

**ALMA MATER STUDIORUM
UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI BOLOGNA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA- CAMPUS DI CESENA**

Corso Di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

**VALUTAZIONE SPERIMENTALE IN-VITRO DI NUOVE
SUPERFICI PROTESICHE PER LA SOSTITUZIONE
TOTALE DI CAVIGLIA DERIVANTI DA UN
INNOVATIVO APPROCCIO MORFOLOGICO**

Tesi in

Biomeccanica della funzione motoria

Relatore

Prof. Ing. Claudio Belvedere

Presentata da

Giulia Giannini

Correlatori

Prof. Ing. Alberto Leardini

Prof. Ing. Sorin Siegler

I sessione

Anno Accademico 2015-2016

Sommario

INTRODUZIONE	5
CAPITOLO 1: ELEMENTI DI ANATOMIA	8
1.1 I PRINCIPALI PIANI DI SUDDIVISIONE DEL CORPO UMANO	8
1.2 STRUTTURA OSSEA DELLA GAMBA	11
1.2.1 LA TIBIA	11
1.2.2 IL PERONE	13
1.3 STRUTTURA OSSEA DEL PIEDE	14
1.3.1 IL CALCAGNO	15
1.3.2 L'ASTRAGALO	16
1.3.3 IL CUBOIDE	18
1.3.4 LO SCAFOIDE	18
1.3.5 LE OSSA CUNEIFORMI	19
1.3.6 IL METATARSO	19
1.3.7 LE FALANGI	20
1.4 L'ARTICOLAZIONE DI CAVIGLIA	20
1.6 LE ARTICOLAZIONI DEL PIEDE	21
1.6 COMPONENTI LEGAMENTOSE DELLA CAVIGLIA	23
1.8 COMPONENTI LEGAMENTOSE DEL PIEDE	24
CAPITOLO 2: FONDAMENTI DI MECCANICA ARTICOLARE	26
2.1 MOVIMENTI ALL'ARTICOLAZIONE DI CAVIGLIA	26
2.1.1 MOVIMENTO DI FLESSO-ESTENSIONE	30
2.1.2 MOVIMENTO DI ROTAZIONE INTERNA-ESTERNA	30
2.1.3 MOVIMENTO DI INVERSIONE- EVERSIONE	31
2.2 ASSI DI ROTAZIONE DELLA CAVIGLIA	31
2.3 CINEMATICA SEGMENTALE E ARTICOLARE	38
2.4 CONVENZIONI PER LA DEFINIZIONE DEI SISTEMI DI RIFERIMENTO OSSEI E ARTICOLARI	44

2.5	PROTOCOLLO STANDARD PER LA DEFINIZIONE DEL SISTEMA DI RIFERIMENTO DEL COMPLESSO ARTICOLARE DI CAVIGLIA	48
2.6	CINEMATICA ISTANTANEA DI UN CORPO RIGIDO	51
2.6.1	ASSE ELICOIDALE ISTANTANEO (IHA)	52
2.6.2	ASSE ELICOIDALE FINITO (FHA)	53
2.6.3	ASSE ELICOIDALE MEDIO (MHA)	53
2.7	LE PIU' COMUNI FONTI DI ERRORE NELLE MISURE CINEMATICHE	54
CAPITOLO 3: PATOLOGIE DELLA CAVIGLIA E TRATTAMENTI		55
3.1	CARATTERISTICHE DELLE SUPERFICI ARTICOLARI	55
3.2	PATOLOGIE ALLA CAVIGLIA	56
3.2.1	L'ARTROSI	57
3.2.2	L'ARTRITE REUMATOIDE	59
3.3	LA TERAPIA FARMACOLOGICA, FISICA E L'ORTESI	61
3.4	IL TRATTAMENTO CHIRURGICO	61
3.4.1	L'ARTRODESI	62
3.4.2	L'ARTROPLASTICA TOTALE DI CAVIGLIA	64
CAPITOLO 4: DISPOSITIVI PER ARTROPLASTICA TOTALE DI CAVIGLIA- STATO DELL'ARTE		67
4.1	I CRITERI DI DISEGNO	67
4.2	CLASSIFICAZIONE	68
4.3	EVOLUZIONE DEL DISEGNO PROTESICO	70
4.3.1	PROBLEMATICHE D'IMPIANTO	73
4.4	IL RUOLO DELLE STRUTTURE PASSIVE NELLA CINEMATICA ARTICOLARE	74
CAPITOLO 5: DISPOSITIVO INNOVATIVO -CARATTERISTICHE MORFOLOGICHE.....		78
5.1	LETTERATURA	78
5.1	APPROCCIO SPERIMENTALE PER IDENTIFICARE LA NUOVA APPROSSIMAZIONE TALARE	79
5.2	ASPETTI INNOVATIVI	83
5.2	CONSIDERAZIONI MORFOLOGICHE FINALI	85

CAPITOLO 6: DISPOSITIVO INNOVATIVO-REALIZZAZIONE E SPERIMENTAZIONE.....	88
6.1 PRE-TESTING : PREPARAZIONE CHIRURGICA E CT IMAGINIG	89
6.2 IMAGE PROCESSING, MODELLING, DESIGNING E STAMPA 3D DELLE COMPONENTI PROTESICHE	91
6.2.1 ISTRUZIONI PER LA CREAZIONE DEL NUOVO IMPIANTO PROTESICO	94
6.3.2 STAMPAGGIO 3D DELLE COMPONENTI.....	105
6.3 TESTING E RE-TESTING.....	108
6.3.1 IL NAVIGATORE CHIRURGICO.....	111
6.3.2 IL TORQUE SENSOR	118
6.3.3 PROTOCOLLO SPERIMENTALE	120
CAPITOLO 7: ASSUNTI E DEFINIZIONI NELL'ELABORAZIONE DEI DATI	124
7.1 SISTEMI DI RIFERIMENTO ANATOMICI E CONVENZIONALI ARTICOLARI.....	124
7.2 CARATTERISTICHE DEI PREPARATI ANATOMICI	128
7.3 VALUTAZIONI SPERIMENTALI.....	129
CAPITOLO 8: RISULTATI E DISCUSSIONE.....	138
8.1 ANDAMENTI CINEMATICI PRIMARI DELLE COMPONENTI IMPIANTATE...	139
8.2 CONFRONTO TRA LA CINEMATICA PRIMARIA E ACCOPPIATA DELL'ARTICOLAZIONE INTATTA E DI QUELLE PRODOTTE DAI DIVERSI DISPOSITIVI IMPIANTATI IN UN ESEMPLARE CAMPIONE	144
8.3 STUDIO SULLA FLESSIBILITA'	166
CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI.....	174
BIBLIOGRAFIA	177

INTRODUZIONE

Piede e caviglia costituiscono, all'estremità dell'arto inferiore del corpo umano, una struttura anatomica che unisce complessità meccanica a resistenza e stabilità strutturale.

La caviglia è il principale ammortizzatore del corpo che compensa le notevoli e importanti sollecitazioni a cui è sottoposto e svolge un ruolo fondamentale per quanto riguarda la mobilità del piede stesso permettendogli di compiere movimenti quali la flessione del dorso o della pianta, l'inversione ed eversione e le rotazioni verso l'esterno o verso l'interno. Oltre che a permettere questi movimenti, alla caviglia spetta il compito di limitare il loro range massimo per evitare fratture o distorsioni. Tale articolazione è inoltre fondamentale in quanto permette di scaricare a terra il peso dell'intero corpo.

L'insorgere di situazioni patologiche come l'artrosi e l'artrite reumatoide nel distretto articolare di caviglia, limita fortemente le funzionalità motorie del piede rispetto alla gamba e quindi, più in generale, la capacità di movimento dell'individuo.

La sostituzione totale di caviglia o artroplastica totale di caviglia (Total Ankle Replacement TAR) è un'operazione eseguita per sostituire le superfici di contatto delle ossa di tibia e astragalo mediante componenti protesiche e sta diventando una comune procedura chirurgica per il trattamento dell'ultimo stadio di osteoartrite di caviglia. Ciò è dovuto principalmente al riconoscimento che l'alternativa convenzionale, cioè l'artrodesi di caviglia, presenta una serie di inconvenienti tra cui la ridotta mobilità e lo sviluppo di artrite nelle articolazioni adiacenti.

Quando si procede alla sostituzione delle superfici di caviglia, ci si pone quattro obiettivi principali:

- Alleggerire il dolore
- Restituire la mobilità
- Restituire la stabilità
- Ottenere dei buoni risultati a lungo termine

Per far in modo che ciò avvenga, sono stati studiati e realizzati dispositivi che supportano il chirurgo durante l'intervento. Tali sistemi avanzati sono comunemente

chiamati “navigatori chirurgici” e guidano il chirurgo nel posizionamento delle guide di taglio e nel giusto posizionamento delle componenti protesiche.

E' stato riconosciuto in altre protesi articolari che la chiave per il successo di un impianto protesico è la capacità di riprodurre il movimento naturale dell'articolazione. Tuttavia, la morfologia superficiale e la cinematica associata alla caviglia sono tridimensionali e complesse.

Progettazione e produzione di superfici articolari artificiali in grado di approssimare questa complessa morfologia e cinematica è una sfida importante e richiede un'attenta analisi della morfologia funzionale dell'articolazione naturale per identificarne le caratteristiche essenziali.

Le attuali protesi totali di caviglia però soffrono ancora di tassi di fallimento inaccettabili e spesso malfunzionamenti prematuri. Una ragione fondamentale di queste elevate percentuali di insuccesso è la loro geometria di superficie non perfettamente anatomica che produce movimento e trasferimento di carico errati ed innaturali.

Di recente è stato proposto, in uno studio condotto dal Prof.Ing. Sorin Siegler et al. del Dipartimento di Meccanica della Drexel University di Philadelphia (USA), un nuovo disegno protesico basato su un'innovativa concezione di approssimazione della superficie talare.

L'obiettivo di questo elaborato sarà quello di andare a valutare sperimentalmente il comportamento cinematico dell' innovativo dispositivo per TAR e di confrontarlo con la cinematica prodotta da modelli virtuali di protesi attualmente presenti in commercio.

Il nuovo dispositivo dovrebbe produrre un comportamento cinematico simile a quello delle superfici naturali ed è proprio ciò che andremo a studiare mediante valutazioni cinematiche.

Questo studio verrà svolto in vitro su dieci gambe cadaveriche sane, in ordine di fornire prove statisticamente significative per dimostrare la superiorità del nuovo dispositivo.

Il Primo Capitolo di questo elaborato sarà dedicato all'anatomia di base di caviglia e di tutti i segmenti ossei che vi si articolano. Nel Secondo Capitolo saranno forniti gli elementi di base della meccanica articolare. Il Terzo Capitolo sarà dedicato alle patologie che colpiscono la caviglia e alle relative soluzioni chirurgiche: artrodesi e

artroplastica. Nel Quarto Capitolo verrà presentata una panoramica circa gli attuali dispositivi per sostituzione totale di caviglia (TAR) presenti in commercio e la loro classificazione. Nel Quinto Capitolo saranno presentate le caratteristiche morfologiche dell'innovativo disegno protesico. Nel Sesto Capitolo saranno presentati gli step seguiti per passare dal disegno, alla progettazione, alla realizzazione fino all'impianto delle componenti e alla loro sperimentazione e sarà descritto in maniera approfondita il sistema di navigazione chirurgica.

Gli step seguiti si possono riassumere in:

- preparazione chirurgica e CT dell'esemplare cadaverico;
- elaborazione delle immagini da CT mediante software 3D: segmentazione (Analyze 12.0), modellazione (Geomagic), progettazione (PTC Creo) ;
- stampaggio 3D delle quattro diverse superfici artificiali per TAR da sperimentare denominate con gli acronimi Anatomical, Cylindrical, TCMA (Truncated Cone with Medial Apex) e SSCL set (Saddle Skewed Cone Lateral).
- test cinematico in laboratorio supportato da navigatore chirurgico sia su campioni intatti sia sugli stessi a seguito di sostituzione chirurgica delle superfici naturali e impianto delle componenti 3D artificiali;
- elaborazione in Matlab dei dati cinematici ottenuti dal programma software del navigatore chirurgico.

Le fasi che comprendono la progettazione 3D fino alla realizzazione delle componenti mediante stampaggio 3D, sono state svolte presso la sede del Dipartimento di Meccanica della Drexel University di Philadelphia, mentre le successive fasi di test cinematici ed elaborazioni dei dati, si sono svolte presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Centro di Ricerca dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.

Nel Settimo Capitolo verranno riportati i sistemi di riferimento anatomici, le convenzioni utilizzate e le valutazioni sperimentali eseguite. Nell'Ottavo Capitolo saranno riportati i risultati sperimentali più rilevanti accompagnati da osservazioni in merito, le quali saranno poi approfondite nel capitolo delle Conclusioni e Sviluppi Futuri.

CAPITOLO 1: ELEMENTI DI ANATOMIA

In questo capitolo sarà presentata una panoramica circa l'anatomia di base di gamba e piede, comprendendo sia le strutture osteo-articolari, sia quelle legamentose. Per una corretta comprensione della locazione spaziale relativa tra i vari segmenti ossei della parte distale dell'arto inferiore, la trattazione anatomica è preceduta da alcune considerazioni circa gli assi e i piani anatomici del corpo umano.

Questa base teorica sarà fondamentale per la comprensione dei movimenti all'articolazione di caviglia, di cui si parlerà di seguito.

1.1 I PRINCIPALI PIANI DI SUDDIVISIONE DEL CORPO UMANO

Negli studi di fisiologia si associano al corpo umano una terna cartesiana e tre piani, detti piani principali, o anatomici, fondamentali per la descrizione del movimento di qualsiasi articolazione. La posizione di riferimento del corpo, nota come posizione anatomica, che si usa per definire questi piani è quella eretta bi podalica, con gli arti inferiori uniti.

Gli assi della terna con origine nel centro di massa corporeo sono così definiti (Fig.1.1):

1. asse Y o *asse longitudinale* (o prossimo-distale): generalmente verticale, parallelo alla direzione della forza di gravità g , puntante verso l'alto;
2. asse Z o *asse trasversale* (o orizzontale o medio-laterale): asse perpendicolare all'asse Y, puntante verso destra;
3. asse X o *asse sagittale* (o antero-posteriore): asse perpendicolare sia all'asse Y sia all'asse Z, puntante nella direzione anteriore (direzione di avanzamento).

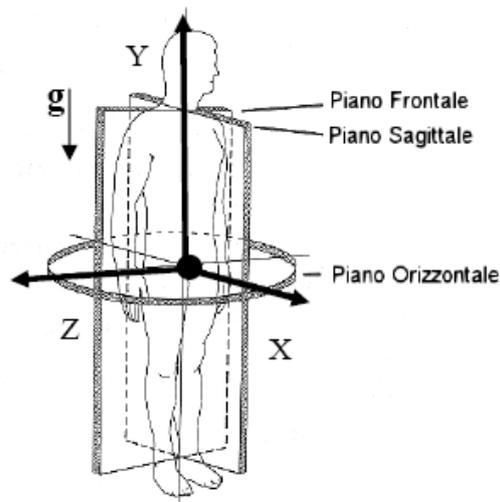


Fig. 1.1 Assi e piani anatomici del corpo umano

I tre piani principali su cui giacciono tali assi sono così definiti (Fig.1.1):

1. piano *sagittale*: piano XY, ovvero un piano verticale e antero-posteriore, perpendicolare all'asse Z, e parallelo alla forza di gravità **g**. Definito come il piano di simmetria del corpo umano, passa attraverso il centro del corpo (attraverso gli assi longitudinale e sagittale) dividendolo in due metà uguali, una mediale e una laterale;

2. piano *frontale o coronale*: piano YZ, ovvero un piano verticale che corre parallelo alla fronte e perpendicolare a quello sagittale. Passando per il centro di massa del corpo nella sua posizione di riferimento, divide quest'ultimo in due regioni completamente asimmetriche: una anteriore e una posteriore;

3. piano *orizzontale o trasversale*: piano XZ, ovvero un piano perpendicolare sia a quello sagittale che a quello coronale, e parallelo al suolo. Passa per il centro di massa del corpo e per gli assi trasversale e sagittale. Divide il corpo in due regioni completamente asimmetriche: una superiore e una inferiore.

I termini anteriore e posteriore sono utilizzati per indicare relazioni fra le parti davanti e dietro del corpo, ovvero lungo l'asse antero-posteriore. Le strutture vicine o lontane al piano sagittale, ovvero lungo l'asse medio-laterale, sono indicate, rispettivamente, come mediali e laterali. Per gli arti, i termini prossimale e distale, sono relativi alla distanza tra gli estremi di un arto: quello più vicino al piano trasverso è definito prossimale, mentre l'altro è detto distale.

E' importante notare come questa descrizione venga effettuata in modo oggettivo, essendo legata all'identificazione del centro di massa, che non è un punto anatomico, ed è interno al corpo. Questo pone grossi problemi quando si desidera esprimere la posizione di punti anatomici rispetto alla terna ortogonale, individuata dalle intersezioni dei piani principali. Il problema si complica ulteriormente quando si considerano i singoli segmenti corporei o ossei. In questo caso, in fisiologia, si continua a parlare di piani sagittale, frontale e orizzontale del singolo segmento corporeo o del segmento osseo specifico. Poiché, però, i segmenti corporei ed ossei, salvo casi rari, non presentano ovvie simmetrie, difficilmente si riesce ad individuare in modo unico il piano sagittale e, di conseguenza, anche gli altri piani.

Come esempio di applicazione a un singolo segmento osseo, in Fig. 1.2 sono illustrati i piani sagittale, frontale e trasverso e gli assi antero-posteriore, prossimo-distale e medio-laterale, utili per descrivere il movimento articolare alla caviglia e tra i vari distretti ossei del piede. In particolare si definiscono flessione dorsale/flessione plantare, inversione/eversione e rotazione interna/esterna i movimenti articolari che avvengono rispettivamente, nel piano sagittale attorno all'asse medio-laterale, nel piano frontale attorno all'asse antero-posteriore e nel piano trasverso attorno all'asse prossimo-distale.

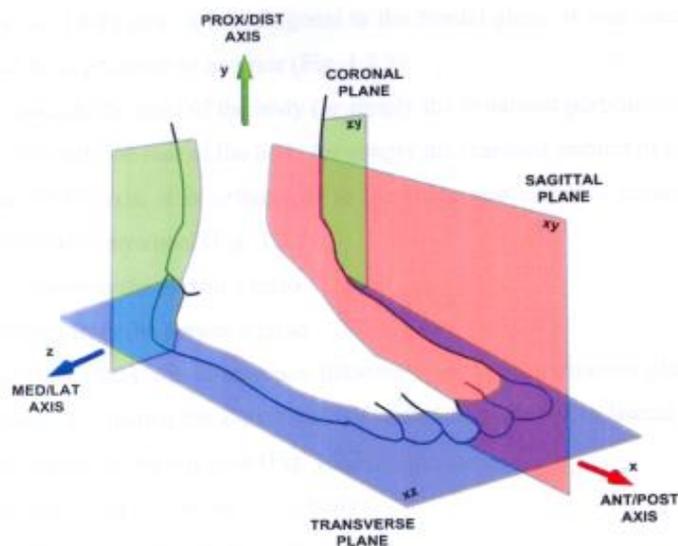


Fig. 1.2 Assi e piani anatomici per le articolazioni di caviglia e piede.

1.2 STRUTTURA OSSEA DELLA GAMBA

Nella gamba si distinguono due ossa lunghe a decorso parallelo, collegate da un legamento interosseo: la *tibia* e il *perone* (o *fibula*). La tibia, più interna, è un osso a sezione triangolare, molto robusto, che sopporta quasi interamente il peso del corpo e lo trasmette al piede. La sua parte inferiore, il pilone tibiale, si prolunga, in basso e internamente, nella sporgenza detta *malleolo tibiale*. Lateralmente la parte terminale della tibia prende contatto, attraverso tessuto fibroso interposto, con la parte inferiore del perone, più sottile. La sporgenza appuntita di tale osso è il *malleolo peroneale*. Le estremità inferiori della tibia e del perone, nell'insieme, formano una pinza concava in senso anteroposteriore, rivestita di cartilagine articolare, percorsa centralmente da una cresta.

1.2.1 LA TIBIA

La tibia è un osso lungo, voluminoso e robusto, situato nella parte antero-mediale della gamba (Fig.1.3). Ad eccezione del femore è il più lungo osso dello scheletro. È di forma prismoide, espansa superiormente, dove entra nel ginocchio, contratta centralmente, e di nuovo allargata, ma in misura minore, inferiormente. Non è perfettamente rettilinea; presenta, infatti, una leggera concavità che è laterale in alto, e mediale in basso, assumendo perciò una forma ad S; presenta, inoltre, una torsione intorno al proprio asse. E' costituita da un corpo e due estremità, una prossimale e una distale. Il corpo è prismatico triangolare con tre facce (mediale, laterale e posteriore) e tre margini o bordi (anteriore, mediale, laterale).

L'estremità superiore (estremità prossimale) è assai sviluppata in senso trasversale e si espande in due masse ossee, i condili tibiali mediale e laterale. La superficie articolare superiore presenta due facce lisce articolari. La faccetta mediale, di forma ovale, è leggermente concava da un lato all'altro e in direzione antero-posteriore. Quella laterale, quasi circolare, è concava da un lato all'altro, ma leggermente convessa anteroposteriormente, soprattutto nella sua parte posteriore, dove si prolunga, per un breve tratto, sulla superficie posteriore.

L'estremità inferiore (estremità distale), meno sviluppata di quella superiore, presenta una superficie basale articolare concava, divisa in due versanti da una cresta sagittale, che corrisponde alla troclea dell'astragalo. Si estende verso il basso sul lato mediale formando il malleolo mediale.

Presenta cinque superfici articolari:

- *la superficie articolare inferiore* è liscia e di forma quadrilatera. Attraverso di essa la tibia si articola con l'astragalo. E' concava in direzione antero-posteriore, più ampia anteriormente che posteriormente, ed è attraversata da una leggera elevazione, che separa due depressioni e che continua sul malleolo mediale. La faccia mediale del malleolo presenta un solco per il passaggio dei tendini dei muscoli flessori; quella laterale presenta una faccetta articolare piana che si contrappone alla porzione mediale della superficie articolare astragalica;
- *la superficie articolare anteriore* è liscia e arrotondata superiormente. E' coperta dai tendini dei muscoli estensori, e nel suo margine inferiore presenta una depressione trasversale per il fissaggio della capsula articolare dell'articolazione di caviglia;

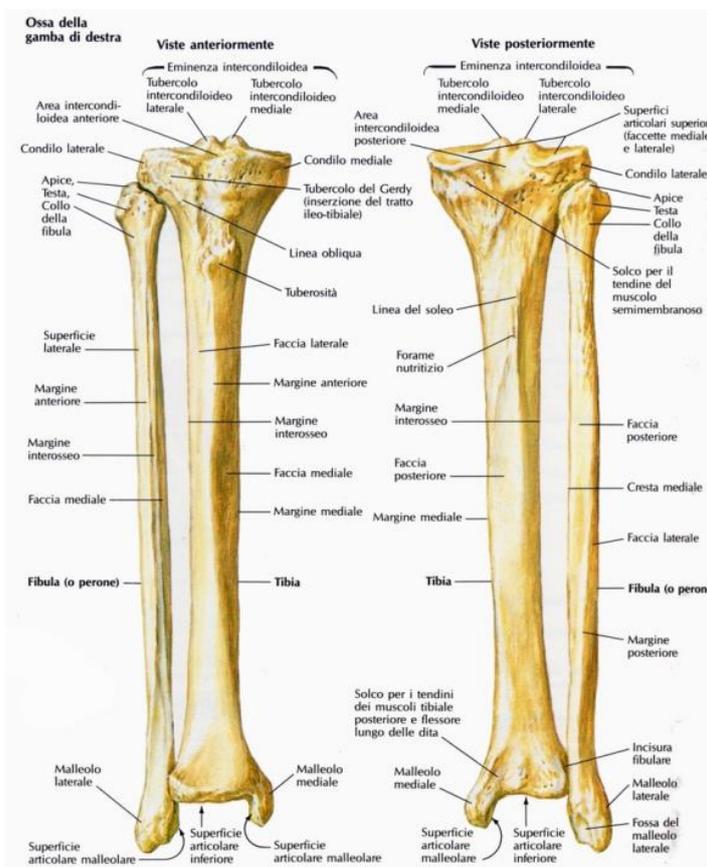


Fig. 1.3 Ossa della gamba destra: vista anteriore (a sinistra) e vista posteriore (a destra).

- *la superficie articolare laterale* presenta una ruvida depressione triangolare, dove trae origine il legamento interosseo inferiore che lo collega alla fibula; la parte inferiore di questa depressione è liscia, coperta di cartilagine allo stato fresco e si articola con il perone. La superficie è delimitata da due bordi in continuità con la cresta interossea; essi assicurano l'attaccamento dei legamenti anteriore e posteriore del malleolo laterale.

- *la superficie articolare mediale* si prolunga verso il basso per formare un processo piramidale, appiattito dall'esterno verso l'interno del malleolo mediale. La superficie mediale di questo processo è convessa; la sua superficie laterale è liscia e leggermente concava e si articola con il talo; il suo margine anteriore è ruvido per l'inserimento delle fibre anteriori del legamento deltoide dell'articolazione di caviglia; il suo margine posteriore presenta un ampio solco, il solco malleolare, che, diretto obliquamente verso il basso e medialmente, ospita i tendini del Tibiale posteriore e del Flessore. Il vertice del malleolo mediale è segnato da una depressione posteriore per l'attacco del legamento Deltoide.

1.2.2 IL PERONE

Il perone, o fibula, è il più sottile tra le ossa lunghe. Si trova lateralmente alla tibia, collegato ad essa superiormente e inferiormente (Fig.1.3). La sua estremità superiore è di piccole dimensioni ed è collocata nella parte posteriore della testa della tibia, al di sotto del ginocchio, dalla cui formazione è escluso. La sua estremità inferiore s'inclina leggermente in avanti, in modo da essere su un piano anteriore a quella del segmento superiore, e costituisce la parte laterale dell'articolazione di caviglia. Ha una forma piramidale un po' appiattita; essa si protende più in basso rispetto al malleolo mediale e si rigonfia nel malleolo laterale. La superficie laterale di quest'ultimo corrisponde ai tegumenti; è convessa e continua con la superficie triangolare sul lato laterale del corpo. La superficie mediale si articola in alto con l'omologa faccetta tibiale, in basso con la superficie articolare dell'astragalo.

1.3 STRUTTURA OSSEA DEL PIEDE

Lo scheletro osseo del piede si compone di tre parti: il *tarso*, il *metatarso* e le *falangi* (Fig.1.4 e Fig.1.5). In particolare le ossa tarsali sono sette: il *calcagno*, l'*astragalo*, il *cuboide*, lo *scafoide*, il *primo*, il *secondo* e il *terzo cuneiforme*. Funzionalmente e strutturalmente è possibile suddividere il piede in tre parti che si succedono in senso prossimo-distale:

- *retropiede*, formato da astragalo e calcagno;
- *medio piede*, costituito da scafoide, cuboide e dai tre cuneiformi;
- *avampiede*, rappresentato da 5 raggi ossei affiancati, numerati dall'interno all'esterno, ciascuno dei quali formato da un metatarso e due (1° dito) o tre falangi.

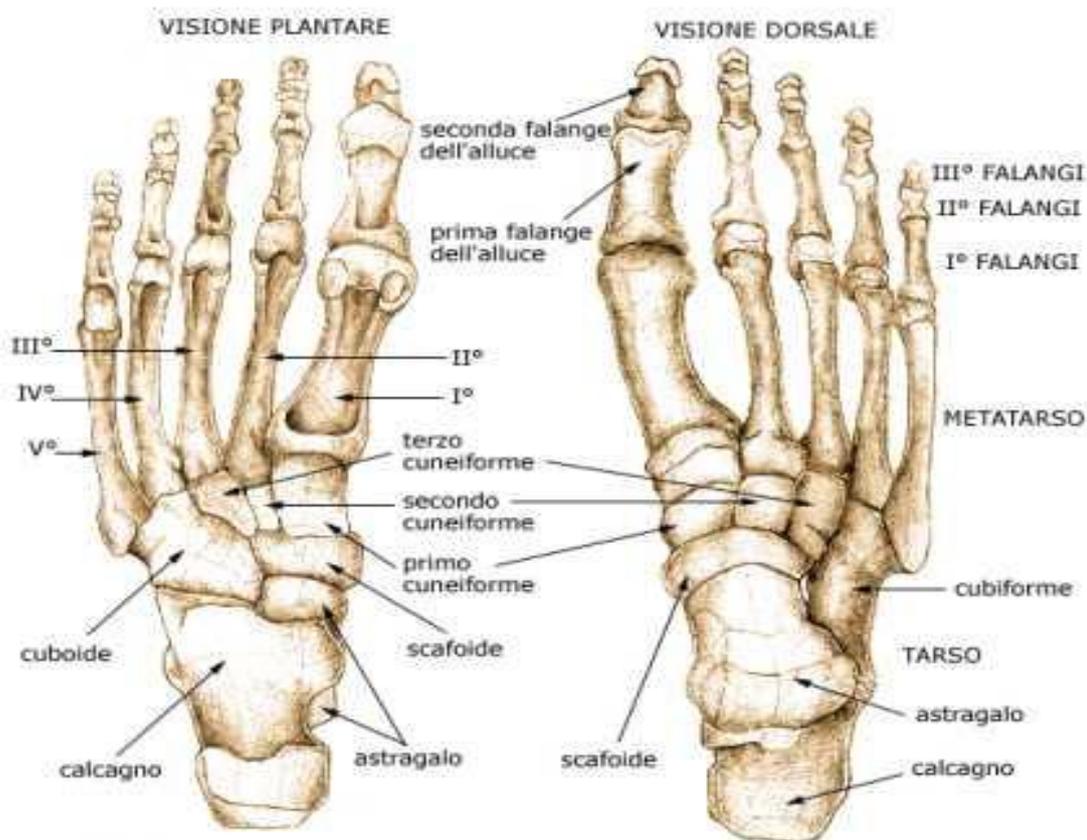


Fig.1.4 Vista trasversale plantare (a sinistra) e dorsale (a destra) dei segmenti ossei del piede, in riferimento alla parte destra del corpo.

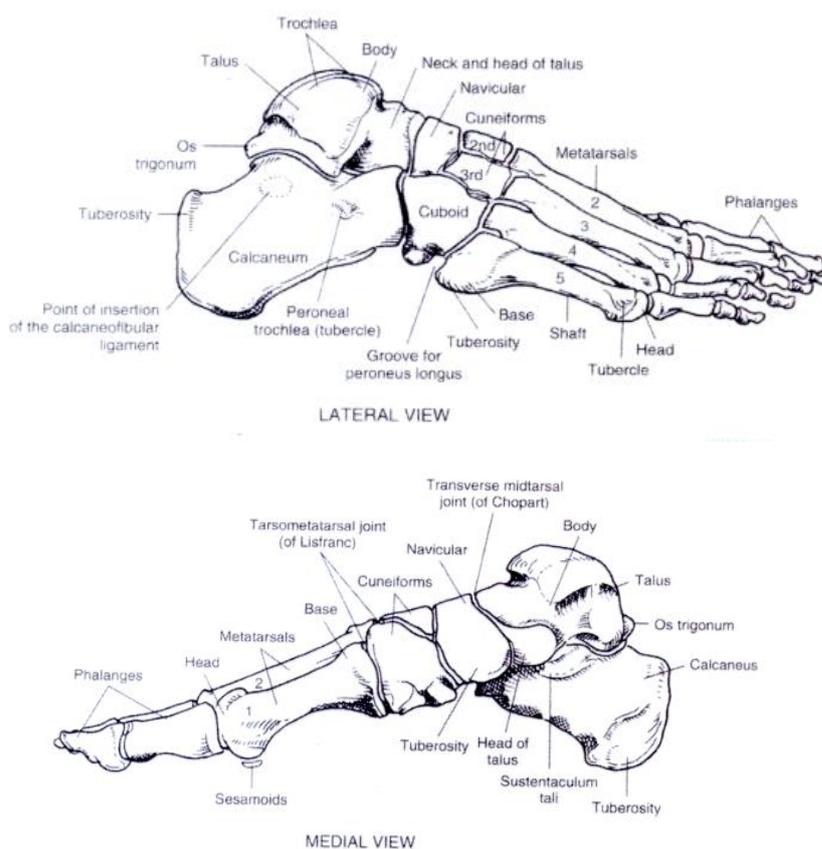


Fig.1.5 Viste mediale (in alto) e laterale (in basso) dei segmenti ossei del piede, in riferimento alla parte destra del corpo.

1.3.1 IL CALCAGNO

Il calcagno è la più grande delle ossa del tarso (Fig.1.6). È situato nella parte bassa e posteriore del piede. Serve per trasmettere il peso del corpo a terra e per formare una forte leva per i muscoli del polpaccio. È di forma cubica irregolare, con il suo asse maggiore diretto in avanti e lateralmente. Presenta sei superfici: una anteriore, una posteriore, una superiore, una inferiore, una mediale e una laterale. Si articola, inoltre, con due ossa: l'astragalo e il cuboide.



Fig 1.6 Calcagno destro: vista laterale (sopra) e vista mediale (sotto).

1.3.2 L'ASTRAGALO

L'astragalo è la seconda più grande ossa tarsale (Fig.1.7). Occupa la parte centrale e superiore del tarso. Appoggiato inferiormente sul calcagno, funge da sostegno per la tibia e si articola, su entrambi i lati, con i malleoli, di fronte con il navicolare. Si compone di un *corpo* posteriore, una *testa* anteriore e un *collo* tra essi compreso. Nel corpo si distinguono sei facce:

- la *faccia superiore*: è interamente occupata da una superficie articolare forgiata a troclea, con l'asse di rotazione trasversale per l'articolazione con la tibia. La troclea presenta una gola centrale, delimitata da due versanti rilevati a decorso sagittale. E' più ampia anteriormente che posteriormente, convessa antero-posteriormente e leggermente concava da destra a sinistra;
- la *faccia inferiore* presenta due superfici per l'articolazione con il calcagno. Le due faccette si distinguono in postero-laterale e antero-mediale e sono separate l'una dall'altra da una doccia trasversale, il *solco dell'astragalo*;
- la *faccia mediale* presenta nella sua parte superiore una superficie a forma di pera, per ospitare il malleolo mediale, in quella inferiore, una depressione ruvida, per il collegamento della parte profonda del legamento deltoide della caviglia;
- la *faccia laterale* presenta una superficie triangolare e di grandi dimensioni, concava dall'alto in basso, per l'articolazione con il malleolo laterale;

- la *faccia posteriore* è stretta e occupata dall'estremo posteriore della troclea, al di sotto del quale è attraversata da un solco sagittale che si estende obliquamente verso il basso e medialmente;
- la *faccia anteriore* è occupata dalla testa che ha forma irregolarmente sferoidale. Essa entra in articolazione con l'osso scafoide tarsale e continua in basso con le faccette articolari inferiori per il calcagno.

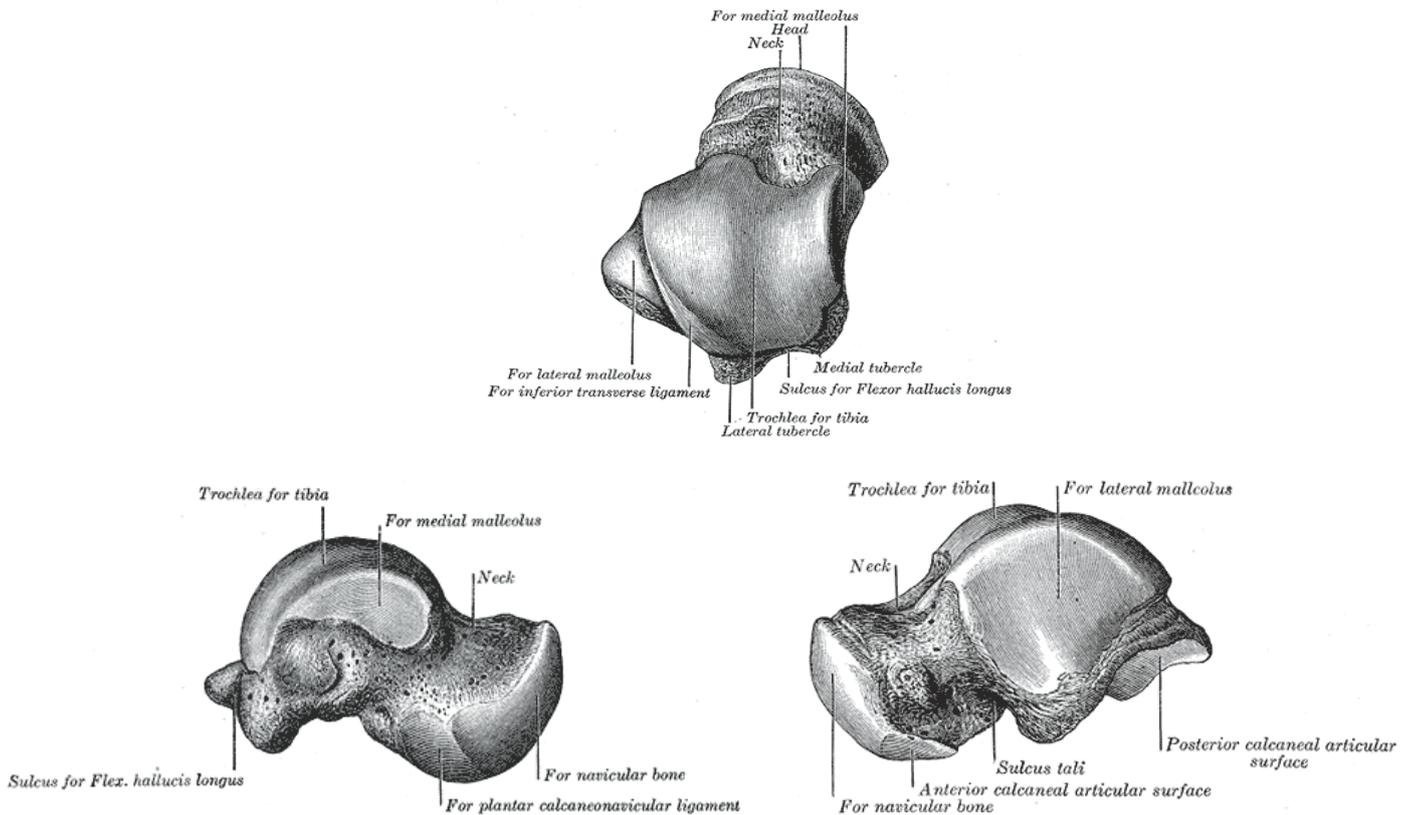


Fig.1.7 Astragalo destro: vista superiore (in alto), vista mediale (in basso a sinistra) e vista laterale (in basso a destra) (Gray, 1918).

Il collo è diretto anteriormente e medialmente, e comprende la porzione ristretta di osso tra il corpo e la testa ovale. Le sue superfici mediale e superiore sono ruvide per l'inserzione di legamenti; la sua superficie laterale è concava e presenta inferiormente delle profonde scanalature per il passaggio del legamento talocalcaneare interosseo.

La testa guarda in avanti e medialmente; la sua superficie articolare anteriore o navicolare è larga, ovale e convessa. La sua superficie inferiore ha due faccette: una mediale e una laterale. La prima, situata di fronte alla faccetta calcaneare centrale, è

convessa, triangolare o semi-ovale e si appoggia sul legamento plantare calcaneonavicolare; la seconda, denominata superficie articolare anteriore del calcagno, è un po' appiattita e si articola con la superficie articolare superiore della parte anteriore del calcagno.

1.3.3 IL CUBOIDE

Il cuboide (Fig.1.8) è un osso irregolarmente cubico, posto sulla parte laterale del piede, di fronte al calcagno, lateralmente allo scafoide e al 3° osso cuneiforme, e dietro al 4° e al 5° osso metatarsale. Presenta una forma piramidale la cui base è diretta medialmente.

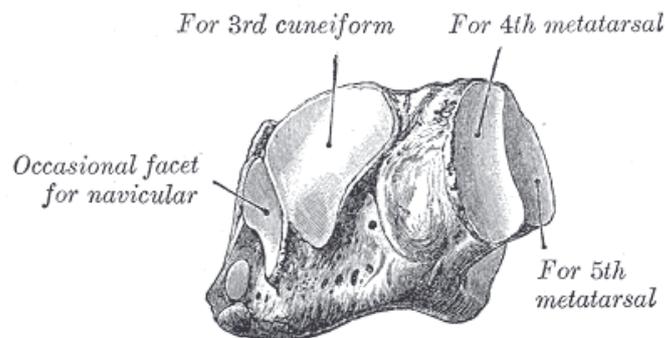


Fig.1.8 Cuboide destro: vista antero-mediale (Gray, 1918):

1.3.4 LO SCAFOIDE

Si tratta di un osso a forma di navicella (Fig. 1.9), posto davanti alla testa dell'astragalo, dietro alla fila delle tre ossa cuneiformi, e medialmente al cuboide.

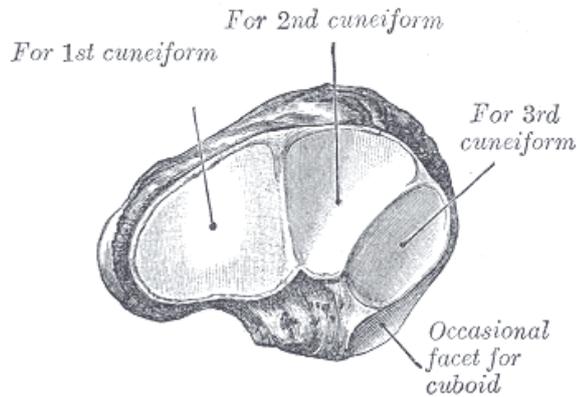


Fig.1.9 Osso navicolare destro: vista antero-mediale (Gray, 1918).

1.3.5 LE OSSA CUNEIFORMI

Le ossa cuneiformi sono tre ossa a forma di prismi triangolari (Fig. 1.4). Si distinguono in 1° (o mediale), 2° (o medio) e 3° (o laterale) e nel piede articolato si dispongono in serie. Quello mediale si pone con la base volta verso la faccia plantare del piede, l'intermedio e il laterale, invece, hanno la base volta dorsalmente. Lungo il loro perimetro sono collocate varie faccette articolari piane destinate all'articolazione con l'osso cuboide, con l'osso scafoide (o navicolare) tarsale e con le prime quattro ossa metatarsali.

Il 1° osso cuneiforme è il più voluminoso; si articola in avanti con il 1° osso metatarsale e lateralmente con il 2° osso cuneiforme e il 2° metatarsale.

Il 2° osso cuneiforme si distingue dagli altri due perché più breve; si articola ai lati con i suoi omologhi e, in basso e in avanti, con il 2° osso metatarsale.

Il 3° osso cuneiforme appoggia in fuori sul cuboide, con il quale si articola mediante una faccetta ovalare. La sua superficie mediale presenta una faccetta articolare per il 2° osso cuneiforme e una per il 2° osso metatarsale; anteriormente prende contatto con la base del 3° metatarsale.

1.3.6 IL METATARSO

Il metatarso è costituito da cinque ossa lunghe poste tra la serie distale delle ossa tarsali e la serie delle falangi prossimali (Fig.1.4). Sono numerate a partire dal lato mediale e ognuna presenta un corpo e due estremità. Il I° metatarso si articola con il

primo cuneiforme, il II° con tutti e tre i cuneiformi, il III° solo con il terzo cuneiforme, il IV° con il terzo cuneiforme e il cuboide, e il V° esclusivamente con il cuboide.

