



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI  
DI GENOVA



## **Università degli Studi di Genova**

Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche

Dipartimento di Neuroscienze, Riabilitazione, Oftalmologia, Genetica e Scienze Materno-  
Infantili

### **Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici**

A.A 2013/2014

Campus Universitario di Savona

# **Artrocinematica dell'articolazione tibiotarsica: i movimenti accessori dell'astragalo in relazione ad un sistema a 6 gradi di libertà.**

Candidato:

**Francesco Guglielmini**

Relatore:

**Marcello Girardini**

# INDICE

<b>1. ABSTRACT</b>	<b>Pag. 3</b>
<b>2. INTRODUZIONE</b>	<b>Pag. 4</b>
<b>2.1. ANATOMIA</b>	<b>Pag. 4</b>
<b>2.1.1. STRUTTURE OSSEE</b>	<b>Pag. 4</b>
<b>2.1.2. LEGAMENTI</b>	<b>Pag. 6</b>
<b>2.1.3. MOVIMENTI DEL PIEDE</b>	<b>Pag. 8</b>
<b>2.2. ARTROCINEMATICA IN TERAPIA MANUALE</b>	<b>Pag. 9</b>
<b>2.3. OBIETTIVO DELLO STUDIO</b>	<b>Pag. 10</b>
<b>3. MATERIALI E METODI</b>	<b>Pag. 11</b>
<b>3.1. CRITERI DI INCLUSIONE</b>	<b>Pag. 11</b>
<b>3.2. DIAGRAMMA DI FLUSSO</b>	<b>Pag. 12</b>
<b>4. RISULTATI</b>	<b>Pag. 16</b>
<b>5. DISCUSSIONE</b>	<b>Pag. 23</b>
<b>6. CONCLUSIONE</b>	<b>Pag. 24</b>
<b>7. BIBLIOGRAFIA</b>	<b>Pag. 25</b>

## 1. ABSTRACT

**INTRODUZIONE.** Lo studio della cinematica della caviglia suscita interesse nella letteratura internazionale per le potenziali implicazioni in termini di diagnosi e trattamento sia conservativo che chirurgico. Alcune investigazioni in vitro ed in vivo giungono alla conclusione che l'articolazione tibio tarsica sia multiassiale e dotata di 6 gradi di libertà.

**OBIETTIVO.** Il terapeuta manuale, per definire quali tecniche utilizzare al fine di normalizzare gli impairments rilevati nel quadro clinico del paziente con problemi di dolore e rigidità articolari, deve conoscere al meglio gli aspetti artrocinematici della caviglia sana per avere un modello di riferimento sul quale impostare gli obiettivi di trattamento. Lo scopo della revisione è quello di ricercare in letteratura le informazioni presenti sul movimento nei 6 gradi di libertà dell'astragalo, in scarico, in carico e durante i movimenti del piede per comprendere quanto effettivamente si possa agire a livello dell'articolazione tibiotarsica e confermare con considerazioni quantitative ciò che è già noto sui fenomeni artrocinematici.

**MATERIALI E METODI.** Attraverso una ricerca nelle principali banche dati multimediali si sono reperiti 50 records rilevanti, dopo la lettura degli abstract sono stati selezionati ed analizzati secondo i criteri di inclusione 26 full-text, 19 articoli sono stati inclusi nella revisione.

**RISULTATI E DISCUSSIONE.** Dall'analisi della letteratura in merito alla mobilità della tibiotarsica nel soggetto sano, si evince che sono presenti studi che riguardano la biomeccanica e l'artrocinematica ma ancora pochi da cui il terapeuta manuale possa ricavare informazioni consistenti. Si è giunti comunque ad alcune conclusioni in accordo con gli studi analizzati: ci sono risultati quantitativi coerenti fra loro per quanto riguarda la lassità anteriore (4,64 mm), l'accoppiamento dei movimenti della tibiotarsica e sull'entità di alcune traslazioni e rotazioni nei sei gradi di libertà dell'astragalo, in carico e durante il movimento della caviglia. Non vi sono differenze in traslazione anteriore con caviglia in scarico o in carico di 100N mentre si rilevano differenze importanti in tutte le traslazioni e rotazioni con caviglia sottoposta a carico compressivo di 700 N, confermando l'importanza della geometria articolare ai fini della stabilità strutturale. Infine emerge come le donne siano maggiormente lasse rispetto agli uomini e come questo dato andrebbe considerato durante la valutazione funzionale e l'esame specifico di caviglie soggette a lesioni o con quadri di sospetta instabilità strutturale.

**Key Words:** *Talus; Ankle Joint; Movement; Subtalar joint; Biomechanical phenomena; Range of motion, articular; Ligaments, articular.*

## 2. INTRODUZIONE

### 2.1 ANATOMIA

Del complesso caviglia prendiamo in considerazione l'articolazione tibiotarsica e sottoastragalica con le loro componenti di stabilità strutturale.

#### 2.1.1 STRUTTURE OSSEE

##### *La tibia*

è un osso robusto di forma triangolare nella sua estremità distale, parallelo al perone ed in linea con il femore. La parte distale della tibia è formata da 5 superfici: la superficie inferiore si articola con la superficie trocleare dell'astragalo, il bordo della superficie laterale risulta essere più largo rispetto a quello mediale ed infine il bordo della superficie anteriore è più lungo di quello posteriore. Geometricamente, la superficie inferiore della tibia è una sezione di un tronco cono caratterizzato da un angolo mediale conico generalmente di  $22^{\circ} \pm 4^{\circ}$ . Quest'angolo è compreso in un range che va da  $0^{\circ}$  corrispondente ad una superficie cilindrica, fino a  $35^{\circ}$ . [Kapandji 1994], [Neumann, 2002].

##### *Il Perone ( o Fibula)*

si presenta di circa 4-5 volte più sottile della tibia ed è formato da un corpo e due estremità. Il corpo è rettilineo e ha forma prismatica triangolare. Delle tre facce quella laterale è liscia, salvo che al centro dell'osso dove si riscontra una depressione destinata ad accogliere i muscoli peronieri laterali. La faccia mediale è percorsa da un rilievo verticale, la cresta interossea, dove prende inserzione la membrana interossea della gamba. La faccia posteriore è rugosa per varie inserzioni muscolari. L'estremità superiore presenta una faccetta articolare piana, volta in alto e medialmente, in giunzione con la faccetta articolare della tibia; lateralmente si solleva una sporgenza piramidale, il processo stiloideo della fibula, dove prende inserzione il muscolo bicipite femorale. L'estremità inferiore si rigonfia nel malleolo laterale. La superficie mediale del malleolo si articola in alto con l'omologa faccetta tibiale, in basso con la superficie articolare dell'astragalo. Anteriormente ed inferiormente, la fibula, è sede, rispettivamente, dell'inserzione del legamento Talofibulare Anteriore e del legamento Calcaneofibulare. L'astragalo è l'osso localizzato tra i due malleoli laterale e mediale. Esso è ancorato attraverso legamenti forti ma non ha nessuna inserzione muscolare [Kapandji 1994], [Neumann, 2002].

## L'astragalo

si distinguono una testa e un corpo separati dal collo. La testa presenta una faccia articolare per lo scafoide, mentre il corpo nella parte superiore presenta la troclea per l'articolazione con la tibia e nella parte inferiore da tre facce articolari calcaneari: anteriore, media e posteriore. Le dimensioni generali dell'astragalo sono: lunghezza media 65,15 +/- 6,6mm, larghezza 48,4 mm +/- 7,2 e l'altezza di 41,7 mm +/- 5,7 mm. La troclea ha una larghezza media di 24,8 +/- 2,8 mm. L'angolo formato tra le faccia mediale e laterale misura 9,9° +/- 4,1° [Siegler et al.2014] (Figura A).

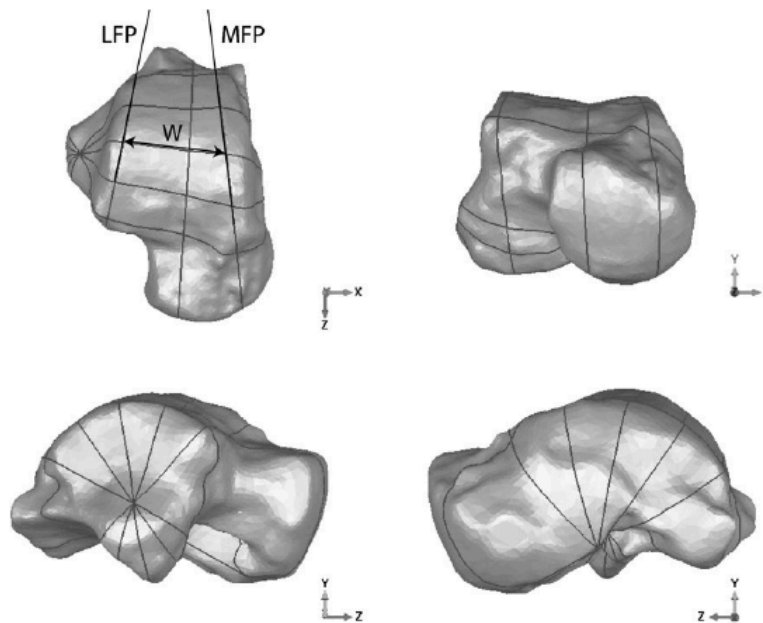


Figura. A

Attraverso la sua superficie articolare superiore, la puleggia astragalica, riceve il peso del corpo e gli sforzi trasmessi attraverso la pinza bimalleolare e rinvia le compressioni in tre direzioni:

- verso l'indietro, al tallone, cioè la grossa tuberosità del calcagno, attraverso l'articolazione Astragalo-Calcaneale Posteriore, artrodia leggermente concava sul lato astragalico;
- verso l'avanti e medialmente, in direzione dell'arco interno della volta plantare, attraverso l'articolazione Astragalo-Scafoidea, enartrosi convessa sul lato astragalico
- verso l'avanti ed esternamente, in direzione dell'arco esterno della volta plantare, attraverso l'articolazione Astragalo-Calcaneale Anteriore, artrodia convessa sul lato astragalico.

In alcuni casi infine è possibile osservare una terza articolazione astragalo-calcaneare posta anteriormente al seno del tarso e detta *articolazione astragalo-calcaneare media*.

### 2.1.2 LEGAMENTI

Oltre capsula articolare esistono delle robuste strutture legamentose, che permettono il movimento e tengono insieme la struttura ossea. Essi giocano un ruolo importante nel mantenimento della stabilità passiva della caviglia.

