

Università degli Studi di Genova
Facoltà di Medicina e Chirurgia

Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici
Campus Universitario di Savona

**IL DEFICIT DI MOBILITA' DELLA TIBIO-TARSICA: RUOLO
NELLA CATENA CINETICA DELL'ARTO INFERIORE.**

Relatore

Ft. OMT Alice Munari

Candidato

Ft. Gianmarco Verbana

Anno Accademico 2011/12

SOMMARIO

1. ABSTRACT	4
2. INTRODUZIONE	5
L'interdipendenza regionale	5
Inquadramento ed obiettivo della tesi	5
3. MATERIALI E METODI	7
4. RISULTATI	8
Descrizione del campione	10
Descrizione del cammino	11
Relazione con il piede	12
Relazione con il ginocchio	20
Relazione con l'anca	25
Relazione con il cingolo pelvico	28
Relazione con le forze di reazione dal terreno	29
Relazioni muscolari	32
Altri tipi di relazioni	36
5. DISCUSSIONE	39
Criticità degli studi	39
Risvolti clinici	41
6. CONCLUSIONI	44
7. KEY POINTS	45
8. BIBLIOGRAFIA	46
ALLEGATI	48
Le tabelle dei risultati degli studi inseriti nella revisione	48

1. ABSTRACT

Contesto: L'arto inferiore può essere considerato come un'unità funzionale. La ricerca della causa del dolore spesso si focalizza sul distretto in cui è presente l'impairment, mentre la causa sarebbe da ricercare altrove. Negli ultimi anni la ricerca di evidenze che dimostrino come un'articolazione possa essere collegata alle altre in maniera funzionale e biomeccanica sembra essere una nuova frontiera di ricerca. Questo concetto, valido anche per l'arto superiore, implica una valutazione focalizzata non soltanto sul sintomo riferito, ma soprattutto sull'impairment e sulla funzione, che può contribuire ad una risoluzione completa del problema.

Obiettivi: La tesi ha lo scopo di indagare se vi sono evidenze riguardanti la relazione tra la ridotta mobilità della caviglia e la corretta cinematica dei vari distretti dell'arto inferiore, e di evidenziare in che modo essa possa essere correlata alla riduzione della qualità del movimento dell'arto stesso.

Materiali e Metodi: la ricerca degli studi presenti è stata condotta attraverso il database Medline/Pubmed. I criteri di inclusione, coincidenti con i limiti imposti alla ricerca, sono stati: la disponibilità dell'abstract, le pubblicazioni consultabili in lingua inglese o italiana, gli studi effettuati su esseri umani. Si sono considerati articoli pubblicati dal 2002 ad oggi, mentre sono stati esclusi i Case Study.

Risultati: sono stati considerati 10 studi che rispettavano i vincoli metodologici. Non sono emerse evidenze univoche tra i vari articoli riguardo correlazioni tra un deficit articolare a livello del piede e la cinematica di tutto l'arto inferiore.

Conclusioni: la revisione non ha risposto al quesito data la variabilità dei *setting* sperimentali e la difficoltà nel reperire un campione di soggetti omogeneo. Uniformare questi parametri potrebbe essere una via in futuro per avere evidenze scientifiche e non solo spunti clinici.

2. INTRODUZIONE

L'interdipendenza regionale

Il tradizionale modello biomedico di malattia è stato sicuramente un passo in avanti nello sviluppo della medicina, ma mostra lacune nell'ambito della riabilitazione dei disordini muscolo-scheletrici. Infatti rimanda all'identificazione di un'etichetta diagnostica in riferimento alla quale procedere con il trattamento, senza risalire alla causa dei sintomi del paziente. Sulla base di questo difetto nasce il concetto di interdipendenza regionale, definito da Wainner^[1], come un modello che si focalizza prima di tutto sull'*impairment* presente in segmenti prossimali o distali alla sede del dolore, distinto dal fenomeno del dolore riferito. Infatti disturbi apparentemente non correlati in aree anatomiche lontane possono contribuire o essere associati alla causa dei sintomi del paziente. A livello clinico, un errore della pratica comune era quello di soffermarsi soltanto sulla sede dell'*impairment*. Quella rimane la prima area da valutare, ma non è sufficiente per avere un quadro completo. Ormai non si può più prescindere da una visione globale delle aree prossimali e distali in modo tale da poter individuare le priorità di intervento, soprattutto quando l'origine del problema è aspecifica e la dinamica poco chiara.

L'interdipendenza regionale è un modello tutto in divenire, che si sta diffondendo negli ultimi anni tra gli autori. In letteratura, però, non vi è ancora una terminologia comune che vada a raggruppare tutti quegli studi che analizzano l'influenza di un distretto sugli altri.

Le più argomentate fino ad ora sono state le correlazioni^[2] tra l'anca e dolori femororotulei^[2], gonartrosi^[3-5], e LBP^[6-9]. Questo fenomeno è stato studiato fino ad ora anche per il quadrante superiore: sono state riscontrate evidenze per connessioni tra un trattamento del tratto toracico superiore della colonna in pazienti con dolori e riduzione del movimento a livello cervicale^[10] e del cingolo scapolare^[11, 12].

Inquadramento ed obiettivo della tesi

In questo elaborato ci concentreremo su come il piede può influenzare le dinamiche dell'arto inferiore in toto per verificare se ci sono evidenze riguardo l'applicazione del modello di interdipendenza regionale partendo da una restrizione articolare della tibio-tarsica.

¹ LBP è l'acronimo di Low Back Pain: mal di schiena a livello lombare.

Il piede è l'unità funzionale che garantisce il contatto di tutto il corpo con il terreno, è un complesso meccanismo capace di fungere sia da adattatore durante la fase di impatto con il terreno sia da braccio di leva rigido durante la fase di propulsione. In una situazione statica o dinamica il suo appoggio condiziona inevitabilmente anche i distretti superiori. La catena cinetica di tutto l'arto inferiore ne sarà quindi condizionata.

Uno studio che rappresenta dove è focalizzata la nostra attenzione è quello di Brantingham^[13], che mostra evidenze significative tra una diminuzione del ROM² articolare di caviglia e mal di schiena cronico. Altri studi, invece, hanno spiegato meccanismi di interdipendenza tra le diverse articolazioni del piede stesso. È emerso che il I°, II° e V° metatarsale hanno un aumento significativo di mobilità passando dalla flessione dorsale di caviglia a quella plantare sul piano sagittale quando il calcagno è in eversione^[14]. Un altro lavoro ha evidenziato, invece, che la flessibilità della prima metacarpo-falangea distale da seduto è maggiore in soggetti con un arco plantare ridotto, mentre in stazione eretta è maggiore in soggetti con un arco plantare fisiologico. Inoltre gli individui con un arco plantare ridotto sostengono in maniera più ampia il picco di pressione del secondo metatarso rispetto ad individui con un normale o più alto arco plantare^[15]. Parlando di arco del piede, alcuni autori si sono concentrati nell'individuare correlazioni tra i vari movimenti articolari del piede in soggetti con diversa ampiezza di arco plantare. Barnes et al.^[16] hanno visto che, durante la corsa, soggetti con un arco più alto hanno una maggiore escursione dell'avampiede in abduzione rispetto a quelli con un'arcata plantare più bassa. Wilken et al.^[17] hanno evidenziato una correlazione tra l'arco plantare ed il movimento accoppiato di eversione del calcagno ed abduzione del piede durante l'appoggio.

Quello descritto sopra è un po' il panorama generale sugli attuali studi riguardo l'interdipendenza regionale a livello del piede. Nei nostri risultati non ci soffermeremo su studi che abbiano soltanto correlazioni di tipo strutturale all'interno del piede stesso, ma questa tesi ha lo scopo di indagare nello specifico se vi sono evidenze riguardanti la relazione tra la ridotta mobilità della caviglia e la corretta cinematica dei vari distretti dell'arto inferiore. Vedremo che le connessioni tra le limitazioni articolari a livello della caviglia e l'arto inferiore possono essere di natura molteplice: influiscono sull'attività muscolare, sui momenti di forza, così come sul ROM di ginocchio, anca e pelvi e nei riguardi della distribuzione della forza di reazione del terreno.

² ROM è l'acronimo di Range Of Motion: ampiezza del movimento articolare.

3. MATERIALI E METODI

La ricerca degli studi presenti è stata condotta attraverso il database Medline/Pubmed. I full text degli articoli sono stati recuperati utilizzando il database SBA dell'Università degli Studi di Genova o contattando direttamente gli autori.

Le parole chiave utilizzate sono state: range of motion, ankle joint, feet, lower extremities, hip, knee, pelvic.

La ricerca è stata limitata ai soli record provvisti di abstract in lingua inglese e su esseri umani. Non sono stati considerati articoli antecedenti all'anno 2002 ed i cases studies.

Il titolo di ogni studio è stato revisionato per valutarne pertinenza allo scopo di questo elaborato. Gli abstract di ogni studio potenzialmente pertinente sono stati ulteriormente revisionati prima di ottenere la copia full text dell'articolo per la revisione finale.

Dopo aver individuato gli articoli inerenti, sono stati estrapolati dalle loro bibliografie altri studi correlati di maggior pertinenza.

Sono stati inclusi gli articoli che descrivono aspetti di biomeccanica del piede in relazione al movimento di tutto l'arto inferiore, in situazioni dinamiche come cammino, salita o discesa da scale, gesti specifici come il salto o lo squat, oppure in situazioni statiche di stazione eretta.

Sono stati esclusi articoli con gruppi di popolazione affetti da una particolare patologia, con soggetti le cui limitazioni articolari del piede erano determinate da ortesi o bendaggi oppure correlazioni determinate da disfunzioni dell'arco plantare piuttosto che rigidità della tibio-tarsica.

4. RISULTATI

La ricerca bibliografica ha individuato 382 articoli, di cui 351 esclusi dopo lettura del titolo e dell'abstract perché non pertinenti ai criteri di inclusione, e poiché antecedenti all'anno 2002.

Dei restanti 31 articoli è stato letto il full text e 6 hanno soddisfatto i criteri di inclusione (Tabella 1), con l'esclusione dei cases studies. Sono stati inseriti 4 articoli (Tabella 2) non presenti nella ricerca bibliografica, ma presenti fra gli articoli correlati e che, dopo la lettura del full text, sono risultati di buona rilevanza per l'obiettivo dell'elaborato.

DIAGRAMMA DI FLUSSO

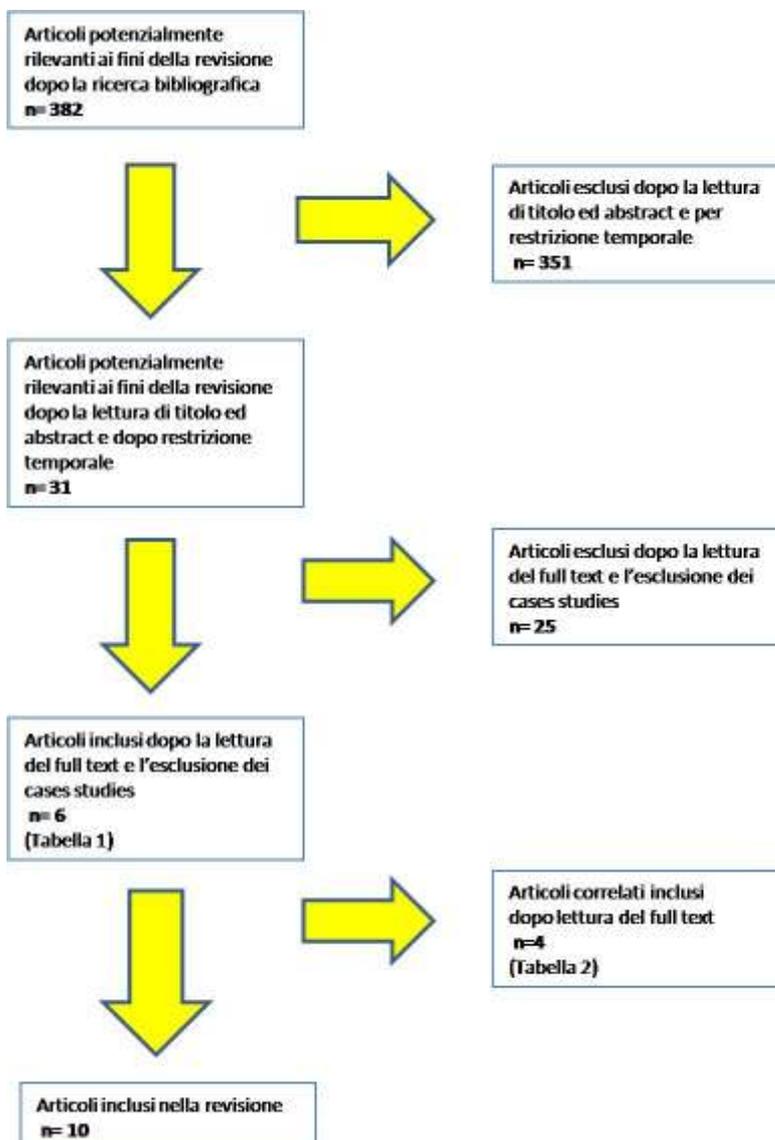


Figura 1. Procedimento di selezione degli articoli utilizzati nella ricerca

TITOLO	AUTORI	ANNO	TIPO DI STUDIO	OBIETTIVO
The Effects of Ankle Restriction on the Multi-Joint Coordination of Vertical Jumping.	Arakawa H, Nagano A, Hay DC, Kanehisa H.	2012	Cross sectional	Valutare l'effetto di una restrizione articolare di caviglia durante un salto verticale
Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat.	Macrum E, Bell DR, Boling M, Lewek M, Padua D.	2012	Cross-sectional	Indagare l'effetto di una limitazione della caviglia su parametri articolari, muscolari e di forze di reazione durante lo squat.
The effects of railroad ballast surface and slope on rearfoot motion in walking.	Kwon YH, Hutcheson L, Casebolt JB, Ryu JH, Singhal K.	2012	Studio descrittivo	Indagare se una superficie pendente (5 o 10 mm trasversali) e sconnessa influisca sui parametri del cammino e del retro piede
Tibialis anterior muscle fatigue leads to changes in tibial axial acceleration after impact when ankle dorsiflexion angles are visually controlled.	Duquette AM, Andrews DM.	2010	Studio descrittivo	Comparare la risposta tibiale quando il tibiale anteriore è affaticato o non affaticato, ad un determinato angolo di flessione dorsale di caviglia
Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics	Fong CM, Blackburn JT, Norcross MF, McGrath M, Padua DA.	2011	Studio descrittivo di laboratorio	Verificare se durante l'appoggio del piede vi sono delle correlazioni tra il ROM della tibio-tarsica e gli aspetti biomeccanici dell'arto inferiore.
High- and low-ankle flexibility and motor task performance. Gait Posture.	Moseley AM, Crosbie J, Adams R.	2003	Cross sectional	Investigare l'influenza di una ridotta flessibilità passiva in flessione dorsale sulla cinematica e sul movimento in tre diverse situazioni.

Tabella 1: articoli selezionati presenti nella stringa di ricerca

TITOLO	AUTORI	ANNO	TIPO DI STUDIO	OBIETTIVO
Gait dynamics on a cross-slope walking surface.	Dixon PC, Pearsall DJ.	2010	Studio descrittivo	Determinare l'effetto di una superficie inclinata trasversalmente sulla dinamica del cammino
The influence of foot position on body dynamics	Maria K. Lebiedowska, Todd M. Wentz, Michelle Dufour.	2009	Studio descrittivo	Determinare se l'appoggio del piede influenza la dinamica del corpo umano e quale forza di reazione dal terreno riflette la risposta dell'intero corpo.
Gait dynamics on an inclined walkway	Andrew Stuart McIntosh, Karen T. Beatty, Leanne N. Dwan, Deborah R. Vickers.	2006	Studio descrittivo	Quantificare e descrivere la biomeccanica del cammino su una superficie inclinata
Effect of hyperpronation on pelvic alignment in a standing position	Sam Khamis, Ziva Yzhar	2007	Studio descrittivo	Verificare le influenze sull'arto inferiore a diversi gradi di pronazione del piede in posizione statica.

Tabella 2: articoli correlati in bibliografia agli studi selezionati

Descrizione del campione

La somma dei soggetti partecipanti ai dieci studi analizzati è di 195, divisi in 114 uomini e 81 donne. In nessuno caso gli ammessi agli studi presentavano dolori, patologie o disfunzioni muscolo-scheletriche.

Descrizione del cammino

Prima di passare in rassegna i risultati del dettaglio, è opportuno avere presente le diverse fasi del cammino (Figura 2), poiché cinque studi^[18-22] analizzano le conseguenze biomeccaniche durante il ciclo del cammino.

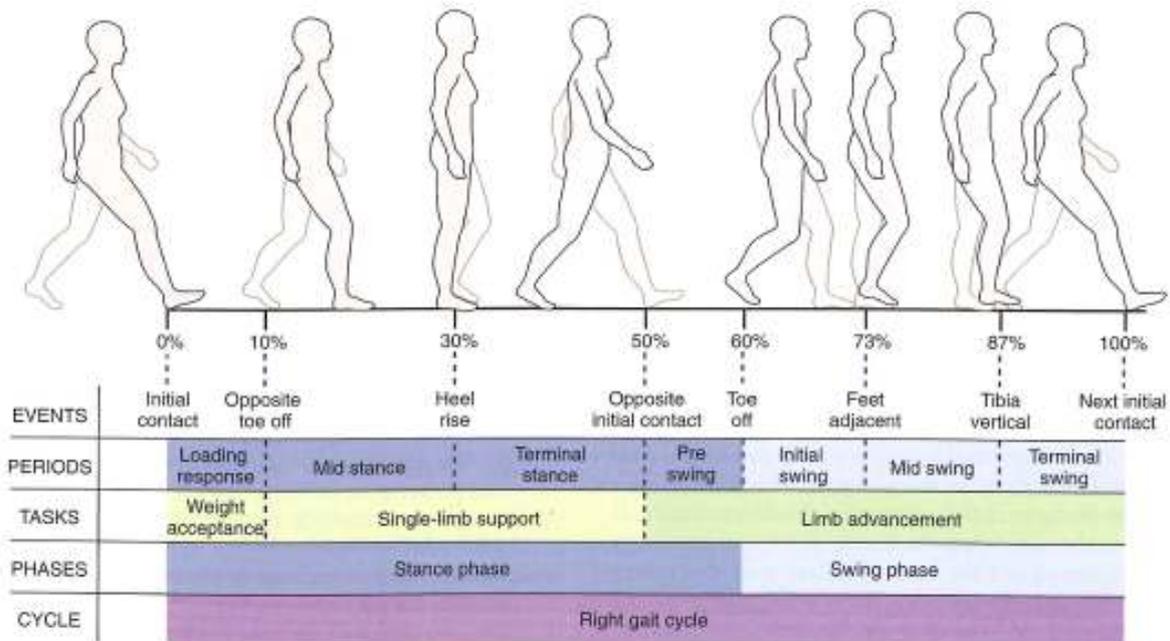


Figura 2. Immagine tratta da: D.A. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System* Evolve. Mosby, U.S.A., 2002

Il primo contatto del piede con il terreno è rappresentato dall'“*initial contact*” allo 0% del ciclo, negli studi presentati sarà spesso denominato “*heel strike*”. Da questo momento inizia la fase di “*stance*” che corrisponde al 60% di tutto il ciclo e termina con il “*toe off*”, la fase di stacco delle dita, anticipata dalla “*heel lift*”, il momento di stacco del tallone quando le dita sono ancora appoggiate.