1.3.7 LE FALANGI

Le falangi del piede corrispondono, in numero e disposizione generale, a quelle della mano; ce ne sono due nell'alluce e tre in ciascuna delle altre dita. Esse sono numerate dalla parte prossimale verso quella distale del piede o indicate con i termini prossimale, mediale e distale (Fig.1.4). Nel II°, III°, IV° e V° dito le falangi della prima fila si articolano, posteriormente, con le ossa del metatarso e, anteriormente, con le seconde falangi. A loro volta, queste si articolano con la prima e la terza fila: le falangi delle unghie si articolano con la seconda. Le falangi vanno decrescendo di volume e di lunghezza, rispettivamente, dal I° al V° e dal II° al V° dito.

1.4 L'ARTICOLAZIONE DI CAVIGLIA

Anche nota come articolazione tibiotarsica o talocrurale (Fig. 1.10), è la giunzione tra gamba e retropiede. E' delimitata superiormente, medialmente e lateralmente da tibia e perone, mentre inferiormente si trova l'astragalo: sarebbe, quindi, più corretto definirla articolazione tibio-peroneo-astragalica. E' del tipo detto a troclea, cioè tra capi ossei di forma cilindrica: la parte superiore dell'astragalo è un segmento di cilindro pieno, più ampio in avanti che indietro, che si incastra nella cavità cilindrica formata da tibia e perone. Questa parte dell'astragalo, detta appunto troclea, presenta centralmente un avvallamento longitudinale, sul quale si appone la corrispondente cresta del pilone tibiale. Le superfici articolari delle ossa della gamba formano un incastro a mortaio per la troclea astragalica. La faccia articolare del malleolo tibiale è circa verticale, quella del malleolo peroneale è più curva e si prolunga più in basso. Una capsula fibrosa, rivestita internamente da membrana sinoviale, delimita la cavità articolare, inserendosi sui bordi del mortaio tibiofibulare e della superficie articolare

dell'astragalo. E' sottile in avanti e indietro e ispessita ai lati per la presenza di due complessi legamentosi che fungono da rinforzo: uno mediale, più robusto, e uno laterale.

Nell'anatomia umana con il termine *complesso articolare di caviglia* si intende l'insieme delle articolazioni che uniscono funzionalmente la gamba al piede, orientando quest'ultimo nei vari movimenti. Pertanto comprende l'*articolazione tibio-tarsica* e l'*articolazione sottoastragalica* (Fig. 1.10) del piede.

L'assenza di reperi anatomici palpabili esternamente sull'astragalo, rende i due distretti articolari difficilmente distinguibili dal punto di vista cinematico. Pertanto, nell'analisi del movimento in-vivo, si considerano le rotazioni articolari al complesso di caviglia e le traslazioni tra tibia e calcagno, supponendo quest'ultimo rigidamente fissato all'astragalo, così da costituire con esso un unico segmento osseo. In tal modo, il moto complessivo che ne deriva, risulta dalla somma dei moti relativi tra tibia e astragalo e tra astragalo e calcagno.

Solo uno studio sperimentale in-vitro può includere delle valutazioni cinematiche separate per l'articolazione tibiotarsica e per quella sottoastragalica.

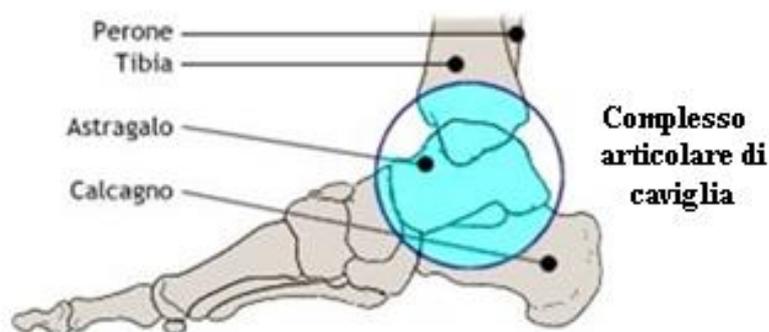


Fig 1.10 *Complesso articolare di caviglia.*

1.6 LE ARTICOLAZIONI DEL PIEDE

Nel retropiede, l'astragalo si appoggia sul calcagno tramite due superfici articolari, anteriore e posteriore, costituendo l'*articolazione sottoastragalica*, anche nota come *subtalare* o *calcaneo-astragalica*. In particolare, posteriormente una convessità del calcagno, il *talamo*, accoglie una faccia concava dell'astragalo; anteriormente accade il contrario: si realizza così un'artrodia. I mezzi di unione sono dati dalla capsula

articolare, rinforzata dai legamenti mediale e laterale, e da un legamento astragalo-calcaneare interosseo molto robusto.

Il retropiede è connesso all'avampiede per mezzo dell'articolazione medio-tarsica o di Chopart. Essa unisce le ossa posteriori a quelle anteriori del tarso, comprende perciò un'articolazione mediale, l'astragalo-scafoidea e una laterale, la calcaneo-cuboidea.

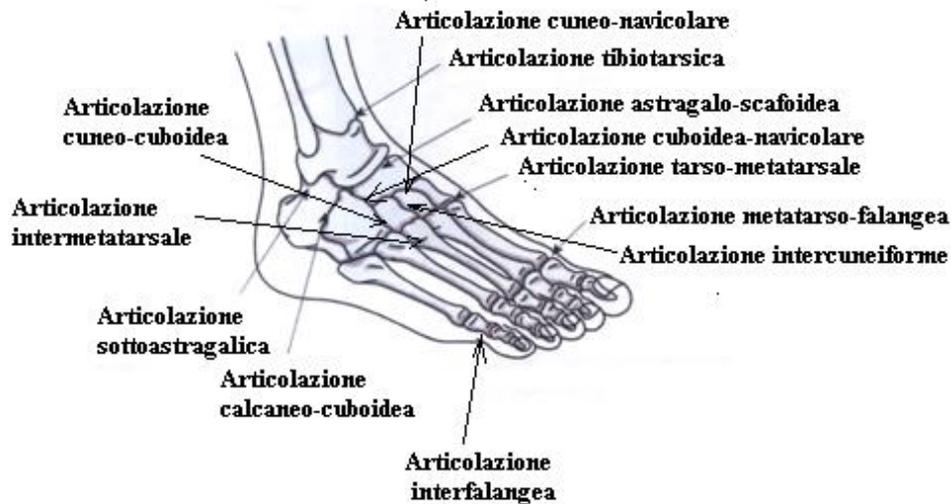


Fig. 1.11 Le articolazioni di caviglia e del piede.

La prima è una tipica enartrosi in cui si distinguono due superfici articolari a forma di sfera, rispettivamente una piena e una cava; la seconda è un giunto a sella.

Varie sono le articolazioni tra le ossa della fila distale del tarso: *articolazione cuboideo-navicolare*, *articolazione cuneo-cuboidea*, *articolazioni intercuneiformi* e *articolazione cuneo-navicolare*. Per la forma delle loro superfici articolari sono tutte da classificare come artrodie. Le articolazioni del tarso agiscono simultaneamente. La più ampia libertà di movimento si realizza, tuttavia, a livello dell'articolazione medio-tarsica.

Nell'avampiede, connesso al mediopiede tramite le articolazioni tarso-metatarsali o di Lisfranc, troviamo le articolazioni metatarso-falangee, quelle intermetatarsali e quelle interfalangee. Le articolazioni tarso-metatarsali sono artrodie che connettono i tre cuneiformi e il cuboide alle basi delle cinque ossa metatarsali. I mezzi di unione sono

rappresentati da una capsula articolare incompleta che consente comunicazioni fra le articolazioni tarsometatarsali e intermetatarsali. Queste ultime rappresentano le giunzioni ad artrodia tra le basi delle ultime quattro ossa metatarsali, mentre la base del I° metatarsale é connessa a quella del II° soltanto ad opera di un legamento interosseo.

Le articolazioni metatarsofalangee sono condiloidee, mentre quelle interfalangee sono a ginglino angolare. Entrambe le tipologie presentano una capsula articolare, rinforzata da un legamento plantare e da legamenti collaterali.

Una visione generale delle articolazioni del piede è fornita nella Figura 1.11.

1.6 COMPONENTI LEGAMENTOSE DELLA CAVIGLIA

Le strutture legamentose della caviglia si dividono in interne ed esterne. Le prime, con azione di rinforzo articolare, sono quelle meno frequentemente interessate da traumi. Sono costituite dal *legamento deltoideo* (o mediale) e da tre legamenti laterali: il *legamento fibuloastragalico anteriore*, il *legamento fibuloastragalico posteriore* ed il *legamento fibulocalcaneare*. Il legamento deltoideo sostiene il lato mediale dell'articolazione. Ha forma triangolare, e si distacca dall'apice del malleolo tibiale, espandendosi, su due piani sovrapposti, verso lo scafoide, l'astragalo e il calcagno, in quattro fasci, due anteriori, uno medio e uno posteriore, che rappresentano altrettanti legamenti distinti.

I due fasci anteriori sono il *legamento tibionavicolare* e il *legamento tibioastragalico anteriore*. Il primo è superficiale e si inserisce sulla faccia dorsale e interna dello scafoide, il secondo è profondo e si inserisce sulla faccia interna del collo dell'astragalo.

Il fascio medio è il *legamento tibiocalcaneare*.

Il legamento tibioastragalico posteriore rappresenta la parte posteriore del legamento deltoideo e va a inserirsi sulla faccia mediale dell'astragalo, sotto e dietro la faccetta articolare per il malleolo mediale.

Il legamento laterale, nel suo complesso meno robusto del mediale, è composto da tre fasci ben distinti in anteriore, medio e posteriore. Si tratta di legamenti più esili per motivi biomeccanici, pertanto sono più spesso danneggiati a causa di traumi distorsivi. Il fascio anteriore, *legamento fibuloastragalico anteriore*, si estende dal margine

anteriore del malleolo laterale alla faccia esterna dell'astragalo. Il fascio medio, *legamento fibulocalcaneare*, va dal malleolo laterale, in prossimità dell'apice, alla faccia esterna del calcagno, dove si fissa tra il terzo posteriore e quello medio. Il fascio posteriore, *legamento fibulocalcaneare posteriore*, robusto e spesso nasce dal terzo posteriore del malleolo laterale e si porta al processo posteriore dell'astragalo.

Una visione complessiva dei legamenti della caviglia è fornita in Fig 1.12.

1.8 COMPONENTI LEGAMENTOSE DEL PIEDE

I legamenti presenti nel piede sono tantissimi. La loro funzione è quella di tenere insieme le giunzioni, così da permettere i movimenti articolari. I raggruppamenti superficiali più importanti si trovano dorsalmente, medialmente e plantarmente (Fig.1.11).

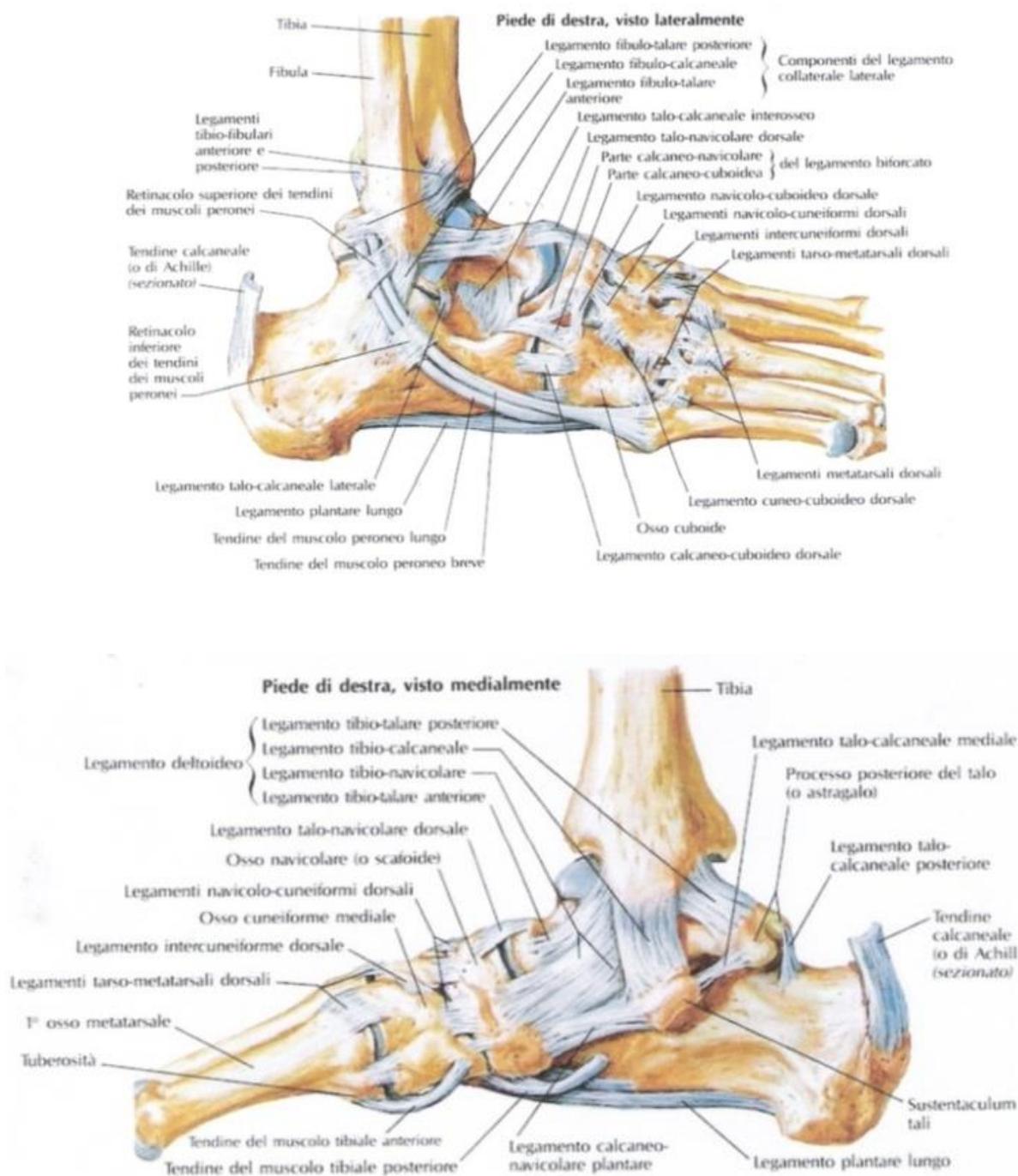


Fig. 1.12 I legamenti della caviglia destra e del piede: vista laterale (sopra) e vista mediale (sotto).

CAPITOLO 2: FONDAMENTI DI MECCANICA ARTICOLARE

In questo secondo Capitolo verranno messi in luce i principali movimenti che avvengono all'articolazione di caviglia, con la descrizione degli assi principali attorno cui avvengono. Verranno poi descritte le convenzioni utilizzate per definire delle terne cartesiane locali solidali con i vari segmenti dell'arto inferiore e come ottenere una trasformazione di coordinate dal sistema di riferimento locale ad un sistema di riferimento globale e viceversa.

A seguire sarà presentato il protocollo standard per la definizione del sistema di riferimento di caviglia e accenni sulla cinematica istantanea di un corpo rigido.

2.1 MOVIMENTI ALL'ARTICOLAZIONE DI CAVIGLIA

L'apparato locomotore umano è costituito da un complesso sistema di ossa, muscoli, tendini e legamenti che permette l'esecuzione di esercizi motori di varia natura. La scienza che si prefigge di studiare quantitativamente i movimenti del corpo umano, analizzandone l'entità (cinematica) e valutandone le forze coinvolte (dinamica), è la biomeccanica. Nello specifico, essa consente di trarre informazioni relativamente a: moto del centro di massa corporeo, movimento relativo tra due ossa adiacenti (cinematica articolare) e assoluto di un singolo segmento corporeo (cinematica segmentale), forze scambiate con l'ambiente esterno, carichi risultanti trasmessi attraverso le sezioni ossee o tra le ossa stesse, forze trasmesse da tessuti corporei, come muscoli, tendini e legamenti e attività elettrica muscolare.

La complessità funzionale e strutturale del sistema muscolo-scheletrico comporta il ricorso inevitabile a modelli meccanici, ovvero a strutture semplificate in grado di riprodurre le interazioni tra le diverse parti anatomiche responsabili della mobilità articolare. In particolare, la misura o la stima dei parametri cinematici e dinamici richiede di modellare il corpo umano, servendosi delle tecniche classiche della meccanica dei corpi rigidi, come un insieme di segmenti (identificativi di una parte del corpo come ad esempio coscia, gamba, piede) tra loro collegati tramite giunti meccanici (rappresentativi delle articolazioni). Si viene così a creare una catena cinematica, in cui

ciascuna componente ossea segmentale è considerata indeformabile e connessa alle altre tramite articolazioni aventi da 0 a 6 gradi di libertà. Il numero di segmenti ossei e quello dei vincoli articolari contribuiscono al numero di gradi di libertà dell'intero modello e alla sua fedeltà strutturale alla realtà.

La caviglia è un'unità anatomico-funzionale composta ed estremamente eclettica, costituita da strutture cooperanti della gamba e del piede, il cui scopo è quello di trasferire al terreno le rotazioni necessarie all'arto inferiore. La capacità di ricevere e sopportare i carichi funzionali le conferisce il ruolo di fondamenta del corpo umano. La sua perfetta funzionalità è fondamentale per la locomozione. Infatti, durante la deambulazione, le sue capacità non sono limitate alla sola ricezione delle forze statiche e dinamiche, ma comprendono anche la propulsione, la stabilità nell'appoggio, l'assorbimento dell'impatto e la conservazione dell'energia. Ovviamente, poiché tutto ciò avviene, sia per differenti velocità di cammino che per differenti tipologie di terreno, fondamentale è l'adattabilità a circostanze ambientali diverse e agli scopi che il soggetto si prefigge di raggiungere. Questi aspetti sono resi possibili fondamentalmente dalla sinergia tra la natura pluriarticolare del complesso di caviglia nei tre piani dello spazio, i relativi mezzi di fissità, ovvero capsula articolare e legamenti di rinforzo, e le articolazioni del piede.

Per quanto riguarda i gradi di libertà di quest'ultimo nello spazio, la tibiotarsica è responsabile della flessione dorsale e della flessione plantare. Queste rotazioni rappresentano l'unico movimento consentito da tale articolazione, in quanto le porzioni laterali del mortaio (malleoli tibiale e peroneale) e i mezzi di unione limitano molto i movimenti di lateralità. Ciò risulta tanto più vero tanto più il piede è in flessione dorsale, in quanto la troclea astragalica è più larga anteriormente, quindi viene saldamente incuneata tra i malleoli; in flessione plantare, il blocco operato dai malleoli è meno stretto ed i movimenti laterali sono in piccola misura possibili. Le articolazioni astragalo-calcaneare, medio-tarsica, tarso-metatarsica e scafo-cuboidea, rivestono un ruolo duplice. Infatti, oltre a garantire, seppure in rapporti diversi, i rimanenti due gradi di libertà del piede, ovvero inversione-eversione e rotazione interna-esterna, hanno l'importante compito di adattarlo alle asperità del terreno, modificandone la forma e di creare tra suolo e gamba un sistema di ammortizzatori che dia al passo elasticità e scioltezza.

Un ruolo importante nell'ammortizzamento delle forze di reazione viene giocato dalla eversione dell'articolazione sotto-astraglica. Si tratta di un movimento che influenza la mobilità della medio-tarsica, responsabile a sua volta della capacità di adattarsi al suolo da parte dell'avampiede. L'equilibrio statico e dinamico del corpo è legato alla capacità di sapersi modificare del piede. Esempolari sono i movimenti di inversione-eversione che questo compie ad ogni passo, quando si cammina sulla sabbia e i piccoli movimenti di aggiustamento posturale che esegue in stazione eretta.

Si può affermare che, grazie alla cooperazione tra le strutture dei due segmenti distali dell'arto inferiore, il piede comincia ciascun passo come una struttura flessibile, inconsapevole del tipo di interazione con l'ambiente, e lo termina come una leva rigida assicurante l'equilibrio del corpo.

Le caratteristiche cinematiche del segmento distale dell'arto inferiore risultano quindi molto complesse. Tale considerazione nasce, come visto, oltre che dalla natura di questa estremità e dalle diversità delle funzioni che è chiamata a compiere, soprattutto dagli aspetti cinematici che si realizzano nell'arto inferiore quando il piede prende contatto col suolo.

I tre assi di rotazione sono perciò i seguenti:

- un asse trasversale passante tra i malleoli: corrisponde all'asse di rotazione dell'articolazione tibio-tarsica, attorno a cui si effettuano i movimenti di *flessione* ed *estensione* (flessione dorsale o dorsi-flessione e flessione plantare o plantarflessione rispettivamente);
- l'asse longitudinale della gamba intorno al quale si effettuano i movimenti di *rotazione esterna-interna*;
- l'asse longitudinale del piede intorno al quale si effettuano i movimenti di *inversione-eversione*.

Quindi, sul piano sagittale si verificano i movimenti di plantarflessione e dorsiflessione, sul piano trasverso quelli di adduzione e abduzione, infine, sul piano frontale, quelli di inversione ed eversione (Fig. 2.1).

Gli assi delle numerose articolazioni del piede non giacciono, però, su questi tre piani cardinali, quindi risulteranno movimenti complessi triplanari, ovvero che interessano simultaneamente tutti e tre i piani. Suddetti movimenti prendono il nome di pronazione,

data dall'associazione di dorsiflessione, rotazione esterna ed eversione, e supinazione, formata dalla plantarflessione, rotazione interna ed inversione (Fig.2.2).

Per definizione, l'asse di flesso-estensione del piede presenta un'inclinazione di circa 20° verso il basso e indietro. Tale aspetto si giustifica pensando all'anatomia della caviglia: il malleolo mediale è posto più in avanti e più in alto di quello laterale.

Tuttora non esiste uno standard coerente per quanto concerne la cinematica del piede e della caviglia: una grande varietà di termini e convenzioni sono stati finora adottati per descriverne le rotazioni. Per evitare interpretazioni errate, è opportuno soffermarsi sull'utilizzo dei termini prono-supinazione e inversione-eversione. Originariamente i primi due termini erano utilizzati per definire il movimento triplanare della sotto-astraglica e della medio-tarsica; i restanti due per indicare il semplice movimento di rotazione sul piano frontale. Questa terminologia trovava in accordo sia gli anatomisti che gli ortopedici.

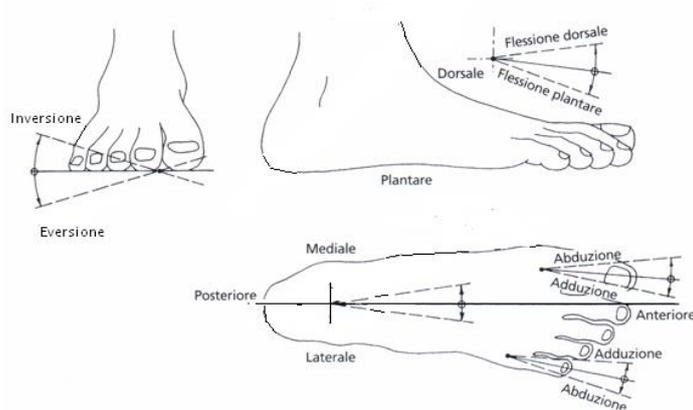


Fig. 2.1 Mobilità del piede sui piani frontale (in alto a destra), sagittale (in alto a sinistra) e trasversale (in basso).

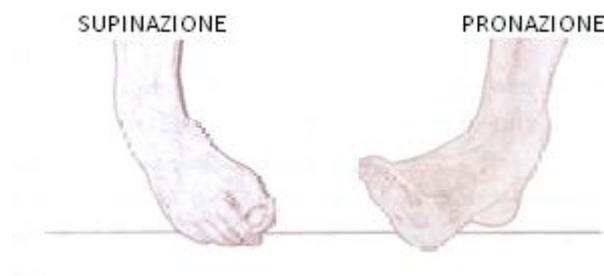


Fig. 2.2 Prono-supinazione della caviglia.

Successivamente è andata, però, a sovrapporsi una nuova espressione nata dalla letteratura ortopedica e fisioterapica. Infatti, Inman (1997) utilizza i termini pronosupinazione e inversione-eversione come sinonimi. Questo probabilmente si spiega perché, dal punto di vista biomeccanico, la rotazione del piede attorno all'asse antero-posteriore non è che una componente del movimento triplanare.

In accordo con la convenzione stabilita dalla *International Society of Biomechanics* (ISB), si definisce posizione neutrale della caviglia, la posizione del piede rispetto alla gamba nella quale il piano plantare è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba, ovvero quando il piede forma un angolo di 90° con la gamba. Essa funge da riferimento per la misura dell'ampiezza dei tre gradi rotazionali della caviglia.

2.1.1 MOVIMENTO DI FLESSO-ESTENSIONE

Partendo dalla posizione neutrale della caviglia, la flessione è il movimento che avvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba, mentre l'estensione allontana il dorso dello stesso dalla faccia anteriore della gamba e lo porta a disporsi sul prolungamento della stessa (Fig.2.1). L'angolo di flesso-estensione viene misurato come l'angolo che la pianta del piede forma con l'asse verticale della gamba. In flessione quest'ultimo ha valori massimi tipici che variano da 20° a 30° , mentre in estensione la sua ampiezza varia da 30° a 50° . Durante il passo l'escursione dell'angolo di flesso-estensione raggiunge i 25° - 35° , ma può tranquillamente superare i 60° in alcune attività.

2.1.2 MOVIMENTO DI ROTAZIONE INTERNA-ESTERNA

Prendendo come riferimento la posizione neutrale della caviglia, si parla di rotazione interna quando la punta del piede ruota internamente, verso il piano di simmetria del corpo, mentre, si ha una rotazione esterna quando gira esternamente e si allontana dal piano di simmetria (Fig. 2.1). L'ampiezza dei movimenti di rotazione interna-esterna eseguiti unicamente a livello del piede varia dai 35° ai 45° . Va tenuto presente che il movimento di quest'ultimo, sul piano orizzontale, può essere aumentato grazie alla somma delle rotazioni esterne-interne del ginocchio e dell'anca. Durante il passo, l'escursione dell'angolo di rotazione interna-esterna è di circa 8° .

2.1.3 MOVIMENTO DI INVERSIONE- EVERSIONE

L'inversione è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'interno. L'ampiezza di questo movimento è di circa 50° . L'eversione è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'esterno (Fig.2.1). L'ampiezza di quest'ultimo movimento è circa la metà di quello di inversione e varia dai 20° ai 25° . Durante il passo l'escursione dell'angolo di inversione-eversione è di circa 12° .

2.2 ASSI DI ROTAZIONE DELLA CAVIGLIA

In letteratura c'è una tradizionale controversia riguardo al numero di assi di rotazione indipendenti della caviglia e alla loro orientazione.

I primi studi pionieristici [Goodsir, 1868; Lapidus, 1963; Sewell, 1904] assimilano l'articolazione tibiotarsica a una cerniera ideale, con un singolo grado di libertà rotazionale, attorno a un asse fisso orizzontale e ortogonale al piano sagittale. Il concetto di asse "empirico" fisso, fin da subito, diventa oggetto di dibattiti e controversie. Infatti, già nei primi anni '50, Barnett e Napier (1952) dimostrano come l'asse articolare di caviglia cambi orientamento durante i movimenti di estensione e flessione della stessa. In particolare, essi lo dichiarano passante attraverso l'apice dei due malleoli, in dorsiflessione, inclinato verso il basso e medialmente in plantarflessione. Più precisamente individuano, durante la dorsiflessione, un movimento obliquo da una posizione mediale e leggermente prossimale verso una regione laterale e più distale, durante la plantarflessione, un movimento da una posizione mediale e inferiore verso una direzione laterale e prossimale. Gli autori associano tale variazione direzionale esclusivamente alla combinazione di tre differenti raggi di curvatura della troclea talare: due archi, uno a piccolo e uno a grande raggio, in corrispondenza del profilo mediale, rispettivamente anteriore e posteriore, uno con raggio di lunghezza media in corrispondenza del profilo laterale. Nel caso di movimento dorsale, è la parte anteriore della troclea con l'arco acuto mediale ad essere in contatto con la tibia. Ne segue che il relativo asse di rotazione è più mediale che laterale (Fig.2.3 (a)). Al contrario, eseguendo un movimento plantare, è la parte posteriore della troclea con l'arco mediale ottuso ad essere in contatto con la tibia. Il relativo asse di rotazione, quindi, è più laterale che mediale (Fig.2.3 (b)). L'inclinazione di entrambi gli assi,

rispetto al piano orizzontale, ha un'alta variabilità inter-soggettiva. In particolare, essa varia, nell'area plantare, da 0° a 16°; nell'area dorsale, da 0° a 14°.

La stessa teoria di Barnett e Napier è sostenuta anche da Hicks (1953). Nei suoi esperimenti su cinque preparati anatomici normali, ottiene la medesima direzione di inclinazione dei due assi nel piano trasverso (Fig.2.4). La misura della proiezione orizzontale della loro divergenza dal piano frontale risulta pari a 14° e 17° rispettivamente, per il movimento plantare e per quello dorsale. In particolare, l'asse dell'area dorsale di movimento passa da un punto posto a 1,5 cm anteriormente all'apice del malleolo mediale, a un punto di 0,5 cm, situato inferiormente all'apice del malleolo laterale. Per quanto riguarda l'asse dell'area plantare, partendo da un punto 1,5 cm e 1 cm, rispettivamente, davanti e sotto l'apice del malleolo mediale, arriva a un punto 0,5 cm sopra l'apice del malleolo laterale. L'inclinazione del piede, nel piano frontale, fa sì che quest'ultimo si muova come un ingranaggio montato male. Infatti, supponendo il piano sagittale come un disco circolare, con l'articolazione di caviglia al centro e il relativo asse montato obliquamente, si può facilmente prevedere attorno a quest'ultimo una rotazione fuori piano, qualunque sia la posizione del piede. Se si considera l'avampiede, tale deviazione prende il nome di inversione/eversione; se, invece, si considera il calcagno (rappresentato da una linea di direzione cranio-caudale), si parlerà di varo-valgo.

Hicks ottiene, inoltre, un angolo tra i due assi rotazionali, nel piano frontale, corrispondente circa :

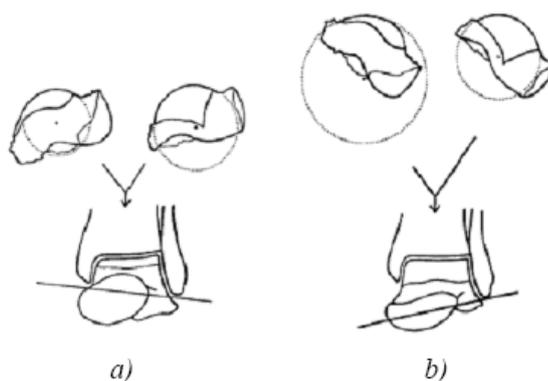


Fig. 2.3 Asse articolare di caviglia durante la rotazione dorsale (a) e durante la rotazione plantare (b), secondo Barnett & Napier (1952).

Né Barnett e Napier, né Hicks spiegano come avviene precisamente il passaggio da un asse all'altro e in corrispondenza di quale angolo di dorsi-plantarflessione. La descrizione di soli due assi di rotazione, durante un movimento continuo, lascia intendere, però, che il cambiamento repentino avvenga vicino alla posizione neutrale della caviglia.

Più tardi, altri studi assecondano l'ipotesi di assi rotazionali distinti per la dorsiflessione e la plantarflessione [Allard et al., 1987; Wyller, 1963]. Successivamente, però, le indagini di Isman e Inman (1969) smentiscono questa teoria, segnando un ritorno al concetto di asse empirico rotazionale fisso. Rispetto alle prime analisi pionieristiche sui movimenti articolari di caviglia, esse introducono, tuttavia, la teoria di una direzione obliqua dell'asse di rotazione stesso. Infatti, correndo approssimativamente per l'apice dei due malleoli, esso sembra soggetto a un'inclinazione postero-distale, nel piano sagittale, e postero-mediale, nel piano trasverso. Il suo orientamento produce movimenti accoppiati: la caviglia prona dorsiflettendo, evertendo e ruotando esternamente, mentre supina plantarflettendo, invertendo e ruotando internamente.

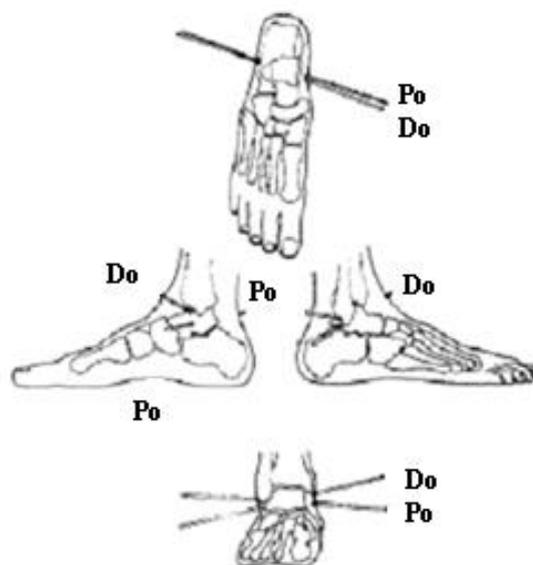


Fig. 2.4 Assi di rotazione della caviglia secondo Hicks (1953), durante le flessioni plantare (Pl) e dorsale (Do): vista dall'alto (in alto), vista mediale (al centro a sinistra), vista laterale (al centro, a destra), vista frontale (in basso). La proiezione dell'asse, sul piano trasverso, è mostrata in leggera eversione, così da renderne ancora più evidente l'inclinazione.

In Fig. 2.5 (a) è mostrata la proiezione dell'asse articolare di caviglia sul piano trasverso.

C indica l'angolo tra la proiezione stessa e la linea mediana del piede, ovvero l'asse che unisce il punto medio tra il secondo e il terzo dito del piede e l'estremità posteriore del calcagno. Esso misura mediamente 84° e presenta una deviazione standard di 7° . La Fig. 2.5 (b) illustra la vista frontale dell'asse stesso. **B** rappresenta l'angolo tra la sua proiezione e l'asse lungo della tibia: il suo valore medio e la relativa deviazione standard sono pari rispettivamente a 80° e 4° .

Fino agli anni '60 pochi sono gli studi che analizzano il movimento all'articolazione sotto-astraglica. La teoria comune è che essa si muova attorno ad un singolo asse di rotazione. Isman e Inman ne identificano posizione e orientamento su 46 preparati anatomici provenienti da cadavere. Dalla loro indagine risulta che, la proiezione trasversale (Fig. 2.6 (a)) e sagittale (Fig. 2.6 (b)) dello stesso asse formano, rispettivamente, un angolo (**D**) di $23^\circ \pm 11^\circ$ con la linea mediana del piede (definita come sopra) e uno (**G**) di $41^\circ \pm 9^\circ$ con il piano da appoggio. Emerge, inoltre, un intervallo angolare (**E**) di $61^\circ \pm 8^\circ$ tra le proiezioni trasversali delle articolazioni sottoastraglica e tibiotarsica (Fig. 2.6 (c)). E' importante enfatizzare che i risultati di questo studio sono ottenuti considerando le superfici articolari come unica guida del movimento. Nessun contributo è, quindi, attribuito ai legamenti. Inoltre, si sottolinea come l'alta variabilità intra-soggetto e la presenza di movimento multi-assiale renda difficile individuare, in maniera univoca, l'asse di rotazione dell'articolazione sotto-astraglica. Le difficoltà di identificazione aumentano poi nell'analisi in vivo di caviglie patologiche o con evidenti disabilità.

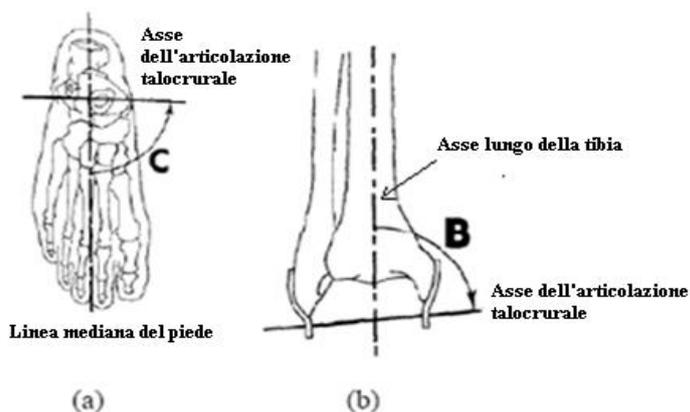


Fig. 2.5 Asse articolare di caviglia secondo Isman e Inman (a): proiezione sul piano trasverso. **C** indica l'angolo tra la proiezione stessa e la linea mediana del piede; (b): proiezione sul piano frontale. **B** indica l'angolo tra la proiezione stessa e l'asse lungo della tibia.

Su queste basi teoriche si fonda il primo modello meccanico del piede, illustrato in Fig. 2.7 In maniera esemplare, esso spiega il movimento tra piede e gamba come risultato di una rotazione attorno a due assi fissi e non complanari: quello relativo all'articolazione tibiotarsica e quello relativo all'articolazione sotto-astraglica.

Diversi disegni protesici di caviglia del passato [Calderale et al., 1983; Kempson et al., 1975; Pappas et al., 1976; Stauffer, 1977; Stauffer, 1979] sono basati proprio su una geometria cilindrica, con asse che corre esattamente medio-lateralmente.

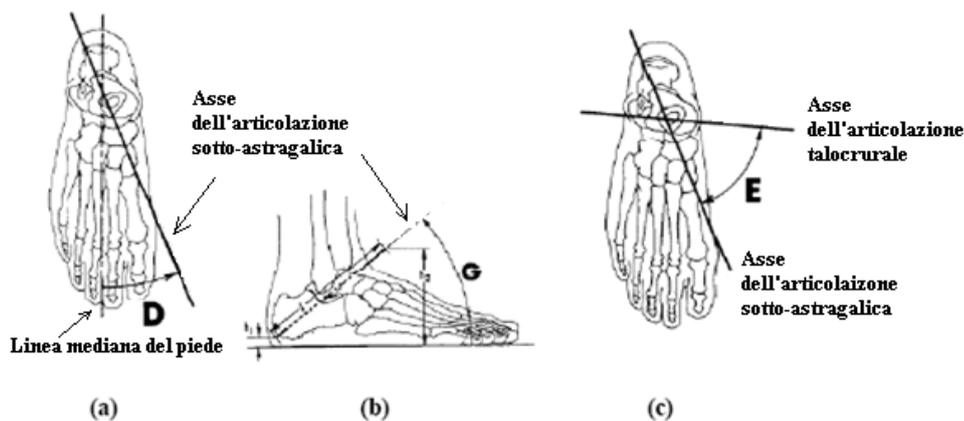


Fig. 2.6 Asse di rotazione dell'articolazione sotto-astraglica secondo Isman e Inman (a): proiezione sul piano trasverso. **D** indica l'angolo tra la proiezione stessa e la linea mediana del piede; (b): proiezione sul piano sagittale. **G** indica l'angolo tra la proiezione stessa e il piano di appoggio del piede; (c): proiezioni sul piano trasverso degli assi di rotazione dell'articolazione sotto-astraglica e di quella tibiotarsica. **E** indica l'angolo tra essi compreso.

Il concetto di centro istantaneo di rotazione viene introdotto da Dempster (1955). Costui, servendosi di immagini radiografiche sagittali della caviglia, in diverse posizioni di flessione e del metodo di stima proposto da Reuleaux, nel 1875, dimostra che la serie di centri istantanei di rotazione cade all'interno di un'ampia area sul corpo del talo. A questo studio preliminare fanno seguito altre indagini simili [Sammarco et al., 1973; D'Ambrosia et al., 1976; Sammarco, 1977; Parlasca et al., 1979; Rastegar et al., 1979; Shoji et al., 1976] con l'obiettivo di mostrare il cambiamento di posizione del centro di rotazione, per diverse posizioni del piede rispetto alla gamba, sul piano sagittale.



Fig. 2.7 Primo modello meccanico del piede fondato sulla teoria di assi di rotazione univoci e fissi, sia per l'articolazione tibiotarsica, che per quella sotto-astraglica.

A mano a mano che passa il tempo, la disponibilità di tecniche più accurate, in grado di rilevare micro-movimenti nello spazio tridimensionale, rende possibile vedere i continui cambiamenti attraverso l'intero intervallo di movimento articolare. Nasce, così, la teoria per cui un asse di rotazione fisso sia inappropriato per rappresentare il movimento articolare alla caviglia. In particolare, Rasmussen (1982) descrive un persistente cambiamento dell'asse, durante movimenti rotazionali, prodotti da una forza imposta esternamente. Van Langelaan (1983) espone lo stesso concetto persino durante la rotazione esterna della tibia. Dall'analisi, tramite tracciatore sonico 3D, delle posizioni di calcagno e astragalo, su preparati anatomici da amputazione, Siegler et al. (1988) osservano un accoppiamento non lineare tra le tre componenti dei movimenti angolari alla caviglia.

Individuare correttamente posizione e direzione degli assi istantanei di rotazione della caviglia è fondamentale per il calcolo di dati cinematici, per la stima di carichi e momenti torcenti all'articolazione e per la realizzazione di disegni protesici miranti alla sostituzione totale dell'articolazione. A questo fine, diventa importante l'analisi in vivo, su soggetti sani, tramite tecniche sufficientemente accurate per la rilevazione di micromovimenti e la misura di grandezze cinematiche 3D. In particolare, Lundberget et al. (1989) si servono della stereofotogrammetria radiologica per valutare l'asse rotazionale di caviglia su otto volontari sani. L'indagine è eseguita, per incrementi di 10°, nel range di movimento in dorsi-plantarflessione, inversione-eversione del piede e rotazione laterale-mediale della gamba. I risultati ottenuti, una volta effettuate le

proiezioni sui piani sagittale, frontale e trasverso, confermano la teoria di Barnett & Napier e di Hicks sull'esistenza di due distinti pattern di movimento, attorno a due differenti assi, uno nella regione di plantarflessione e uno in quella di dorsiflessione. Il cambiamento tra essi avviene piuttosto bruscamente in alcuni individui e più gradualmente in altri. E' significativo che gli assi di plantarflessione, dorsiflessione, eversione, inversione, rotazione mediale e laterale di ogni soggetto, rappresentati contemporaneamente su uno stesso piano, indipendentemente dalla loro inclinazione, corrono molto vicino a un punto interno alla troclea talare, corrispondente al punto centrale del segmento che unisce gli apici malleolari. Sembra si tratti di un fulcro attorno al quale l'articolazione di caviglia ha maggiore libertà di movimento di quanto finora supposto.

Tra gli studi che descrivono un asse di rotazione "in movimento", ovvero una serie di assi di rotazione istantanei, non compare nessuna spiegazione su come avviene il cambio di direzione e posizione dello stesso.

Successivamente, Thoma et al. (1993) si servono di immagini radiografiche digitalizzate, per studiare la relazione tra i movimenti alla caviglia e la geometria dei suoi legamenti laterali. Nello stesso periodo Murphy (1993), tramite marker cutanei e ossei, analizza la cinematica 3D delle articolazioni tibiotarsica e sotto-astragalica, in condizioni di scarico. Entrambi gli autori confermano che i risultati ottenuti e i movimenti osservati non possono essere adeguatamente descritti da un modello articolare a cerniera.

Attuali sono le stime del movimento dell'asse di rotazione della caviglia durante la flessione passiva [Bottlang et al., 1997 e 1999; Leardini et al., 1999], ovvero quando la mobilità articolare è vincolata solo dalle superfici articolari e dai legamenti. Nonostante l'inclinazione dell'asse di rotazione medio sia molto simile a quella dell'asse fisso del modello a cerniera, riportato dagli studi pionieristici, evidente è il cambio di orientamento nei piani frontale e trasverso.

