

**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI GENOVA
FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA**

**MASTER IN RIABILITAZIONE DEI
DISORDINI MUSCOLO SCHELETRICI VI° ED**

Presidente Prof. Michele Abruzzese

SEDE DI SAVONA

TESI DI MASTER

**“BIOMECCANICA DEL RETROPIEDE:
QUALI EVIDENZE UTILI
AL TERAPISTA MANUALE?”**

**Relatore:
Dott. Ft OMT Riccardo Ansaldi**

**Candidato:
Dott. Ft Siro Franceschetti**

ANNO ACCADEMICO 2008/2009

ABSTRACT

Background. Il terapeuta manuale nella sua professione si trova ad utilizzare tecniche artrocinematiche per il trattamento degli impairments, come dolore e rigidità, in pazienti con problemi di caviglia, ma spesso non ha piena consapevolezza dell'esatta biomeccanica dell'articolazione in questione, sia nel sano che nel patologico.

Scopo dello studio. Lo scopo dello studio è quello di ricercare studi che analizzino l'artrocinematica dell'articolazione tibiotarsica nel soggetto affetto da disordini muscolo scheletrici potenzialmente trattabili mediante terapia manuale e ricavare informazioni utili per la strutturazione di una pratica clinica basata sulle più recenti evidenze inerenti l'argomento.

Materiali e metodi. è stata eseguita una ricerca utilizzando le principali banche date multimediali, mediante le parole chiave rear foot, subtalar joint, tibiotalar joint ed ankle joint, e combinandole con la parola kinematic all'interno di stringhe di ricerca. Dei 284 articoli selezionati inizialmente, sulla base dell'abstract ne sono stati eliminati 262 ed inclusi 22 rilevanti al quesito. Si è successivamente reperito il full text degli stessi eliminando 14 articoli ed includendone 8 pertinenti al quesito con i quali si è proseguito nella stesura della tesi. I dati ottenuti sono stati analizzati e confrontati in modo critico per conseguire una visione d'insieme di ciò che la letteratura offre riguardo l'argomento trattato.

Risultati. Nei quadri di instabilità di caviglia gli studi hanno riportato l'incremento di traslazione anteriore e superiore, rotazione interna, retro piede in inversione, e maggior rotazione esterna della tibia. Nei quadri di artrosi di caviglia è stato evidenziato la riduzione triplanare dei movimenti della caviglia. Nei quadri di lesione della sindesmosi è risultato che la lesione legamentosa genera sempre una rotazione esterna del perone, che, in base al numero di legamenti coinvolti può risultare in una variabilità di spostamenti più ampia.

Discussione. Nei quadri di instabilità di caviglia è utile un approccio di stabilizzazione con esercizi di controllo motorio. Nei quadri di artrosi di caviglia è opportuno un approccio di terapia manuale. Nei quadri di lesione della sindesmosi l'intervento del terapeuta manuale è secondario alla stabilizzazione di competenza dell'ortopedico e della chirurgia.

INDICE

1. INTRODUZIONE.....	p. 4
1.1 Background.....	p. 4
1.2 Obiettivi degli studi.....	p. 6
2. MATERIALI E METODI.....	p. 7
3. RISULTATI.....	p. 9
3.1 Gli studi individuati.....	p. 9
3.2 Effetti dei diversi quadri patologici	
<i>nell'artrocinematica della tibiotalarica</i>.....	p. 13
3.2.1 L'instabilità di tibiotalarica.....	p. 13
3.2.2 L'artrosi di tibiotalarica.....	p. 19
3.3.3 La Lesione del malleolo tibio fibulare.....	p. 24
4. DISCUSSIONE.....	p. 27
4.1 Limiti agli studi.....	p. 27
4.2 Quale intervento adottare nei quadri di instabilità di	
<i>caviglia?</i>.....	p. 27
4.3 Quale intervento adottare nei quadri di artrosi di	
<i>caviglia?</i>.....	p. 27
4.4 Quale intervento adottare nei quadri di lesione	
<i>della sindesmosi?</i>.....	p. 27
5. CONCLUSIONE.....	p. 28
6. BIBLIOGRAFIA.....	p. 29

1. INTRODUZIONE

1.1 Background

L'artrocinematica nell'operatività del terapeuta manuale.

Il terapeuta manuale nella sua professione si trova ad utilizzare delle tecniche volte a normalizzare gli impairments rilevati nel quadro del paziente con problemi di caviglia quali ad esempio dolore e rigidità articolari [Fujii 2010, Hubbard 2008, Whitman 2005, O'Brien 1998, Green 2001] parimenti all'utilizzo di esercizi di controllo neuromotorio volto a stabilizzare il risultato [Hübscher 2010, Holmes 2009, Hughes 2008]

Durante la sua operatività, la posologia della tecnica utilizzata, fa riferimento al modello proposto inizialmente dall'anatomista Mac Conaill e successivamente descritta da Kaltenborn nel 1959: la regola concavo convessa [Kaltenborn 1999].

Secondo questa regola, ogni movimento fisiologico-osteocinematico (autonomamente riproducibile dal paziente) detto roll e swing, si accompagna costantemente a dei movimenti accessori-artrocinematici (non riproducibili dal paziente) definiti slide e glide. Questi movimenti si combinano reciprocamente con accoppiamenti ben definiti 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 direzioni opposte;
- qualora si muova la superficie concava su di una superficie convessa, si verificano uno swing ed un glide nella stessa direzione.

L'artrocinematica nell'articolazione tibio peroneo astragalica.

L'applicazione della regola pocanzi esposta all'articolazione tibio tarsica parte dalla definizione delle superfici articolari [Neumann 2002]:

- mortaio tibio peroneale: superficie concava;
- domo astragalica: superficie convessa.

Dati questi presupposti, i rispettivi accoppiamenti che si verificano durante i movimenti osteocinematici sono caratterizzati da [Neumann 2002]:

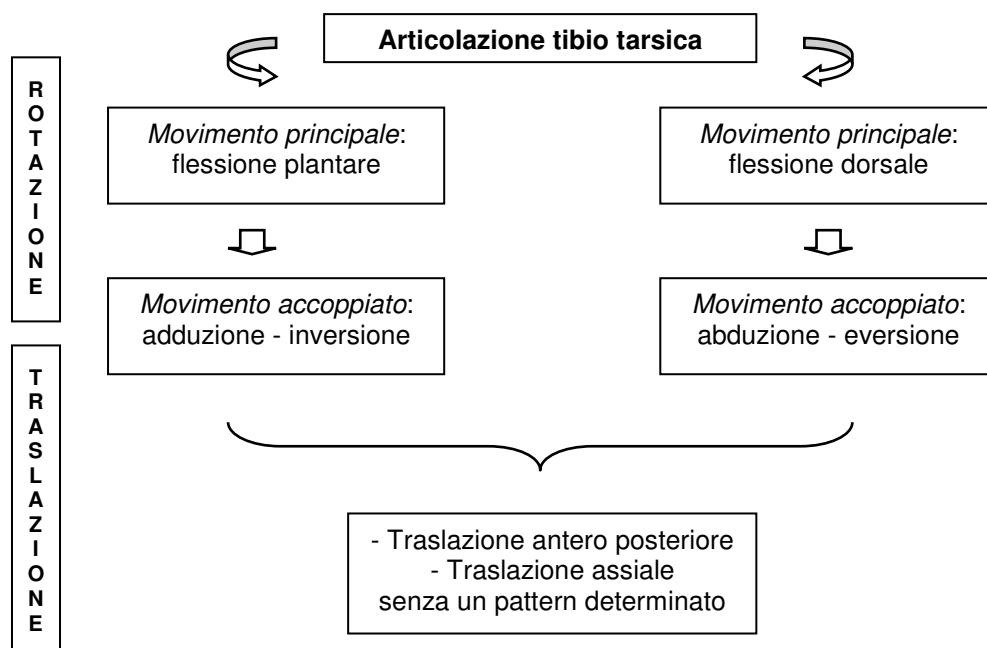
- flessione dorsale: roll ventrale e slide dorsale del domo astragalico; swing e glide dorsale del mortaio tibio peroneale;
- flessione plantare: roll dorsale e slide ventrale del domo astragalico; swing e glide ventrale del mortaio tibio peroneale

Studi artrocinematici articolazione tibio peroneo astragalica su sano.