La seconda parte del ciclo del cammino è quella di “*swing*”, che indica letteralmente la fase di volo, quando l'arto inferiore è a contatto con il terreno.

Sia la fase di *stance* che quella di *swing* sono ulteriormente suddivise in altrettante tre parti: iniziale, media e finale.

Lo “*stride*” è considerato, infine, la somma della fase di *stance* e quello di *swing*.

Relazione con il piede

Per quanto riguarda le correlazioni tra un deficit articolare a livello del piede ed aspetti biomeccanici e dinamici del piede stesso, sono stati analizzati sei studi.

Moseley et al.^[18] hanno osservato l'influenza di una ridotta flessibilità passiva in flessione dorsale sulla cinematica del movimento durante il passaggio dalla stazione seduta a quella eretta, il cammino e la discesa dalle scale. Per lo studio sono stati reclutati 300 soggetti sani, tra i 15 ed i 34 anni, per i quali l'angolo passivo di flessione dorsale prodotto da 12Nm di momento esterno era di $18,1^\circ (\pm 6,9^\circ)$. Da questo insieme, sono stati creati due sottogruppi di uomini in base al ROM in flessione dorsale. Nel gruppo "*flexible*" sono stati compresi soggetti che avessero un'escursione maggiore o uguale a 25° . Nel gruppo "*inflexible*", sono stati inseriti soggetti che avessero un'articolari  minore o uguale a $11,2^\circ$. I 142 maschi che hanno dato il consenso sono stati classificati secondo il loro angolo di flessione dorsale. I soggetti con la pi  ampia articolari  sono stati abbinati secondo altezza (entro 3cm) e massa (entro 6kg) con i soggetti della categoria "*inflexible*". I soggetti, invece, con la minor articolari  sono stati abbinati al gruppo "*flexible*". La selezione   continuata tra i due gruppi fino a quando non sono stati scelti 9 partecipanti per gruppo con le caratteristiche antropometriche mostrare in Tabella 3.

	Inflexible group	Flexible group
Age (years)	23.4 ± 4.6	23.3 ± 5.1
Height (cm)	176.0 ± 5.2	176.9 ± 5.2
Mass (kg)	76.0 ± 11.5	75.0 ± 11.7
Passive DF angle ($^\circ$)	7.4 ± 3.1	24.8 ± 8.7

Tabella 3 – caratteristiche dei soggetti partecipanti allo studio

L'angolo di flessione dorsale di caviglia   stato misurato attraverso due modalit : la prima quantificata tramite l'applicazione di un momento esterno di 12Nm, la seconda prevedeva un soggetto posizionato supino con il ginocchio esteso e la tibia orizzontale con l'utilizzo di una piattaforma per ruotare manualmente il piede per 20 secondi e produrre uno *stretching* sinusoidale con una frequenza di 0,5Hz, con un'ampiezza di 40° ed una velocit  media di $40^\circ/s$. La misurazione del picco di flessione dorsale   stata fermata quando il soggetto percepiva la prima sensazione di tensione al piede o al polpaccio. L'assenza di contrazione muscolare da parte dei soggetti partecipanti   stata verificata tramite il posizionamento di una superficie elettromiografica

sui muscoli gastrocnemio e tibiale anteriore.

I partecipanti sono stati sottoposti a sei ripetizioni per ogni prova. La discesa delle scale è stata eseguita da tutti per prima, poi in modo casuale il cammino e l'alzarsi da una sedia. Quest'ultima prova è stata eseguita secondo la seguente posizione di partenza e modalità di esecuzione. È stato usato un seggiolino non imbottito con l'altezza adattata perfettamente alla lunghezza della gamba di ciascun soggetto. Il piede era posizionato a 10° di flessione dorsale di caviglia ed i malleoli mediali dei due piedi erano distanti 15cm, il tronco in posizione verticale e le braccia incrociate al petto (tenendo i gomiti vicini al tronco). La fase di estensione del gesto è stata definita come il periodo che va da quando le tibie perdono contatto con la sedia fino alla fine del movimento, quando la velocità orizzontale rilevata dal *marker* posizionato sul grande trocantere è minore o uguale a 0,1 m/s per almeno tre prove consecutive.

Gli autori hanno misurato le forze di reazione usando due piattaforme di forza. Per la prova in cui i soggetti dovevano alzarsi dalla sedia e del cammino è stata posizionata sul terreno, mentre per la discesa della scale la piattaforma è stata fissata sul secondo gradino (Figura 3).

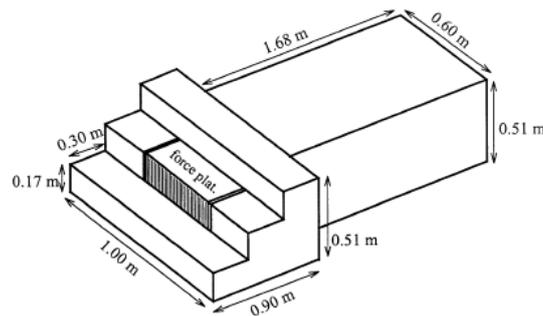


Figura 3 - Il setting sperimentale per la prova della discesa dalle scale, la piattaforma di forza è sul secondo gradino

Ai soggetti sono stati applicati alcuni *markers* (diametro di 20 o 40 mm) sull'arto sinistro: sulla testa del V° metatarsale, sul tallone, 6 cm sopra il malleolo laterale, 6cm sotto a testa del perone, 6 cm sopra il condilo laterale del femore, 1/3 della lunghezza del femore sotto il grande trocantere, sulla spina iliaca antero-superiore, sulla spina iliaca postero-superiore e (solo per la prova dell'alzarsi da una sedia) sul processo acromiale.

L'analisi statistica ha evidenziato che la cinematica del piede è differente tra i due gruppi soltanto nella discesa delle scale, infatti, durante la fase di *stance*, i soggetti del gruppo "*inflexible*" anticipano la *heel lift* e, di conseguenza, il centro di pressione è posizionato anteriormente alla testa del V° metatarsale. Non sono, invece, emerse differenze significative per quanto riguarda le altre due prove (Figura 4).

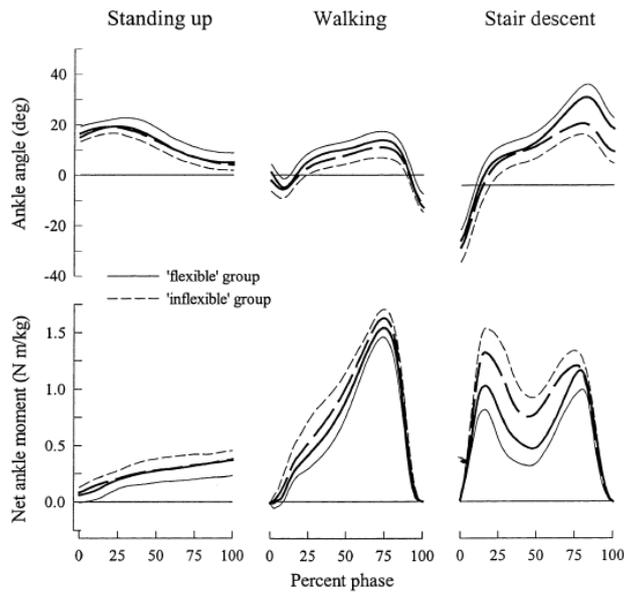


Figura 4 – I grafici mostrano i risultati (linea spessa) con una deviazione standard (linea sottile, sopra o sotto), per l'articolari della caviglia ed il suo momento articolare durante la fase di estensione per l'alzarsi dalla sedia e la fase di stance per cammino e discesa dalla scale

Come si può notare dal grafico sottostante (Figura 5, riquadro giallo), il gruppo di soggetti "inflexible" nella prima metà della fase di *stance*, produce un maggiore momento estensorio a livello del piede.

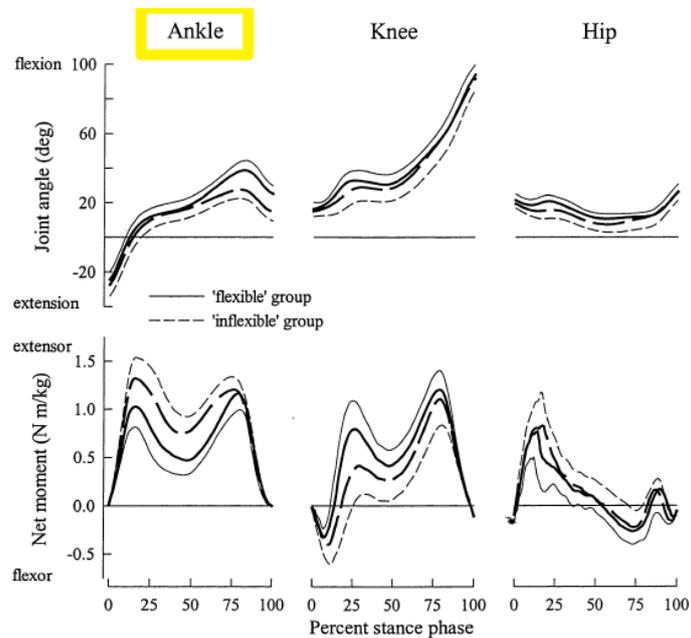


Figura 5 - I grafici mostrano i risultati (linea spessa) con una deviazione standard (linea sottile, sopra o sotto), per il piede, il ginocchio e l'anca ed i momenti articolari durante la fase di stance di discesa dalla scale.

Dixon et al.^[19] hanno reclutato 10 soggetti maschi, senza anamnesi di anomalie del cammino, con caratteristiche antropometriche precise (età $22,6 \pm 3,1$ anni; altezza $181,7 \pm 6,5$ cm; massa $76,8 \pm 8,2$ kg; lunghezza arto inferiore destro $96 \pm 3,8$ cm; lunghezza arto inferiore sinistro $95,8 \pm 3,9$ cm),

con lo scopo di determinare l'effetto di una superficie inclinata trasversalmente sulla dinamica del cammino. Il modello utilizzato è rappresentato sotto (Figura 6): la lunghezza è di 6,91m, la larghezza di 1,21m ed i gradi di inclinazione possono variare tra 0 e 6. Il setting è costituito da quattro pannelli: due per le piattaforme di forza, posizionate in modo tale che possano registrare due passi consecutivi, e due per il cammino, separate da un piccolo gradino di 0,5cm per eliminare la conseguenza della vibrazione dopo il contatto del piede.

I partecipanti, dopo aver familiarizzato con i diversi livelli di pedane, hanno iniziato la prova con una velocità a piacimento (media di 1,3m/s per ciascuna condizione).

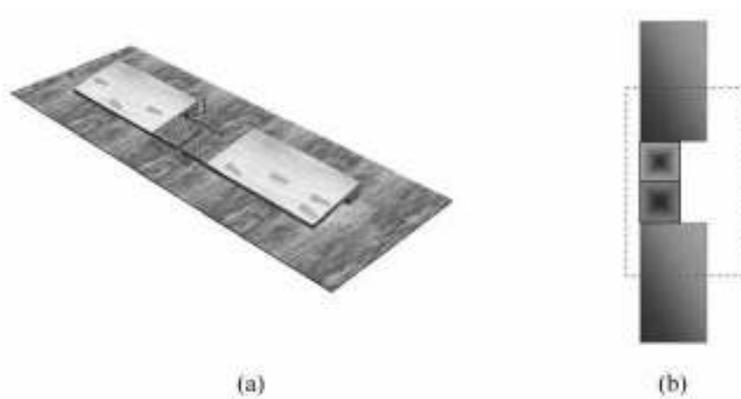


Figura 6 – A sinistra (a) la piattaforma del cammino inclinata trasversalmente con inclusi i piatti di forza, le impronte indicano la direzione dei passi. A destra (b) la vista dall'alto con le linee tratteggiate che mostrano l'area catturata approssimata

I risultati ottenuti (Figura 7) mostrano che l'arto US (*up-slope*³) riporta un maggiore angolo di flessione dorsale durante la fase di *stance*. L'arto DS (*down-slope*⁴) aumenta la flessione plantare al *toe off*, riducendo la flessione dorsale durante lo *stance*. Sul piano frontale, il piede US diminuisce l'inversione durante l'*heel strike* ed il *toe off*, mentre quello DS mostra un aumento di inversione durante l'*heel strike*.

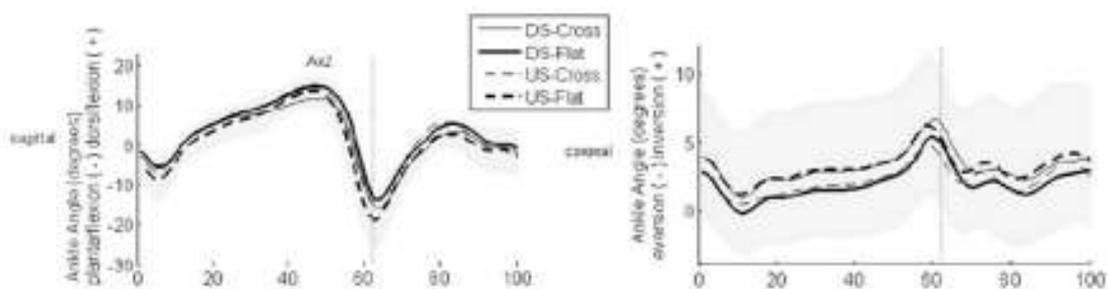


Figura 7 – I grafici mostrano i gradi di movimento della caviglia durante il ciclo del cammino. A sinistra il piano sagittale, a destra quello frontale. L'area grigia costituisce la deviazione standard dell'arto US. La linea verticale costituisce approssimativamente il momento del *toe off*

³ Up slope (US): indica l'arto che sta sopra sul piano inclinato trasversalmente.

⁴ Down slope (DS): indica l'arto che sta più in basso sul piano inclinato trasversalmente

Aumenta anche il momento dei muscoli eversori dell'arto US sulla superficie inclinata durante il primo picco massimo e quello minimo (Figura 8).

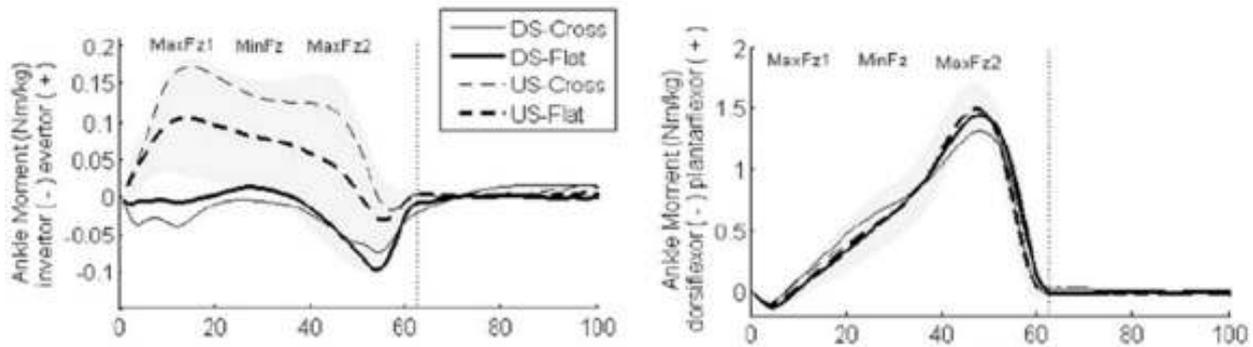


Figura 8 – Il grafico mostra i risultato del momento articolare a livello del piede. L'area grigia costituisce la deviazione standard dell'arto US. La linea verticale costituisce approssimativamente il momento del *toe off*

Kwon et al.^[20] hanno invece studiato se una superficie pendente e sconnessa può influire sui parametri del cammino e del retropiede. Sono stati scelti 20 soggetti volontari, 15 uomini e 5 donne (età $40,8 \pm 12$ anni; altezza $170,8 \pm 9,5$ cm; massa $89 \pm 19,5$ kg), con il piede destro dominante, secondo i seguenti criteri: nessuna precedente esperienza in studi con questo tipo di superfici, familiarità con il lavoro manuale, esperienza di cammino nella calzatura assegnata, assenza di infortuni agli arti inferiori e di altre condizioni cliniche alterate degli apparati neurologico, cardiovascolare, neuromuscolare e vestibolare. Il totale di sei situazioni di superficie e pendenza è scaturito da due diverse condizioni (terreno solido o sconnesso) e da sei differenti gradi di inclinazioni trasversali (0° , 5° , 10° ed i corrispettivi in negativo).

Ai partecipanti è stato dato il tempo sufficiente per provare la calzatura (tipica di lavoratori in ferrovia con punta rinforzata in acciaio, stringhe ed un minimo collo alto 15,2cm dal terreno) e testare i due percorsi di prova (Figura 9). Sono stati applicati 21 *markers* ai soggetti: 3 all'altezza di sacro e spine iliache antero-superiore e poi 9 per ogni arto inferiore (coscia laterale, epicondilo mediale e laterale del ginocchio, laterale alla gamba, malleolo mediale e laterale, punta della dita e tallone). I partecipanti hanno camminato in entrambe le direzioni in modo tale da non avere sempre un arto più in alto ed uno più in basso.



Figura 9 - La condizione di terreno sconnesso inclinabile riprodotta nello studio

Ai fini della revisione, il risultato ottenuto, partendo da una situazione di pendenza solida ed inclinata, è la generazione di una maggiore escursione del retro piede in inversione/eversione rispetto ad una superficie piatta e solida.

