è stato adattato alle caratteristiche antropometriche del soggetto mediante la procedura di *scaling* implementata in OpenSim ed eseguita a partire da un'acquisizione statica. Tale procedura consente di ridimensionare i segmenti scheletrici in base alle posizioni dei marker statici, di aggiornare le stime dei centri articolari e di mantenere le proporzioni delle inserzioni muscolari coerenti dal punto di vista fisiologico. L'accuratezza della scalatura è stata ritenuta soddisfacente quando l'errore quadratico medio residuo risultava inferiore alle tolleranze comunemente adottate in letteratura (2 cm), garantendo una ricostruzione cinematica adeguata per le analisi dinamiche successive.

La pipeline di analisi adottata segue una sequenza standard nella modellazione muscoloscheletrica. A partire dalle traiettorie dei marker acquisiti sperimentalmente, la cinematica articolare è stata stimata mediante *Inverse Kinematics*. Utilizzando la cinematica ricostruita e le *Ground Reaction Forces* misurate tramite pedane di forza, opportunamente filtrate e processate, sono stati calcolati i momenti articolari mediante *Inverse Dynamics*. Le forze muscolari sono state quindi stimate mediante *Static Optimization*, non come oggetto diretto di validazione, bensì come passaggio necessario alla stima dei carichi articolari interni mediante *Joint Reaction Analysis*.

Le grandezze considerate nel confronto di validazione includono pertanto le *Ground Reaction Forces* (componente verticale), la cinematica articolare e i momenti articolari, oltre ai carichi articolari interni stimati tramite *Joint Reaction Analysis*. In particolare, per questi ultimi, l'attenzione è stata posta sulla componente verticale dei carichi articolari al ginocchio, ritenuta particolarmente indicativa per il confronto dei livelli di carico durante la fase di appoggio del piede (*stance*).

Per rendere confrontabili i segnali provenienti da acquisizioni diverse, l'analisi è stata condotta su una finestra temporale comune riferita a un singolo passo. Gli eventi di *Heel Strike* e *Toe Off* sono stati identificati sulla base della componente verticale delle *Ground Reaction Forces*, così da definire la fase di *stance*. I segnali sono stati successivamente normalizzati nel dominio temporale tra 0 e 100% della fase di appoggio del piede, mentre le forze sono state normalizzate rispetto al peso corporeo del soggetto. Particolare attenzione è stata posta alla coerenza delle convenzioni di segno e dei sistemi di riferimento, per evitare differenze spurie nel confronto.

Il confronto sistematico con il dataset di riferimento ha permesso di riscontrare una buona coerenza complessiva tra i risultati dello studio e le evidenze riportate in letteratura, indicando che le grandezze biomeccaniche estratte dal setup sperimentale e dalla successiva fase di modellazione risultano plausibili.

Analizzando nel dettaglio la componente verticale delle *Ground Reaction Forces*, si osserva un andamento comparabile a quello di riferimento, sia per la morfologia della curva sia per l'ordine di grandezza dei valori normalizzati. Anche la localizzazione temporale del picco principale risulta coerente con i dati attesi, suggerendo che il setup sperimentale sia in grado di fornire misure di forza realistiche per la specifica condizione di corsa analizzata.

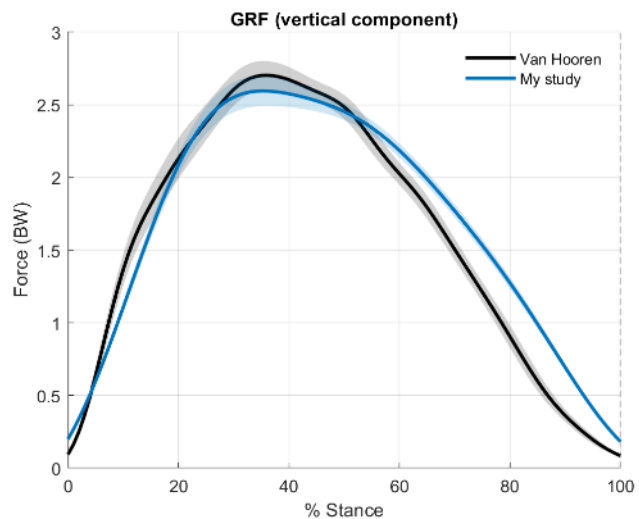


Figura 22 Comparazione Ground Reaction Forces

Per quanto concerne la cinematica articolare del ginocchio, il profilo di flessione-estensione ricostruito risulta compatibile con quelli riportati in letteratura, presentando differenze contenute che si manifestano prevalentemente come uno scostamento dell'offset angolare assoluto. Tali differenze non compromettono la credibilità del movimento ricostruito e possono essere ricondotte alle procedure di scaling del modello e alle convenzioni cinematiche adottate nella definizione dei segmenti e dei sistemi di riferimento articolari.

Questa coerenza si riflette anche sugli output della modellazione dinamica: i momenti articolari al ginocchio calcolati mediante *Inverse Dynamics* mostrano infatti un'evoluzione temporale e un segno complessivamente coerenti lungo l'intera fase di appoggio.

Analogamente, la componente verticale dei carichi articolari stimata mediante *Joint Reaction Analysis* evidenzia livelli di carico e pattern temporali comparabili a quelli del dataset di riferimento. Gli scostamenti osservati risultano limitati e rientrano nella variabilità attesa, considerando la sensibilità di questo tipo di analisi alle scelte di modellazione, ai parametri di input e agli strumenti impiegati.

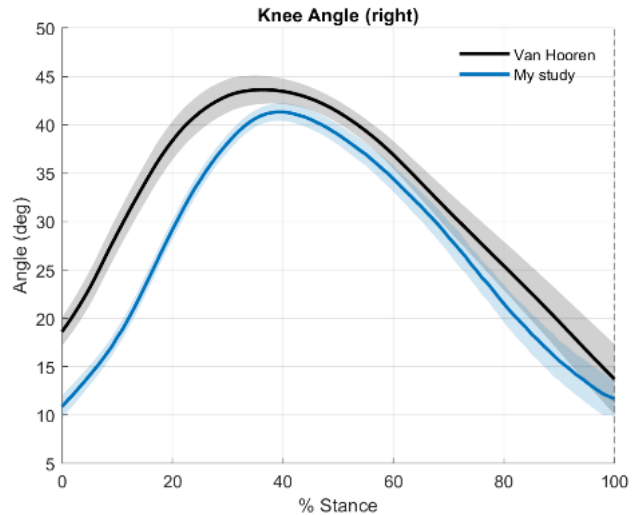


Figura 24 Comparazione cinematica inversa

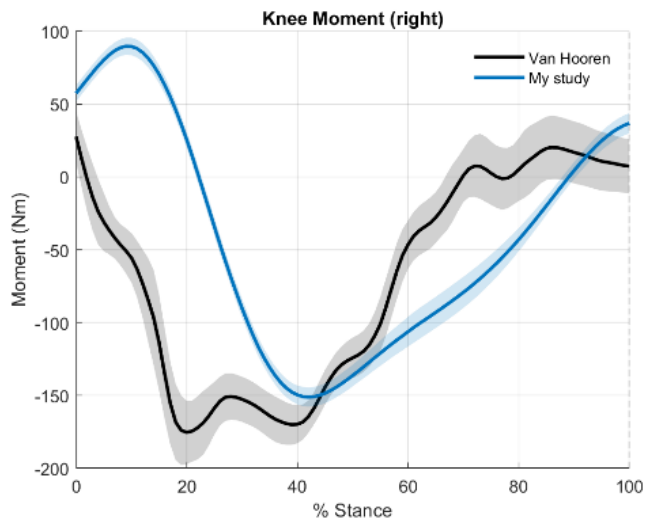


Figura 23 Comparazione dinamica inversa

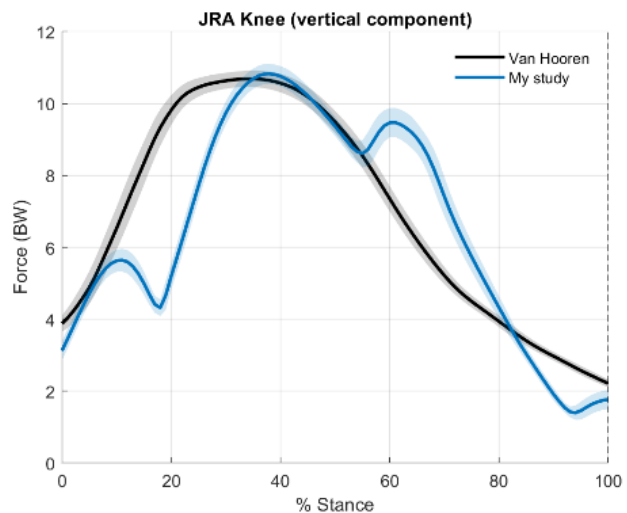


Figura 25 Comparazione joint reaction analysis

Nel complesso, il confronto con la letteratura supporta l'affidabilità della pipeline di analisi implementata e indica che sia i dati sperimentali sia gli output delle simulazioni possono essere considerati biomeccanicamente plausibili, fornendo una base solida per le successive analisi e le considerazioni comparative sviluppate nei capitoli successivi.

### 3.7 Analisi dei dati

L'analisi statistica è stata condotta sui principali parametri biomeccanici estratti dalla pipeline di modellazione e acquisizione sperimentale, includendo:

- componente verticale della forza di reazione al suolo
- momenti articolari di ginocchio e caviglia ottenuti tramite dinamica inversa
- forze muscolari stimate mediante ottimizzazione statica dei seguenti muscoli: soleo, gastrocnemio laterale, tibiale anteriore, retto femorale, vasto laterale, bicipite femorale
- segnali elettromiografici sperimentali corrispondenti
- componente verticale dei carichi articolari su caviglia e ginocchio.

Per ciascuna variabile, le serie temporali relative alla fase di stanche sono state normalizzate su 101 campioni equispaziati, rappresentativi dell'intervallo 0-100% della fase di appoggio. Tale procedura consente di preservare l'informazione temporale del segnale e garantire il confronto diretto tra condizioni sperimentali.

Per ogni trial è stata calcolata la curva media sui passi validi, ottenendo una singola serie temporale rappresentativa della specifica combinazione di velocità, pendenza e rigidità. A fini descrittivi, per ciascuna condizione sono state calcolate media e deviazione standard, con l'obiettivo di quantificare la variabilità *inter-trial* e fornire un primo inquadramento quantitativo delle differenze tra configurazioni sperimentali.

Prima dell'analisi inferenziale è stata eseguita una procedura di identificazione e rimozione dei passi anomali. A tal fine è stato utilizzato il metodo del *Minimum Covariance Determinant (MCD)*, tecnica robusta per la stima della media e della matrice di covarianza in presenza di osservazioni estreme. Tale approccio consente di individuare *outliers* multivariati sulla base della distanza di Mahalanobis calcolata in modo robusto, limitando l'influenza di passi con andamenti temporali atipici. I passi identificati come anomali sono stati esclusi dalle analisi successive per migliorare la stabilità e l'affidabilità dell'inferenza statistica.

Poiché i parametri investigati sono stati trattati come serie temporali unidimensionali, l'analisi inferenziale è stata condotta mediante *Statistical Parametric Mapping (SPMID)*. Questa metodologia estende le analisi scalari tradizionali alle serie temporali continue. A differenza di un'ANOVA classica, applicata a valori riassuntivi (ad esempio picchi o medie), l'approccio *SPM* consente di evitare la selezione arbitraria di specifici istanti temporali e di preservare l'intera struttura del segnale lungo la fase di *stance*. Inoltre, tale metodo consente di controllare il problema delle comparazioni multiple lungo il dominio temporale mediante l'applicazione della *Random Field Theory*, individuando intervalli temporali (*cluster*) in cui emergono differenze statisticamente significative.

Per ciascuna variabile è stato implementato un modello lineare generale (*GLM*) a predittori continui, includendo come effetti principali la velocità di corsa, la pendenza del treadmill e la rigidità della superficie, centrati rispetto alla media. La scelta di trattare tali fattori come predittori quantitativi, anziché esclusivamente categoriali, è coerente con la loro natura fisica quantitativa e consente di valutare eventuali *trend* sistematici al variare dei parametri sperimentali. Sono state inoltre considerate le interazioni a due vie (Velocità × Pendenza, Velocità × Rigidità, Pendenza × Rigidità) e l'interazione a tre vie (Velocità × Pendenza × Rigidità). Il livello di significatività è stato fissato a  $\alpha = 0.05$ . L'inferenza ha consentito di identificare *cluster* temporali significativi, ovvero regioni della fase di *stance* in cui il parametro biomeccanico risulta influenzato in modo statisticamente significativo dai fattori considerati.

Nei casi in cui sono emersi *cluster* significativi è stata condotta un'analisi *post hoc* mirata. Per ciascun *cluster* è stato calcolato, per ogni passo, l'integrale del segnale limitatamente all'intervallo temporale significativo, ottenendo una misura scalare dell'entità complessiva del parametro nella regione di interesse. I valori così ottenuti sono stati suddivisi in base ai livelli dei fattori sperimentali coinvolti e confrontati mediante un *t-test* per campioni indipendenti. Per gli effetti principali con tre livelli sono stati effettuati confronti a coppie tra tutte le condizioni; per le interazioni a due vie sono stati analizzati gli effetti semplici del fattore di interesse all'interno dei livelli dell'altro fattore; per l'interazione a tre vie sono stati analizzati gli effetti della rigidità all'interno di ciascuna combinazione di velocità e pendenza. La correzione per confronti multipli è stata effettuata mediante il metodo di Bonferroni, applicato separatamente per ciascuna famiglia di confronti relativa al medesimo effetto, al fine di mantenere il controllo dell'errore di I tipo.

Tutte le procedure di riduzione, elaborazione e analisi sono state implementate tramite *script* personalizzati in MATLAB, utilizzando la libreria *SPMID* per l'analisi delle serie temporali.

## Capitolo 4 – Risultati

Questo capitolo riporta i risultati delle analisi biomeccaniche. Le grandezze investigate sono presentate in relazione ai tre parametri sperimentali considerati: velocità di corsa, inclinazione del piano e rigidità del treadmill.

Per ciascun parametro sono riportati i grafici rappresentativi dell'andamento medio dei segnali lungo la fase di appoggio. Successivamente verranno presentate le corrispondenti tabelle dei confronti Post Hoc, espressi come area sotto curva (AUC) nei cluster individuati dalle analisi statistiche.