Delle traslazioni antero-posteriori dell'asse istantaneo di rotazione parlano solo pochi autori. Parlasca et al. (1979) trovano semplicemente un'area circolare di 12 mm di raggio all'interno della quale cadono il 96% dei centri istantanei calcolati. Siegler et al. (1988) parlano di 9 mm di traslazione antero-posteriore del calcagno durante la rotazione della caviglia da massima plantarflessione a massima dorsiflessione. Gli stessi

autori misurano gli spostamenti antero-posteriore e verticale del centro di rotazione nel piano sagittale. Le relative misure risultano pari rispettivamente a 10,2mm e 10,6 mm.

In conclusione, sulla base degli studi sperimentali più recenti [Sands et al., 1995; Sangeorzan et al., 1995], si può attribuire al modello a cerniera di Inman il pregio di semplicità per una preliminare e intuitiva comprensione del movimento di caviglia. E' bene ricordare che tale semplificazione è adottata in molti modelli matematici della caviglia e del piede [Stauffer et al., 1977; Procter and Paul, 1982; Dul and Johnson, 1985; Bruns and Rosenbach, 1990; Scott and Winter, 1991; Scott and Winter, 1993]. Una maggiore accuratezza richiede, però, un asse di rotazione mobile. Infatti, i movimenti angolari sono sempre accompagnati da movimenti lineari di traslazione che, equivalenti articolari uniassiali, non sono in grado di descrivere.

2.3 CINEMATICA SEGMENTALE E ARTICOLARE

Riconosciuti e modellati i giunti, sulla base delle loro caratteristiche geometriche e dinamiche, è possibile definire delle terne cartesiane locali (LF) solidali con i vari segmenti dell'arto inferiore. Rispetto ad esse, è possibile rappresentare la morfologia della componente ossea segmentale corrispondente. Questo tipo di descrizione si ottiene pensando l'osso stesso, come costituito da un insieme di particelle e fornendo il vettore posizione di ognuna di esse, rispetto a LF:

$${}^l\mathbf{p}=[{}^l\mathbf{p}_x, {}^l\mathbf{p}_y, {}^l\mathbf{p}_z] \quad (2.1)$$

Dato LF e un altro sistema di riferimento arbitrario fisso, che chiameremo globale (GF), è possibile derivare i vettori posizione delle particelle costituenti il relativo segmento in GF (${}^g\mathbf{p}$), purché siano dati quelli in LF (${}^l\mathbf{p}$) (Fig. 2.8). Questa applicazione prende il nome di trasformazione di coordinate e si ottiene attraverso la seguente equazione:

$${}^g\mathbf{p} = {}^g\mathbf{R}_l {}^l\mathbf{p} + {}^g\mathbf{o} \quad (2.2)$$

dove

$${}^s\mathbf{R}_l = \begin{bmatrix} \cos \theta_{x_2 s_1} & \cos \theta_{x_2 y_1} & \cos \theta_{x_2 z_1} \\ \cos \theta_{y_2 s_1} & \cos \theta_{y_2 y_1} & \cos \theta_{y_2 z_1} \\ \cos \theta_{z_2 s_1} & \cos \theta_{z_2 y_1} & \cos \theta_{z_2 z_1} \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

definisce l'orientamento di LF rispetto a GF, ed è definita *matrice di orientamento*, e ${}^s\mathbf{o}$ è il *vettore posizione* dell'origine di LF, relativa a GF, e definisce la posizione del primo rispetto al secondo. Gli elementi di colonna della matrice in (2.3) sono i coseni direttori. Essi definiscono l'orientamento di ciascun asse di LF rispetto a GF.

E' importante enfatizzare che i nove elementi di questa matrice non sono indipendenti. Infatti, prendendo in considerazione la loro definizione e il fatto che i tre assi che definiscono siano mutualmente ortogonali e unitari, il numero di elementi indipendenti si riduce a tre. Quindi, riassumendo, sei sono le quantità scalari indipendenti, necessarie per definire la posa nello spazio di un sistema di riferimento solidale a un segmento osseo. Tre di queste definiscono l'orientamento e tre la posizione.

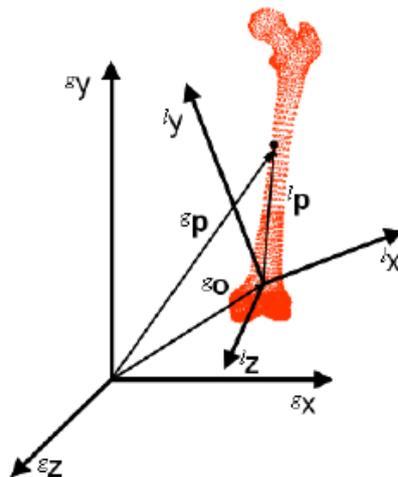


Fig. 2.8 Vettore posizione di una particella ossea rappresentato in un sistema di riferimento globale (${}^s x$, ${}^s y$, ${}^s z$) e in un sistema di riferimento locale (${}^l x$, ${}^l y$, ${}^l z$), indicati rispettivamente come ${}^s\mathbf{p}$ e ${}^l\mathbf{p}$.

Lo stesso criterio matematico, illustrato sopra, può essere utilizzato per descrivere un segmento osseo in movimento (cinematica segmentale). Infatti, se la posa di LF è descritta, in ciascun istante di tempo campionato del periodo di osservazione del movimento relativo a GF, conoscendo le sei quantità scalari indipendenti, racchiuse in

sR_l e sO , allora la morfologia del segmento (l) può essere ricostruita nella sua posizione istantanea (${}^s p$) attraverso l'equazione 2.2. E' interessante enfatizzare che questo approccio permette la descrizione della posa di un osso usando solo sei valori numerici, per ciascun istante di campionamento.

La trasformazione di coordinate di punti è la base teorica da cui partire per studiare la cinematica articolare. Essa rappresenta la descrizione del movimento relativo tra due segmenti ossei contigui, il prossimale (p) e il distale (d). Date le matrici di orientamento sR_d e sR_p e i vettori traslazione sO_d e sO_p dei riferimenti locali, associati ai due segmenti rispetto a GF, possono essere ottenute le seguenti espressioni:

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_j &= {}^sR_p \cdot {}^sR_d \\ \mathbf{t}_j &= {}^sR_p \cdot ({}^sO_d - {}^sO_p) \end{aligned} \quad (2.4)$$

dove R_j e t_j sono denominati, rispettivamente, *matrice di orientamento articolare* e *vettore di posizione articolare*. Essi contengono informazioni complete relativamente alla posa del segmento distale rispetto al prossimale e, quindi, alla cinematica articolare. R_j , per sua natura, descrive l'orientamento articolare, prendendo come riferimento la condizione di allineamento dei due sistemi locali coinvolti, ovvero quando $R_j = I$, dove I è la matrice identità.

E' importante che le quantità che descrivono la cinematica articolare siano ripetibili: solo così essa risulta efficace nei suoi ambiti di applicazione. In aggiunta, è preferibile che loro stesse conducano a un'interpretazione che sia coerente con il linguaggio in uso in anatomia funzionale.

Per quanto concerne la ripetibilità, basta affidarsi ai seguenti accorgimenti: dato un orientamento relativo tra due segmenti ossei contigui, il valore delle quantità scalari in R_j e t_j dipende dalla posa relativa dei due sistemi di riferimento locali, solidali con essi. Quindi, per ciascun osso coinvolto nell'analisi, è bene definire una terna cartesiana che possa essere identificata in maniera univoca e ripetibile. Questo requisito è soddisfatto se il set di assi è costruito, seguendo precise regole geometriche, su punti di repere anatomici (AL) selezionati, identificabili, o mediante palpazione, o ricorrendo a immagini a raggi X. La terna cartesiana che ne deriva, prende il nome di *sistema di riferimento anatomico* (AF). Una possibile alternativa alla identificazione di due appropriati AF, uno distale e uno prossimale, è ricorrere ai cosiddetti assi articolari.

Infatti alcune articolazioni, come ginocchio e caviglia, presentano un grado di libertà rotazionale dominante per il quale può essere definito un asse medio di rotazione. Basandosi su questa considerazione e quando applicabile, è possibile costruire un sistema di riferimento anatomico AF, servendosi di questo asse in aggiunta a determinati punti di repere AL. Se esso sia specifico del singolo soggetto come gli AL, o debba essere stimato usando modelli predittivi è ancora argomento di discussione.

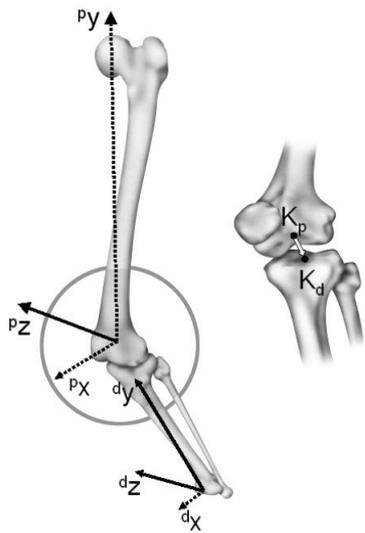


Fig. 2.9 Sistemi di riferimento anatomici prossimale (${}^pX, {}^pY, {}^pZ$) e distale (${}^dX, {}^dY, {}^dZ$) per la descrizione della cinematica articolare. Nell'ipotesi di usare la convenzione di Cardano, le tre rotazioni, rappresentanti i tre gradi di libertà articolari rotazionali, sono pensate avvenire in sequenza attorno agli assi pZ (o dZ) (flesso-estensione), dX (abduzione-adduzione) e dY (rotazione interna-esterna). Sono anche indicati i punti definiti nei riferimenti prossimale (K_p) e distale (K_d), usati per descrivere i gradi di libertà articolari traslazionali.

Affinché siano garantite interpretabilità e consistenza con il linguaggio dell'anatomia funzionale, le sei quantità scalari indipendenti in \mathbf{R}_j e \mathbf{t}_j devono essere tre angoli (tre gradi di libertà rotazionali) e tre lunghezze (tre gradi di libertà traslazionali), definiti rispetto agli assi dati. Diversi sono i metodi che la meccanica classica fornisce per poterle ricavare. Di seguito sono illustrati quelli più in uso.

Gradi di libertà traslazionali

La posizione relativa tra due ossa adiacenti è descritta dal vettore (\mathbf{t}_j^*) unente i punti, K_p e K_d , definiti nei sistemi di riferimento, rispettivamente, prossimale e distale. Se K_p e K_d coincidono con le origini delle due terne di assi, \mathbf{t}_j^* coincide con \mathbf{t}_j . Per garantire la già menzionata ripetibilità, questi due punti di riferimento dovrebbero corrispondere ad AL. Nasce, così, il problema della definizione degli assi anatomici, rispetto ai quali le componenti scalari del vettore \mathbf{t}_j^* dovrebbero essere rappresentate. Per motivi di

confronto e condivisione dei dati, oltre che di interpretazione, conviene standardizzare le terne anatomiche di ciascun segmento osseo [Wu et al., 2002].

Gradi di libertà rotazionali

Partendo da una condizione iniziale di allineamento, AF distale può raggiungere qualsiasi orientamento rispetto ad AF prossimale, passando attraverso tre rotazioni successive, ogni volta attorno a uno dei sei assi, secondo il relativo orientamento corrente. I tre angoli così ottenuti descrivono l'orientamento articolare istantaneo.

Chiamando $\{x_p \ y_p \ z_p\}$ il sistema di assi prossimale e $\{x_d \ y_d \ z_d\}$ il sistema di assi distale, se $\{x_d \ y_d \ z_d\}$ ruota di un angolo α attorno all'asse x_p o x_d , allora la relativa matrice di orientamento sarà:

$$\mathbf{R}_{j\alpha} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Analogamente, le matrici di orientamento ottenute dalle rotazioni attorno agli assi y_p o y_d (β) e z_p o z_d (γ) sono le seguenti:

$$\mathbf{R}_{j\beta} = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix}, \quad (2.6)$$

$$\mathbf{R}_{j\gamma} = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

Queste tre sono definite *matrici di rotazione elementare* [Kane et al., 1983; Fu et al., 1988; Fioretti et al., 1997]. Quindi, come detto sopra, qualsiasi orientamento del riferimento distale rispetto al prossimale può essere pensato come il risultato di tre rotazioni elementari successive ordinate. Una volta che queste si sono verificate, la matrice di orientamento articolare può essere ottenuta usando le seguenti regole [Fu et al., 1988]:

- inizialmente, sia $\{x_p y_p z_p\}$ che $\{x_d y_d z_d\}$ sono pensati come coincidenti, quindi la matrice di orientamento corrisponde a una matrice identità I di dimensione 3×3 ;
- se una rotazione avviene attorno a un asse del riferimento prossimale, allora si deve pre-moltiplicare la matrice di orientamento precedente con l'appropriata matrice di rotazione elementare;
- se una rotazione avviene attorno a un asse del riferimento distale, allora si deve post-moltiplicare la matrice di orientamento precedente con l'appropriata matrice di rotazione elementare.

Quindi, supponiamo per esempio, che le tre rotazioni consecutive avvengano nel seguente ordine: prima attorno all'asse z_p (che coincide con l'asse z_d), poi attorno al corrente orientamento dell'asse x_d e, infine, attorno al corrente orientamento dell'asse y_d . Allora la matrice di orientamento è:

$$\mathbf{R}_j = \left\{ \left[\left(\mathbf{R}_{j\gamma} \cdot \mathbf{I} \right) \cdot \mathbf{R}_{j\alpha} \right] \cdot \mathbf{R}_{j\beta} \right\} \quad (2.8)$$

che può essere scritta come:

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\gamma \cos\beta - \sin\gamma \sin\alpha \sin\beta & -\sin\gamma \cos\alpha & \cos\gamma \sin\beta + \sin\gamma \sin\alpha \cos\beta \\ \sin\gamma \cos\beta + \cos\gamma \sin\alpha \sin\beta & \cos\gamma \cos\alpha & \sin\gamma \sin\beta - \cos\gamma \sin\alpha \cos\beta \\ -\cos\alpha \sin\beta & \sin\alpha & \cos\alpha \cos\beta \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

Da questo sistema di equazioni si ottengono gli angoli α , β , γ come:

$$\begin{aligned} \alpha &= \sin^{-1}(r_{32}) \\ \beta &= \sin^{-1}(-r_{31} / \cos\alpha) \\ \gamma &= \sin^{-1}(-r_{12} / \cos\alpha) \end{aligned} \quad (2.10)$$

Da notare che quando $\alpha = \pm\pi/2$ rad, si verifica una condizione di singolarità nota con il nome di *gimbal-lock*: grandi errori possono verificarsi quando α si avvicina a questi valori. Questa situazione si presenta quando, per determinate rotazioni, due assi del medesimo sistema di riferimento sembrano puntare nella medesima direzione.

In aggiunta, l'ordine della sequenza con cui avvengono le tre rotazioni elementari non può essere mutato. Questo perché la moltiplicazione tra matrici che compare nell'equazione 2.8 non è commutativa.

Se la sequenza di rotazioni coinvolge i tre assi di uno tra i sistemi di riferimento prossimale o distale, si può applicare la convenzione di Cardano o Eulero. In particolare, la sequenza specifica di rotazioni elementari, espressa nell'esempio precedente, scelta fra tutte quelle possibili, è consistente con la cosiddetta convenzione di Grood e Suntay (1983). Si tratta della prima proposta di standardizzazione per la descrizione del movimento angolare delle articolazioni degli arti inferiori. Attraverso un'adatta selezione degli AF, la sopra menzionata condizione di singolarità può essere evitata. Inoltre è così assicurata la desiderata consistenza con il linguaggio dell'anatomia funzionale [Chao, 1980; Grood e Suntay, 1983; Wu et al., 1995; Fioretti et al., 1997; Wu et al., 2002].

Se i due AF sono scelti in maniera tale che gli assi x siano antero-posteriori, gli assi y longitudinali e gli assi z medio-laterali, relativamente ai segmenti ossei coinvolti, allora gli angoli α , β , γ possono essere effettivamente interpretati, rispettivamente, come i gradi di abduzione o adduzione, rotazione interna o esterna e flessione o estensione dell'articolazione, rispetto alla condizione di allineamento iniziale degli AF.

Le tre rotazioni elementari sono anche spesso descritte avvenire attorno a tre assi non ortogonali: l'asse z_p , un asse flottante, ortogonale istantaneamente a z_p e y_d e l'asse y_d [Grood e Suntay, 1983]. E' evidente che quando si verifica la seconda rotazione, l'asse flottante coincide con x_d . Questo aspetto mostra che non ci sono differenze tra i due modi di presentare lo stesso concetto.

E' importante sottolineare che i tre angoli a cui si fa riferimento non descrivono movimenti rotazionali reali. Nonostante essi abbiano significato fisico, rappresentano semplicemente una forma convenzionale e univoca di descrizione degli orientamenti relativi istantanei.

2.4 CONVENZIONI PER LA DEFINIZIONE DEI SISTEMI DI RIFERIMENTO OSSEI E ARTICOLARI

Per la descrizione della cinematica articolare, l'organismo *Standardization and Terminology Committee* (STC) della ISB indica un protocollo standard generale [Wu et

al., 2002]. Esso si basa sul sistema di coordinate articolari avanzato, per la prima volta, da Grood e Suntay nel 1983, in riferimento all'articolazione di ginocchio (Fig. 2.11) e poi preso a modello per lo studio degli altri giunti articolari. Tale proposta ha il vantaggio di descrivere i movimenti articolari in termini rilevanti clinicamente, rendendo gli aspetti biomeccanici più facilmente comprensibili. E' una convenzione che si fonda sullo studio delle rotazioni che avvengono attorno a precisi assi dei riferimenti anatomici, solidali con i segmenti ossei prossimale e distale. In particolare si parla di flesso-estensione, rotazione interna-esterna e ab-adduzione per indicare le rotazioni attorno agli assi, rispettivamente, medio-laterale dell'osso prossimale, prossimo-distale dell'osso distale e flottante ortogonale agli altri due. Le due terne anatomiche sono scelte in maniera tale da avere l'origine in comune. In tal modo, quest'ultima può fungere da punto di riferimento per le traslazioni lineari che si verificano a livello dell'articolazione, a partire da una sua data posizione neutrale.

Per come sono definiti gli assi articolari, la ripetibilità delle rotazioni è in funzione della corretta identificazione delle terne anatomiche di riferimento, a loro volta dipendenti dall'esatto riconoscimento dei reperi anatomici. Un'errata valutazione di questi ultimi si ripercuote sui valori, oltre che degli angoli articolari, anche degli altri parametri cinematici descrittivi del moto articolare, ovvero velocità e accelerazioni lineari e angolari.

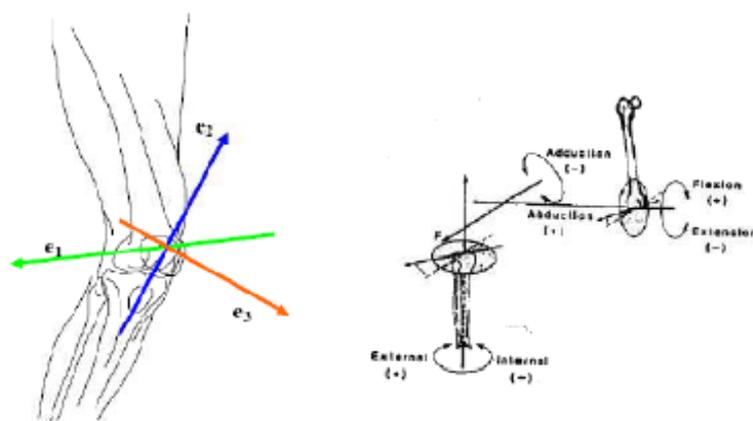


Fig. 2.11 Terna articolare di Grood e Suntay (1983): con e_1 , e_2 , e_3 si indicano, rispettivamente, l'asse medio-laterale del femore, attorno a cui avviene la flesso-estensione, l'asse prossimo-distale della tibia, attorno a cui avviene la rotazione interna-esterna, l'asse flottante, ortogonale sia a e_1 che a e_2 , attorno al quale avviene la ab-adduzione.

I movimenti articolari, come finora delineati, non rendono esplicita la stretta relazione che esiste tra la cinematica e la geometria di un articolazione. Per rendere più chiaro questo legame, bisogna ricorrere a un altro metodo, presente in letteratura, che fornisce una rappresentazione sintetica del moto relativo di un corpo [Woltring et al., 1987]. In particolare, definisce il movimento del segmento distale rispetto al prossimale ad esso adiacente, come costituito da una rotazione attorno e una traslazione lungo un preciso asse (Fig. 2.12). Quest'ultimo, che è univocamente determinato fintanto che la componente rotatoria non si annulla, corrisponde all'asse di rotazione istantaneo dell'articolazione, anche noto come asse elicoidale (o a vite) istantaneo (Instantaneous Helical Axis). La traslazione e la rotazione totali, lungo il percorso di movimento, sono determinate mediante l'integrazione temporale delle velocità istantanee all'IHA, rispettivamente, lineari e angolari, a partire da un istante di tempo iniziale. Questi due parametri cinematici, assieme a posizione e orientamento dell'asse di rotazione stesso, sono stimati attraverso filtraggio e interpolazione di dati grezzi da stereofogrammetria o elettrogoniometria. Tali operazioni si realizzano attraverso l'uso di splines naturali, ottimamente regolarizzate, di ordine sufficientemente elevato. La loro applicazione ha lo stesso effetto di un classico filtro di Butterworth, nell'ipotesi di segnale passa-basso con rumore additivo bianco e larghezza di banda piccola quanto serve, per assicurare una perdita trascurabile del segnale stesso. Ricorrere a tali elaborazioni dei dati cinematici evita che, errori ingenti si propaghino poi nella stima del cosiddetto asse elicoidale finito (Finite Helical Axis), ovvero dell'approssimazione al finito dell'IHA. In seguito è riportata la procedura di calcolo per descrivere la cinematica istantanea di un corpo rigido.

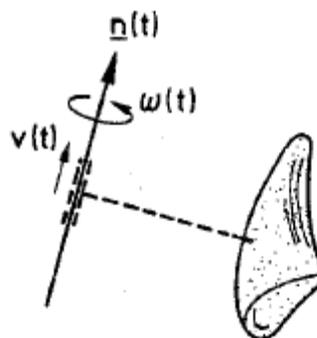


Fig. 2.12 Asse elicoidale istantaneo. I parametri $n(t)$, $v(t)$ e $w(t)$ indicano, rispettivamente, direzione dell'asse, velocità lineare e angolare del movimento istantaneo.

Da una sequenza di assi elicoidali finiti o istantanei, nota con il nome di assoide, può essere calcolato l'asse ad essa più vicino nel senso dei minimi quadrati. Quest'ultimo è denominato asse elicoidale medio (Mean Helical Axis) ed è definito dai relativi parametri, lineari e angolari (posizione, direzione e velocità) che caratterizzano il moto articolare. In sostanza, l'MHA è un asse con direzione ottimizzata che passa per il pivot di rotazione media di tutti gli IHA/FHA. Si tratta di un punto centrale che mostra la più piccola distanza quadratica media da ogni IHA/FHA. I valori quadratici medi delle distanze, lineare (d_{eff}) e angolare (X_{eff}), tra l'MHA e il set di IHA/FHA, danno un'idea della dispersione, rispettivamente, lineare e angolare dell'assoide [Woltring, 1990].

Sia IHA, che FHA e MHA sono metodi ampiamente utilizzati per descrivere il cambiamento tra configurazioni successive delle articolazioni degli arti inferiori. La loro applicazione comporta notevoli vantaggi rispetto alla convenzione euleriana. Forniscono, infatti, una descrizione del movimento spaziale indipendente dal sistema di coordinate scelte, in quanto rotazioni e traslazioni sono invarianti rispetto alla trasformazione di coordinate. Inoltre, posizione e direzione di ciascun asse sono definite rispetto a un sistema di coordinate, ma possono anche venire espresse relativamente ai reperi anatomici dell'articolazione in questione. In quest'ultimo caso, la precisa identificazione della tripletta di assi di riferimento acquisisce un'importanza minore. In aggiunta, le traslazioni assumono un reale significato fisico nello spazio tridimensionale. Tutti e tre i metodi descrittivi comportano, comunque, anche aspetti negativi. Infatti gli assi elicoidali non sono definiti per le traslazioni pure e i relativi parametri di posizione e direzione sono altamente suscettibili a errori di misura, se le rotazioni sono piccole. Inoltre i dati grezzi da cui derivano gli assi di rotazione, nonostante la sufficiente accuratezza degli strumenti di misura e la riduzione del rumore, non sono sempre consistenti. Questa bassa riproducibilità è probabilmente attribuibile alle variazioni dei movimenti spaziali tra soggetti di uno stesso studio. D'altro canto però, se questo è il problema, la soluzione ad assi elicoidali conformi sta nel ricercare schemi motori affini. Infine, critica è la "leggibilità" clinica nei termini delle rotazioni elementari.

2.5 PROTOCOLLO STANDARD PER LA DEFINIZIONE DEL SISTEMA DI RIFERIMENTO DEL COMPLESSO ARTICOLARE DI CAVIGLIA

Il movimento del complesso di caviglia è definito come il moto relativo del piede rispetto alla gamba. Coinvolge, perciò, i segmenti ossei di tibia/fibula e di calcagno, entrambi assunti come corpi rigidi. Su di essi è possibile identificare specifici reperi anatomici, che permettono di individuare due distinti sistemi di coordinate, a partire dai quali poi definire la terna articolare come proposto da Grood e Suntay. Di seguito è riportato, in dettaglio, il protocollo generale da seguire per stabilire il sistema di riferimento del complesso di caviglia, completo anche di indicazioni per determinare i piani anatomici del segmento tibia-fibula e la configurazione neutrale del complesso articolare di caviglia.

Punti di reperi anatomici:

- **MM:** apice del malleolo mediale;
- **LM:** apice del malleolo laterale;
- **MC:** punto più mediale sul margine del condilo tibiale mediale;
- **LC:** punto più laterale sul margine del condilo tibiale laterale;
- **TT:** tuberosità tibiale;
- **IM:** punto inter-malleolare localizzato a metà della distanza tra MM e LM;
- **IC:** punto inter-condilare posizionato a metà della distanza tra MC e LC.

Definizione dei piani anatomici standard del segmento tibia-fibula:

- **Piano frontale:** piano contenente i punti IM, MC, LC;
- **Piano torsionale:** piano contenente i punti IC, MM e LM;
- **Piano sagittale:** piano perpendicolare al piano frontale e contenente l'asse lungo della tibia/fibula, ovvero la linea che connette i punti IC e IM;
- **Piano trasverso:** piano mutualmente perpendicolare ai piani frontale e sagittale.

Definizione della configurazione neutrale del complesso articolare di caviglia:

- **Dorsi-plantarflessione neutrale:** zero gradi tra l'asse lungo della tibia-fibula e la linea perpendicolare alla faccia plantare del piede, proiettata sul piano sagittale della tibia-fibula;

- **Inversione-eversione neutrale:** zero gradi tra l'asse lungo della tibia-fibula e la linea perpendicolare alla pianta plantare del piede, proiettata sul piano frontale della tibia-fibula;

- **Rotazione interna-esterna neutrale:** zero gradi tra la linea perpendicolare al piano frontale della tibia-fibula e l'asse lungo del secondo metatarso, proiettato sul piano trasverso della tibia-fibula.

Sistema di riferimento anatomico della tibia-fibula (XYZ) (Fig. 2.13):

- **O:** origine coincidente con IM;
- **Z:** asse congiungente MM e LM e diretto verso destra;
- **X:** asse perpendicolare al piano torsionale della tibia-fibula e diretto anteriormente;
- **Y:** asse perpendicolare a X e Z, diretto prossimalmente.

Sistema di riferimento anatomico del calcagno (xyz):

- **o:** origine coincidente con quella del sistema di coordinate della tibia-fibula (O) in configurazione neutrale;
- **y:** asse coincidente con l'asse lungo della tibia-fibula, in configurazione neutrale, e diretto prossimalmente;
- **x:** asse perpendicolare al piano frontale della tibia-fibula, in configurazione neutrale, e diretto anteriormente;
- **z:** asse perpendicolare a x e y e diretto verso destra.

Sistema di coordinate e movimenti del complesso articolare di caviglia (Fig. 2.13):

- **e1:** asse solidale alla tibia-fibula e coincidente con l'asse Z del relativo sistema di coordinate.

Rotazione (α): dorsiflessione (positiva) o plantarflessione (negativa)

Traslazione (qI): mediale (negativa) o laterale (positiva);

- **e3:** asse solidale al calcagno e coincidente con l'asse y del relativo sistema di coordinate.

Rotazione (γ): rotazione interna (positiva) o rotazione esterna (negativa).

Traslazione (q_3): prossimale (positiva) o distale (negativa). Tali spostamenti corrispondono rispettivamente alla compressione e alla distrazione;

- e_2 : asse flottante, perpendicolare a e_1 e e_3 .

Rotazione (β): inversione (positiva) o eversione (negativa).

Traslazione (q_2): anteriore (positiva) o posteriore (negativa).

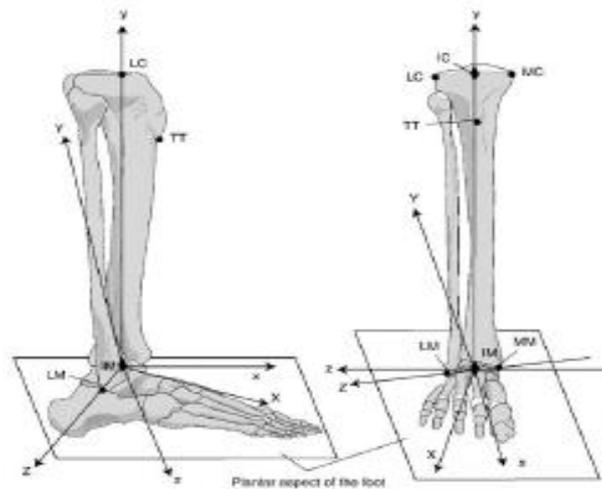


Fig. 2.13 Rappresentazione dei sistemi di coordinate di tibia-fibula (XYZ) e di calcagno (xyz), con il complesso articolare di caviglia in posizione neutrale.

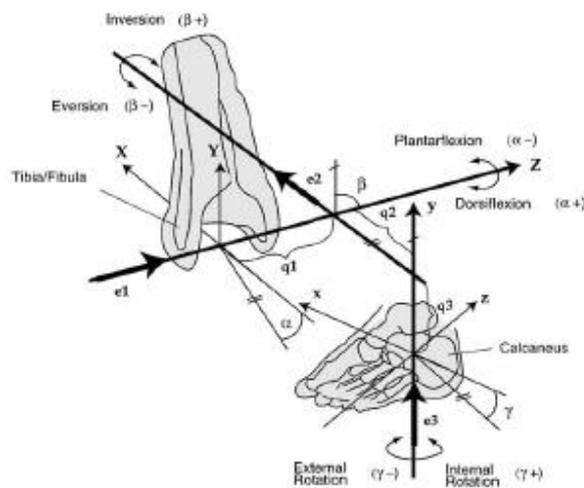


Fig. 2.13 Rappresentazione del sistema di coordinate articolari per il complesso di caviglia dell'arto inferiore destro.

2.6 CINEMATICA ISTANTANEA DI UN CORPO RIGIDO

Siano E^x un sistema di coordinate fissato a un corpo rigido, E^y un sistema di riferimento globale, \underline{x} e $\underline{y}(t)$ i vettori posizione, in E^x e in E^y , di alcuni punti x del corpo stesso in movimento. Allora la relazione tra \underline{x} e $\underline{y}(t)$ può essere espressa dalla seguente relazione:

$$\underline{y}(t) = \mathbf{R}(t) \cdot \underline{x} + \underline{p}(t) \quad (2.11)$$

dove $\underline{p}(t)$ è la posizione istantanea dell'origine di E^x in E^y , e $\mathbf{R}(t)$ è la matrice di orientamento istantanea di E^x in E^y . $\mathbf{R}(t)$ è ortonormale, cioè:

$$\mathbf{R}(t)^T \cdot \mathbf{R}(t) = \mathbf{R}(t) \cdot \mathbf{R}(t)^T = \mathbf{I} \quad (2.12)$$

L'IHA può essere definito come il luogo di tutti i punti $\{x\}$ con minima velocità $|\underline{y}(t)'|$, dal momento che la componente di rotazione in $\underline{y}(t)'$ si annulla per tutti i punti sull'IHA (le componenti traslazionali e rotazionali sono tra loro perpendicolari).

Ricavando \underline{x} dalla (2.11) si ottiene:

$$\underline{x} = \mathbf{R}(t)^T \cdot \{ \underline{y}(t) - \underline{p}(t) \} \quad (2.13)$$

Differenziando la (2.11) e sostituendo ad essa la (2.13) risulta:

$$\underline{y}(t)' = \mathbf{R}(t)' \mathbf{R}(t)^T \cdot \{ \underline{y}(t) - \underline{p}(t) \} + \underline{p}(t)' \quad (2.14)$$

dove l'apice indica l'operazione di derivata prima.

Il prodotto $\mathbf{R}(t)' \mathbf{R}(t)^T$ è una matrice emisimmetrica [Waltring et al., 1985]. Il vettore assiale $\underline{\omega}(t)$ di questa matrice è noto come vettore di velocità istantanea di rotazione o angolare. $\underline{\omega}(t)$ ha ampiezza $\omega(t)$ e direzione data dal versore $\underline{n}(t)$:

$$\underline{\omega}(t) = \{ \underline{\omega}(t)^T \cdot \underline{\omega}(t) \}^{1/2}, \quad \underline{n}(t) = \underline{\omega}(t) / \omega(t) \quad (2.15)$$

La relazione 2.14 può essere espressa in forma di prodotto-vettoriale (*) come:

$$\underline{y}(t)' = \underline{\omega}(t) * \{ \underline{y}(t) - \underline{p}(t) \} + \underline{p}(t)' \quad (2.16)$$

La posizione dell'IHA si ottiene dalla minimizzazione di $|\underline{y}(t)'|^2$. Svolgendo i calcoli si giunge alla seguente equazione differenziale:

$$\mathbf{Q} \cdot \{ \underline{\mathbf{y}}(t) - \underline{\mathbf{p}}(t) \} = \underline{\boldsymbol{\omega}}(t) * \underline{\mathbf{p}}(t)', \quad \mathbf{Q} = \boldsymbol{\omega}^2(t) \cdot \mathbf{I} - \underline{\boldsymbol{\omega}}(t) \cdot \underline{\boldsymbol{\omega}}(t)' \quad (2.17)$$

Quest'ultima conduce a una serie di soluzioni, essendo Q singolare. Per $\boldsymbol{\omega}(t) \neq 0$, Q ha rango 2, con $\underline{\boldsymbol{\omega}}(t)$ come vettore nullo. Quindi, per i punti per cui $\underline{\mathbf{y}}(t) = \underline{\mathbf{s}}(t)$, l'IHA può essere parametricamente rappresentato dalla retta $\underline{\mathbf{s}}(t) + \lambda \cdot \underline{\mathbf{n}}(t)$. Una scelta conveniente per $\underline{\mathbf{s}}(t)$ è la proiezione di $\underline{\mathbf{p}}(t)$ sull'IHA. Questo aspetto introduce la condizione aggiuntiva:

$$\underline{\boldsymbol{\omega}}(t)^T \cdot \{ \underline{\mathbf{s}}(t) - \underline{\mathbf{p}}(t) \} = \mathbf{0} \quad (2.18)$$

Dalla combinazione della (2.17) e della (2.18) si ottiene la seguente relazione esplicita per $\underline{\mathbf{s}}(t)$:

$$\underline{\mathbf{s}}(t) = \underline{\mathbf{p}}(t) + \underline{\boldsymbol{\omega}}(t) * \underline{\mathbf{p}}(t)' / \boldsymbol{\omega}^2(t) \quad (2.19)$$

Proiettando $\underline{\mathbf{y}}(t)'$ su $\underline{\mathbf{n}}(t)$ si ricava, invece, la traslazione istantanea o velocità di spostamento $\underline{\mathbf{v}}(t)$ lungo l'IHA:

$$\underline{\mathbf{v}}(t) = \underline{\mathbf{n}}(t)^T \cdot \underline{\mathbf{p}}(t)' \quad (2.20)$$

Data la posizione $\underline{\mathbf{p}}(t)$, la relativa velocità $\underline{\mathbf{p}}(t)'$ e, la velocità angolare $\underline{\boldsymbol{\omega}}(t)$, l'IHA è completamente determinato dalla sua posizione $\underline{\mathbf{s}}(t)$ e dalla sua direzione $\underline{\mathbf{n}}(t)$. L'entità del movimento istantaneo è legato alla velocità lineare $\underline{\mathbf{v}}(t)$ e a quella angolare $\boldsymbol{\omega}(t)$. L'IHA diventa, però, indefinito per $\boldsymbol{\omega}(t)$ tendente a zero, ovvero per velocità angolari molto piccole.

2.6.1 ASSE ELICOIDALE ISTANTANEO (IHA)

E' una tecnica usata per rappresentare lo stato istantaneo di moto rotatorio di un corpo rigido. Il cambio di posa istantaneo è rappresentato attraverso le velocità istantanee lineare e angolare, rispettivamente lungo e attorno a un singolo asse istantaneo, definito dalla posizione $\underline{\mathbf{s}}$ e dalla direzione $\underline{\mathbf{n}}$, entrambe calcolate per quel preciso istante di tempo. Per come definito, questo metodo rappresenta bene i movimenti continui e non necessita di ampi cambi di posa. Inoltre fornisce una rappresentazione efficace della reale complessità del moto, ma è eccessivamente sensibile ad errori di misura dei gradi

di libertà, se non appropriatamente filtrati e, per quanto già detto, la sua affidabilità crolla per velocità di rotazione basse.

2.6.2 ASSE ELICOIDALE FINITO (FHA)

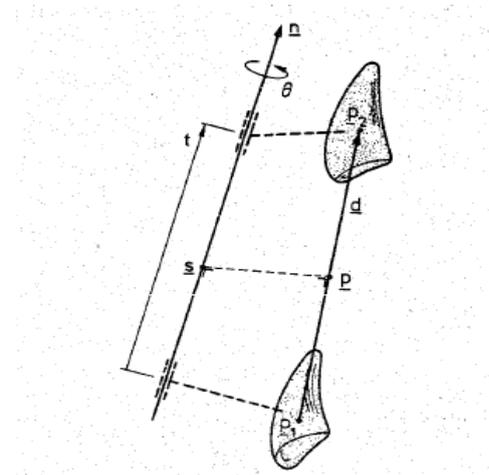


Fig. 2.14 Asse elicoidale finito. I suoi parametri sono: il versore di direzione unitaria (\underline{n}), il vettore posizione dell'asse (\underline{s}), l'angolo di rotazione attorno all'asse (θ), la traslazione lungo l'asse (t).

E' un metodo descrittivo del moto discreto di un corpo rigido tra due pose successive p_1 e p_2 (Fig. 2.14). I presupposti per la sua applicazione sono gli stessi visti per l'IHA, solo che si ragiona in termini di discretizzazione dell'intervallo di osservazione del movimento. Al contrario dell'IHA, è molto sensibile ad errori di misura dei gradi di libertà, in caso di micro rototraslazione, mentre è affidabile per ampi cambi di posa. Inoltre è matematicamente ineccepibile e sintetico, e fornisce una stima del vero e proprio asse di rotazione.

2.6.3 ASSE ELICOIDALE MEDIO (MHA)

Si tratta di una tecnica per la rappresentazione concisa della successione di stati istantanei di moto rotatorio di un corpo rigido. Si basa sull'idea di sintetizzare una sequenza finita di assi di istantanea rotazione con un asse elicoidale medio (Fig. 1.28). Quest'ultimo, insieme con i relativi dati di dispersione del set di IHA, permette un'ottima rappresentazione sintetica del tipo di movimento articolare. Derivando dall'IHA, è critica però la sua stima nel caso di velocità di rotazioni basse.

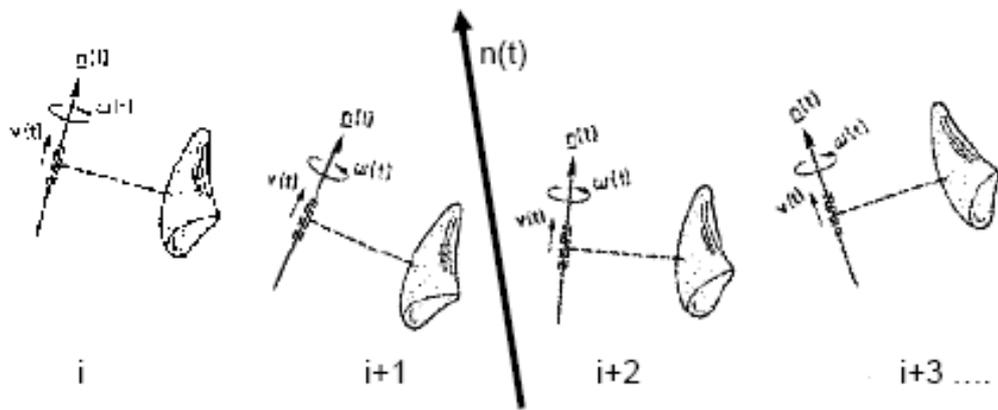


Fig. 2.15 Parametri descrittivi dell'asse elicoidale medio.

2.7 LE PIU'COMUNI FONTI DI ERRORE NELLE MISURE CINEMATICHE

L'accuratezza delle misure cinematiche è legata alla definizione delle terne anatomiche di riferimento, talora basate sull'identificazione di reperi anatomici. Questi sono punti arbitrari all'interno di aree ossee, vaste e irregolari, spesso soggette a singolarità morfologiche, a cui sono sovrapposti tessuti molli e deformabili. Questo aspetto rende la loro individuazione, tramite palpazione manuale, soggetta a variabilità intra-operatore. I diversi livelli di familiarità, che i singoli individui hanno con la tecnica di calibrazione, provocano poi ulteriori difformità: si parla in tal caso di variabilità inter-operatore. In aggiunta, si devono mettere in conto errori strumentali dovuti ai dispositivi di acquisizione dei punti corporei, come telecamere all'infrarosso, nel caso della tecnica stereofotogrammetrica. Tutti questi aspetti si propagano a catena alla stima della cinematica e della dinamica articolare, quando l'analisi del movimento avviene in vivo. Quando, invece, si esegue una sessione sperimentale in vitro, ovvero su reperto anatomico cadaverico, l'applicazione di un grado elevato di invasività rende possibile accedere direttamente alle superfici ossee, minimizzando, così, l'artefatto attribuibile ai tessuti deformabili.

CAPITOLO 3: PATOLOGIE DELLA CAVIGLIA E TRATTAMENTI

In questo capitolo verranno presentate le principali patologie che colpiscono l'articolazione di caviglia: l'artrosi e l'artrite reumatoide.

Faranno seguito i principali trattamenti chirurgici utilizzati ad oggi, l'atrodesi e la sempre più sviluppata artroplastica totale di caviglia, anche definita con l'acronimo TAR ovvero Total Ankle Replacement.

3.1 CARATTERISTICHE DELLE SUPERFICI ARTICOLARI

Tibia e astragalo sono organi statici che, articolandosi tra loro per contiguità, consentono ampi movimenti del piede rispetto alla gamba, sui tre piani anatomici del corpo (vedi paragrafo 2.1 del Capitolo 2).

L'articolazione di caviglia è uno snodo dinamico che rientra, perciò, nella categoria delle articolazioni “mobili” e, come tale, le sue superfici articolari presentano determinate caratteristiche (Fig. 3.1). Situate all'interno della capsula articolare sono rivestite da uno strato di cartilagine periferica che permette lo scivolamento tra i due capi ossei, tra i quali è interposta una cavità piena di liquido (liquido sinoviale). La cartilagine articolare è un tessuto elastico, quindi soffice, compressibile, estensibile e deformabile, di colore bianco perlaceo. E' formato da cellule tondeggianti, i condrociti, che secernono una sostanza costituita da fibre di elastina e di collagene, formata principalmente da acqua e priva di sali minerali. E' poco vascolarizzato e l'unico apporto di nutrimento ai condrociti avviene per diffusione, un processo lento e molto meno efficace della circolazione sanguigna. Questo aspetto spiega perché le sue capacità rigenerative sono bassissime. Il liquido sinoviale è secreto dalla membrana sinoviale a diretto contatto con la cartilagine articolare, di cui rappresenta l'unica fonte di nutrimento. Ha funzione ammortizzante e facilita lo scorrimento tra le due superfici articolari. E' in continuo scorrimento dentro l'articolazione: a seconda dei movimenti e dei carichi viene assorbito o rilasciato dalle cartilagini e dalla membrana sinoviale, con effetto a spugna.