Lo studio della cinematica della caviglia da sempre ha suscitato interesse nella letteratura internazionale per le potenziali implicazioni in termini di diagnosi e trattamento dei disordini di questa regione.

Numerose investigazioni hanno indagato questo argomento nel complesso di caviglia in vitro [Leardini 1999,; Stahelin 1997] ed in vivo [Jenkyn 2010, Buczek 1990, Keppel 1990, Kitaoka 1997] giungendo all'unanimità ad affermare come tale articolazione sia multi assiale e dotata di 6 gradi di libertà.

Un recente lavoro di Wong [Wong 2005] ha messo in luce come i principali movimenti rotatori dell'articolazione tibio tarsica siano caratterizzati dalla flessione plantare e dorsale. Essi hanno però evidenziato come sussistano dei movimenti minori che si accoppiano ai principali durante la normale cinematica del distretto: adduzione-inversione nella flessione plantare; abduzione-eversione nella flessione dorsale. Inoltre hanno evidenziato la presenza di movimenti traslatori antero posteriori ed assiali senza determinarne un pattern costante. Un esplicitazione grafica di quanto detto è di seguito riportata.



Alcuni lavori inoltre [Franci 2008, Leardini 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): infatti il legamento peroneo astragalico anteriore ed il legamento talo navicolare, con il loro intricato apparato di fibre avvolgente le ossa del tarso, si sono dimostrati gli elementi guida fondamentali nel movimento di flessione dorsale e plantare.

Altri lavori [Di Gregorio 2007, Leardini 1999b] si sono preoccupati di determinare le superfici di contatto articolari che si sono viste essere localizzate in due precisi siti:

- una principale: tra la superficie supero-mediale e supero-laterale del domo astragalico e la superficie interna del mortaio tibio fibulare;
- una secondaria: tra la superficie laterale dell'astragalo e la parte interna della fibula distale

1.2 Obiettivi dello studio

Questo lavoro si colloca nel panorama riabilitativo con un preciso intento:

- ricercare studi che analizzino l'artrocinematica dell'articolazione tibio tarsica nel soggetto affetto da disordini muscolo scheletrici potenzialmente trattabili mediante terapia manuale;
- ricavare informazioni utili per la strutturazione di una pratica clinica basata sulle più recenti evidenze inerenti l'argomento.

2. MATERIALI E METODI

Banche dati. È stata interrogata la banca dati di *MEDLINE*, attraverso il motore di ricerca di PUBMED, nel periodo compreso tra febbraio 2010 ed aprile 2010.

Key words. Per la ricerca si sono introdotte le seguenti parole chiave:

- “rear foot”;
- “subtalar joint”;
- “tibio talar joint”;
- “ankle joint”;
- “kinematic”

Stringhe. Si sono utilizzate le seguenti stringhe per la ricerca:

- “rear foot” AND “kinematic”;
- “tibio talar joint” AND “kinematic”;
- “ankle joint” AND “kinematic”

Limiti. Sono stati applicati i seguenti limiti durante la ricerca:

- *Abstract*: disponibile;
- *Timing*: 2005-2010;
- *Language*: inglese;
- *Type of articles*: lavori di analisi biomeccanica;

Inclusione degli studi. La strutturazione del quesito, volta a permettere la corretta inclusione degli studi, è stata svolta servendosi del modello PICO(T):

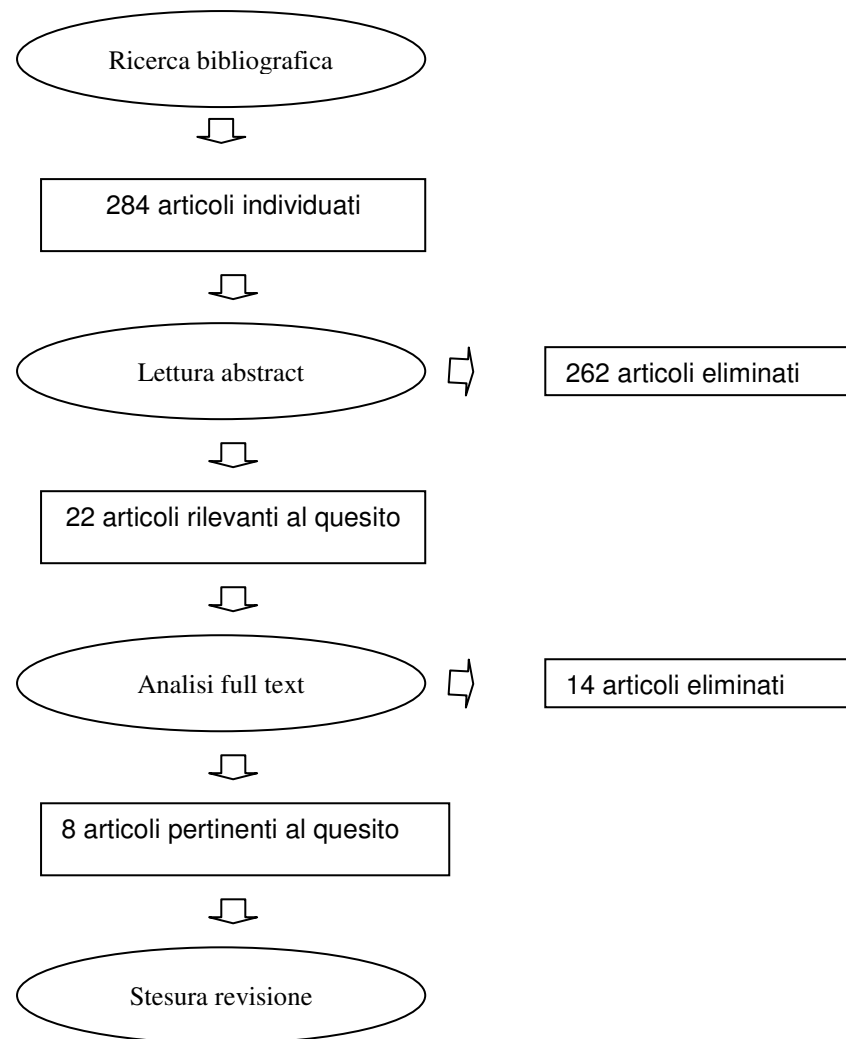
- *partecipanti*: soggetti affetti da disordini muscoloscheletrici del complesso retropiede;
- *intervento*: analisi biomeccanica del complesso retropiede
- *comparazione*: -
- *outcome*: parametri cinematici
- *time*: analisi di quadri patologici cronici

Sviluppo. Il candidato ha svolto la ricerca bibliografica autonomamente, selezionando gli articoli potenzialmente rilevanti servendosi degli abstracts. Successivamente ha reperito il full texts degli stessi e eseguito un'analisi accurata per identificare gli studi realmente includibili nella revisione.

3. RISULTATI

3.1 Gli studi individuati

Il **diagramma di flusso** rappresentante l'iter per l'individuazione degli articoli è riportato di seguito.



L'iniziale ricerca ha permesso di trovare 284 articoli. Nella tabella di seguito riportata è messo in luce il numero di articoli per ogni singola stringa di ricerca.