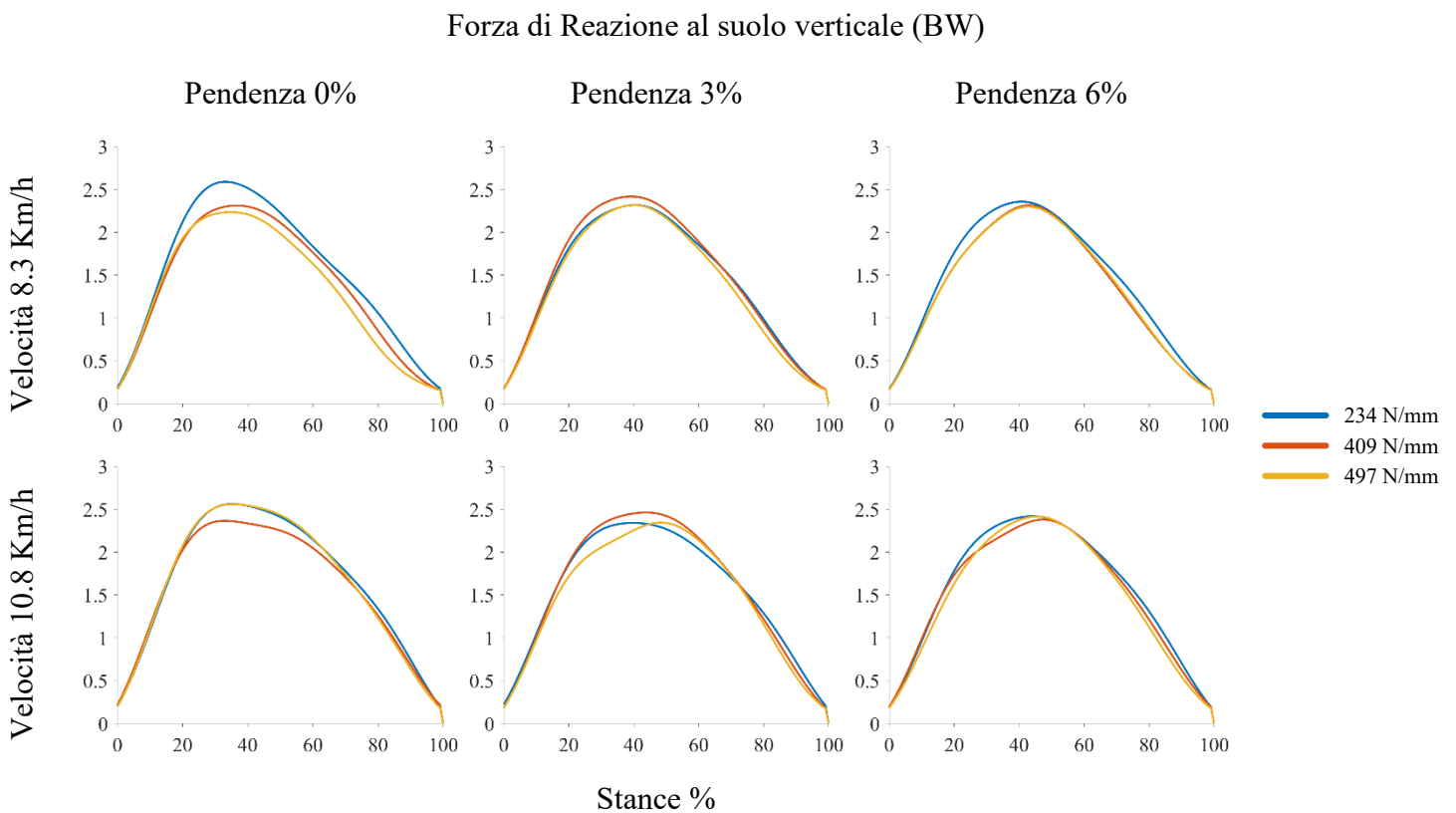


Figura 26 Andamento medio tra i passi della forza di reazione al suolo al variare di velocità, pendenza e rigidità

Momento Articolare alla caviglia (Nm)

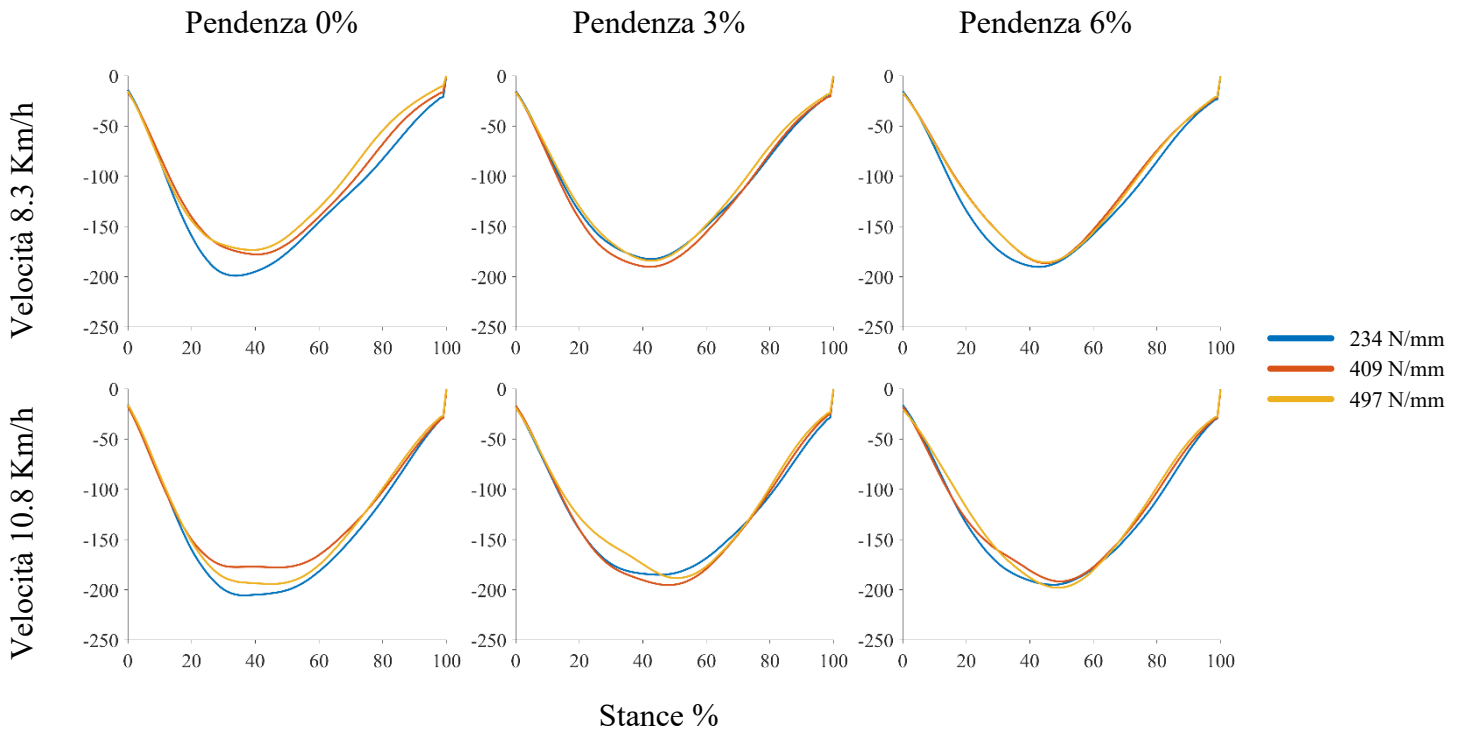


Figura 27 Andamento medio tra i passi del momento articolare alla caviglia al variare di velocità, pendenza e rigidezza

Momento Articolare alla ginocchio (Nm)

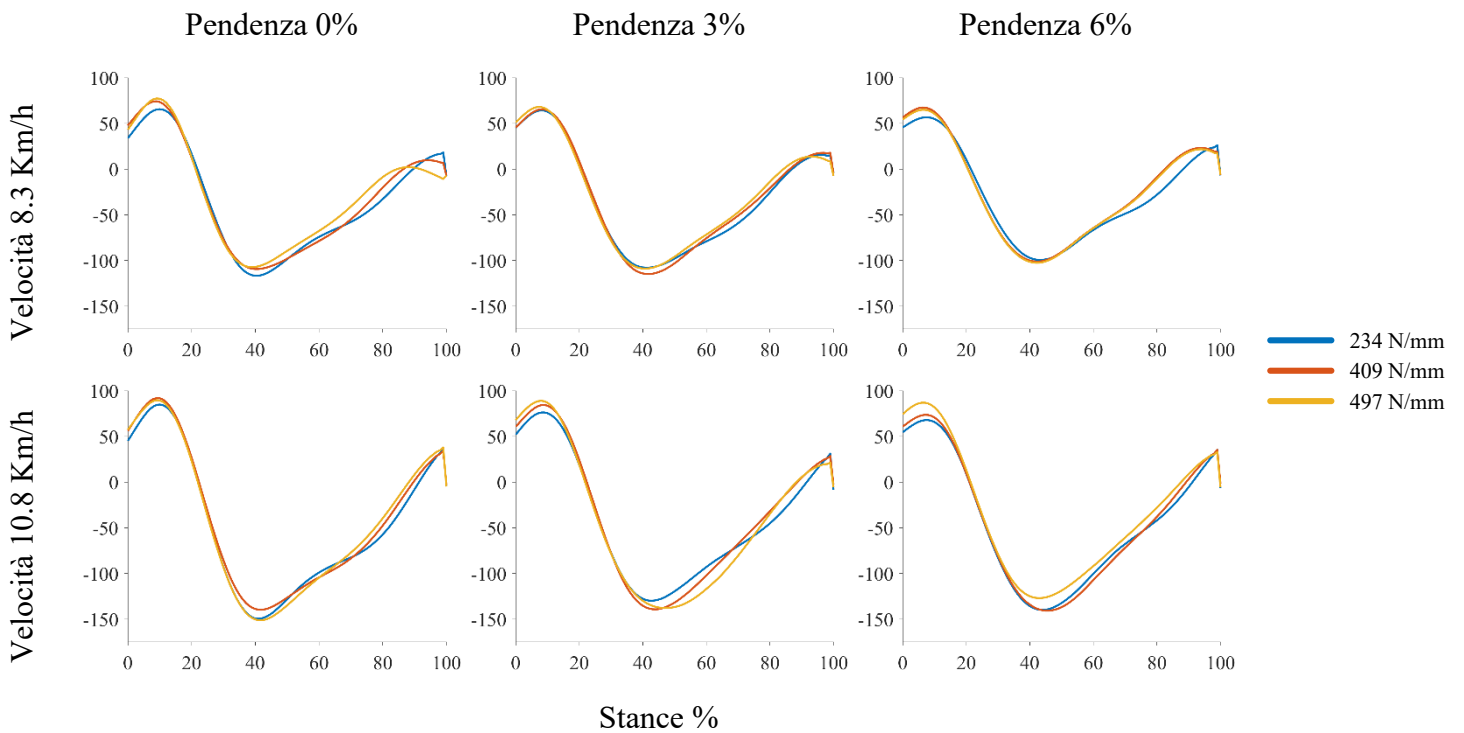


Figura 28 Andamento medio tra i passi del momento articolare al ginocchio al variare di velocità, pendenza e rigidezza

Carico Articolare verticale alla caviglia (BW)

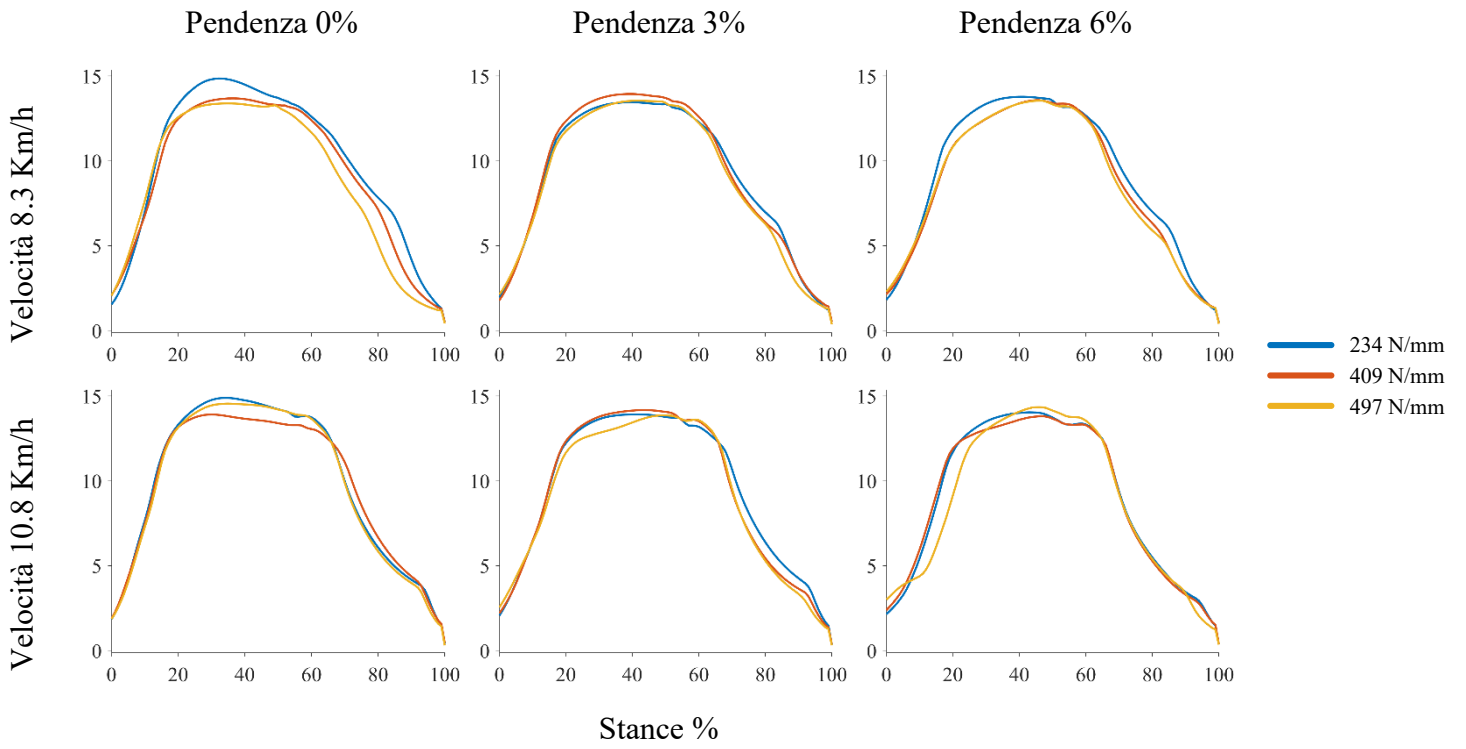


Figura 29 Andamento medio tra i passi del carico articolare verticale alla caviglia al variare di velocità, pendenza e rigidezza

Carico Articolare verticale al ginocchio (BW)

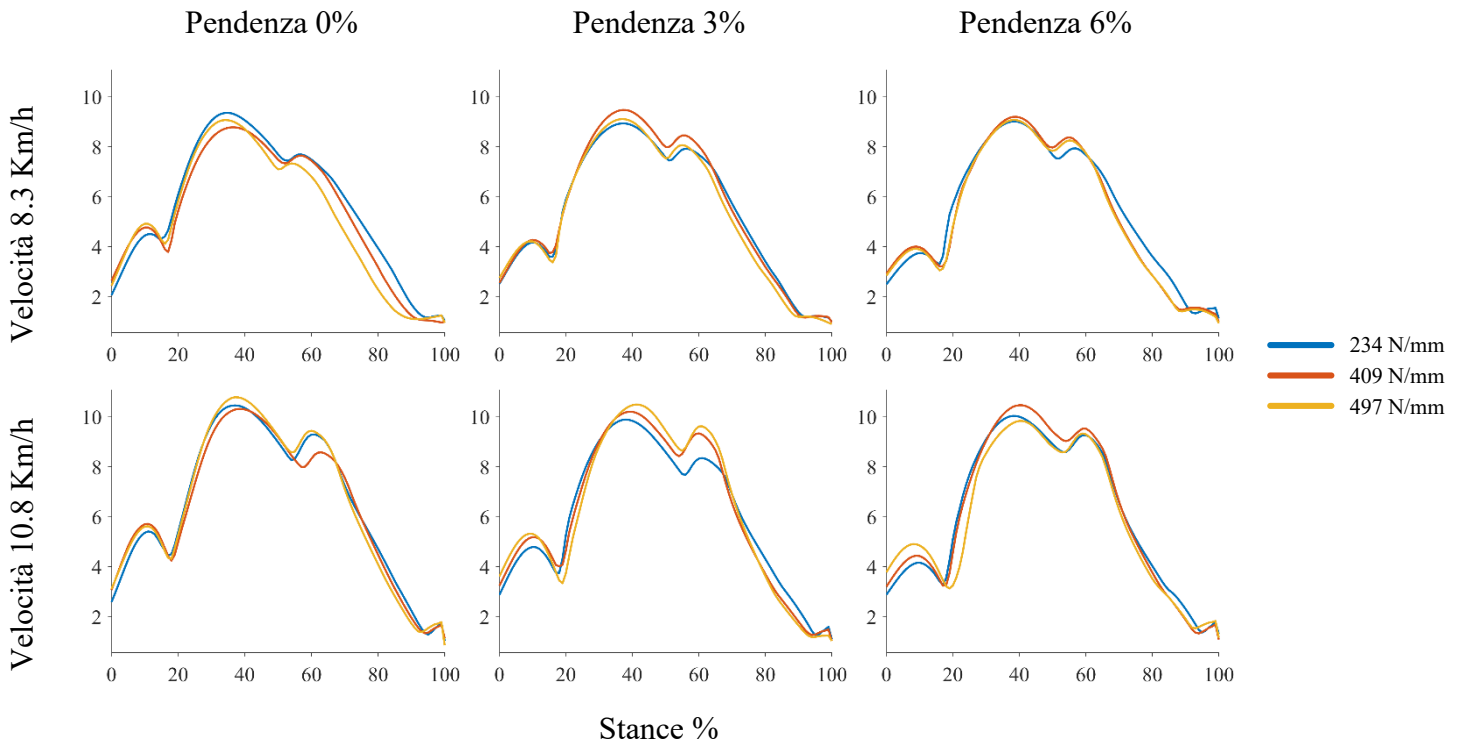


Figura 30 Andamento medio tra i passi del carico articolare verticale al ginocchio al variare di velocità, pendenza e rigidezza