Un ulteriore studio a riguardo è quello realizzato da McIntosh et al.^[21] che hanno valutato 11 soggetti maschi (età $22,4 \pm 3$ anni; altezza $178,6 \pm 6$ cm; massa $76,9 \pm 8,2$ kg; lunghezza arto inferiore $93,5 \pm 3,7$ cm) senza disordini muscolo-scheletrici o disabilità, con l'obiettivo di quantificare e descrivere la biomeccanica del cammino su una superficie inclinata. La piattaforma di prova era lunga 7 metri con un'area di 3 metri orizzontale alle due estremità. Le rilevazioni sono state fatte ad angoli di inclinazione (positivi in salita e negativi in discesa) di 0° , 5° , 8° , 10° . I soggetti camminavano a piedi nudi con alcuni *markers* posizionati a livello di: sterno, spine iliache antero-superiori, coscia, ginocchio, tibia, malleolo laterale e base metatarsale.

Analizzando i risultati (Figura 10), aumenta la flessione dorsale della tibio-tarsica nella prima metà del ciclo del cammino e quella plantare durante il *toe off* con l'incremento dell'inclinazione da 0° a 10° . Camminando in discesa, la flessione plantare diminuisce proporzionalmente all'angolo di inclinazione, da -13° a 0° . La flessione dorsale aumenta, invece, durante la fase di *swing* in salita passando da 5° a 9° .

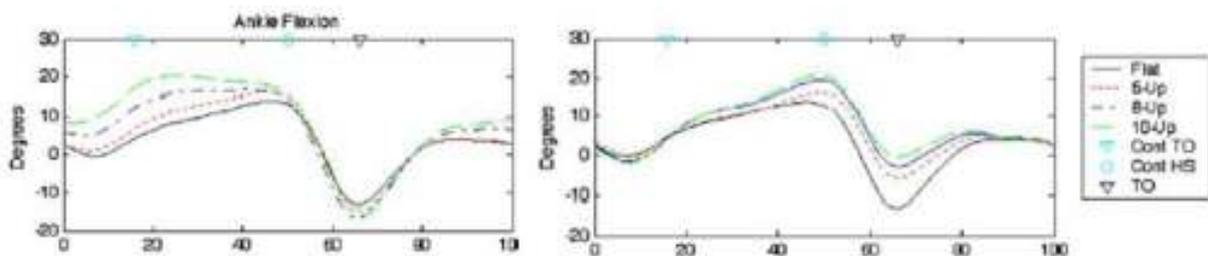


Figura 10 – Il grafico indica l'andamento del ROM in flessione dorsale e plantare durante le varie fasi del cammino in salita (a sinistra), in discesa (a destra)

Le evidenze più significative in merito a correlazioni con il piede sono emerse in relazione alla flessione dorsale di caviglia durante l'*heel strike* passando da un'inclinazione in salita da 5° a 8°, per la flessione dorsale (in tutte le variazioni angolari di inclinazione) e per la flessione plantare (soltanto per ogni inclinazione in salita della piattaforma) durante lo *stance*.

Il momento articolare (Figura 11) in flessione plantare ha un solo picco al 48% del ciclo del cammino con la piattaforma orizzontale o in salita, mentre i picchi diventano due (16-18% e 48% del ciclo del cammino) con le inclinazioni negative.

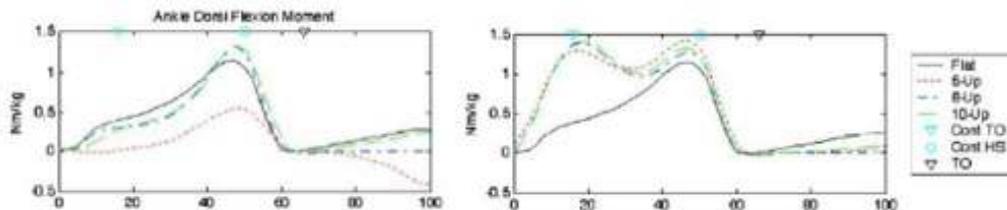


Figura 11 – Il grafico mostra il momento articolare a livello del piede (valori positivi sono la flessione plantare) in salita (a sinistra), in discesa (a destra)

Vi sono inoltre due diversi momenti in cui è stata misurata la potenza articolare (Figura 12), il primo (AP1) a 14-16% del ciclo del cammino, solo per il tratto inclinato in discesa, il secondo (AP2) a 52-54% del ciclo per tutte le condizioni. L'AP1 aumenta dai -0,51W/kg della piattaforma orizzontale ai -2,5W/kg di quella inclinata a -10°, con il maggior aumento nei primi 5°. L'AP2 diminuisce lentamente in discesa ed aumenta nelle inclinazioni in salita da 2,31W/kg a 3,58 W/kg (con l'inclinazione di -10°).

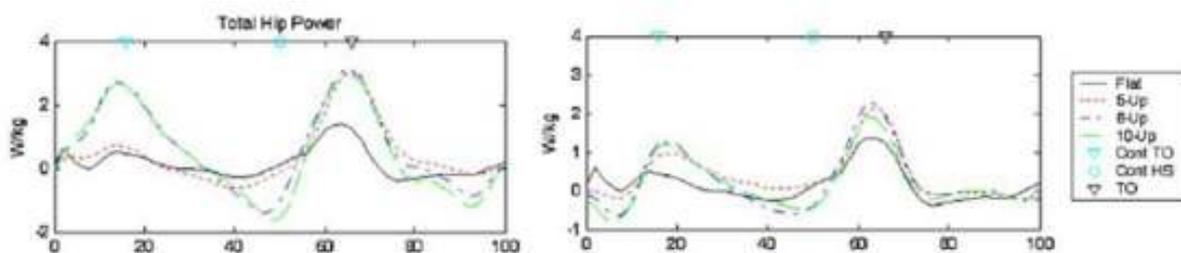


Figura 12 – I grafici mostrano i risultati della potenza articolare a livello del piede (salita a sinistra, discesa a destra)

Lo studio condotto da Khamis et al.^[23] ha elaborato una situazione sperimentale statica (Figura 13) per verificare le influenze sull'arto inferiore a diversi gradi di pronazione del piede (10°, 15° e 20°). Il campione partecipante allo studio era composto da 35 soggetti (15 uomini e 20 donne), senza storia di problematiche muscolo-scheletriche, di età compresa tra 23 e 33 anni, con un peso variabile tra 50 e 91 kg ed un'altezza tra 155 e 185cm. I criteri di esclusione sono stati i seguenti: mobilità dell'articolazione sotto-astragalica minore di 6,6°, dismetria agli arti inferiori maggiore di

5mm ed allineamento errato del piede (piatto-valgo o piatto-varo). Per registrare le variazioni articolari sono stati posizionati alcuni *markers* a livello di bacino, femore, tibia e piede. Ad ogni soggetto è stato chiesto di stare in piedi sulla pedana per 10 secondi per adattarsi alla superficie e nei successivi 10 secondi sono state catturate le immagini da otto telecamere. Questo procedimento è stato ripetuto 3 volte per ciascun soggetto.



Figura 13 - Uno dei tre tipi di tavola inclinata di legno (58cm x 58cm), utilizzata nello studio

Le situazioni studiate hanno riscontrato che l'eversione di calcagno ha un aumento significativo che va di pari passo con l'angolo di inclinazione, raggiungendo un aumento di $7,06^\circ$ a sinistra e $5,94^\circ$ a destra quando il piano è inclinato trasversalmente di 20° .

Un ultimo studio sulla correlazione tra un deficit articolare a livello del piede ed il piede stesso è quello di Arakawa et al.^[24] che hanno valutato gli effetti di una restrizione a livello delle tibio-tarsica durante un salto verticale. Hanno reclutato 8 soggetti (età $24,1 \pm 4,1$ anni; altezza $1,722 \pm 0,069$ m; massa $64,4 \pm 9,7$ kg; altezza salto verticale $0,292 \pm 0,035$ m). L'altezza del salto verticale è stata calcolata dal momento di stacco delle dita. I partecipanti sono stati sottoposti a due tipi di prove: un normale salto verticale a piedi nudi ed un altro in una situazione di restrizione di movimento del piede. Il salto doveva essere effettuato il più alto possibile senza utilizzare un contro movimento e con entrambe le mani sulle creste iliache. La restrizione di movimento a livello del piede è stata creata tramite la modifica di sandali in gomma (Figura 14), tagliati medio-lateralmente partendo da una distanza di 8cm dal malleolo laterale. Indossandoli i soggetti dovevano avere soltanto un appoggio sul tallone senza le dita, in modo tale da rendere trascurabile il momento articolare del piede perché le forze di reazione del terreno sono generate in linea con il centro dell'articolazione. Con le calzature, il ROM di movimento risultava essere di 15° .

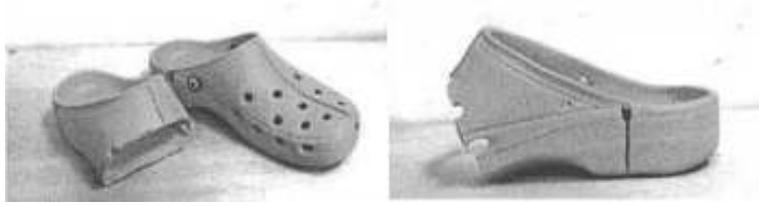


Figura 14 – Le calzature utilizzate per il salto con restrizione di movimento

I soggetti hanno provato 5 volte le due condizioni, con 2 minuti di pausa tra una sessione e l'altra. I salti sono stati registrati da sei videocamere 3D attraverso *markers* di 20mm di diametro così posizionati bilateralmente: spalla, anca, ginocchio, caviglia e dita dei piedi.

Il gruppo con una restrizione articolare ha evidenziato una diminuzione del massimo angolo di flessione dorsale di caviglia ed una riduzione della massima potenza del 2% (Figura 15) durante il salto.

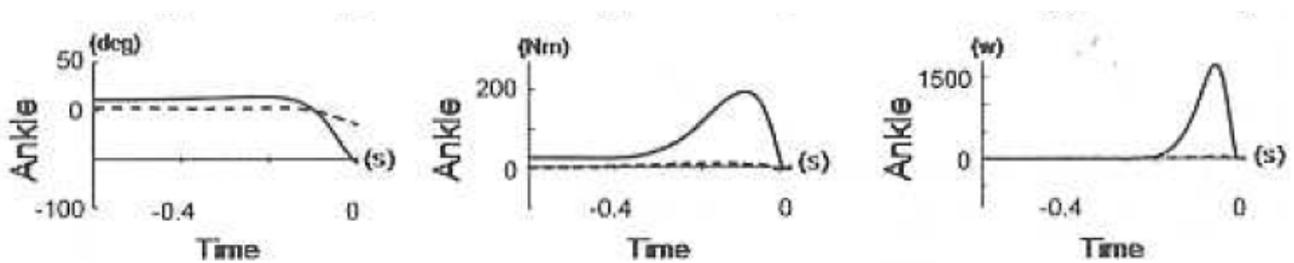


Figura 15 - I grafici mostrano i risultati dello studio per l'articolazione della caviglia (linea continua: ROM normale; linea tratteggiata: restrizione ROM caviglia). Da sinistra a destra i gradi articolari, il momento articolare e la potenza articolare. (*Take off*⁵ = 0)

Relazione con il ginocchio

Per quanto concerne le correlazioni tra un deficit articolare del piede ed il ginocchio sono sette gli studi selezionati.

Il primo è quello di Moseley et al.^[18] nel quale è emerso che i soggetti del gruppo "*inflexible*", nella prima metà della fase di *stance* nella discesa, producono un minor momento estensorio nell'articolazione del ginocchio. Mentre non sono risultate differenze significative tra i due gruppi di soggetti per quanto riguarda l'ampiezza articolare (Figura 16, riquadro giallo).

⁵ Take off: letteralmente decollo, indica la fase di stacco dalla pedana per iniziare la fase di volo del salto dopo il carico

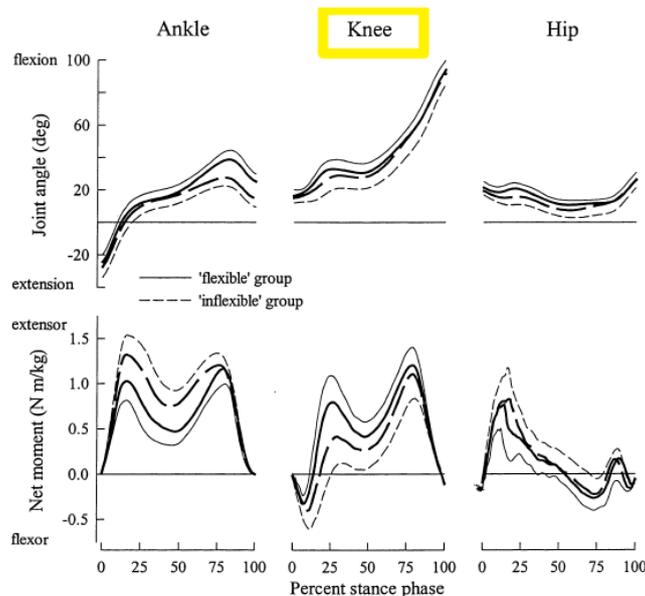


Figura 16 - I grafici mostrano i risultati (linea spessa) con una deviazione standard (linea sottile, sopra o sotto), per il piede, il ginocchio e l'anca ed i momenti articolari durante la fase di stance di discesa dalla scale

Nella ricerca di Khamis^[23], un aumento significativo nella rotazione interna di tibia (4,95° a sinistra e 4,75° a destra) si è verificato già a partire da un angolo di inclinazione della superficie di sperimentazione di 10°.

Analizzando ancora i risultati del lavoro di Dixon et al.^[19], si è visto un aumento di flessione di ginocchio (US) durante la *heel strike*, mentre i momenti di reazione articolare sul piano sagittale sono risultati modificati soltanto per il ginocchio dell'arto US durante la deambulazione sulla superficie inclinata, in particolare si è verificata una diminuzione di quello flessorio nelle fase terminale di *stance* (Figura 17).

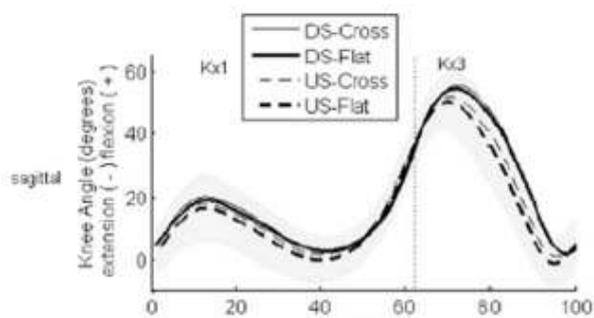


Figura 17 - Il grafico mostra i gradi di movimento del ginocchio durante il ciclo del cammino. L'area grigia costituisce la deviazione standard dell'arto US. La linea verticale costituisce approssimativamente il momento del *toe off*. Sul piano sagittale l'unico cambiamento significativo è stato la diminuzione del momento flessorio, al secondo picco, a livello del ginocchio dell'arto US sulla superficie inclinata

Per quanto riguarda, invece, il momento articolare, è diminuito quello flessorio del ginocchio dell'arto US sulla superficie inclinata (Figura 18).

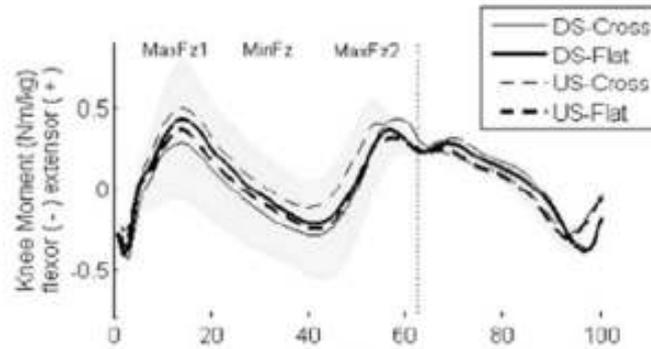


Figura 18 - Il grafico mostra i risultato del momento articolare a livello del ginocchio. L'area grigia costituisce la deviazione standard dell'arto US. La linea verticale costituisce approssimativamente il momento del *toe off*

Nello studio di McIntosh et al.^[21], al momento dell'*heel strike*, la flessione di ginocchio aumenta da 7° a 33° andando da un'inclinazione di 0° ad una di 10°, così come la massima flessione nella prima fase di *stance* che passa da 19° a 41°. Il *timing* di flessione massima di ginocchio è ritardato dal 40% al 48% del ciclo del cammino in maniera proporzionale all'aumento dell'angolo di inclinazione della piattaforma di sperimentazione. La massima flessione di ginocchio aumenta a fino 34° durante il cammino sulla superficie di -10° ed è ritardata dal 14% (0°) al 20% (-10°). Con l'aumentare dell'inclinazione in discesa, il picco minimo di flessione di ginocchio durante la fase di *stance* passa da 5° a 25°. La massima flessione durante la fase di *swing* aumenta da 59° a 72° passando dagli 0° ai -10° della piattaforma (Figura 19).

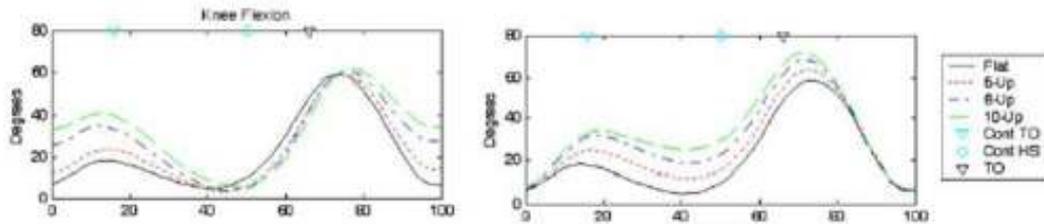


Figura 19 –Il grafico mostra il ROM del ginocchio durante le fasi del cammino (a sinistra salita, a destra discesa)

Lo studio mostra che ci sono due distinte fasi per quanto riguarda il momento articolare del ginocchio: un breve momento flessorio all'inizio dello *stance*, ed un momento estensorio coincidente con la fine della fase di doppio *stance* (Figura 20). Il primo aumenta con l'aumentare della pendenza in discesa, mentre il secondo ha un incremento lineare alla crescita dell'inclinazione in salita (da 0,26 e 0,85 Nm/kg).

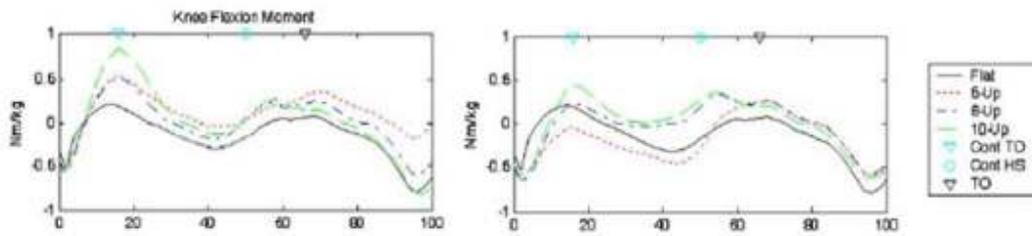


Figura 20 - I grafici mostrano il momento articolare a livello del ginocchio, i valori positivi sono l'estensione (a sinistra salita, a destra discesa)

Dallo studio (Figura 21), sono stati identificati 3 picchi di potenza articolare: il primo (KP1) all'*heel strike*, il secondo (KP2) tra il 20% ed il 24% del ciclo del cammino, il terzo (KP3) alla fine dello *stance* (58-66%). La KP1 aumenta nell'inclinazione verso il basso, la KP2 in quelle verso l'alto passando da 0,22W/kg a 0° a 1,65W/kg a 10°. La KP3 è la fase di assorbimento ed ha una differenza significativa tra $\pm 5^\circ$.