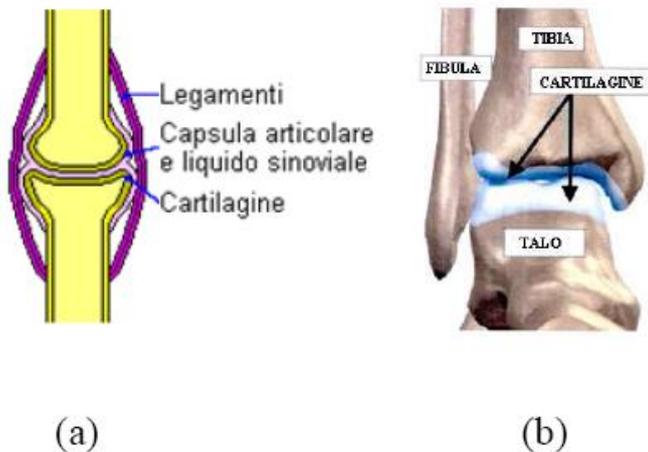


Fig.3.1 (a): elementi costituenti un articolazione mobile con riferimento specifico al ginocchio; (b) articolazione di caviglia: è posta in evidenza la cartilagine ialina che riveste le superfici articolari dei capi ossei di tibia e talo.

Muscoli (principalmente peroneo lungo e tibiale posteriore) e legamenti, assieme alla capsula articolare, contribuiscono a rendere stabile l'articolazione. Ulteriori elementi stabilizzatori passivi della caviglia, in direzione medio-laterale, sono anche quelli di natura scheletrica, ovvero i malleoli mediale e laterale.

3.2 PATOLOGIE ALLA CAVIGLIA

L'articolazione tibiotarsica, per la sua particolare collocazione anatomica, è il punto su cui convergono notevoli sollecitazioni. Durante una normale passeggiata la forza di compressione assiale esercitata su di essa supera di quattro volte il peso corporeo. Il carico che agisce tangenzialmente ne rappresenta circa l'80%. Risulta, quindi, un vettore forza sul giunto tibio-talare inclinato posteriormente all'asse tibiale (Fig. 3.2). Da queste considerazioni biomeccaniche si capisce perché la caviglia sia considerata il distretto corporeo più facilmente soggetto a lesioni compromettenti la specifica funzionalità articolare. Comunemente note come patologie, pur essendo di tipologia differenti, esse sono tutte riconducibili principalmente a due grandi famiglie: le **patologie acute di origine traumatica** e quelle **crniche di natura degenerativa**. Tra le prime, le più frequenti sono la frattura e la distorsione dell'articolazione, con eventuale stiramento o rottura dei legamenti e danneggiamento delle cartilagini. Esse sono associate all'instabilità biomeccanica della postura che il corpo assume quando le oscillazioni dovute ai movimenti, alla corsa e al terreno irregolare, lo discostano dalla

condizione di equilibrio. Le seconde, classificabili come “Artropatie Degenerative”, sono caratterizzate da un progressivo danneggiamento delle cartilagini articolari, con conseguente forte dolore e riduzione di mobilità alla caviglia.

A seconda dell’origine infettiva oppure meccanica di questo processo degenerativo, si distingue tra **artrite reumatoide** e **artrosi**. Entrambe rappresentano i fattori principali che nel corso degli ultimi anni hanno orientato la chirurgia ortopedica verso tecniche chirurgiche dette “curative”. Si tratta di interventi cruenti miranti ad eliminare il dolore e, possibilmente, a recuperare totalmente la funzionalità articolare attraverso la sostituzione di parti ossee ed articolari con materiali compatibili con il corpo umano.

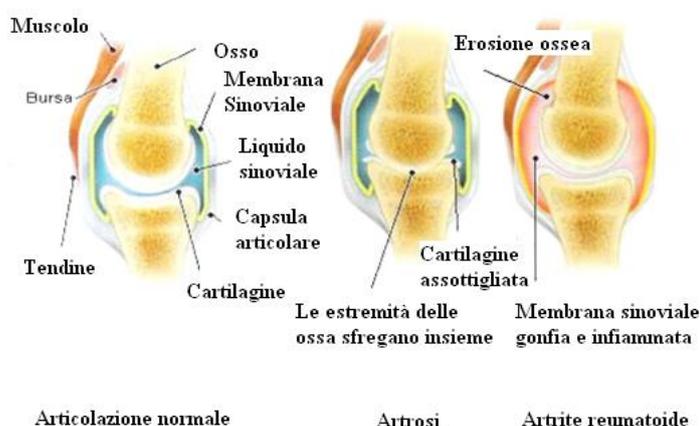


Fig.3.2 Confronto tra un’articolazione normale (a sinistra), articolazioni artrosica (al centro) e affetta da artrite reumatoide (a destra): esempio specifico per il ginocchio.

3.2.1 L’ARTROSI

L’artrosi, chiamata anche *osteoartrosi*, è una malattia articolare cronica di tipo degenerativo non infiammatorio, a localizzazione mono-poliarticolare, con alterazioni a carico della cartilagine e formazione reattiva di tessuto osseo a livello subcondrale e dei margini articolari (Fig. 3.2). In altre parole, essa comporta la progressiva perdita delle strutture anatomiche costituenti l’articolazione, in particolare della cartilagine. Non è ancora stato chiarito se la lesione primitiva interessi direttamente la cartilagine o l’osso che si trova appena sotto di essa.

La prevalenza dell'artrosi è direttamente correlata all'età: è presente nella maggioranza degli esseri umani al quarantesimo anno di età e nella quasi totalità dei settantenni, con un picco di massima incidenza fra i 75 ed i 79 anni. Prima dei 45 anni il più affetto da tale disturbo è il sesso maschile, dopo tale età è invece il sesso femminile. Nonostante solo una minoranza degli affetti lamenti disturbi, l'osteoartrosi è la causa più importante di dolore e di invalidità per malattie articolari. In Italia infatti ne soffrono più di 4 milioni di individui.

Teoricamente ogni articolazione può essere interessata da un processo artrosico, anche se sono presenti sedi più frequentemente colpite. E' il caso ad esempio della colonna vertebrale, dell'anca, del ginocchio, delle dita delle mani e dei piedi.

La causa dell'artrosi è sconosciuta, per cui si pensa che la malattia sia multifattoriale, cioè provocata da più cause compresenti. Si può affermare in generale che lo stato di equilibrio articolare è mantenuto da un carico normale esercitato su una cartilagine normale, quindi tutti i fattori capaci di modificare questo stato possono essere considerati fattori di rischio. Lo squilibrio può derivare dall'influenza abnorme dei fattori che agiscono sul carico (sollecitazioni meccaniche, obesità, malformazioni, traumi e microtraumi) o sulla cartilagine (infiammazione, predisposizione genetica, disordini metabolici, invecchiamento) o su entrambi. Il numero di aspetti che intervengono, le loro entità e durata d'azione determinano la gravità del processo degenerativo. Si distingue, pertanto, tra *artrosi primaria* e *artrosi secondaria*.

L'artrosi primaria, la cui causa è ancora sconosciuta, si presenta più frequentemente nelle donne e nei malati di diabete. L'obesità accelera il processo patologico ma, probabilmente, non è determinante per la sua comparsa.

L'artrosi secondaria può essere conseguente sia a lesioni, sia a malattie articolari. In questo caso l'evento scatenante iniziale può essere rappresentato da un trauma. E' il caso di fratture passate delle superfici articolari con danni estesi anche alla cartilagine, lesioni legamentose e lussazioni, usura da abuso dell'articolazione o per incongruità dei capi articolari, danni vascolari, alterata innervazione, cause endocrine. In questo senso, possono essere fattori influenzanti anche le infezioni e l'artrite reumatoide.

L'artrosi si manifesta inizialmente con un rammollimento e un appiattimento nella sede di massimo appoggio delle cartilagini opposte. Questa prima lesione comporta l'attivazione dei condrociti con conseguente formazione accelerata di nuove fibre di

collagene, più sottili e disorganizzate rispetto alla norma, e liberazione in sede di enzimi degradativi. Si instaura, così, una sorta di automantenimento di un processo cronico di infiammazione modesta e di distruzione della struttura cartilaginea. Durante i movimenti articolari, il liquido sinoviale che bagna quest'ultima si insinua all'interno dei suoi anfratti, provocandone la frattura.

Sin dal primo periodo di sofferenza articolare si verificano, nelle zone meno sottoposte a carico, ovvero ai margini dell'articolazione, delle nuove formazioni di osso chiamate *osteofiti*. Essi si sviluppano tanto di più quanto più lento è il decorso dell'osteoartrosi e sono considerati un tentativo inadeguato di riparazione ossea.

Le microfratture, l'infiammazione della capsula che riveste l'articolazione, gli osteofiti e l'incongruenza articolare si sommano come cause di dolore. Quando la degenerazione è così avanzata che la morte dei condrociti e la distruzione della cartilagine non possono più essere bilanciate dalle capacità riparative delle cellule residue, sopravviene lo stadio ultimo d'instabilità e distruzione articolare con invalidità irreversibile.

Dolore, limitazione funzionale, rigidità articolare soprattutto al risveglio, sono tratti comuni di un'articolazione artrosica. L'artrosi è un fenomeno che non può essere arrestato: il suo decorso è lentamente progressivo e invalidante. Le lesioni ossee sono irreversibili ma il dolore può essere intermittente, con fasi di riacutizzazione e fasi di benessere. Inoltre spesso diminuisce con il progredire della malattia, lasciando spazio a deformità permanenti.

3.2.2 L'ARTRITE REUMATOIDE

L'artrite reumatoide è una malattia infiammatoria cronica, sistemica ed invalidante, con eziologia non chiaramente definita, ma verosimilmente di origine autoimmune (Fig. 3.2). A questo riguardo, alcuni studi attribuiscono la sua origine all'incapacità dell'organismo di produrre abbastanza anticorpi, utili ad evitare ai virus l'entrata nelle articolazioni, provocando quindi infiammazione e dolore articolare. Altri la associano all'incapacità degli anticorpi stessi di distinguere i virus dalle cellule sane, con conseguente azione distruttiva su entrambe. Un'altra possibile causa di scatenamento della patologia è associata all'azione di microrganismi. Questi, introducendosi

dall'esterno attraverso ferite, giungono a livello articolare mediante la circolazione sanguigna.

L'artrite reumatoide colpisce prevalentemente le articolazioni simmetriche, ma anche tendini, sinovia, muscoli, borse ed altri tessuti dell'organismo. E' da due a tre volte più frequente nelle donne rispetto agli uomini e, in generale, insorge ad un'età compresa tra i 40 ed i 60 anni. Colpisce l'1-2% della popolazione, per cui è meno comune dell'artrosi.

Sebbene l'articolazione tibiotarsica possa essere, nell'ambito del piede, la prima sede di evidenti alterazioni reumatoidi, ciò è poco frequente. In particolare, la loro insorgenza è spesso conseguente a trauma pregresso, in genere una frattura. Più spesso il coinvolgimento della tibiotarsica da parte dell'artrite reumatoide, segue quello delle articolazioni del piede. Il danno di queste ultime può causare un atteggiamento del piede in inversione-eversione con usura delle superfici articolari.

La malattia articolare in questione esordisce con un'inflammazione della membrana sinoviale (rivestimento interno alle articolazioni) associata alla deposizione di proteine (fibrina). Come effetto si ha un aumento di liquido sinoviale che, riversandosi a livello dell'articolazione, ne comporta un gonfiore diffuso. Il perdurare della flogosi porta ad una crescita di tessuto infiammatorio verso il centro dell'articolazione, con successiva espansione ai tendini e ai legamenti circostanti. Il processo degenerativo interessa anche la cartilagine articolare che viene erosa in profondità, con interessamento dell'osso sottostante e formazione di cisti. Con il passare del tempo la flogosi cronicizza, con passaggio da tessuto infiammatorio a tessuto fibroso o cicatriziale. Il conseguente ispessimento dei tessuti intrarticolari, associato alla degenerazione cartilaginea e al gonfiore, riduce sensibilmente la mobilità articolare, provocando dolore e instabilità. La non più normale interazione tra ossa, legamenti e muscoli riduce gravemente la libertà di movimento dell'individuo e, conseguentemente, inficia sulla sua capacità lavorativa. La rilevanza di tale problema è in forte crescita soprattutto negli ultimi anni, dato l'aumento costante dell'aspettativa di vita. A ciò si aggiunge una sempre maggior incidenza dell'obesità che, soprattutto nei paesi occidentali, rappresenta un altro importante fattore di criticità.

3.3 LA TERAPIA FARMACOLOGICA, FISICA E L'ORTESI

La terapia delle patologie croniche di natura degenerativa, in generale, mira a rallentare e a far regredire il corso della malattia, o perlomeno, a ridurre oppure eliminare i disturbi da essa provocati. E' possibile classificare i trattamenti anti-artrosi e anti-artrite in tre gruppi: farmacologico, fisiatrico e ortopedico.

La terapia farmacologica è essenzialmente sintomatica in quanto una terapia "causale" mirata a proteggere e riparare le cartilagini articolari ad oggi non è ancora disponibile. I sintomi da alleviare o meglio eliminare con i medicinali sono il dolore e l'infiammazione, dunque si ricorre ad analgesici e antinfiammatori.

La terapia fisica impiega nella pratica clinica mezzi di varia natura (luce, acqua, calore ed elettricità). Questi, applicati al corpo, hanno effetti antidolorifici, di rilasciamento muscolare ed infine antinfiammatori, diretti sulle articolazioni attraverso, lo stimolo ad un maggiore afflusso di sangue (con conseguente apporto di ossigeno).

L'ortesi è un tipo di cura che si basa sull'impiego di dispositivi per proteggere, correggere, far riposare le articolazioni compromesse. Nel caso della caviglia, frequente, è il ricorso a tutori di vario materiale, apparecchi gessati e scarpe ortopediche per riequilibrare il peso del corpo sui piedi. Anche l'applicazione delle cosiddette "trazioni" è una valida indicazione ortopedica per allontanare lentamente i capi articolari, affinché non vi sia usura, e rilasciare contemporaneamente i muscoli vicini.

Qualunque sia il tipo di trattamento non-invasivo scelto, esercizi di rafforzamento muscolare e di mobilizzazione attiva, seguiti da una diminuzione del carico sull'articolazione compromessa, sono semplici, ma utili accorgimenti per alleviare i sintomi e ritardare il processo degenerativo.

3.4 IL TRATTAMENTO CHIRURGICO

Solo una piccola percentuale (10-15%) delle caviglie reumatoidi e artrosiche richiede un intervento chirurgico. L'indicazione principale a questo tipo di trattamento è il dolore persistente, confermato dalla difficoltà a camminare del soggetto. Le procedure operative principali in questo ambito sono l'artrodesi e l'artroplastica.

3.4.1 L'ARTRODESI

L'artrodesi (TAA, dalla definizione inglese **T**otal **A**nkle **A**rthrodesis) è considerato tuttora il trattamento chirurgico di scelta per soggetti affetti da gravi erosioni delle superfici articolari di caviglia [McGuire et al. 1988; Piriou et al. 2008].

Consiste nella fusione dei capi articolari, con conseguente diminuzione della mobilità articolare.

La fusione di caviglia rimuove le superfici soggette ad attrito da movimento e consente alla tibia di crescere assieme all'astragalo. Ci sono operazioni per molte articolazioni del corpo che chirurgicamente fondono l'articolazione per controllare il dolore e prima dello sviluppo di articolazioni artificiali questa era la procedura primaria disponibile per trattare un'articolazione estremamente dolorosa, ancora oggi in alcuni casi, la fusione è ancora la scelta migliore.

Per la caviglia la fusione è un'ottima soluzione funzionale per il trattamento di una giuntura usurata. Questo è particolarmente vero se il paziente è giovane e molto attivo, una fusione della caviglia, se ha successo, non ha il pericolo di muoversi e dislocarsi, come una caviglia artificiale. Molto importante è che le altre articolazioni del piede siano sane, una fusione impedisce alla caviglia di muoversi durante la deambulazione e durante altre attività, perciò sarà necessario che le altre articolazioni del piede abbiano una buona mobilità per sopperire a ciò.

Diverse procedure differenti sono state sviluppate per eseguire una fusione di caviglia, anche se il metodo di base in ciascuna operazione rimane lo stesso: il metodo più comune consiste nel far un'incisione attraverso la pelle per mettere a nudo l'articolazione, il chirurgo rimuove le superfici della cartilagine articolare della caviglia ed è molto importante che gli angoli delle superfici siano corretti (quando la tibia è direttamente a contatto contro l'astragalo, il piede dovrebbe essere ad angolo retto rispetto alla gamba). Una volta che i tagli sono stati fatti le ossa devono essere tenute in posizione per permetterne la fusione e questo può essere facilitato utilizzando viti metalliche. Le viti rimangono di solito sotto la pelle e non vengono rimosse se non cominciano a causare dolore. In alcuni casi, in particolare se la fusione è stata fatta a causa di un'infezione o di una fusione iniziale fallita, viene usato un apparecchio chiamato fissatore esterno per tenere insieme le ossa mentre guariscono. Questo

apparecchio ha perni metallici che vengono inseriti nell'osso attraverso la pelle; i perni metallici sono collegati ad aste metalliche e bulloni al di fuori della pelle che permettono di tenere sotto costante controllo le ossa che devono rimanere in posizione mentre avviene la fusione. Il fissatore viene rimosso dopo che le ossa sono guarite, di solito servono dalle 12 alle 15 settimane.

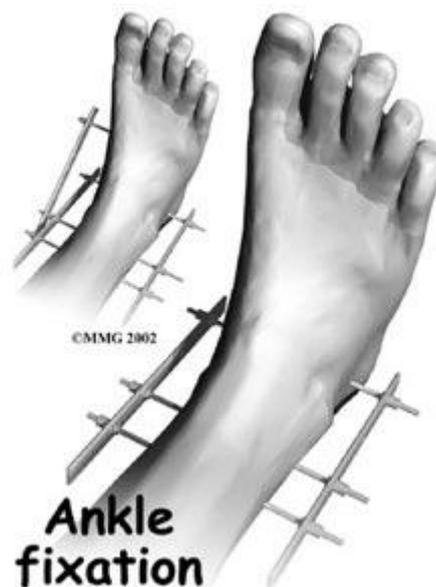
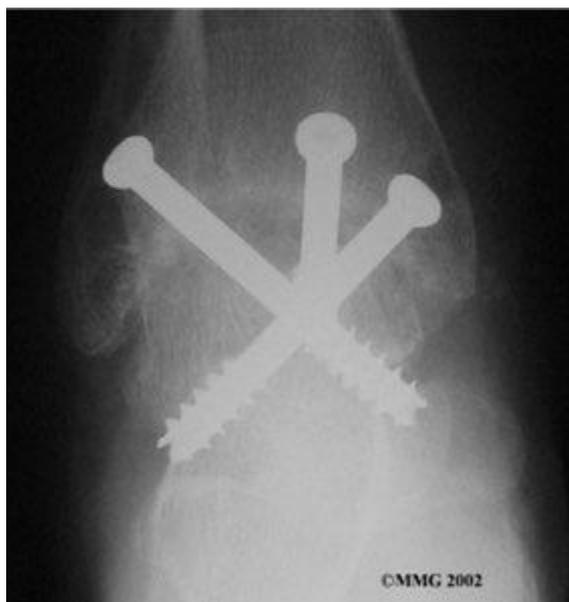


Fig.3.3 Metodo di fissazione delle viti per il trattamento chirurgico di artrodesi

Alcuni chirurghi effettuano questo trattamento chirurgico di fusione della caviglia con l'aiuto di un artroscopio, che è una telecamera in miniatura che viene inserita nella caviglia attraverso una piccola incisione. La funzione dell'artroscopio è quella di permettere di guardare all'interno del corpo durante un intervento. Questa procedura non è significativamente diversa dalla precedente, tranne per il fatto che le incisioni sono più piccole, quindi calano i rischi legati alle infezioni e anche il tempo di guarigione e cicatrizzazione delle incisioni viene ridotto.

Fino al 1970 l'artrodesi era considerato il trattamento "gold standard" per condizioni dolorose e debilitanti della caviglia a causa di osteoartrite (OA) e artrite reumatoide (RA).

Tuttavia, l'artrodesi ha un alto tasso di complicanze. La maggior parte delle complicazioni sono pseudoartrosi (~35%) cioè, annullando funzionalmente la caviglia,

aumenta lo stress delle articolazioni a valle (subtalare e mediotarsale) e a monte (ginocchio) e infezioni postoperatoria (3-25%) .

Un' altra importante conseguenza potrebbe essere l'artrosi delle articolazioni adiacenti (10-60%), il fallimento della fusione (12%) e se vi è preesistente malattia delle articolazioni del ginocchio o mediotarsale, il dolore è spesso aggravato dalla fusione di caviglia. Inoltre, la perdita della mobilità articolare comporta un'importante disfunzione motoria che rende difficoltosa la deambulazione e riduce la velocità del passo.

La riabilitazione post-operatoria è spesso molto problematica e impegnativa per il paziente. In particolare, negli interventi unilaterali è necessario mantenere la caviglia operata a riposo assoluto e in condizione di scarico per un periodo di tempo compreso tra le 18-20 settimane. In questo lasso di tempo l'eccessiva sollecitazione a cui deve rispondere la caviglia controlaterale potrebbe condurre a un deterioramento delle superfici articolari della stessa. Queste considerazioni, in aggiunta alle alte percentuali con cui ricorrono ulteriori complicazioni post-operatorie, quali fallimento della fusione, ritardo di consolidazione, disallineamento, deiscenza della ferita, dolore persistente senza ulteriori alternative e infezioni post-operatorie, hanno spinto la chirurgia ortopedica verso il perfezionamento di tecniche alternative di natura protesica.

3.4.2 L'ARTROPLASTICA TOTALE DI CAVIGLIA

Introdotta negli anni '70, seguendo i buoni risultati ottenuti per anca e ginocchio, l'artroplastica totale di caviglia (TAR, dalla definizione inglese **T**otal **A**nkle **R**eplacement) nasce come soluzione alternativa all'artrodesi, in risposta alle notevoli complicazioni ad essa correlate. Consiste nella ricostruzione dell'articolazione danneggiata mediante la sostituzione delle superfici articolari usurate, tibiale e talare, con componenti artificiali e biocompatibili, rigidamente fissate all'osso sottostante ed eventualmente separate da un inserto.

Si realizza così un giunto artificiale che, con il nome di protesi, si prefigge di risolvere la sintomatologia dolorosa associata alla patologia articolare e di ripristinare al massimo grado le funzioni articolari compromesse di stabilità e mobilità.

I fattori che giustificano l'approccio tardivo alla TAR [Thomas et al. 2003] e conseguentemente il relativo minore sviluppo rispetto all'artroplastica di ginocchio (TKR, dalla definizione inglese **T**otal **K**nee **R**eplacement) e di anca (THR, dalla definizione inglese **T**otal **H**ip **R**eplacement) sono la bassa incidenza delle artriti sintomatiche alla caviglia, nove volte inferiore a quella che colpisce le due articolazioni più prossimali dell'arto inferiore [Cushnaghan et al. 1991; Huch et al. 1997] e la considerazione per anni dell'artrodesi come trattamento elettivo per l'erosione articolare [McGuire et al., 1988; Piriou et al. 2008].

Sebbene, attualmente, la chirurgia ortopedica ricorra in misura nettamente maggiore a TKR e THR, la TAR sta acquisendo una frequenza sempre più rilevante. Le limitazioni al suo impiego sono da ricercare principalmente in due motivi: l'apparente deterioramento dei buoni risultati iniziali ottenuti dai modelli protesici moderni, attualmente in uso, in circa il 40% dei casi entro i primi 5 anni dall'impianto [Guyer et al. 2008] e la validità chirurgica dell'artrodesi che, se eseguita in posizione corretta e con una tecnica appropriata, comporta esiti soddisfacenti in oltre l'80% dei casi a distanza di 20 anni. Si sottolinea che nessuno studio prospettico randomizzato ha confrontato l'artrodesi di caviglia con la TAR. Le analisi comparative esistenti contengono una serie di difetti metodologici che rendono difficile un paragone diretto degli esiti [Koford 1994].

Una prima scarsa comprensione delle strutture che guidano e di quelle che limitano la mobilità articolare, in aggiunta alla mancanza di una tecnica operatoria appropriata valida per qualsiasi disegno protesico, sono responsabili della carente, limitata e spesso inconsistente letteratura sulla TAR. In particolare, l'attenzione mostrata in fase di progetto alla geometria delle componenti, in relazione esclusivamente alle caratteristiche morfologiche delle superfici articolari intatte, è responsabile delle alte percentuali di complicanze e fallimenti delle protesi totali di caviglia di prima generazione. Tuttavia, oggi dopo più di trent'anni di attenta selezione dei pazienti, di rivisitazione delle problematiche incontrate e di miglioramento del disegno protesico, cominciano ad evidenziarsi risultati a medio-lungo termine incoraggianti [Anderson et al. 2004; Pyevich et al. 1998; Wood et al. 2000]. Purtroppo, questi non sono ancora sufficienti per potere ammettere un livello di successo della TAR confrontabile con quello di TKR e THR.

Nei seguenti paragrafi vengono descritte le principali accortezze di disegno di natura meccanica e anatomica proprie della TAR, i criteri basilari di classificazione dei modelli protesici e l'evoluzione che questi hanno subito nel corso del tempo.

Verranno poi espresse in dettaglio le basi teoriche che hanno consentito l'introduzione di nuovi criteri progettuali per la realizzazione dell'innovativo disegno protesico di caviglia di cui, in questo lavoro di tesi, si è studiata la cinematica in vitro.

CAPITOLO 4: DISPOSITIVI PER ARTROPLASTICA TOTALE DI CAVIGLIA- STATO DELL'ARTE

4.1 I CRITERI DI DISEGNO

Ottenere un'artroplastica di caviglia, con evoluzione favorevole, è complesso. Innanzitutto, perché le forze a livello della caviglia sono molto superiori rispetto a quelle che agiscono sul ginocchio o sull'anca. Inoltre, il sostegno meccanico fornito dalla porzione distale della tibia e dell'astragalo si riduce in funzione della distanza dall'articolazione. Questo è specialmente evidente a 1.5 cm dalla superficie articolare [Kofoed 1994]. Le proprietà meccaniche di resistenza alla compressione dell'osso della porzione distale della tibia sono, in media, inferiori del 40% rispetto a quelle dell'astragalo, rendendo il cedimento tibiale un reale problema. I tessuti molli attorno alla caviglia sono più sottili e meno vascolarizzati rispetto a quelli di altre articolazioni poste sotto carico e sono pertanto più suscettibili al rischio di tumefazioni locali. La devascularizzazione dei bordi della ferita può portare alla deiscenza della stessa e all'infezione, nonostante un'accurata tecnica chirurgica.

Il processo artrosico spesso produce un disallineamento meccanico, una retrazione dei tessuti molli e/o un'instabilità. A differenza della protesi totale di ginocchio, i principi chirurgici per ottenere con la TAR un allineamento appropriato e un corretto bilanciamento dei tessuti molli, non sono ancora completamente stabiliti.

Queste osservazioni sono alla base della definizione dei criteri di disegno e delle indicazioni/controindicazioni per l'artroplastica di caviglia. I criteri di disegno coinvolgono i seguenti aspetti:

- ripristino di una normale escursione articolare dorsi-plantare;
- recupero del movimento naturale dell'articolazione tibio-tarsica e sotto-
astragalica, con garanzia rivolta in particolare alle rotazioni fisiologiche del complesso articolare nel piano trasverso e frontale;
- ripristino della normale stabilità, con minimizzazione della lassità antero-
posteriore;
- resistenza al trauma, in particolare in inversione-eversione;

- minima resezione ossea soprattutto all'astragalo, onde evitare il rischio di affondamento nell'osso spongioso;
- attenta resezione in prossimità dei malleoli per la prevenzione delle fratture nelle fasi precedente e successiva all'impianto;
- minima invasività nella resezione della porzione distale della tibia;
- limitazione dei rischi di serio danneggiamento della protesi in caso di distorsione;
- inserimento della componente tibiale e astragalica, preferibilmente in maniera non cementata.

Un'appropriata selezione dei pazienti è essenziale per un esito positivo della TAR. I soggetti più indicati sono persone anziane affette da artrite/artrosi articolare multipla [Saltzman 1999].

Tuttavia, in generale, è meno probabile che i pazienti più anziani sottopongano la protesi a sollecitazioni eccessive, rispetto agli individui giovani più attivi.

Sono invece contro-indicate tutte le seguenti situazioni: importanti osteoporosi, in particolare all'astragalo, patologie vascolari e severi disturbi neurologici, infezioni in corso, instabilità capsulo-legamentosa, deformità al piede, all'anca e al ginocchio omolaterali alteranti la corretta postura, osteonecrosi. Quest'ultimo aspetto va attentamente valutato in quanto la minore resistenza dell'area necrotica comporta non solo il rischio di affondamento della componente astragalica, ma anche una scarsa e inadeguata osteointegrazione della protesi stessa.

4.2 CLASSIFICAZIONE

A partire dal 1950 sono stati progettati 50 disegni protesici di caviglia. Essi possono essere classificati sulla base di alcune caratteristiche distintive. E' il caso del numero delle componenti di cui sono costituiti: si distingue, pertanto, tra **disegni a due e disegni a tre componenti**. Questi ultimi differiscono dai primi per l'introduzione di un inserto mobile in polietilene, tra la superficie protesica tibiale e quella talare. Inoltre a seconda della resistenza ai sei gradi di libertà della caviglia, si parla **di modelli vincolati, semi-vincolati e non vincolati**. I primi permettono una considerevole

stabilità, ma limitano la mobilità; i terzi, al contrario, permettono maggiore mobilità a discapito di una scarsa stabilità; i secondi, con caratteristiche intermedie tra le due categorie enunciate, si oppongono al movimento senza però eccedere. La riduzione del vincolo minimizza la trasmissione delle forze di taglio. In questo caso diventa fondamentale, per il corretto funzionamento dell'impianto protesico, ripristinare il corretto tensionamento dei legamenti: essi si dovranno allungare per limitare la mobilità articolare e stabilizzare così l'articolazione protesizzata.

Un'ulteriore e importante distinzione dei disegni protesici avviene sulla base della **forma delle superfici articolari protesizzate**. A questo proposito si introduce il termine "congruenza" come una misura geometrica della precisione di adattamento dell'articolazione: le protesi a congruenza totale hanno superfici articolari con i medesimi raggi sagittali di curvatura, con un conseguente contatto articolare completo. In tal caso, tipicamente basso è il fattore di usura delle componenti protesiche poiché il relativo attrito da contatto rimane al di sotto della sua soglia di fatica per la delaminazione o l'usura da compressione. Minore è anche il grado di deformazione per la distribuzione uniforme della pressione di contatto. Di contro però è concesso un inadeguato ripristino del caratteristico movimento di rotoscivolamento a livello della caviglia. Questa caratteristica viene ripristinata nei disegni incongruenti in cui le piccole aree di contatto e l'inerente bassa stabilità comportano un'alta tensione locale. Conseguentemente risulta una scarsa resistenza all'usura e alla deformazione delle superfici articolari. Il termine "parziale congruenza" comprende un'ampia serie di articolazioni, da quelle con design convesso-piano, a quelle con raggi di curvatura che variano solo per pochi millimetri.

Nel caso di modelli con la componente di carico vincolata, la congruenza delle superfici crea un elevato vincolo assiale che porta ad una eccessiva forza di torsione in grado di provocare lo scollamento protesico. Gli impianti non vincolati cercano di superare questo conflitto vincolo-congruenza, offrendo due articolazioni pienamente congruenti che, separate da un inserto in polietilene, funzionano insieme per ridurre le sollecitazioni assiale e di taglio. L'interposizione di un menisco mobile piuttosto che fisso, tra le componenti protesiche ancorate all'osso, oltre ad aumentare la complessità del modello aggiunge il rischio di lussazione o dislocazione della componente stessa.

4.3 EVOLUZIONE DEL DISEGNO PROTESICO

La prima generazione di disegni protesici prevedeva una o più interfacce metallo-polietilene, rispettivamente tra due e tre componenti protesiche ancorate all'osso. Indipendentemente dalla geometria delle superfici articolari, ovvero congruenti (sferiche, sferoidali, coniche e cilindriche) e incongruenti (trocleari, bisferiche, concava-convessa e convessa-convessa) e dal tipo di vincolo articolare che impongono, resoconti successivi di grave osteolisi, scollamento o mobilitazione asettica delle componenti, conflitto, infezione e cedimento dei tessuti molli, hanno portato all'abbandono della TAR [Alvine 2000]. Si ritiene che gli insuccessi siano dovuti a disegni protesici insoddisfacenti, a una fissazione inadeguata, a una scarsa attenzione ai tessuti molli e al loro bilanciamento e a un disallineamento delle componenti. L'artrodesi di caviglia, l'artrodesi tibio-calcaneare o l'amputazione sotto il ginocchio erano spesso le conseguenze di protesi totali di caviglia con evoluzione sfavorevole [Kofoed 1998].

I modelli protesici a struttura vincolata di prima generazione, trasferivano in modo eccessivo forze di taglio, di compressione e rotatorie associate al carico fisiologico, sulla superficie relativamente piccola dell'interfaccia osso-protesi [Neufeld 2000]. L'ampia resezione ossea, necessaria per consentire la cementazione delle componenti, spostava l'interfaccia verso porzioni di osso insoddisfacenti dal punto di vista meccanico, riducendo così la fissazione e la stabilità delle stesse componenti. Conseguentemente l'affondamento protesico era una comune modalità di insuccesso [Bolton Maggs et al. 1985] e la revisione e l'artrodesi successive erano impegnative dal punto di vista tecnico.

Gli impianti di prima generazione poco vincolati presentavano percentuali di fallimenti meno importanti. Pur causando un minore scollamento delle componenti rispetto alle strutture vincolate, risultavano spesso instabili e determinavano un conflitto con il malleolo laterale o con i tessuti molli.

Gli attuali e più recenti disegni di protesi articolari di caviglia sono stati sviluppati con numerose e significative modifiche. Due sono le filosofie di progettazione: con **superficie in carico mobile o con superficie in carico fissa**. I dispositivi del primo tipo (Fig. 4.2) sono caratterizzati da una componente in polietilene, come carico mobile, interposta tra la componente astragalica convessa e quella tibiale piatta. I dispositivi con

superficie in carico vincolata (Fig. 4.1) hanno un'unica articolazione tra la componente tibiale e quella astragalica.

Ricorrere a un menisco mobile comporta la completa congruenza delle superfici articolari, in ogni posizione assunta dall'articolazione nel piano sagittale. Il vincolo all'interfaccia con la componente tibiale è minimo, per riprodurre la cinematica della caviglia. Sono però critiche sia la mobilità, per il rischio di sublussazione laterale o mediale del menisco stesso, conseguente a uno scarso intrappolamento, sia la stabilità articolare per un inadeguato stato di tensionamento delle strutture legamentose. L'imitazione parziale dell'anatomia dell'articolazione naturale non sembra quindi consentire il recupero delle originali funzionalità e meccanica del contatto.

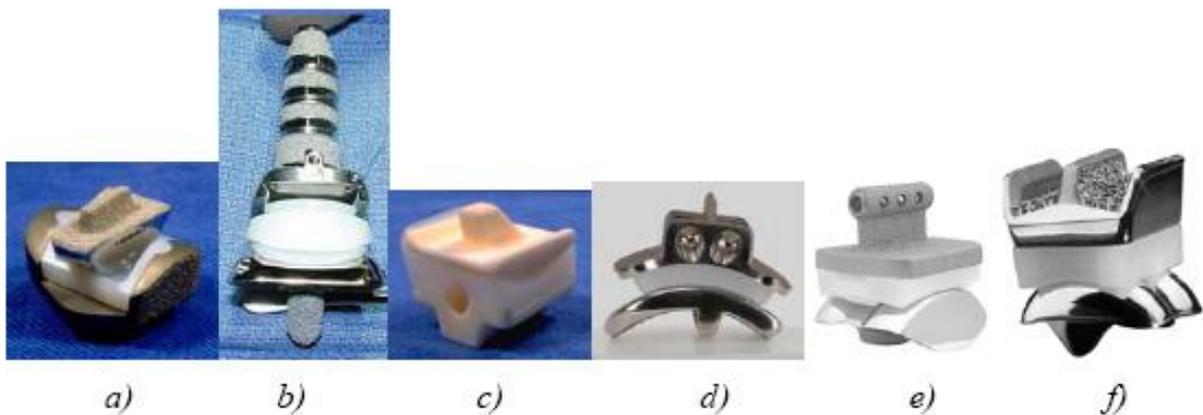


Fig 4.1 Protesi di caviglia a due componenti, attualmente in uso per la TAR: a) Agility; b) Inbone; c)TNK; d)Eclipse; e)ESKA; f) Salto Talaris.

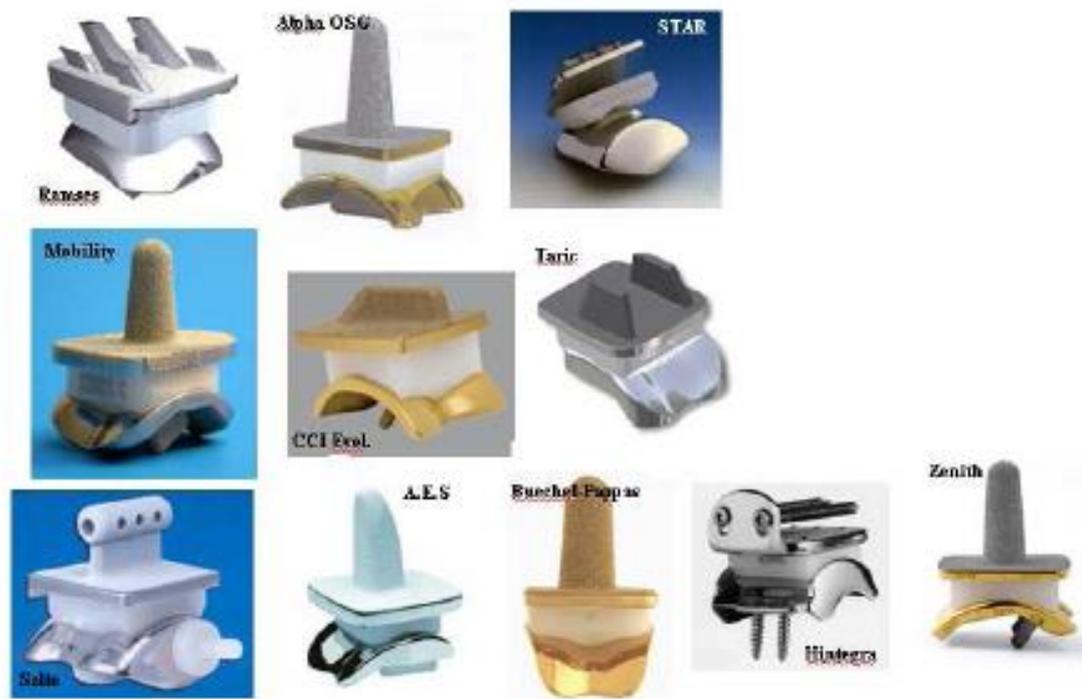


Fig 4.2 Protesi di caviglia a tre componenti, attualmente in uso per la TAR.

Gli impianti con struttura intermedia fissa evitano lo spostamento del carico e riducono l'attrito all'interfaccia osso-protesi grazie a una minore congruenza rispetto ai modelli di prima generazione. Essendo caratterizzati da un'unica articolazione, risulta inferiore sia la produzione di particelle di usura sia il rischio di lussazione rispetto ai modelli con menisco mobile. Anche in questo caso, seppure sembri garantita la funzionalità articolare naturale, risulta difficile riacquisire il tradizionale movimento di roto-scivolamento della troclea talare sul mortaio tibiale.

L'incidenza dei fallimenti delle prime protesi totali di caviglia era piuttosto alta negli impianti cementati. Per questo motivo, gli impianti più recenti tendono a non essere cementati. E' tuttavia difficile distinguere gli esiti negativi derivanti da un design inadeguato, da quelli dovuti al metodo di stabilizzazione. Infatti impianti cementati dal design corretto di altre articolazioni dimostrano esiti simili o migliori rispetto agli impianti non cementati, rendendo obsoleto il concetto di "patologia da cemento". Pertanto, la mancata stabilizzazione delle protesi di prima generazione non può essere

discussa senza tenere conto dei problemi globali, attribuibili al progetto dell'impianto stesso.

4.3.1 PROBLEMATICHE D'IMPIANTO

La migliore comprensione della cinematica articolare della tibiotarsica e i conseguenti miglioramenti apportati nel design protesico non sono ancora sufficienti a garantire il successo dell'articolazione protesizzata. Infatti l'esito della TAR è particolarmente sensibile oltre che alla scelta adeguata del paziente, anche alla tecnica chirurgica. Quest'ultima, se non appropriatamente seguita, può portare al mal posizionamento e al disallineamento meccanico dell'impianto o di alcune delle sue componenti. Con effetto a cascata sorgono numerosi altri problemi: usura precoce, sublussazione e/o dislocazione dell'inserito, allentamento delle componenti interfacciate con l'osso, così come una performance funzionale subottimale. Critiche e frequenti sono anche situazioni di carico marginale eccessivo, frattura malleolare e instabilità articolare che rendono ardua la salvabilità e la futura revisione [Leardini et al. 2007a; Leardini et al. 2001b]. Il corretto posizionamento dell'impianto dovrebbe aiutare ad evitare stress di contatto elevati alle interfacce superiore e inferiore del menisco, migliorandone conseguentemente la longevità.

Diversi aspetti ne rendono però difficile l'identificazione. Tra questi ha un ruolo decisivo l'assenza di dispositivi di monitoraggio computerizzati che, integrati allo strumentario chirurgico, consentono di prevedere l'effetto delle azioni in campo operatorio. Quindi, se da un lato le guide e gli attrezzi chirurgici sono designati per consentire un accurato posizionamento delle componenti protesiche e un adeguato bilanciamento delle strutture legamentose, dall'altro il loro utilizzo non è semplice e richiede molta esperienza da parte di chi esegue l'impianto.

Per quanto finora detto, si capisce che il solo accorgimento che discrimina il successo dell'articolazione protesizzata, si basa sull'ispezione visiva e manuale del chirurgo. Proprio per quest'ultimo aspetto, alla TAR viene conferita la reputazione di procedura chirurgica con la più lunga curva di apprendimento. In particolare risulta fondamentale il riconoscimento di specifiche e singolari deformità pre-operatorie associate ai processi degenerativi delle superfici articolari naturali. La loro presenza

infatti è molto spesso associata a disallineamenti a livello articolare, per lo più dovuti a una dislocazione, o meglio sublussazione del talo sotto la tibia [Tochigi et al. 2006a; Tochigi et al. 2006b]. Manifestandosi sotto forma di deformità angolare, anteriore o posteriore, a livello della tibia distale, la sublussazione del talo provoca un aumento dello stress di contatto, rispettivamente anteriormente o posteriormente al mortaio tibiale. Si capisce quindi come il corretto ripristino delle posizioni anatomiche dei segmenti ossei coinvolti dalla patologia sia considerato necessario prima di accedere alla fase di impianto. Un problema analogo si presenta anche nella caviglia protesizzata: l'interazione tra le componenti protesiche deve avvenire a partire da una corretta posizione di impianto. Particolarmente critico risulta posizionare correttamente in direzione antero-posteriore la componente tibiale: eventuali locazioni errate influiscono negativamente sulla cinematica articolare, portando ad un aumento degli sforzi all'interfaccia osso-protesi [Conti et al. 2002; Pyevich et al. 1998; Myerson et al. 2003].