Forza muscolare Bicipite Femorale (BW)

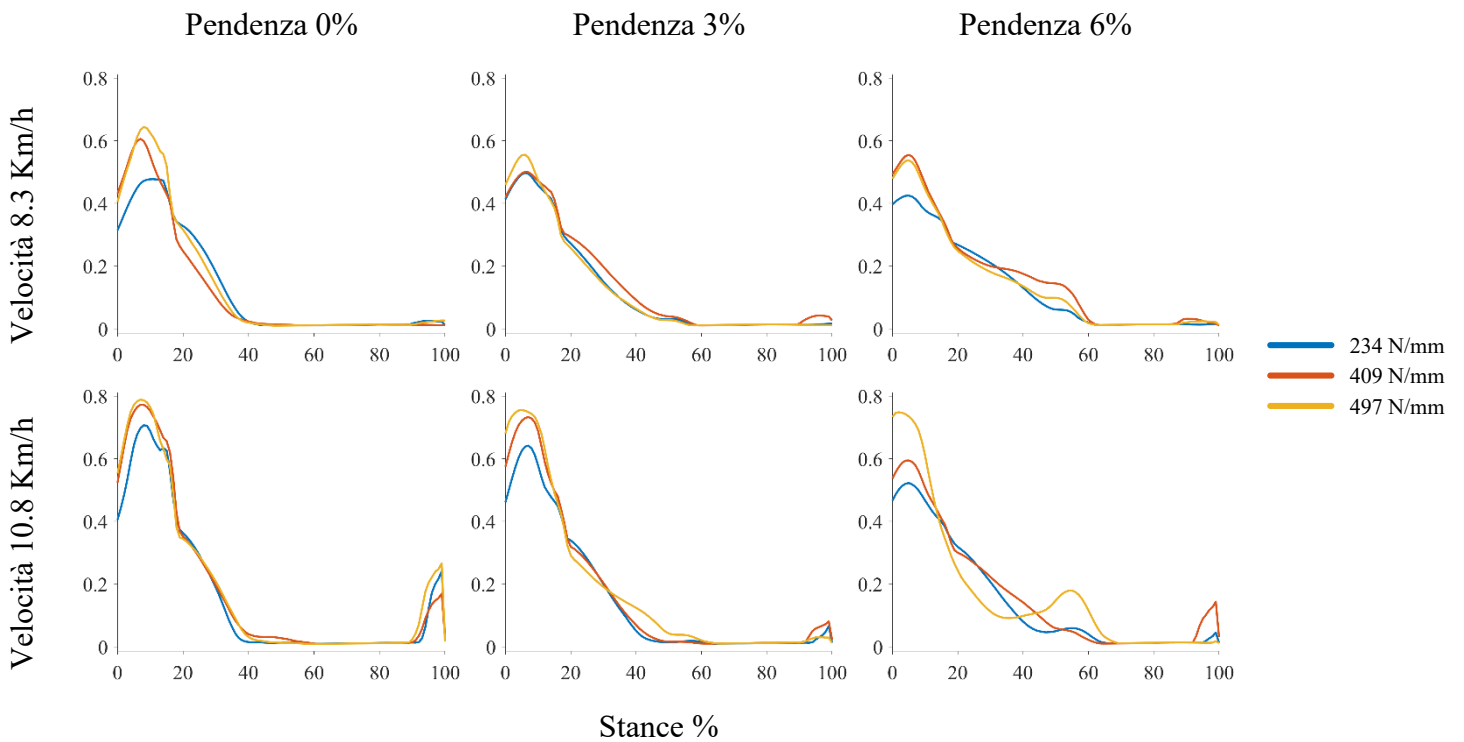


Figura 31 Andamento medio tra i passi della forza del bicipite femorale al variare di velocità, pendenza e rigidezza

Forza muscolare Gastrocnemio Laterale (BW)

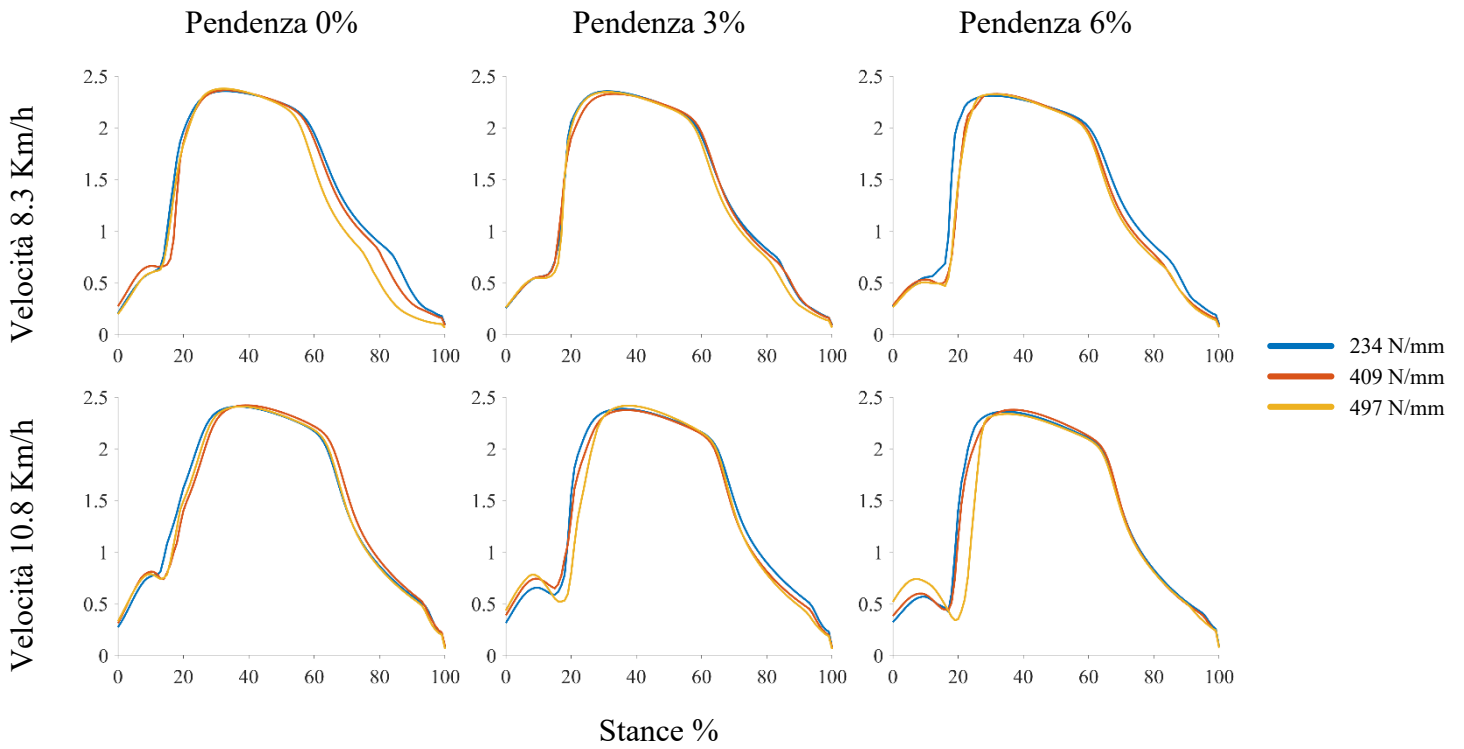


Figura 32 Andamento medio tra i passi della forza del gastrocnemio laterale al variare di velocità, pendenza e rigidezza

Forza muscolare Retto Femorale (BW)

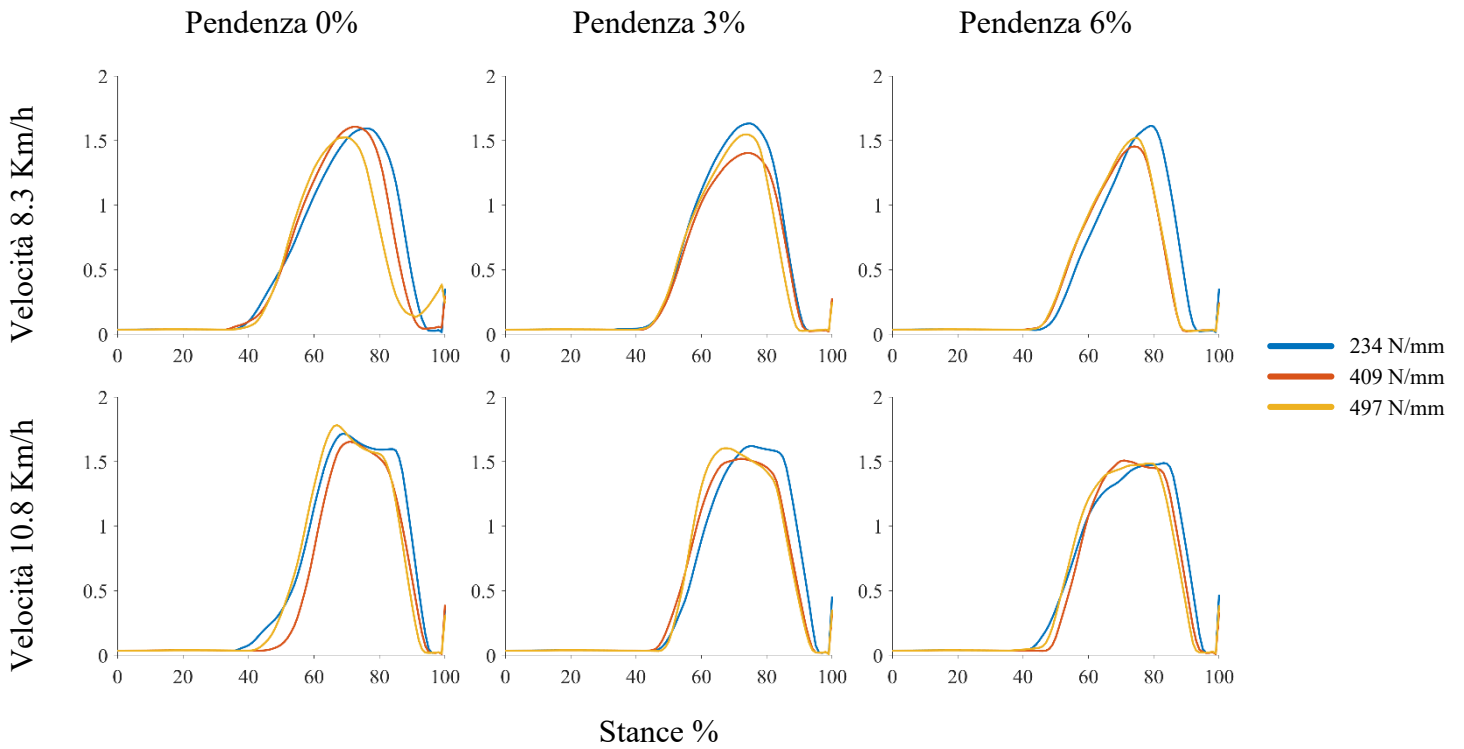


Figura 33 Andamento medio tra i passi della forza del retto femorale al variare di velocità, pendenza e rigidezza

Forza muscolare Soleo (BW)

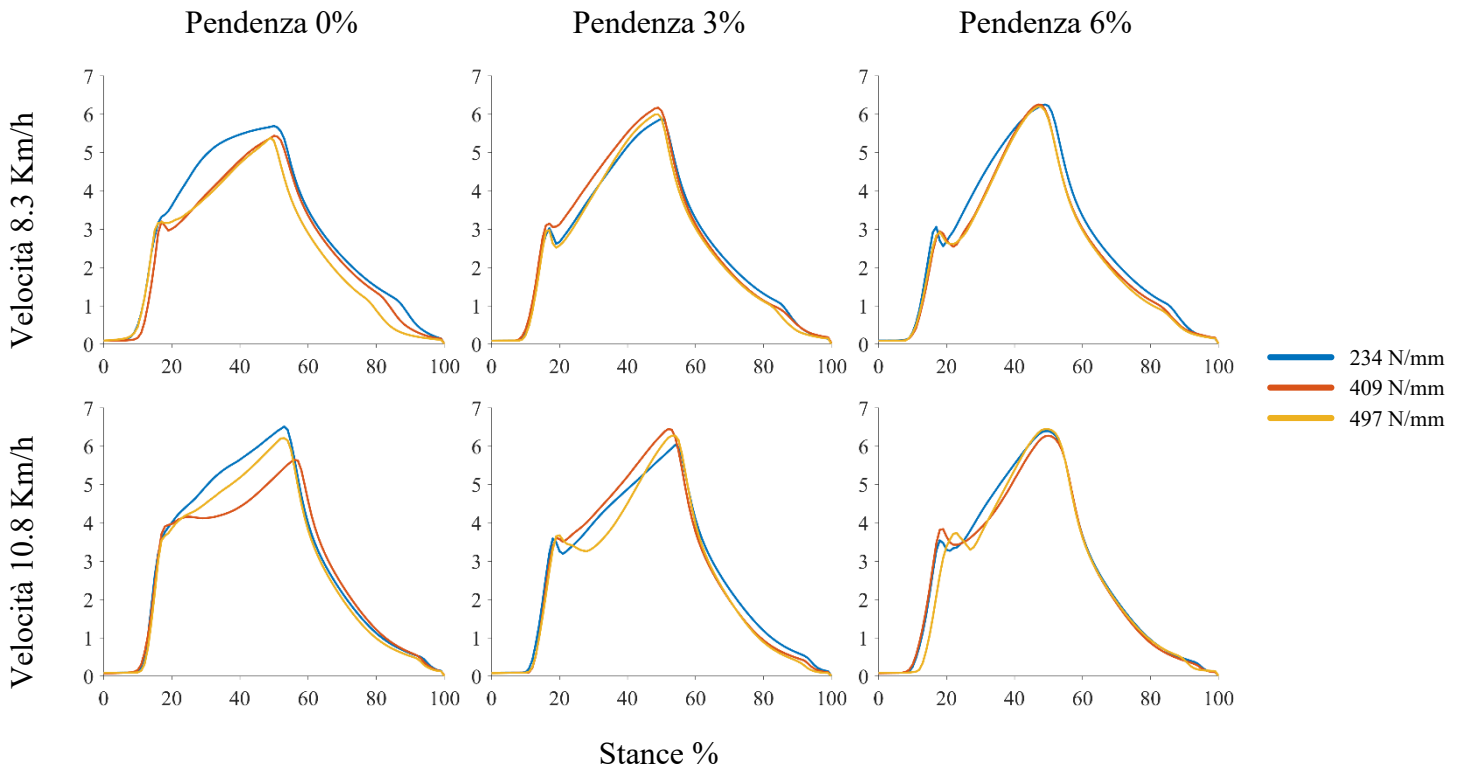


Figura 34 Andamento medio tra i passi della forza del soleo al variare di velocità, pendenza e rigidezza