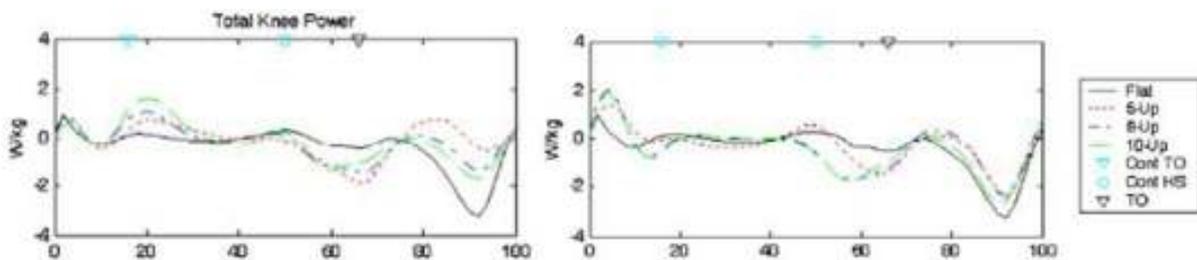


Figura 21 - I grafici mostrano i risultati della potenza articolare a livello del ginocchio (salita a sinistra, discesa a destra)

Macrum et al.^[25], invece, hanno indagato l'effetto di una limitazione della caviglia su parametri articolari, muscolari e di forze di reazione durante lo *squat*. I soggetti partecipanti sono stati 30 (15 uomini e 15 donne, altezza $173,5 \pm 12,1$ cm; massa $72 \pm 16,4$ kg), di età compresa tra 18 e 30 anni, che praticano attività fisica almeno mezz'ora per 3 giorni a settimana e che non hanno subito infortuni agli arti inferiori nei 3 mesi precedenti allo studio. Le immagini sono state filmate da 7 telecamere che hanno registrato il movimento tramite *markers* applicati nelle seguenti aree: L5-S1, spina iliaca antero-superiore, grande trocantere, epicondilo mediale e laterale del femore, a metà coscia, a metà tibia, sul malleolo mediale e laterale, sulla testa del quinto e del primo metatarso, sul calcagno e sull'acromion. Ai soggetti sono state fatte indossare scarpe da ginnastica, sono state richieste 7 ripetizioni di *squat* con appoggio su entrambi gli arti inferiore in condizione di appoggio standard sul pavimento e su un piano inclinato di 12° (Figura 22). Quest'ultima conformazione del piano ha comportato un aumento di $9,5^\circ$ di flessione dorsale di caviglia rispetto alla situazione base.

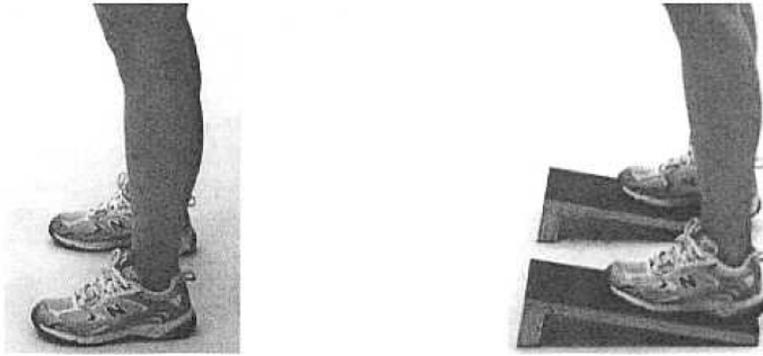


Figura 22 - Le due situazioni sperimentali: a sinistra l'appoggio sul pavimento, a destra sul piano inclinato di 12°

Durante l'esecuzione del gesto tecnico sul piano inclinato si è verificata una significativa diminuzione della flessione di ginocchio ed un aumento del valgismo. Con una minor flessione dorsale di caviglia ed una riduzione di flessione di ginocchio sono, invece, risultate aumentate le forze di dislocazione mediale a livello del ginocchio.

Nello studio condotto da Fong et al.^[26], gli autori hanno verificato se durante l'appoggio del piede vi sono delle correlazioni tra il ROM della tibio-tarsica e gli aspetti biomeccanici dell'arto inferiore. Hanno partecipato allo studio 35 soggetti (17 uomini, 18 donne; età $20,5 \pm 1$ anni; altezza $1,7 \pm 0,1$ m; massa $73,4 \pm 14,1$ kg), sono state escluse persone con problematiche neurologiche o condizioni patologiche croniche agli arti inferiori, soggetti con dolori acuti negli ultimi 6 mesi o che hanno subito interventi chirurgici agli arti inferiori nella loro vita. La valutazione è stata effettuata sull'arto dominante. Il ROM della tibio-tarsica è stato misurato sia a ginocchio flesso (90°) sia esteso, usando un goniometro standard manuale. Il movimento è stato ripreso da 7 telecamere che hanno registrato i *markers* così posizionati bilateralmente: processo acromiale, spina iliaca antero-superiore, grande trocantere, coscia anteriore, epicondilo mediale e laterale del femore, anteriormente alla tibia, malleolo mediale e laterale, calcagno, testa del primo e del quinto metatarso.

La procedura era la seguente: i partecipanti partivano sopra una scatola alta 30cm e posta ad una distanza pari al 40% della loro altezza rispetto al piatto di forza. Ogni persona doveva saltare atterrando con entrambi i piedi e con quello dominante sul piatto di forza.

È risultato che più ampio era il movimento passivo di flessione dorsale di caviglia con ginocchio esteso, maggiore era la dislocazione del ginocchio in flessione.

Un ultimo studio che ha indagato le correlazioni tra un deficit articolare a livello del piede ed il ginocchio è quello di Arakawa et al.^[24], non sono risultate differenze significative tra i due tipi di salto rispetto all'ampiezza del movimento a livello del ginocchio, mentre sono diminuite nella restrizione articolare rispetto al salto normale il momento articolare negativo ed i valori di potenza articolare del ginocchio subito prima dello stacco del salto (Figura 23).

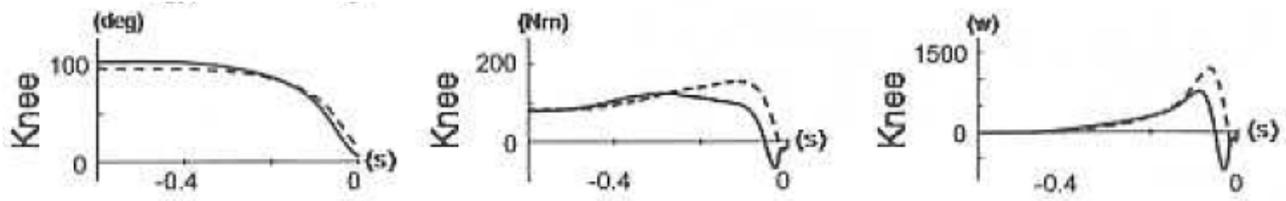


Figura 23 - I grafici mostrano i risultati dello studio per l'articolazione del ginocchio (linea continua: ROM normale; linea tratteggiata: restrizione)

Relazione con l'anca

Vi sono quattro studi che evidenziano correlazioni tra un deficit di movimento articolare della tibio-tarsica e l'anca.

Il primo è quello di McIntosh et al.^[21] che aveva valutato la deambulazione su sei diversi gradi (positivi e negativi) di inclinazione orizzontale. Gli autori hanno notato differenze significative per la flessione di anca durante l'*heel strike*, mentre non sono significative per il maggior angolo di estensione. La flessione d'anca aumenta dai 25°, con inclinazione di -10°, a 58° con inclinazione pari a 10° (Figura 24).

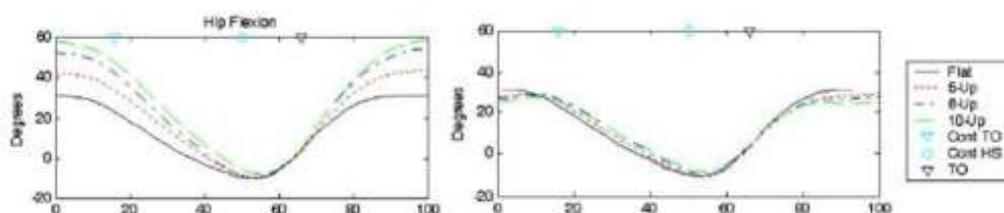


Figura 24 - I grafici mostrano il ROM dell'anca sul piano sagittale durante le fasi del cammino, in salita (a sinistra), in discesa (a destra)

Ci sono due picchi per il momento di abduzione dell'anca e corrispondono all'inizio ed alla fine della fase di *stance*. La decrescita significativa (0,28 Nm/kg) si ha soltanto ad una inclinazione positiva di 10°, mentre gli altri valori sono pressoché sovrapponibili. L'ampiezza del momento estensorio all'*heel strike* e di quello flessorio durante la fase terminale di *stance*, è maggiore sulla superficie inclinata in salita in comparazione a ciò che accade quando la piattaforma è orizzontale

ed inclinata verso il basso (Figura 25).

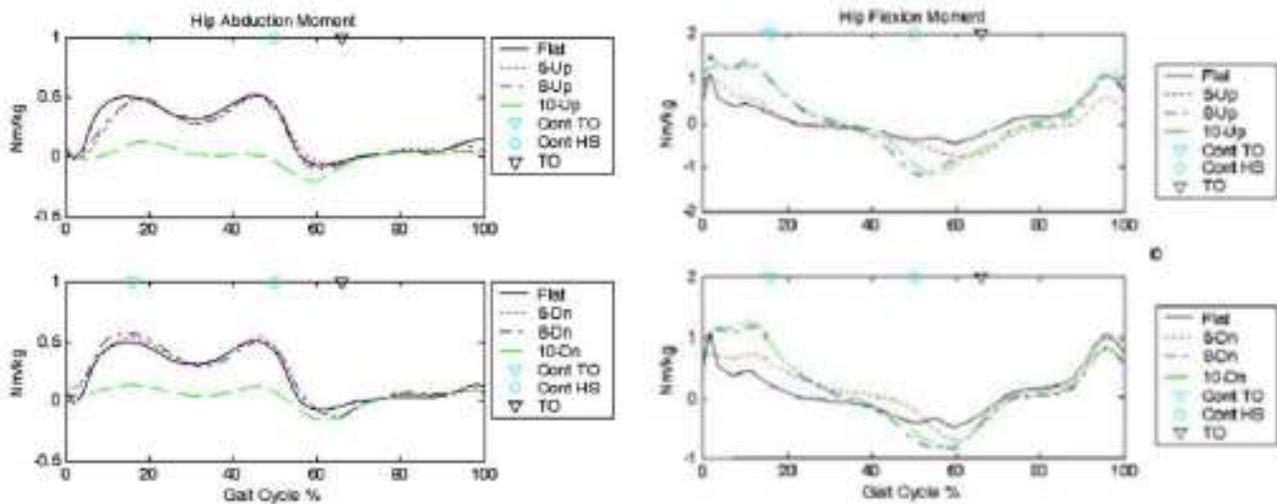


Figura 25 – I grafici mostrano il momento articolare e livello dell'anca: a sinistra l'abduzione è positiva, a destra l'estensione è positiva, salita (in alto), discesa (in basso)

Dai risultati di questo studio emerge che ci sono tre fasi distinte di potenza articolare durante il cammino in salita: 0-30% (HP2), 30-50% (HP3), 50-70% (HP4) del ciclo del cammino. C'è un'ulteriore fase iniziale distinta, per l'inclinazione verso il basso, da 0-10% (HP1). Il valore della HP2 è maggiore tra 8° e 10° (2,8W/kg) rispetto a 0° di inclinazione (0,7W/kg). L'HP2 si sviluppa più tardi camminando verso il basso (18-20%) rispetto al cammino verso l'alto (14%). L'HP3 aumenta da -0,39 W/kg, a 0°, a -1,76 W/kg, a 10°. L'HP4 è maggiore nel cammino in salita, ma la sua ampiezza è simile da 5° a 10°, circa 3 W/kg rispetto al 1,6w/kg dell'orizzontale (Figura 26).

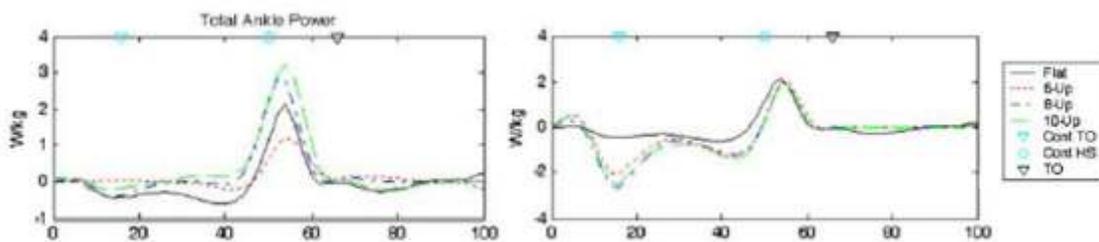


Figura 26 – I grafici mostrano i risultati della potenza articolare a livello dell'anca salita (a sinistr), discesa (a destra)

Altre considerazioni a proposito emergono dagli studi di Khamis et al.^[23], che hanno individuato un aumento della rotazione interna di femore (2,91° a sinistra e 4,21° a destra) in stazione eretta sulle superfici inclinate, e da quelli di Dixon et al.^[19].

Da questi ultimi è emerso che l'anca dell'arto US ha riportato un aumento della flessione verso la fase terminale di *swing* sulla superficie inclinata. Sul piano frontale, durante l'*heel strike*, c'è stata una significativa riduzione dell'adduzione dell'anca dell'arto DS sulla superficie inclinata. Durante il

toe off, l'anca dell'arto US aumenta l'adduzione, mentre quella dell'arto DS aumenta l'abduzione sulla superficie inclinata (Figura 27).

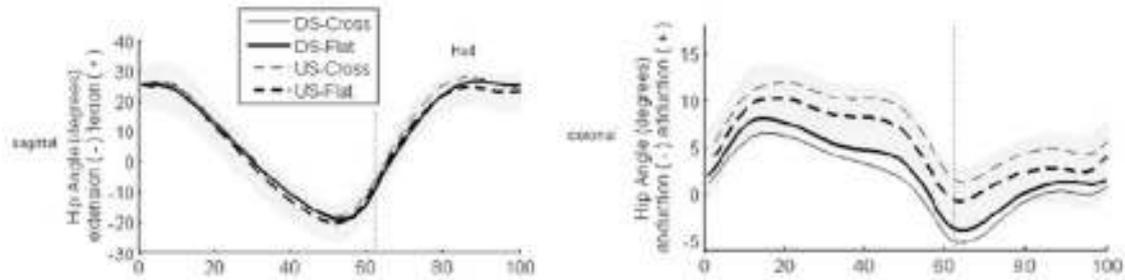


Figura 27 – I grafici mostrano i gradi di movimento dell'anca durante il ciclo del cammino. A sinistra il piano sagittale, a destra quello frontale. L'area grigia costituisce la deviazione standard dell'arto US. La linea verticale costituisce approssimativamente il momento del toe off

Ulteriori risultati indicano che l'anca dell'arto US ha un maggior momento abduttore nella condizione di superficie piana, mentre prevale quello adduttore sulla superficie inclinata. L'anca dell'arto DS, invece, incrementa il suo momento abduttore sulla piattaforma inclinata (Figura 28).

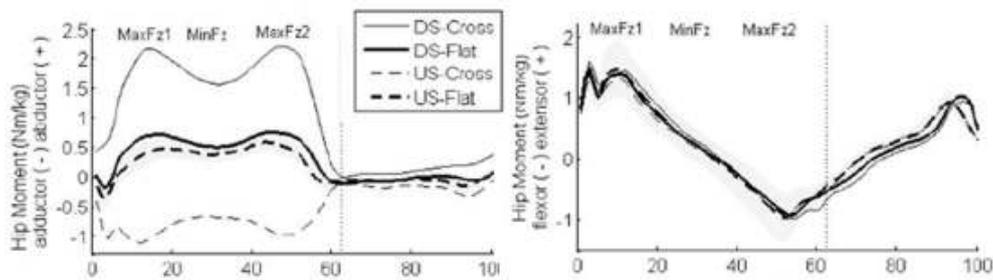


Figura 28 – il grafico mostra i risultati del momento articolare a livello dell'anca. L'area grigia costituisce la deviazione standard dell'arto US. La linea verticale costituisce approssimativamente il momento del toe off

Infine Arakawa et al.^[24], nel loro studio sperimentale, hanno ottenuto che, durante lo stacco del salto, aumentava lo sviluppo di un momento negativo e di una potenza negativa a livello dell'anca nel gruppo di soggetti con una restrizione articolare a livello del piede. Al contrario non sono risultate sostanziali differenze tra i due gruppi a livello di ampiezza del movimento articolare (Figura 29).

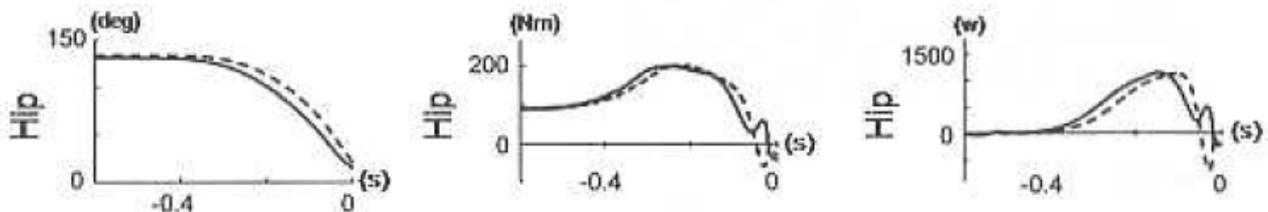


Figura 29 – i grafici mostrano i risultati dello studio per l'articolazione dell'anca (linea continua: ROM normale; linea tratteggiata: restrizione ROM caviglia). Da sinistra a destra i gradi articolari, il momento articolare e la potenza articolare (Take off=0)

Relazione con il cingolo pelvico

In merito alle correlazioni tra una restrizione di movimento articolare a livello del piede ed il cingolo pelvico, tre studi hanno riportato dei risultati.