4.4 IL RUOLO DELLE STRUTTURE PASSIVE NELLA CINEMATICA ARTICOLARE

Gli scarsi risultati ottenuti nel lungo termine in studi clinici di follow-up [Lachiewicz 1994; Lewis 1994; Bentley e Shearer 1996; Kitaoka e Patzer 1996; Rush 1996], sono stati attribuiti all'incapacità dei progettisti di ripristinare adeguatamente la critica funzione dei legamenti e delle superfici articolari [Hamblen 1985; Alexander e Chao 1991; Giannini et al. 2000]. L'attenzione alla riproduzione della geometria delle componenti protesiche, in relazione esclusivamente alle caratteristiche morfologiche delle superfici articolari intatte, non è sufficiente a ripristinare la corretta cinematica articolare della caviglia. Inoltre, l'assenza di movimento sul piano frontale (inversione/eversione), ovvero attorno all'asse antero-posteriore del piede (vedi paragrafo 2.1 del capitolo 2), e la scarsa stabilità sul piano trasverso (in rotazione interna-esterna) attorno all'asse longitudinale della tibia, provocata dall'interfaccia piano su piano tra la componente tibiale e l'inserito, mostrano quanto ancora si è lontani da quella che potrebbe essere definita la configurazione ottimale di disegno protesico. L'ottimizzazione progettuale richiede necessariamente il bisogno di una più adeguata conoscenza delle caratteristiche anatomiche e biomeccaniche della caviglia.

La mobilità è il primario obiettivo della TAR: una limitata escursione nel movimento articolare è il risultato della continua presenza di tessuto molle contratto attorno all'articolazione. La stabilità, ovvero la resistenza al movimento relativo delle ossa sotto carico, è l'altro importante aspetto da ricercare quando si ricorre a un'articolazione artificiale. In particolare, la stabilità passiva è una misura del limite imposto dalle strutture anatomiche. Pertanto richiede interazioni meccaniche tra i legamenti e le superfici articolari e riflette sia l'integrità di queste strutture sia le loro proprietà meccaniche. La stabilità attiva, invece, richiede anche l'azione meccanica dei muscoli in risposta a forze esterne di gravità. La realizzazione di un razionale disegno protesico richiede quindi la comprensione della naturale relazione tra la geometria delle superfici articolari a contatto e quella dei legamenti [Leardini et al. 2000]. In particolare, solo ristabilendo il loro originale pattern di tensionamento/detensionamento si garantisce il ripristino della normale funzione articolare e della relativa mobilità fisiologica.

Solo recentemente, attraverso studi in vitro di caviglie intatte [Leardini et al. 2000] si è appresa l'importanza dei legamenti nel guidare e stabilizzare il movimento articolare. In particolare, durante il moto passivo nel piano sagittale (flessione), è risultato un pattern isometrico di tensionamento delle fibre più anteriori di due tra i legamenti della caviglia, quello fibulocalcanearo (CaFiL) e quello tibioalcanearo (TiCaL) attorno alla loro origine e alla loro inserzione. Proprio questa caratteristica conferisce loro il ruolo di guida del movimento passivo [Leardini et al. 2001; Leardini et al. 2004]. I restanti legamenti subiscono variazioni notevoli di elongazione durante l'intera escursione sagittale della caviglia: quelli situati posteriormente a TiCaL si tendono in flessione dorsale, mentre si rilasciano in flessione plantare, in maniera opposta si comportano quelli posti anteriormente. In quanto tali, limitano il movimento articolare, impedendo che superi la soglia fisiologica. L'osservazione per cui l'area di contatto articolare si sposta dal lato posteriore del mortaio tibiale, in flessione plantare, al lato anteriore dello stesso, in flessione dorsale [Corazza et al. 2005a; Leardini et al. 1999a] asseconda le ipotesi di Kitaoka et al. di qualche anno prima (1996-1998). Tale aspetto risulta fondamentale per dimostrare il rotolamento in avanti e il contemporaneo scivolamento posteriore del talo sulla tibia in flessione plantare. Nasce così l'ipotesi, confermata anche da Stagni et al. (2004), di un'interazione chiusa tra la geometria dei legamenti isometrici e la forma delle superfici articolari. La loro azione è sinergica e

funge da guida per il movimento relativo del talo rispetto alla tibia: le superfici articolari si muovono in contatto reciproco, mantenendo le fibre più anteriori di CaFiL e TiCaL appena tese e a lunghezza costante, mentre queste ultime ruotano attorno alle loro origine e inserzione, senza deformazione dei tessuti, conservando il contatto mortuaio tibiale-troclea talare [Di Gregorio et al. 2007, Leardini et al. 2001; Leardini et al. 1999b; Leardini et al. 2000].

Una più chiara comprensione della cinematica articolare della caviglia è resa possibile dall'analisi delle strutture passive e del contatto articolare su modelli matematici sia bidimensionali [Leardini et al. 1999a] che tridimensionali [Leardini et al. 2004] dell'articolazione intatta. In Fig.4.3 è illustrato il cosiddetto modello bidimensionale a 4 barre che fornisce una rappresentazione schematica della cinematica sagittale della naturale articolazione di caviglia, durante la flessione passiva. In esso, i segmenti ossei tibia-fibula e astragalo-calcagno sono supposti corpi rigidi, mentre le due fibre isometriche di CaFiL (AB) e TiCaL (CD) sono assimilate a barre rigide ruotanti attorno alle loro origini e inserzioni. Il modello fornisce il centro di rotazione del cinematismo e la posizione istantanea dei segmenti ossei. Il primo è indicato con IC e corrisponde esattamente al punto d'incrocio tra i due: il suo spostamento istantaneo avviene anteriormente e superiormente, passando da massima flessione plantare e massima flessione dorsale. Si definisce così la posizione dell'asse attorno al quale avviene la flessione passiva. La forma del mortuaio tibiale è assunta essere un arco circolare; quella della superficie articolare complementare viene dedotta rispettando la compatibilità con l'isometria legamentosa: al fine di evitare la compenetrazione o la separazione delle due ossa, la normale comune nel loro punto di contatto deve passare attraverso IC.

Nota la cinematica dell'articolazione intatta, questo stesso principio è applicato per analizzare quali sono le appropriate coppie di superfici articolari protesiche con forme tali da permettere l'originale schema di tensionamento e rilassamento delle strutture legamentose e il conseguente ripristino del movimento fisiologico di rotoscivolamento [Leardini et al. 2001]. Da un primo confronto, in termini di numero di componenti di cui è costituito il disegno protesico, risulta che i modelli con inserto meniscale mobile totalmente congruenti possono più facilmente compensare le inaccurately legate alla fase di impianto. Fra le molte complicazioni che incorrono nella sostituzione totale

dell'articolazione di caviglia con disegni a tre componenti totalmente congruenti si trova la dislocazione e l'impingement dell'inserto. Ne deriva che il movimento e l'intrappolamento del menisco stesso, in aggiunta alla quantità di taglio osseo, sono i fattori principali su cui si basa l'analisi per la selezione finale del più appropriato tra i disegni protesici di caviglia, compatibilmente con la geometria dei legamenti. In particolare, una superficie tibiale convessa, associata a una forma della porzione articolare talare dello stesso tipo, è risultata maggiormente soddisfacente rispetto a geometrie piatte o concave.

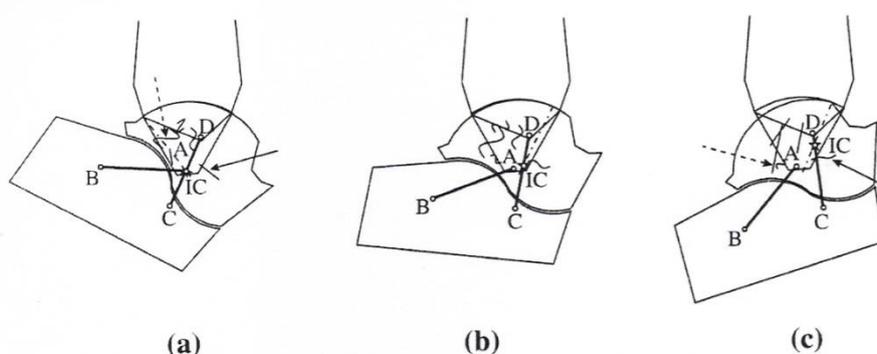


Fig 4.3 Geometria nel piano sagittale del modello a 4 barre della caviglia intatta a 23° di flessione plantare (a), a 0°, ovvero in posizione neutrale (b), e a 25° di flessione dorsale (c). Le origini e le inserzioni dei legamenti e l'istanteo centro di rotazione (IC) sono indicati con cerchi vuoti e stelle rispettivamente. Sono inoltre illustrati i legamenti CaFiL (AB) e TiCaL (CD), la normale comune (linea tratteggiata) e gli altri legamenti della caviglia (linee curve). Le frecce tratteggiate e continue indicano rispettivamente i legamenti tibio-talare superficiale e talo-fibulare anteriore [Leardini et al.⁷⁷ 1999a].

CAPITOLO 5: DISPOSITIVO INNOVATIVO - CARATTERISTICHE MORFOLOGICHE

In questo capitolo verrà descritto per sommi capi lo studio che si trova alla base di questo progetto di tesi, dal titolo “New observations on the morphology of the talar dome and its relationship to ankle kinematics”, Clinical Biomechanics 2014, condotto dal Prof.Ing. Sorin Siegler et al.

Lo scopo dello studio è stato quello di fornire una descrizione dettagliata della morfologia 3D dell'astragalo utilizzando immagini provenienti da CT ed elaborandole con strumenti software ingegneristici nell'ambito 3D. I risultati sono stati poi stati utilizzati per valutare e modificare l'approssimazione morfologica introdotta nei precedenti studi ed aggiungere innovativi concetti morfologico-funzionali.

5.1 LETTERATURA

Nel suddetto studio sono stati messi in luce degli aspetti innovativi circa la morfologia talare in contrapposizione ai passati studi compiuti più di 60 anni prima da Barnett and Napier 1952, Close and Inman 1952, Hicks 1953, Sewell 1904.

A quel tempo si pensava che l'articolazione tibio-tarsica fosse un'articolazione ad un solo grado di libertà con un asse di rotazione fisso e, basandosi su questo assunto, Inman et al eseguirono misurazioni morfologiche su esemplari cadaverici arrivando alla conclusione che la superficie trocleare del talo potesse essere rappresentata come un tronco di cono il cui apice era diretto medialmente e il cui asse principale coincideva con la linea congiungente il malleolo mediale e laterale.

Mentre il concetto di un asse di rotazione fisso venne rifiutato in molti dei successivi studi (Barnett and Napier 1952, Hicks 1953, Lundberg 1989, Siegler 1988), l'idea di un cono troncato con apice diretto medialmente viene ancora oggi largamente accettata e ciò è dimostrato dal fatto che questa approssimazione è stata implementata nella geometria di superficie di alcuni moderni TAR (Bonnin et al 2004 e Hintermann et al.2004).

5.1 APPROCCIO SPERIMENTALE PER IDENTIFICARE LA NUOVA APPROSSIMAZIONE TALARE

Lo studio è stato eseguito su immagini ottenute da CT (Computer Tomography) di 26 caviglie sane appartenenti a 26 individui di età compresa tra i 18 ei 35 anni.

I dati CT di ogni caviglia sono stati importati in un programma software di elaborazione delle immagini (Analizzare Direct™) per produrre il rendering tridimensionale delle varie ossa dell'articolazione di caviglia. I rendering ossei sono stati ottenuti mediante il processo di segmentazione ovvero mediante un algoritmo di rilevamento del bordo per identificare i confini di ogni osso in ogni porzione 2D, seguita dall'algoritmo di rendering 3D in cui le immagini 2D segmentate sono state combinate per produrre la rappresentazione superficiale dell'astragalo, della tibia distale e del perone distale (Fig. 5.1).

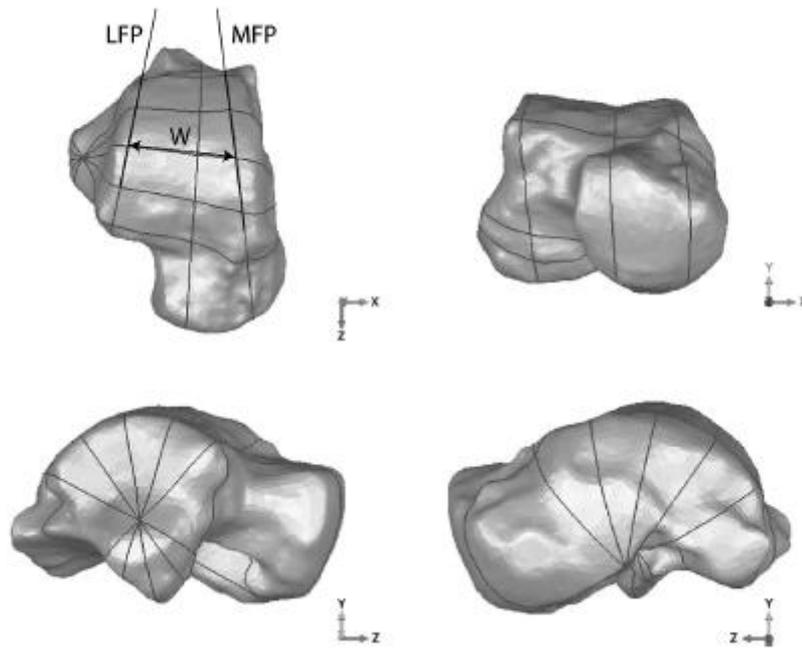


Fig. 5.1 Vista (in senso orario da sinistra in alto : superiore , frontale , mediale e laterale) dell'astragalo mediante il programma Geomagic™. Le linee LFP (piano faccetta laterale) e MFP (piano faccetta mediale) rappresentano le sezioni rispettivamente della faccetta mediale e laterale attraverso la troclea. W rappresenta la larghezza della troclea misurata nella sezione coronale centrale.

Attraverso l'astragalo sono state create tre sezioni sagittali vicine. Una sezione mediale, selezionata manualmente in modo da contenere la “spalla” mediale della

superficie trocleare rappresentante il confine tra la parte mediale della superficie trocleare e la faccetta mediale (segnata da MFP in Fig.5.1).

E' stata poi creata una sezione laterale spostando lateralmente il piano precedente, in maniera parallela e poi ruotandolo in modo da contenere la "spalla" laterale della superficie trocleare che rappresenta il confine tra la parte laterale della troclea e la faccetta laterale (linea LFP in Fig. 5.1). E' stato poi misurato l'angolo tra i due piani.

La larghezza della troclea W , è stata definita e misurata tra la sezione mediale e laterale della sezione coronale centrale.

La terza sezione sagittale è stata creata shiftando un piano parallelo alla sezione mediale di una distanza pari alla metà del valore di larghezza della troclea (W) e poi ruotando questo piano in modo da bisecare l'angolo tra la sezione mediale e laterale.

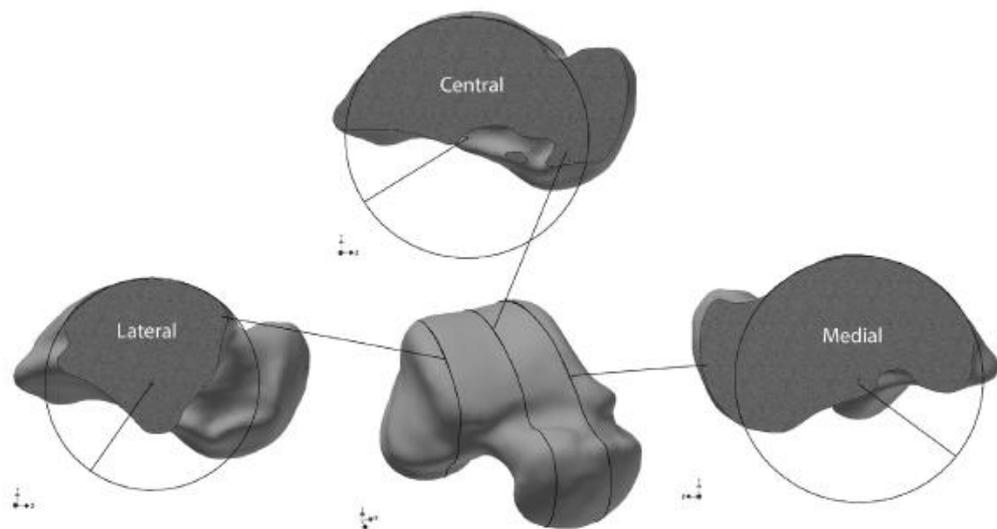


Fig. 5.2 Sezioni sagittali attraverso l'astragalo. Ogni sezione sagittale mostra il miglior fitting per il contorno trocleare.

Per ciascuna di queste sezioni sono stati generati dei cerchi ottimali, nel senso di errori ai minimi quadrati, in modo da fittare al meglio il contorno della troclea (Fig. 5.2).

Inoltre è stato registrato per ciascun esemplare di astragalo l'angolo formato tra la linea perpendicolare alla sezione mediana passante per il centro della cerchio, la linea B-B (Fig. 5.3) e la linea che collega i centri dei cerchi della sezione mediale e laterale,

la linea A-A. Sono stati anche calcolati gli angoli tra queste due linee una volta proiettati su un piano coronale e su un piano trasversale.

In ogni rendering 3D veniva anche identificata la linea che collega l'apice del malleolo mediale e laterale, linea C-C e l'angolo formato tra quest'ultima e la linea A-A.

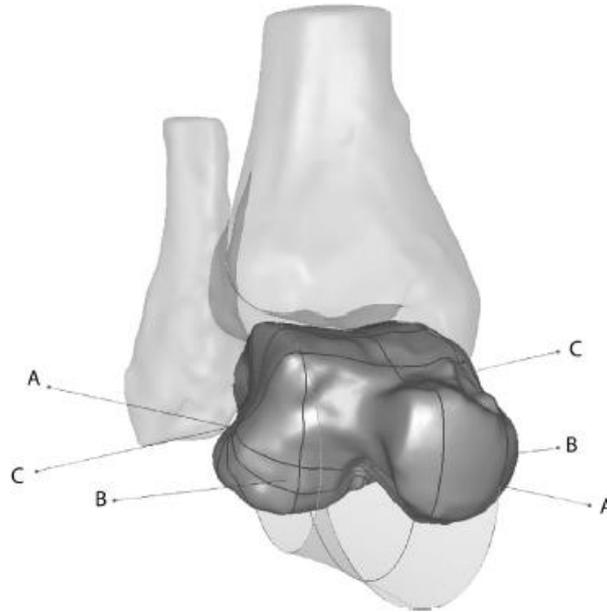


Fig. 5.3 Vista isometrica della caviglia che mostra la superficie trocleare come parte della superficie troncoconica con il vertice orientato lateralmente e come una superficie nel piano coronale con una proprio forma sella.

Sono state poi definite cinque sezioni equidistanti attraverso l'astragalo, tra il confine trocleare anteriore e posteriore, mediante la rotazione di piani coronali attorno alla linea che collega il centro del cerchio mediale e laterale.

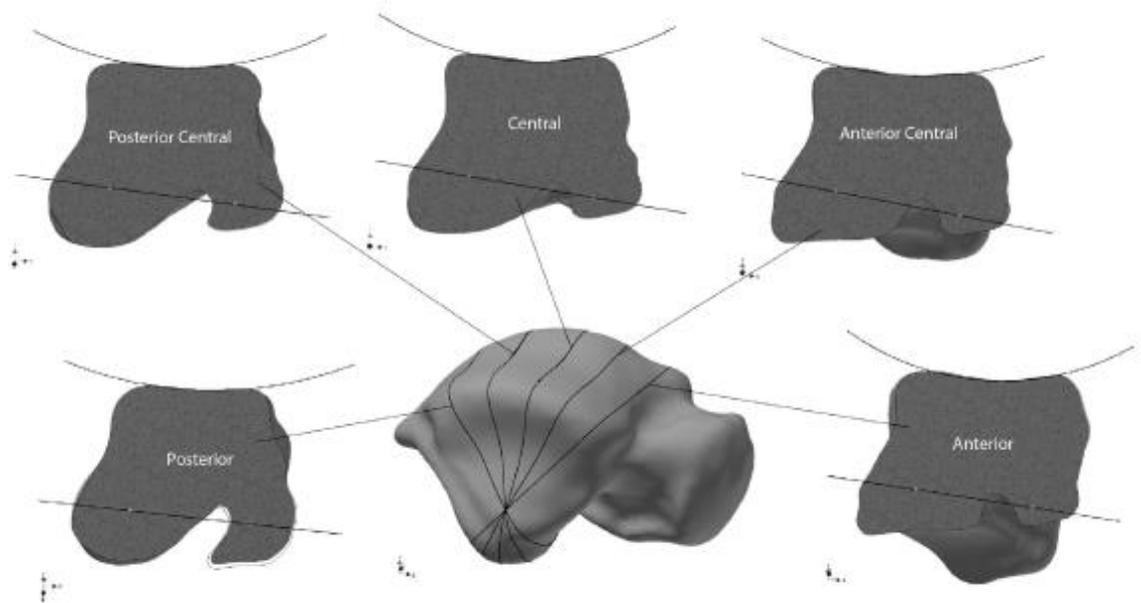


Fig.5.4 Cinque sezioni equispaziate prodotte attraverso l'astragalo ruotando piani coronali attorno alla linea che collega i centri del cerchio mediale e laterale (linea A - A) tra i confini anteriori e posteriori della troclea.

Sono poi stati poi create circonferenze ottimali anche per ciascuna di queste cinque sezioni (Fig. 5.4).

Le dimensioni generali dell'astragalo, come misurato dalla dimensione della casella di delimitazione (Fig. 5.5) sono risultate essere: lunghezza media 6,5 centimetri con deviazione di circa 6 millimetri, larghezza media 4,84 centimetri e deviazione standard 7,2 millimetri e altezza media 4,17 centimetri con deviazione standard di 5,7 millimetri.

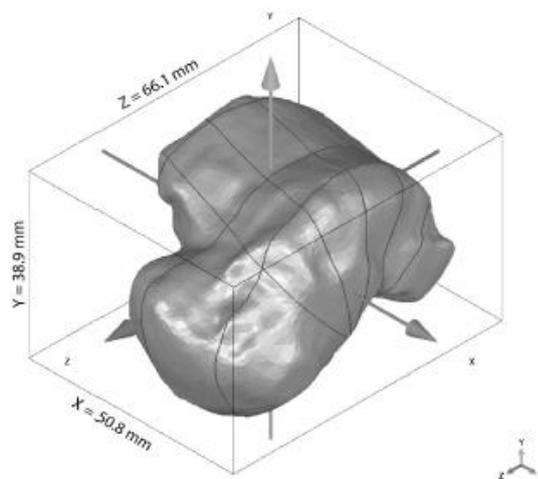


Fig.5.5 Esempio delle dimensioni del talo misurate con la "boundary box"

La troclea aveva una larghezza media di $W = 2,48$ cm con una deviazione standard di 2,8 mm misurata in sezione coronale centrale.

L'angolo formato tra la faccetta mediale e laterale è risultato in media di $9,9^\circ$ con una deviazione standard di $4,1^\circ$. Il vertice dell'angolo è orientato posteriormente, indicando che la troclea è più larga sulla sua parte anteriore rispetto alla parte posteriore.

Il raggio di curvatura del cerchio adattato alla faccetta mediale dell'astragalo nel piano sagittale aveva un valore medio di 25,7 mm e una deviazione standard di 4,8 mm, mentre il raggio di curvatura del cerchio adattato alla faccetta laterale aveva un raggio medio di 21,7 mm con una deviazione standard di 2,9 mm.

L'angolo tra la linea che collega i centri della circonferenza mediale e laterale, la linea A-A con la linea B-B è risultato avere un valore medio di $20,9^\circ$ e una deviazione standard di $16,7^\circ$.

L'angolo tra queste due linee, quando proiettate sul piano coronale, aveva un valore medio di $18,7^\circ$ con una deviazione standard di $17,6^\circ$ e quando proiettato su un piano trasversale è risultato avere un valore medio di $9,4^\circ$ con deviazione standard di $10,2^\circ$. Infine, l'angolo tra la linea A-A e la linea che linea C-C è risultato avere un valore medio di 16° con una deviazione standard di $6,3^\circ$.

Nel piano frontale, il raggio di curvatura dei cinque cerchi costruiti lungo il contorno trocleare aumenta andando dalla parte anteriore alla posteriore: anteriore 31,6 mm (sd 23mm), antero-centrale 63,6 mm (sd 26mm), centrale 70,2mm (sd 26mm), postero centrale 87mm (sd 39mm) e posteriore 111,9mm (sd 43 mm). Tuttavia sono state osservate importanti variazioni per quanto riguarda il lato posteriore della troclea dove in alcuni casi i contorni sono risultati leggermente concavi, in altri praticamente piatti e in altri ancora leggermente convessi.

5.2 ASPETTI INNOVATIVI

Lo studio si trova quindi in disaccordo con il precedente studio compiuto da Inman et al: essi osservarono, dopo aver costruito archi di cerchio per la faccetta mediale e laterale dell'astragalo, che per la mediale si aveva un raggio di curvatura più piccolo rispetto alla laterale (Inman, 1976).

In precedenza (Close e Inman, 1952), utilizzarono uno strumento guida appositamente progettato che produceva dei tagli nella superficie trocleare, utilizzati per valutare qualitativamente le caratteristiche geometriche della superficie trocleare. In quello studio è stato osservato che le visibili linee di taglio prodotte sulla superficie della troclea convergevano sul lato mediale dell'astragalo (Close e Inman, 1952) suggerendo quindi la forma di tronco di cono con apice orientato medialmente.

E' bene sempre ricordare che alla base c'era l'assunzione di un asse fisso di rotazione per la caviglia che corrispondeva alla linea che collegava gli apici del malleolo laterale e mediale.

Nello studio di Inman et al inoltre viene spiegato che una tale forma (superficie conica con apice diretto medialmente) per produrre rotazione esterna della caviglia si deve spostare dalla flessione dorsale alla flessione plantare e viceversa per produrre rotazione interna deve passare da flessione plantare a dorsale. Tuttavia, questo assunto era in contrasto con osservazioni fatte nel suo stesso studio su soggetti normali: ci si accorse che la rotazione interna è accoppiata con la plantarflessione e la rotazione esterna con la dorsiflessione. Si è tentato di risolvere il conflitto tra osservazioni sperimentali e il postulato dello studio suggerendo che il movimento torcente orizzontale agente sul piede durante la deambulazione era forte abbastanza da invertire il naturale comportamento accoppiato della caviglia (Close e Inman, 1952).

Il concetto di morfologia funzionale prodotta in base ai risultati ottenuti nello studio di Siegler et al è proprio in opposizione al concetto di tronco di cono con il vertice diretto medialmente. Secondo i risultati di questo studio, la superficie trocleare dell'astragalo può essere modellata come un cono troncato con il vertice diretto lateralmente poiché il raggio di curvatura del cerchio costruito sul bordo laterale della cupola astragalica è risultato significativamente inferiore a quello del bordo mediale. Questo cono troncato è asimmetrico dal momento che la linea che unisce il cerchio mediale e laterale non è perpendicolare al cerchio mediale stesso che funge da base del cono.

La ragione della contraddizione tra i concetti morfologici-funzionali del presente studio e di quello di Inman et al dipende proprio dal fatto che quest'ultimi basarono i loro studi sul presupposto di un asse fisso di rotazione passante sotto gli apici del malleolo mediale e laterale. Come descritto in precedenza, tale ipotesi è stata dimostrata

essere scorretta da alcuni ricercatori che mostrarono appunto che non esiste un asse fisso di rotazione.

In quest'ultimo studio ci si è basati esclusivamente sulle caratteristiche geometriche 3D della cupola astraglica ottenuti attraverso TC, tecnica di imaging che non era ancora disponibile a Inman e ai suoi collaboratori negli anni cinquanta.

5.2 CONSIDERAZIONI MORFOLOGICHE FINALI

Un'importante implicazione funzionale delle scoperte dello studio di Siegler et al è che una forma tronco-conica con il vertice disposto lateralmente è coerente con il noto comportamento cinematico accoppiato dell'articolazione di caviglia denominato pronazione/supinazione, cioè se la caviglia si muove in plantarflessione, si muove anche in parte in rotazione interna ed inversione (Chiudi e Inman 1952; de Asla et al., 2006; Siegler et al, 1988;.. Wong et al, 2005).

Un altro risultato del suddetto studio, con notevole implicazione funzionale, è che il cono che rappresenta la superficie trocleare è inclinato e manca di conseguenza di un asse di simmetria. Tale mancanza implica una variazione continua di asse di rotazione e ciò è in pieno accordo con la maggior parte delle osservazioni sperimentali precedenti (Lundberg et al., 1989; Sammarco, 1977; Siegler et al., 1988; Stiehl, 1991). I risultati suggeriscono che questo cono è inclinato superiormente e leggermente posteriormente anche se ciò varia tra i soggetti.

Viene ulteriormente dimostrato che la linea centrale del cono obliquo (la linea che collega i centri dei cerchi mediale e laterale) non coincide con la linea inter-malleolare, assunta nello studio di Inman et al come l'asse di rotazione fisso della caviglia.

Infine, si è riscontrato che nel piano coronale la superficie trocleare è concava con una diminuzione del grado di concavità da anteriore a posteriore. Questo suggerisce che una certa quantità di movimento indipendente di inversione/eversione può verificarsi soprattutto quando la caviglia è in dorsiflessione o in posizione neutra poiché questa superficie a sella assume una forma più piatta durante la flessione plantare. Questo implica inoltre che la caviglia non ha solo un asse di rotazione variabile, ma possiede almeno due gradi di libertà rotazionali.

Questa affermazione è stata confermata sperimentalmente in precedenza da altri ricercatori (de Asla et al, 2006; Siegler et al, 1988; Wong et al, 2005) ed è in contrasto con gli studi precedenti (Leardini et al., 1999) che assumono che la caviglia sia in grado di agire come un sistema ad un grado di libertà con un asse di rotazione variabile.

Lo studio di Siegler et al ha però alcune limitazioni. Una limitazione è legata alle imprecisioni nelle misurazioni morfologiche che possono derivare dalla selezione soggettiva dei bordi anteriori e posteriori della superficie trocleare al fine di selezionare tra essi le cinque sezioni coronali.

Questa soggettività è praticamente inevitabile considerando l'intrinseca irregolarità e variabilità della superficie anatomica. Comunque, il lento cambiamento della curvatura della superficie trocleare e l'attenta definizione delle varie sezioni nel presente studio, suggeriscono minima influenza dovuta alla soggettività dell'utente e quindi ciò non influisce sulle principali conclusioni dello studio.

La seconda limitazione era legata alla dipendenza da dati CT per sviluppare i modelli numerici 3D. Questi modelli riproducono la morfologia superficiale della troclea ma non la morfologia superficiale articolare che avrebbe richiesto la visualizzazione e la segmentazione dello strato di cartilagine articolare. Lo spessore dello strato di cartilagine articolare della troclea è stato dimostrato in passato però essere piccolo, con una media di 1,35 mm nei maschi e 1.11 nelle femmine (Sugimoto et al., 2005). Ma ancora più importante e rilevante per il presente studio morfologico è che lo spessore della cartilagine articolare varia di poco, di meno di 0.2mm tra le regioni mediali laterali e centrali della cupola dell'astragalo (Sugimoto et al., 2005). Si prevede pertanto che non includere lo strato di cartilagine articolare produce solo piccoli errori nei parametri morfologici calcolati, senza influenzare le conclusioni dello studio.

Si ritiene che la conoscenza dettagliata delle caratteristiche morfologiche delle superfici dell'articolazione di caviglia e le loro relazioni cinematiche siano fondamentali per le applicazioni cliniche, come la ricostruzione della caviglia a seguito di fratture intra-articolari che richiede la precisa progettazione di componenti di impianto per la sostituzione totale della caviglia (Hintermann et al, 2004; Kempson et al, 1975; Leardini et al, 2004).

I risultati di questo studio rappresentano un cambiamento nel paradigma di comprensione della morfologia funzionale dell'astragalo e rappresentano i primi passi

per l'attuazione di questi nuovi concetti morfologici-funzionali in applicazioni cliniche: progettazione di un dispositivo per la sostituzione totale della caviglia che riesca a riportarsi il più vicino possibile alla normale funzionalità articolare-biomeccanica e che possa quindi portare maggiori tassi di successo a lungo termine per questa procedura clinica.

A seguito di queste importanti conclusioni, il nostro successivo studio è stato finalizzato ad indagare, sia attraverso modelli numerici che sperimentalmente su esemplari di gambe cadaveriche, l'effetto delle variazioni nella morfologia dell'astragalo sulle caratteristiche cinematiche tridimensionali della caviglia.

CAPITOLO 6: DISPOSITIVO INNOVATIVO- REALIZZAZIONE E SPERIMENTAZIONE

In questo capitolo vengono descritti i materiali e i metodi utilizzati per svolgere lo studio sperimentale sull'analisi cinematica tridimensionale di caviglia protesizzata con l'innovativo dispositivo bastato su una nuova concezione morfologica-geometrica di approssimazione della superficie talare.

In particolare si definiscono il protocollo e il set-up sperimentale che hanno permesso la misura accurata dei parametri ritenuti di interesse per conseguire gli obiettivi di questa tesi e accertare così le ipotesi formulate.

Una sezione sarà rivolta alla descrizione della realizzazione delle componenti protesiche in PVC: segmentazione, rendering, progettazione 3D e stampa 3D.

Quest'ultima riguarda il lavoro svolto in laboratorio, a cui ho potuto assistere e partecipare attivamente durante il mio periodo di studio all'estero presso la "Drexel University" di Philadelphia (USA), seguita dal Prof.Ing. Sorin Siegler del Dipartimento di Meccanica, nonché pioniere dello studio su questo nuovo metodo di approssimazione della superficie talare.

Verrà poi descritto dettagliatamente il set-up sperimentale che abbiamo utilizzato per ciascuno dei sette esperimenti di impianto delle componenti protesiche su gamba cadaverica; le valutazioni cinematiche le abbiamo eseguite presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Centro di Ricerca dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, con la guida del Prof.Ing.Claudio Belvedere, dell'Ing.Alberto Leardini, del medico chirurgo Andrea Ensini e dell'Ing. Paolo Caravaggi.

Una sezione è poi rivolta alle nozioni basilari sul principio di funzionamento della navigazione chirurgica e del sensore di torsione. Riferimenti approfonditi sulle funzionalità dei singoli strumenti annessi al sistema di monitoraggio sono espressi per quanto concerne il navigatore della Stryker-Leibinger che viene usato come avanzato strumento di misura, circa la cinematica tridimensionale della tibiotarsica intatta e protesizzata.

Infine sarà esposto il set up sperimentale seguito per l'acquisizione dei dati in ciascuna sessione sperimentale e per ciascun preparato anatomico.

6.1 PRE-TESTING : PREPARAZIONE CHIRURGICA E CT IMAGING

Per questo studio sono state utilizzate sette gambe (da sotto il ginocchio al piede) congelate provenienti da dissezioni di cadaveri. Per ogni campione, dopo scongelamento a temperatura ambiente per circa 24 ore, si è verificata l'integrità dei legamenti e delle superfici articolari mediante una prima valutazione clinica e una seconda, più approfondita, durante l'ispezione chirurgica.

Le superfici articolari sono state esposte rimuovendo tutti i tessuti molli (esposizione ossa-legamenti), usando un approccio chirurgico anteriore.

Sono stati poi praticati tre fori che rappresentano i punti di repere (fiduciary holes) nella tibia, fibula, astragalo e calcagno; ciò servirà per la sincronizzazione tra la cinematica post-test e l'analisi di movimento superficie-superficie e per ogni altra futura analisi anatomica specifica come l'elongazione dei legamenti etc.

Di seguito sono riportati i Fiduciary Point per ogni segmento osseo.

Per la tibia i tre punti di repere da acquisire sono:

- tuberosità tibiale (TI1);
- malleolo mediale (TI2);
- punto mediale o laterale lungo la tibia (TI3)

Per la fibula i tre punti di repere da acquisire sono:

- testa prossimale della fibula (FI1)
- malleolo laterale (FI2)
- punto mediale o laterale lungo la fibula (FI3)

Per l'astragalo i tre punti di repere da acquisire sono:

- posteriore (TA1);
- collo astragalo (TA2);
- mediale o laterale (TA3)

Per il calcagno i tre punti di repere da acquisire sono:

- posteriore sotto il tendine d'achille (CA1);

- mediale (CA2);
- laterale (CA3)

Per la preparazione del successivo alloggiamento della componente tibiale TAR è stata fissata alla tibia distale una maschera standard con il piede in posizione neutra, e con l'asta della maschera allineato con l'asse della tibia sia nel piano sagittale che coronale. È stato poi selezionato il blocco di taglio tibiale della corretta dimensione (Small, Medium o Large), in base al preparato anatomico in esame, e centrato medio-lateralmente nel mortaio della caviglia, fornendo così la giusta posizione per creare nella tibia distale due fori paralleli e la linea tibiale di taglio. Questi fori sono stati successivamente utilizzati per fissare le componenti tibiali delle superfici artificiali e per fornire dei riferimenti chiaramente identificabili.

Sono stati creati tre fori di diametro di due millimetri: due come descritto sopra nella tibia e uno nell'astragalo e sono stati utilizzati come fiduciary marker per la registrazione.

I campioni in esame sono stati poi sottoposti di volta in volta a scansione CT (Brilliance CT sistema a 16 slice da Philips Healthcare, DA Best, Netherlands) con una risoluzione nel piano di 0,15 mm e 0,4 millimetri di distanza inter-slice (Figura 6.1 e 6.2).

La gamba è stata poi ri-congelata in attesa della progettazione e produzione delle componenti artificiali stampate con stampante 3D .



Fig.6.1 Scansione CT di uno dei campione utilizzati



Fig.6.2 Gantry e lettino di TC con esemplare in esame

6.2 IMAGE PROCESSING, MODELLING, DESIGNING E STAMPA 3D DELLE COMPONENTI PROTESICHE

I dati della TAC memorizzati in formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) sono stati poi importati in un software di elaborazione delle immagini Analyze Direct™, per ottenere, dopo una corretta segmentazione, filtraggio 3D e rendering, una rappresentazione 3D delle ossa articolari compresa tibia, perone, astragalo e calcagno (Figura 6.3).

Analyze Direct™ comprende un insieme di strumenti di visualizzazione, analisi ed elaborazione delle immagini, che fornisce agli utenti l'accesso a una ampia gamma di funzioni essenziali di post-elaborazione per la ricerca innovativa . Fornisce agli utenti, direttamente da display, tutti i comandi per l'editing, strumenti di elaborazione, di registrazione e di misura necessari ai propri obiettivi.

E' in grado di elaborare le immagini biomediche derivanti da MR, CT, microCT, PET, SPECT, ultrasuoni etc.

Per il nostro lavoro, abbiamo usato questo software per la sua funzione di segmentazione.

Sofisticati strumenti di segmentazione sono compresi in Analyze Direct™ per la definizione delle varie regioni in maniera rapida e precisa . Questi strumenti includono :

- segmentazione automatica dell'oggetto;
- partizionamento interattivo dell'immagine;
- segmentazione interattiva del volume;
- classificazione di immagini 2D e 3D;
- esportazione e salvataggio di modelli 3D in formato STL per la produzione additiva.

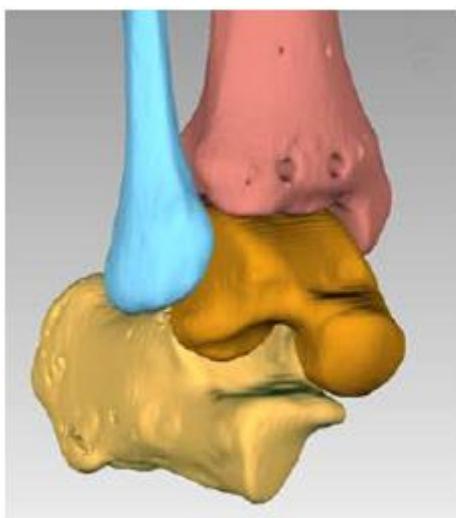


Fig.6.3 Rappresentazione 3D delle ossa articolari a seguito di segmentazione, rendering e filtraggio 3D ottenuti con il software per l'elaborazione delle immagini Analyze Direct™

I file STL (Stereo Lithography) contenenti i modelli 3D delle ossa sono stati poi importati in un programma di reverse engineering, Geomagic™, dove sono stati successivamente processati e dove tutte le dimensioni richieste per la progettazione delle superfici artificiali sono state rigorosamente rispettate.

Sono stati sperimentati nel nostro studio quattro diversi tipi di dispositivi impiantabili, morfologicamente parlando.

Ciascun dispositivo impiantabile consisteva in una componente tibiale e una componente talare, con superfici articolari complementari.

- Il primo set impiantabile era costituito da superfici articolari che replicavano esattamente le superfici articolari naturali come ottenute dalle immagini ottenute da CT. Questo set è stato definito come ANATOMICAL set;
- Il secondo set impiantabile consisteva nell'approssimazione della superficie talare mediante una forma cilindrica. Questo set è stato definito come CYLINDRICAL set;
- Il terzo set consisteva nell'approssimazione della superficie talare mediante una forma a cono troncato asimmetrico, con l'apice del cono orientato medialmente (basato quindi sulle ipotesi formulate negli studi di Inman et al largamente approfondite nei paragrafi precedenti). Questo set è stato definito come TCMA set (Truncated Cone with Medial Apex) o TCMA set;
- Il quarto set consisteva nell'approssimazione della superficie naturale del talo mediante una forma a cono troncato asimmetrico, con l'apice del cono orientato questa volta lateralmente (basato quindi sulle ipotesi formulate nello studio condotto da S.Siegler et al). Questo set è stato definito come SIEGLER set o indicato con l'acronimo SSCL (Saddle Skewed Cone Laterally).

E' stato poi introdotto un offset uniforme di 1,5 mm per tenere conto dello spessore della cartilagine articolare che non è possibile visualizzate nelle immagini CT.

Per fissare temporaneamente la componente tibiale per la durata della prova sono state utilizzate delle piccole viti, fissandole nei due fori precedentemente creati nella tibia distale. Dall'altra parte, anche la componente talare presentava due fori per consentire il fissaggio temporaneo. Il design di questi elementi di fissaggio era tale da permettere una facile rimozione degli impianti dopo il completamento della prova e la loro sostituzione con l'altra serie di impianti nello stesso esemplare cadaverico.

La progettazione del design dei quattro set impiantabili è stata condotta in Inventor™ e in Geomagic™.

I file STL finali che rappresentano i modelli 3D delle componenti, sono stati poi inviati ad una stampante 3D (Dimensioni Elite™ da Stratasys, Inc.) in grado di

produrre questi prototipi impiantabili in PLA (acido polilattico), con una risoluzione spaziale di 0,2 mm.

6.2.1 ISTRUZIONI PER LA CREAZIONE DEL NUOVO IMPIANTO PROTESICO

Dopo aver importato i file STL (Stereo Lithography) contenenti i modelli 3D delle ossa nel programma Geomagic™, si sono poi creati i vari tipi di impianti protesici da utilizzare nei successivi esperimenti di valutazione cinematica.

In questo paragrafo ci concentreremo sulla creazione del nuovo dispositivo impiantabile, basato sulla nuova concezione talare sopra ampiamente descritta.