I legamenti della caviglia possono essere divisi a seconda della loro posizione anatomica in:

- Legamenti laterali: (*Taloperoneale Anteriore, Taloperoneale Posteriore e Calcaneofibulare*)
- Legamento Deltoideo: (*Tibiotalare Anteriore, Tibiotalare Posteriore, Tibionavicolare e Tibiocalcaneare*)
- Legamenti della Sindesmosi Tibioperoneale: (*Tibioperoneale Anteriore, Tibioperoneale Posteriore e la Membrana Interossea*)
- Legamenti Talocalcanari: (*Interosseo e Cervicale*)

Il contenimento dell'astragalo è garantito dall'insieme di tutti i complessi legamentosi, vediamo nello specifico il legamenti che vi si inseriscono:

#### *Legamento Talofibulare Anteriore (ATFL)*

Decorre orizzontalmente dalla parte anteriore del malleolo laterale fino alla parte anteriore dell'Astragalo. In letteratura sono state fornite numerose descrizioni dell'anatomia di questo legamento, variabili sotto l'aspetto della quantità di bande caratterizzanti l'ATFL, si parte da una singola fascia fino a tre. Il legamento Talofibulare anteriore ha il suo centro a circa 10 mm dalla punta del perone (misurato lungo l'asse del perone stesso). La sua larghezza complessiva è di 6-10 mm e non sembra variare notevolmente a prescindere dal numero di bande presenti, il che suggerisce che le variazioni osservate non modificano la funzione del legamento. Il legamento scorre praticamente orizzontale lungo la caviglia in posizione neutra, durante la flessione dorsale ha una pendenza rivolta verso l'alto mentre in quella plantare subisce una flessione verso il basso. Durante quest'ultima flessione, la banda inferiore del legamento resta rilassata mentre la banda superiore diventa tesa in dorsiflessione, la fascia superiore rimane rilassata, mentre la banda inferiore diventa stretta [Golanò et al. 2010]. In flessione plantare, il ATFL si allunga notevolmente (58-87% della tensione) e assume un allineamento più parallelo con l'asse longitudinale del perone [Bahr et al 1997].

### *Il legamento Talofibulare posteriore (PTFL)*

Nasce dalla fossa del malleolo peroneale che si trova sulla superficie mediale, decorre quasi orizzontalmente e si inserisce nella parte postero laterale dell'astragalo e nell'Os Trigonum se presente [Golanò et al. 2010]. Limita la mobilità della caviglia e la sua stabilità in rotazione esterna.

Le descrizioni anatomiche del *legamento Deltoideo* variano notevolmente in letteratura, tuttavia la maggior parte concorda sul fatto che sia composto di due strati: superficiale e profondo. Il legamento deltoideo è un legamento multifascicolare che origina nel malleolo mediale e si inserisce nell'astragalo, nel calcagno e nell'osso navicolare. I legamenti che si inseriscono sull'astragalo sono:

### *Legamento Tibiotolare posteriore profondo (PTTL)*

Si inserisce nella superficie mediale del talo vicino alla superficie articolare tibiale, fino al tubercolo posteromediale dell'astragalo. Esso è la parte più posteriore e densa del legamento deltoideo, ed è formato sempre da componenti superficiali e profonde [Milner et al. 1998]. Contribuisce alla stabilità articolare della caviglia in flessione dorsale [O. Rasmussen et al. 1983] perché subisce grandi allungamenti (24% - 46% di deformazione) in presenza di carichi rappresentativi di quelli applicati durante un esame fisico. Si allunga in misura minore (9% - 23% di deformazione) nella superficie anteriore in eversione e inversione [Luo et al. 1997].

### *Legamento Tibiotolare anteriore profondo (ATTL)*

Si inserisce nella superficie mediale del talo, distalmente alla parte anteriore della faccetta articolare mediale. Sostiene l'articolazione della caviglia in flessione plantare allungandosi dal 26% al 51% in questa posizione. Resiste anche alla traslazione anteriore dell'astragalo allungandosi dal 5% al 12% sotto carichi tipici applicati nel corso di un esame clinico [Luo et al. 1997].

### *Il legamento Cervicale*

Si estende dal tubercolo cervicale del calcagno anteriormente e medialmente fino al collo dell'astragalo. Esso si trova all'interno del seno del tarso e fornisce il supporto sia per la parte anteriore che per la posteriore dell'articolazione; inoltre è il più forte dei legamenti della giunzione sottoastragalica.

### *Il legamento Interosseo*

Decorre medialmente rispetto al legamento cervicale. Esso nasce sul calcagno, anteriormente alla capsula sottoastragalica posteriore, e corre superiormente e medialmente fino alla sua inserzione sul collo dell'astragalo. A causa del suo orientamento diagonale e della disposizione delle sue fibre oblique, il legamento interosseo risulta teso durante i movimenti di pronazione e supinazione. Il legamento interosseo ha un ruolo fondamentale per la statica e la dinamica dell'articolazione sotto-astragalica. Occupa infatti una posizione centrale in modo tale che il peso del corpo trasmesso dallo scheletro della gamba sulla puleggia dell'astragalo, venga ripartito sul talamo e sulle superfici anteriori del calcagno. Si constata anche che il legamento astragalo-calcaneale interosseo è posto esattamente sul prolungamento dell'asse della gamba e lavora quindi sia in torsione che in trazione. Il legamento interosseo stabilizza l'articolazione sottoastragalica in tutti i movimenti. Si allunga solo fino al 14% della sua lunghezza ed è sicuramente il legamento più rigido del complesso caviglia [Luo et al. 1997, Imhauser CW et al. 2004].

### **2.1.3 MOVIMENTI DEL PIEDE**

I movimenti che vengono eseguiti dal piede complessivamente sono molti discussi in letteratura essi variano a seconda che vengano eseguiti attivamente o passivamente e dipendono fortemente dalle varianti anatomiche delle componenti ossee, legamentose e capsulari nonché dalla funzione e conformazione muscolo tendinea. Qui di seguito sono riportati i valori medi estrapolati da vari studi che si sono occupati della questione.

Lungo l'asse verticale

- Flessione plantare: 35°ca [Siegler et al. 1988, Kapandji 1994]
- Flessione dorsale: 26,5°ca [Siegler et al. 1988, Kapandji 1994]

Lungo l'asse sagittale

- Inversione: 20°ca [Siegler et al. 1988, Kapandji 1994]
- Eversione: 13,5°ca [Siegler et al. 1988, Kapandji 1994]

Lungo l'asse verticale

- Rotazione esterna (Abd): 20°ca [Siegler et al.1988, Kjaersgaard-Andersen et al. 1991]
- Rotazione interna (Add): 20°ca [Siegler et al. 1988, Kjaersgaard-Andersen et al. 1991]

Questi durante l'esecuzione del movimento si accoppiano secondo uno schema per cui durante la flessione plantare si verifica una rotazione esterna (abduzione) ed una eversione mentre



durante l'esecuzione di una flessione dorsale si verifica una rotazione interna (adduzione) ed una eversione [Kapandji 1994]. I movimenti complessivi del piede sono la somma dei singoli contributi provenienti dalle varie articolazioni, quello che andremo ad analizzare con questa revisione è quello fornito dall'articolazione tibio tarsica.

## **2.2 ARTROCINEMATICA IN TERAPI A MANUALE**

Lo studio della cinematica della caviglia suscita interesse nella letteratura internazionale per le potenziali implicazioni in termini di diagnosi e trattamento sia conservativo che chirurgico di questo distretto. Alcune investigazioni in vitro [Leardini et al. 1999, Stahelin et al. 1997] ed in vivo [Jenkyn et al. 2010, Buczek et al. 1990, Kitaoka et al. 1997] giungono alla conclusione che l'articolazione tibio tarsica sia multiassiale e dotata di 6 gradi di libertà. Altri lavori inoltre [Franci et al. 2008, Leardini et al. 1999b, Leardini 2000] hanno evidenziato come il movimento tra il mortaio tibio peroneale e l'astragalo sia fortemente condizionato dalle strutture passive (legamenti e capsula articolare) e dalla conformazione dell'articolazione stessa con le sue superfici articolari, il legamento peroneo astragalico anteriore ed il legamento deltoideo con il loro apparato di fibre avvolgente le ossa del tarso, si sono dimostrati gli elementi guida fondamentali nel movimento di flessione palmare e dorsale. Altri lavori [Di Gregorio et al. 2007, Leardini et al. 1999] si sono preoccupati di determinare le superfici di contatto articolare definendone due, una principale ed una secondaria:

- Tra la superficie supero-mediale e supero-laterale del domo astragalico e la superficie interna del mortaio tibio fibulare, principale.
- Tra la superficie laterale dell'astragalo e la parte interna della fibula distale, secondaria.

Il terapeuta manuale nella sua professione si trova ad utilizzare delle tecniche volte a ridurre gli impairments rilevati nel quadro clinico del paziente con problemi di caviglia quali dolore e rigidità articolari [Fujii et al. 2010, Hubbard et al. 2008]; durante la sua operatività, la posologia della tecnica utilizzata, fa riferimento al modello proposto da Kaltenborn nel 1999 con la regola concavo convesso. Ogni movimento fisiologico osteocinematico autonomamente riproducibile dal paziente di roll e swing si accompagna a movimenti accessori artrocinematici non riproducibili dal paziente di slide e glide. Questo movimenti si combinano reciprocamente a seconda della conformazione della superficie articolare che viene considerata [Neumann, 2002]:

- Qualora si muova la superficie convessa su di una superficie concava o piana, si verificano un roll ed uno slide in direzione opposta;
- Qualora si muova la superficie concava su di una superficie convessa, si verificano uno swing ed un glide nella stessa direzione.

L'applicazione della regola concavo convessa all'articolazione tibio tarsica parte dalla definizione delle superfici articolari.

- Mortaio tibio peroneale: superficie concava;
- Domo astragalico: superficie convessa.

Dati questi presupposti, i rispettivi accoppiamenti che si verificano durante i movimenti osteocinematici sono caratterizzati da:

- Flessione dorsale: roll ventrale e slide dorsale del domo astragalico con piede svincolato dal suolo ; swing e glide ventrale del mortaio tibio peroneale con piede vincolato al suolo.
- Flessione plantare: roll dorsale e slide ventrale del domo astragalico con piede svincolato dal suolo ; swing e glide dorsale del mortaio tibio peroneale con piede vincolato al suolo.
- Inversione: roll mediale e slide laterale del domo astragalico.
- Eversione: roll laterale e slide mediale del domo astragalico.