STRINGHE DI RICERCA	N° ARTICOLI
"rear foot" AND "kinematic"	9
"tibio talar joint" AND "kinematic"	5
"ankle joint" AND "kinematic"	270

Sulla base dell'abstract sono stati eliminati 262 articoli ed inclusi 22 rilevanti al quesito. Nella tabella di seguito riportata sono riportati gli articoli esclusi per macro aree dalla lettura dell'abstracts.

MACRO AREA OGGETTO DI ESCLUSIONE	N° ARTICOLI
analisi nella deambulazione del soggetto sano	69
analisi nella deambulazione del soggetto affetto da patologie neurologiche (stroke, parkinson, lesione midollare, neuropatia)	54
analisi nelle attività della corsa del soggetto sano	33
analisi nella deambulazione soggetto affetto da patologie degenerative dell'arto inferiore (anca e ginocchio)	33
analisi nella deambulazione soggetto affetto da patologie rachide (lombalgia, interventi chirurgici, scoliosi)	25
analisi nella salita e discesa delle scale del soggetto sano	17
analisi nella deambulazione mediante ortesi del soggetto sano	17
analisi nella deambulazione del soggetto affetto da patologie di caviglia (instabilità cronica) a seguito di esercizi di equilibrio	14

Si è successivamente reperito il full text degli stessi eliminando 14 articoli ed includendone 8 pertinenti al quesito con i quali si è proseguito nella stesura della tesi. Nella tabella di seguito riportata sono presenti gli articoli eliminati con la relativa motivazione a seguito dell'analisi dei full text.

STUDIO ESCLUSO	MOTIVAZIONE
<u>Orthotic control of rear foot and lower limb motion during running in participants with chronic Achilles tendon injury.</u> Donoghue OA, Harrison AJ, Laxton P, Jones RK. Sports Biomech. 2008 May;7(2):194-205.P	Analisi nel paziente con tendinopatia achillea cronica
<u>Lower extremity kinematics and kinetics during level walking and stair climbing in subjects with triple arthrodesis or subtalar fusion.</u> Wu WL, Huang PJ, Lin CJ, Chen WY, Huang KF, Cheng YM. Gait Posture. 2005 Apr;21(3):263-70.	Analisi nel paziente con tripla artrodesi o fusione sub talare
<u>Kinematic analysis of runners with achilles mid-portion tendinopathy.</u> Ryan M, Grau S, Krauss I, Maiwald C, Taunton J, Horstmann T. Foot Ankle Int. 2009 Dec;30(12):1190-5.	Analisi nel paziente con tendinopatia achillea

<u>Intermediate term outcome of the agility total ankle arthroplasty.</u> Claridge RJ, Sagherian BH. Foot Ankle Int. 2009 Sep;30(9):824-35.	Analisi nel paziente con artroplastica totale di caviglia
<u>Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners.</u> Pohl MB, Hamill J, Davis IS. Clin J Sport Med. 2009 Sep;19(5):372-6.	Analisi nel paziente con fascite plantare
<u>Kinematic gait adaptations in unilateral transtibial amputees during rehabilitation.</u> Barnett C, Vanicek N, Polman R, Hancock A, Brown B, Smith L, Chetter I. Prosthet Orthot Int. 2009 Jun;33(2):135-47.	Analisi nel paziente con amputazione transtibiale
<u>Influence of marker models on ankle kinematics in persons with partial foot amputation: an investigation using a mechanical model.</u> Dillon M, Hansen AH, Fatone S. J Rehabil Res Dev. 2008;45(4):567-76.	Analisi nel paziente con amputazione parziale di piede
<u>Functional gait analysis of trans-femoral amputees using two different single-axis prosthetic knees with hydraulic swing-phase control: Kinematic and kinetic comparison of two prosthetic knees.</u> Sapin E, Goujon H, de Almeida F, Fodé P, Lavaste F. Prosthet Orthot Int. 2008 Jun;32(2):201-18.	Analisi nel paziente con amputazione transfemorale
<u>Correlation of residual limb length and gait parameters in amputees.</u> Baum BS, Schnall BL, Tis JE, Lipton JS. Injury. 2008 Jul;39(7):728-33. Epub 2008 Jun 9.	Analisi nel paziente con amputazione
<u>Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds.</u> Silverman AK, Fey NP, Portillo A, Walden JG, Bosker G, Neptune RR. Gait Posture. 2008 Nov;28(4):602-9.	Analisi nel paziente con amputazione
<u>Lower limb kinematics of subjects with chronic achilles tendon injury during running.</u> Donoghue OA, Harrison AJ, Laxton P, Jones RK. Res Sports Med. 2008;16(1):23-38.	Analisi nel paziente con tendinopatia achillea cronica
<u>Gait pattern in rheumatoid arthritis.</u> Weiss RJ, Wretenberg P, Stark A, Palmblad K, Larsson P, Gröndal L, Broström E. Gait Posture. 2008 Aug;28(2):229-34. Epub 2008 Jan 15.	Analisi nel paziente con artrite reumatoide

<u>Simulation of polyethylene wear in ankle joint prostheses.</u> Bell CJ, Fisher J. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2007 Apr;81(1):162-7.	Analisi nel paziente con protesi di caviglia
<u>[Dynamic gait analysis of blocked distal tibiofibular joint following syndesmotic complex lesions]</u> Vasarhelyi A, Lubitz J, Zeh A, Wohlrab D, Hein W, Mittlmeier T. Z Orthop Unfall. 2009 Jul-Aug;147(4):439-44. Epub 2009 Aug 19. German.	Articolo in lingua tedesca

3.2 Effetti dei diversi quadri patologici nell'artrocinematica della tibiotalarsica

3.2.1 L'instabilità di tibiotalarsica.

 Lo studio di Caputo [Caputo 2009] analizza la cinematica dell'articolazione tibiotalarsica con instabilità laterale in un gruppo di 9 pazienti con instabilità unilaterale di caviglia, sottoponendo i pazienti a carichi crescenti. Risonanza magnetica e fluoroscopia ortogonale sono stati usati come strumento di valutazione, con successiva importazione e analisi delle immagini tramite un software.

Le misure di outcome sono i gradi di movimento e lo spostamento delle strutture dell'articolazione tibiotalarsica.

Lo studio si basa sulla premessa teorica che, basandosi sull'orientamento delle fibre dell'ATFL (legamento talofibulare anteriore), una sua deficienza guida l'incremento della traslazione anteriore e aumenta la rotazione interna dell'astragalo rispetto alla tibia.

Analizzando i singoli movimenti in base al loro piano di movimento otteniamo i seguenti risultati:

➤ Traslazione anteroposteriore.

Nelle caviglie sane l'astragalo trasla anteriormente da 0.2 ± 0.6 mm al 25% del peso corporeo a 0.4 ± 1.0 mm al 100% del peso corporeo. Un trend simile è stato individuata anche nelle caviglie con deficienza di ATFL. Ad ogni livello di carico ci sono stati incrementi statisticamente significativi in traslazione anteriore, come ad esempio al 100% del carico, dove l'astragalo della caviglia instabile trasla anteriormente di 1.3 ± 0.9 mm, con un incremento di 0.9 ± 0.6 mm se comparato con i risultati della caviglia sana ($p=.008$).

➤ Traslazione mediolaterale.

Con carico crescente, c'è una piccola traslazione dell'astragalo nel sano e nel patologico. Nel sano, la posizione laterale dell'astragalo varia da 0.1 ± 0.6 mm al 50% del peso corporeo al 0.4 ± 0.6 mm al 75% del peso corporeo. Valori simili sono

stati trovati nella caviglia patologica, da $0.4\pm0.6\text{mm}$ al 25% del carico a $0.7\pm0.7\text{mm}$ al 75% del carico. Nessuna differenza statisticamente significativa rilevata.

➤ Traslazione superiore.