Il primo è quello di McIntosh et al.^[21] in cui è risultato significativo l'incremento dei gradi del tilt pelvico, da 8° a 13°, lineare all'aumento di inclinazione della piattaforma sperimentale da 0° a 10°. L'incremento ottenuto non è stato statisticamente significativo per le inclinazioni negative (-10°). Per quanto riguarda la rotazione e l'obliquità del cingolo pelvico, non sono risultate modifiche di movimento significative (Figura 30).

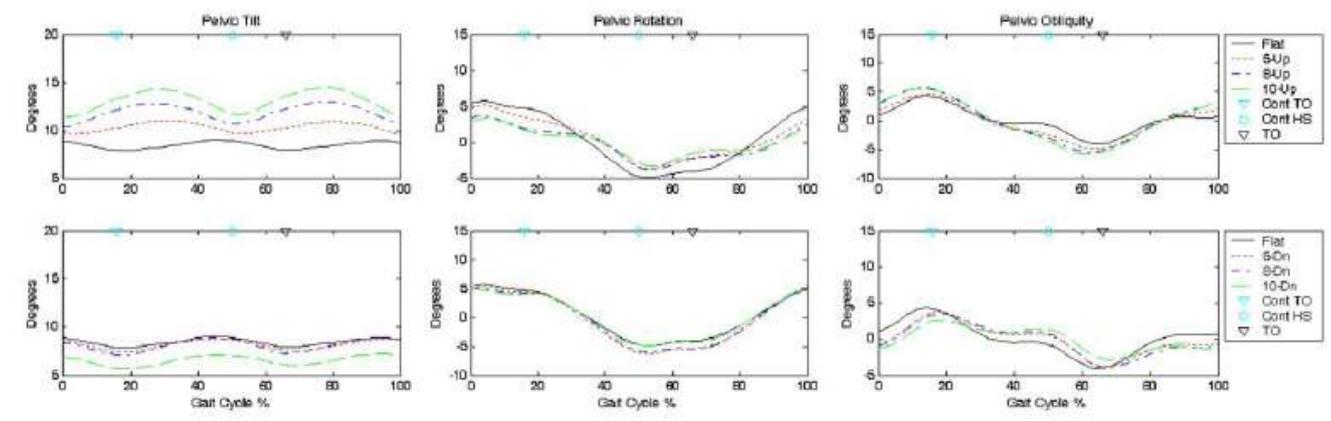


Figura 30 – i grafici mostrano il ROM del cingolo pelvico (tilt, rotazione ed obliquità) durante le fasi del cammino, salita (in alto), discesa (in basso)

Lo studio di Khamis et al.^[23], invece, ha evidenziato un aumento significativo del tilt pelvico anteriore, in particolare nel passaggio da 0° a 10° e da 10° a 15° di inclinazione trasversale della piattaforma sperimentale.

Infine dal lavoro di Dixon et al.^[19], che hanno valutato la differenza tra una deambulazione su superficie piana a ed inclinata trasversalmente di 6°, non è emersa nessuna modifica all'obliquità del bacino tra le due condizioni.

Relazione con le forze di reazione dal terreno

Ci sono cinque studi che hanno portato a risultati significativi tra un deficit articolare di caviglia e le forze di reazione dal terreno.

In particolare Dixon et al.^[19] hanno evidenziato ampie modifiche nelle forze di reazione medio-laterali che aumentano lateralmente nell'arto US e medialmente in quello DS (Figura 31). L'arto US cambia la direzione da mediale a laterale mentre quello DS mantiene per tutto il ciclo del cammino la direzione mediale incrementandola del 300% in ampiezza sulle superfici inclinate.

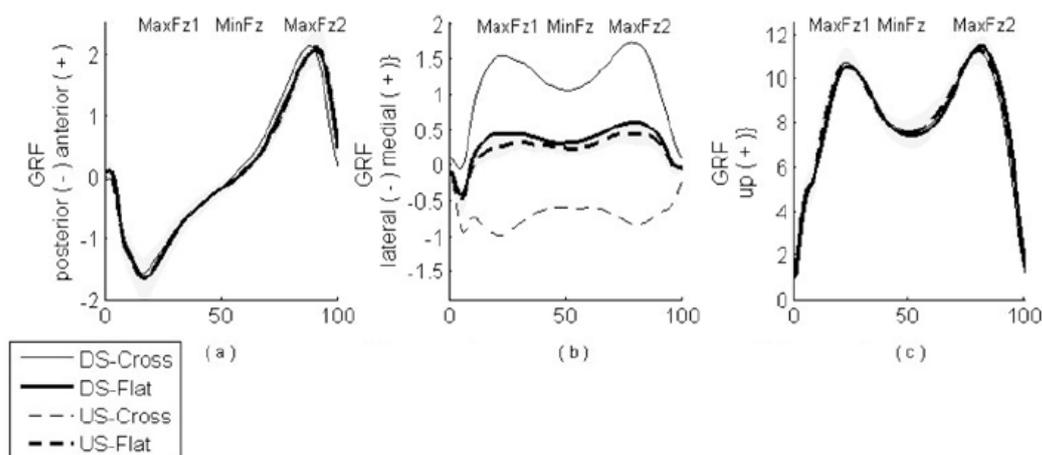


Figura 31 – I grafici mostrano i risultati delle forze di reazione del terreno durante il ciclo del cammino: antero-posteriori (a), medio-laterali (b) e verticali (c). In grigio la deviazione standard dell'arto US. Le coordinate per l'arto DS sono state modificate per consentire che la forza in direzione mediale sia negativa per entrambi gli arti.

Nel secondo studio, quello di McIntosh et al.^[21], vengono analizzate in maniera dettagliata le forze di reazione del terreno (Figura 32). Per quelle in direzione verticale (z) sono stati registrati due picchi: il primo picco aumenta in entrambe le condizioni da $\pm 8^\circ$ a $\pm 10^\circ$, il secondo picco ha un piccolo cambiamento durante l'aumento dell'inclinazione in discesa, mentre incrementa da 8,7N/kg a 11,47N/kg nel passaggio da 0° a 10° di inclinazione in salita (differenza più significativa tra 5° e 8°).

Le forze di reazione antero-posteriori (x) non sono sovrapponibili con quelle verticali. Il primo picco di quelle orizzontali, infatti, avviene prima, mentre il secondo è successivo rispetto a quelle verticali.

C'è un aumento sostanziale delle forze di reazione orizzontali tra 0° e $\pm 5^\circ$. Le forze di reazione parallele al terreno aumentano marcatamente da 0° a 5° , poi si incrementano ancora fino a 8° ed infine rallentano tra 8° e 10° . Le forze di reazione perpendicolari aumentano per l'arto contro

laterale durante il *toe off* in discesa e durante l'*heel strike* nelle inclinazioni positive.

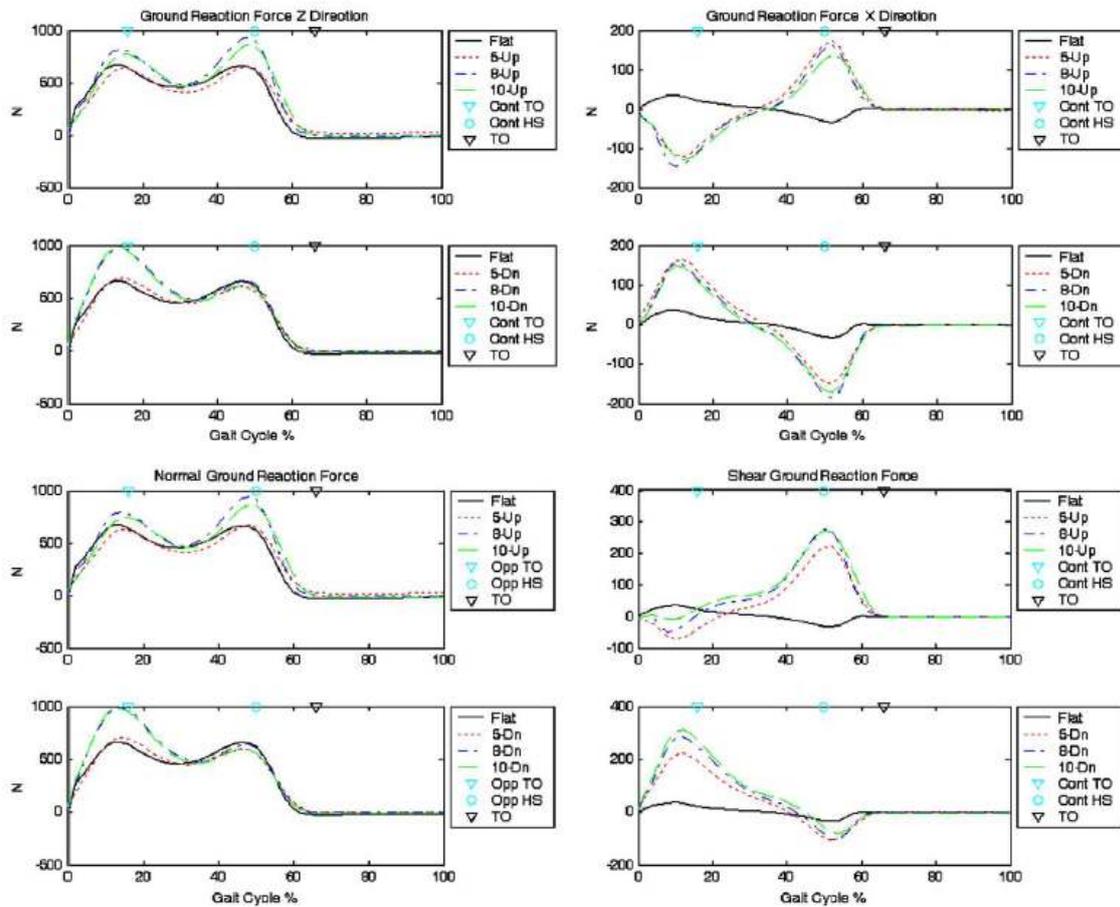


Figura 32 – In alto a sinistra i due grafici delle forze di reazione verticali (z), a fianco quelle orizzontali (x). In basso a sinistra i due grafici della forza di reazione perpendicolari (normal), a fianco quelle parallele al terreno (shear).

Nello studio di Arakawa et al.^[24], le forze di reazione sono state rilevate tramite una tavoletta di forza, ma non si sono registrate differenze significative (Figura 33), ad eccezione del Centro di Massa che è risultato più alto poco prima del *take-off*.

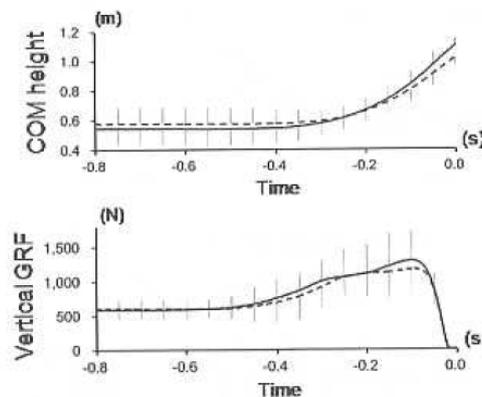


Figura 33 -- i grafici mostrano i risultati dello studio: sopra il centro di massa (COM), sotto le forze di reazione del terreno (GRF) verticali. Linea continua: ROM normale; linea tratteggiata: restrizione ROM caviglia. *Take off*=0

Nello loro lavoro, invece, Fong et al.^[26] hanno rilevato una proporzionalità significativa tra una maggior ampiezza di movimento a livello della tibio-tarsica a ginocchio esteso ed una diminuzione delle forze di reazione del terreno sia verticali sia posteriori.

Infine, manca da analizzare lo studio di Lebedowska et al.^[22] che aveva come obiettivo quello di determinare se l'appoggio del piede influenza la dinamica del corpo umano e quale forza di reazione dal terreno riflette la risposta dell'intero corpo. Ha reclutato per lo studio 8 soggetti (4 uomini e 4 donne, tra 23 e 54 anni), senza disfunzioni muscolo-scheletriche attuali e remote, senza aver subito interventi chirurgici. La loro altezza variava da 1,60m e 2,02m e la massa tra 48,5kg e 96,8kg. I soggetti hanno effettuato tre prove di atterraggio in carico sui piedi (tallone, dita e medio piede) e una prova di cammino senza scarpe e con calzature comode. Ogni prova è stata ripetuta 20-50 volte ed ogni soggetto doveva rimanere in equilibrio per 1-2 secondi dopo il contatto con il terreno, consentendo al corpo di mostrare un movimento oscillatorio seguente alla improvvisa decelerazione. Per ognuna delle tre condizioni sperimentali, ogni soggetto stava con tutto il peso del proprio corpo in tre differenti posizioni. Nella prima situazione (chiamata *“toe”* nello studio), il piede sinistro era appoggiato su una tavoletta di legno alta 14cm e l'arto destro libero senza vincoli, ciascun soggetto doveva saltare dalla tavoletta ed atterrare sull'avampiede del piede destro (atterraggio sulle dita, in piena flessione plantare) sulla piattaforma di forza. Nella seconda condizione (chiamata *“heel”* nello studio), la situazione di partenza è la stessa di quella precedente, ed ognuno doveva atterrare sul tallone dell'arto destro (in piena flessione dorsale). Nella terza condizione (chiamata *“mid foot”* nello studio) i soggetti iniziavano con entrambi i piedi per terra (distanti 25-35cm) in stazione eretta. Il piede destro era posizionato sulla piattaforma di forza ed ogni soggetto doveva stare sul piede sinistro mentre il corpo spostava la sua massa dal piede destro al sinistro e successivamente il peso veniva riportato da sinistra a destra. La prova finale consisteva, invece, in una semplice camminata di 20 metri ad una velocità a piacere attraverso le piattaforme di forza.

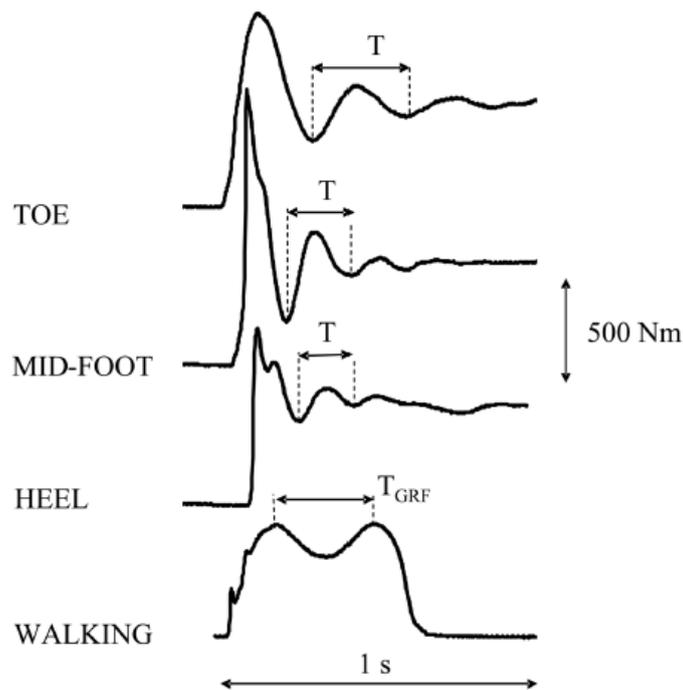


Figura 34 – Il periodo di oscillazione per i tre gruppi (“toe”, “heel” e “mid foot”) ed il tempo tra i due picchi di forza di reazione del terreno durante la prova del cammino (“walking”)

Come si evince dalla figura 34, il tempo tra i due picchi delle forze di reazione dal terreno ($0,34 \pm 0,04s$) è più ampio rispetto a T (periodo di oscillazione) per il gruppo “heel” e “mid foot”, ma non è un aumento statisticamente significativo rispetto all’atterraggio con le dita (“toe”).

Relazioni muscolari

Sono due gli studi che hanno tratto conclusioni relative a correlazioni a livello muscolare con un deficit articolare della tibio-tarsica.

Il primo è quello di Macrum et al.^[25] in cui sono state posizionate superfici elettromiografiche per registrare l’attività dei muscoli vasto mediale obliquo, vasto laterale, ventre laterale del gastrocnemio e soleo durante la serie di *squat*. L’elettrodo sul vasto laterale è stato applicato sul ventre muscolare, 10cm sopra e 7cm laterale al bordo superiore della rotula, orientato di 10° rispetto all’asse verticale. Sul vasto mediale l’elettrodo era posizionato 4cm sopra e 3cm mediale al bordo supero-mediale della rotula orientato di 55° rispetto all’asse verticale. Sul ventre laterale del gastrocnemio, il punto di rilevamento è stato posto sopra la sporgenza della testa laterale del muscolo. Infine, l’elettrodo sul soleo è stato applicato appena mediale al tendine d’Achille, inferiormente al punto mediale della parte inferiore della gamba. Un elettrodo aggiuntivo è stato

messo sulla tuberosità tibiale.

I risultati hanno evidenziato un aumento dell'attivazione del soleo nell'esecuzione sul piano rialzato di 12° ed una diminuzione di quella del vasto laterale e del vasto mediale obliquo rispetto alla serie di *squat* effettuata sulla superficie piana. Non si sono notate differenze significative riguardo all'attivazione del gastrocnemio tra le due condizioni.

Il secondo studio è quello di Duquette et al.^[27] che hanno misurato il picco di accelerazione del muscolo tibiale anteriore, il suo tempo di accelerazione e la pendenza di accelerazione per verificare la risposta del muscolo nelle situazioni in cui è affaticato, o a riposo, ad un determinato angolo di flessione dorsale di caviglia (Figura 35). Allo studio hanno partecipato 20 soggetti sani (10 maschi e 10 femmine; età $21,8 \pm 2,9$ anni), che svolgono attività fisica due volte a settimana, ma che non hanno fatto sforzi nelle ultime 24 ore. La struttura della sperimentazione consisteva in un pendolo (totale 13kg), formato da un tubo di 2,5cm, un telaio (52cm x 190cm) con un lenzuolo di tela attaccato, provvisto di una superficie orizzontale sulla quale i partecipanti stavano supini. Il telaio era sospeso per ciascuno dei quattro angoli al soffitto tramite un cavo aereo e l'altezza era regolabile tramite tenditori in linea con i cavi. È stata montata anche una piattaforma di forza in posizione verticale su un telaio in acciaio (152,5 cm x 122 cm x 4 cm) che consisteva in quattro barre verticali d'acciaio fissate ad altrettante barre d'acciaio a formare una rete a sua volta ancorata al pavimento ed al muro.