### **2.3 OBIETTIVO DELLO STUDIO**

In quest'ottica per il recupero degli impairments quali dolore e rigidità il terapeuta dovrà conoscere e padroneggiare gli aspetti artrocinematici. Come confermato da alcuni studi le traslazioni posteriori di astragalo sono utili nel migliorare rigidità e dolore in dorsiflessione di caviglia [Vicenzino et al. 2006, Cosby et al. 2011, Hoch et al. 2012] e le traslazioni laterali sono inserite nel protocollo riabilitativo per il recupero dell'eversione [Whitman et al. 2009] in soggetti che hanno subito una distorsione in inversione. L'obiettivo dello studio è quello di ricercare in letteratura le informazioni presenti sulla quantità di movimento nei 6 gradi di libertà dell'astragalo nel soggetto sano, nelle diverse condizioni di scarico, carico e movimento della caviglia. Il fine è quello di fornire una standard di riferimento del funzionamento dell'articolazione tibio tarsica in condizioni non patologiche che possa aiutare il terapeuta manuale a stabilire gli obiettivi di trattamento, affinare le tecniche e confermare o confutare con considerazioni quantitative ciò che è già noto sui fenomeni artrocinematici.

### 3. MATERIALI E METODI

Sono stati utilizzati motori di ricerca bibliografici informatizzati:

- Medline
- Cochrane Library

Le parole chiave utilizzate sono state:

1. Talus
2. Ankle joint
3. Subtalar Joint
4. Movement
5. Biomechanical Phenomena
6. Range of Motion, Articular
7. Ligaments, Articular

Le Key Words sono state associate nelle seguenti stringhe di ricerca:

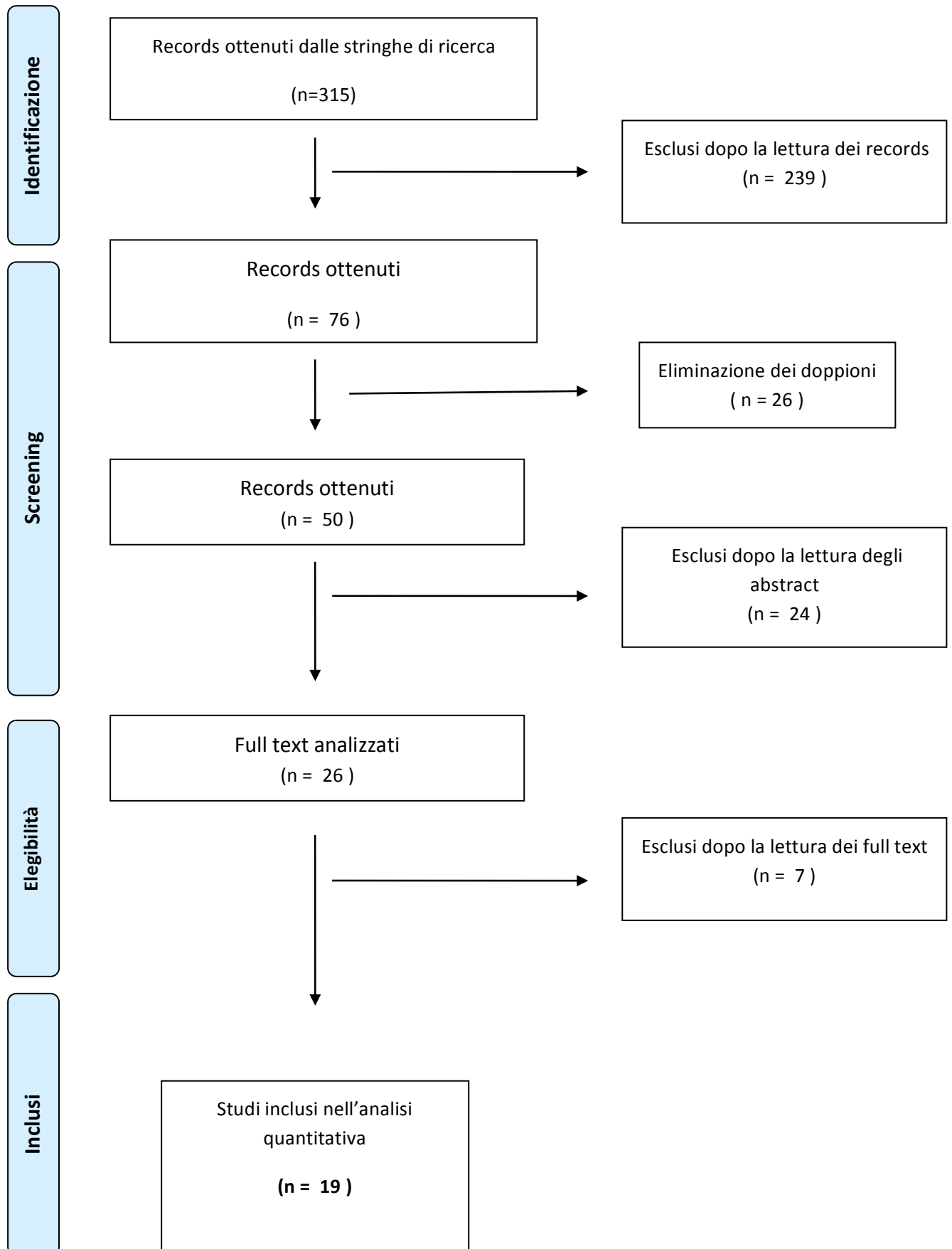
1. *“Ankle Joint” and “Biomechanical Phenomena” and “Talus”*
2. *“Ankle Joint” and “Range of Motion, Articular” and “Talus”*
3. *“Ankle Joint” and “Movement” and “Ligaments, articular”*
4. *“Biomechanical Phenomena” and “Range of Motion, Articular” and “Talus”*
5. *“Subtalar Joint” and “Biomechanical Phenomena” and “Talus”*
6. *“Ankle Joint” and “Subtalar Joint” and “Biomechanical Phenomena” and “Range of motion, Articular”*

#### 3.1 CRITERI DI INCLUSIONE

Sono stati inclusi nella ricerca tutti gli articoli in lingua inglese, con studi effettuati su soggetti umani, pubblicati dal 01/01/2000 ad oggi (15 anni). Non si sono posti filtri relativamente al tipo di pubblicazione per evitare di perdere articoli o informazioni che potrebbero essere utili.

Quando si andrà ad analizzare i risultati, si dovrà pertanto considerare la qualità ed il livello dei lavori inclusi sulla base della qualità metodologica e del livello di efficacia dei lavori inseriti nella revisione. Il seguente diagramma di flusso mostra come si è proceduto nella ricerca delle fonti bibliografiche.

### 3.2 DIAGRAMMA DI FLUSSO



Da ogni singola stringa, sono stati esclusi gli articoli non coerenti all'obiettivo della revisione ottenendo 76 records, in *Tab. 1* sono riportati il numero degli articoli ottenuti utilizzando le stringe di ricerca.

<i>n. stringa</i>	<i>n. records ottenuti</i>	<i>n. risultati dopo la lettura dei records</i>
<i>Stringa 1</i>	<b>86</b>	<b>20</b>
<i>Stringa 2</i>	<b>102</b>	<b>23</b>
<i>Stringa 3</i>	<b>22</b>	<b>9</b>
<i>Stringa 4</i>	<b>40</b>	<b>10</b>
<i>Stringa 5</i>	<b>33</b>	<b>9</b>
<i>Stringa 6</i>	<b>32</b>	<b>5</b>
<b>TOT</b>	<b>315</b>	<b>76</b>

**Tab. 1** articoli ottenuti dalle singole stringhe di ricerca ed articoli inclusi dopo la lettura dei records.

Dopo l'esclusione dei risultati doppi, dai 50 articoli rimanenti sono stati esclusi gli articoli che non presentavano gli abstract, quelli che riguardavano esclusivamente articolazioni diverse dalla Tibio-Tarsica e gli articoli che consideravano solamente condizioni patologiche; quelli non inerenti alla biomeccanica e che non comprendessero una analisi quantitativa del movimento nei sei gradi di libertà; gli articoli che consideravano lo spostamento degli assi di movimento o sistemi di riferimento diversi da quello ortogonale e gli articoli che trattavano di analisi del cammino e della corsa. Ai fini di quantificare il movimento dell'astragalo, per comprendere quanto il terapeuta manuale possa andare a mobilizzare dell'articolazione tibio-tarsica si è deciso di escludere gli articoli che analizzano movimenti dell'astragalo durante il cammino o la corsa, l'attivazione muscolare e le varianti della posizione del piede e del carico avrebbero fornito risultati forvianti. Si sono inclusi gli articoli che consideravano carichi assiali puri. In *Tab. 2* sono riportati i 50 articoli selezionati e le motivazioni dell'esclusione dopo la lettura del abstract e dopo la lettura del full-text. Attraverso la lettura degli abstract si sono ottenuti 26 articoli elegibili secondo i criteri di inclusione, di questi sono stati analizzati i full-text ottenendo i 19 articoli da includere nell'analisi quantitativa della revisione.