In carico crescente, l'astragalo trasla superiormente sia nel sano e sia nel patologico. Nel sano, la traslazione superiore varia da $0.0\pm0.3\text{mm}$ al 25% del carico a $0.3\pm0.7\text{mm}$ al 100% del carico. Nel patologico è presente un trend simile e la traslazione superiore varia da $0.4\pm0.6\text{mm}$ al 25% del carico a un massimo di $0.6\pm0.7\text{mm}$ al 100% del carico. C'è quindi un incremento statisticamente significativo nella traslazione superiore dell'astragalo nelle caviglie patologiche al 100% del carico ($p=0.02$).

➤ Rotazione interna-esterna.

Nel sano la rotazione interna dell'astragalo non cambia drasticamente con l'aumento del carico. Al 25% ha un valore di $0.6\pm2.7^\circ$, mentre al 100% c'è un valore di $0.2\pm0.5^\circ$. Nel patologico l'astragalo ruota internamente con l'aumentare del peso, da un minimo di $3.5\pm5.1^\circ$ al 25% del carico ad un massimo di $5.5\pm4.4^\circ$ al 100% del carico ($p=.008$). C'è quindi un incremento statisticamente significativo nella rotazione interna dell'astragalo ad ogni livello di carico.

➤ Inversione-eversione.

Nel patologico l'astragalo mostra un incremento dell'eversione con l'incremento del carico, mentre la caviglia sana ha valori da $0.4\pm1.3^\circ$ a $2.5\pm2.7^\circ$ dal 25% al 100% del carico. Similarmente la caviglia patologica ha valori da $0.6\pm2.3^\circ$ a $2.2\pm2.2^\circ$. Le differenze in inversione tra la caviglia sana e patologica è minore di 0.4° sotto carico. Quindi non sono state trovate differenze statisticamente significative.

➤ Dorsiflessione-plantiflessione.

Entrambe le caviglie dorsiflettono con l'aumentare del carico. Nella caviglia sana l'astragalo è plantiflesso a $1.3\pm4.3^\circ$ al 25% del carico e dorsiflesso a $6.4\pm7.7^\circ$ al 100% del carico. In maniera simile anche la caviglia patologica varia da $0.0\pm5.0^\circ$ di plantiflessione al 25% del carico a $7.3\pm6.2^\circ$ di dorsiflessione al 100% del

carico. Tra i due gruppi non vi è quindi nessuna differenza statisticamente significativa.

Da questo studio si evince quindi che in seguito a deficienza di ATiFL vi è un incremento della traslazione anteriore e della rotazione interna dell'astragalo sulla tibia. Inoltre è stato rilevato anche l'incremento della traslazione superiore dell'astragalo.

 Lo studio di Monaghan [Monaghan 2006] analizza la cinematica della caviglia durante il cammino comparando un gruppo di 25 persone con instabilità cronica di caviglia (CAI) con altre 25 persone appartenenti al gruppo di controllo. Le misurazioni sono state ottenute tramite dei sensori applicati sugli arti inferiori e utilizzando come strumento di valutazione un sistema di rilevazione e analisi del movimento, integrato con una pedana pressoria posta lungo il percorso. Tutti i dati sono poi stati analizzati con un software.

Dallo studio emerge che durante il cammino vi è una differenza significativa ($p < 0.05$) per il movimento e le forze solo sul piano frontale mentre sui piani sagittale e trasverso non sono presenti differenze significative ($p > 0.05$).

I soggetti con CAI sono significativamente più in inversione ($p < 0.01$) di 6° - 7° nel periodo tra i 100ms prima del contatto del tallone col terreno (heel strike, HS) e i 200ms post-HS. La velocità angolare differisce significativamente ($p < 0.05$) in due momenti durante il ciclo.

I soggetti CAI invertono con un andamento di circa 0.5 rad/s durante gli immediati 5ms pre-HS e post-HS, mentre nel gruppo di controllo avviene un movimento di eversione con una velocità di 0.1 rad/s durante lo stesso periodo. C'è solo un piccolo periodo in cui la differenza di velocità angolare è statisticamente significativa ($p < 0.05$) tra i due gruppi, e si verifica tra i 150ms e i 195ms post-HS.

I pz con CAI al momento del contatto con il terreno con il tallone si sono dimostrati possedere un incremento dell'eversione rispetto al gruppo di controllo nei primi 200ms.

Riassumendo possiamo dire che i soggetti con CAI sono significativamente ($p < 0.01$) più invertiti sul piano frontale dai 100ms pre-HS ai 200ms post-HS. La velocità articolare angolare è significativamente ($p < 0.05$) maggiore nel momento

di HS nel gruppo CAI. Durante la prima fase del passo, infine, i soggetti CAI appaiono controllati da un momento muscolare che lavora in eversione, che lavora concentricamente a differenza del gruppo di controllo dove abbiamo un momento muscolare verso l'inversione che lavora eccentricamente.

 Lo studio di Jennings [Jennings 2008] analizza le conseguenze della lesione del compartimento legamentoso mediale della caviglia e l'efficienza del tendine del tibiale posteriore (TTP) nel compensare la perdita di stabilità. La ricerca è stata effettuata su un gruppo di 5 preparati cadaverici, usando come strumento di valutazione un sistema di rilevazione della cinematica tridimensionale.

I preparati cadaverici sono stati sottoposti a un carico di 350N, poi si è sezionato il compartimento legamentoso mediale, aumentando gradualmente la tensione a livello di TTP (0%-50%-100%-150%).

Le misure di outcome sono la determinazione della rotazione di astragalo, navicolare e calcagno, prima e dopo il sezionamento del compartimento legamentoso mediale, e con l'aumento del tesionamento di TTP.

Dallo studio emerge che vi sono cambiamenti statisticamente significativi nella rotazione dell'astragalo sul piano trasverso e sagittale, così come per il calcagno e il navicolare nei piani trasverso, sagittale e frontale.

I dati sono riportati nella seguente tabella. [tratta da Jennings 2008]

TABLE 1 Descriptive statistical analysis of planar rotations reported as the mean difference in rotation for all specimens at each tarsal bone after sectioning the spring ligament complex (SLC)

Tarsal Bone and Plane of Rotation	Mean Rotation (°) After Sectioning SLC (SD) [SE]	P value*	Position After Sectioning SLC and Cyclic Loading	Direction of Rotation upon Incremental Activation of PTT
Talus				
Frontal plane	-0.859 (1.238) [0.27]	.1761	Everted	Eversion
Transverse plane	-2.511 (2.84) [0.537]	<.0001	Adducted	Adduction
Sagittal plane	1.0129 (1.108) [0.242]	.0008	Plantarflexed	Plantarflexion
Navicular				
Frontal plane	0.873 (1.463) [0.319]	.0016	Inverted	Inversion
Transverse plane	3.038 (3.802) [0.719]	.0007	Adducted	Adduction
Sagittal plane	0.367 (0.432) [0.094]	.0032	Plantarflexed	Plantarflexion
Calcaneus				
Frontal plane	0.802 (1.108) [0.242]	.0033	Everted	Inversion
Transverse plane	-2.417 (3.589) [0.846]	.0354	Abducted	Abduction
Sagittal plane	0.629 (0.557) [0.122]	<.0001	Plantarflexed	Plantarflexion

Abbreviations: SLC, spring ligament complex; PTT, posterior tibial tendon.

Sebbene le statistiche mostrino differenze statisticamente significative prima e dopo il sezionamento del comparto legamentoso mediale, i gradi di rotazione sono tutti relativamente piccoli ($\leq 3.083^\circ$).

Riguardo all'astragalo, dopo la sezione del legamento deltoideo, la testa flette plantarmente e adduce in maniera statisticamente significativa ($p=.0008$ e $p<0.001$) e l'aumento della tensione di PTT non riesce ad alterare la posizione flessa del piede.

È stata osservata anche l'inversione dell'astragalo sul piano frontale, ma risulta non essere statisticamente significativi ($p=.176$).