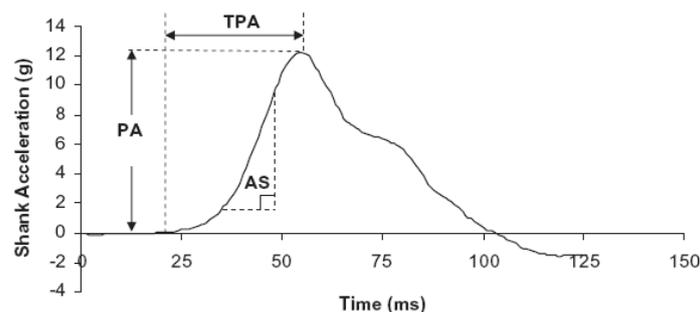


Figura 35 – La figura mostra il grafico di accelerazione tibiale con le tre variabili misurate: picco di accelerazione (PA), il tempo del picco di accelerazione (TPA) e la pendenza di accelerazione (AS)

Durante la sperimentazione, ai partecipanti è stato chiesto di stare supini sull'apparato del pendolo con il loro arto dominante esteso ed il tallone scalzo a contatto con la piattaforma di forza quando è a riposo. Ogni partecipante era fissato al pendolo tramite dei fili di nylon larghi 5cm, uno intorno al cingolo pelvico ed uno in prossimità del ginocchio della gamba dominante. L'arto non dominante era flesso in modo tale da non toccare la piattaforma di forza. L'apparato del pendolo era retratto e

rilasciato cosicchè il soggetto impattava la piattaforma di forza con la gamba in estensione completa ed il tallone in diretto contatto. L'apparato del pendolo permette un preciso controllo dell'ampiezza dell'impatto, della velocità e della forza. Ai partecipanti sono stati posizionati due elettrodi (23mm x 33mm) sulle superfici dei muscoli tibiale anteriore e gastrocnemio laterale dell'arto destro dominante sulla superficie della linea di azione del muscolo e sono stati registrati così i massimi stati di attivazione muscolare dei partecipanti. Il tibiale anteriore è stato attivato dai soggetti, in posizione supina, attraverso una contrazione volontaria, il gastrocnemio è stato contratto in stazione eretta con la piattaforma sotto i piedi. Un accelerometro è stato posto medialmente alla tuberosità tibiale ed un goniometro elettronico è stato fissato all'articolazione tibio-tarsica. È stato misurato tutto il ROM di ogni partecipante che, durante la sperimentazione, doveva mantenere quattro diversi angoli di flessione dorsale: il minimo di 0°, il 30% del massimo, il 60% del massimo ed il massimo. L'ordine di prova era casuale e sono state fatte tre prove per ogni angolo di flessione dorsale, prima con il muscolo non affaticato, poi con il tibiale anteriore affaticato. Un elastico è stato attaccato a ciascun lato dell'apparato sperimentale ed anche sotto le dita del piede di ogni partecipante al quale è stato poi chiesto di effettuare una flessione dorsale contro resistenza al 50% del massimale fino a non accusare fatica muscolare. Lo stato di fatica è stato descritto quello in cui ogni soggetto non riusciva a mantenere una contrazione del 50% e quando la frequenza della potenza media era ridotta del 15% in unione alla presenza di un tremolio muscolare.

I soggetti sono riusciti a mantenere tutti gli angoli di flessione dorsale prefissati soltanto nella situazione di muscolo non affaticato, mentre è risultato difficile raggiungere il 60% dell'ampiezza massima e l'ampiezza massima stessa con il muscolo affaticato. Per questo motivo sono stati analizzati solo i dati degli angoli di caviglia che si sovrappongono tra i due gruppi. Il ROM compreso è stato tra 1° e 9,2° suddiviso in quattro gruppi: 1 (1°-3°); 2 (3,01° -5,1°); 3 (5,11° -7,1°); 4 (7,11° - 9,1°).

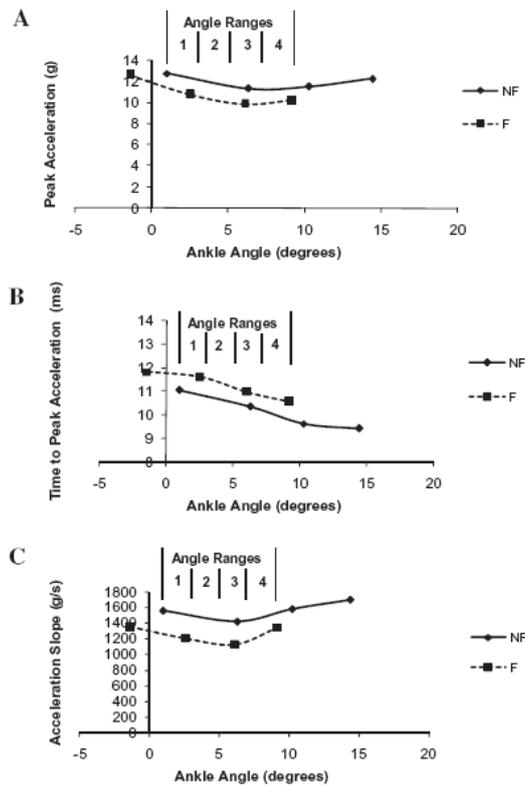


Figura 36 – i grafici A, B, C mostrano i risultati dello studio suddivisi per i tre parametri indagati. NF= muscolo non affaticato, F= muscolo affaticato.

I risultati (Figura 36) hanno evidenziato come l'attivazione del muscolo tibiale anteriore, prima dell'impatto, aumenta di pari passo all'aumento dell'angolo di flessione dorsale (dal gruppo 1 al gruppo 4), dal $17,8\% \pm 6,4\%$ al $26,8\%$ al $9,8\%$ sulla massima contrazione. Sono emerse differenze significative di picco di accelerazione tra la condizione di muscolo affaticato e non nei gruppi 2, 3 e 4 di flessione dorsale di caviglia, per il parametro del tempo di accelerazione nel gruppo 4 e per il parametro della pendenza di accelerazione nei gruppi 1, 2 e 4. In generale, a pari angoli di flessione dorsale, il picco di accelerazione e la pendenza di accelerazione erano minori nei soggetti con tibiale anteriore affaticato, mentre il tempo per raggiungere il picco di accelerazione aveva una durata maggiore nella condizione di muscolo affaticato.

Altri tipi di relazioni

In quattro studi sono stati analizzati altri parametri della catena cinetica dell'arto inferiore influenzati da una riduzione di movimento articolare della caviglia.

McIntosh et al.^[21] hanno analizzato nei loro risultati anche parametri spazio-temporali. È emerso che la cadenza diminuisce con l'aumento dell'inclinazione da -10° a 10° . L'andamento lineare è significativo salendo fino a 0° , mentre non lo è per i valori positivi. La lunghezza dello *stride* diminuisce passando da -10° a 0° e la velocità del cammino aumenta da 0° a 10° . La lunghezza dello *stride* e la velocità del cammino raggiungono un *plateau* quando la piattaforma è inclinata di $\pm 8^\circ$.

Macrum et al.^[25], invece, hanno descritto i cambiamenti del centro di massa calcolato in direzione antero-posteriore. È risultato spostato in direzione posteriore nella condizione di base inclinata.

Dixon et al.^[19] hanno registrato modifiche nella lunghezza del passo ed in un cambiamento funzionale di lunghezze tra i due arti. Il passo in condizioni di superfici inclinate ($8,1 \pm 2,6$ cm) è risultato più corto rispetto a quello in condizione piana ($9,3 \pm 2,7$ cm). L'arto US è, inoltre, risultato più corto ($80 \pm 2,8$ cm) rispetto a quello DS ($81,4 \pm 2,8$ cm).

Nello studio di Lebedowska et al.^[22], il più basso periodo di oscillazione ed i più alti valori di *stiffness*⁶ e *damping*⁷ sono stati osservati nella condizione di atterraggio "*heel*". *Stiffness* e *damping* sono maggiori nell'atterraggio "*heel*" rispetto al "*toe*" e sono maggiori nell'atterraggio "*mid foot*" piuttosto che nel "*toe*".

⁶ Stiffness = letteralmente, rigidità. È la resistenza di una struttura alla sua deformazione

⁷ Damping = riduzione dell'ampiezza di oscillazione data dal dissipamento di energia

Le tabelle seguenti (Tabelle 3 e 4) riassumono, per ogni studio esaminato, le correlazioni principali a livello articolare, muscolare e di forze di reazione dal terreno con un deficit articolare del piede.

Autori/ Correlazioni	piede	Ginocchio	Anca	Bacino	Forze di reazione	Muscoli	Altro
Fong et al.		Aumenta mobilità in flessione con maggior ampiezza di flessione plantare			Minori durante l'appoggio		
Moseley et al.	Maggior momento estensorio nella prima metà stance	Minor momento estensorio nella prima metà stance					Fase di appoggio anticipata, centro di pressione anteriore
Lebiedowska et al.					Si modifica in base a posizione del piede		Stiffness, damping influenzate da appoggio del piede
Arakawa et al.	Diminuzione del massimo angolo di flessione dorsale, riduzione massima potenza	Diminuiscono momento negativo e valori di potenza prima dello stacco	Aumento del momento negativo e dei valori di potenza prima dello stacco				
Macrum et al.		Diminuisce flessione (picco ed escursione), aumentano valgismo ed aumentano le forze di dislocazione mediale				Aumenta attività soleo, diminuisce quella dei vasti	Spostamento posteriore centro di massa
Duquette et al.						Minor attivazione tibiale anteriore	
Kwon et al.	Più ampio picco di valori di velocità di inversione						

Tabella 4: riassunto dei risultati, come influisce un deficit di articularità del piede sui vari parametri indagati

Autori/ Correlazioni	piede	Ginocchio	Anca	Bacino	Forze di reazione	Muscoli	Altro
Dixon and Pearsall (US=arto che sta sopra, DS=arto che sta sotto)	Aumenta la flessione dorsale US in stance. Aumenta flessione plantare DS allo stacco delle dita e si riduce flessione dorsale in stance. Minor inversione US all'appoggio ed allo stacco e maggior inversione DS all'appoggio	Aumenta flessione ginocchio nella fase di appoggio del tallone US. Diminuzione del momento articolare flessorio US a fine stance	Aumenta nella fase di fine swing US. Diminuzione adduzione arto DS all'appoggio. Durante lo stacco delle dita l'arto US aumenta l'adduzione e quello DS l'abduzione. aumenta momento muscoli eversori US. Aumenta momento adduttori US , mentre l'anca DS aumenta il momento degli abduttori		Aumento forze laterali (US) e mediali (DS),		
McIntosh et al.	Aumento flessione dorsale nella prima fase del cammino e durante la fase di volo. Maggior flessione plantare allo stacco Momento articolare in flessione plantare aumenta con inclinazioni negative. Aumenta la potenza articolare	Aumento flessione durante l'appoggio ed il suo picco a fine stance (è ritardato). Momento flessorio aumenta con l'aumentare della pendenza in discesa, l'estensorio ha un incremento lineare alla crescita dell'inclinazione in salita. Aumenta potenza articolare a 20% del cammino.	Aumento flessione durante lo stacco. Decrescita momento abduttore a massima inclinazione in salita ad inizio stance. Aumenta la potenza articolare durante lo stance	Aumento tilt pelvico	Verticali: aumenta picco 1 e 2. Orizzontali: picco 1 è anticipato, picco 2 posticipato rispetto alle verticali. Parallele: maggiori nei primi gradi. Perpendicolari: maggiori in arto contro laterale all'appoggio		
Khamis et al.	Maggior eversione	Maggior rotazione interna di tibia	Maggior rotazione interna femore	Maggior antiversione			

Tabella 5 - riassunto dei risultati, come influisce un deficit di articularità del piede sui vari parametri indagati

5. DISCUSSIONE

Sebbene l'interdipendenza regionale in generale risulti un argomento di grande interesse clinico, la revisione della letteratura ha rivelato l'assenza di correlazioni significative ed univoche tra una restrizione della tibio-tarsica e le sue conseguenze sulla catena cinetica dell'arto inferiore.

Alcuni studi presentano, però, risultati che, nonostante siano sovrapponibili solo in parte per differenze di *setting* sperimentale, possono avere dei risvolti pratici nella clinica quotidiana.

Criticità degli studi

Il primo segno di una mancanza di evidenze significative sta nel basso numero di studi (dieci), dalla tipologia di studi, cross sectional e descrittivi. La non sovrapponibilità, poi, dei risultati ottenuti è data in primis dal fatto che vengono analizzate performance diverse. In sei studi si valutano situazioni di cammino, in tre di salto (uno verticale e due in avanti), uno di *squat*, uno discesa dalle scale, un alzarsi dalla sedia ed un appoggio statico in stazione eretta.

Le criticità principali degli studi analizzati per quanto riguarda i risultati^[18-27], si possono suddividere tra la scelta del campione ed il *setting* sperimentale. Solo nello studio di Moseley et al^[18], un gruppo di soggetti che ha affrontato le prove aveva una restrizione articolare naturale ed i risultati sono stati comparati con un altro gruppo con flessione dorsale fisiologica. Il limite di questo studio è che non è stato specificato quanto questa restrizione fosse causata da un problema strutturale o da una rigidità muscolare; inoltre gli autori hanno valutato solo l'arto inferiore sinistro ipotizzando un pattern simile nel destro.

In tre studi^[19-21], gli autori hanno provato ad indurre modifiche strutturali a livello della tibio-tarsica tramite piattaforme inclinate a diversi gradi sulle quali valutare le conseguenze a livello del cammino. Kwon et al.^[20] e Dixon et al.^[19] hanno utilizzato superfici inclinate in maniera trasversale inducendo, quindi, un blocco in pronazione quando i piedi sono a contatto con il terreno. Il primo ha utilizzato inclinazioni variabili in positivo e in negativo (0°, 5°, 10°), su superficie solida o sconnessa, con il grande limite di voler riprodurre la condizione di lavoro dei ferrovieri e quindi la misurazione del movimento del retropiede è stata effettuata con le scarpe del lavoro. Il secondo studio ha valutato un solo grado di inclinazione (6°), differenziando i risultati rispetto alla condizione piana con un'ulteriore critica di aver fatto partecipare soltanto soggetti giovani.

Il terzo elaborato di questa serie di situazioni di piattaforme inclinate è quello di McIntosh et al.^[21]

che, a differenza dei colleghi, utilizza tre diversi gradi di inclinazione orizzontale, in salita ed in discesa. La pedana sperimentale, però, rischia di essere troppo corta cosicché i soggetti non fanno in tempo a prendere ciascuno il proprio ritmo naturale di passo.

Nell'elaborato di Arakawa et al.^[24], la restrizione articolare è stata creata, invece, da una modifica della calzatura ed il gesto del salto sul posto è stato eseguito dagli stessi soggetti anche con una calzatura normale. Le conseguenze sul momento articolare trovate hanno il grande limite di non aver una conferma attraverso l'elettromiografo.

Macrum et al.^[25], hanno posto delle pedane inclinate orizzontalmente sulle quali effettuare gli *squat* per verificare le conseguenze cinematiche e biomeccaniche. I limiti del suo studio sono i seguenti: i *markers* sono posizionati sulla scarpa, la dinamica dello *squat* non è controllata, ma è un effetto voluto dagli autori perché il loro intento era verificare la cinematica imposta dalla limitazione del piede, ed infine vi è una bassa dimensione dell'effetto dei risultati elettromiografici. L'unico tra gli elaborati presentati che analizza una situazione sperimentale statica è quello di Khamis et al.^[23] con un'iperpronazione del piede indotta a diversi gradi.

Fong et al.^[26] hanno descritto una situazione di salto in avanti, partendo da un ripiano sopraelevato con misurazioni del ROM di flessione dorsale di caviglia per verificarne poi le correlazioni con l'arto inferiore. Gli autori, però, pongono un limite ai risultati trovati, affermando che la restrizione della tibio-tarsica spiegherebbe la variabilità di mobilità del ginocchio in flessione e delle forze di reazione solo rispettivamente del 22% e 17%, non considerando tutta la funzione della muscolatura che non è stata indagata dal punto di vista elettromiografico nello studio. Inoltre non hanno informazioni riguardo precedenti traumi a livello della caviglia, subiti dai soggetti partecipanti allo studio, che sarebbero un probabile fattore predisponente ad altri traumi e che quindi inficerebbero le conclusioni.

Sempre di salto di parla anche nello studio di Lebedowska et al.^[22] che, però, poi analizza le conseguenze durante l'atterraggio su un piede in tre diversi modi.

Duquette et al.^[27] hanno, infine, simulato l'appoggio durante la fase del cammino tramite un pendolo a cui viene criticato il fatto di non riprodurre la reale dinamica del passo. Inoltre anche il criterio che è stato assegnato al muscolo tibiale anteriore per essere definito affaticato, cioè non in grado di mantenere a lungo la massima flessione dorsale attiva, è stato oggetto di discussione.

Risvolti clinici

Una possibile conseguenza derivante dagli studi di Fong et al.^[26] e Macrum et al.^[25] è la possibilità che una restrizione articolare della tibio-tarsica possa determinare conseguenze sulla mobilità a livello del ginocchio, con una maggiore probabilità di riportare traumi distorsivi.

La conclusione a cui è giunto Fong, che un maggior angolo di flessione dorsale di caviglia a ginocchio esteso è associato ad una maggiore mobilità in flessione di ginocchio e ad una diminuzione delle forze di reazione del terreno, porta a delle considerazioni biomeccaniche riguardo i fattori di rischio di lesione del legamento crociato anteriore. Un aumento di flessione dorsale può, infatti, ridurre il carico sul legamento; invece, in caso di restrizione articolare a livello della tibio-tarsica, le sollecitazioni sarebbero maggiori. In questo studio^[26] non risulta esserci correlazione significativa tra una restrizione della tibiotarsica ed un aumento di valgismo di ginocchio che invece è presente nelle conclusioni di Macrum et al.. Questi autori^[25] hanno tratto le seguenti conclusioni causate da una restrizione di mobilità della tibio-tarsica determinata da uno *squat* su superficie inclinata: diminuzione della flessione di ginocchio, aumento del valgismo e della mobilità mediale del ginocchio, diminuzione dell'attività del quadricipite. La diminuzione di mobilità in flessione di ginocchio di circa 15° pari al 16% della mobilità è compensata da un aumento del valgismo del 18%. Quest'aspetto implica una maggiore possibilità di lesione al legamento crociato anteriore e può essere un fattore predisponente allo sviluppo di una sindrome femorotulea. Ad avvalorare quest'ultima ipotesi c'è anche la diminuzione di attività del quadricipite la cui contrazione aiuta a controllare il movimento a livello del ginocchio. Lo studio di Macrum et al.^[25] può essere correlato ad un lavoro di Powers^[2], dal quale è emerso che una delle cause principali dello sviluppo del dolore femoro-rotuleo, sarebbe un mal allineamento dell'arto inferiore, non solo in termini strutturali di valgismo, ma anche di adduzione femorale (in relazione alla pelvi) ed abduzione tibiale (in relazione al femore). Questi parametri andrebbero ad aumentare l'angolo Q⁸ durante gesti dinamici con la conseguenza di una maggior pressione rotulea sul condilo laterale del femore.