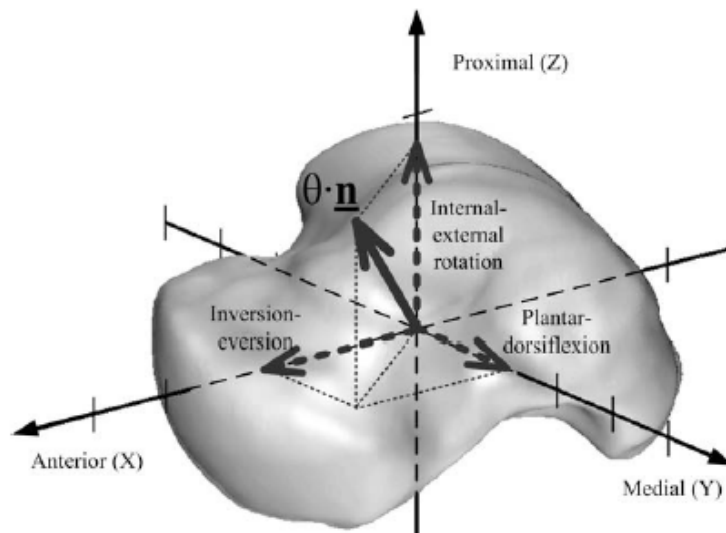
<b>N.</b>	<b>AUTORE</b>	<b>ANNO</b>	<b>ESCLUSI DOPO LETURA ABSTRACT</b>	<b>ESCLUSI DOPO LETTURA FULL TEXT</b>	<b>INCLUSO</b>
1	Seebauer CJ	2013			1
2	Behrens SB	2013			2
3	Wainright WB	2012	caviglie non sane		
4	Huber T	2011	solo articolazione talo-fibulare		
5	Beimers L	2012	caviglie non sane		
6	Spasovski DV	2011	assi di movimento e non movimento		
7	Mahato NK	2011	non analizza movimento		
8	Watanabe K, Kitaoka HB	2012			3
9	Kakkar R	2011	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
10	Ringleb SI	2011			4
11	Wei F	2010	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
12	Bonnel F	2010	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
13	Fukuda T	2010	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
14	Kleipool RP	2010	analisi di movimento durante il cammino		
15	Imai K	2009			5
16	Docherty CL	2009	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
17	Watanabe K, Crevoisier XM	2009			6
18	Caputo AM	2009	Analizza caviglia in vivo in fase di step		
19	Franci R	2009		semplifica l'articolazione tibio-peroneo- astragalica secondo un modello non consueto	
20	Goto A	2009	solo articolazione sottoastragalica		
21	Tuijthof GJ, Zengerink M	2009		assi di movimento e non movimento	
22	Lewis GS	2008	assi di movimento e non movimento		
23	McKinley TO	2008	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
24	de Souza MV	2008	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
25	Wolf P	2007		assi di movimento e non movimento	
26	Frigg A	2007	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
27	Sheehan FT	2007			7
28	Ozeki S	2006	non analizza movimento		

<b>N.</b>	<b>AUTORE</b>	<b>ANNO</b>	<b>ESCLUSI DOPO LETURA ABSTRACT</b>	<b>ESCLUSI DOPO LETTURA FULL TEXT</b>	<b>INCLUSO</b>
29	Lloyd J	2006	caviglie non sane		
30	Kerkhoffs G, Blankevoort L	2007			8
31	Vicenzino B	2006	non analizza movimento		
32	Fujii T	2006			9
33	de Asla RJ	2006			10
34	Mattingly B	2006			11
35	Wong Y	2005			12
36	Leardini A, O'Connor JJ	2004	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo		
37	Ying N	2004			13
38	Valderrabano V	2003			14
39	Beumer A,	2003	solo articolazione talo-fibulare		
40	Kerkhoffs GM, Blankevoort	2002			15
41	Kanbe K	2002	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
42	Svoboda SJ	2002	nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà		
43	Leardini A.	2001		nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà	
44	Kerkhoffs GM, Blankevoort	2001			16
45	Leardini A, Stagni R	2001			17
46	Stindel E	2001		misurazione movimenti secondo modello non congruo agli altri studi	
47	Wilkerson RD	2000			18
48	Leardini A, O'Connor JJ	2000		nessun analisi quantitativa del movimento dell'astragalo in riferimento ai 6 gradi di libertà	
49	Komistek RD, Stiehl JB	2000		analizza punti di contatto durante il movimento ma non la quantità effettiva del movimento	
50	Michelson JD	2000			19

**Tab. 2** articoli ottenuti dopo la lettura dei records e successive selezioni sulla base della lettura di abstract e full-text.

#### 4. RISULTATI

Nella tabella sinottica (*Tab.3*) gli articoli sono ordinati per qualità della tipologia di studio e per ogni articolo, dove presenti sono indicati: numero di caviglie analizzate nello studio; età dei soggetti analizzati; strumento o tecnologia utilizzata per misurare l'outcome; posizione o movimento di partenza delle caviglie a seconda che il movimento dell'astragalo nei sei gradi di libertà sia analizzato rispettivamente, in relazione ad una forza esterna esercitata sull'astragalo nelle varie direzioni sia traslazionali che rotatorie o in relazione ad un movimento globale di caviglia; intensità della forza esterna esercitata (N) o tipologia di movimento globale; carico assiale del piede; tipologia del setting in vivo o in vitro. Per quanto riguarda gli outcomes consideriamo il movimento dell'astragalo in tutti i 6 gradi di libertà e quindi l'entità di movimento in relazione agli assi X,Y,Z di un sistema di riferimento cartesiano (*Figura B*). Le rotazioni attorno all'asse Y di flessione plantare (PF) e flessione dorsale (DF) attorno all'asse X inversione (INV) ed eversione (EV) e attorno all'asse Z la rotazione interna (INT) e la rotazione esterna (EXT); le traslazioni medio laterale (ML) lungo l'asse Y, antero posteriore (AP) lungo l'asse X e supero inferiore (SI) lungo l'asse Z. La traslazione anteriore è stata considerata anche negli studi che quantificavano il movimento nell'esecuzione dell'Anterior Drawer Test (ADT), così come per l'inversione astragalica nell'esecuzione del Talar Tilt (TT).



*Figura B*



AUTORE	ANNO	TIPO STUDIO	QUANTITA' SOGGETTI	ANNI	SETTING	MISURATORE DI OUTCOME	POSIZIONE/MOVIMENTO	FORZA ESERCITATA	CARICO/SCARICO	OUTCOME MISURATO
KERKHOFFS	2001	REVIEW	9 STUDI (6-36 CAVIGLIE)	-	VITRO	VARI	PF (10°-25°)	50-150N	SCARICO	ADT
MATTINGLY	2006	CLINICAL TRIAL	6 CAVIGLIE (6M)	18-30	VIVO	MRI	DA MAX DF A MAX PF	IN MOVIMENTO	SCARICO	AP, ML,SI, INV-EV,INT-EXT,DF-PF
KERKHOFFS	2002	CLINICAL TRIAL	10 CAVIGLIE SANE + 1 CADAVERE	-	VIVO/VITRO	POTENZIOMETRO	N	50N ca	0N 100N	AP
BEHRENS	2013	COMPARATIVE STUDY	10 CAVIGLIE	40+-12	VITRO	INFRAROSSI	N, 15PF 15DF	170N ADT (TT?)	SCARICO	TT,ADT
FUJII	2006	COMPARATIVE STUDY	6 CAVIGLIE (3M E 3F)	75	VITRO	ELTTROMAGNETICO	N, 15PF, 10DF	1.7N ROTA	SCARICO	INT, INV
YING	2004	COMPARATIVE STUDY	10 CAVIGLIE	-	VITRO	ELTTROMAGNETICO	PF DF	IN MOVIMENTO	SCARICO	ML,AP,SI, INT-EXT,INV-EV
MICHELSON	2000	COMPARATIVE STUDY	7 CAVIGLIE	-	VITRO	POTENZIOMETRO	PF DF	IN MOVIMENTO	300N	INT-EX
WILKERSON	2000	COMPARATIVE STUDY	49 CAVIGLIE (22M-27F)	-	VIVO	RAGGI X	15° INV	150N	SCARICO	TT
WATANABE	2012	RESEARCH SUPPORT	16 CAVIGLIE (14M E 2F)	72	VITRO	POTENZIOMETRO	N, 15PF, 10DF	150N TRASL, 2,5N ROTA	5N,700N	AP,ML,INT-EXT
RINGLEB	2011	RESEARCH SUPPORT	8 CAVIGLIE (6F,1M,1U)	74,3+-6,7	VITRO	ELTTROMAGNETICO	N	N?	SCARICO	AP, INV,INT,EXT
DE ASLA	2006	RESEARCH SUPPORT	5 CAVIGLIE (4M E 1 F)	32-42	VIVO	FLUOROSCOPIO + MRI	PF DF INV EV	IN MOVIMENTO	SCARICO	AP,ML,DP,INV-EV,INT-EXT,DF-PF
VALDERRABANO	2003	RESEARCH SUPPORT	6 CAVIGLIE	80.1 (64-91)	VITRO	SISTEMA VIDEO	DF E PF	IN MOVIMENTO	200N	INV-EV,ML
LEARDINI	2001	RESEARCH SUPPORT	7 CAVIGLIE	-	VITRO	STEREOFOTOGRAMMI	INT EXT	IN MOVIMENTO	SCARICO	INT-EX,INV-EV,DF-PF
SEEBAUER	2013	JOURNAL ARTICLE	72 CAVIGLIE (39M E 33F)	30,9	VIVO	MRI	N	150N	SCARICO	TT,ADT, ML
WATANABE	2009	JOURNAL ARTICLE	8 CAVIGLIE (7M, 1F)	71 (61-81)	VITRO	POTENZIOMETRO	N, 15PF, 10DF	150 N TRASL, 2,5 ROTA	5N 700N	ML,AP,INT-EX,
IMAI	2009	JOURNAL ARTICLE	10 CAVIGLIE (5M E 4F)	28,2 (21-35)	VIVO	CT	PF DF	IN MOVIMENTO	SCARICO	AP,ML,DP,INV-EV,INT-EXT,DF-PF
KERKHOFFS	2007	JOURNAL ARTICLE	8 CAVIGLIE (5M,3F)	67 (1-73)	VITRO	INFRAROSSI	N	100N IN ADT	SCARICO	AP,ML,DP,INV-EV,INT-EXT,DF-PF
SHEEHAN	2007	JOURNAL ARTICLE	9 CAVIGLIE	25.5 +-3.9	VIVO	MRI	PF DF	IN MOVIMENTO	SCARICO	DF-PF,INT-EXT,INV-EV
WONG	2005	JOURNAL ARTICLE	10 CAVIGLIE	-	VITRO	ELTTROMAGNETICO	PF DF INV EV	IN MOVIMENTO	SCARICO	AP,ML,DP,INV-EV,INT-EXT,DF-PF

**Tab. 3** Tabella sinottica degli studi inclusi nella revisione. M (maschi), F (femmine), MRI (risonanza magnetica), CT (tomografia computerizzata), PF (plantiflessione)

DF(dorsiflessione), INV (inversione), EV (eversione), INT( rotazione interna), EX (rotazione esterna), AP (antero posteriore), ML (medio laterale), DP (supero inferiore ), TT (talar tilt), ADT (Anterior Drawer Test) N (Newton)

Tra i 19 risultati ottenuti vi era una revisione della letteratura: [Kerkhoffs et al. 2001], 2 trial clinici: [Mattingly et al. 2006 e Kerkhoffs et al. 2002]; cinque studi comparativi: [Bherens et al. 2013, Fuji et al. 2006, Ying et al. 2004, Michelson et al. 2000, Wilkerson et al. 2000]; 5 studi di ricerca di supporto: [Watanabe 2012, Ringleb et al. 2011, de Asla et al. 2006, Valderrabano et al. 2003, Leardini et al. 2001]; 6 articoli di rivista: [Seebauer et al. 2013, Watanabe 2009, Imai et al. 2009, Kerkhoffs et al. 2007, Sheehan et al. 2007, Wong et al. 2005].