Forza muscolare Tibiale Anteriore (BW)

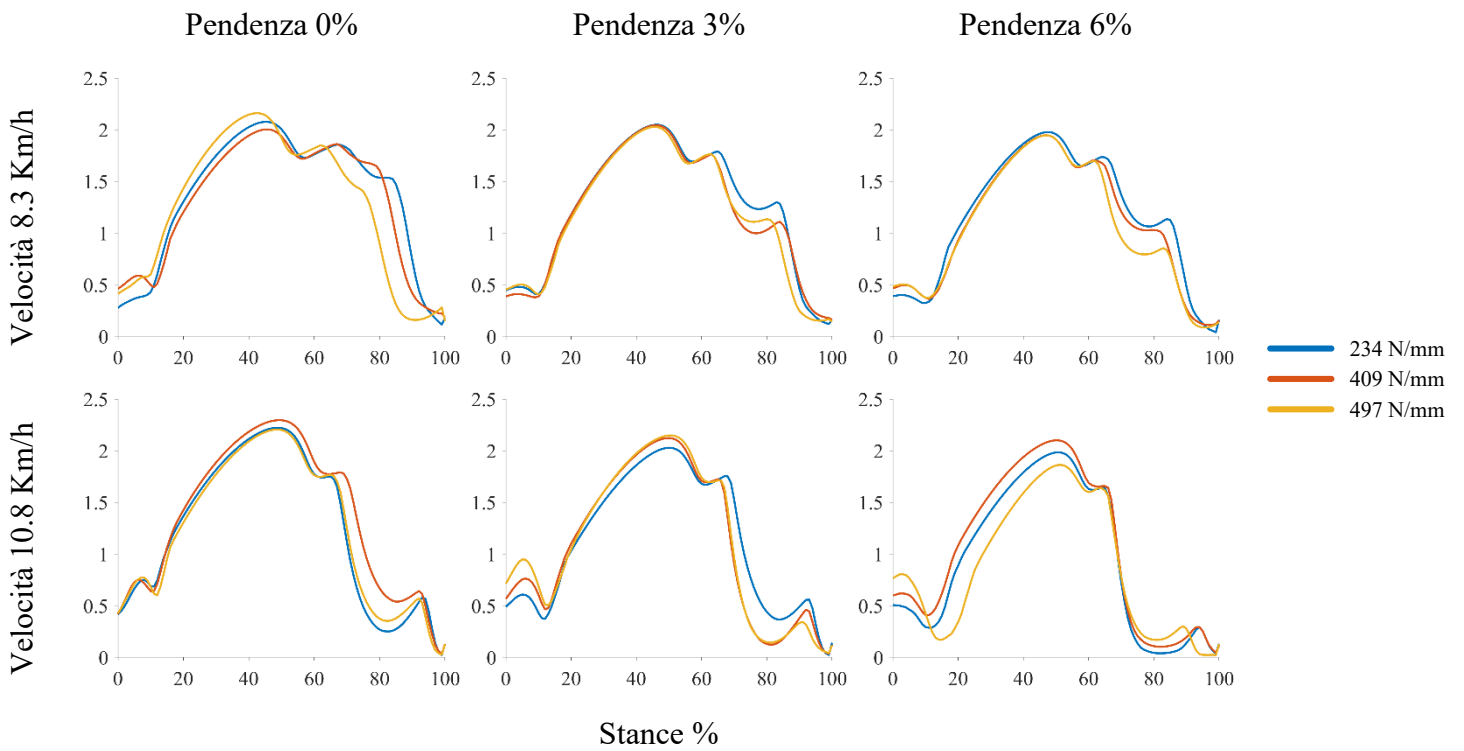


Figura 35 Andamento medio tra i passi della forza del tibiale anteriore al variare di velocità, pendenza e rigidezza

Forza muscolare Vasto Laterale (BW)

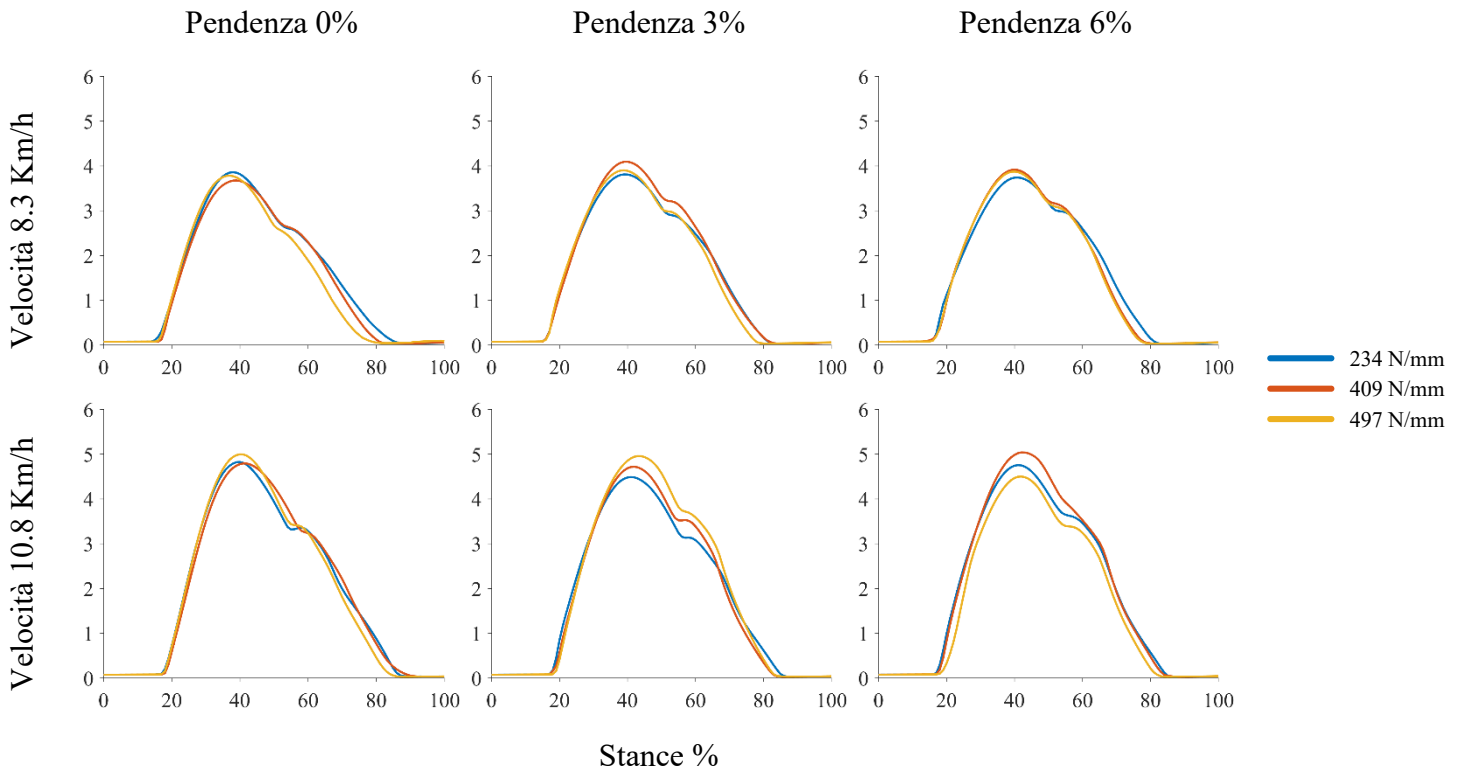


Figura 36 Andamento medio tra i passi della forza del vasto laterale al variare di velocità, pendenza e rigidezza

EMG Bicipite Femorale (normalizzato su prova a 10.8 Km/h, 0% e 497N/mm)

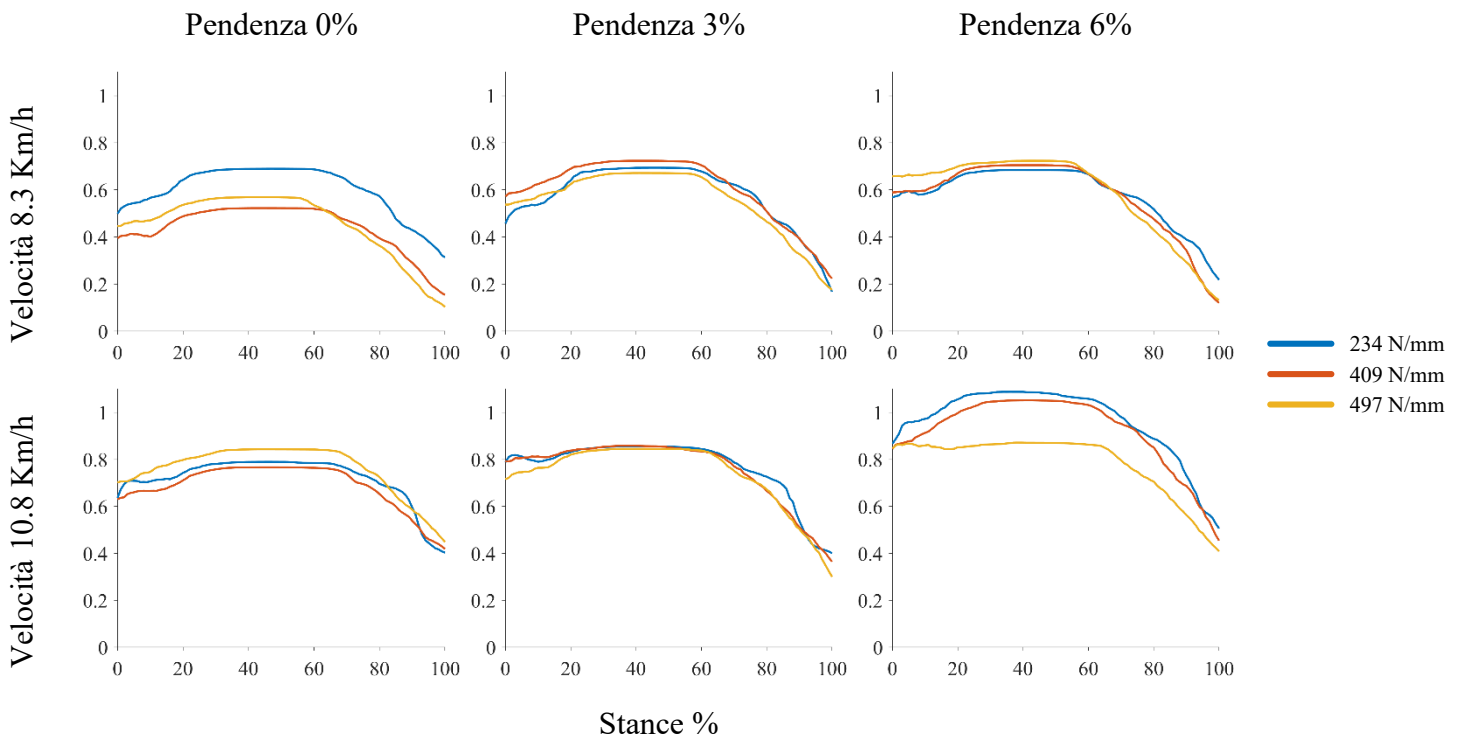


Figura 37 Andamento medio tra i passi EMG del bicipite femorale al variare di velocità, pendenza e rigidezza

EMG Gastrocnemio Laterale (normalizzato su prova a 10.8 Km/h, 0% e 497N/mm)

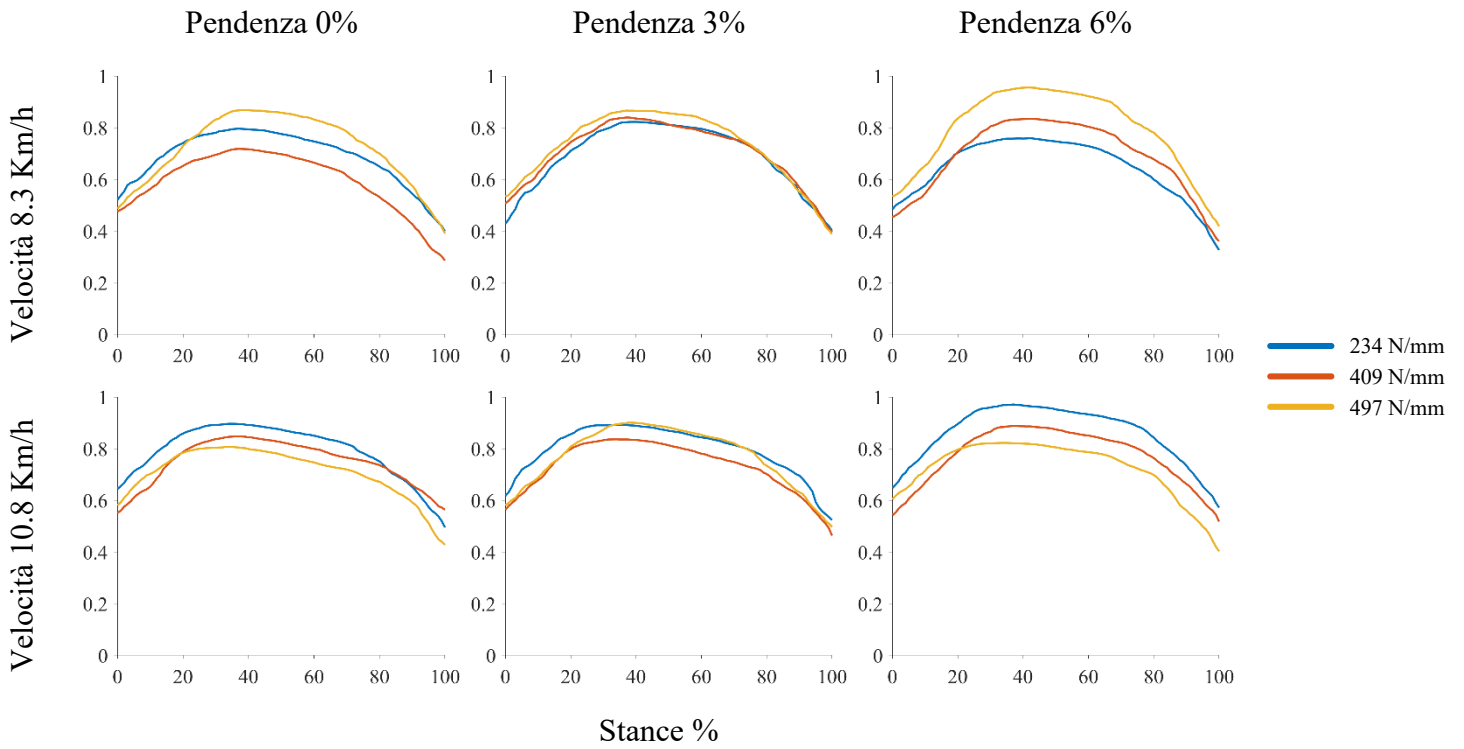


Figura 38 Andamento medio tra i passi EMG del gastrocnemio laterale al variare di velocità, pendenza e rigidezza