Questo studio ha dimostrato quindi che sezionando il complesso legamentoso mediale si crea una completa instabilità nel piede, che il PTT non riesce a compensare. Inoltre la sezione di quel legamento produce un significativo cambiamento nelle rotazioni di astragalo, calcagno e navicolare.

 Lo studio di Drewes [Drewes 2009] analizza l'alterazione della cinematica di caviglia e l'accoppiamento tra tibia e retropiede in persone con instabilità cronica di caviglia (CAI). La ricerca è stata fatta comparando un gruppo di 7 persone sane con un gruppo di 7 persone che soffrono di CAI.

I soggetti sono stati fatti camminare e correre usando come sistema di valutazione un sistema di analisi del movimento tridimensionale.

Le misure di outcome sono la posizione del retropiede in inversione e eversione, e la rotazione della tibia, calcolati durante il ciclo del passo.

I risultati dello studio sono riassunti di seguito.

➤ Cammino.

Per la cinematica di inversione-eversione è stato trovato una differenza significativa tra i due gruppi nell'intero ciclo. Le differenze medie nel gruppo CAI è stata di $2.07^\circ \pm 0.29^\circ$ più invertita nell'intero ciclo che nella popolazione sana.

Per la rotazione di tibia sono state trovate differenze di $7.00^\circ \pm 0.90^\circ$ nel primo 2% del ciclo, $8.22^\circ \pm 1.10^\circ$ dal 7% al 62%, $6.07^\circ \pm 0.49^\circ$ dal 65% al 76%, e $6.86^\circ \pm 1.40^\circ$ dall'80% al 100% del ciclo del passo. In tutti i casi, i soggetti CAI erano maggiormente ruotati esternamente.

➤ Corsa.

Per la cinematica di inversione-eversione sono state trovate differenze tra i due gruppi di $1.35^\circ \pm 0.35^\circ$ nel primo 2% del ciclo, $1.78^\circ \pm 0.23^\circ$ dal 23% al 33%,

$1.57^{\circ} \pm 0.34^{\circ}$ dal 42% al 58%, e $1.90^{\circ} \pm 0.30^{\circ}$ dal 78% al 100% del ciclo del passo. In tutti i casi, i soggetti CAI erano maggiormente in inversione.

Per la rotazione di tibia durante la corsa sono state trovate differenze significative di $6.20^{\circ} \pm 0.99^{\circ}$ dal 48% al 55% e di $7.26^{\circ} \pm 0.97^{\circ}$ dall'81% al 96% del ciclo del passo.

I soggetti CAI dimostrano maggior rotazione esterna di tibia rispetto al gruppo controllo.

Da questo studio si evince quindi che il gruppo CAI ha mostrato una maggiore rotazione esterna della tibia e una maggior inversione del retropiede ($5.3^{\circ} \pm 2.5^{\circ}$) rispetto al gruppo di controllo ($5.8^{\circ} \pm 1.4^{\circ}$) durante il cammino e la corsa. Non c'è una differenza statisticamente significativa tra questi lavori ($p=0.70$).

3.2.2 L'artrosi di tibiotalarica.

Lo studio di Kozanek [Kozanek 2009] analizza gli effetti dell'osteoartrite post traumatica sulla cinematica di tutto il complesso articolare della caviglia (tibiotalarica e subastragalarica) in un gruppo di 6 pazienti con osteoartrite unilaterale post traumatica, simulando le varie fasi del passo.

Per la valutazione è stato usato un modello tridimensionale, la risonanza magnetica e tecniche di rappresentazione fluoroscopiche.

Le misure di outcome sono la determinazione e valutazione dei movimenti dell'articolazione tibiotalarica e subastragalarica

I dati relativi sono riassunti nelle seguenti tabelle.

- dal primo contatto del tallone all'appoggio intermedio sono riassunti nella seguente tabella.

<u>Articolazione tibiotalarica</u>	Caviglia patologica (artite)		Caviglia sana		p-value
Rotazione	2.5±3.4	rotazione interna	3.8±4.6	rotazione interna	p=0.7
Movimento piano sagittale	2.2±5.0	dorsiflessione	9.1±5.3	plantiflessione	p<0.01
Movimento piano coronale	0.6±4.9	inversione	0.1±2.6	inversione	p=0.8
Traslazione	0.3±0.2	prossimale	0.1±0.3	prossimale	p=0.2
	0.1±1.3	laterale	0.3±0.8	mediale	p=0.6
	0.1±1.5	anteriore	0.2±1.3	posteriore	p=0.7

<u>Articolazione subtalare</u>	Caviglia patologica (artite)		Caviglia sana		p-value
Rotazione	0.7±6.2	rotazione interna	1.5±9.9	rotazione esterna	p=0.7
Movimento piano sagittale	3.4±5.2	dorsiflessione	0.9±1.2	dorsiflessione	p=0.3
Movimento piano coronale	5.2±4.9	eversione	1.7±2.7	eversione	p=0.2
Traslazione	0.9±1.4	prossimale	0.6±0.6	prossimale	p=0.6
	0.3±3.1	laterale	0.5±1.1	laterale	p=0.9
	0.2±1.9	anteriore	0.2±0.7	posteriore	p=0.7

➤ dall'appoggio intermedio all'appoggio finale

<u>Articolazione tibiotarsica</u>	Caviglia patologica (artite)		Caviglia sana		p-value
Rotazione	0.3±2.5	rotazione esterna	1.6±5.9	rotazione interna	p=0.6
Movimento piano sagittale	2.1±3.4	dorsiflessione	4.4±13.0	plantiflessione	p=0.3
Movimento piano coronale	1.8±1.8	eversione	1.7±2.9	inversione	p=0.03
Traslazione	0.3±0.1	distale	0.0±1.0		p=0.6
	0.3±0.4	mediale	0.0±0.3		p=0.9
	0.3±0.3	posteriore	0.3±1.2	anteriore	p=0.7

<u>Articolazione subtalare</u>	Caviglia patologica (artite)		Caviglia sana		p-value
Rotazione	1.2±1.0	rotazione esterna	12.3±8.3	rotazione interna	p<0.01
Movimento piano sagittale	3.3±4.1	dorsiflessione	8.5±2.9	plantiflessione	p<0.01
Movimento piano coronale	3.0±6.1	eversione	10.7±3.8	inversione	p<0.01
Traslazione	1.0±1.5	distale	1.0±1.5	distale	p=0.5
	2.1±2.6	mediale	2.1±2.6	mediale	p=0.4
	0.2±1.6	posteriore	0.2±1.6	posteriore	p=0.04

I risultati mostrano la tendenza a un movimento accoppiato tra l'articolazione tibiotarsica e l'articolazione subastraglica dal momento di primo appoggio del tallone fino alla fase di metà appoggio (es: quando l'articolazione tibiotarsica plantiflette la subastraglica dorsiflette, quando la tibiotarsica ruota internamente e va in inversione la subastraglica ruota esternamente e va in eversione).

L'articolazione tibiotarsica va in inversione e in flessione plantare durante il primo 30-40% della fase di appoggio mentre l'articolazione subtalare dorsiflette e va in eversione. La direzione di questo movimento si inverte in entrambe le articolazione nell'ultimo 20% della fase di appoggio.

Nei soggetti sani, il movimento della caviglia dal momento dell'appoggio del tallone alla fase di medio appoggio si verifica in maniera predominante sul piano

sagittale e il maggior contributo deriva dall'articolazione tibiotarsica ($9.1^{\circ} \pm 5.3^{\circ}$ di plantiflessione). Non è una sorpresa quindi che il movimento sul piano sagittale nell'articolazione tibiotarsica con artrite ($2.2^{\circ} \pm 5.0^{\circ}$) risulta significativamente meno comparabile con la stessa nel soggetto sano.