La revisione di Kerkhoffs, analizza nove studi (articoli di giornale e ricerche di supporto) antecedenti il 2000 che misurano l'entità della traslazione anteriore di astragalo con setting in vitro dove caviglie con legamenti sezionati vengono confrontate a caviglie sane. I nove studi considerati nella revisione valutavano campioni dalle 6 alle 30 caviglie in cui la traslazione anteriore era generata da una forza applicata dai 50 ai 150 N in posizioni diverse di partenza: 10-20° di flessione dorsale, 10-25° di flessione plantare e posizione neutra. Il valore medio misurato in posizione neutra era di 4,5 mm, in plantiflessione di 4,7 mm e in dorsiflessione di 3,2 mm per una media complessiva di 4,2 mm. Ogni studio analizzava caviglie in scarico senza quindi applicazione di carico assiale. Sempre Kerkhoffs nel trial clinico del 2002 studia 10 caviglie sane ed una caviglia di cadavere sottoponendo una forza di circa 50 N (martello di 1 Kg lanciato ad 1,7 m/s per un tempo di 35ms) posteriormente alla caviglia e misurando l'entità della traslazione anteriore dell'astragalo, ottenendo una traslazione media di 7,4 mm nelle caviglie sane e di 5.0 mm nella caviglia di cadavere; in questo caso inoltre eseguì i test sia in scarico sia con carico assiale compressivo di 100N verificando che esso non era sufficiente per produrre differenze nelle misurazioni statisticamente significative. Un altro trial clinico è quello di Mattingly che nel 2006 quantificò in vivo l'entità delle rotazioni e delle traslazioni dell'astragalo nei 6 gradi di libertà durante un movimento passivo dalla massima dorsiflessione alla massima plantiflessione identificando l'entità dei movimenti astragalici per ogni grado aggiunto di plantiflessione di piede: 0,06+-0,4 mm anteriormente; 0,02+-0,04 mm medialmente; 0,7+-0,02mm in direzione distale. Per ogni grado di plantiflessione del piede l'articolazione tibiotarsica compie 0,4°+-0,48° di plantiflessione, 0,07°+-0,17° di inversione e 0,02°+-0,16° di rotazione interna. Altresì, de Asla nel 2006 al movimento di plantiflessione passiva in vivo, trova accoppiamenti di tibiotarsica in plantiflessione, intrarotazione, eversione, traslazione laterale, posteriore e distale con P- Value > 0,05. Nello stesso studio ma con P-Value < 0,05 de Asla quantifica i movimenti astragalici durante il movimento passivo dalla massima inversione alla massima eversione: eversione di 2,7°+-1,8°; dorsiflessione 1.2°+-3.5°;

extrarotazione di  $2,4^{\circ} \pm 5,4^{\circ}$  e di traslazione prossimale  $0,1 \pm 4$  mm; laterale  $0,7 \pm 1,1$  mm e posteriore di  $0,2 \pm 1,0$  mm. Da questo studio emerge inoltre che l'articolazione tibiotarsica contribuisce maggiormente al movimento di planti/dorsiflessione  $47,5^{\circ} \pm 2,2^{\circ}$  sui  $50,1 \pm 8,7^{\circ}$  misurati al complesso caviglia, mentre il movimento di eversione/inversione è maggiormente a carico dell'articolazione sottoastragalica così come l'intra/extrarotazione [Leardini et al. 2001] questo studio quantifica il range di movimento a livello della tibiotarsica partendo da un movimento globale di intra/extra riscontrando accoppiamenti rispettivamente di planti/dorsiflessione:  $2.2^{\circ} - 4.8^{\circ}$  inv/eversione:  $0.7^{\circ} - 3.1$  intra/extra:  $7.7^{\circ} - 1.9^{\circ}$ .

Michelson nel 2000 trova accoppiato al movimento di plantiflessione un intrarotazione tibiotarsica di  $2^{\circ}$  e al movimento di dorsiflessione un extrarotazione di  $6^{\circ}$  anche in carico compressivo di 300N.

Un altro studio in carico di Valderrabano sottopone la caviglia ad un carico assiale di 200N ed esegue passivamente un movimento dalla dorsi alla plantiflessione trovando un inversione tibiotarsica accoppiata di  $3.5 \pm 0.7$  ma in disaccordo con Mattingly trova una traslazione laterale di astragalo di 5,2 mm. Anche Ying nel 2004 e Wong nel 2005 come Valderrabano riscontrano una traslazione laterale, rispettivamente di 0,3 e  $0,3 \pm 0,46$  mm, ed entrambi una traslazione anteriore di 6,2 mm e superiore di 5,3 mm. Per quanto riguarda i movimenti rotatori durante la plantiflessione, Ying, Wong, Imai e Sheenan trovano gli stessi accoppiamenti di Mattingly (dati in *tabella 4*); Imai riscontra un'eversione ed una traslazione posteriore di astragalo accoppiati alla plantiflessione ma il dato è statisticamente non significativo. Wong e de Asla analizzano anche i movimenti astragalici partendo dal movimento di inversione ed eversione, entrambi accoppiano l'eversione alla dorsiflessione, eversione ed extrarotazione tibiotarsica e sulla traslazione posteriore dell'astragalo ma non concordano i dati relativamente alla traslazione mediolaterale e superoinferiore. Così per i movimenti accoppiati in dorsiflessione, Ying, Wong e Imai concordano sui movimenti rotatori in dorsiflessione (media  $18,1^{\circ}$ ), eversione (media  $3,75^{\circ}$ ) ed extrarotazione (media  $4,61^{\circ}$ ) e nella traslazione mediale (media 0,54 mm), mentre Wong ed Ying riscontrano una traslazione posteriore (5,8 mm) ed inferiore (1,6 mm), Imai trova una traslazione anteriore (1,9 mm) e superiore (1,5 mm). Uno studio [Kerkhoffs et al. 2007] analizza i movimenti accoppiati a caviglia in posizione neutra durante la semplice esecuzione della traslazione anteriore, i dati ottenuti non sono da associare ai dati degli studi che analizzano gli accoppiamenti durante l'esecuzione di un movimento.

CARATTERISTICHE	AUTORE	ANNO	QUANTITA' SOGGETTI	ETA'	MOVIMENTO	CARICO	A (mm)	P (mm)	M (mm)	L (mm)	S (mm)	I (mm)	PF (°)	DF (°)	INV (°)	EV (°)	INT (°)	EXT (°)
MOVIMENTO IN CARICO IN VITRO	MICHELSON	2000	7	-	PF 30°	300N											2	
					DF 25°	300N												
	VALDERRABANO	2003	6	80.1	PF	200N				5.2					3.5+-0.7			
					DF	200N												
MOVIMENTO IN SCARICO IN VITRO	YING	2004	10	-	PF	0N	6.2			0.3	5.3		27		1.9		3.2	
					DF	0N		5.8	0.6			1.6			19.1			2
MOVIMENTO IN SCARICO IN VIVO	LEARDINI	2001	7	-	INT AD EXT	0N							2.2+-1.1	4.8+-2.1	0.7+-0.3	3.1+-0.9	7.7 +-1.9	1.9+-1.5
	WONG	2005	10	-	PF	0N	6.22+1.23			0.30+0.46	5.25+0.72		27.01+0.78		1.86+0.67		3.23+0.72	
					DF	0N		5.78+0.77	0.62+0.46		1.60+0.31		19.12+0.39		1.96+0.56		4.33+0.41	
					INV	0N	0.66+0.59			1.79+0.74	1.78+0.53		4.40+-1.13		2.16+0.56		0.28+0.62	
						EV	0N		0.48+0.36	0.82+0.34		0.70+0.31		0.66+0.79		0.66+0.31		1.32+0.33
DE ASLA	2006	5 (4M 1 F)	32-42	DF A PF	0N		0.8+-1.4		0.5+-1.6		0.2+-1.0	47.5+-2.2			1.5+-1.4	6.7+-7.1		
INV A EV				0N		0.2+-1.0		0.7+-1.1	0.1+-0.4			1.2+-3.5		2.7+-1.8		2.4+-5.4		
	IMAI	2009	10 (5M E 4F)	28,2	PF	0N		4.2+-6.2		0.6+-2.3		3.5+-1.2	41.3+-5.5			3.4+-4.1?	14.1+-5.5	
					DF	0N	1.9+-2-9		0.4+-1.3		1.5+-0.5		15.9+-6.5		7.3+-3.2		5.2+-3.1	
	SHEEHAN	2007	9	25.5	PF	0N							35.6		7.8		7.0	
	MATTINGLY	2006	6 (6M)	18-30	DF A PF	0N	0.06+0.04		0.02+0.04			0,07+0.02	0.40+-0.48		0.07+0.17		0.02+0.16	

**Tab. 4.** Studi che considerano traslazioni e movimenti astragali durante l'esecuzione di un movimento e suddivisi in base al setting di preparazione dei campioni studiati: in vivo o in vitro e in carico o in scarico. M (maschi), F (femmine), N (newton), ROTA(rotazione) TRANS (traslazione), ADT (Anterior Drawer Test), TT (Talar Tilt), PF (plantiflessione) DF (dorsiflessione), A (trasl. Anteriore), P (trasl. Posteriore) M (trasl. Mediale), L (trasl. Laterale), S(trasl. Superiore), I (trasl. Inferiore), INV (inversione), (EV eversione), INT (intrarotazione) EXT (extrarotazione).

Per quanto riguarda le traslazioni ed i movimenti rotatori con applicazione di forze esterne la traslazione anteriore media ottenuta dai vari studi con forze applicate da 10N a 170N con carico assiale nullo o quasi nullo è di 4,64 mm. Per i dati relativi alle altre traslazioni, con forza applicata di 150 N si sono ottenuti i seguenti dati medi: posteriore 0,77 mm, mediale 0,69 mm e laterale 0,94 mm [Watanabe et al.2012 e 2009, Seebauer et al. 2013]. Per i dati relativi alle rotazioni, gli impulsi esterni erano di 2,5N in direzione rotatoria a seconda del movimento, si sono ottenuti i seguenti risultati medi a carico dell'articolazione tibiotarsica: inversione di 5,01° [Wilkerson et al. 2000, Seebauer et al. 2013, Ringleb et al. 2011, Fuji et al. 2006, Bherens et al. 2013]; intrarotazione di 4,1 ° [Watanabe et al. 2009 e 2012, Fuji et al. 2006, Ringleb et al. 2011]; extrarotazione di 6,47° [Watanabe et al. 2009 e 2012, Ringleb et al. 2011]. Nessun dato è stato ottenuto relativamente alla planti/dorsoflessione e all'eversione. Si sono confrontate poi le traslazioni per opera di forze esterne relativamente alla posizione del piede ottenendo i risultati medi riportati in *tabella 5* ed i singoli valori in *tabella 6*.