EMG Retto Femorale (normalizzato su prova a 10.8 Km/h, 0% e 497N/mm)

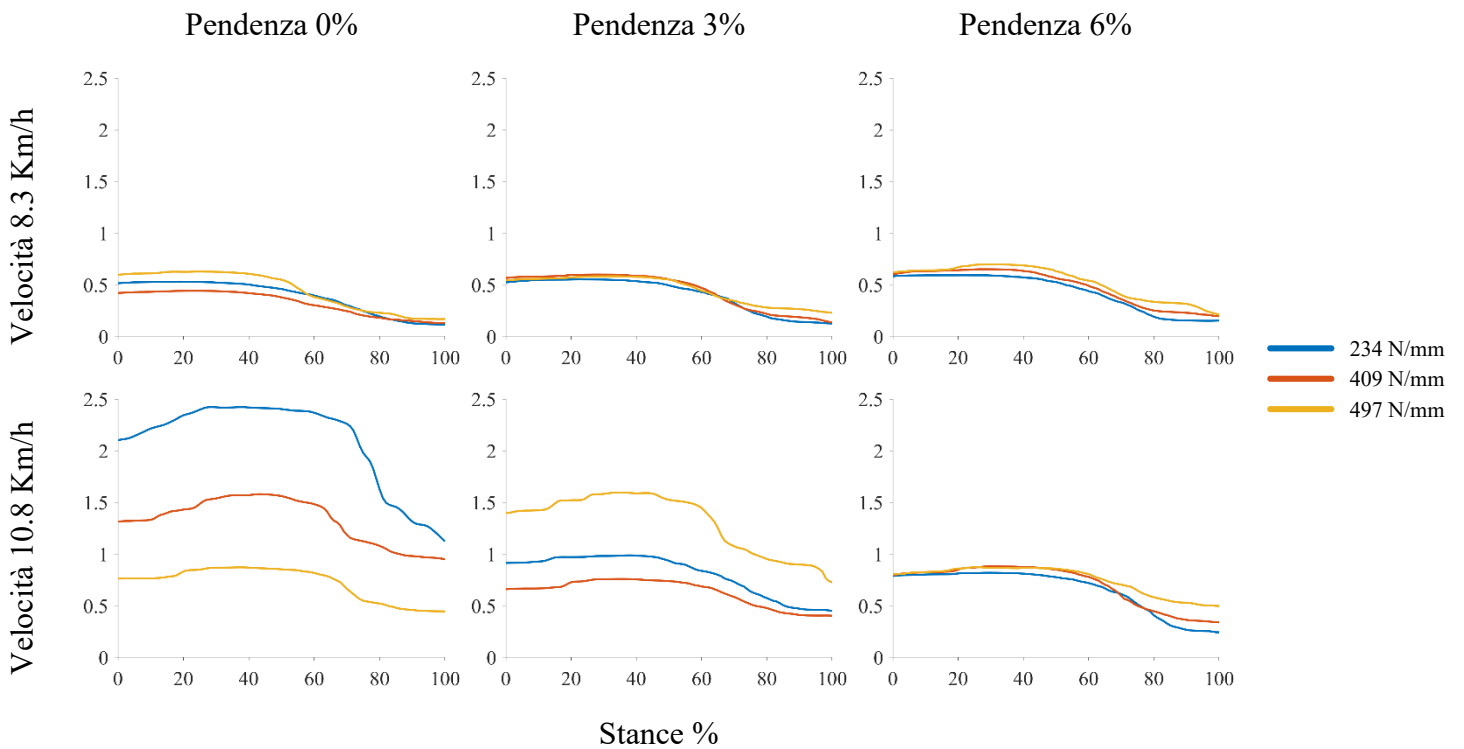


Figura 39 Andamento medio tra i passi EMG del retto femorale al variare di velocità, pendenza e rigidezza

EMG Soleo (normalizzato su prova a 10.8 Km/h, 0% e 497N/mm)

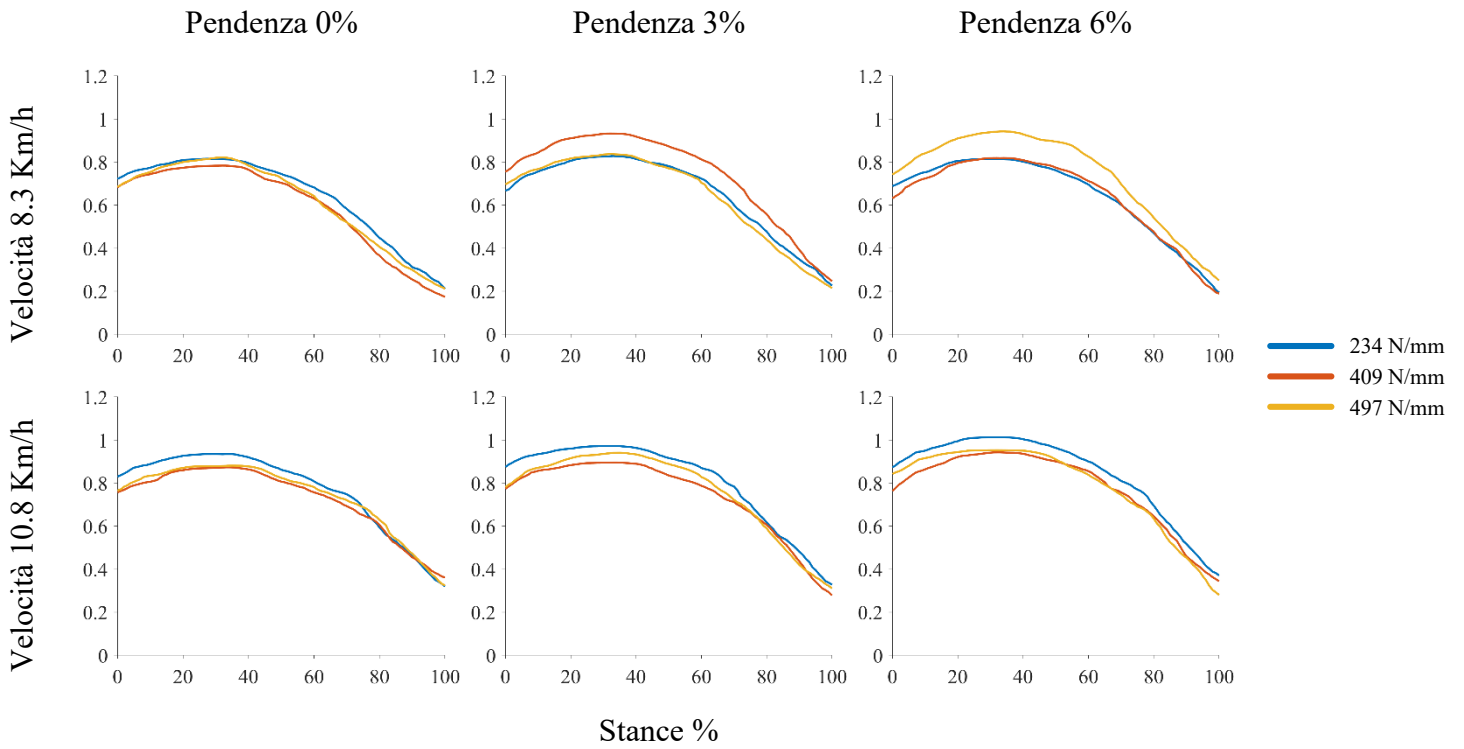


Figura 40 Andamento medio tra i passi EMG del soleo al variare di velocità, pendenza e rigidezza

EMG Tibiale Anteriore (normalizzato su prova a 10.8 Km/h, 0% e 497N/mm)

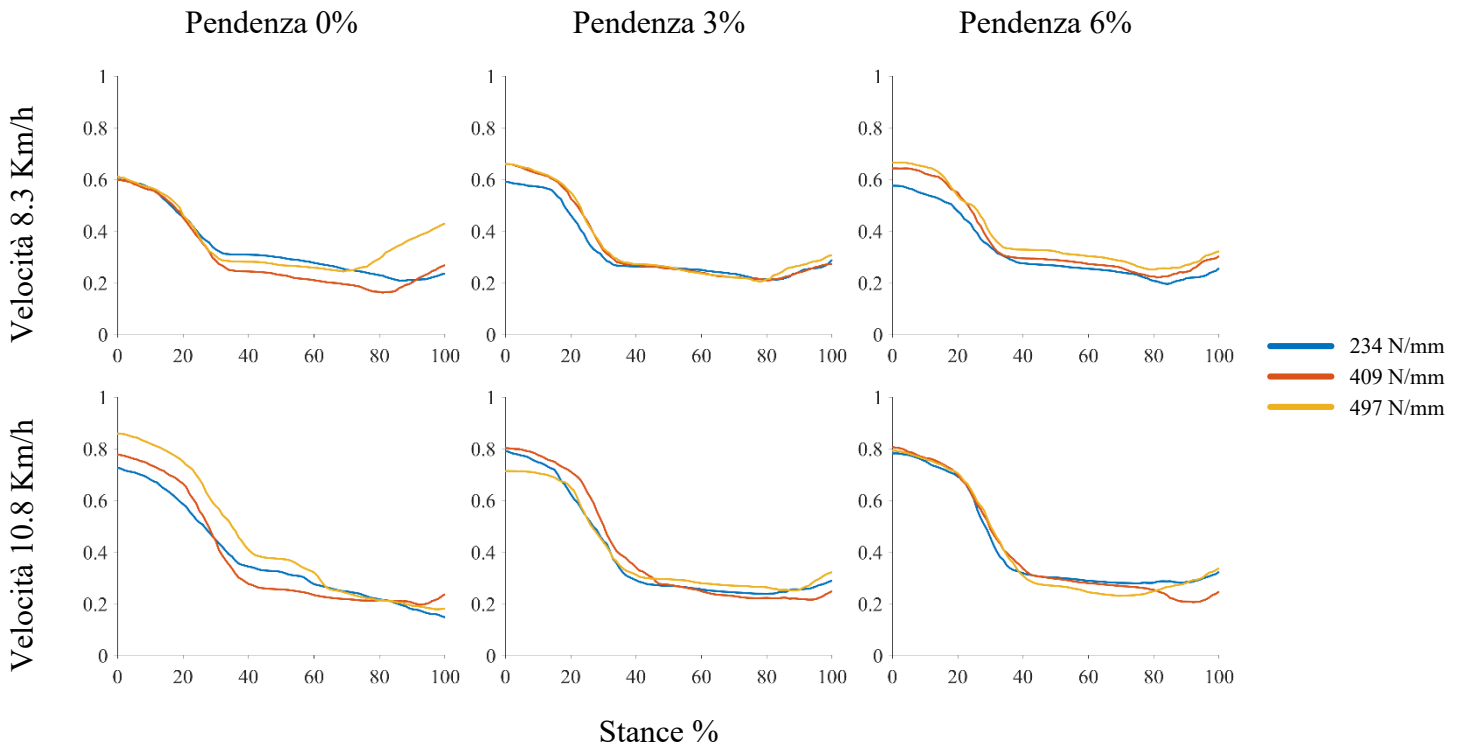


Figura 41 Andamento medio tra i passi EMG del tibiale anteriore al variare di velocità, pendenza e rigidezza

EMG Vasto Laterale (normalizzato su prova a 10.8 Km/h, 0% e 497N/mm)

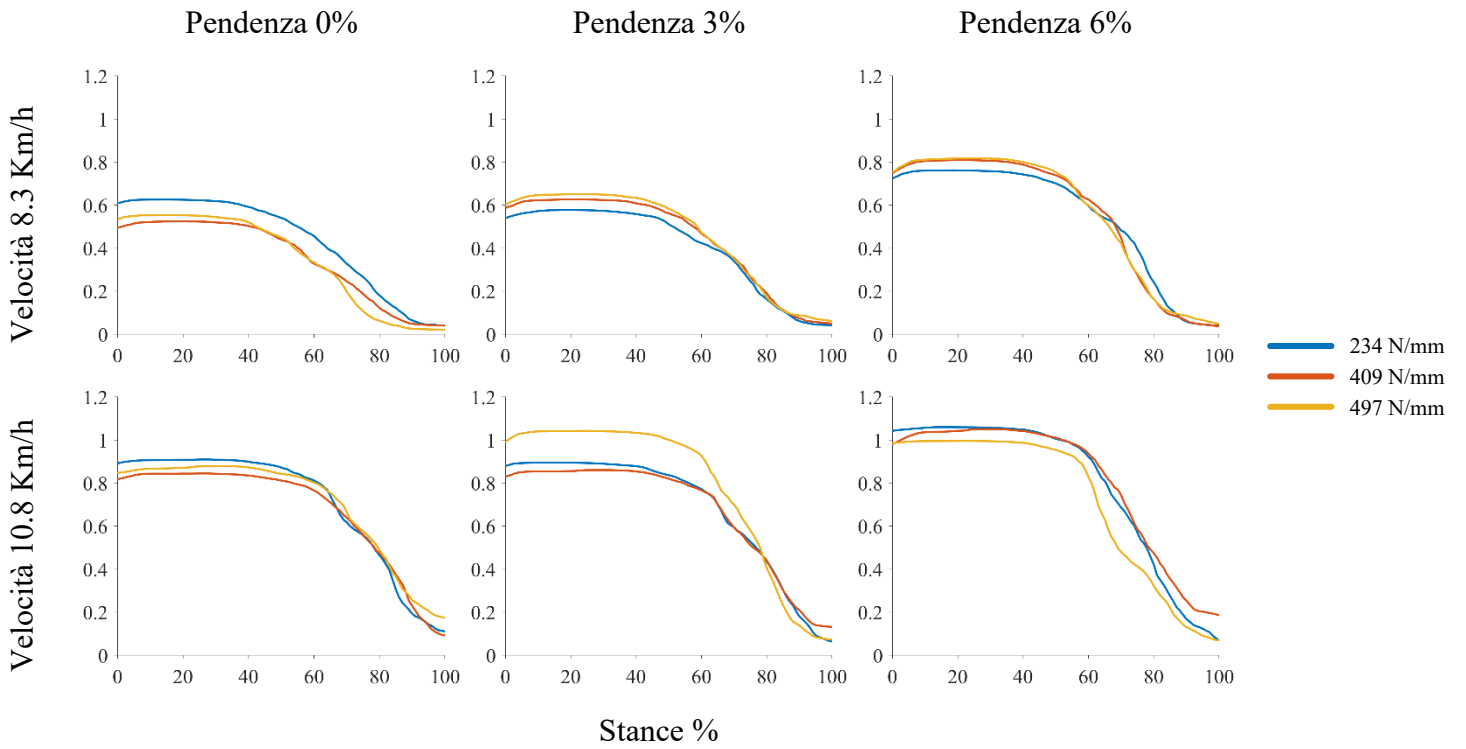


Figura 42 Andamento medio tra i passi EMG del vasto laterale al variare di velocità, pendenza e rigidezza

## 4.1 Effetto Velocità

L'effetto della velocità è stato valutato confrontando le condizioni di corsa a 8.3 km/h e 10.8 km/h.

Di seguito vengono riportati i risultati dell'analisi Post Hoc.