E' stato creato e posizionato un piano sul lato mediale dell'astragalo passante attraverso il picco della "spalla trocleare mediale" (il piano è rappresentato dalla linea gialla in Fig. 6.4) . Il piano dovrebbe seguire il picco della spalla andando dalla porzione anteriore, centrale, fino alla posteriore. Il picco della spalla è definito come il punto di flesso.

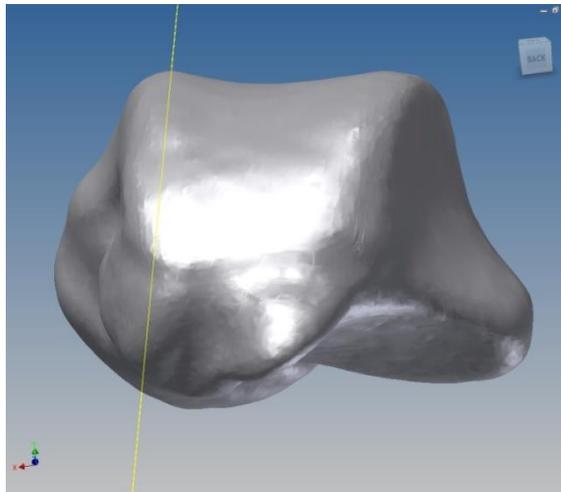


Fig.6.4 Piano passante per la "spalla trocleare mediale"- vista posteriore

- Misurazione del raggio mediale: Delineare il profilo sul piano mediale (perimetro magenta in Fig.6.5).

Proiettare l'asse principale (giallo) sul profilo mediale.

Creare un arco di tre punti (viola): partendo dall'estremità anteriore, fino alla periferia dell'estremità posteriore del bordo trocleare e disegnare un cerchio che rappresenta visivamente l'approssimazione della superficie trocleare.

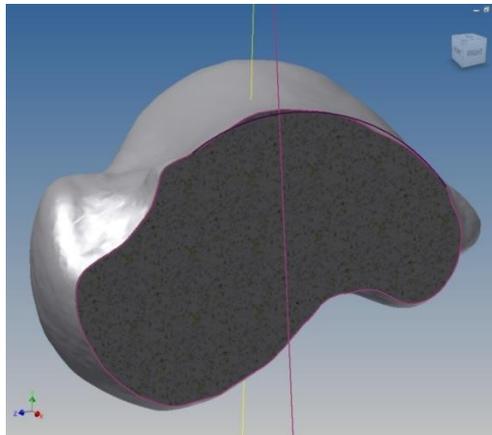


Fig.6.5 Talo sezionato con il piano mediale

- Visualizzare la dimensione del raggio del cerchio. Creare una riga (viola) parallela alla proiezione dell'asse (giallo), passante per il centro del cerchio. Creare un asse collineare (giallo) con la linea verticale (viola) appena creata (Fig .6.7) .

Creare un punto (giallo) sul centro del cerchio .

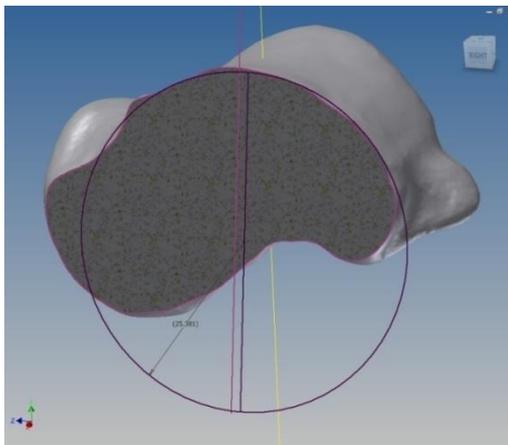


Fig.6.6 Raggio mediale associato al piano mediale

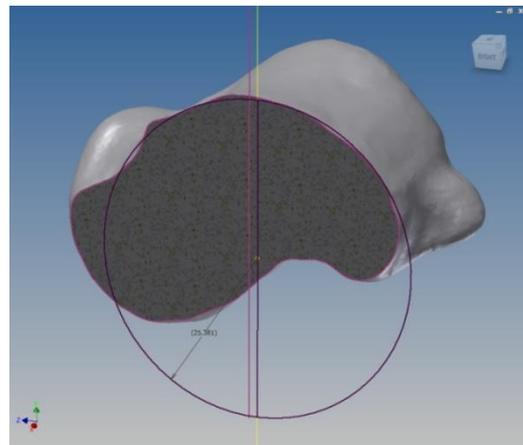


Fig.6.7 Creazione dell'asse collineare

- Individuazione del piano laterale: Creare un piano parallelo al piano mediale ma shiftato di un offset (Figura 6.8). La posizione di questo piano dovrebbe approssimare

la” spalla trocleare laterale”. La distanza dell’offset rappresenta la dimensione della nuova componente.

Delinare il profilo sul piano laterale e proiettare su di esso l'asse superiore-inferiore del lato mediale (Fig. 6.9) .

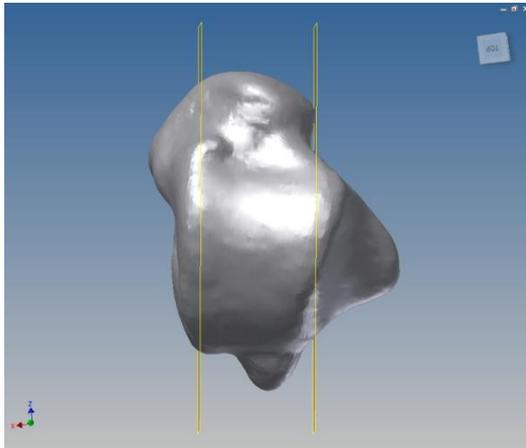


Fig.6.8 Piano laterale

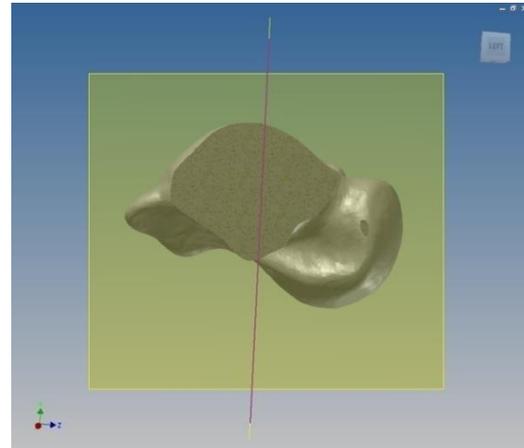


Fig.6.9 Profilo del piano laterale

- Creare un altro piano laterale, inizialmente parallelo al piano laterale appena creato e poi ruotarlo attorno alla linea superiore-inferiore proiettata prima (Fig.6.10). Aggiustare l’orientamento del piano facendo in modo che segua il picco della “spalla” dalla parte anteriore, centrale, alla posteriore (Fig.6.11) .

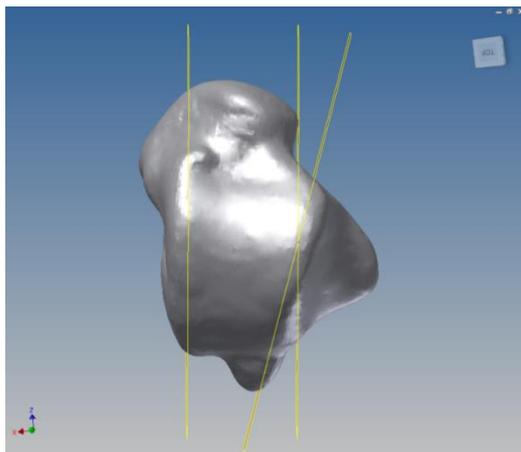


Fig 6.10 Piano laterale ruotato

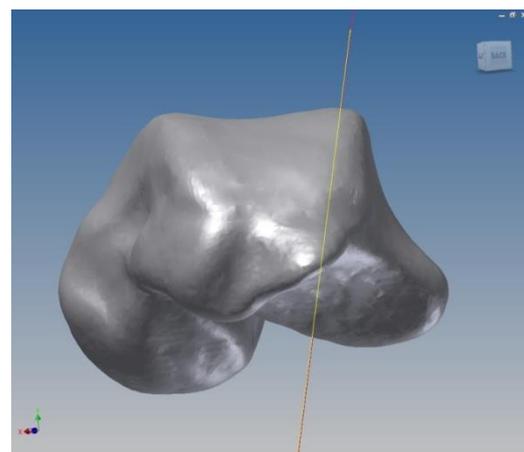


Fig.6.11 Piano laterale orientato

- Misurazione del raggio laterale: Delinare il profilo sul piano appena creato (Fig.6.12). Creare un arco di tre punti (viola) passante dall’estremità anteriore alla

posteriore del bordo trocleare e creare un cerchio (viola) che approssima al meglio la superficie trocleare. Visualizzare la dimensione del raggio del cerchio.

Creare un punto (giallo) al centro del cerchio laterale.

Proiettare il centro del cerchio mediale sul piano laterale. Dalla proiezione del centro del cerchio mediale visualizzare le dimensioni a video come mostrato in Fig. 6.13.

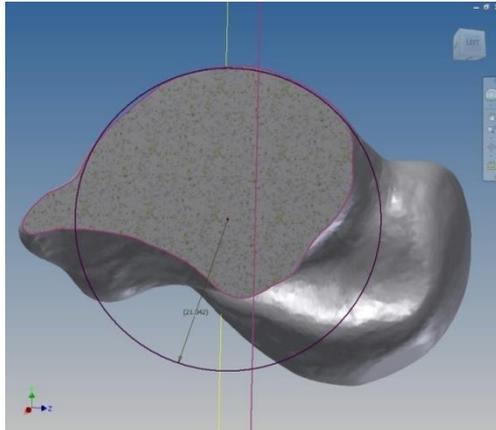


Fig.6.12 Misura del raggio laterale

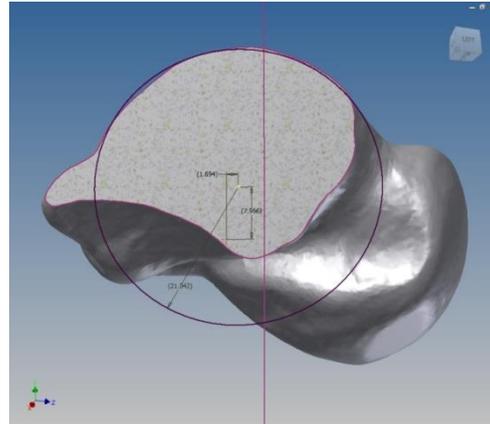


Fig.6.13 Misurazioni rispetto al centro del cerchio

- Creazione dell'asse medio-laterale: Creare un asse (giallo) passante per il centro del cerchio mediale e laterale (Fig. 6.14 e 6.15) .

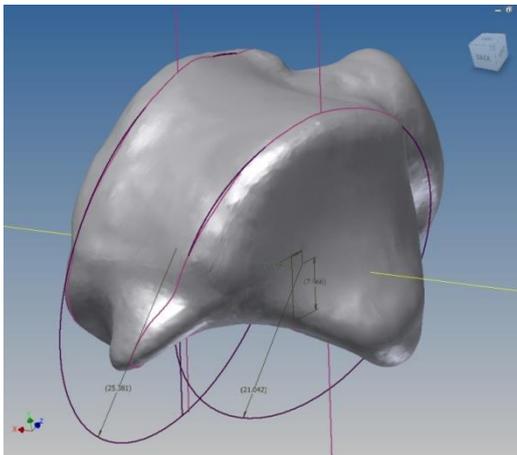


Fig.6.14 Asse mediale-laterale, prospettiva morfologica

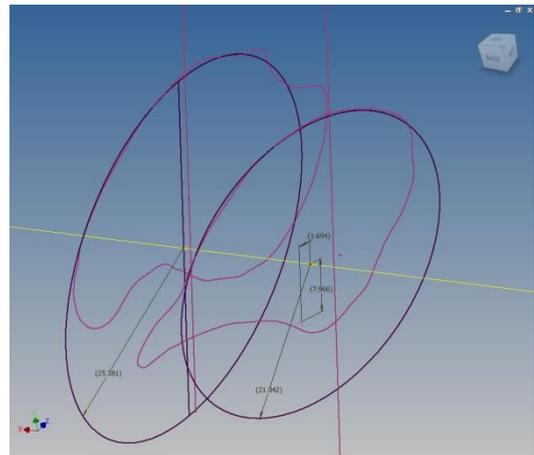


Fig.6.15 Asse mediale laterale

- Individuazione piano centrale: Creare un piano centrale parallelo al piano mediale, shiftato di un offset (Fig. 6.16). La distanza di offset dovrebbe approssimare la

variazione di curvatura lungo la porzione centrale della superficie trocleare da anteriore a posteriore.

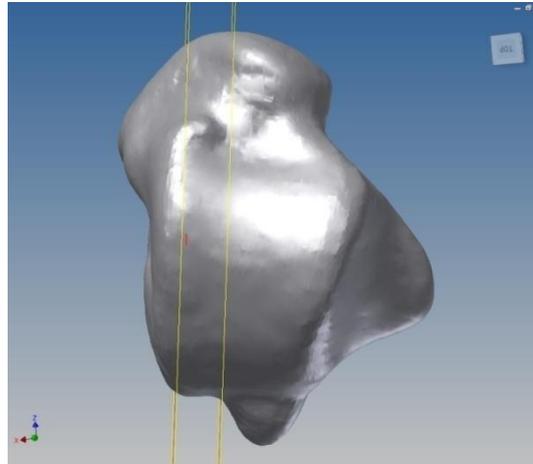


Fig 6.16 Creazione piano centrale

- Delineare il profilo sul piano centrale e su di esso proiettare l'asse superiore-inferiore del lato mediale (Fig. 6.17).

Creare poi un piano, inizialmente parallelo al piano centrale, spostarlo poi di un offset verso il lato mediale e ruotarlo attorno alla linea superiore-inferiore proiettata (Figura 6.18).

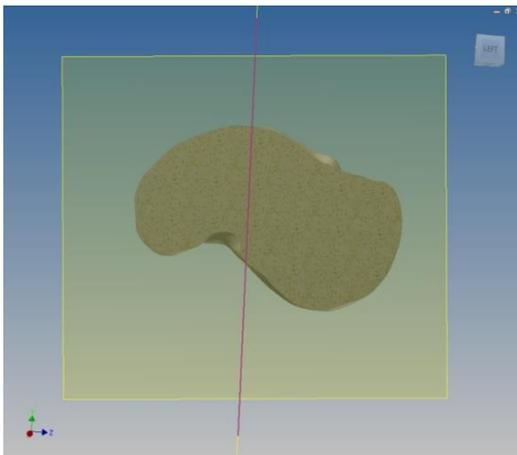


Fig.6.17 Piano Centrale- Asse verticale

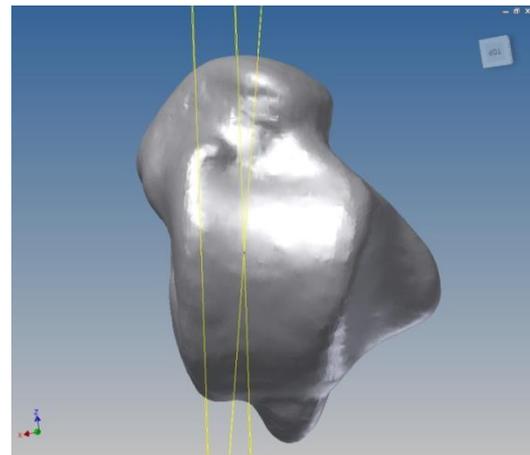


Fig.6.18 Piano centrale ruotato

Fare in modo che il piano segua il punto di flessione dalla parte anteriore, attraverso la centrale fino alla posteriore (Figura 6.19). Il punto di flessione non ha una definizione chiara sul lato posteriore e si può verificare un'inversione della curvatura.

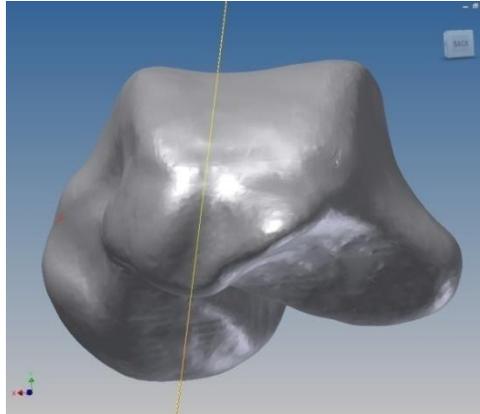


Fig.6.19 Piano Centrale

- Misura del raggio centrale: Delineare il profilo sul piano centrale. Creare un arco di tre punti (viola) passante dall'estremità anteriore alla posteriore del bordo trocleare e creare un cerchio (viola) che approssimi al meglio la superficie trocleare. Visualizzare la dimensione del raggio del cerchio. Creare un punto (giallo) al centro del cerchio-laterale. Evidenziare l'intersezione dell'asse medio-laterale (giallo) con il piano centrale e segnlarla con un punto (magenta) sul piano centrale stesso. Visualizzare le varie dimensioni a video come mostrato in Fig.6.20.

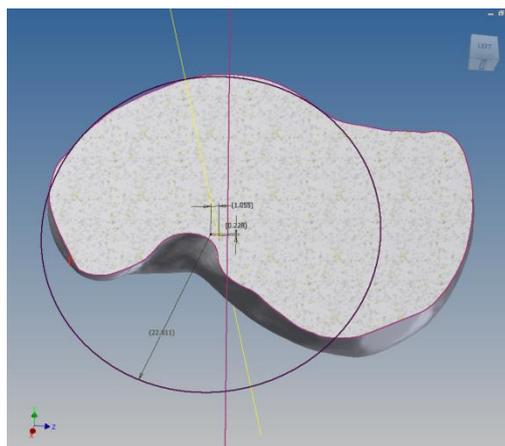


Fig.6.20 Sketch centrale

- Creazione del piano coronale di base (piano colore rosa in Fig. 6.21) : Questo piano è dato dall'intersezione di due assi ovvero l'asse medio-laterale (giallo) e la

proiezione dell'asse principale orientato superiormente-inferiormente (giallo) sul piano mediale (piano di colore giallo).

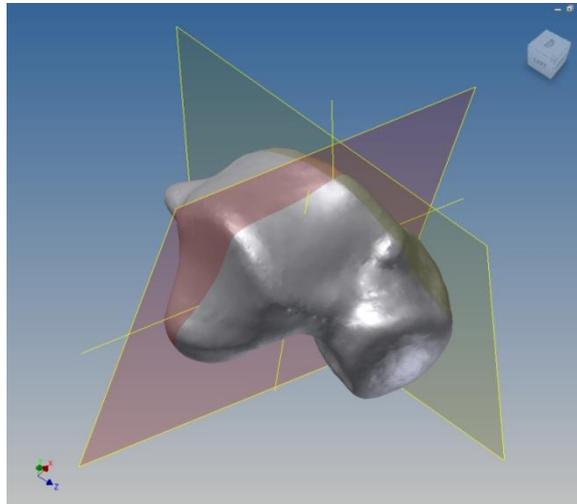


Fig.6.21 Piano base coronale

• Individuazione del piano anteriore: creiamo un piano inizialmente parallelo al piano coronale di base e lo ruotiamo sull'asse mediale-laterale attraverso il bordo anteriore della superficie trocleare (Figura 6.22) . Orientare il piano visivamente in modo da farlo passare attraverso la porzione centrale della “linea di solco” sul margine anteriore, attraverso la sua porzione centrale.

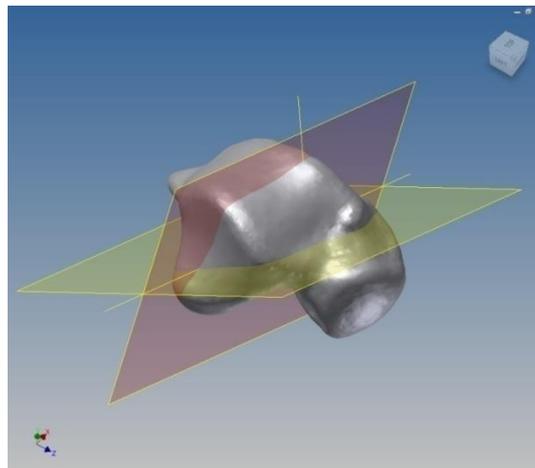


Fig.6.22 Piano anteriore

• Individuazione piano coronale posteriore: creare un piano inizialmente parallelo al piano anteriore, ruotare poi il piano attraverso l'asse medio-laterale

(Fig. 6.23) e orientarlo fino a fare in modo che attraversi il bordo posteriore della superficie trocleare.

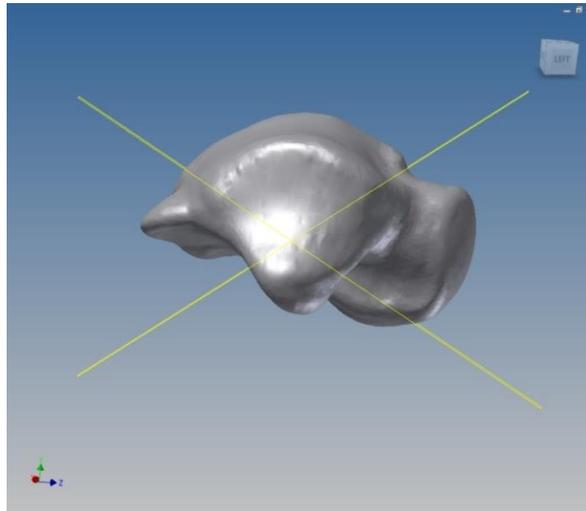


Fig.6.23 Piano posteriore

- Individuazione dei piani coronali intermedi: anteriore-centrale, centrale e centro-posteriore. Creare tre piani in maniera simmetrica e uniforme, partendo dall'anteriore e ruotandolo sull' asse medio-laterale (Figura 6.24).

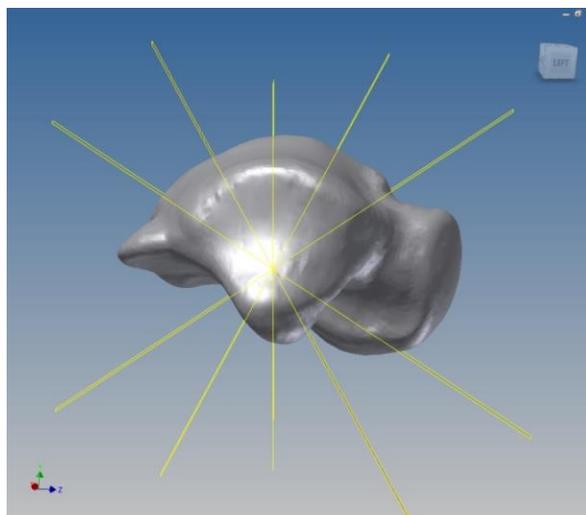


Fig.6.24 Piani coronali intermedi

I dati dimensionali e le costruzioni geometriche viste sopra sono state ottenute al fine di acquisire le caratteristiche morfologiche, le relazioni tra quest'ultime e le misure per creare il modello tridimensionale dell'impianto talare. In questo modo può essere generato al computer un modello parametrico tridimensionale d'impianto (Fig. 6.25).

Caratteristiche come ad esempio l'estensione dell'incisione antero-mediale, il confine postero-laterale e il raggio della "spalla" anteriore-laterale sono definibili solo in forma visiva e quindi sono in parte soggettive.

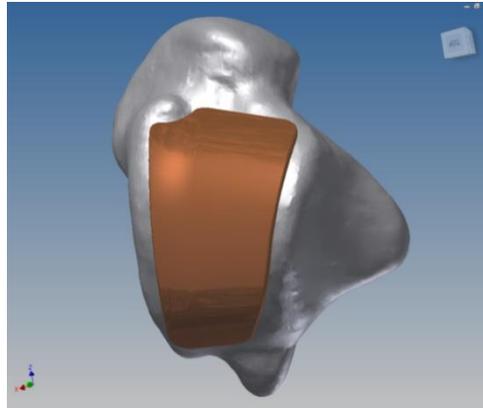


Fig.6.25 Impianto talare

Per creare appunto il modello tridimensionale dell'impianto talare si sono seguiti questi ultimi step:

- Profilo del solco coronale anteriore: La superficie trocleare astragalica dell'impianto sul solco coronale anteriore è approssimata come una linea passante per l'apice del cerchio laterale e l'apice del cerchio centrale e poi la linea continua passando per l'apice del cerchio centrale e l'apice del cerchio mediale (Figura 6.26) .

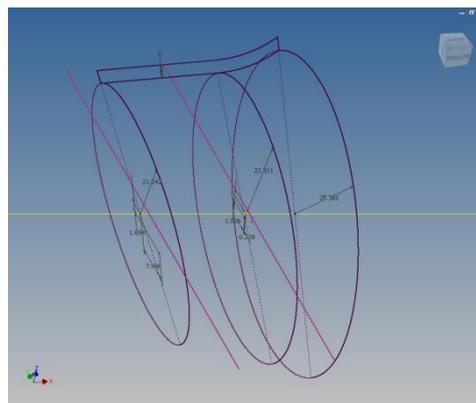


Fig.6.26 Profilo del solco coronale anteriore

- Profilo coronale anteriore–centrale: Lo stesso schema vale per la sezione anteriore-centrale, centrale, centro-posteriore e posteriore con note particolari indicate di seguito.

- Profilo coronale centrale: seguire la stessa costruzione del precedente;
- Profilo coronale centrale-posteriore: è stato osservato avere una curvatura invertita dal centrale al mediale (Fig. 6.27);

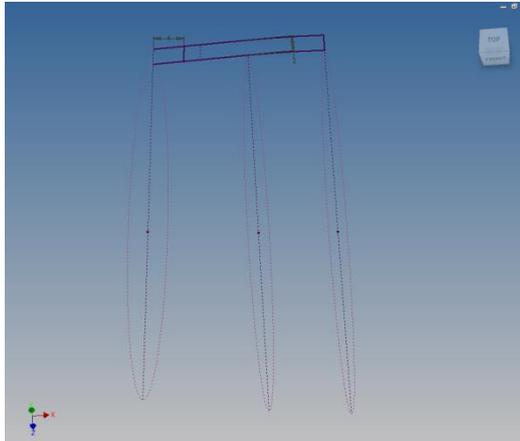


Fig.6.27 Profilo del solco coronale centrale-posteriore

- Profilo coronale posteriore: contiene un offset di 3-4 mm (specifico per ciascun soggetto sulla base di ispezione visiva) per incorporare il margine di estensione naturale posteriore-laterale (Fig. 6.28);

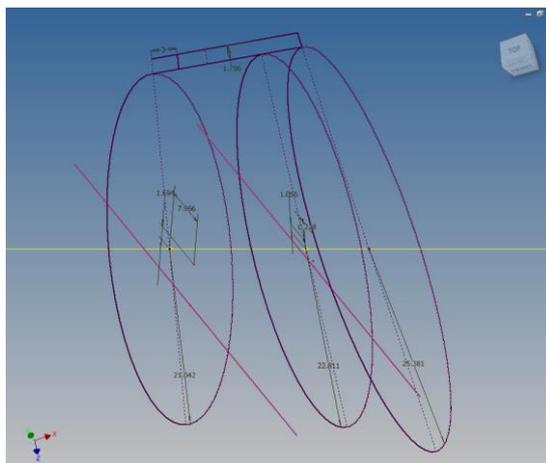


Fig.6.28 Profilo del solco coronale posteriore

- Generazione dell' impianto tridimensionale: sequenza dei profili dell'impianto, dal piano anteriore (estrema destra) al posteriore (a sinistra) con il piano anteriore-centrale, centrale e centro-posteriore tra loro (Fig. 6.29) .

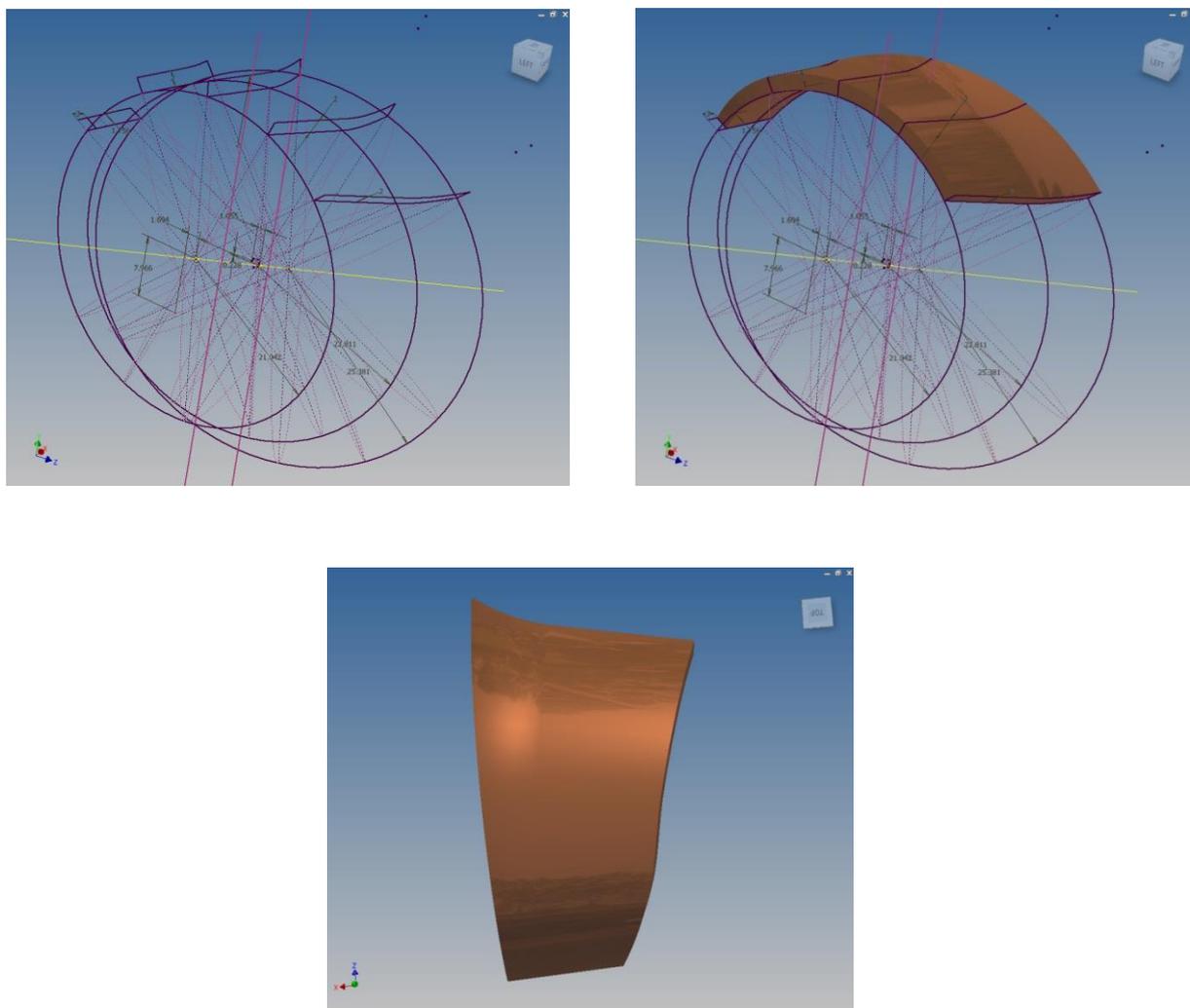


Fig.6.29 Impianto tridimensionale

- Arrotondamento finale dei bordi.

E' stata poi realizzata la componente tibiale in maniera complementare alla morfologia della componente talare.

Questo procedimento, con istruzioni geometriche ovviamente diverse, è stato utilizzato per la realizzazione delle altre componenti talari e tibiali degli altri dispositivi (Anatomical, Cylindrical, TCMA) da testare.

6.3.2 STAMPAGGIO 3D DELLE COMPONENTI

I file STL che rappresentano i modelli 3D degli impianti sono stati poi inviati ad una stampante 3D (Dimension Elite™ da Stratasys , Inc.) che produce i corrispondenti prototipi impiantabili in PLA (acido polilattico), con una risoluzione spaziale di 0,2 mm.



Fig.6.30 Stampante 3D Dimension Elite

Per Stampa 3D si intende la realizzazione di oggetti tridimensionali mediante produzione additiva, partendo da un modello 3D digitale. Il modello digitale viene prodotto con software dedicati e successivamente elaborato per essere poi realizzato, strato dopo strato, attraverso una stampante 3D.

Le stampanti 3D offrono la possibilità di stampare e assemblare parti composte da diversi materiali con diverse proprietà fisiche e meccaniche in un singolo processo di costruzione. Le tecnologie di stampa 3D avanzate creano modelli che emulano molto da vicino l'aspetto e le funzionalità dei prototipi.

Una stampante tridimensionale lavora prendendo un file 3D da un computer e utilizzandolo per fare una serie di porzioni in sezione trasversale. Ciascuna porzione è poi stampata l'una sopra all'altra per creare l'oggetto 3D.

Il procedimento può avvenire per **sinterizzazione laser selettiva** (o SLS, “selective laser sintering”), ovvero scaldando degli appositi materiali, solitamente polveri metalliche o sostanze termoplastiche, per poi sistemarle nella posizione corretta.

Con la modellazione a **deposizione fusa** (oppure FDM, dall’inglese “fused deposition modeling”) si ottiene lo stesso risultato, impiegando però un ugello riscaldato che alza la temperatura del materiale prima di depositarlo. In questo caso sono utilizzati dei filamenti, plastici o metallici, arrotolati su una sorta di matassa che viene progressivamente srotolata durante la stampa.

In ambito industriale siimpiega inoltre la tecnica della **produzione per laminatura degli oggetti** (o “laminated object manufacturing”), in cui ogni strato viene inciso da un laser prima di essere posizionato su quello sottostante.

La stampante 3D Dimension Elite, in uso presso la Drexel University per produrre le componenti protesiche, utilizza la tecnologia FDM (Fused Deposition Modeling).

I modelli vengono stampati in acrilonitrile-butadiene-stirene, con depositi estremamente precisi di materiale partendo dallo strato inferiore. Il modello stampato è immediatamente disponibile, dal momento in cui viene rilasciato dalla stampante. La stampante 3D Dimension Elite utilizza la tecnologia Soluble Support, che consente di dissolvere i supporti in una soluzione a base d’acqua. I modelli così creati potranno quindi essere forati, levigati, sabbiati e verniciati.

All’interno della stampante 3D il filamento in plastica, inserito in un tubo, alimenta la testina di stampa, dove poi viene scaldato fino a raggiungere uno stato semi-liquido ed estruso in strati sottili e precisi.

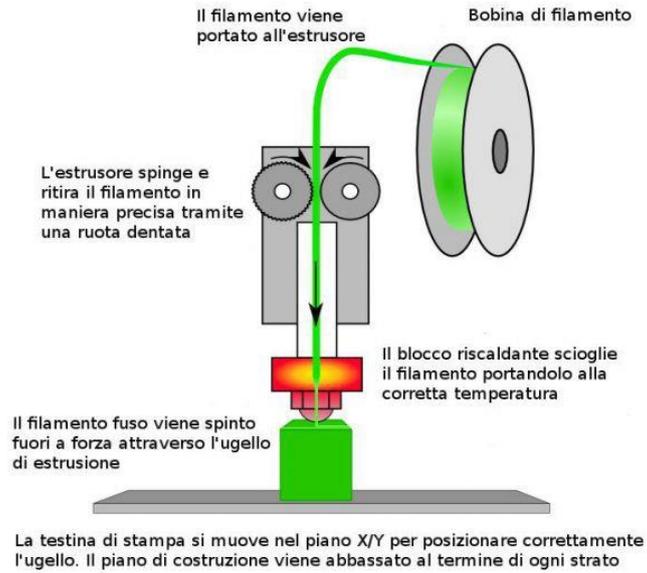


Fig.6.31 Tecnica di stampaggio 3D con modellazione FDM

Al termine della stampa, è sufficiente estrarre la base di plastica riutilizzabile dalla stampante 3D e staccare il modello.

Di seguito si possono vedere i quattro diversi dispositivi impiantabili realizzati presso la Drexel University di Philadelphia: Anatomical, Cylindrical, TCMA set (Troncated Cone with Medial Apex) e SSCL set (Saddle Skewed Cone Lateral).



Fig.6.32 Le varie componenti impiantabili, in ordine dall'alto al basso, Anatomical, SSCL, TCMA, Cylindrical.

6.3 TESTING E RE-TESTING

Dopo aver prodotto i set impiantabili, ogni campione è stato testato per valutare la risposta cinematica sotto carichi applicati controllati.

Ciò ha incluso sia misure sul giunto intatto naturale (Natural) che sui set prototipali impiantati uno alla volta, in modo che le prestazioni di ciascun set possano essere paragonate al corrispondente comportamento naturale.

A tal fine, abbiamo utilizzato un macchinario a sei gradi di libertà, indicato come Ankle Flexibility Tester (AFT), in combinazione con un sistema optoelettronico stereofotogrammetrico per l'acquisizione dei dati di movimento (sistema di navigazione Stryker®, precisione nominale: 0,5 mm e 0,5 gradi) precedentemente utilizzato nella chirurgia assistita dall'elaboratore (Fig. 6.33).

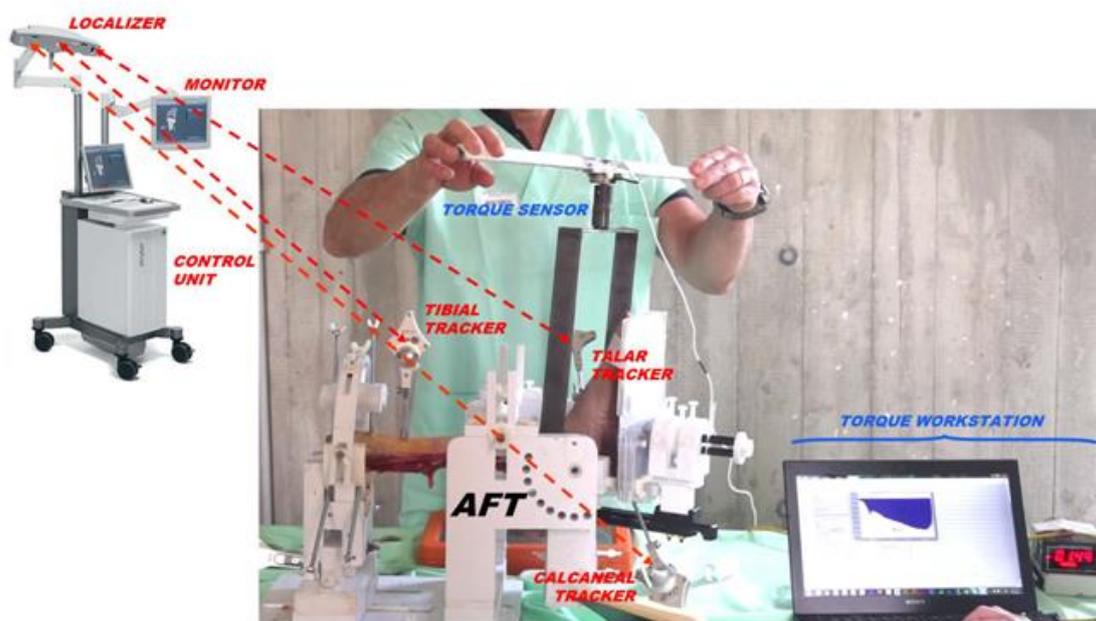


Fig.6.33 Apparato sperimentale che mostra la sperimentazione di un esemplare cadaverico. Il campione è allineato e fissato nella AFT e il loading viene applicato manualmente e registrato mediante un sensore di torsione. Il movimento prodotto alla caviglia (articolazione tibio-talare), all'articolazione sottoastragolica e al complesso di caviglia è registrato dal sistema di acquisizione dei dati cinematici optoelettronico (Surgical Navigator).

L'AFT era già stato validato ed utilizzato in precedenti studi in vitro ed in vivo. Il dispositivo fornisce la capacità di applicare coppie controllate attraverso il complesso della caviglia mediante il torque sensor.

Nella prima prova, il movimento di flesso/estensione è stato prodotto caricando manualmente la pedana dell'AFT con movimento nel piano sagittale, senza l'uso del sensore di coppia. Non è stato utilizzato alcun sensore di coppia a causa della grande flessibilità del complesso articolare in questa direzione di rotazione. Nelle prove successive, il movimento è stato applicato manualmente per mezzo di uno strumento di torsione attraverso gli assi di inversione/eversione e rotazione interna/esterna. Queste coppie sono state applicate a partire da tre differenti posizioni del piede all'interno dell'arco di flessione, cioè la posizione neutra, la dorsiflessione massima (MaxDorsi), e la massima plantarflexione (MaxPlantar). Almeno quattro cicli di carico-scarico sono stati applicati in ciascuna prova ad una bassa velocità di circa 5 cicli al minuto.



Fig.6.34 Sperimentazione con l'AFT, di un esemplare cadaverico con piede in posizione neutra, rispettivamente testato in dorsiflessione (prima figura), inversione/eversione (seconda figura) e rotazione interna/esterna (ultima figura).



Fig.6.35 Sperimentazione con l'AFT, di un esemplare cadaverico con piede dorsiflesso, rispettivamente testato in inversione/eversione (prima figura) e rotazione interna/esterna (seconda figura).

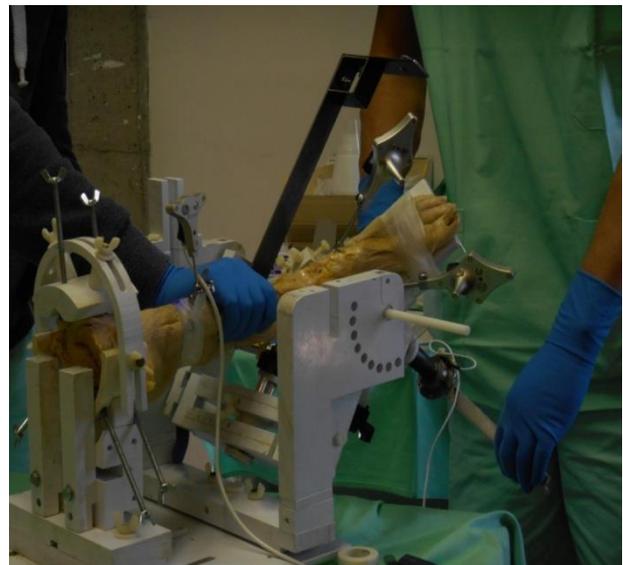
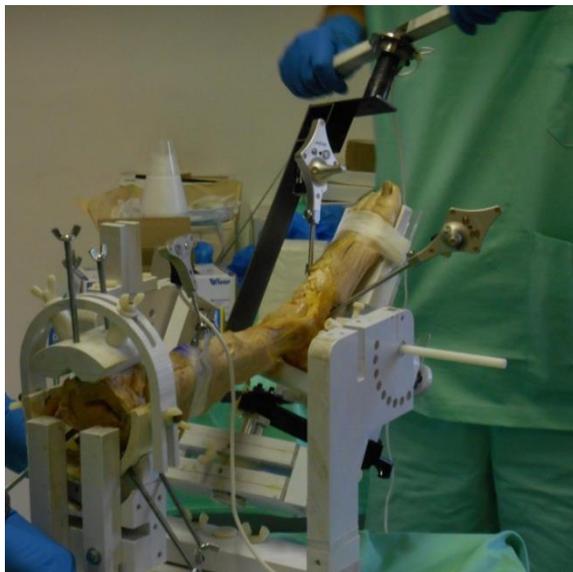


Fig.6.36 Sperimentazione con l'AFT, di un esemplare cadaverico con piede plantarflesso, rispettivamente testato in inversione/eversione (prima figura) e rotazione interna/esterna (seconda figura).

Simultaneamente all'applicazione delle coppie, il sistema optoelettronico veniva utilizzato per tracciare il movimento delle ossa (tibia, astragalo e calcagno).