Per quel che riguarda l'articolazione subtalare invece, sappiamo che nel sano rappresenta il maggior contributo al movimento completo della caviglia dalla fase di medio appoggio all'appoggio completo. L'artrite tuttavia non solo fa diminuire la mobilità dell'articolazione subtalare in tutti i piani rotazionali ma c'è addirittura una direzione di rotazione opposta.



Lo studio di Valderrabano [Valderrabano 2007] analizza il cammino in persone con osteoartrite di caviglia e con protesi totale di caviglia. La ricerca è stata eseguita su un gruppo di 30 persone (15 affette da osteoartrite unilaterale post traumatica e 15 con protesi totale di caviglia) utilizzando un sistema di analisi del moto.

I dati cinematici principali sono riassunti nella seguente tabella.

		Sano		Patologico		p-value
		misurazione	errore standard	misurazione	errore standard	
flessione plantare	gamba sana	32.1°	1.7°	34.9°	1.9°	p>0.05
	gamba affetta	30.2°	1.6°	18.9°	1.4°	p<0.001
inversione	gamba sana	10.8°	0.8°	11.2°	0.8°	p>0.05
	gamba affetta	10.2°	1.0°	7.3°	0.9°	0.04
adduzione	gamba sana	16.6°	1.4°	16.0°	0.9°	p>0.05
	gamba affetta	17.2°	1.4°	13.8°	0.6°	0.04

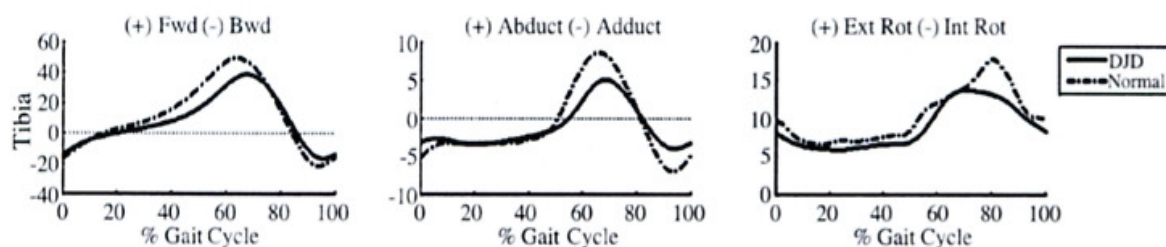
Se comparati con il soggetto normale la gamba affetta del paziente con osteoartrite mostra una riduzione della flessione plantare totale del 37.5%, dell'inversione totale del 28.4%, e dell'adduzione totale del 19.8%.

Da questo studio possiamo quindi ricavare che vi è una riduzione dei movimenti triplanari della caviglia, soprattutto sui piani sagittale e trasversale.

Lo studio di Khazzam [Khazzam 2006] analizza il passo in pazienti con artrosi di caviglia in fase preoperatoria, in un gruppo di 34 persone affetti da artrosi di caviglia (DJD) comparati con un gruppo di controllo di 25 persone, usando come strumento di analisi un sistema di valutazione del movimento integrando da immagini radiografiche in maniera tale da ottenere una riproduzione tridimensionale dei movimenti della caviglia durante la deambulazione. Dallo studio possiamo ricavare i seguenti risultati.

➤ Movimento della tibia.

Nel gruppo con DJD la tibia è stata trovata più verticale rispetto al normale con un ridotto movimento sagittale durante il ciclo del passo. Nella fase di stacco del tallone il campione patologico dimostra un decremento del picco di abduzione. C'è inoltre un decremento dell'abduzione durante il ciclo del passo, e sul piano trasverso (rotazione interna ed esterna) del segmento tibiale è stato trovato essere significativamente diminuito dall'appoggio intermedio fino all'appoggio completo e alla fase di oscillazione intermedia.



.Figura 2. cinematica della tibia (da Khazzam 2006)

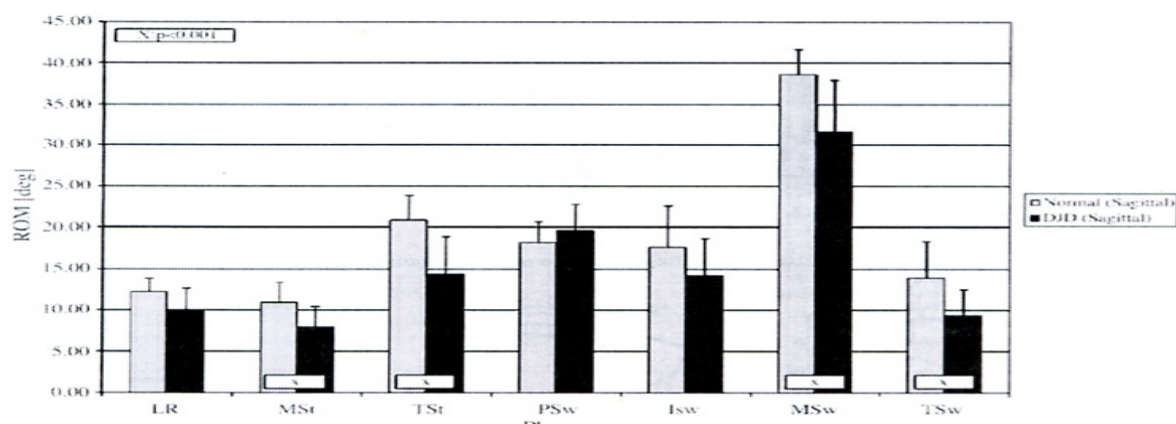


Figura 3. range di movimento della tibia (da Khazzam 2006)

➤ Retropiede.

I pazienti con DJD hanno dimostrato avere una diminuita dorsiflessione durante la fase di appoggio e un un diminuito range di movimento nell'intero ciclo del passo. Nel sano c'è una naturale dorsiflessione anatomica del retro piede e la plantiflessione dell'avampiede durante il carico, entrambi diminuiti nei pazienti con DJD, che dimostrano anche una eccessiva rotazione esterna durante il ciclo del passo. Minor eversione del retropiede è stato visto sul piano coronale dalla risposta al carico fino all'appoggio terminale e dall'iniziale oscillazione alla fase terminale della stessa.

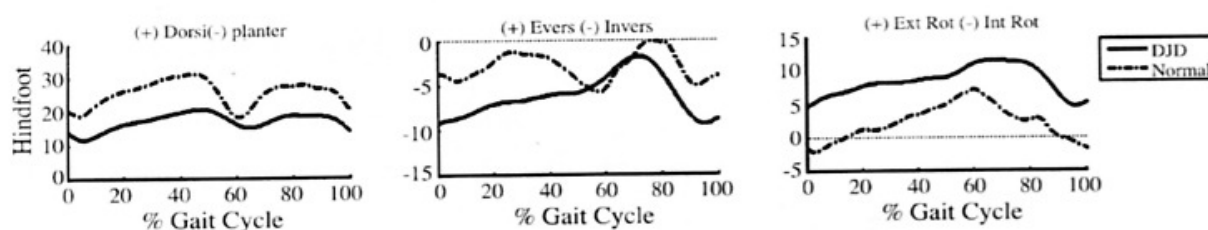


Figura 4. range di movimento del retropiede (da Khazzam 2006)