Variabile	Regione	Velocità	Media	Dv.Std
GRF verticale	Stance <sub>49-99%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	59	4.47
		10.8 Km/h	72.28	2.31
Momento Articolare Caviglia	Stance <sub>49-99%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	4879.89	414.57
		10.8 Km/h	6064.85	237.8
Momento Articolare	Stance <sub>0-21%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	1039.62	165.52
		10.8 Km/h	1332.67	189.71
Ginocchio	Stance <sub>30-91%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	3785.82	520.47
		10.8 Km/h	5327.27	573.82
Carico Articolare Caviglia	Stance <sub>56-69%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	151.4	6.43
		10.8 Km/h	165.7	4.44
	Stance <sub>90-98%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	16.71	2.95
		10.8 Km/h	22.45	3.41
Carico Articolare	Stance <sub>0-16%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	60.22	6.28
		10.8 Km/h	71.66	8.05
Ginocchio	Stance <sub>30-54%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	204.04	8.29
		10.8 Km/h	232	9.68
	Stance <sub>57-92%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	155.27	14.8
		10.8 Km/h	197.53	10.55

Tabella 3 Risultato analisi post hoc effetto velocità su GRF, momento articolare e carico articolare. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">", determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

Capitolo 4 – Risultati

Variabile	Regione	Condizione	Media	Dv.Std
<b>EMG Bicipite</b>	Stance <sub>0-100%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	55.58	12.5
		10.8 Km/h	79.11	17.15
<b>EMG</b>	Stance <sub>0-28%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	18.31	2.85
		10.8 Km/h	21.01	3.06
<b>Gastrocnemio</b>	Stance <sub>83-100%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	8.75	1.98
		10.8 Km/h	10.49	1.98
<b>EMG Retto</b>	Stance <sub>0-100%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	43.51	8.77
		10.8 Km/h	100.2	50.28
<b>EMG Soleo</b>	Stance <sub>0-100%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	66.31	8.25
		10.8 Km/h	77.72	9.43
<b>EMG Tibiale</b>	Stance <sub>0-36%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	17.6	3.33
		10.8 Km/h	23.21	4.71
<b>EMG Vasto</b>	Stance <sub>0-99%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	45.93	12.55
		10.8 Km/h	72.95	12.89

Tabella 4 Risultato analisi post hoc effetto velocità su EMG. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">", determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

Capitolo 4 – Risultati

Variabile	Regione	Condizione	Media	Dv.Std
<b>Forza Bicipite</b>	Stance <sub>0-19%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	8.5	1.22
		10.8 Km/h	11.02	1.77
<b>Femorale</b>	Stance <sub>69-84%</sub>	8.3 Km/h > 10.8 Km/h	0.2	0.01
		10.8 Km/h	0.18	0.01
<b>Forza Gastrocnemio</b>	Stance <sub>0-13%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	6.11	0.77
		10.8 Km/h	7.91	1.27
	Stance <sub>18-28%</sub>	8.3 Km/h > 10.8 Km/h	20.58	2.17
		10.8 Km/h	16.46	3.4
<b>Laterale</b>	Stance <sub>33-76%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	80.91	2.7
		10.8 Km/h	88.38	2.17
	Stance <sub>86-99%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	3.69	0.9
		10.8 Km/h	5.81	0.56
<b>Forza Retto</b>	Stance <sub>16-33%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	0.65	0
		10.8 Km/h	0.67	0
<b>Femorale</b>	Stance <sub>81-93%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	6.16	2.89
		10.8 Km/h	11.51	2.51
<b>Forza Soleo</b>	Stance <sub>52-65%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	46.67	4.04
		10.8 Km/h	58.89	3.27
<b>Forza Tibiale Anteriore</b>	Stance <sub>0-10%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	4.48	1.02
		10.8 Km/h	6.37	1.88
	Stance <sub>50-57%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	12.56	0.63
		10.8 Km/h	14.28	1.02
	Stance <sub>72-88%</sub>	8.3 Km/h > 10.8 Km/h	17.44	4.58
		10.8 Km/h	5.58	4.53
<b>Forza Vasto Laterale</b>	Stance <sub>0-13%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	1.01	0.01
		10.8 Km/h	1.03	0.01
	Stance <sub>16-21%</sub>	8.3 Km/h > 10.8 Km/h	3.36	1.26
		10.8 Km/h	1.81	0.88
	Stance <sub>30-83%</sub>	8.3 Km/h < 10.8 Km/h	122.43	11.57
		10.8 Km/h	165.38	12.83
		8.3 Km/h > 10.8 Km/h	0.44	0.29
		10.8 Km/h	0.3	0.02

Tabella 5 Risultato analisi post hoc effetto velocità su forze muscolari. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">", determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

Nel complesso, l'aumento della velocità determina differenze significative su tutte le grandezze principali considerate, incluse la forza di reazione al suolo verticale, i momenti articolari di caviglia e ginocchio e i carichi articolari verticali. Le variazioni si distribuiscono su più porzioni della fase di appoggio, con effetti evidenti sia sulle componenti esterne sia sugli output articolari. Anche le variabili neuromuscolari mostrano differenze significative: l'EMG evidenzia incrementi estesi su più muscoli, mentre le forze muscolari stimate presentano variazioni in finestre temporali specifiche, con pattern non sempre monotoni lungo l'appoggio.

## 4.2 Effetto Pendenza

L'effetto della pendenza è stato valutato confrontando le condizioni di corsa a 0%, 3% e 6% di inclinazione. Di seguito vengono riportati i risultati dell'analisi Post Hoc.

Variabile	Regione	Pendenza	Media	Dv.Std
<b>GRF Verticale</b>	Stance <sub>4-28%</sub>	0% <sup>&gt;3%, 6%</sup>	38.38	2.19
		3% <sup>&gt;6%</sup>	34.92	2.1
		6%	32.39	2.16
<b>Momento Articolare Caviglia</b>	Stance <sub>3-29%</sub>	0% <sup>&gt;3%, 6%</sup>	3130.24	210.11
3% <sup>&gt;6%</sup>		2836.15	185.72	
6%		2625.35	207.52	
<b>Momento Articolare Ginocchio</b>	Stance <sub>7-21%</sub>	0% <sup>&gt;3%, 6%</sup>	836.79	151.36
		3% <sup>&gt;6%</sup>	727.15	153.55
		6%	633.28	160.27
<b>Carico Articolare Caviglia</b>	Stance <sub>31-38%</sub>	0% <sup>&gt;3%, 6%</sup>	786.98	101.22
		3% <sup>&gt;6%</sup>	721.38	72.54
		6%	682.25	122.89
<b>Carico Articolare Caviglia</b>	Stance <sub>5-31%</sub>	0% <sup>&gt;3%, 6%</sup>	286.75	13.15
		3% <sup>&gt;6%</sup>	263.81	12.25
		6%	241.47	19.31
<b>Carico Articolare Ginocchio</b>	Stance <sub>6-18%</sub>	0% <sup>&gt;3%, 6%</sup>	57.8	6.03
		3% <sup>&gt;6%</sup>	52.13	5.65
		6%	46.47	5.9

Tabella 6 Risultato analisi post hoc effetto pendenza su GRF, momento articolare e carico articolare. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">", determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

Capitolo 4 – Risultati

Variabile	Regione	Pendenza	Media	Dv.Std
<b>EMG Bicipite Femorale</b>	Stance <sub>0-69%</sub>	0% <sup>&lt; 3%, 6%</sup>	45.67	12.05
		3% <sup>&lt; 6%</sup>	51.07	12.15
		6%	56.43	14.65
<b>EMG Soleo</b>	Stance <sub>47-61%</sub>	0% <sup>&lt; 3%, 6%</sup>	10.56	1.42
		3%	11.54	1.39
		6%	11.81	1.93
<b>EMG Vasto Laterale</b>	Stance <sub>0-65%</sub>	0% <sup>&lt; 6%</sup>	44.54	13.42
		3% <sup>&lt; 6%</sup>	48.08	14.7
		6%	56.85	14.01

Tabella 7 Risultato analisi post hoc effetto pendenza su EMG. Media  $\pm$  deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">", determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

Capitolo 4 – Risultati

Variabile	Regione	Pendenza	Media	Dv.Std	
<b>Forza Bicipite Femorale</b>	Stance <sub>7-18%</sub>	0% > 3%, 6%	6.32	1.24	
		3% > 6%	5.45	0.97	
		6%	4.67	0.83	
	Stance <sub>35-51%</sub>	0% < 3%, 6%	0.42	0.32	
		3% < 6%	1	0.55	
		6%	1.84	0.78	
	Stance <sub>74-85%</sub>	0% < 3%, 6%	0.14	0.01	
		3% < 6%	0.15	0.01	
		6%	0.16	0.01	
<b>Forza Gastrocnemio Laterale</b>	Stance <sub>8-19%</sub>	0% > 3%, 6%	9.81	1.56	
		3% > 6%	8.08	1.57	
		6%	6.47	1.62	
	Stance <sub>33-54%</sub>	0% > 3%, 6%	48.96	1.01	
		3% > 6%	48.38	0.99	
		6%	47.64	0.99	
	<b>Forza Retto Femorale</b>	Stance <sub>19-27%</sub>	0% < 6%	0.31	0
			3% < 6%	0.31	0
			6%	0.32	0
Stance <sub>66-71%</sub>		0% > 3%, 6%	7.98	1.14	
		3% > 6%	7.36	0.81	
		6%	6.76	0.94	
<b>Forza Tibiale Anteriore</b>	Stance <sub>8-47%</sub>	0% > 3%, 6%	61.07	6.12	
		3% > 6%	54.16	4.58	
		6%	47.36	7.19	
	Stance <sub>59-69%</sub>	0% > 3%, 6%	17.7	0.9	
		3% > 6%	16.62	0.85	
		6%	15.6	1.43	
	Stance <sub>91-99%</sub>	0% > 3%, 6%	2.32	0.79	
		3% > 6%	1.78	0.8	
		6%	1.1	0.88	
<b>Forza Vasto Laterale</b>	Stance <sub>0-13%</sub>	0% < 3%, 6%	1.01	0.01	
		3% < 6%	1.02	0.01	
		6%	1.03	0.01	

Tabella 8 Risultato analisi post hoc effetto pendenza su forze muscolari. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">", determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

L'aumento della pendenza è associato a modificazioni significative, prevalentemente localizzate nella fase iniziale dell'appoggio, per le grandezze esterne e articolari considerate (forza verticale, momenti e carichi articolari verticali). Le variabili neuromuscolari mostrano un comportamento differenziato: alcune attivazioni EMG aumentano con la pendenza, mentre le forze muscolari stimate presentano variazioni dipendenti dal muscolo e dalla porzione di appoggio considerata, suggerendo un adattamento non uniforme lungo la stance.

### 4.3 Effetto Rigidezza

L'effetto della rigidezza è stato valutato confrontando le condizioni di corsa su 3 livelli diversi: 234 N/mm, 409 N/mm e 497 N/mm. Di seguito vengono riportati i risultati dell'analisi Post Hoc.

Variabile	Regione	Rigidezza	Media	Dv.Std
<b>GRF Verticale</b>	Stance <sub>74-97%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	19.86	2.87
		409 N/mm <sup>&gt;</sup> 497 N/mm	17.84	3.21
		497 N/mm	16.45	3.45
<b>Momento Articolare Caviglia</b>	Stance <sub>73-98%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	1828.51	275.29
		409 N/mm <sup>&gt;</sup> 497 N/mm	1675.47	297.02
		497 N/mm	1568.1	335.02
<b>Momento Articolare Ginocchio</b>	Stance <sub>0-12%</sub>	234 N/mm <sup>&lt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	746.3	105.78
		409 N/mm	835.16	122.79
		497 N/mm	871.94	137.37
<b>Carico Articolare Caviglia</b>	Stance <sub>75-92%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	424.06	182.67
		409 N/mm <sup>&gt;</sup> 497 N/mm	256.37	199.17
		497 N/mm	190.35	167.97
<b>Carico Articolare Ginocchio</b>	Stance <sub>83-96%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	52.95	5.92
		409 N/mm <sup>&gt;</sup> 497 N/mm	46.87	6.33
		497 N/mm	41.09	7.57
<b>Carico Articolare Ginocchio</b>	Stance <sub>0-12%</sub>	234 N/mm <sup>&lt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	45.78	5.44
		409 N/mm	49.84	6.46
		497 N/mm	51.25	7.04
<b>Carico Articolare Ginocchio</b>	Stance <sub>72-91%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	70.58	8.67
		409 N/mm <sup>&gt;</sup> 497 N/mm	62.5	10.43
		497 N/mm	57.4	11.45

Tabella 9 Risultato analisi post hoc effetto rigidezza su GRF, momento articolare e carico articolare. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">", determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

Variabile	Regione	Rigidezza	Media	Dv.Std
<b>EMG Bicipite Femorale</b>	Stance <sub>82-88%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	3.57	1.34
		409 N/mm	3.16	1.15
		497 N/mm	2.93	1.13

Tabella 10 Risultato analisi post hoc effetto rigidezza su EMG. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">"; determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

Variabile	Regione	Rigidezza	Media	Dv.Std
<b>Forza Bicipite Femorale</b>	Stance <sub>0-11%</sub>	234 N/mm <sup>&lt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	5.49	1.04
		409 N/mm <sup>&lt;</sup> 497 N/mm	6.43	1.26
		497 N/mm	6.88	1.34
<b>Forza Gastrocnemio Laterale</b>	Stance <sub>83-89%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	3.87	0.39
		409 N/mm <sup>&gt;</sup> 497 N/mm	3.49	0.56
		497 N/mm	3.08	0.85
<b>Forza Retto Femorale</b>	Stance <sub>81-93%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	11.69	3.1
		409 N/mm <sup>&gt;</sup> 497 N/mm	8.12	3.25
		497 N/mm	6.7	3.19
<b>Forza Soleo</b>	Stance <sub>84-95%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	6.84	1.34
		409 N/mm <sup>&gt;</sup> 497 N/mm	5.64	1.08
		497 N/mm	4.57	1.08
<b>Forza Vasto Laterale</b>	Stance <sub>76-81%</sub>	234 N/mm <sup>&gt;</sup> 409 N/mm, 497 N/mm	3.06	1.59
		409 N/mm <sup>&gt;</sup> 497 N/mm	2.32	1.66
		497 N/mm	1.61	1.44

Tabella 11 Risultato analisi post hoc effetto rigidezza su forze muscolari. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">"; determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

L'effetto della rigidezza della superficie evidenzia un comportamento marcatamente dipendente dalla fase di appoggio, con differenze significative che interessano porzioni distinte della stance per diverse variabili. Le grandezze esterne e articolari mostrano variazioni coerenti tra loro in specifiche regioni temporali, mentre le variabili muscolari stimate evidenziano una modulazione selettiva di alcuni muscoli, e l'EMG mostra un effetto significativo limitato a una finestra temporale specifica.

## 4.4 Effetti Misti

Oltre ai singoli effetti, sono state valutate anche le interazioni Velocità x Rigidezza e Velocità x Pendenza. Di seguito vengono riportati i risultati dell'analisi Post Hoc.