	Anteriore (mm)	Posteriore (mm)	Mediale (mm)	Laterale (mm)	Inversione (°)	Rota int. (°)	Rota est. (°)
PF	4,87	0,84	0,82	1,25	8,1	5,26	7,2
PN	5,01	0,75	0,75	1,2	4,4	4,36	8,48
DF	3,95	0,71	0,49	0,67	3,5	2,6	5,62

**Tab. 5** traslazioni e rotazioni sotto azione di forza esterna analizzate secondo la posizione del piede.

La traslazione anteriore ottenuta invece con carichi assiali di 700N è fortemente ridotta ad una media di 0,17 mm [Wattanabe et al. 2012 e 2009], così come ridotta era l'entità degli altri movimenti (*Tabella 5*). Due studi [Seebauer et al. 2013, Wilkerson et al. 2000] analizzano rispettivamente 39 soggetti maschili, 33 soggetti femminili e 22 soggetti maschili e 27 soggetti femminili confrontando le traslazioni nell'esecuzione del Talar Tilt, dell'Anterior Drawer Test e della traslazione mediale con una forza esterna applicata di 150N, la traslazione anteriore dell'astragalo ottenuta per i maschi era di 1,7 mm e per le femmine di 2,5°; la traslazione mediale 1,0 mm per maschi e 1,1 mm per le femmine. L'inversione ottenuta con il Talar Tilt da Wilkerson era di 1,1° per i maschi e 3,2° per le femmine mentre per Seebauer 2,8° per i maschi e 4,5° per le femmine.

POSIZIONE	AUTORE	ANNO	QUANTITA' SOGGETTI	ETA'	FORZA ESERCITATA	VIVO/VITRO	CARICO/SCARICO	A (mm)	P (mm)	M (mm)	L (mm)	S (mm)	I (mm)	PF (°)	DF (°)	INV (°)	EV (°)	INT (°)	EXT (°)	
PF	KERKHOFFS	2001	9 STUDI	-	50-150N	VITRO	SCARICO	4.7												
	BEHRENS	2013	10	40+-12	170N ADT (TT?)	VITRO	SCARICO	6.0								10.0				
	FUJII	2006	6 (3M 3F)	75	1.7N ROTA	VITRO	SCARICO									6.2+1.8		4.0+0.6		
	WATANABE	2012	16 (14M 2F)	72	150 N , 2,5 ROTA	VITRO	5N	4.8	1.4	1.4	1.7							6.4	8.8	
							700N	0.18	0.18	0.4	0.8							4.8	5.6	
	WATANABE	2009	8 (7M, 1F)	71	150 N , 2,5 ROTA	VITRO	5N	4.0+1.0	1.6+0.7	1.1+0.3	1.6+0.4							6.3+1.3	9.0+1.4	
						700N	0.2+0.2	0.2+0.1	0.4+0.3	0.9+0.4							4.8+1.6	5.7+1.8		
DF	KERKHOFFS	2001	9 STUDI	-	50-150N	VITRO	SCARICO	3.2												
	BEHRENS	2013	10	40+-12	170N ADT (TT?)	VITRO	SCARICO	4.0								7.0				
	FUJII	2006	6 (3M,3F)	75	1.7N ROTA	VITRO	SCARICO									0.9+1.2		3.1+-1		
	WATANABE	2012	16 (14M 2F)	72	150 N , 2,5 ROTA	VITRO	5N	4.7	1.1	0.9	1.0							3.5	8.3	
							700N	0.21	0.24	0.18	0.4							1.8	3.2	
	WATANABE	2009	8 (7M, 1F)	7	150 N , 2,5 ROTA	VITRO	5N	3.9+1.7	1.2+0.4	0.8+0.4	0.9+0.3							3.2+2.0	8.0+2.4	
						700N	0.2+0.2	0.3+0.2	0.1+0.1	0.4+0.1							1.6+1.0	3.0+2.2		
PN	KERKHOFFS	2001	9 STUDI	-	50-150N	VITRO	SCARICO	4.5												
	KERKHOFFS	2002	10 VIVO	-	10N ca	VIVO	0N,100N	7.4												
			1 VITRO	-	10N ca	VITRO	0N,100N	5.0												
	BEHRENS	2013	10	40+-12	170N ADT (TT?)	VITRO	SCARICO	6.0								10.0				
	FUJII	2006	6 (3M E 3F)	75	1.7N ROTA	VITRO	SCARICO									2.6+0.9		4.4+0.9		
	WATANABE	2012	16 (14M 2F)	72	150 N , 2,5 ROTA	VITRO	5N	5.1	1.3	1.3	1.3							4.9	10.0	
							700N	0.14	0.22	0.2	0.5							3.2	4.4	
	RINGLEB	2011	8 (6F,1M,1U)	74,3+-6,7	N?	VITRO	SCARICO	8.5+4.1									6.9+5.1		6.1+3.5	13.8+2.6
	SEEBAUER	2013	72 39M			150N (ADT, TT, ML)	VIVO	SCARICO	1.7+0.8		1.0+0.9							2.8+1.4		
			72 33F			150N (ADT, TT, ML)	VIVO	SCARICO	2.5+1.1		1.1+0.6							4.5+1.6		
	WATANABE	2009	8 (7M, 1F)	71	150 N , 2,5 ROTA	VITRO	5N	4.4+1.4	1.3+0.4	1.2+0.4	1.2+0.3							4.6+1.5	9.8+-1.6	
							700N	0.1+0.1	0.2+0.1	0.2+0.1	0.6+0.2							3.0+1.4	4.4+-1.9	
	WILKERSON	2000	49 22M	-		150N TT	VIVO	SCARICO									1.1+-1.5			
		49 27F	-		150N TT	VIVO	SCARICO									3.2+3.25				
KERKHOFFS	2007	8(5M,3F)	67		100N IN ADT	VITRO	SCARICO	3.2+0.8		0.8+0.8		0.1+2.0			4.1+6.0		0.1+1.8	0.2+12.0		

**Tab. 6 . Studi che considerano traslazioni e movimenti astragali sotto azione di una forza esterna sottoposte a caviglie in diverse posizioni di flessione. PF (plantiflessione)**

DF (dorsiflessione) PN(posizione neutra). M (maschi), F (femmine), N (newton), ROTA (rotazione) , ADT (Anterior Drawer Test), TT(Talar Tilt).

## 5. DISCUSSIONE

La ricerca in letteratura ha evidenziato una carenza di studi qualitativamente appropriati che indaghino con precisione la quantità di movimento dell'astragalo, il trial clinico è il disegno di studio più indicato per rispondere al quesito proposto. Si sono reperiti una revisione che analizza studi in vitro [Kerkhoffs, 2001] ed un trial clinico che analizza soggetti in vivo [Kerkhoffs, 2002] sulla lassità anteriore e traslazione indotta da una forza esterna nonché altri studi qualitativamente meno efficaci (studi comparativi, ricerche di supporto e articoli di giornale) che tentano di identificare i movimenti dell'astragalo nelle varie condizioni di carico, movimento e posizione di caviglia e sono stati inseriti nella revisione per la quantità di informazioni fornite relativamente a tutti i gradi di libertà. Ad ostacolare l'uniformità e l'interpretazione dei risultati contribuisce anche la grande variabilità dei setting di studio (vedi tabella sinottica): la traslazione anteriore viene eseguita in alcuni casi con l'esecuzione di un Anterior Drawer test da parte dell'operatore [Seebauer, 2013] in altri casi da device meccanici atti alla misurazione del movimento [Behrens, 2013; Watanabe 2009 e 2012; Ying 2004; Wong 2005], in un altro caso la traslazione anteriore era indotta da un martello che colpiva il complesso astragalo calcaneare posteriormente con vettore di forza anteriore, [kerkhoffs 2002]. Uno studio [Kerkhoffs, 2007], analizza gli spostamenti nei 6 gradi di libertà dell'astragalo durante l'esecuzione dell' Anterior Drawer Test e pertanto i dati non sono stati considerati nel calcolo delle medie delle traslazioni e delle rotazioni se non per la traslazione anteriore. Per quanto riguarda lo studio delle traslazioni durante i movimenti due studi [Michelson, 200 e Valderrabano, 2003] inducevano il movimento alla caviglia dopo averla sottoposta ad un carico assiale compressivo rispettivamente di 300 N e 200N gli altri studi inducevano tutti un movimento in scarico. In generale non ci sono dati sufficienti per trarre conclusioni su differenze tra movimenti in carico e movimenti in scarico; nell'analisi, non sono stati inclusi i movimenti in carico ed in vivo, come da criteri di inclusione non si sono considerati gli studi che analizzano i movimenti artrocinematici tibiotalari durante le fasi del cammino o della corsa. Dati non sufficienti inoltre per stabilire l'influenza del setting dello studio e pertanto non si riscontra alcuna differenza significativa tra gli studi in vivo e gli studi in vitro. Gli strumenti utilizzati per effettuare le misurazione sono vari e disparati, in alcuni casi ci si affidava ad un semplice potenziometro [Michelson 2000; Kerkhoffs 2002; Watanabe, 2012 e 2009] in altri casi a strumenti più precisi ed accurati come sistemi elettromagnetici con inserimento di marker sui reperi ossei [Fujii, 2006; Ringleb, 2011; Ying2004; Wong, 2005] o risonanza magnetica, da sola