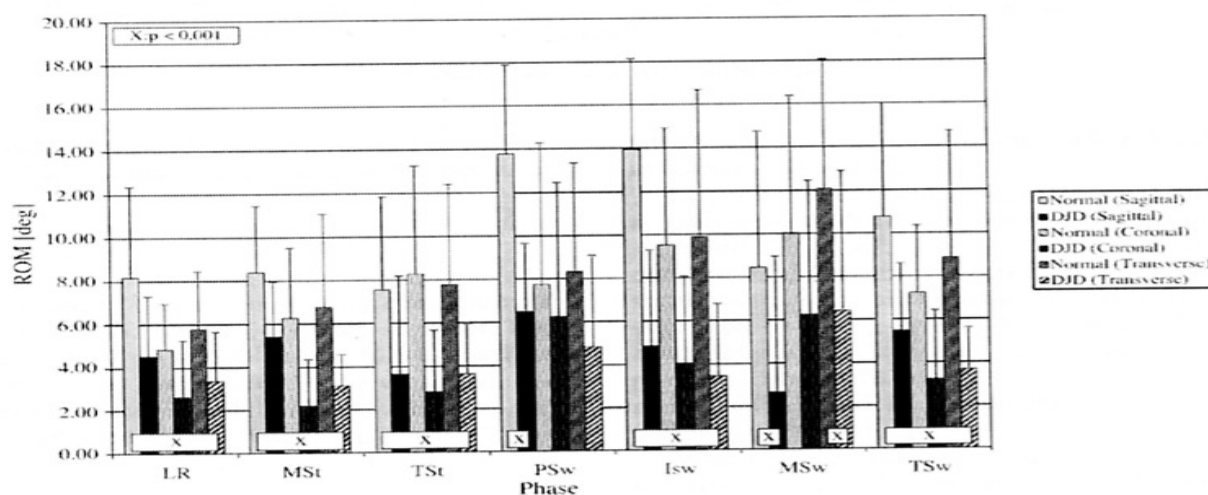


Figura 5. range di movimento del retropiede (da Khazzam 2006)

Da questo studio possiamo quindi ricavare che i pazienti mostrano una significativa riduzione generale del range di movimento dinamico in tutto il retropiede.

3.2.3 Lesione del mortaio tibio fibulare (sindesmosi).



Lo studio di Beumer [Beumer 2006] analizza gli effetti delle lesioni legamentose sulla cinematica della sindesmosi tibiofibulare distale in un gruppo di 10 preparati cadaverici (arto inferiore sezionato a livello del ginocchio), usando come strumento di valutazione delle rilevazioni radiostereometriche in fase iniziale e dopo avere sezionato alternativamente e sequenzialmente il legamento tibiofibulare distale e il legamento deltoideo. (ATiFL: legamento tibioperoneale anteriore; PTiFL: legamento tibioperoneale posteriore; AD: legamento deltoideo).

I preparati cadaverici sono stati sottoposti ad un carico assiale comparabile con un peso corporeo (750N) nelle seguenti posizioni: neutra, flessione dorsale, rotazione esterna, abduzione, e combinando la rotazione esterna e l'abduzione.

Le misure di outcome sono lo spostamento e la rotazione del perone rispetto alla tibia.

Lo studio riporta i valori medi di range di movimento dell'articolazione tibiotarsica, che sono: dorsiflessione 18° (15-20), plantiflessione >30°, rotazione interna 2° (0-5), rotazione esterna 19° (15-25), abduzione 3° (0-5), e adduzione 19° (15-25).

Se analizziamo gli spostamenti del perone rispetto alla tibia ne risulta che in tutte le posizioni e le condizioni, eccetto le extrarotazioni e alcune condizioni di extrarotazione in carico, vi è un incremento della larghezza del mortaio tibiale. Con l'extrarotazione e l'extrarotazione in carico invece la larghezza diminuisce.

Nella maggior parte delle posizioni risulta uno spostamento craniale del perone.

Fa eccezione la valutazione dopo il sezionamento di PTiFL in molte posizioni, e quelle dopo sezionamento di ATiFL+AD e sezionamento di PTiFL+ ATiFL+AD durante la posizione neutrale e in carico.

La dorsiflessione in carico e l'extrarotazione+abduzione in carico hanno provocato uno spostamento posteriore del perone in tutte le condizioni di sezionamento. Fatta eccezione del carico assiale, la traslazione posteriore maggiore e' stata trovata nell'extrarotazione e nell'extrarotazione in carico.

Tutte le condizioni di abduzione in carico (eccetto dopo sezionamento di ATiFL+AD) hanno provocato una traslazione anteriore.

Lo spostamento sull'asse X non eccede 1mm o 1° per ogni posizione o condizione di sezione.

Molte posizioni e condizioni hanno provocato una rotazione esterna. L'eccezione maggiore è il sezionamento di ATiFL che provoca rotazione interna a meno che non fossero applicate la rotazione esterna o la rotazione esterna in carico.

La posizione neutra in carico provoca adduzione, l'extrarotazione e l'extrarotazione in carico risultano in abduzione, e le altre posizioni e condizioni hanno fornito diversi risultati.

Infine la rotazione media dell'asse Z non supera i 0.54° .

Se invece prendiamo in considerazione le posizioni di analisi otteniamo i seguenti risultati.

➤ Posizione neutrale e neutrale in carico.

Tutte le condizioni neutrali, eccetto con sezionamento di PTiFL, provocano una traslazione posteriore che in gran parte è scomparso una volta concesso il carico. Con sezionamento di ATiFL risulta una rotazione esterna di 1.5° . Il dato aumenta con il sezionamento di ATiFL+AD e il sezionamento di ATiFL+PTiFL+AD, mentre decresce in posizione neutra in carico, che fa registrare anche una traslazione laterale, maggiore dopo il sezionamento di ATiFL+AD. In alcune circostanze, la posizione neutra in carico ha dato uno spostamento caudale.

➤ Dorsi flessione in carico.

Di tutte le posizioni, la dorsi flessione in carico ha provocato il maggior aumento della larghezza tibio-peroneale in ogni condizione, così come la tendenza alla traslazione craniale e posteriore nella maggior parte delle condizioni. La rotazione invece ha provocato una larga varietà di risultati.

➤ Abduzione in carico.

L'abduzione in carico ha provocato un incremento della larghezza tibio-peroneale in ogni condizione.

Con l'eccezione del sezionamento di ATiFL+AD, anche la traslazione posteriore è risultata da tutte le condizioni.

Le rotazioni sull'asse X sono principalmente negative, mentre le altre presentano un'ampia variabilità.

➤ Rotazione esterna e abduzione in carico.

Le condizioni durante la rotazione esterna e abduzione in carico hanno provocato una tendenza alla traslazione laterale (eccetto con sezionamento di ATiFL+PTiFL) e posteriore (eccetto il sezionamento di AD), così come una rotazione esterna relativamente larga (eccetto con sezionamento di PTiFL).

L'adduzione risulta da condizioni che includono il sezionamento di PTiFL.

➤ Rotazione esterna e rotazione esterna in carico.

L'extrarotazione e alcune condizioni di extrarotazione in carico hanno provocato una traslazione mediale del perone. Tutte le condizioni eccetto la dorsiflessione mostrano una traslazione posteriore e una rotazione esterna.

Da questo studio si evince quindi che il più largo e più consistente spostamento peroneale rispetto alla sindesmosi distale si ha durante l'extrarotazione dell'articolazione tibiotarsica.

L'extrarotazione è infatti il più importante dei meccanismi conosciuti per lesionare la sindesmosi, teoria supportata dai numerosi rapporti che hanno utilizzato la rotazione esterna nella valutazione delle lesioni della stessa.

4. DISCUSSIONE

Quale intervento adottare nei quadri di instabilità di caviglia?

Gli studi di Caputo [Caputo 2009], Monaghan [Monaghan 2006], Jennings [Jennings 2008] e Drewe [Drewe 2009] hanno riportato che nell'instabilità di caviglia sono incrementati tutti i parametri artrocinematici nelle diverse direzioni di movimento (traslazione anteriore e superiore, rotazione interna, retropiede in inversione, maggior rotazione esterna della tibia). Questo suggerirebbe forse un più opportuno approccio di stabilizzazione con esercizi di controllo motorio come suggerito dai lavori di Hübscher [Hübscher 2010], Holmes [Holmes 2009], e Hughes [Hughes 2008].