Variabile	Regione	Velocità x Pendenza	Media	Dv.Std
<b>EMG Retto Femorale</b>	<b>Stance<sub>63-70%</sub></b>	8.3 Km/h, 0% < 3%, 6%	2.17	0.53
		8.3 Km/h, 3% < 6%	2.58	0.51
		8.3 Km/h, 6%	2.87	0.61
		10.8 Km/h, 0% > 3%, 6%	10.17	5.13
		10.8 Km/h, 3% > 6%	6.03	1.82
		10.8 Km/h, 6%	4.8	0.91
	<b>Stance<sub>77-100%</sub></b>	8.3 Km/h, 0% < 3%, 6%	3.76	0.75
		8.3 Km/h, 3%	4.61	1.26
		8.3 Km/h, 6%	5.31	1.61
		10.8 Km/h, 0% > 3%, 6%	22.06	10.15
		10.8 Km/h, 3% > 6%	13.97	5.18
		10.8 Km/h, 6%	9.45	2.57
<b>Momento Articolare Caviglia</b>	<b>Stance<sub>84-93%</sub></b>	8.3 Km/h, 0% < 3%, 6%	361.24	83.56
		8.3 Km/h, 3% < 6%	405.03	35.03
		8.3 Km/h, 6%	436.97	32.8
		10.8 Km/h, 0% > 3%, 6%	597.6	39.3
		10.8 Km/h, 3%	562.88	48.4
		10.8 Km/h, 6%	576.9	43.06

Tabella 12 Risultato analisi post hoc effetto velocità x pendenza su EMG e momento articolare. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">", determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

Variabile	Regione	Velocità x Rigidezza	Media	Dv.Std
<b>EMG</b> <b>Gastrocnemio</b> <b>Laterale</b>	Stance <sub>22-30%</sub>	8.3 Km/h, 234 N/mm <sup>&lt;497 N/mm</sup>	6.04	0.81
		8.3 Km/h, 409 N/mm <sup>&lt;497 N/mm</sup>	5.95	0.86
		8.3 Km/h, 497 N/mm	6.66	1.03
		10.8 Km/h, 234 N/mm <sup>&gt;409, 497 N/mm</sup>	7.23	0.88
		10.8 Km/h, 409 N/mm	6.64	1.05
		10.8 Km/h, 497 N/mm	6.57	0.83

Tabella 13 Risultato analisi post hoc effetto velocità x rigidezza su EMG. Media ± deviazione standard dell'area sotto la curva (AUC) nel cluster significativo SPM. Se la differenza tra due condizioni risulta statisticamente significativa ( $p < 0.05$  dopo correzione di Bonferroni), nelle tabelle viene indicata la direzione della differenza mediante i simboli "<" o ">", determinata confrontando i valori medi della variabile riportata in tabella tra le due condizioni.

Oltre agli effetti principali, le analisi hanno evidenziato interazioni tra fattori per un numero limitato di variabili. In particolare, alcune differenze risultano dipendenti dalla combinazione tra velocità e pendenza, e tra velocità e rigidezza, indicando che l'effetto di un fattore può variare in funzione del livello dell'altro.

In questo capitolo sono stati riportati i risultati delle analisi condotte sulle variabili biomeccaniche considerate, presentando i profili medi lungo la fase di appoggio e le corrispondenti regioni temporali di significatività individuate dalle analisi statistiche, con i relativi confronti post hoc. Le figure e le tabelle riportate consentono di identificare, per ciascuna variabile, le porzioni della stance che presentano differenze significative tra le condizioni sperimentali. Nel capitolo successivo tali risultati verranno discussi e interpretati mediante il confronto con la letteratura.

## Capitolo 5 – Discussione Risultati

L'interpretazione dei risultati segue una logica integrata: le modifiche del carico esterno si riflettono sulle richieste dinamiche articolari, che a loro volta influenzano la distribuzione del carico interno e la strategia neuromuscolare. In tale contesto, è importante ricordare che la corsa può essere schematizzata, in prima approssimazione, come un sistema massa-molla, in cui la rigidità efficace dell'arto può adattarsi alle condizioni del piano di appoggio (Ferris et al., 1998; Kerdok et al., 2002). Pertanto, gli effetti osservati non devono essere interpretati come semplici variazioni lineari di carico, ma come riorganizzazioni temporali e funzionali della fase di appoggio. La letteratura sulla corsa descrive infatti un adattamento attivo della rigidità articolare alle caratteristiche del terreno, con modifiche nella distribuzione del lavoro tra articolazioni e gruppi muscolari (Ferris et al., 1998; Kerdok et al., 2002).

### 5.1 Effetto della velocità

L'aumento della velocità da 8.3 km/h a 10.8 km/h determina nel complesso un incremento della richiesta meccanica e neuromuscolare lungo gran parte della stance. Questo è in linea con la necessità di generare un impulso ed una potenza maggiori in un compito più intenso.

La forza di reazione verticale risulta significativamente maggiore nella seconda metà della stance (49-99%), a velocità più elevata. Allo stesso modo, il momento alla caviglia nella stessa regione temporale aumenta in modulo, indicando una maggiore richiesta propulsiva distale. Anche il momento al ginocchio mostra un incremento sia nella fase iniziale (0-21%) sia nella fase intermedio-terminale (30-91%), suggerendo una maggiore richiesta di controllo e sostegno lungo gran parte dell'appoggio. Questo quadro è coerente con l'idea che, a velocità maggiore, l'impulso necessario al sostegno e alla progressione del centro di massa debba essere generato in un intervallo temporale relativamente ridotto, con conseguente incremento delle forze e dei momenti articolari.

Sul versante neuromuscolare, l'aumento di velocità è associato a un incremento esteso del segnale EMG nei muscoli monitorati e a un aumento delle forze muscolari stimate (in particolare nei muscoli responsabili del supporto e della propulsione). In termini funzionali, ciò suggerisce che la strategia globale per sostenere il gesto a velocità più elevata si basi su un maggiore contributo muscolare sia prossimale (controllo del ginocchio) sia distale (propulsione alla caviglia), traducendosi in una maggiore trasmissione del carico alle articolazioni.

Un punto cruciale per la lettura sinergica è che la velocità imposta il livello di base del regime dinamico: la stessa variazione di pendenza o rigidità viene letta da un sistema che, a 10.8 km/h, opera già con carichi e richieste più elevate. Questo è in accordo con la formalizzazione del modello massa-molla, in cui la rigidità efficace e la dinamica del contatto si accoppiano con lo stato del sistema (McMahon & Cheng, 1990).

## **5.2 Effetto della pendenza**

L'aumento di pendenza (da 0% a 6%) non si manifesta come un incremento uniforme del carico verticale, ma come una modificazione selettiva del profilo della stance e della ripartizione delle richieste.

In particolare, la forza di reazione verticale diminuisce progressivamente nella fase iniziale (4-28%) con l'aumentare della pendenza. Nella stessa finestra temporale si osservano una riduzione del momento alla caviglia e al ginocchio, indicando una minore richiesta della componente verticale nelle prime fasi del contatto. Coerentemente, anche i carichi articolari verticali alla caviglia e al ginocchio risultano ridotti nella fase iniziale della stance al crescere della pendenza.

Questo comportamento è compatibile con quanto descritto in letteratura per la corsa in salita, nella quale la geometria del gesto e l'orientamento del vettore di reazione al suolo si modificano, con una redistribuzione tra componente verticale e componente parallela al piano (Gottschall & Kram, 2005; Vernillo et al., 2017).

In questa chiave, la riduzione dei carichi verticali stimati è da interpretare come una riduzione di una componente specifica (verticale) che può coesistere con un incremento di lavoro meccanico in direzioni differenti o con una diversa strategia neuromuscolare, che non implica quindi una riduzione della richiesta meccanica complessiva.

Infatti, i risultati EMG indicano incrementi di attivazione in muscoli rilevanti per il controllo e la produzione di lavoro in salita, coerenti con evidenze sperimentali e di modellazione secondo cui la corsa in salita modifica il pattern di attivazione e i ruoli funzionali dei muscoli ischiocrurali e del quadricipite, oltre a variare il contributo relativo dei muscoli del ginocchio e dell'anca (Sloniger et al., 1997; Yokozawa et al., 2007).

## **5.3 Effetto della rigidezza**

### **5.3.1 Inquadramento Biomeccanico**

Un'interpretazione puramente intuitiva suggerirebbe che una superficie più rigida comporti impatti e carichi maggiori, mentre una superficie più cedevole sia sinonimo di ammortizzazione. Tuttavia, nella corsa reale, questa relazione non è lineare, perché l'organismo adatta attivamente la propria meccanica. Nell'ottica del modello massa-molla, la gamba e la superficie possono essere schematizzate come due elementi elastici in serie: variando la rigidezza della superficie, il sistema può compensare tale variazione con una variazione della rigidezza funzionale dell'arto (Ferris et al., 1998).

In particolare, Ferris et al. (1998) mostrano che i corridori adattano la rigidezza dell'arto al variare di quella della superficie, preservando in larga misura le caratteristiche meccaniche globali dell'appoggio (Ferris et al., 1998). Kerdok et al. (2002) confermano che la rigidezza della superficie può influenzare l'economia di corsa senza necessariamente alterare in modo marcato la meccanica di supporto, suggerendo un ruolo dell'accoppiamento gamba-superficie e della gestione dell'energia elastica nel sistema (Kerdok et al., 2002).

### **5.3.2 Interpretazione dei risultati: adattamento fase-specifico**

Nel presente studio, l'aumento della rigidezza della superficie (234 - 409 - 497 N/mm) mostra un comportamento chiaramente fase-dipendente.

Nella fase terminale dell'appoggio (74-97%), la forza di reazione verticale diminuisce progressivamente con l'aumentare della rigidezza. In modo analogo, anche il momento alla caviglia, nella stessa finestra, si riduce in modulo, e i carichi articolari verticali alla caviglia e al ginocchio diminuiscono nella fase terminale (72-96%). Questo indica che, su una superficie più rigida, la richiesta verticale e la trasmissione di carico in fase propulsiva risultano ridotte.

Questo risultato è coerente con una lettura biomeccanica incentrata sulla fase terminale della stance: in questo momento, tipicamente, aumentano l'esigenza propulsiva e il contributo dei muscoli flessori plantari. Se, su una superficie più rigida, la componente verticale richiesta nella fase terminale si riduce, diventa plausibile osservare una riduzione della richiesta del momento flettente plantare e, di conseguenza, una riduzione del carico articolare compressivo verticale stimato a valle.

In parallelo, si osserva una riduzione delle forze muscolari stimate per il soleo e il gastrocnemio, in accordo con la riduzione dei momenti e dei carichi verticali.

Allo stesso modo, nella fase iniziale dell'appoggio (0-12%) si osserva un comportamento opposto: il momento al ginocchio e il carico articolare verticale al ginocchio aumentano con l'aumentare della rigidità, suggerendo un incremento del controllo o della stabilizzazione durante il carico, assieme all'aumento della forza stimata del bicipite femorale.

Una possibile interpretazione è che, con una minore deformazione del piano, il sistema incrementi il controllo iniziale (stabilità e gestione del transiente di carico) e redistribuisca poi la richiesta, riducendo la componente verticale in fase propulsiva. In termini qualitativi, il gesto risulterebbe più controllato all'inizio e meno carico verticalmente alla fine.

È fondamentale, però, formulare questo risultato in modo rigoroso: ciò che emerge è una riduzione della componente verticale dei carichi articolari stimati nella fase terminale della stance, non una riduzione generalizzata di ogni forma di carico o in ogni fase. In letteratura, infatti, gli effetti della rigidità della superficie possono dipendere dalla calzatura e dal *foot-strike* pattern; ad esempio, Willwacher et al. (2022) mostrano che, su superfici più dure, i momenti alla caviglia possono aumentare mentre quelli al ginocchio possono ridursi, evidenziando che la direzione dell'effetto non è univoca e può essere fortemente mediata dalla strategia di atterraggio e dalle condizioni sperimentali (Willwacher et al., 2022).

In questo senso, il risultato ottenuto è plausibile: la rigidità del piano non influenza direttamente il carico articolare, ma influisce sulla strategia neuromeccanica con cui il soggetto esegue il compito, e tale strategia può tradursi in riduzioni o incrementi fase-specifici a seconda del regime e delle condizioni.

## 5.4 Effetti misti e sinergie tra fattori

Le interazioni osservate indicano che gli effetti di velocità, pendenza e rigidezza non sono indipendenti tra loro.

L'interazione tra velocità e pendenza sull'attività del retto femorale mostra che l'effetto della pendenza nella fase terminale dipende dal regime di velocità: a velocità più bassa l'attività tende ad aumentare con la pendenza, mentre a velocità più elevata tende a ridursi. Questo suggerisce una modulazione del ruolo funzionale del muscolo in funzione dell'intensità del compito.

L'interazione tra velocità e rigidezza sull'attività del gastrocnemio laterale indica che l'effetto della superficie nella fase centrale dell'appoggio dipende dal regime dinamico: la stessa variazione di rigidezza può produrre effetti diversi a seconda della velocità di corsa. Questo risultato è coerente con il concetto di accoppiamento tra rigidezza efficace e velocità descritto nel modello massa-molla (McMahon & Cheng, 1990).

Nel complesso, la rigidezza modula prevalentemente la distribuzione temporale del carico tra fase iniziale e fase terminale dell'appoggio, ma l'ampiezza e il segno di tale modulazione dipendono dal livello di richiesta imposto dalla velocità e, in parte, dalla geometria del compito (pendenza).

## 5.5 Limitazioni dello studio

La prima limitazione dello studio riguarda il disegno sperimentale a singolo soggetto. Tutte le analisi sono state condotte su un unico partecipante, con l'obiettivo di esplorare le modifiche biomeccaniche indotte dalla variazione delle condizioni sperimentali (velocità, pendenza e rigidezza del treadmill). Di conseguenza, i risultati ottenuti devono essere interpretati come evidenze intra-soggetto della risposta biomeccanica alle variazioni delle condizioni sperimentali di corsa. Studi futuri dovranno includere un campione più ampio di partecipanti per valutare la variabilità inter-soggetto e verificare la robustezza statistica dei risultati a livello di popolazione.

Una seconda limitazione riguarda la configurazione del sistema di misura delle forze di reazione al suolo. Nel presente studio le forze di reazione al suolo (GRF) sono state acquisite mediante pedane di forza installate al di sotto del treadmill, e non tramite un treadmill completamente strumentato. In questa configurazione, la forza generata dal piede non viene misurata direttamente al contatto con il suolo, ma si propaga attraverso la struttura meccanica del treadmill prima di raggiungere le pedane di forza. Il treadmill può essere considerato un sistema meccanico composto da diversi elementi strutturali che presentano proprietà di rigidità e dissipazione differenti: alcune componenti possono essere approssimate come rigide, mentre altre presentano comportamenti elastici o smorzanti.

La trasmissione delle forze attraverso tale struttura può quindi introdurre modifiche nel segnale misurato, ad esempio in termini di attenuazione o filtraggio delle componenti ad alta frequenza. Di conseguenza, la configurazione del sistema di misura potrebbe influenzare in parte la stima delle GRF e delle grandezze dinamiche derivate. Eventuali errori nella misura o nell'applicazione delle forze esterne si propagano nel calcolo dei momenti articolari mediante dinamica inversa e, di conseguenza, nelle stime dei carichi articolari.

Un'ulteriore limitazione riguarda la stima del centro di pressione (CoP). Poiché il treadmill utilizzato non consentiva una misura diretta del CoP sulla superficie di corsa, il punto di applicazione della forza esterna è stato approssimato utilizzando i marker metatarsali del piede proiettati sul piano del treadmill.

Questa scelta semplifica il reale spostamento del CoP durante la fase di stance e non consente di ricostruirne la traiettoria dinamica lungo il piede. Tuttavia, l'utilizzo di punti di applicazione approssimati della forza esterna è una pratica comune negli studi di modellazione muscoloscheletrica, in quanto l'analisi di dinamica inversa richiede principalmente la conoscenza della forza esterna e del suo punto di applicazione sul segmento corporeo, mentre piccole variazioni nella posizione del CoP producono effetti relativamente limitati sulle stime dei momenti articolari prossimali. Per questo motivo, approcci semplificati o stimati per la determinazione delle forze di reazione al suolo e del CoP sono frequentemente adottati nelle simulazioni muscoloscheletriche quando misure dirette non sono disponibili.

L'ultima limitazione riguarda l'utilizzo della Static Optimization (SO) per la stima delle forze muscolari. Questo approccio, ampiamente utilizzato negli studi di modellazione muscoloscheletrica, risolve il problema della ridondanza muscolare determinando, istante per istante, una distribuzione di forze che soddisfa l'equilibrio dinamico imposto dalla cinematica e dalle forze esterne, minimizzando una funzione di costo legata alle attivazioni muscolari (Crowninshield & Brand, 1981).