[Mattingly 2006; Sheenan, 2007; Seebauer, 2013] o accoppiata ad un fluoroscopio [de Asla, 2006]. Differenze tra gli studi anche in termini di numero di caviglie studiate con una media di 15 campioni per studio, un minimo di 5 [ de Asla, 2006] ed un massimo di 72 caviglie [Seebauer, 2013] e in termini di età media dei soggetti studiati, minima 25,5 anni [Sheenan , 2007] e massima 80,1 anni [Valderrabano, 2003], dato quest'ultimo non presente in tutti gli studi. Un altro trial clinico [Mattingly, 2006] studia in vivo mediante risonanza magnetica i movimenti accoppiati di tibiotarsica rispetto ai movimenti globali di caviglia ed in accordo con uno studio comparativo [Ying, 2004] due ricerche di supporto [Leardini, 2001; de Asla, 2006] e tre articoli di rivista [ Wong, 2005; Imai, 2009; Sheehan, 2007] riscontra durante il movimento di plantiflessione un movimento di inversione, ed intrarotazione mentre durante il movimento di dorsiflessione l'astragalo compie un movimento di eversione ed extrarotazione. Gli stessi accoppiamenti rotatori si riscontrano quando il movimento globale effettuato è inversione/eversione o l'intra/extrarotazione; confermando quanto sostenuto per la prima volta da Kapandji nel 1994. Per le traslazioni gli studi sono concordi nell'affermare che durante la plantiflessione l'astragalo trasla anteriormente e durante la plantiflessione posteriormente, dati in accordo con la regola concavo convesso e con le considerazioni artrocinematiche di Neumann; meno concordanza si riscontrata invece rispetto alle traslazioni lateromediali e distoprossimali. L'articolazione tibiotarsica è l'articolazione del piede che quantitativamente più contribuisce al movimento di planti/dorsiflessione mentre è piccolo il contributo nei movimenti di inversione/eversione ed intra/extrarotazione, maggiormente a carico della sottoastraglica [de Asla, 2006; Imai, 2009; Fujii, 2006]. Alla luce delle numerose differenze tra i disegni di studio, i setting e il numero di campioni non è stato possibile affrontare una comparazione dei dati con supporto statistico e metodologia precisa; si è comunque deciso di mettere a confronto i dati tenendo conto dei bias riscontrati, i risultati ottenuti non saranno quindi affidabili dal punto di vista statistico ma possono fornire un quadro generale utile come modello interpretativo e possono essere utilizzati come starter per futuri studi. Al momento della comparazione dei dati ottenuti da tutti gli studi che hanno fornito informazioni sull'entità delle traslazioni e delle rotazioni della tibiotarsica con applicazione di una forza esterna, si sono ottenuti i seguenti risultati medi: anteriore 4,64 mm, dato fortemente in accordo con quanto riscontrato dalla revisione e dal trial clinico di Kerkhoffs; traslazione posteriore 0,77 mm, mediale 0,69 mm e laterale 0,94 mm dati derivanti da ricerche di supporto [Seebauer, 2013; Watanabe, 2012] e da un articoli di rivista [Watanabe, 2009]. Per i



dati relativi alle rotazione, con impulsi esterni di 2,5 N in direzione rotatoria a seconda del movimento, si sono ottenuti i seguenti risultati medi: inversione 5,01°; intrarotazione 4,1 ° extrarotazione 6,47° ottenuti da tre studi comparativi [Fujii, 2006; Behrens, 2013; Wilkerson, 2000], tre ricerche di supporto [Watanabe, 2012; Ringleb, 2011; Seebauer 2013] ed un articoli di rivista [Watanabe, 2009]. Sia le traslazioni che le rotazioni subivano un forte decremento quando il piede era soggetto a carico assiale compressivo di almeno 700 N (70 Kg ca) [Watanabe, 2012 e 2009] mentre non c'era differenza con carichi inferiori (100N) [Kerkhoffs 2002, Michelson, 2000, Valderrabano 2003]. Questo dato fornisce delle informazioni relativamente al contributo in stabilità strutturale garantito dalla geometria articolare del complesso tibio peroneo astragalico. Anche la posizione di partenza della caviglia durante l'applicazione della forza esterna influenza la quantità di movimento traslazionale e rotatorio: per la traslazione anteriore, posteriore, laterale e mediale e per l'inversione, la rotazione interna e la rotazione esterna, la posizione di dorsiflessione risulta essere la più stabile; la posizione neutra è la posizione di maggior instabilità per la traslazione anteriore e la rotazione esterna. La plantiflessione infine, è la posizione di maggior instabilità per il movimento di inversione e per le traslazioni posteriori, mediali e laterali. Le traslazioni e le rotazioni nella caviglia sana, sono spesso inserite all'interno di studi che le confronta quantitativamente con caviglie instabili [Fujii, 2006; Seebauer, 2013], studi in vitro che dopo aver sezionato alcuni legamenti come il peroneo astragalico anteriore, il calcaneo fibulare, l'interosseo e il cervicale, misurano l'aumento d'instabilità [Behrens, 2013; Ringleb, 2011 e Kerkhoffs, 2001 e 2002] e studi che confrontano la caviglia sana con la caviglia che ha subito interventi chirurgici di riparazione legamentosa [Behrens, 2013; Fujii, 2006]. Sebbene questi studi analizzino il contributo stabilizzante dei singoli legamenti in relazione alla mobilità dell'astragalo, definendo l'importanza della componente legamentosa nella stabilità strutturale di caviglia, nelle finalità della revisione di individuare pattern artrocinematici fisiologici, si sono considerati solamente i dati reperiti in merito alle caviglie sane, in quanto i dati risultanti da condizioni patologiche non sarebbero coerenti ad un'analisi efficace nell'individuare un modello di riferimento sul quale impostare gli obiettivi di trattamento. Due studi [Seebauer et al. 2013, Wilkerson et al. 2000] mettono in evidenza le differenze di genere nella lassità legamentosa di caviglia, dimostrando quanto le donne siano maggiormente lasse rispetto agli uomini e come questo dato andrebbe considerato durante la valutazione funzionale e l'esame specifico di caviglie soggette a lesioni o con quadri di sospetta instabilità strutturale.

## 6. CONCLUSIONI

Dall'analisi della letteratura in merito alla mobilità della tibiotarsica nel soggetto sano, si evince che sono presenti studi che riguardano la biomeccanica e l'artrocinematica ma ancora pochi da cui il terapeuta manuale possa ricavare informazioni consistenti. Si è giunti ad alcune conclusioni in accordo con gli studi analizzati: ci sono risultati quantitativi coerenti fra loro per quanto riguarda la lassità nelle varie direzioni: 4,64 mm di traslazione anteriore; 0,77 mm per la posteriore, 0,69 mm per la mediale e 0,94 mm per la laterale. Da ciò si evince che il terapeuta manuale, qualora rilevi un'ipomobilità, ha interesse a mobilizzare l'astragalo per recuperare i glide poiché in scarico esso si muove in tutte le direzioni. Diversa è la situazione in carico dove tutte le traslazioni sono fortemente ridotte (< 0,28mm) per l'importante contributo fornito dalla geometria articolare ed è pertanto scorretto pensare di poter modificare in carico il movimento traslatorio. La posizione più stabile è con caviglia in dorsiflessione mentre la plantiflessione aumenta l'instabilità in inversione e rotazione interna; in posizione neutra si riscontra la maggior traslazione anteriore e la maggior rotazione esterna; è opportuno tenere conto di questi aspetti nel momento in cui si andrà ad effettuare sia la valutazione che il trattamento della mobilità di caviglia. L'accoppiamento dei movimenti della tibiotarsica durante il movimento di plantiflessione è in inversione e adduzione con traslazione anteriore mentre in dorsiflessione è in eversione ed abduzione con traslazione posteriore identificando dei pattern che confermano modelli artrocinematici esistenti.

Utilizzando come modello interpretativo i risultati della revisione e partendo dai dati da essa estrapolati si potrebbe ipotizzare di proseguire gli studi indirizzando l'attenzione alla validità interna e al disegno di studio incrementando nello specifico il numero di trial clinici ed uniformare la selezione dei soggetti, la procedura e la pianificazione del setting di studio per garantirne anche validità esterna e rilevanza clinica dei risultati. Obiettivo ultimo degli studi futuri dovrà essere quello di giungere alla costruzione di un modello di riferimento sul quale impostare l'approccio riabilitativo e ricavare informazioni utili al miglioramento della pratica clinica.

## 7. BIBLIOGRAFIA

- 1: Bahr R, Pena F, Shine J, Lew WD, Lindquist C, Tyrdal S, Engebretsen L. Mechanics of the anterior drawer and talar tilt tests. A cadaveric study of lateral ligament injuries of the ankle. *Acta Orthop Scand*. 1997 Oct;68(5):435-41. PubMed PMID: 9385242.
- 2: Behrens SB, Drakos M, Lee BJ, Paller D, Hoffman E, Koruprolu S, DiGiovanni CW. Biomechanical analysis of Brostrom versus Brostrom-Gould lateral ankle instability repairs. *Foot Ankle Int*. 2013 Apr;34(4):587-92. doi: 10.1177/1071100713477622. Epub 2013 Feb 7. PubMed PMID: 23391625.
- 3: Buczek FL, Cavanagh PR. Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running. *Med Sci Sports Exerc*. 1990 Oct;22(5):669-77. PubMed PMID: 2233207.
- 4: Caputo AM, Lee JY, Spritzer CE, Easley ME, DeOrio JK, Nunley JA 2nd, DeFrate LE. In vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability. *Am J Sports Med*. 2009 Nov;37(11):2241-8. doi: 10.1177/0363546509337578. Epub 2009 Jul 21. PubMed PMID: 19622791; PubMed Central PMCID: PMC2891039.
- 5: Cosby NL, Koroch M, Grindstaff TL, Parente W, Hertel J. Immediate effects of anterior to posterior talocrural joint mobilizations following acute lateral ankle sprain. *J Man Manip Ther*. 2011 May;19(2):76-83. doi: 10.1179/2042618610Y.0000000005. PubMed PMID: 22547917; PubMed Central PMCID: PMC3172942.
- 6: de Asla RJ, Wan L, Rubash HE, Li G. Six DOF in vivo kinematics of the ankle joint complex: Application of a combined dual-orthogonal fluoroscopic and magnetic resonance imaging technique. *J Orthop Res*. 2006 May;24(5):1019-27. PubMed PMID: 16609963.

7: Di Gregorio R, Parenti-Castelli V, O'Connor JJ, Leardini A. Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms. *Med Biol Eng Comput.* 2007 Mar;45(3):305-13. Epub 2007 Feb 13. PubMed PMID: 17295023.

8: Franci R, Parenti-Castelli V, Belvedere C, Leardini A. A new one-DOF fully parallel mechanism for modelling passive motion at the human tibiotalar joint. *J Biomech.* 2009 Jul 22;42(10):1403-8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.04.024. Epub 2009 Jun 13. PubMed PMID: 19524926.

9: Fujii M, Suzuki D, Uchiyama E, Muraki T, Teramoto A, Aoki M, Miyamoto S. Does distal tibiofibular joint mobilization decrease limitation of ankle dorsiflexion? *Man Ther.* 2010 Feb;15(1):117-21. doi: 10.1016/j.math.2009.08.008. Epub 2009 Oct 17. PubMed PMID: 19837626.