Prendendo spunto da questo, tra gli studi compresi tra i risultati di questa revisione vi è quello di Khamis et al.^[23] che evidenziano un aumento della rotazione interna del femore come conseguenza di una iper-pronazione a livello del piede. Di conseguenza ciò può essere un fattore

⁸ L'angolo Q è determinato dall'angolo formato dall'intersezione della linea disegnata tra la spina iliaca antero-superiore e il punto medio della rotula con quella disegnata dalla tuberosità tibiale passante per il punto medio della rotula.

contribuente per lo sviluppo di problematiche a livello del ginocchio tra cui la sindrome femoro-rotulea^[28, 29], anche se in statica risulta essere meno significativo che in dinamica.

La deambulazione su superfici inclinate (e anche sconnesse) porta sicuramente il corpo umano ad affaticarsi maggiormente e più in fretta in virtù delle maggiori forze di reazione da parte del terreno a cui deve opporsi per rimanere in equilibrio. Questo può portare ad una maggiore possibilità di rischio per traumi ed infortuni^[20] e ad un aumentato costo energetico per soggetti anziani o con difficoltà fisiche; in particolare se vi sono differenze di restrizioni articolari tra i due arti inferiori, è maggiore il rischio di sviluppare problematiche come mal di schiena, artriti o artrosi ad anca e ginocchio e fratture da stress^[19]. Sempre in questo studio di Dixon et al., gli autori hanno notato un aumento notevole del ROM a livello delle anche che potrebbe essere un fattore predisponente allo sviluppo di patologie in soggetti che presentano già instabilità articolari o debolezza muscolare. Anche a livello del piede, la superficie inclinata trasversalmente e quindi il conseguente aumento di inversione per l'arto DS e quello di eversione per l'arto US causato dalla differente posizione dell'articolazione sotto-astragalica predispongono un maggior stress sui compartimenti legamentosi laterali (DS) e mediali (US).

Uno dei fattori che porta ad una fatica maggiore è l'aumento delle forze di reazione dal terreno che, nello studio di McIntosh et al.^[21], incrementano notevolmente in direzione antero-posteriore poiché la superficie su cui i soggetti camminano è inclinata verso l'alto. Questa affermazione è confermata anche da uno studio di Hagins et al.^[30], che non è stato inserito nella revisione poiché valuta soltanto ballerine (8), dopo aver osservato i risultati a livello muscolare e biomeccanico di atterraggi dopo un salto su superfici inclinate di vari gradi.

Una restrizione articolare a livello tibio-tarsica può anche influire sulla potenza articolare della catena cinetica dell'arto inferiore. Infatti lo studio di Arakawa et al.^[24] afferma che, durante un salto con ROM di caviglia in flessione dorsale limitato, la potenza negativa al ginocchio si riduce a causa dell'annullamento dell'energia trasferita attraverso il muscolo gastrocnemio. Esso è il maggior generatore di forza eccentrica a livello del ginocchio durante un salto verticale e quindi, riducendo il suo apporto con la restrizione di movimento a livello del piede, la potenza negativa diminuisce. Secondo gli autori, sarebbe il primo studio sperimentale che determina l'influenza di un muscolo bi-articolare durante il salto verticale. La stessa cosa, però, non si ripeterebbe con retto e ischio-

crurali, che seppur muscoli bi-articolari come il gastrocnemio, non contribuirebbero con il medesimo peso alla diminuzione di potenza articolare a livello dell'anca. La causa, in questo caso, sarebbe da addurre alla limitazione del ROM in estensione nei soggetti con restrizione di flessione dorsale di caviglia.

Un'altra conclusione a livello muscolare la determinano infine Duquette et al.^[27], secondo il cui studio, la risposta del muscolo tibiale anteriore non dipende dall'angolo di flessione del piede, ma dal grado di affaticamento del muscolo stesso.

Soggetti con una restrizione articolare a livello del piede possono avere ripercussioni sulla dinamica del corpo, tra cui i parametri di *stiffness* e *damping*. Secondo Lebedowska et al.^[22] andrebbero ad inficiare la componente verticale della forza di reazione dal terreno, ma non influirebbero sulla stabilità del singolo arto inferiore, intesa come abilità di un sistema di raggiungere uno stato differente.

6. CONCLUSIONI

Questa tesi non ha risposto in maniera completa al quesito iniziale.

Nella maggior parte degli studi presi in considerazione, la comparazione dei parametri indagati non era pienamente sovrapponibile e statisticamente non significativa.

Pertanto, dalla revisione delle letteratura effettuata, non è possibile affermare che un deficit di restrizione di movimento a livello della tibio-tarsica porti a conseguenze univoche sulla catena cinetica dell'arto inferiore in tutti i suoi parametri articolari, muscolatura, forze di reazione del terreno.

Al momento la variabilità dei *setting* sperimentali, la difficoltà nel reperire un campione di soggetti omogeneo e con conclamato deficit articolare, i diversi modi di riproduzione artificiale di una restrizione di movimento con tutti i limiti del caso sono i principali motivi per cui questa revisione non ha portato ad avere evidenze.

Migliorare ed uniformare questi parametri potrebbe essere una frontiera possibile per estendere il concetto di interdipendenza regionale anche al piede con evidenze scientifiche, come lo è stato in altri distretti. Un'altra possibilità potrebbe essere quella di partire da un campione di soggetti con una determinata situazione di patologica o disfunzione e valutare se una restrizione di movimento di flessione dorsale ne è correlata, come è stato fatto da Powers ed altri autori con un'eccessiva rotazione interna di femore nello sviluppo della sindrome femoro-rotulea.

7. KEY POINTS

- L'interdipendenza regionale è un concetto in divenire che si focalizza prima di tutto sull'*impairment* presente in segmenti prossimali o distali alla sede del dolore. Disturbi apparentemente non correlati in aree anatomiche lontane possono, infatti, contribuire o essere associati alla causa dei sintomi del paziente.
- Non sono state trovate evidenze riguardo le relazioni tra una restrizione di movimento a livello della tibio-tarsica e la catena cinetica dell'arto inferiore.
- La criticità principale è quella di non poter sovrapporre i risultati degli studi per differenze metodologiche, di caratteristiche del campione e di setting sperimentali.
- Ci possono essere, però, dei risvolti clinici pratici:
 - Una restrizione di movimento a livello tibio-tarsico porterebbe ad un aumento delle forze di reazione sul ginocchio e ad un maggior stress sul legamento crociato anteriore;
 - Un deficit in flessione dorsale di caviglia porterebbe ad un aumento del valgismo a livello del ginocchio ed ad una riduzione dell'attività del quadricipite che favorirebbero l'insorgenza della sindrome femororotulea, patologia già studiata in quanto ad interdipendenza regionale con l'anca;
 - La diminuzione del movimento a livello del piede potrebbe essere anche la causa di una diminuzione della potenza articolare a livello del ginocchio durante un semplice salto verticale.

8. BIBLIOGRAFIA

1. Wainner, R.S., *Regional Interdependence: A Musculoskeletal Examination Model Whose Time Has Come*. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 2007.
2. Powers, C.M., *The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective*. J Orthop Sports Phys Ther, 2003. 33(11): p. 639-46.
3. Cliborne, A.V., et al., *Clinical hip tests and a functional squat test in patients with knee osteoarthritis: reliability, prevalence of positive test findings, and short-term response to hip mobilization*. J Orthop Sports Phys Ther, 2004. 34(11): p. 676-85.
4. Deyle, G.D., et al., *Physical therapy treatment effectiveness for osteoarthritis of the knee: a randomized comparison of supervised clinical exercise and manual therapy procedures versus a home exercise program*. Phys Ther, 2005. 85(12): p. 1301-17.
5. Deyle, G.D., et al., *Effectiveness of manual physical therapy and exercise in osteoarthritis of the knee. A randomized, controlled trial*. Ann Intern Med, 2000. 132(3): p. 173-81.
6. Childs, J.D., et al., *A clinical prediction rule to identify patients with low back pain most likely to benefit from spinal manipulation: a validation study*. Ann Intern Med, 2004. 141(12): p. 920-8.
7. Cibulka, M.T., et al., *Unilateral hip rotation range of motion asymmetry in patients with sacroiliac joint regional pain*. Spine (Phila Pa 1976), 1998. 23(9): p. 1009-15.
8. Porter, J.L. and A. Wilkinson, *Lumbar-hip flexion motion. A comparative study between asymptomatic and chronic low back pain in 18- to 36-year-old men*. Spine (Phila Pa 1976), 1997. 22(13): p. 1508-13; discussion 1513-4.
9. Whitman, J.M., et al., *A comparison between two physical therapy treatment programs for patients with lumbar spinal stenosis: a randomized clinical trial*. Spine (Phila Pa 1976), 2006. 31(22): p. 2541-9.
10. Cleland, J.A., et al., *Examination of a clinical prediction rule to identify patients with neck pain likely to benefit from thoracic spine thrust manipulation and a general cervical range of motion exercise: multi-center randomized clinical trial*. Phys Ther, 2010. 90(9): p. 1239-50.
11. Strunce, J.B., et al., *The immediate effects of thoracic spine and rib manipulation on subjects with primary complaints of shoulder pain*. J Man Manip Ther, 2009. 17(4): p. 230-6.
12. Mintken, P.E., et al., *Some factors predict successful short-term outcomes in individuals with shoulder pain receiving cervicothoracic manipulation: a single-arm trial*. Phys Ther, 2010. 90(1): p. 26-42.
13. Brantingham, J.W., et al., *Sagittal plane blockage of the foot, ankle and hallux and foot alignment-prevalence and association with low back pain*. Journal of Chiropractic Medicine, 2006. 5(4): p. 123-127.
14. Blackwood, C.B., et al., *The midtarsal joint locking mechanism*. Foot Ankle Int, 2005. 26(12): p. 1074-80.
15. Rao, S., et al., *The effect of foot structure on 1st metatarsophalangeal joint flexibility and hallucal loading*. Gait Posture, 2011. 34(1): p. 131-7.
16. Barnes, A., J. Wheat, and C.E. Milner, *Fore- and Rearfoot Kinematics in High- and Low-Arched Individuals During Running*. Foot & Ankle International, 2011. 32(07): p. 710-716.
17. Wilken, J., et al., *The effect of arch height on kinematic coupling during walking*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2011. 26(3): p. 318-23.

18. Moseley, A.M., J. Crosbie, and R. Adams, *High- and low-ankle flexibility and motor task performance*. *Gait & Posture*, 2003. 18(2): p. 73-80.
19. Dixon, P.C. and D.J. Pearsall, *Gait dynamics on a cross-slope walking surface*. *J Appl Biomech*, 2010. 26(1): p. 17-25.
20. Kwon, Y.H., et al., *The effects of railroad ballast surface and slope on rearfoot motion in walking*. *J Appl Biomech*, 2012. 28(4): p. 457-65.
21. McIntosh, A.S., et al., *Gait dynamics on an inclined walkway*. *J Biomech*, 2006. 39(13): p. 2491-502.
22. Lebledowska, M.K., T.M. Wenthe, and M. Dufour, *The influence of foot position on body dynamics*. *J Biomech*, 2009. 42(6): p. 762-6.
23. Khamis, S. and Z. Yizhar, *Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position*. *Gait Posture*, 2007. 25(1): p. 127-34.
24. Arakawa, H., et al., *The Effects of Ankle Restriction on the Multi-Joint Coordination of Vertical Jumping*. *J Appl Biomech*, 2012.
25. Macrum, E., et al., *Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat*. *J Sport Rehabil*, 2012. 21(2): p. 144-50.
26. Fong, C.M., et al., *Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics*. *J Athl Train*, 2011. 46(1): p. 5-10.
27. Duquette, A.M. and D.M. Andrews, *Tibialis anterior muscle fatigue leads to changes in tibial axial acceleration after impact when ankle dorsiflexion angles are visually controlled*. *Hum Mov Sci*, 2010. 29(4): p. 567-77.
28. Souza, R.B., et al., *Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis*. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2010. 40(5): p. 277-85.
29. Yang, N.H.H., K. Y.; Farrokhi, S.; Powers, C. M., *Increase Patella Cartilage Stress with Internal Femoral Rotation: Evaluation Using Finite Element Analysis*. 2011.
30. Hagins, M., et al., *The effect of an inclined landing surface on biomechanical variables during a jumping task*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2007. 22(9): p. 1030-6.

ALLEGATI

Le tabelle dei risultati degli studi inseriti nella revisione

Macrum et al. [25]

Peak Joint Angles (°) During the Descending Phase of the Squat for Each Condition, Mean ± SD (95% Confidence Interval)

	No wedge	Wedge	P	F ₂₈	Effect size
Knee					
Flexion (+) / extension (-)	95.7 ± 17.7 (89.1, 102.3)	81.1 ± 19.2 (70.8, 91.4)	<.01	44.77	0.81
extension (+) / flexion (-)	-14 ± 12 (-4.6, -23)	-4.1 ± 13 (-5.1, -2.9)	.02	6.01	0.21
Internal rotation (+) / external rotation (-)	9.0 ± 8.1 (1.0, 17.1)	9.9 ± 8.0 (6.3, 13.4)	.64	0.22	0.07
Angle planar flexion (+) / lateral flexion (-)	-28.0 ± 6.4 (-30.3, -25.6)	-30.0 ± 6.3 (-32.4, -27.6)	<.01	8.71	0.31
Hip					
extension (+) / flexion (-)	-62.7 ± 11.6 (-67.3, -57.1)	-61.4 ± 14.0 (-68.3, -54.5)	.45	0.39	0.08
abduction (+) / adduction (-)	-14 ± 14 (-4.7, -21)	-15 ± 13 (-4.1, -26)	.02	2.55	0.25
internal rotation (+) / external rotation (-)	-4.0 ± 11 (-3.6, -4.5)	-3.2 ± 14 (-6.6, -0.1)	.09	1.01	0.21

Average EMG (%MVIC) During the Descending Phase of the Squat for Each Condition, Mean ± SD (95% Confidence Interval)

	No wedge	Wedge	P	F ₂₈	Effect size
Vastus lateralis	62.4 ± 21.8 (53.9, 70.8)	55.1 ± 18.6 (47.9, 62.3)	<.01	12.23	0.33
Vastus medialis oblique	66.3 ± 26.1 (56.2, 76.4)	61.2 ± 21.1 (53.0, 69.4)	.03	5.63	0.20
Soleus	21.8 ± 2.6 (16.3, 27.9)	23.4 ± 2.4 (18.0, 29.7)	.03	5.46	0.64
Lateral gastrocnemius	18.5 ± 11.2 (14.2, 22.9)	19.8 ± 12.4 (15.0, 24.6)	.21	1.68	0.10

Displacement Values (°) for Each Condition, Mean ± SD (95% Confidence Interval)

	No wedge	Wedge	P	F ₂₈	Effect size
Knee					
sagittal plane	100.2 ± 16.8 (93.6, 106.9)	85.1 ± 18.5 (77.9, 92.6)	<.01	41.8	0.82
frontal plane	17.7 ± 11.3 (13.4, 22.0)	16.9 ± 11.2 (12.6, 21.1)	.15	2.23	0.07
rotation	13.8 ± 9.1 (10.4, 17.3)	12.6 ± 9.2 (9.1, 16.1)	.39	0.78	0.13
Ankle sagittal plane	28.8 ± 6.0 (26.5, 31.1)	21.3 ± 5.9 (19.0, 23.5)	<.01	110.17	1.25
Hip					
sagittal plane	70.7 ± 14.7 (65.2, 76.3)	71.9 ± 14.5 (66.4, 77.5)	.29	1.16	0.08
frontal plane	7.1 ± 3.7 (5.7, 8.5)	8.6 ± 4.8 (6.8, 10.4)	.09	3.04	0.31
rotation	21.6 ± 11.1 (17.3, 25.8)	21.3 ± 11.6 (16.9, 25.7)	.70	0.15	0.03
Body center of mass x (m)	0.05 ± 0.03 (0.05, 0.07)	0.07 ± 0.03 (0.06, 0.08)	<.01	13.5	0.71

Range of motion was calculated by subtracting the minimum and maximum values during the descending phase of the squat. Center of mass in the x direction corresponds to anteroposterior displacement.

Peak Joint Angles (°) During the Descending Phase of the Squat for Each Condition, Mean ± SD (95% Confidence Interval)

	No wedge	Wedge	P	F ₂₈	Effect size
Knee					
flexion (+)/extension (-)	96.7 ± 17.3 (89.1, 102.3)	81.1 ± 19.2 (73.8, 88.4)	<.01	46.77	0.81
varus (+)/valgus (-)	-3.4 ± 3.2 (-4.6, -2.2)	-4.1 ± 3.5 (-5.3, -2.8)	.02	6.45	0.21
internal rotation (+)/external rotation (-)	10.0 ± 8.1 (7.0, 13.1)	9.4 ± 8.0 (6.3, 12.4)	.64	0.23	0.07
Ankle plantar flexion (+)/dorsiflexion (-)					
	-28.0 ± 6.4 (-30.5, -25.6)	-30.0 ± 6.3 (-32.4, -27.6)	<.01	8.71	0.31
Hip					
extension (+)/flexion (-)	-62.2 ± 13.6 (-67.5, -57.1)	-63.1 ± 14.0 (-68.5, -57.83)	.45	0.59	0.06
adduction (+)/abduction (-)	-3.4 ± 3.4 (-4.7, -2.1)	-2.5 ± 3.3 (-4.1, -0.82)	.12	2.55	0.26
internal rotation (+)/external rotation (-)	-6.0 ± 3.9 (-7.6, -4.5)	-5.2 ± 3.4 (-6.6, -3.9)	.09	3.01	0.20

Major parameters of jumping performance. The mean and standard deviation values of the subjects are shown for each condition.

	NJ	ARJ
COM jump height (m)	0.292 ± 0.035	0.192 ± 0.021 ^{****}
COM minimum height (m)	0.538 ± 0.055	0.575 ± 0.051 ^{****}
COM height at takeoff (m)	1.105 ± 0.059	1.026 ± 0.049 ^{****}
Maximal vertical GRF (N)	1311 ± 220	1189 ± 192 [*]

* $P < .05$, ** $P < .01$, *** $P < .005$, **** $P < .001$, significant difference between NJ and ARJ.

The mechanical outputs of each lower limb joint. The mean and standard deviation values are shown for the NJ and ARJ conditions.