Tuttavia, la formulazione classica della Static Optimization non include esplicitamente la dinamica di attivazione muscolare e semplifica il comportamento elastico dei tendini. In attività dinamiche come la corsa, tali semplificazioni possono influenzare in parte la stima delle forze muscolari, in particolare per muscoli caratterizzati da tendini lunghi ed elastici, come il complesso gastrocnemio-soleo. Ne deriva che le forze muscolari stimate (e il *timing* della loro attivazione) possono essere affette da bias, in particolare:

- possibile sottorappresentazione delle co-contrazioni e strategie neuromuscolari non strettamente richieste dal vincolo dinamico
- possibili differenze nel *timing* e nell'ampiezza dei flessori plantari (soleo/gastrocnemio) proprio nelle fasi in cui la componente elastica tendinea è più rilevante
- discrepanze tra profili EMG sperimentali e forze/attivazioni stimate.

In questo senso, approcci di ottimizzazione dinamica (che includono dinamica muscolare e tendinea) sono indicati in letteratura come alternative in grado di superare alcune limitazioni intrinseche della SO, pur a costo computazionale maggiore.

Nonostante queste limitazioni, la Static Optimization rimane uno strumento ampiamente adottato negli studi di biomeccanica del movimento e consente di ottenere stime coerenti delle forze muscolari a partire da dati cinematici e dinamici sperimentali (De Groot et al., 2016).

## Conclusioni

Questo lavoro ha analizzato la corsa su un treadmill prototipale a rigidità superficiale modulabile, con l'obiettivo di descrivere come velocità, pendenza e rigidità influenzino la risposta biomeccanica e neuromuscolare, integrando misure sperimentali (cinematica, GRF, EMG) e la modellazione muscoloscheletrica (IK, ID, SO, JRA) in OpenSim, e analizzando inferenzialmente le serie temporali tramite SPM1D.

I risultati indicano che gli effetti dei fattori sperimentali non si traducono in variazioni uniformi durante la stance, ma emergono in modo fase-dipendente, con coerenza complessiva tra il carico esterno (GRF), le richieste articolari (momenti) e le stime dei carichi interni (forze muscolari e carichi articolari), supportate dal confronto qualitativo con l'EMG.

La velocità si conferma il determinante principale dell'incremento delle richieste meccaniche e neuromuscolari: aumentando la velocità cresce l'intensità delle grandezze esterne e interne, con modifiche significative distribuite lungo buona parte della stance.

La pendenza induce una riorganizzazione del gesto: le differenze osservate suggeriscono che il sistema non risponde semplicemente aumentando il carico, ma adattando la strategia di produzione e di gestione delle forze in relazione al compito (corsa in salita).

L'aspetto più informativo dello studio riguarda la rigidità della superficie, che si comporta come una variabile capace di rimodulare selettivamente l'appoggio. In particolare, l'aumento della rigidità è associato a una riduzione di alcune grandezze nella fase terminale della stance (componenti della GRF verticale e del momento alla caviglia), accompagnata da una diminuzione delle stime di forza dei flessori plantari. Parallelamente, nella fase iniziale emergono segnali compatibili con un incremento della richiesta a livello del ginocchio (momento e carico verticale) e con un maggior contributo dei muscoli coinvolti nel controllo e nella stabilizzazione del segmento prossimale. Nel complesso, la rigidità non agisce come un fattore che aumenta o diminuisce globalmente il carico, ma tende a ridistribuire le richieste tra i distretti distale e prossimale in modo dipendente dalla fase dell'appoggio.

L'analisi ha inoltre evidenziato una modulazione dell'attività muscolare dipendente dall'interazione tra la velocità e le due condizioni analizzate. In particolare, per il retto femorale sono stati osservati cluster significativi nella seconda metà della stance, in cui l'attivazione aumenta con l'incremento della pendenza alla velocità di 8.3 km/h, mentre mostra una riduzione alla velocità più elevata (10.8 km/h). Questo comportamento può essere interpretato alla luce del ruolo biarticolare del muscolo, che contribuisce sia all'estensione del ginocchio sia alla flessione dell'anca. A velocità moderate, l'aumento della pendenza richiede una maggiore stabilizzazione dell'arto in appoggio e una preparazione più marcata della fase di swing, determinando quindi un incremento dell'attività del retto femorale nella fase finale della stance. Al contrario, alle velocità più elevate la produzione della propulsione è maggiormente affidata ai muscoli flessori plantari e agli estensori dell'anca, mentre una riduzione dell'attivazione del retto femorale può facilitare la transizione verso la flessione dell'anca nello swing e limitare gli effetti antagonisti a livello del ginocchio.

In modo complementare, l'attività del gastrocnemio laterale nella fase iniziale della stance (22-30%) mostra un'interazione tra velocità e rigidità: a 8.3 km/h l'attivazione aumenta con l'incremento della rigidità, suggerendo un maggiore coinvolgimento del muscolo nel controllo eccentrico della dorsiflessione della caviglia in presenza di un carico più rapido; al contrario, alla velocità più elevata, l'attivazione risulta maggiore nelle condizioni di minore rigidità, indicando un possibile aumento del contributo muscolare per compensare la maggiore deformazione del sistema e mantenere la rigidità dell'arto. Nel complesso, questi risultati suggeriscono una redistribuzione del contributo muscolare lungo l'arto inferiore in funzione delle condizioni di corsa, con un maggiore coinvolgimento dei flessori plantari nella gestione della propulsione e una maggiore rigidità del sistema alle velocità più elevate.

Questa lettura è rilevante anche sul piano applicativo: un treadmill a rigidità modulabile può essere interpretato come un sistema uomo-macchina in cui la superficie diventa un parametro di regolazione della strategia neuromeccanica.

In prospettiva, ciò apre scenari di personalizzazione dell'esercizio (allenamento o riabilitazione) e di progettazione di strategie di controllo della rigidità orientate a obiettivi biomeccanici specifici. Per l'utilizzatore, la rigidità può diventare un parametro pratico per caratterizzare la seduta di allenamento, insieme alla velocità e alla pendenza, scegliendo settaggi diversi in base all'obiettivo.

Ad esempio, una superficie più rigida potrebbe essere esplorata in lavori orientati alla reattività e alla rapidità di contatto (tipici di accelerazioni e scatti), mentre in altri contesti potrebbe essere impiegata per ridurre l'enfasi sul distretto caviglia-polpaccio quando si vuole gestire il carico (volume, periodi di sensibilità del tendine d'Achille o recupero). Viceversa, settaggi più cedevoli potrebbero essere utilizzati come variante per aumentare lo stimolo sulla componente propulsiva distale in sedute specifiche. Infine, in ambito di ritorno all'attività o di progressioni controllate, la rigidità potrebbe offrire un'ulteriore modalità per graduare lo stimolo, mantenendo costanti gli altri parametri di corsa.

I risultati vanno comunque interpretati tenendo conto di limiti noti. In primo luogo, l'analisi completa è stata condotta a livello intra-soggetto, e quindi non consente generalizzazioni sulla popolazione. In secondo luogo, la misura delle GRF attraverso la struttura del treadmill e la stima del punto di applicazione della forza, in assenza di CoP misurato, possono introdurre incertezze che si propagano nelle stime da dinamica inversa e nei carichi articolari. Infine, la Static Optimization (SO), pur fornendo stime utili e coerenti per l'interpretazione comparativa tra condizioni, non rappresenta esplicitamente la dinamica di attivazione e il comportamento tendineo: nei compiti dinamici, come la corsa, questo può influenzare soprattutto il timing e alcune stime muscolari (in particolare nel complesso gastrocnemio-soleo), motivo per cui l'integrazione con l'EMG rimane essenziale come vincolo qualitativo e come verifica di plausibilità.

Gli sviluppi futuri più naturali includono: estensione a più soggetti per stimare la variabilità interindividuale; acquisizione o ricostruzione più accurata del CoP (ad esempio tramite sistemi di pressione/strumentazione dedicata) e analisi di tutte le componenti delle GRF (non solo verticali), particolarmente rilevanti in salita; adozione di approcci muscolari più completi (ottimizzazione dinamica ed eventualmente EMG-informed) per ridurre le incertezze della SO nella corsa; l'esplorazione dell'effetto della rigidità su un range più ampio di condizioni (transizioni, fatica, velocità e pendenze aggiuntive) e sulla relazione tra strategia biomeccanica e indicatori di efficienza.

In conclusione, lo studio mostra che la velocità e la pendenza definiscono il regime globale della corsa sul treadmill, mentre la rigidità rappresenta una leva capace di modulare in modo mirato la risposta biomeccanica. La pipeline integrata proposta consente di leggere in maniera coerente, e su base quantitativa, come varia il legame tra carico esterno, richiesta articolare e contributo muscolare al variare delle condizioni sperimentali, ponendo le basi per analisi estese e per applicazioni orientate alla modulazione controllata della corsa su superfici adattive.

## Bibliografia

- Alexander, R. M. (1991). Energy-saving mechanisms in walking and running. *The Journal of Experimental Biology*, 160, 55–69. <https://doi.org/10.1242/jeb.160.1.55>
- Butler, R. J., Crowell, H. P. 3rd, & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(6), 511–517. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00071-8](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00071-8)
- Caekenberghe, I. V., Segers, V., Aerts, P., Willems, P., & De Clercq, D. (2013). Joint kinematics and kinetics of overground accelerated running versus running on an accelerated treadmill. *Journal of the Royal Society, Interface*, 10(84), 20130222. <https://doi.org/10.1098/rsif.2013.0222>
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M., & Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: Experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2), 90–100. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00046-1](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00046-1)
- Catelli, Danilo S.; Jonkers, Ilse; Lamontagne, Mario; Wesseling, Mariska. (s.d.). *High-Hip / High-Flexion Musculoskeletal Model* [Software]. SimTK. Recuperato 15 ottobre 2025, da <https://simtk.org/projects/high-hip-flex>
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397–406. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90033-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90033-0)
- Crowninshield, R. D., & Brand, R. A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14(11), 793–801. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90035-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90035-X)
- De Groote, F., Kinney, A. L., Rao, A. V., & Fregly, B. J. (2016). Evaluation of Direct Collocation Optimal Control Problem Formulations for Solving the Muscle Redundancy Problem. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(10), 2922–2936. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1591-9>
- di Prampero, P. E. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. *International Journal of Sports Medicine*, 7(2), 55–72. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025736>
- Dietz, V., Müller, R., & Colombo, G. (2002). Locomotor activity in spinal man: Significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain: A Journal of Neurology*, 125(Pt 12), 2626–2634. <https://doi.org/10.1093/brain/awf273>
- Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 267–273. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00170-5](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00170-5)

- Ferris, D. P., & Farley, C. T. (1997). Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 82(1), 15–22; discussion 13–14. <https://doi.org/10.1152/jappl.1997.82.1.15>
- Ferris, D. P., Liang, K., & Farley, C. T. (1999). Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics*, 32(8), 787–794. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00078-0](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00078-0)
- Ferris, D. P., Louie, M., & Farley, C. T. (1998). Running in the real world: Adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 265(1400), 989–994. <https://doi.org/10.1098/rspb.1998.0388>
- FREEEMG | Sistema EMG di superficie wireless | BTS Bioengineering*. (s.d.). BTS. Recuperato 26 febbraio 2026, da <https://www.btsbioengineering.com/it/products/freeemg/>
- Gottschall, J. S., & Kram, R. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of Biomechanics*, 38(3), 445–452. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.04.023>
- Hicks, J. L., Uchida, T. K., Seth, A., Rajagopal, A., & Delp, S. L. (2015). Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2), 020905. <https://doi.org/10.1115/1.4029304>
- Joint Reactions Analysis—OpenSim Documentation—OpenSim*. (s.d.). Recuperato 13 febbraio 2026, da <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089600/Joint+Reactions+Analysis>
- Kerdok, A. E., Biewener, A. A., McMahon, T. A., Weyand, P. G., & Herr, H. M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 92(2), 469–478. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01164.2000>
- Kramer, P. A., & Sylvester, A. D. (2013). Humans, geometric similarity and the Froude number: Is «“reasonably close”» really close enough? *Biology Open*, 2(2), 111–120. <https://doi.org/10.1242/bio.20122691>
- Kyröläinen, H., Belli, A., & Komi, P. V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1330–1337. <https://doi.org/10.1097/00005768-200108000-00014>
- Lu, T. W., & O’Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–134. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00158-4](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00158-4)

- McMahon, T. A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *International Society of Biomechanics*, 23, 65–78. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90042-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90042-2)
- Miller, J. R., Van Hooren, B., Bishop, C., Buckley, J. D., Willy, R. W., & Fuller, J. T. (2019). A Systematic Review and Meta-Analysis of Crossover Studies Comparing Physiological, Perceptual and Performance Measures Between Treadmill and Overground Running. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(5), 763–782. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01087-9>
- Morin, J. B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(2), 167–180. <https://doi.org/10.1123/jab.21.2.167>
- P-6000 | piattaforme di forza digitali | BTS Bioengineering. (s.d.). BTS. Recuperato 26 febbraio 2026, da <https://www.btsbioengineering.com/it/products/p-6000/>
- Pandy, M. G. (2001). Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3, 245–273. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.3.1.245>
- Robertson, D. Gordon E., Caldwell, Graham E., Hamill, Joseph, Kamen, Gary, & Whittlesey, Saunders N. (2013). *Research Methods in Biomechanics* (2<sup>a</sup> ed.). Human Kinetics.
- Roy, J.-P. R., & Stefanyshyn, D. J. (2006). Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(3), 562–569. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000193562.22001.e8>
- S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, & D. G. Thelen. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 34(7), 465–485. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434070-00005>
- Sloniger, M. A., Cureton, K. J., Prior, B. M., & Evans, E. M. (1997). Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. *Journal of Applied Physiology*, 83(6), 2073–2079. <https://doi.org/10.1152/jappl.1997.83.6.2073>
- SMART-DX. (s.d.). Ultramed S.r.l. - Leader nel settore delle apparecchiature elettromedicali. Recuperato 26 febbraio 2026, da <https://www.ultramedsrl.it/project/smart-dx/>
- Söderkvist, I., & Wedin, P.-Å. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1473–1477. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90098-Y](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90098-Y)

- Thelen, D. G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, *125*(1), 70–77. <https://doi.org/10.1115/1.1531112>
- Van Hooren, B., & Meijer, K. (2024). Dataset of running kinematics, kinetics and muscle activation at different speeds, surface gradients, cadences and with forward trunk lean. *Data in Brief*, *54*, 110312. <https://doi.org/10.1016/j.dib.2024.110312>
- Vernillo, G., Giandolini, M., Edwards, W. B., Morin, J.-B., Samozino, P., Horvais, N., & Millet, G. Y. (2017). Biomechanics and Physiology of Uphill and Downhill Running. *Sports Medicine*, *47*(4), 615–629. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0605-y>
- Willwacher, S., Fischer, K. M., Rohr, E., Trudeau, M. B., Hamill, J., & Brüggemann, G.-P. (2022). Surface Stiffness and Footwear Affect the Loading Stimulus for Lower Extremity Muscles When Running. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *36*(1). [https://journals.lww.com/nsca-jscr/fulltext/2022/01000/surface\\_stiffness\\_and\\_footwear\\_affect\\_the\\_loading.12.aspx](https://journals.lww.com/nsca-jscr/fulltext/2022/01000/surface_stiffness_and_footwear_affect_the_loading.12.aspx)
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4<sup>a</sup> ed.). John Wiley & Sons.
- Yokozawa, T., Fujii, N., & Ae, M. (2007). Muscle activities of the lower limb during level and uphill running. *Journal of Biomechanics*, *40*(15), 3467–3475. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.028>
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *26*(1), 23–28. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005>
- Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, *17*(4), 359–411.