10: Fujii T, Kitaoka HB, Watanabe K, Luo ZP, An KN. Comparison of modified Broström and Evans procedures in simulated lateral ankle injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2006 Jun;38(6):1025-31. PubMed PMID: 16775540.

11: Golanó P, Vega J, de Leeuw PA, Malagelada F, Manzanares MC, Götzens V, van Dijk CN. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010 May;18(5):557-69. doi: 10.1007/s00167-010-1100-x. Epub 2010 Mar 23. PubMed PMID: 20309522; PubMed Central PMCID: PMC2855022.

12: Hoch MC, Andreatta RD, Mullineaux DR, English RA, Medina McKeon JM, Mattacola CG, McKeon PO. Two-week joint mobilization intervention improves self-reported function, range of motion, and dynamic balance in those with chronic ankle instability. *J Orthop Res.* 2012 Nov;30(11):1798-804. doi: 10.1002/jor.22150. Epub 2012 May 18. PubMed PMID: 22610971.

13: Hubbard TJ, Hertel J. Anterior positional fault of the fibula after sub-acute lateral ankle sprains. *Man Ther.* 2008 Feb;13(1):63-7. Epub 2006 Dec 26. PubMed PMID: 17188923.

14: Imai K, Tokunaga D, Takatori R, Ikoma K, Maki M, Ohkawa H, Ogura A, Tsuji Y, Inoue N, Kubo T. In vivo three-dimensional analysis of hindfoot kinematics. *Foot Ankle Int.* 2009 Nov;30(11):1094-100. doi: 10.3113/FAI.2009.1094. PubMed PMID: 19912721.

15: Imhauser CW, Siegler S, Abidi NA, Frankel DZ. The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004 Feb;19(2):161-9. PubMed PMID: 14967579.

16: Jenkyn TR, Shultz R, Giffin JR, Birmingham TB. A comparison of subtalar joint motion during anticipated medial cutting turns and level walking using a multi-segment foot model. *Gait Posture.* 2010 Feb;31(2):153-8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.016. Epub 2009 Nov 8. PubMed PMID: 19897368.

17: Kerkhoffs G, Blankevoort L, Kingma I, van Dijk N. Three-dimensional bone kinematics in an anterior laxity test of the ankle joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007 Jun;15(6):817-24. Epub 2006 Aug 18. PubMed PMID: 16917785.

18: Kerkhoffs GM, Blankevoort L, Schreurs AW, Jaspers JE, van Dijk CN. An instrumented, dynamic test for anterior laxity of the ankle joint complex. *J Biomech.* 2002 Dec;35(12):1665-70. PubMed PMID: 12445620.

19: Kerkhoffs GM, Blankevoort L, van Poll D, Marti RK, van Dijk CN. Anterior lateral ankle ligament damage and anterior talocrural-joint laxity: an overview of the in vitro reports in literature. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001 Oct;16(8):635-43. Review. PubMed PMID: 11535344.

20: Kitaoka HB, Luo ZP, An KN. Three-dimensional analysis of normal ankle and foot mobility. *Am J Sports Med.* 1997 Mar-Apr;25(2):238-42. PubMed PMID: 9079181.

21: Kjaersgaard-Andersen P, Frich LH, Madsen F, Helmig P, Søgård P, Søjbjerg JO. Instability of the hindfoot after lesion of the lateral ankle ligaments: investigations of the anterior drawer and adduction maneuvers in autopsy specimens. *Clin Orthop Relat Res.* 1991 May;(266):170-9. PubMed PMID: 2019047.

22: Komistek RD, Stiehl JB, Buechel FF, Northcut EJ, Hajner ME. A determination of ankle kinematics using fluoroscopy. *Foot Ankle Int.* 2000 Apr;21(4):343-50. PubMed PMID: 10808976.

23: Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. Mobility of the human ankle and the design of total ankle replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Jul;(424):39-46. PubMed PMID: 15241142.

24: Leardini A, Stagni R, O'Connor JJ. Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *J Biomech.* 2001 Jun;34(6):805-9. PubMed PMID: 11470119.

25: Leardini A. Geometry and mechanics of the human ankle complex and ankle prosthesis design. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001 (B) Oct;16(8):706-9. PubMed PMID: 11535353.

26: Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. The role of the passive structures in the mobility and stability of the human ankle joint: a literature review. *Foot Ankle Int.* 2000 Jul;21(7):602-15. Review. PubMed PMID: 10919630.

27: Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. A geometric model of the human ankle joint. *J Biomech.* 1999 Jun;32(6):585-91. PubMed PMID: 10332622.

- 28: Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *J Biomech.* 1999 (B) Feb;32(2):111-8. PubMed PMID: 10052915.
- 29: Luo ZP, Kitaoka HB, Hsu HC, Kura H, An KN. Physiological elongation of ligamentous complex surrounding the hindfoot joints: in vitro biomechanical study. *Foot Ankle Int.* 1997 May;18(5):277-83. PubMed PMID: 9167927.
- 30: Mattingly B, Talwalkar V, Tylkowski C, Stevens DB, Hardy PA, Pienkowski D. Three-dimensional in vivo motion of adult hind foot bones. *J Biomech.* 2006;39(4):726-33. PubMed PMID: 16439242.
- 31: Michelson JD, Schmidt GR, Mizel MS. Kinematics of a total arthroplasty of the ankle: comparison to normal ankle motion. *Foot Ankle Int.* 2000 Apr;21(4):278-84. PubMed PMID: 10808966.
- 32: Milner CE, Soames RW. The medial collateral ligaments of the human ankle joint: anatomical variations. *Foot Ankle Int.* 1998 May;19(5):289-92. PubMed PMID: 9622418.
- 33: Rasmussen O, Kromann-Andersen C, Boe S. Deltoid ligament. Functional analysis of the medial collateral ligamentous apparatus of the ankle joint. *Acta Orthop Scand.* 1983 Feb;54(1):36-44. PubMed PMID: 6829280.
- 34: Ringleb SI, Dhakal A, Anderson CD, Bawab S, Paranjape R. Effects of lateral ligament sectioning on the stability of the ankle and subtalar joint. *J Orthop Res.* 2011 Oct;29(10):1459-64. doi: 10.1002/jor.21407. Epub 2011 Mar 28. PubMed PMID: 21445995.
- 35: Seebauer CJ, Bail HJ, Rump JC, Hamm B, Walter T, Teichgräber UK. Ankle laxity: stress investigation under MRI control. *AJR Am J Roentgenol.* 2013 Sep;201(3):496-504. doi: 10.2214/AJR.12.8553. PubMed PMID: 23971441.

- 36: Sheehan FT, Seisler AR, Siegel KL. In vivo talocrural and subtalar kinematics: a non-invasive 3D dynamic MRI study. *Foot Ankle Int.* 2007 Mar;28(3):323-35. PubMed PMID: 17371656.
- 37: Siegler S, Block J, Schneck CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot Ankle.* 1988 Apr;8(5):234-42. PubMed PMID: 3366428.
- 38: Stindel E, Udupa JK, Hirsch BE, Odhner D. An in vivo analysis of the motion of the peri-talar joint complex based on MR imaging. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2001 Feb;48(2):236-47. PubMed PMID: 11296880.
- 39: Stähelin T, Nigg BM, Stefanyshyn DJ, van den Bogert AJ, Kim SJ. A method to determine bone movement in the ankle joint complex in vitro. *J Biomech.* 1997 May;30(5):513-6. PubMed PMID: 9109563.
- 40: Tuijthof GJ, Zengerink M, Beimers L, Jonges R, Maas M, van Dijk CN, Blankevoort L. Determination of consistent patterns of range of motion in the ankle joint with a computed tomography stress-test. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009 Jul;24(6):517-23. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.03.004. Epub 2009 Apr 7. PubMed PMID: 19356831.
- 41: Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyshyn D, Stergiou P. Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 3: Talar movement. *Foot Ankle Int.* 2003 Dec;24(12):897-900. PubMed PMID: 14733343.
- 42: Vicenzino B, Branjerdporn M, Teys P, Jordan K. Initial changes in posterior talar glide and dorsiflexion of the ankle after mobilization with movement in individuals with recurrent ankle sprain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006 Jul;36(7):464-71. PubMed PMID: 16881463.



- 43: Watanabe K, Kitaoka HB, Berglund LJ, Zhao KD, Kaufman KR, An KN. The role of ankle ligaments and articular geometry in stabilizing the ankle. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2012 Feb;27(2):189-95. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.08.015. Epub 2011 Oct 13. PubMed PMID: 22000065.
- 44: Watanabe K, Crevoisier XM, Kitaoka HB, Zhao KD, Berglund LJ, Kaufman KR, An KN. Analysis of joint laxity after total ankle arthroplasty: cadaver study. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2009 Oct;24(8):655-60. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.06.007. Epub 2009 Jul 24. PubMed PMID: 19632017.
- 45: Whitman JM, Cleland JA, Mintken PE, Keirns M, Bieniek ML, Albin SR, Magel J, McPoil TG. Predicting short-term response to thrust and nonthrust manipulation and exercise in patients post inversion ankle sprain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009 Mar;39(3):188-200. doi: 10.2519/jospt.2009.2940. PubMed PMID: 19252260.
- 46: Wilkerson RD, Mason MA. Differences in men's and women's mean ankle ligamentous laxity. *Iowa Orthop J*. 2000;20:46-8. PubMed PMID: 10934624; PubMed Central PMCID: PMC1888743.
- 47: Wolf P, Luechinger R, Boesiger P, Stuessi E, Stacoff A. A MR imaging procedure to measure tarsal bone rotations. *J Biomech Eng*. 2007 Dec;129(6):931-36. PubMed PMID: 18067399.
- 48: Wong Y, Kim W, Ying N. Passive motion characteristics of the talocrural and the subtalar joint by dual Euler angles. *J Biomech*. 2005 Dec;38(12):2480-5. Epub 2005 Jan 4. PubMed PMID: 16214496.
- 49: Ying N, Kim W, Wong Y, Kam BH. Analysis of passive motion characteristics of the ankle joint complex using dual Euler angle parameters. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2004 Feb;19(2):153-60. PubMed PMID: 14967578.

## TESTI

1: Kapandji I.A. – Fisiologia Articolare 2- Arto inferiore-Vigot –Monduzzi Ed.-Marzo 1994

2: Kaltenborn FM. The Kaltenborn Method of joint examination and treatment, Volume I, Oslo: Norlis, 1999

3: Neumann DA. - KINESIOLOGY of the Muscoloskeletac System Evolve,Mosby,U.S.A., 2002