	NJ	ARJ
<i>Maximal power (W)</i>		
Hip	1217 ± 245	1174 ± 231
Knee	827 ± 346	1276 ± 326 ^{****}
(Hip + Knee)	1789 ± 370	2215 ± 394 ^{****}
Ankle	1758 ± 387	37 ± 30 ^{****}
<i>Joint work (J)</i>		
Hip	236 ± 58	191 ± 43 ^{****}
Knee	92 ± 34	144 ± 36 ^{****}
(Hip + Knee)	327 ± 79	335 ± 74
Ankle	138 ± 28	2 ± 3 ^{****}

* $P < .05$, ** $P < .01$, *** $P < .005$, **** $P < .001$, significant difference between NJ and ARJ.

Sagittal plane angle values (degrees) evaluated at representative gait cycle events. Associated *p* values for each relevant pairwise comparison are also presented.

Joint	Event	DS Cross	DS Level	US Cross	US Level	DS Level by DS Cross	DS Cross by US Cross	US Level by US Cross
Ankle	A ₂	12.6 (3.8)	14.9 (2.8)	15.4 (4.1)	14.2 (4.1)	0.008*	0.549	0.046*
	TO	-12.7 (7.9)	-7.8 (5.3)	-8.0 (3.3)	-10.8 (5.6)	0.026*	0.127	0.133
Knee	HS	4.9 (5.8)	4.7 (5.0)	4.6 (8.5)	2.9 (8.0)	1.000	1.000	<0.001*
Hip	H ₄	25.5 (5.5)	24.9 (5.7)	27.4 (6.5)	24.3 (6.0)	0.735	1.000	<0.001*

Note. Group means and standard deviations.
*Indicates significant difference.

Coronal plane angle values (degrees) evaluated at representative gait cycle events. Associated *p* values for each relevant pairwise comparison are also presented.

Joint	Event	DS Cross	DS Level	US Cross	US Level	DS Level by DS Cross	DS Cross by US Cross	US Level by US Cross
Ankle	HS	4.0 (4.3)	2.6 (3.8)	3.1 (4.8)	4.1 (4.8)	0.027*	1.000	<0.001*
	TO	6.8 (5.0)	5.7 (4.1)	5.0 (4.8)	6.3 (5.3)	0.203	0.817	0.030*
Hip	HS	1.1 (2.6)	1.9 (2.5)	5.2 (5.0)	3.4 (4.0)	0.023*	0.198	0.088
	TO	-4.6 (1.8)	-3.1 (2.1)	3.4 (4.6)	1.0 (3.9)	0.004*	<0.001*	<0.001*

Note. Group means and standard deviations.
*Indicates significant difference.

Sagittal plane JRM values evaluated at representative gait cycle events. Associated *p* values for each relevant pairwise comparison are also presented.

Joint	Event	DS Cross	DS Level	US Cross	US Level	DS Level by DS Cross	DS Cross by US Cross	US Level by US Cross
Knee	MaxF _{z2}	-0.08 (0.27)	-0.05 (0.25)	0.06 (0.27)	-0.12 (0.37)	1.000	1.000	0.009*

Note. Group means and standard deviations.
*Indicates significant difference.

Coronal plane JRM values evaluated at representative gait cycle events. Associated *p* values for each relevant pairwise comparison are also presented.

Joint	Events	DS Cross	DS Level	US Cross	US Level	DS Level by DS Cross	DS Cross by US Cross	US Level by US Cross
Ankle	MaxF _{x1}	-0.03 (0.09)	-0.01 (0.08)	0.17 (0.08)	0.11 (0.08)	0.493	<0.001*	<0.001*
	MinF _x	0.00 (0.08)	0.01 (0.08)	0.13 (0.08)	0.08 (0.07)	1.000	0.004*	<0.001*
Hip	MaxF _{x1}	2.15 (0.22)	0.70 (0.12)	-1.07 (0.20)	0.42 (0.20)	<0.001*	<0.001*	<0.001*
	MinF _x	1.54 (0.21)	0.50 (0.10)	-0.67 (0.14)	0.37 (0.10)	<0.001*	<0.001*	<0.001*
	MaxF _{x2}	2.20 (0.40)	0.73 (0.19)	-1.00 (0.24)	0.53 (0.17)	<0.001*	<0.001*	<0.001*

Note. Group means and standard deviations.
*Indicates significant difference.

Mediolateral GRFs (N/kg) evaluated at representative gait cycle events. Associated *p* values for each relevant pairwise comparison are also presented.

F _y	DS Cross	DS Level	US Cross	US Level	DS Cross by DS Level	DS Cross by US Cross	US Cross by US Level
MaxF _{y1}	1.54 (0.20)	0.42 (0.14)	-1.00 (0.29)	0.27 (0.09)	<0.001*	<0.001*	<0.001*
MinF _y	1.07 (0.18)	0.31 (0.09)	-0.58 (0.14)	0.23 (0.05)	<0.001*	<0.001*	<0.001*
MaxF _{y2}	1.69 (0.26)	0.57 (0.17)	-0.85 (0.25)	0.41 (0.14)	<0.001*	<0.001*	<0.001*

Note. Group means and standard deviations.
*Indicates significant difference.

Results of ANOVAs, Tukey and Duncan tests on joint kinematic parameters

Segment or joint	Parameter	Between subject significance (p-value)	Between condition (incline angle) significance (p-value)	Main findings of significance between incline angles ^a (Tukey and Duncan tests)
Pelvis	Pelvic tilt	0.001	0.001	
Hip angle	Heel strike	0.001	0.001	All incline angles
	Max ext	0.001	0.636	None
Knee angle	Heel strike	0.001	0.001	All positive angles
	Max flex in St	0.001	0.001	All absolute angles
	Min flex in St	0.004	0.001	All negative angles
	Max flex Sw	0.001	0.001	
Ankle angle	Heel strike	0.001	0.001	+ 5° and + 8°
	Max DF in St	0.006	0.001	All absolute angles
	Max PF in St	0.001	0.001	All positive angles
	Max DF in Sw	0.001	0.001	

NB: Ext = Extension, Flex = Flexion, St = Stance phase, Sw = Swing phase, DF = Dorsi flexion, PF = Plantar flexion.

^aAll incline angles = significant difference between each change in incline angle. All positive/negative angles = significant difference between each change in positive/negative incline angle, no significant difference between negative/positive incline angles. All absolute angles = significant difference between absolute values of incline angles, e.g. 0° to ± X°, no significant difference between + X° and -X°. None = No significant difference. Blank cell = Significant differences were noted but with no particular pattern.

Results of ANOVAs, Tukey and Duncan tests on joint kinetic and ground reaction force data

Kinetic data	Parameter	Between subject significance (p-value)	Between condition (incline angle) significance (p-value)	Main findings of significance between incline angles ^a (Tukey and Duncan tests)
GRF	GRF _{y1}	0.011	0.000	
	GRF _{y2}	0.150	0.000	+ 5° and + 8°
	GRF _{x1}	0.000	0.000	
	GRF _{x2}	0.000	0.000	
Hip moments during stance	Peak 1	0.054	0.000	± 8° and ± 10°
	Peak 2	0.001	0.000	± 8° and ± 10°
	HS (Ext)	0.000	0.000	
	Max flex	0.001	0.000	
Knee moments	Heel strike	0.000	0.014	
	Opp foot off	0.025	0.000	
Ankle joint moment in stance	Loading	0.000	0.000	
	Max plantar flex	0.025	0.000	
Hip joint power (HP) (+ve = gen)	HP 1	0.016	0.000	All incline angles
	HP 2	0.000	0.000	All absolute angles
	HP 3	0.079	0.000	All absolute angles
	HP 4	0.000	0.000	
Knee joint power (KP)	KP 1	0.000	0.000	0° and -5°
	KP 2	0.096	0.000	All positive angles
	KP 3	0.000	0.000	0° and ± 5°
Ankle joint power (AP)	AP 1	0.274	0.000	
	AP 2	0.012	0.000	0° and 5°, 5° and 8°

N.B. HS (Ext) = heel strike (extensor moment), Max = maximum, Flex = flexion, Opp = opposite.

^aKey as for Table 3.

Summary of tempo-spatial results

Angle of incline	-10°	-8°	-5°	0°	+ 5°	+ 8°	+ 10°
Cadence (strides/s)	1.14	1.14	1.12	1.09	1.05	1.06	1.06
SD	0.06	0.05	0.06	0.05	0.03	0.02	0.06
Stride length (m)	1.50	1.50	1.47	1.41	1.55	1.62	1.60
SD	0.15	0.14	0.13	0.08	0.14	0.14	0.14
Walking speed (m/s)	1.72	1.74	1.66	1.57	1.68	1.76	1.73
SD	0.19	0.18	0.14	0.12	0.16	0.19	0.21

The group mean and standard deviations (SD) are shown for each condition.

Khamis et al. [23]

Changes in segmental alignment (degrees) between modes

	Left mean (S.D. error mean)	Left sig.	Right mean (S.D. error mean)	Right sig.
Calcaneal eversion angle				
W0	7.18 (0.54)	<0.0001	7.58 (0.57)	0.052
W1	9.78 (0.71)		8.77 (0.72)	
W1	9.78 (0.71)	<0.0001	8.77 (0.72)	0.286
W2	11.66 (0.82)		9.31 (0.89)	
W2	11.66 (0.82)	<0.0001	9.31 (0.89)	<0.0001
W3	14.24 (1.03)		13.52 (1.04)	
W0	7.18 (0.54)	<0.0001	7.58 (0.57)	<0.0001
W3	14.24 (1.03)		13.52 (1.04)	
Shank rotation angle				
W0	-8.34 (1.04)	<0.0001	-8.36 (0.95)	<0.0001
W1	-5.99 (1.09)		-5.92 (1.01)	
W1	-5.99 (1.09)	<0.0001	-5.92 (1.01)	<0.0001
W2	-4.11 (1.06)		-4.47 (1.00)	
W2	-4.11 (1.06)	0.005	-4.47 (1.00)	0.002
W3	-3.39 (1.04)		-3.61 (1.06)	
W0	-8.34 (1.04)	<0.0001	-8.36 (0.95)	<0.0001
Hip rotation angle				
W0	-2.48 (0.73)	<0.0001	-3.66 (1.07)	<0.0001
W1	-1.11 (0.83)		-1.57 (1.06)	
W1	-1.11 (0.83)	0.002	-1.57 (1.06)	<0.0001
W2	-0.43 (0.85)		-0.19 (1.04)	
W2	-0.43 (0.85)	<0.0001	-0.19 (1.04)	0.009
W3	0.43 (0.82)		0.55 (1.06)	
W0	-2.48 (0.73)	<0.0001	-3.66 (1.07)	<0.0001
W3	0.43 (0.82)		0.55 (1.06)	

W0: standing directly on the floor, W1: first wedge (10° angle), W2: second wedge (15° angle), W3: third wedge (20° angle). Level of significance: $p < 0.05$.

Changes in sagittal pelvic alignment (degrees) between modes

	Mean (S.D. error mean)	Sig.
Pelvic tilt angle		
W0	12.19 (0.81)	0.002
W1	12.71 (0.80)	
W1	12.71 (0.80)	0.046
W2	13.00 (0.81)	
W2	13.00 (0.81)	0.106
W3	13.30 (0.76)	
W0	12.19 (0.81)	<0.0001
W3	13.30 (0.76)	

W0: standing directly on the floor, W1: first wedge (10° angle), W2: second wedge (15° angle), W3: third wedge (20° angle). Level of significance: $p < 0.05$.

Fong et al. [26]

Correlations for Extended-Knee Ankle-Dorsiflexion

Range of Motion	Criterion Variable	r	P Value
	Knee-flexion displacement	0.464	.029*
	Knee-valgus displacement	-0.290	.091
	Vertical ground reaction force	-0.411	.014*
	Posterior ground reaction force	-0.412	.014*

* Indicates significant correlation between variables.

Duquette et al.^[27]

Analysis of the means (±standard deviations) of dependent variables.

		PA (g)	TPA (ms)	AS (g/s)
Angle range 1 (1.0–3.0°)	NF	13.7 (2.4)	10.6 (1.8)	1764* (355)
	F	11.8 (3.5)	11.5 (1.8)	1307* (538)
Angle range 2 (3.01–5.1°)	NF	11.7* (3.3)	10.9 (2.0)	1393* (496)
	F	9.7* (4.1)	10.9 (1.1)	1081* (332)
Angle range 3 (5.11–7.1°)	NF	11.3* (4.1)	10.6 (1.9)	1313 (528)
	F	9.9* (3.6)	11.1 (1.9)	1228 (531)
Angle range 4 (7.11–9.2°)	NF	10.9* (2.5)	9.8* (1.7)	1423* (534)
	F	9.5* (2.4)	10.5* (1.4)	1194* (461)

PA = peak tibial acceleration; TPA = time to peak tibial acceleration; AS = acceleration slope; NF = non-fatigued state and F = fatigued state.
* p < .05 (NF vs. F).

Lebiedowska et al.^[22]

The effect of foot landing position on body dynamics in non-disabled controls.

	HEEL (mean ± SD)	MID-FOOT (mean ± SD)	TOE (mean ± SD)
Period of Vertical Body oscillations T(s)	0.23 ± 0.04 ¹	0.24 ± 0.03 ²	0.32 ± 0.04 ^{1,2}
Frequency f=T ⁻¹ of Vertical Body oscillations (s ⁻¹)	4.35 ± 0.75 ¹	4.17 ± 0.52 ²	3.13 ± 0.39 ^{1,2}
Vertical Body Stiffness (kN m ⁻¹)	61.63 ± 21.32 ¹	56.25 ± 15.28 ²	29.77 ± 12.05 ^{1,2}
Vertical Body Damping (kN s m ⁻²)	1.11 ± 0.33 ¹	1.06 ± 0.24	0.73 ± 0.27 ¹
Dimensionless Vertical Body damping ζ	0.26 ± 0.08	0.24 ± 0.05	0.26 ± 0.03

¹ - statistically significant difference between toe and heel landing positions, p<0.01

² - statistically significant difference between toe and midfoot landing positions, p<0.01

SD=standard deviation.

Kwon et al.^[20]

Table 1. Summary of the spatiotemporal gait variables (mean ± SD; n = 20)

Parameter	Heel			Forefoot		
	0°	0°	0°	0°	0°	0°
Walk Velocity (m/s) ¹	1.41 ± 0.06 (0.0078)	1.38 ± 0.07 (0.0292)	1.11 ± 0.11 (0.2123)	1.45 ± 0.07 (0.0191)	1.37 ± 0.07 (0.0167)	1.18 ± 0.12 (0.1894)
Step Length (m) ^{1,2}	0.82 ± 0.01 (0.0025)	0.82 ± 0.01 (0.0024)	0.69 ± 0.01 (0.0139)	0.82 ± 0.01 (0.0025)	0.82 ± 0.01 (0.0025)	0.87 ± 0.02 (0.0142)
Step Rate (steps/min) ^{1,2}	113 ± 10 (0.0028)	112 ± 11 (0.0116)	111 ± 10 (0.0099)	118 ± 10 (0.0099)	117 ± 10 (0.0099)	116 ± 11 (0.0116)
Step Width (m) ^{1,2}	0.13 ± 0.01 (0.0025)	0.13 ± 0.01 (0.0025)	0.14 ± 0.01 (0.0031)	0.13 ± 0.01 (0.0025)	0.13 ± 0.01 (0.0025)	0.13 ± 0.01 (0.0025)
Stride Time (s) ^{1,2}	0.68 ± 0.01 (0.0025)	0.68 ± 0.01 (0.0025)	0.59 ± 0.01 (0.0015)	0.71 ± 0.01 (0.0025)	0.71 ± 0.01 (0.0025)	0.78 ± 0.01 (0.0025)
Toe-off angle (deg) ¹	7.1 ± 4.1 (0.0149)	8.4 ± 4.4 (0.0254)	17.4 ± 7.1 (0.1734)	10.0 ± 6.3 (0.1778)	12.7 ± 6.8 (0.1751)	14.2 ± 6.5 (0.0254)

Note: Data for both walking conditions were pooled for all statistical analyses. The values in parentheses are given in the cell diagonals. Values significantly different to total the condition are underlined. Significant differences between heel and forefoot conditions are indicated by superscripts. Significant differences between heel and forefoot conditions are indicated by superscripts. Significant differences between heel and forefoot conditions are indicated by superscripts. Significant differences between heel and forefoot conditions are indicated by superscripts.

Table 2. Summary of the rearfoot motion variables (mean ± SD; n = 20)

Peak Parameter	Heel			Forefoot		
	0°	0°	0°	0°	0°	0°
Inversion Velocity (°/s) ^{1,2}	51 ± 5.1 (0.0078)	51.3 ± 4.9 (0.0078)	14.7 ± 1.9 (0.0078)	60 ± 4.7 (0.0078)	54 ± 7.2 (0.0078)	51 ± 5.1 (0.0078)
Rotation Velocity (°/s) ^{1,2}	2.1 ± 1.4 (0.0078)	2.4 ± 2.0 (0.0078)	6.4 ± 4.2 (0.0078)	7.1 ± 5.3 (0.0078)	5.6 ± 4.3 (0.0078)	3.1 ± 1.6 (0.0078)
Rotation Acceleration (°/s ²) ^{1,2}	7.2 ± 1.8 (0.0078)	8.0 ± 2.3 (0.0078)	9.2 ± 1.4 (0.0078)	8.2 ± 2.4 (0.0078)	10.7 ± 4.7 (0.0078)	8.2 ± 1.8 (0.0078)
Inversion Velocity (°/s) ^{1,2}	-30.4 ± 4.0 (0.0078)	-31.2 ± 3.7 (0.0078)	-16.3 ± 2.5 (0.0078)	-36.1 ± 3.4 (0.0078)	-33.1 ± 3.1 (0.0078)	-30.4 ± 4.0 (0.0078)
Rotation Velocity (°/s) ^{1,2}	0.1 ± 0.2 (0.0078)	0.7 ± 2.2 (0.0078)	0.2 ± 0.1 (0.0078)	0.3 ± 0.6 (0.0078)	0.1 ± 0.2 (0.0078)	0.1 ± 0.2 (0.0078)
Acceleration (°/s ²) ^{1,2}	0.9 ± 0.1 (0.0078)	1.0 ± 0.1 (0.0078)	1.8 ± 0.1 (0.0078)	1.0 ± 0.1 (0.0078)	1.0 ± 0.1 (0.0078)	1.0 ± 0.1 (0.0078)

Note: The values in parentheses are given in the cell diagonals. Values significantly different to total the condition are underlined. Significant differences between heel and forefoot conditions are indicated by superscripts. Significant differences between heel and forefoot conditions are indicated by superscripts. Significant differences between heel and forefoot conditions are indicated by superscripts.