Il sistema optoelettronico, approfondito qui di seguito, è costituito da un sensore fotocamera, un computer con software dedicato e quattro inseguitori con 5 emettitori-diodi ciascuno, in grado di registrare il moto di un corpo rigido nello spazio. Tre inseguitori sono stati fissati in modo sicuro alla tibia, astragalo e calcagno per registrare il movimento corrispondente. Il quarto inseguitore è stato utilizzato per il controllo del sistema e digitazioni dei punti di riferimento.

6.3.1 IL NAVIGATORE CHIRURGICO

Il sistema di navigazione chirurgica è un insieme di dispositivi di nuova generazione [Siston et al. 2007] che aiutano il chirurgo a eseguire un impianto protesico in maniera più accurata e riproducibile, riducendo al minimo l'invasività [Adams et al. 2007].

Sviluppato originariamente per l'assistenza computerizzata alla TKR (Total Knee Replacement) e poi applicato nell'artroplastica di altre articolazioni (ad esempio l'anca), fornisce un supporto grafico-geometrico che riduce l'errore nell'allineamento delle componenti protesiche. Infatti, tramite l'acquisizione di dati anatomici, funge da guida sia per l'individuazione del corretto orientamento degli assi meccanici degli arti, sia per l'esecuzione delle resezioni ossee e dei fori per l'ancoraggio finale degli elementi protesici. Permette quindi un controllo intra-operatorio, con lo scopo finale di ottenere un impianto compatibile con la mobilità fisiologica e con il naturale ruolo dei legamenti.

La tecnologia di base di un sistema di navigazione chirurgica è puramente stereofotogrammetrica. Si basa, quindi, su apparati di telecamere all'infrarosso e di marcatori attivi (foto emettitori) o passivi (foto riflettori). Questi ultimi sono parte integrante di due particolari dispositivi: il tracciatore o *tracker* e il puntatore o *pointer*. Il primo, fissato all'osso attraverso pin bicorticali, in una fase che prende il nome di "strumentazione dell'osso", è utile per definire una terna tecnica, di ausilio, solidale con il segmento osseo in questione. Il puntatore permette di acquisire punti di reperi anatomici, operazione usualmente chiamata calibrazione anatomica. Grazie alla sua punta lunga e sottile consente l'accesso anche allo spazio intra-articolare.

I segnali infrarossi emessi sia dal puntatore che dal tracciatore, vengono ripresi da un sistema appropriato di telecamere, per poi essere opportunamente elaborati da un software dedicato. Quest'ultimo esprimerà le coordinate del punto acquisito relativamente alla terna tecnica. L'acquisizione di più reperi di un segmento osseo, rispetto alla stessa terna tecnica solidale con esso, consente di definire un sistema di coordinate anatomico per lo stesso osso. Una volta calcolato, tale riferimento viene visualizzato su un monitor integrato al sistema di navigazione. Si offre così in tempo reale un supporto grafico-geometrico all'impianto protesico.

Il navigatore chirurgico offre anche l'opportunità di acquisire un'intera superficie ossea. In tal caso si parla di calibrazione continua: il puntatore viene mantenuto attivo per il tempo necessario alla registrazione di un numero prefissato di punti, secondo la frequenza propria del sistema.

Una volta stimata la situazione generale della zona anatomica sulla quale si interviene (terne anatomiche, eventuali altri reperi, etc.), il chirurgo esegue un'ulteriore fase di strumentazione, relativa però alla guida di taglio. Nella visualizzazione su monitor, il quadro anatomico e quello di taglio vengono sovrapposti, così da fornire un supporto visivo in tempo reale delle azioni finora compiute. Tramite aggiustamenti manuali l'operatore clinico potrà così posizionare la guida di taglio ed eseguire le resezioni ossee, secondo ciò che è richiesto dalla specifica artroplastica. Come ulteriore accorgimento prima di fissare le componenti protesiche in maniera definitiva, il sistema di navigazione consente al chirurgo di eseguire opportuni aggiustamenti alla presunta posizione di impianto. Infatti, tramite l'elaborazione di dati cinematici intra-operatori (ad esempio in riferimento al ginocchio: gradi di varo/valgo, intra/extra rotazione, ab/adduzione) da parte del software integrato, è possibile confrontare se il comportamento che si osserva a livello articolare è ancora patologico come nella fase precedente alla chirurgia, oppure è nettamente migliorato. Quest'ultimo quadro clinico è indice di posizione ottima di impianto delle componenti protesiche e di successo finale dell'intervento.

Il navigatore chirurgico della Stryker-Leibinger, utilizzato per le nostre sperimentazioni presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, rispecchia perfettamente filosofia di base, tecnologia e tipo di supporto dei navigatori chirurgici di cui si è parlato sopra.

Basato sul metodo della navigazione senza ausilio di immagini, nasce per l'assistenza computerizzata alla chirurgia protesica di ginocchio e anca. Il sistema comprende le seguenti componenti (Fig. 6.37):

- strumentazione elettronica per l'analisi dell'allineamento meccanico della gamba, per il posizionamento protesico e per la quantificazione della cinematica del ginocchio;
- guide di taglio, chiamate anche gighe;
- componenti protesiche;

In particolare la strumentazione elettronica è costituita da:

- un laptop su cui è caricato il software dedicato;
- una piattaforma ad hardware dedicato;
- una serie di telecamere ad infrarossi inglobate in un unico contenitore metallico orientabile chiamato localizzatore o *localizer*;
- tre strumenti emettitori chiamati "strumenti intelligenti" o *smart tool*, ovvero due tracciatori o tracker e un puntatore o pointer, sui quali sono fissati cinque marker attivi, di cui quattro complanari.

Il pointer, come già anticipato, è un dispositivo tramite cui il chirurgo può eseguire calibrazioni anatomiche, selezionare e guidare il menù del programma, funzionando come una sorta di "mouse".

I tracker, invece, fungono da terne tecniche specifiche e solidali con l'osso a cui sono fissati. Essi sono in grado di seguirne fermamente il movimento, costituendo con esso un singolo corpo rigido, e permettendo di eliminare errori legati agli artefatti da tessuto molle associati a marcatori cutanei tipici dell'analisi del cammino. I due tracciatori sono diversi l'uno dall'altro e funzionano a differenti frequenze. Questo li rende inconfondibili dal sistema che li riconosce.

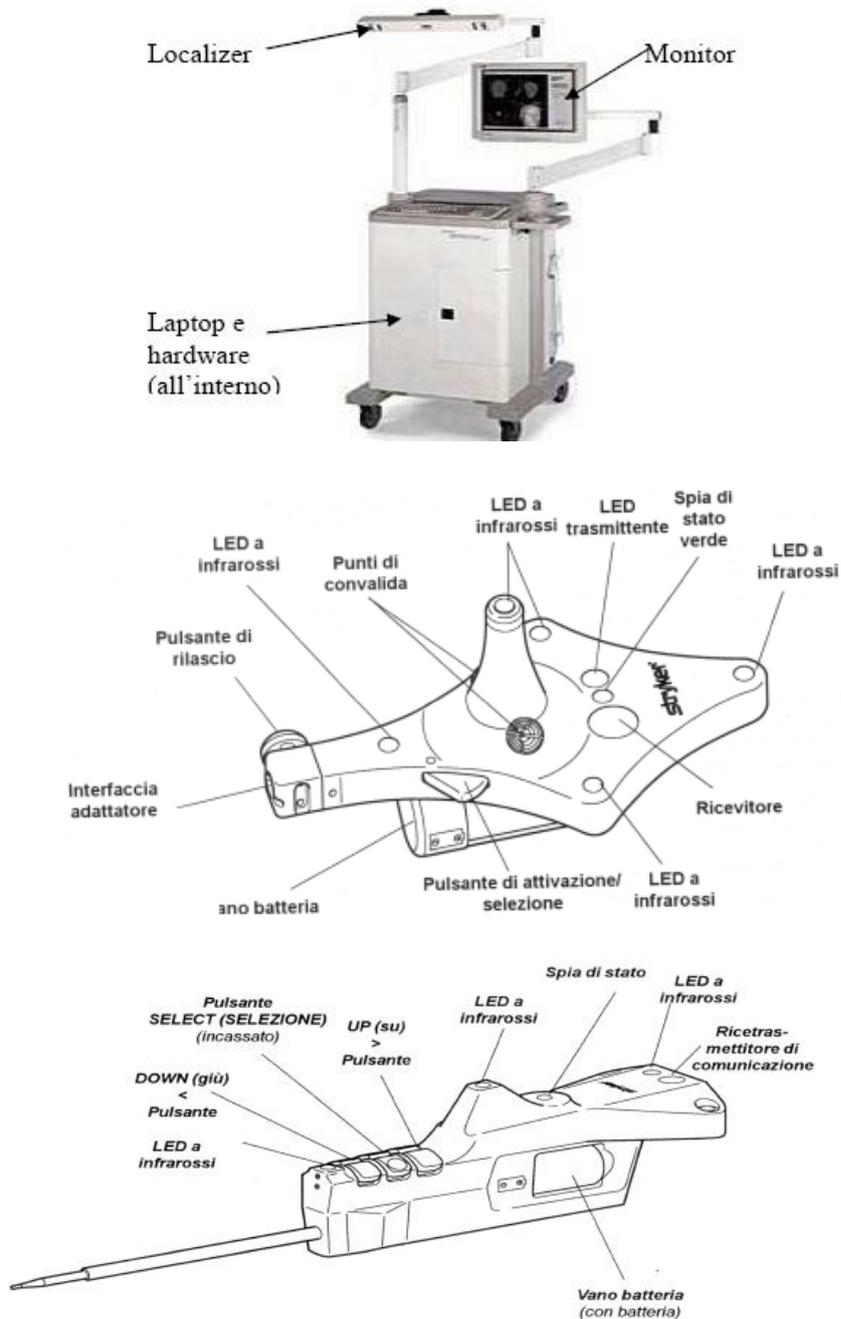


Fig. 6.37 Stazione di lavoro (workstation) del sistema di navigazione chirurgica della Stryker-Leibinger e strumenti in dotazione con il sistema di navigazione chirurgica della Stryker-Leibinger: (a sinistra) un tracciatore, (a destra) il puntatore.

Si consideri un tracker orientato verso il basso e in maniera tale che i relativi marcatori risultino frontali al lato del localizzatore contenente i fori di vista dei sensori. Allora il sistema di riferimento locale associato (**LF**), visto dal localizzatore è così definito (Fig. 6.38):

- asse x: asse normale al piano definito da tre dei quattro marcatori complanari (il quarto è ridondante) e uscente dal piano stesso a partire dall'unico marcatore in rilievo;
- asse y: asse passante tra i due marcatori laterali e puntante verso il lato sinistro del localizzatore;
- asse z: asse passante per il marcatore più inferiore e per quello più superiore e puntante verso l'alto.

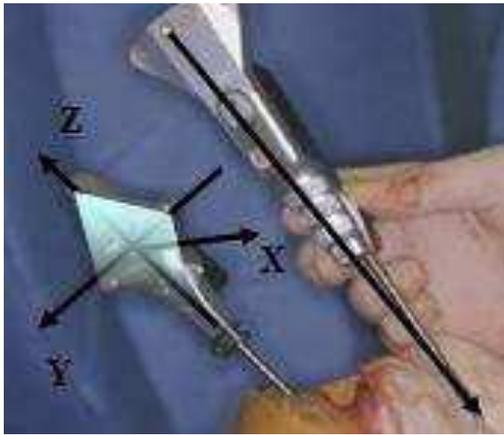


Fig. 6.38 Sistema di riferimento del tracciatore (a destra); sistema di riferimento del localizzatore (a sinistra).

Solitamente si orienta il localizzatore in modo tale che i fori di vista dei tre sensori optoelettronici siano allineati parallelamente al suolo e quasi orizzontalmente rispetto ai tracker. Su di esso è stabilita una terna cartesiana destrorsa rispetto alla quale il sistema di navigazione registra il movimento dei tracciatori. Essa, con il nome di sistema di riferimento del localizzatore (**GF**), nella posizione considerata è così definita (Fig. 4.38): l'asse x corre lungo il contenitore puntando verso sinistra; l'asse y è quasi verticale, diretto verso il basso e perpendicolare al precedente; l'asse z è ad essi ortogonale.

Tutta la stazione di lavoro occupa un raggio di 50 cm e deve essere posta a circa 1.5-2 m dal campo operatorio. La comunicazione tra smart tool e telecamera avviene tramite diodi fotoemettitori (LEDs) con frequenza sui 20 Hz.

L'accuratezza del sistema di navigazione chirurgica nella valutazione delle rotazioni e traslazioni corrisponde rispettivamente a 0.5° e 0.5 mm e la frequenza con cui esso campiona il segnale ricevuto dai tracciatori è di 10 Hz.

6.3.1.1 IL SOFTWARE DI RICERCA

L'uso del navigatore chirurgico della Stryker-Leibinger non è riservato solo all'ottimizzazione dell'impianto protesico di anca o ginocchio, ma trova largo impiego anche in studi clinico-scientifici, finalizzati alla pura ricerca. La versione navigata per questo tipo d'indagine si limita ad alcune finestre di dialogo, in uno specifico ambiente "research", che abilitano il chirurgo, o qualunque altro operatore, solamente alla digitalizzazione libera di punti e superfici (modalità *points*), e alla registrazione illimitata di movimenti articolari (modalità *movements*). La particolarità essenziale del tool di ricerca consiste nella disponibilità di un tracker aggiuntivo. Usato chirurgicamente per la navigazione vertebrale e a soli scopi scientifici per lo studio del movimento dell'articolazione femoro-rotulea, esso è riconosciuto dal software del sistema di navigazione. Denominato tracciatore rotuleo o *patellar tracker* appare assieme al *femur tracker* e al *tibial tracker* nelle finestre di dialogo.

Nella modalità *points* è possibile scegliere se navigare femore, tibia o rotula. Una volta scelto il segmento osseo di riferimento la calibrazione dei punti è eseguita, per default, rispetto al tracker ad esso solidale. La finestra di dialogo permette comunque anche la possibilità di calibrare i reperi nei sistemi di riferimento degli altri due tracciatori. Inoltre ad ogni sessione di calibrazione può essere assegnata una *label*. Le stesse considerazioni valgono anche per la modalità *movements*.

I dati ottenuti mediante i processi di calibrazione sono visibili in due file con estensione csv: quello che ha in memoria i punti è denominato *patientname_right/leftleg_pointes.csv*, mentre quello che comprende i movimenti è denominato *patientname_right/leftleg_movements.csv*. Essi sono il risultato di una sorta di filtraggio operato dal software del sistema per eliminare dai file.ktr, generati dalla navigazione standard, le informazioni non necessarie ai fini della ricerca. Le voci *patientname* e *right/leftleg* vengono impostate dall'operatore al momento dell'accensione del dispositivo di monitoraggio.

I file *_points.csv* presentano 12 campi per colonna: PointName, Comment, Number, FemurX, FemurY, FemurZ, TibiaX, TibiaY, TibiaZ, PatellaX, PatellaY, PatellaZ. Tali voci rappresentano rispettivamente: il nome interno dato dal sistema, il nome visibile scelto dall'utente, il numero di punti della registrazione, le coordinate X, Y, Z della

punta del pointer (ovvero dei reperi da esso digitalizzati) relative, in sequenza, ai tracciatori di femore, tibia e patella.

I file `_movements.csv` presentano, invece, 24 campi per colonna: `MovementName`, `Comment`, `Number`, `FemurX`, `FemurY`, `FemurZ`, `FemurAlpha`, `FemurBeta`, `FemurGamma`, `TibiaX`, `TibiaY`, `TibiaZ`, `TibiaAlpha`, `TibiaBeta`, `TibiaGamma`, `PatellaX`, `PatellaY`, `PatellaZ`, `PatellaAlpha`, `PatellaBeta`, `PatellaGamma`. Tali voci rappresentano rispettivamente: il nome interno generato dal sistema, il nome visibile generato dall'utente, il numero di punti registrati, le coordinate X, Y, Z dell'origine di LF di femore rispetto a GF, gli angoli di Eulero in gradi tra gli assi X, Y, Z di LF di femore e i corrispondenti di GF, le coordinate X, Y, Z dell'origine di LF di tibia rispetto a GF, gli angoli di Eulero in gradi tra gli assi X, Y, Z di LF di tibia e i corrispondenti di GF, le coordinate X, Y, Z dell'origine di LF di patella rispetto a GF, gli angoli di Eulero in gradi tra gli assi X, Y, Z di LF di patella e i corrispondenti di GF.

6.3.1.2 STRUMENTO DI MISURA PER LA CINEMATICA DI CAVIGLIA

Il sistema di navigazione chirurgica della Stryker-Leibinger, date le sue enormi potenzialità, può essere impiegato come valido e preciso strumento di misura circa la cinematica e l'anatomia della caviglia, in ambiti investigativi di tipo clinico-ingegneristico come lo studio sperimentale oggetto di questa tesi. Infatti la possibilità di accedere tramite il puntatore direttamente allo spazio intra-articolare e di acquisire il movimento tridimensionale dell'osso tramite tracciatore ad esso solidale, elimina ogni artefatto associato allo scorrimento relativo tra pelle e ossa. Questo aspetto è fortemente rilevante e segna il netto vantaggio che la ricerca protesica può trarre da un'analisi in-vitro della tibiotarsica rispetto a un'analisi in-vivo, dove l'artefatto da tessuto molle è difficilmente compensabile.

Le fasi di digitalizzazione di punti anatomici e registrazione di movimenti articolari, avvengono per la caviglia nelle medesime modalità viste per il ginocchio, nella versione navigata per la ricerca. Nonostante non siano progettati per lo scopo proposto in questo studio, gli strumenti integrati al sistema di navigazione possono comunque subire un adattamento, senza che venga compromesso il loro principio di funzionamento. In particolare le modifiche da attuare sono due e riguardano il posizionamento dei

tracciatori sui segmenti ossei. Partendo dal presupposto che i tracciatori disponibili sono tre e che ciascuno di essi funziona a una propria frequenza che lo rende distinguibile dagli altri, nulla impedisce di fissarli a segmenti ossei differenti da quelli a cui solitamente sono solidali. Nasce così l'idea di associare per ciascuna sperimentazione il tibial tracker, il femur tracker e il patellar tracker alla tibia, astragalo e calcagno.

I sistemi di riferimento del localizzatore e dei tre tracciatori, essendo definiti su componenti ad essi integrati, ovvero sensori e marcatori rispettivamente, sono insensibili a qualsiasi cambiamento all'interno del campo di vista, sono pertanto invarianti del sistema.

Il sistema di navigazione chirurgica impostato, con tutte le varianti sopra descritte, nella modalità di ricerca, permette di ottenere informazioni quantitative sulla cinematica articolare sia della caviglia intatta che di quella protesizzata.

Data la sua semplicità e flessibilità di utilizzo in aggiunta all'accuratezza delle misure che fornisce, si presta ad essere un ottimo dispositivo di monitoraggio per il conseguimento degli obiettivi finali di questo studio sperimentale. Ovviamente il buon esito di questa ricerca non può prescindere dalla definizione di un protocollo sperimentale metodico e accurato e dalla sua corretta esecuzione.

6.3.2 IL TORQUE SENSOR

Il dispositivo già nominato precedentemente, fornisce la capacità di applicare coppie controllate attraverso il complesso di caviglia mentre viene misurato il moto prodotto in risposta alla caviglia (tibia-astragalo), alla sottoastragalica (astragalo-calcagno) e al complesso caviglia (tibia-calcagno).

Il movimento di inversione/eversione e rotazione interna/esterna è stato applicato manualmente per mezzo di questo strumento di torsione attraverso gli assi di inversione/eversione e rotazione interna/esterna e a partire da tre differenti posizioni all'interno dell'arco di flessione, cioè il neutro (neutro), la dorsiflessione massima (MaxDorsi), e la massima plantarflessione (MaxPlantar). Almeno quattro cicli di carico-scarico sono stati applicati in ciascuna prova ad una bassa velocità di circa 5 cicli al minuto.

Il torque sensor utilizza un piccolo sensore di coppia a reazione flangiato e quello da noi utilizzato è il Modello 2102.

E' costruito in lega di acciaio nichelato che ne migliora la durata in ambienti industriali difficili.

Questi modelli non hanno parti mobili e utilizzano quattro estensimetri incollati su una speciale porzione del trasduttore per ottenere una non linearità massima dello 0,1% .

Le applicazioni tipiche includono frenata del pneumatico, dinamometri a motore, test di attrito-slittata e la misurazione del momento come nel nostro caso.

Il torque sensor nella nostra sperimentazione, era collegato ad un software di simulazione dinamica ADAMS™ (Analysis Dynamic Multibody) installato su pc.

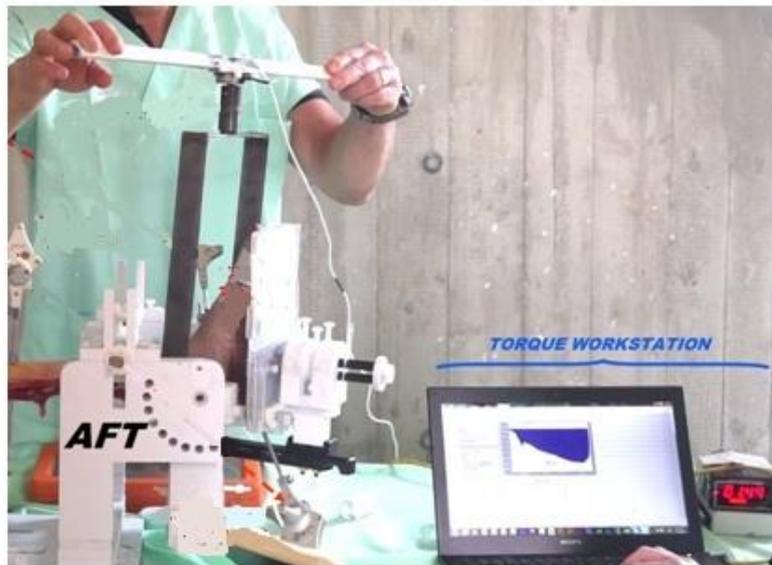


Fig. 6.39 Torque sensor e torque workstation

Un sistema dinamico multibody consiste di corpi solidi connessi tra loro tramite giunti che ne limitano il relativo movimento. Lo studio della dinamica multibody è l'analisi di come questi sistemi si muovono sotto l'influenza di specifiche forze, detta anche dinamica diretta.

L'analisi dinamica è importante perché la progettazione richiede frequentemente di comprendere come le parti in movimento interagiscono tra loro.

In questo modo abbiamo potuto registrare i dati riferiti al momento (N*m) che abbiamo utilizzato in seguito per analisi circa la flessibilità. Quest'ultima è stata effettuata a

seguito della sincronizzazione dei dati riferiti alla dinamica con i dati cinematici in quanti i primi sono stati campionati con frequenza 100 Hz e i dati cinematici con frequenza 10HZ.

6.3.3 PROTOCOLLO SPERIMENTALE

Il protocollo sperimentale seguito per questo studio si articola nei diversi passi di seguito elencati. Per ognuno di essi vengono espressi dettagli importanti, indispensabili per un'adeguata, oltre che accurata, acquisizione dei dati cinematici e quindi, per il buon esito dell'esperimento.

1. *Posizionamento del preparato anatomico sull' AFT (Ankle Flexibility Tester):* Posizionarlo in modo da avere la tibia distesa orizzontalmente, la caviglia a 90 gradi e il piede leggermente supportato. Serrare le viti di supporto alla tibia. Aggiustare la posizione della caviglia in modo che l'asse di flessione/estensione sia a metà tra il malleolo laterale e il mediale. Muovere la pedana sotto la pianta del piede contro il piede in modo da mantenere compressione e il piede a 90 gradi. Fissare la pedana al piede usando il velcro e al calcagno usando le due viti calcaneari presenti.

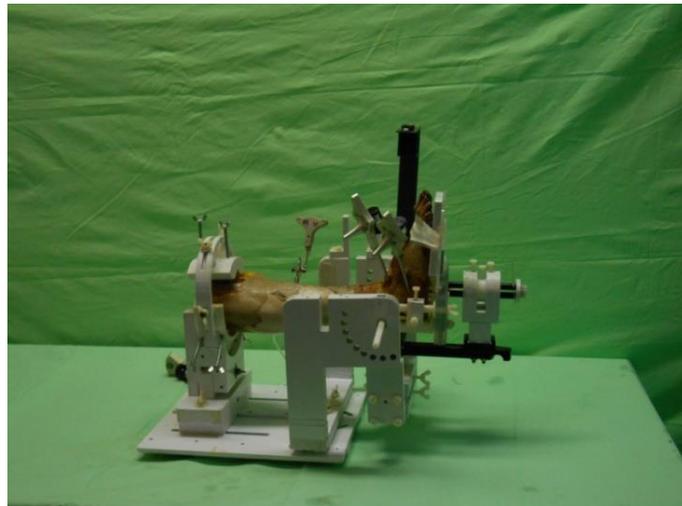


Fig. 6.40 Posizionamento della gamba cadaverica sull'AFT

2. *Tracciatori per tibia, astragalo e calcagno*: il tibial tracker, il talus tracker e il calcaneus tracker devono essere ben fissati a livello del lato prossimo-mediale della tibia, a quello laterale del collo dell'astragalo e alla parte distale del calcagno, in direzione antero-posteriore. Questa posizione è ideale per evitare che tra di essi si instauri, durante la fase di acquisizione della cinematica articolare della caviglia, una possibile interferenza reciproca;

3. *Inizializzazione del sistema di navigazione chirurgica della Stryker-Leibinger*: in questa fase ogni parte del dispositivo di monitoraggio deve essere attivata, i sensori del localizzatore devono essere collegati alla stazione di lavoro e gli smart tool devono essere attivati tramite un interruttore posto ai lati;

4. *Validazione del pointer*: si ottiene mediante la calibrazione col pointer stesso di un punto noto su uno dei due tracker;

5. *Digitare i seguenti punti di riferimento anatomici precedentemente marcati (Fiduciary Points), tramite puntatore, sulle superfici delle strutture ossee di gamba e piede*:

Per la tibia i tre punti di repere da acquisire sono:

- tuberosità tibiale (TI1);
- malleolo mediale (TI2);
- punto mediale o laterale lungo la tibia (TI3)

Per la fibula i tre punti di repere da acquisire sono:

- testa prossimale della fibula (FI1)
- malleolo laterale (FI2)
- punto mediale o laterale lungo la fibula (FI3)

Per l'astragalo i tre punti anatomici da acquisire sono:

- posteriore (TA1);
- collo astragalo (TA2);
- mediale o laterale (TA3)

Per il calcagno i tre punti anatomici da acquisire sono:

- posteriore sotto il tendine d'achille (CA1);
- mediale (CA2);
- laterale (CA3)

6. *Digitare di punti di riferimento anche sull'AFT (vedi Fig.6.41):*

- Digitare quattro punti sulla pedana di base: B1-laterale prossimale, B2-laterale distale, B3-medio distale, B4-medio prossimale.
- Digitare quattro punti sulla pedana d'appoggio del piede: F1-laterale prossimale, F2- laterale distale, F3 mediale distale, F4- mediale prossimale.
- Digitare due punti sull'asse dell'AFT: A1 asse laterale e A2 asse mediale.

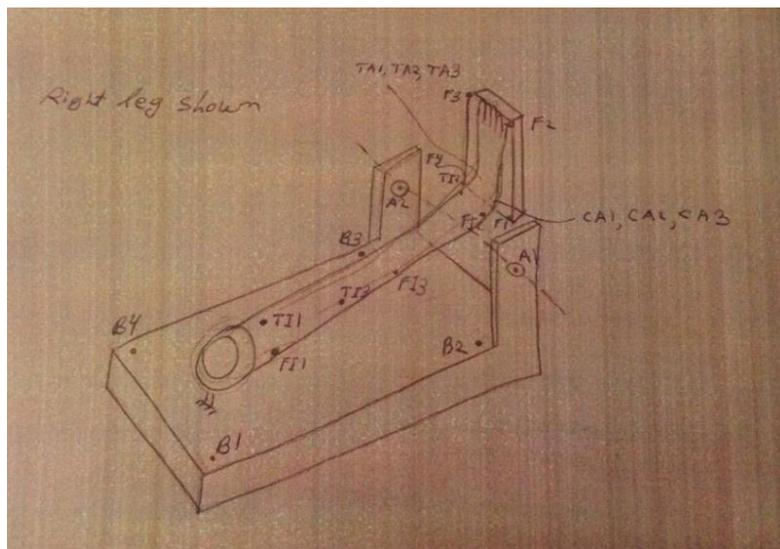


Fig. 6.41 Punti digitalizzati sui vari segmenti ossei e sull' Ankle Flexibility Tester (AFT)

7. *Acquisizione della cinematica della caviglia intatta:* partendo dalla posizione di riposo o posizione neutra con la caviglia 90 gradi, il piede viene portato in massima flessione plantare rispetto alla gamba, poi l'operatore deve alzare lentamente il piatto mobile dell'AFT così da spingere progressivamente la caviglia al massimo grado raggiungibile di flessione dorsale. Raggiunto tale limite la caviglia deve essere riportata gradualmente alla sua condizione iniziale neutra, abbassando nuovamente la leva

orizzontale. Gli estremi del movimento sono imposti esclusivamente dai vincoli naturali della tibiotarsica. Viene ripetuto questo ciclo descritto per cinque volte.

Poi, usando in aggiunta il sensore di torsione, portare il piede in inversione/eversione (iniziando con l'inversione) sempre partendo dalla posizione neutrale e in rotazione interna/esterna (iniziando con la rotazione interna). Ripetere queste ultime operazioni anche con il piede non più in posizione neutra ma in massima dorsiflessione (che risulta di circa 20 gradi) e poi in massima plantarflexione (circa 40 gradi).

8. *Eeguire la procedura chirurgica per produrre il taglio tibiale e talare e impiantare le componenti protesiche:* riposizionare la giga chirurgica, tagliare parzialmente tibia e talo con l'aiuto dell'inserto tibiale e talare e poi completare i tagli. Misurare l'apertura e garantire che lo spazio sia adeguato.



Fig. 6.42 Posizionamento della giga chirurgica per eseguire il taglio di tibia e astrgalo.

Inserire e fissare le varie componenti tibiali e talari artificiali, in ordine Anatomical, Cylindrical, TCMA e SSCL e ripetere le operazioni descritte al punto 7.

CAPITOLO 7: ASSUNTI E DEFINIZIONI NELL'ELABORAZIONE DEI DATI

Terminata la fase di acquisizione dei dati, in termini di acquisizioni di reperi e di movimenti articolari, il navigatore chirurgico impostato in modalità di ricerca, fornisce all'utente dei file che contengono i seguenti dati: le coordinate X, Y, Z dei punti anatomici digitalizzati rispetto a LF (Local Frame) ovvero rispetto alla terna del tracciatore solidale all'osso su cui sono definite le pose nello spazio (ovvero vettori posizione s_0 e matrici di orientamento sR_l) e dei tre LF associati ai tre tracciatori rispetto a GF (Global Frame).

In questo capitolo viene presentata una panoramica circa la definizione delle terne di riferimento articolari e le definizioni e le convenzioni delle variabili di interesse, per il conseguimento degli obiettivi di questo studio. Vengono poi presentati i relativi metodi di calcolo e di elaborazione, a partire dai dati acquisiti con il sistema di navigazione chirurgica, fino ai processi matematico-geometrici di elaborazione al calcolatore Matlab.

7.1 SISTEMI DI RIFERIMENTO ANATOMICI E CONVENZIONALI ARTICOLARI

Noti sR_l e s_0 ovvero il vettore posizione dell'origine del local frame LF rispetto al global frame GF e la matrice di orientamento del LF rispetto al GF di *tibial tracker*, *talus tracker* e *calcaneus tracker* mediante l'equazione (2.1) del Capitolo 2, si determinano le coordinate globali (ovvero rispetto a GF) di tutti gli AL (punti di reperi) digitalizzati in corrispondenza di tibia, astragalo e calcagno.

Si ottiene così una descrizione globale del sistema articolare in un solo sistema di riferimento (GF), rispetto al quale è possibile valutare distanze e angoli tra i segmenti ossei coinvolti.

Per valutare alla caviglia intatta il movimento relativo tra i segmenti, ovvero l'insieme delle posizioni e degli orientamenti, è vincolante stabilire su ognuno dei due segmenti ossei un sistema di riferimento anatomico (AF).

Per la gamba sinistra:

- Il sistema di riferimento relativo alla tibia, è definito in accordo con Cappozzo et al. (1995). Con origine (CT) nel punto medio tra il malleolo mediale MM e quello laterale LM, è tale per cui:
 - l'asse X è il versore ortogonale al piano definito dai punti LM, MM e HF e puntante in direzione anteriore (posteriore → anteriore);
 - l'asse Y è il versore con direzione e verso della proiezione del vettore che unisce CT a TT (Tibial Tuberosity) sul piano definito dai punti LM, MM e HF (distale → prossimale);
 - l'asse Z è il versore ortogonale agli assi X e Y, secondo il prodotto vettoriale $X \wedge Y$ (sinistra → destra).

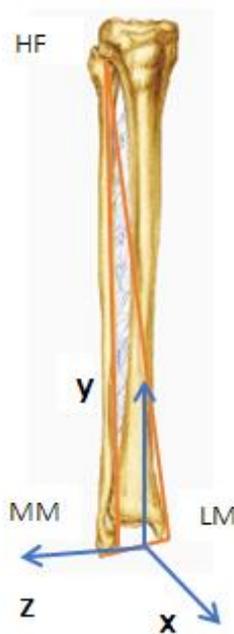


Fig. 7.1 Sistema di riferimento per il segmento osseo di tibia della gamba sinistra

- Il sistema di riferimento relativo all'astragalo, ha origine (CA) nel punto medio tra MP che sta per Medial Posterior Corner e LP che sta per Lateral Posterior Corner. E' così definito:

- l'asse X è il versore ortogonale al piano definito dai punti MP, LP e MA che sta per Most Anterior Corner e puntante in direzione prossimale (distale → prossimale);
- l'asse Y è il versore con direzione e verso della proiezione del vettore che unisce CA a MA, sul piano definito dai punti MP, LP e MA (posteriore → anteriore);
- l'asse Z è il versore ortogonale agli assi X e Y, secondo il prodotto vettoriale $X \wedge Y$ (sinistra → destra).

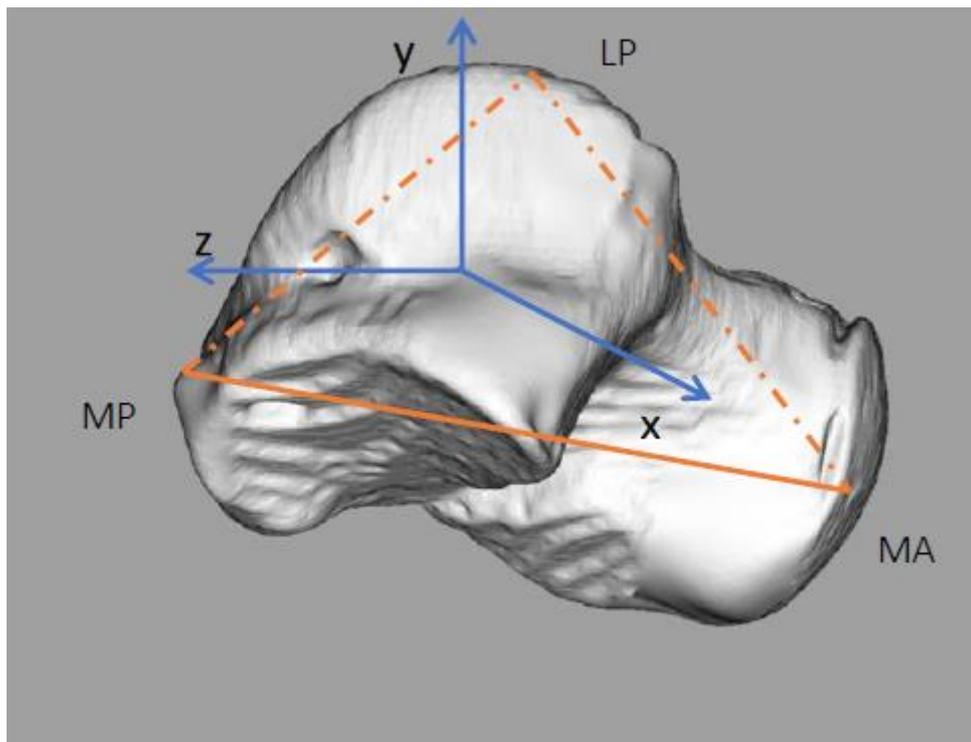


Fig. 7.2 Sistema di riferimento per il segmento osseo dell'astragalo della gamba sinistra

- Il sistema di riferimento relativo al calcagno ha origine (CC) nell'ATI ovvero nell'inserzione del tendine d'Achille ed è così definito:
 - l'asse X è il versore ortogonale al piano definito dai punti ATI, AM (Most Anterior Medial Point) e AL (Most Anterior Lateral Point) e punta in direzione prossimale (distale → prossimale);
 - l'asse Y è il versore con direzione e verso della proiezione del vettore che unisce ATI al punto medio tra AL e AM, sul piano definito dai punti ATI, AL e AM e punta in direzione anteriore (posteriore → anteriore);
 - l'asse Z è il versore ortogonale agli assi X e Y, secondo il prodotto vettoriale $X \wedge Y$ e punta da sinistra → destra.

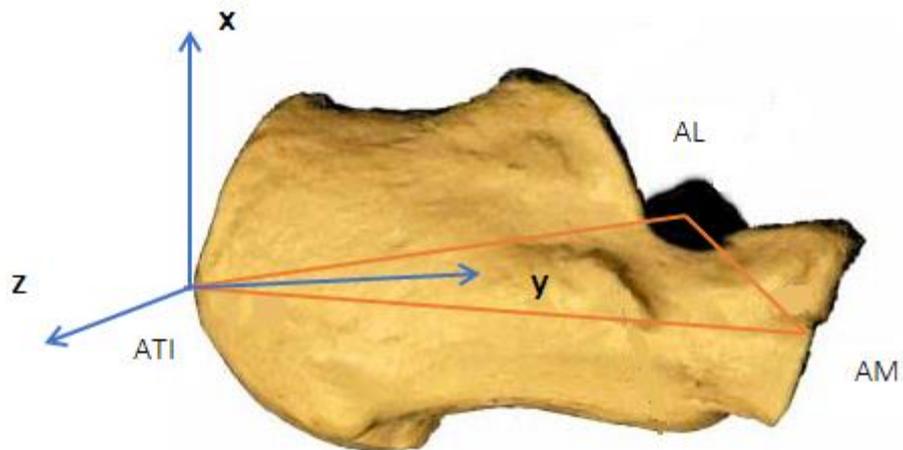


Fig. 7.3 Sistema di riferimento per il segmento osseo del calcagno della gamba sinistra

Per la gamba destra avremo gli stessi AF e gli stessi piani di riferimento sia per tibia che astragalo che calcagno, ciò che cambia è la direzione dell'asse z sia per l'astragalo che per il calcagno che andrà da destra verso sinistra .

Si ricorda che, poiché per definizione in tutti e tre i sistemi di riferimento si assume l'asse X uscente dal piano espresso dagli AL considerati, il verso con cui le traiettorie di questi ultimi devono essere valutate è quello antiorario (*screw direction*), sia in riferimento all'arto inferiore destro che a quello sinistro. Ovviamente si deve fare attenzione alla corretta indicazione delle parti mediale e laterale del segmento osseo in questione.

Per valutare i cambiamenti ad ogni frame nell'orientamento dell'osso distale rispetto a quello prossimale, è richiesta una condizione iniziale di allineamento direzionale tra i tre sistemi di riferimento. Per soddisfare questo requisito è necessario imporre due rotazioni successive di 180° e 90° in verso antiorario alla terna di riferimento dell'astragalo e del calcagno, prima attorno all'asse Y e poi attorno all'asse Z, in riferimento all'orientamento corrente delle due terne.

Arrivati a questo punto è immediato il calcolo della cinematica articolare. La convenzione meccanica adottata è quella di Grood e Suntay (1983). Si tratta della prima proposta di standardizzazione per la descrizione del movimento angolare delle

articolazioni degli arti inferiori. Attraverso un'adatta selezione degli AF, scelti in maniera tale che gli assi x siano antero-posteriori, gli assi y longitudinali e gli assi z medio-laterali, relativamente ai segmenti ossei coinvolti, allora gli angoli α , β , γ possono essere effettivamente interpretati, rispettivamente, come i gradi di abduzione o adduzione, rotazione interna o esterna e flessione o estensione dell'articolazione, rispetto alla condizione di allineamento iniziale degli AF (vedere Cap. 2 per maggiori approfondimenti).

7.2 CARATTERISTICHE DEI PREPARATI ANATOMICI

Set-up e protocollo sperimentale sono stati applicati su sette preparati anatomici. Essi consistevano nell'intera porzione dell'arto inferiore al di sotto del ginocchio, includendo tibia, fibula e complesso articolare di caviglia, a sua volta provvisto di capsula articolare, legamenti, struttura muscolare e pelle. Per una chiara esposizione dei risultati e della relativa discussione (Capitolo 8 e 9), ciascuno di essi verrà indicato con un numero corrispondente al numero nel registro del Centro di Ricerca dell'Istituto Ortopedico Rizzoli e verranno qui di seguito elencati in ordine di sperimentazione.

. La Tab. 7.4 fornisce anche le indicazioni circa il lato corporeo dei relativi arti inferiori di provenienza.

PREPARATO ANATOMICO	ARTO INFERIORE
#20	DESTRA
#6	DESTRA
#23	SINISTRA
#18	SINISTRA
#29	DESTRA
#33	DESTRA
#17	SINISTRA

Tab.7.4 Nomenclatura dei quattro preparati anatomici testati nelle sessioni sperimentali e lato corporeo dei relativi arti inferiori di provenienza.

Tutti e sette i preparati anatomici sono stati scongelati 24 ore prima della sessione sperimentale. Sono poi stati mantenuti per tutto questo lasso di tempo a temperatura ambiente.

Altre tre gambe cadaveriche erano disponibili per la sperimentazione ma non sono state utilizzate per il fatto che, su due gambe, durante la preparazione chirurgica si è riscontrata la rottura del malleolo e l'ultimo esemplare non risultava in condizioni morfologiche sane dalle immagini ottenute da CT.

7.3 VALUTAZIONI SPERIMENTALI

Per poter mettere a confronto la cinematica articolare della caviglia in condizioni naturali ovvero senza l'impianto di componenti protesiche, con la cinematica della caviglia a seguito dell'impianto delle diverse componenti protesiche, le nostre valutazioni si sono basate su:

- **Visualizzazione dei Pattern di rotazione** a livello dell'articolazione di caviglia (Ankle = articolazione tibio-talare), dell'articolazione subtalare (Subtalar = articolazione astragalo-calcagno) e dell'intero complesso di caviglia (Complex= articolazione tibia-calcagno), riferiti sia alla cinematica di caviglia intatta che alla cinematica a seguito dell'impianto di ciascun set (Anatomical, Cylindrical, TCMA e SSCL) , per ciascun movimento imposto (Dorsi/Plantar, Inversione/Eversione e rotazione Interna/Esterna) e per ciascuna configurazione di partenza del piede (piede in posizione neutra, in maxi dorsi e in maxi plantar).

Tutte le variabili di analisi del nostro studio sono poi state interpolate con passo 0.5 e successivamente filtrate, utilizzando rispettivamente i comandi matlab *interp1* e *filtfilt*. Quest'ultimo consente di eseguire un filtraggio digitale, prima in avanti e poi all'indietro, con l'obiettivo di minimizzare i transitori iniziale e finale, corrispondenti alle due estremità dei movimenti. Il risultato è un segnale con una dinamica fedele all'andamento originario (blu: andamento pre-filtraggio, rosso: andamento a seguito di filtraggio).