Quale intervento adottare nei quadri di artrosi di caviglia?

Gli studi Kozanek [Kozanek 2009], Valderrabano [Valdebbano 2007] e Khazzam [Khazzam 2006] hanno riportato che nell'artrosi di caviglia sono diminuiti tutti i parametri artrocinematici nelle diverse direzioni di movimento (riduzione triplanare dei movimenti della caviglia). Questo suggerirebbe forse un più opportuno approccio di terapia manuale, come evidenziato negli studi di Fujii [Fujii 2010], Hubbard [Hubbard 2008], Whitman [Whitman 2005], O'Brien [O'Brien 1998], e Green [Green 2001]. Va ricordato tuttavia, che i presupposti di roll-slide, swing-glide facenti parte la regola di Kaltenborn, non hanno ancora trovato dei riscontri in termini di evidenze, quindi più che fossilizzarsi sulla regola è opportuno calare la tecnica nel quadro disfunzionale del paziente rispettando le sue menomazioni, disabilità e restrizioni della partecipazione.

Quale intervento adottare nei quadri di lesione della sindesmosi?

Gli studi Klitzman [Klitzman 2010] hanno riportato che in questo ambito spesso la patologia non è di competenza del terapista manuale, ma sarà compito dell'ortopedico e della chirurgia valutare le migliori tecniche di trattamento.

Non vi sono trattamenti riabilitativi e di terapia manuale utilizzabili nel breve termine, masi potrà lavorare in secondo momento, dopo che sarà stata garantita la stabilizzazione tramite la chirurgia e si potrà quindi procedere con il programma di recupero.

5. CONCLUSIONE

Come risultato del lavoro possiamo quindi dire che in letteratura sono presenti studi che riguardano la biomeccanica del retropiede ma ancora pochi da cui il terapista manuale possa ricavare informazioni utili per la strutturazione di una pratica clinica in base al quadro disfunzionale del paziente.

Si potrebbe quindi ipotizzare di proseguire gli studi indirizzando l'attenzione principalmente su 3 vie:

1. proseguire con gli studi di confronto tra il sano e il patologico
2. implementare gli studi sui movimenti di rotazione e di traslazione sia su sano e su patologico nei vari task della vita quotidiana, come ad esempio salire e scendere le scale, correre, camminare, saltare
3. implementare gli studi che analizzano le differenze nei vari quadri disfunzionali per qual che riguarda il situazione pre e post trattamento

lo scopo finale sarebbe quello di consegnare al terapista manuale di uno strumento valido ed efficace per lo svolgimento della propria professione. Attraverso la ricerca e il continuo aggiornamento, il terapista manuale sarebbe in grado di implementare le proprie conoscenze e ricavare le informazioni utili al miglioramento della pratica clinica e al conseguimento di un ulteriore grado di capacità di pianificazione e strutturazione dell'intervento.

6. BIBLIOGRAFIA

- [1] Beumer A, Valstar ER, Garling EH, Niesing R, Ginai AZ, Ranstam J, Swierstra BA. Effects of ligament sectioning on the kinematics of the distal tibiofibular syndesmosis: a radiostereometric study of 10 cadaveric specimens based on presumed trauma mechanisms with suggestions for treatment. Acta Orthop. 2006 Jun;77(3):531-40
- [2] Buczek FL, Cavanagh PR, 1990. Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running. Med Sci Sports Exerc. 1990 Oct;22(5):669-77
- [3] 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
- [4] Di Gregorio R, Parenti-Castelli V, O'Connor J, Leardini A. Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms. Med Biol Eng Comput. 45 (3), 305-313
- [5] Drewes LK, McKeon PO, Paolini G, Riley P, Kerrigan DC, Ingersoll CD, Hertel J. Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. J Sport Rehabil. 2009 Aug;18(3):375-88.
- [6] Franci R, Parenti-Castelli V. A one-degree-of-freedom spherical wrist for the modelling of passive motion of the human ankle joint. In: Kecskemethy A (Ed.), Proceedings of IAK 2008, Conference on Interdisciplinary
- [7] 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

- [8] Green T, Refshauge K, Crosbie J, Adam R. A randomized controlled trial of a passive accessory joint mobilization on acute ankle inversion sprain. Phys Ther. 2001 Apr;81(4):984-94
- [9] Holmes A, Delahunt E. Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. Sports Med. 2009;39(3):207-24
- [10] Hubbard TJ, Hertel J. Anterior positional fault of the fibula after sub-acute lateral ankle sprains. Man Ther. 2008 Feb;15(1):63-7
- [11] Hübscher M, Zech A, Pfeifer K, Hänsel F, Vogt L, Banzer V. Neuromuscular training for sports injury prevention: a systematic review. Med Sci Sports Exerc. 2010 Mar;42(3):413-21
- [12] Hughes T, Rochester P. The effects of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subjects with functional ankle instability: a review of the literature. Phys Ther Sport. 2008 Aug;(9)3:136-47
- [13] Jenkyn TR, Anas K, Nichol A. Foot segment kinematics during normal walking using a multisegment model of the foot and ankle complex. J Biomech Eng. 2009 Mar;131(3):034504
- [14] Jennings MM, Christensen JC. The effects of sectioning the spring ligament on rearfoot stability and posterior tibial tendon efficiency. J Foot Ankle Surg. 2008 May-Jun;47(3):219-24
- [15] Kaltenborn FM. The Kaltenborn Method of Joints Examination and treatment, Volume I, The Extremities (Ed.5). Oslo: Norlis, 1999
- [16] Keppel TM, Stanhope SJ, Lohmann KN, Roman NL. A video-based technique for measuring ankle-subtalar motion during stance. J Biomed Eng 1990 Jul;12(4),273-80

- [17] Khazzam M, Long JT, Marks RM, Harris GF. Preoperative gait characterization of patients with ankle arthrosis. Gait Posture. 2006 Aug;24(1):85-93.
- [18] Kitaoka HB, Luo Z, An KN, 1997. Three dimensional analysis of normal ankle and foot mobility. Am J Sports Med. 1997 Mar;25(2):238-242
- [19] Klitzman R, Zhao H, Zhang LQ, Strohmeyer G, Vora A. Suture-button versus screw fixation of the syndesmosis: a biomechanical analysis. Foot Ankle Int. 2010 Jan;31(1):69-75
- [20] Kozanek M, Rubash HE, Li G, de Asla RJ. Effect of post-traumatic tibiotalar osteoarthritis on kinematics of the ankle joint complex. Foot Ankle Int. 2009 Aug;30(8):734-40.
- [21] Leardini A, O'Connor J, Catani F, Giannini S, 1999°. Kinematics of the human ankle complex in passive flexion: a single degree of freedom system. J Biomech. 1999 Feb;32(2):111-18
- [22] Leardini A, O'Connor J, Catani F, Giannini S, 1999b. A geometric model of the human ankle joint. J Biomech 1999 Jun;32(6):585-91
- [23] Leardini A, O'Connor J, 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
- [24] Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2006 Feb;21(2):168-74

- [25] Neumann, DA. Kinesiology of the musculoskeletal System – foundations for physical rehabilitation. Philadelphia: Mosby 2002.
- [26] O'Brien T, Vincenzino B. A study of the effects of mulligan's mobilization with movement treatment of lateral ankle pain using a case study design. Man Ther 1998 May;3(2):78-94
- [27] 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):513-16
- [28] Valderrabano V, Nigg BM, von Tscharner V, Stefanyshyn DJ, Goepfert B, Hintermann B. Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2007 Oct;22(8):894-904
- [29]]Whitman JM, Childs JD, V. Walker V. The use of manipulation in a patient with an ankle sprain injury not responding to conventional management: a case report. Man Ther. 2005 Aug;10(3):224-31
- [30] 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