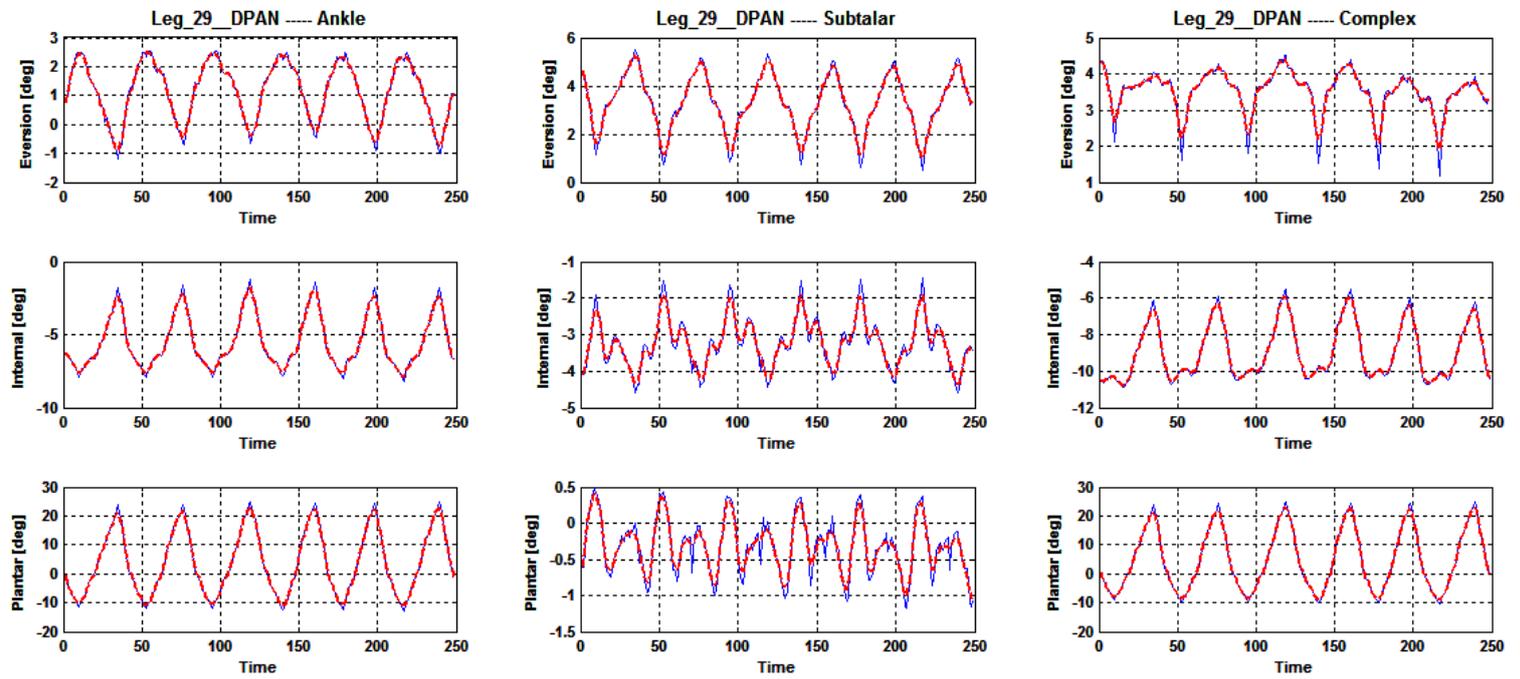


Fig. 7.4 Pattern di rotazione riferito al set Anatomical, con movimento imposto di dorsi/plantar flessione e con il piede in posizione neutra. Nella figura è riportato un esempio riferito alla gamba cadaverica numero 29. DPAN: DP sta per dorsi/plantar, A sta per Anatomical e N sta ad indicare la posizione Neutrale di partenza del piede.

L'ultima riga rappresenta il movimento "primario" in questo esempio (indicato con Plantar) e le altre due righe mostrano i movimenti accoppiati al movimento primario (rotazione interna/esterna e inversione/eversione).

- **Visualizzazione dei Pattern di traslazione** tra talo-tibia, calcagno-talo e calcagno-tibia, riferiti sia alla cinematica di caviglia intatta che alla cinematica a seguito dell'impianto di ciascun set (Anatomical, Cylindrical, TCMA e SSCL) , per ciascun movimento analizzato (Dorsi/Plantar, Inversione/Eversione e rotazione Interna/Esterna) e per ciascuna configurazione di partenza (piede in posizione neutra, in maxi dorsali e in maxi plantar);

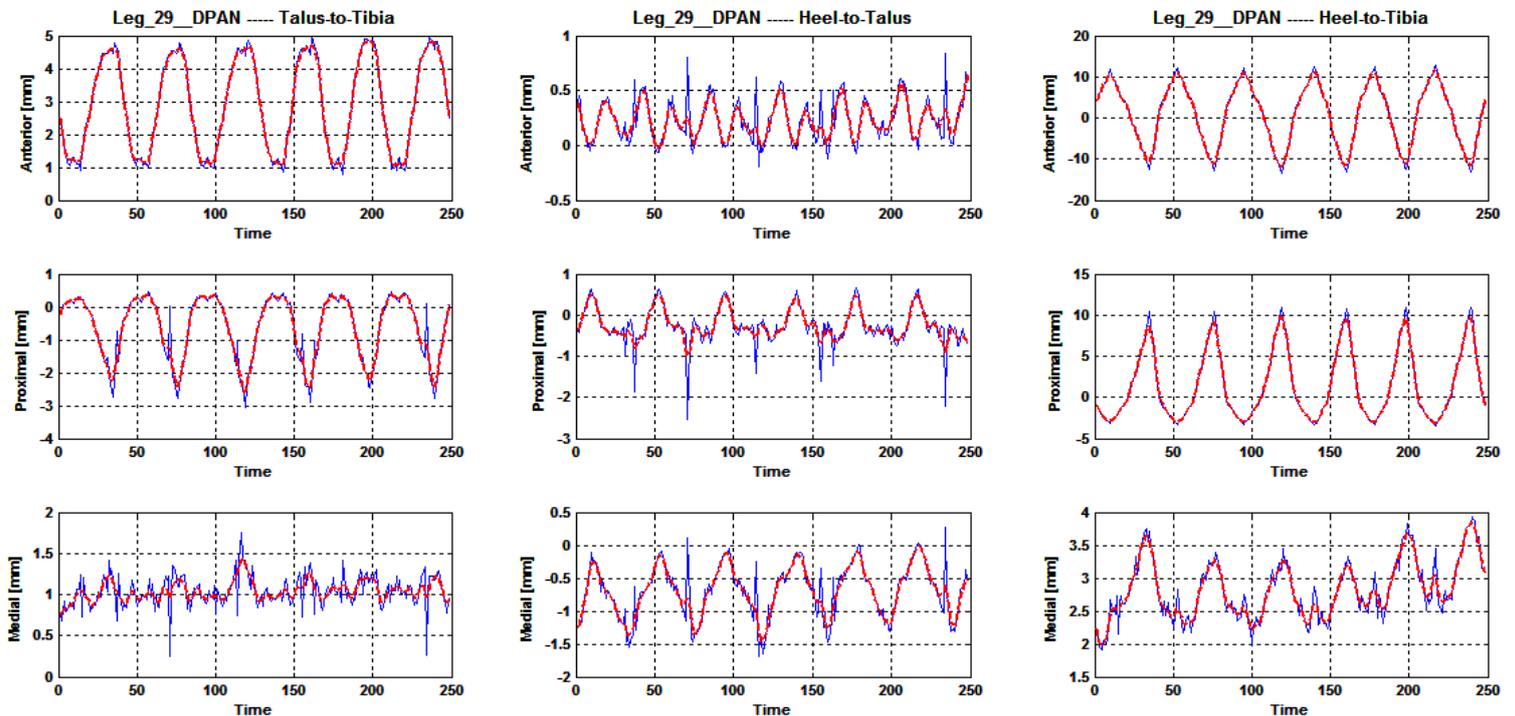


Fig. 7.5 Pattern di traslazione riferito al set SSCL , con movimento imposto di inversione/eversione e con il piede in massima dorsiflessione. Nella figura è riportato un esempio riferito alla gamba cadaverica numero 29. INVSD: INV sta per inversion/eversion, S sta per SSCL e D sta ad indicare la posizione di partenza del piede in massima dorsiflessione.

La prima riga rappresenta la traslazione che avviene anteriormente, la seconda riga la traslazione che avviene in direzione prossimale e l'ultima riga in direzione mediale.

La prima colonna rappresenta le traslazioni che avvengono tra astragalo e tibia, la seconda colonna tra calcagno e astragalo e l'ultima tra calcagno e tibia.

- **Calcolo dei Range di rotazione e traslazione** (filtrati e non), riferiti sia alla cinematica di caviglia intatta che alla cinematica a seguito dell’impianto di ciascun set (Anatomical, Cylindrical, TCMA e SSCL), per ciascun movimento analizzato (Dorsi/Plantar, Inversione/Eversione e rotazione Interna/Esterna) e per ciascuna configurazione di partenza del piede (piede in posizione neutra, in maxi dorsi e in maxi plantar):

JOINT TYPE	VARIABLE TYPE	POSITION	TEST	JOINT COMPLEX	VARIABLES		
					(-) Dorsi / Plantar (+)	(-) Inversion / Eversion (+)	(-) External/ Internal (+)
SSCL	ROTATIONS	NEUTRAL POSITION	Dor/Pla Moment	Tibio-Talar	36,75	3,27	5,80
				Talar-Calcaneal	1,89	5,86	4,41
				Complex	35,97	4,36	5,88
			Inv/Env Moment	Tibio-Talar	4,69	9,64	7,50
				Talar-Calcaneal	1,21	19,13	18,15
				Complex	4,38	29,80	13,14
			Int/Ext Moment	Tibio-Talar	5,94	5,19	15,99
				Talar-Calcaneal	0,92	11,87	21,23
				Complex	10,27	5,36	36,49
		MAX DORSI	Inv/Env Moment	Tibio-Talar	2,59	7,64	4,75
				Talar-Calcaneal	1,77	13,84	13,96
				Complex	3,63	22,12	11,01
			Int/Ext Moment	Tibio-Talar	1,93	2,72	12,49
				Talar-Calcaneal	1,17	2,17	6,92
				Complex	5,23	5,00	18,97
		MAX PLANTAR	Inv/Env Moment	Tibio-Talar	3,73	12,21	6,11
				Talar-Calcaneal	2,35	15,30	9,23
				Complex	4,19	27,93	9,03
			Int/Ext Moment	Tibio-Talar	8,33	6,81	14,64
				Talar-Calcaneal	2,38	17,30	22,57
				Complex	12,40	13,08	36,91

					(-)Posterior /Anterior(+)	(-)Distal/ Proximal (+)	(-)Lateral / Medial (+)
TRANSLATIONS	NEUTRAL POSITION	Dor/Pla Moment	Talus-to-Tibia	4,95	3,54	1,86	
			Heel-to-Talus	1,34	1,83	3,00	
			Heel-to-Tibia	25,81	14,39	2,64	
		Inv/Env Moment	Talus-to-Tibia	2,86	1,64	1,63	
			Heel-to-Talus	1,70	3,08	3,94	
			Heel-to-Tibia	5,80	4,02	13,55	
		Int/Ext Moment	Talus-to-Tibia	3,92	2,36	2,09	
			Heel-to-Talus	2,89	3,54	3,83	
			Heel-to-Tibia	5,49	1,69	13,23	
	MAX DORSI	Inv/Env Moment	Talus-to-Tibia	1,93	0,75	1,46	
			Heel-to-Talus	0,94	1,54	2,85	
			Heel-to-Tibia	4,28	1,38	10,36	
		Int/Ext Moment	Talus-to-Tibia	2,78	1,78	1,69	
			Heel-to-Talus	1,06	0,94	1,63	
			Heel-to-Tibia	3,60	1,78	10,61	
	MAX PLANTAR	Inv/Env Moment	Talus-to-Tibia	1,75	0,99	3,78	
			Heel-to-Talus	2,30	2,28	5,84	
			Heel-to-Tibia	4,86	3,41	14,07	
		Int/Ext Moment	Talus-to-Tibia	3,23	2,57	2,43	
			Heel-to-Talus	1,51	3,56	2,84	
			Heel-to-Tibia	3,44	3,03	13,21	

Fig. 7.6 Ranges di rotazione e traslazione riferito al set SSCL , a seguito dei movimenti imposti di dorsi/plantar flessione, inversione/everzione e rotazione interna/esterna con il piede in posizione neutra, in massima dorsiflessione e in massima plantarflessione come posizione di partenza.

Nella figura è riportato un esempio riferito alla gamba cadaverica numero 29. La tabella rappresenta tutti i range riferiti a quella gamba a seguito dell'impianto, in questo caso, della componente protesica SSCL.

In questa tabella sono riportati in particolare i dati prima del filtraggio (rough data), poi vi è una seconda tabella che riporta i dati a seguito di filtraggio bidirezionale con media a tre punti. Notiamo che la prima parte della tabella (gialla) riporta i range riferiti alle rotazioni alla caviglia, al complesso subtalare e al complesso di caviglia, con il piede in posizione di partenza rispettivamente neutra, in maxi dorsi e in maxi plantar e a seguito dei movimenti imposti di flessione dorsale/plantare, inversione/everzione e rotazione interna/esterna. La seconda parte della tabella (celeste) riporta i range riferiti alle traslazioni alla caviglia tra talo-tibia, calcagno-talo e calcagno-tibia, con il piede in posizione di partenza rispettivamente neutra, in maxi dorsi e in maxi plantar e a seguito dei movimenti imposti di dorsi/plantar flessione, inversione/everzione e rotazione interna/esterna.

- **Confronto in un unico grafico tra i vari andamenti cinematici riferiti alle diverse componenti impiantate** con l'andamento cinematico naturale e con l'andamento della componente Anatomical impiantata: per fare ciò è stato necessario selezionare la campana più significativa (in termini di estensione) in ciascun grafico riferito al movimento primario di ciascuna componente e confrontarle con la campana riferita alla caviglia non protesizzata.

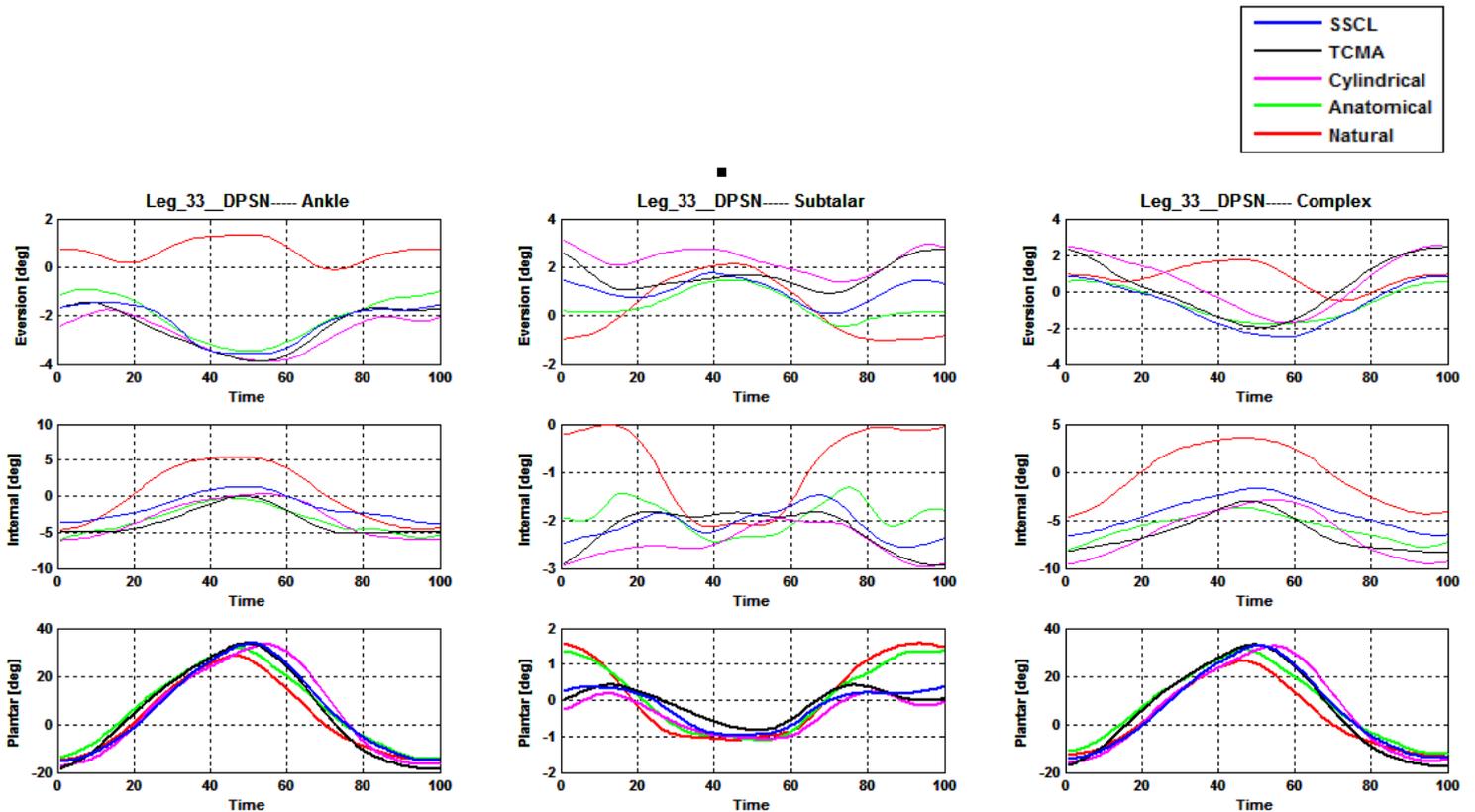


Fig. 7.7 Pattern di rotazione riferito al set SSCL, a seguito del movimento imposto di dorsi/plantar flessione, con il piede in posizione neutra.

Nella figura è riportato un esempio riferito alla gamba cadaverica numero 29. DPSN: DP sta per dorsi/plantar flessione, S sta per SSCL e N sta ad indicare la posizione di partenza del piede neutra.

L'ultima riga, con andamenti più marcati, rappresenta il movimento "primario" per questa analisi in cui stiamo imponendo dorsi/plantar flessione (indicato con Plantar) e le altre due righe mostrano i movimenti accoppiati al movimento primario (Internal ed Eversion).

E' bene fare una prima osservazione in cui notiamo che a livello di complesso di caviglia non notiamo evidenti differenze tra i vari andamenti (Natural, Anatomical, Cylindrical, TCMA e SSCL), mentre notiamo delle differenze a livello subtalar ma si tratta di meno di 0,5 gradi di differenza, quindi sono in questo caso differenze minime. Tutto ciò sarà maggiormente analizzato e approfondito nel Capitolo 8.

- **Studiare la variabilità intrasoggetto:** selezionare ciascuna campana che rappresenta un intero ciclo dalla posizione neutra fino a tornare a quest'ultima dopo aver imposto il movimento desiderato (selezionare una delle quattro campane alla volta) sia per la caviglia non protesizzata che per ogni set d'impianto (Anatomical, Cylindrical, TCMA e SSCL).

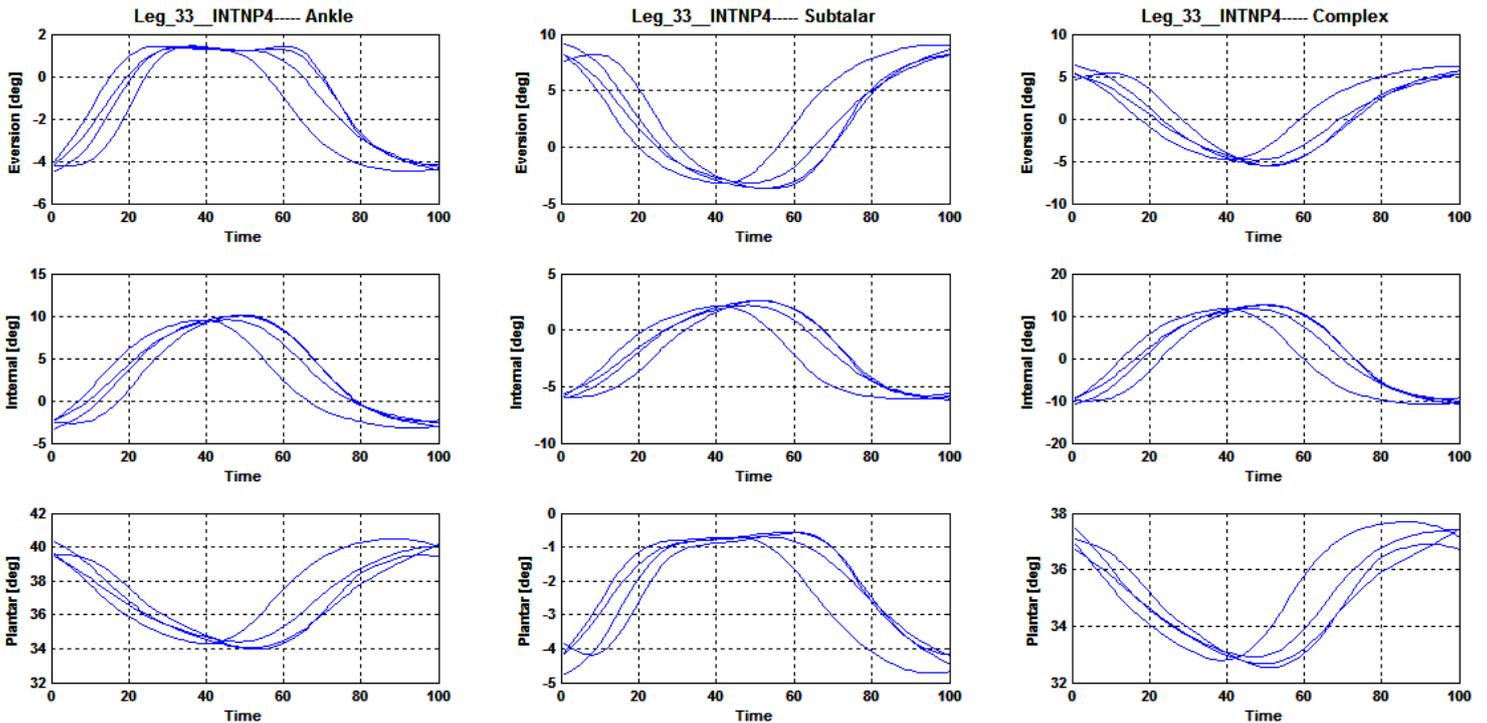


Fig. 7.8 Pattern di rotazione, riferiti alla caviglia non protesizzata (Natural N), a seguito del movimento imposto di rotazione interna/esterna e con il piede inizialmente plantarflesso. In questo esempio, ci siamo riferiti sempre alla gamba cadaverica numero 33. Per ottenere i grafici di variabilità intra-soggetto, abbiamo selezionato graficamente in Matlab ciascuna delle quattro/cinque campane risultanti come mostrato in Fig. 7.9.

Ciò ha lo scopo di valutare la riproducibilità nei cicli di carico-scarico della prova all'interno dello stesso soggetto dove in questo caso per stesso soggetto si intende medesimo campione, set d'impianto e test ed è stato valutato sia per il movimento primario che per le cinematiche accoppiate.

Il tempo di ogni ciclo di carico-scarico è stato normalizzato a 0-100% in modo da permettere un'analisi statistica ciclo per ciclo.

La riproducibilità è stata definita come la più grande deviazione standard (SD) per il periodo di ciclo e per questo si è poi calcolato il valore medio, la deviazione standard e la *deviazione standard media*.

Per ottenere questi grafici ci siamo riferiti al seguente grafico relativo alla rotazione interna/esterna e in particolare alle campane evidenziate mediante tratto marcato:

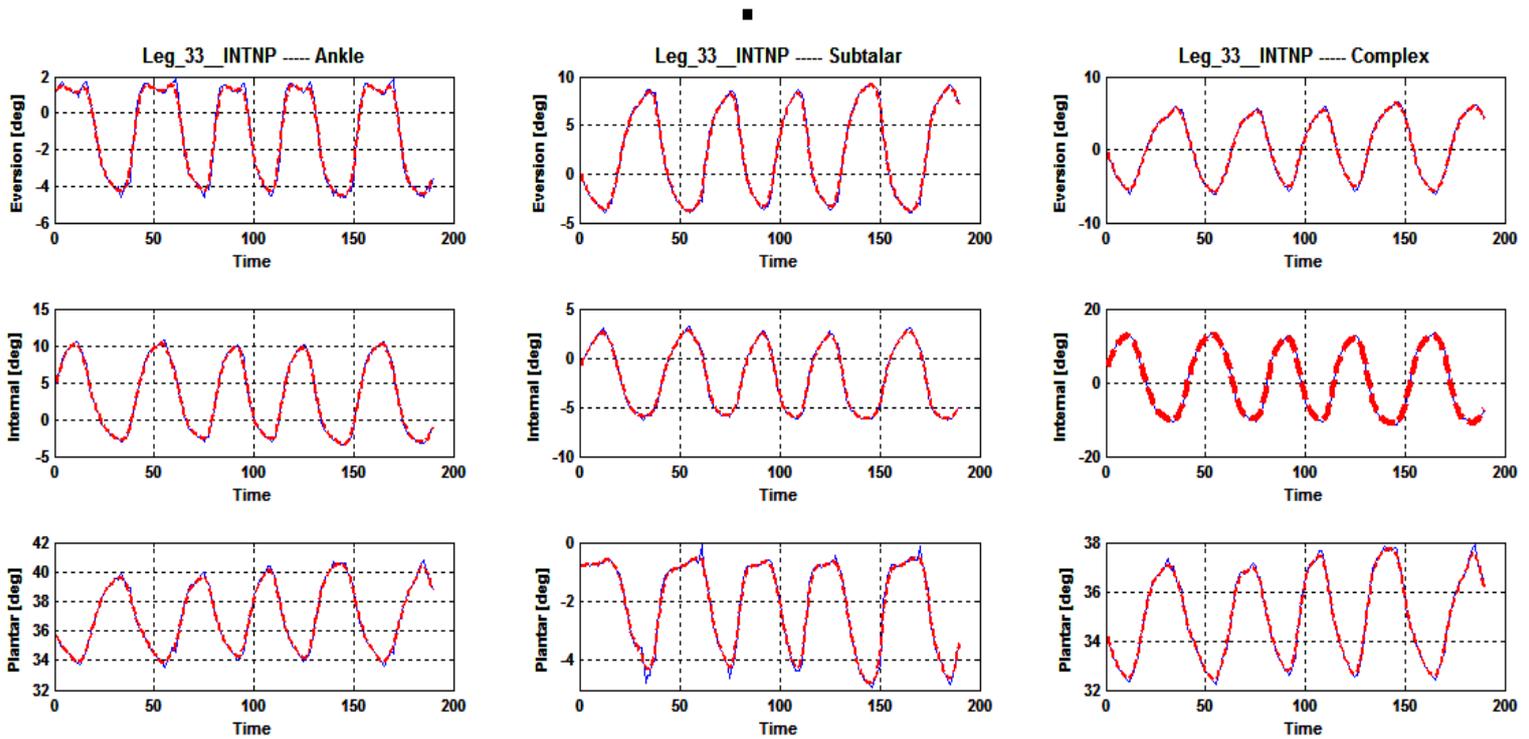


Fig. 7.9 Pattern di rotazione riferito alla caviglia non protesizzata (Natural) con movimento imposto di rotazione interna/esterna e con il piede in flessione plantare..

Infatti in questo caso, il movimento primario a seguito di imposizione del movimento di rotazione interna/esterna è proprio rappresentato in questa seconda riga contrassegnata dalla dicitura Internal. Gli altri sono i movimenti accoppiati a questo task motorio di rotazione.

- **Studiare la flessibilità**, sincronizzando i dati cinematici con i dati relativi al momento, che hanno frequenza di campionamento differente e visualizzandoli in un unico grafico che presenta in ascissa il momento (N.mm) e in ordinata i dati cinematici (gradi).

La flessibilità viene studiata per ciascun movimento analizzato (Dorsi/Plantar, Inversione/Eversione e rotazione Interna/Esterna) e per ciascuna configurazione di partenza del piede (piede in posizione neutra, in maxi dorsi e in maxi plantar).

Per ogni curva di flessibilità sono state individuate due rette di regressione per le fasi di carico dell'eversione, dell'inversione, della rotazione interna e della rotazione esterna e per ciascuna abbiamo calcolato il coefficiente di correlazione per verificare la significatività statistica del risultato.

Vedremo i primi risultati nel capitolo successivo “Risultati e Discussione”, ma è bene tenere presente che ancora ad oggi in corso ulteriori studi circa la flessibilità.

CAPITOLO 8: RISULTATI E DISCUSSIONE

Nel presente capitolo sono esposti i risultati sperimentali ottenuti sia per la caviglia intatta che per quella protesizzata mediante le diverse componenti impiantate.

Come riportato nell'introduzione di questo progetto di tesi, lo scopo è stato quello di mettere alla prova il nuovo dispositivo per Total Ankle Replacement basato su un altrettanto innovativo approccio morfologico della superficie talare [Siegler et al] confrontando il suo andamento cinematico con quello prodotto dall'articolazione intatta, dall'articolazione a seguito d'impianto della componente Anatomical e dai dispositivi già esistenti in commercio.

Questo capitolo si apre con risultati basati sul confronto degli **andamenti cinematici primari** dell'articolazione intatta e a seguito d'impianto delle varie componenti ovvero dei set Anatomical, Cylindrical, TCMA e SSCL.

Nella trattazione useremo i seguenti acronimi per indicare:

ANATOMICAL, set impiantabile costituito da superficie articolare talare che replica esattamente la superficie articolare naturale come ottenuta da TAC;

CYLINDRICAL, set costituito da superficie articolare talare derivante dall'approssimazione della naturale mediante superficie cilindrica;

TCMA, set costituito da forma talare superficiale tronco-conica con apice diretto medialmente;

SSCL, set costituito da superficie talare a forma di sella obliqua tronco-conica, con l'apice del cono orientato lateralmente.

Andremo ad investigare il comportamento della caviglia a livello di:

ANKLE, Articolazione tibio-talare;

SUBTALAR, Articolazione talo-calcaneale;

COMPLEX, Complesso di caviglia (tibio-calcaneale)

Verranno poi messe a confronto anche le **cinematiche accoppiate** per mettere in luce la superiorità del dispositivo innovativo rispetto ai precedenti.

Per finire verrà presentato uno studio preliminare circa la **flessibilità**, dove verranno riportati in un unico grafico i dati cinematici in relazione con i dati relativi al momento,

sempre allo scopo di verificare l'andamento prodotto dal ser SSCL rispetto all'Anatomical set.

E' bene tenere presente che sono ancora in corso ulteriori valutazioni basate sui risultati ottenuti, per trarre ulteriori considerazioni circa la superiorità del nuovo dispositivo.

8.1 ANDAMENTI CINEMATICI PRIMARI DELLE COMPONENTI IMPIANTATE A CONFRONTO

In questo studio, sono stati messi a confronto tutti i set di superfici impiantabili.

Ogni insieme consisteva di una componente tibiale e un componente talare con superfici articolari complementari . La cinematica prodotta da questi set è stata messa a confronto con la cinematica dell'articolazione intatta naturale.

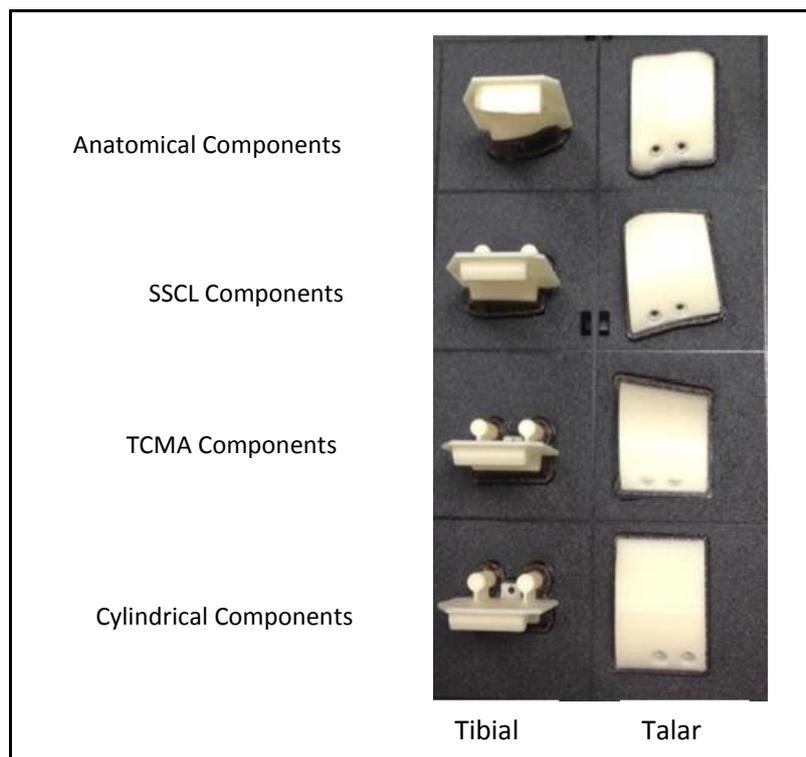


Fig. 8.1 Componenti impiantabili di tibia e talo dei quattro set, Anatomical, SSCL, TCMA, Cylindrical.

In Fig. 8.2 è riportato lo studio circa la variabilità intra-soggetto e in particolare sono riportati solo gli andamenti primari, dove per cinematica primaria si intende la rotazione

prodotta nella direzione della coppia applicata, mentre per cinematiche accoppiate si intendono le altre due rotazioni associate. Come mostra il grafico, è risultata una piccola variabilità dei dati cinematici ciclo per ciclo sia al complesso di caviglia (Complex) che al complesso sottoastragalico (Subtalar) che all'articolazione tibio-talare (Ankle). La deviazione standard massima di tutte le cinematiche associate alle rotazioni primarie e accoppiate è risultata inferiore a 2.0 gradi e la variabilità ciclo per ciclo nella coppia applicata è risultata inferiore a 0,3 Nm. Questo vale sia per l'articolazione intatta e quindi per le superfici naturali sia per la caviglia con i due set di componenti artificiali impiantate. L'affidabilità e la reale concretezza dei dati ottenuti è confermata quindi da un'accurata indagine sulla deviazione standard media dei parametri tra i quattro/cinque cicli di ciascuna prova di dorsi/flessione, inversione/eversione e rotazione interna/esterna, registrate per la caviglia intatta e per quella protesizzata. La constatazione che, in ciascuna condizione testata e per ogni preparato anatomico, l'andamento di ciascun ciclo segue lo stesso pattern dei precedenti (discostandosi di molto poco) rafforza il concetto di buona ripetibilità intra-soggetto.

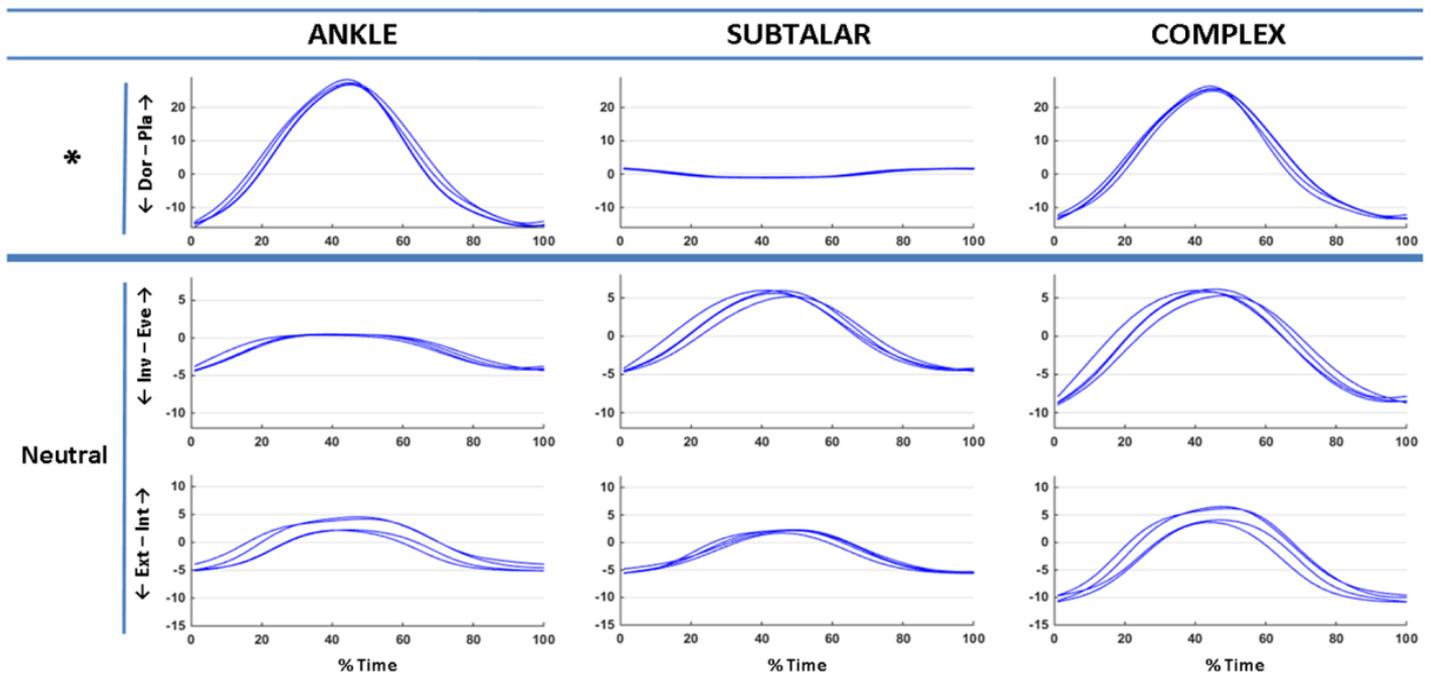


Fig. 8.2 Pattern cinematici per la variabilità intra-soggetto ottenuta su un esemplare intatto rappresentativo. Pattern di rotazioni (in gradi), che mostrano la variabilità intra-soggetto ciclo per ciclo (quattro cicli) nei dati cinematici . Il tempo, come si può vedere in ascissa, è stata normalizzato in un range da 0-100 % . Nel grafico è possibile vedere solo i movimenti primari e, partendo dall'alto, abbiamo la flessione dorsale - plantare (Dor - Pla), l' inversione - eversione (Inv - Eve) e la rotazione interna-esterna (Int-Ext) a partire dal piede in posizione neutra.

Per quanto riguarda la variabilità inter-campione, dove per campione si intendono i vari esemplari cadaverici, si è potuta notare una certa variabilità nelle gamme di movimento e nei corrispondenti intervalli di coppie applicate (vedi Tabella 8.3).

			NATURAL		ANATOMICAL		CYLINDRICAL		INMAN		SSCL	
			mean	(SD)	mean	(SD)	mean	(SD)	mean	(SD)	mean	(SD)
*	Dor - Pla	ANKLE	40.3	(8.4)	39,7	(9.2)	42.9	(10.6)	45.1	(10.1)	42.2	(11)
		SUBTALAR	2.9	(1.9)	2.3	(0.7)	2.5	(1.3)	2.09	(1.1)	2.4	(1.4)
		COMPLEX	38,9	(7.6)	39.2	(8.3)	43	(10)	43.5	(10)	41.41	(8.8)
		TORQUE	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Neutral	Inv - Eve	ANKLE	7.6	(7.0)	6.8	(7.2)	9.4	(10.2)	10.5	(9.5)	9.8	(10.6)
		SUBTALAR	12.2	(5.0)	13.1	(4.9)	12	(3.6)	12.7	(4.2)	12.7	(3.5)
		COMPLEX	16.6	(4.3)	17.9	(6.7)	16.6	(6.1)	18.6	(6.3)	17.5	(5.9)
		TORQUE	11.5	(1.5)	12.3	(2.4)	12.7	(2.3)	11.6	(3.3)	12.7	(2.3)
	Ext - Int	ANKLE	14.0	(9.7)	17.6	(8.6)	17.9	(8.8)	18.7	(7.7)	17.9	(9.2)
		SUBTALAR	12.2	(6.8)	11.7	(6.5)	12.7	(6.7)	12.2	(7.4)	11.5	(6.4)
		COMPLEX	24.9	(5.3)	27.6	(7.7)	28.8	(7.1)	29.9	(8.0)	28.4	(9.1)
		TORQUE	8.7	(1.7)	8.0	(1.8)	7.3	(2.3)	8.8	(2.1)	6.1	(1.7)
Max Dorsi	Inv - Eve	ANKLE	4.2	(6.3)	5.8	(8.0)	6.9	(6.7)	7.9	(6.8)	6.1	(6.2)
		SUBTALAR	8.3	(4.2)	8.9	(3.6)	9.2	(3.3)	9.3	(3.3)	8.2	(4.1)
		COMPLEX	9.1	(3.7)	10.5	(3.7)	12.6	(4.3)	13	(5.3)	11.1	(5.1)
		TORQUE	11.9	(1.5)	11.8	(2.0)	11.3	(2.2)	10.5	(3.3)	11.3	(2.2)
	Ext - Int	ANKLE	7.5	(5.9)	13.5	(8.2)	15	(8.7)	15.3	(7.4)	14.2	(10.1)
		SUBTALAR	9.3	(5.9)	7.8	(5.2)	7.9	(5.1)	8.3	(5.2)	7.1	(5.3)
		COMPLEX	13.4	(6.8)	18.6	(7.9)	20.5	(8.1)	21.4	(7.4)	18.9	(10.2)
		TORQUE	10.4	(2.3)	9.8	(1.4)	9.4	(1.7)	8.7	(2.8)	8.7	(1.5)
Max Plantar	Inv - Eve	ANKLE	9.5	(6.2)	11.3	(10.3)	10	(8.7)	11.5	(9.9)	10.4	(9.2)
		SUBTALAR	11.8	(5.1)	10.2	(3.3)	10.2	(3.3)	11.3	(3.7)	10.0	(3.7)
		COMPLEX	18.7	(5.5)	17.3	(6.6)	16.1	(6.3)	17.8	(6.5)	15.9	(6.4)
		TORQUE	10.7	(1.8)	11.2	(2.3)	11.2	(2.1)	11.6	(2.5)	11.2	(2.1)
	Ext - Int	ANKLE	14.1	(9.4)	15.0	(8.9)	14.3	(6.5)	14.9	(7.2)	14	(7.35)
		SUBTALAR	14.0	(10.1)	12.1	(7.8)	11.8	(7.6)	12.2	(8)	11.6	(7.5)
		COMPLEX	28.5	(4.6)	27.1	(7.7)	27	(6.2)	27.6	(7.1)	26.1	(7.1)
		TORQUE	9.7	(1.9)	9.7	(2.2)	10.0	(3.4)	10.0	(3.8)	8.8	(1.7)

Tab.8.3 Media e deviazione standard (SD) riferiti alla cinematica primaria e al momento per i sette esemplari cadaverici per i campioni intatti e dopo l'impianto dei set artificiali ANATOMICAL, CYLINDRICAL, TCMA e SSCL. In tabella sono riportati i range relativi alla cinematica primaria (in gradi) e i valori relativi al momento (in Nm) alla caviglia , alla sottoastragalica e al complesso di caviglia. Sono riportati i valori per la flessione dorsale - plantare (Dor - Pla) , l'inversione-eversione e la rotazione interna-esterna, con il piede in posizione neutra, in maxi dorsi e in maxi plantarflessione.

Il test multi-parametrico ANOVA non ha rivelato significatività statistica tra le tre diverse condizioni morfologiche della superficie articolare, cioè Naturale (senza impianto), Anatomical, Cylindrical, TCMA e SSCL per nessuna delle variabili cinematiche ma, come vediamo dal grafico, ci sono delle piccole variazioni tra l'andamento primario di una componente impiantata e l'altra.

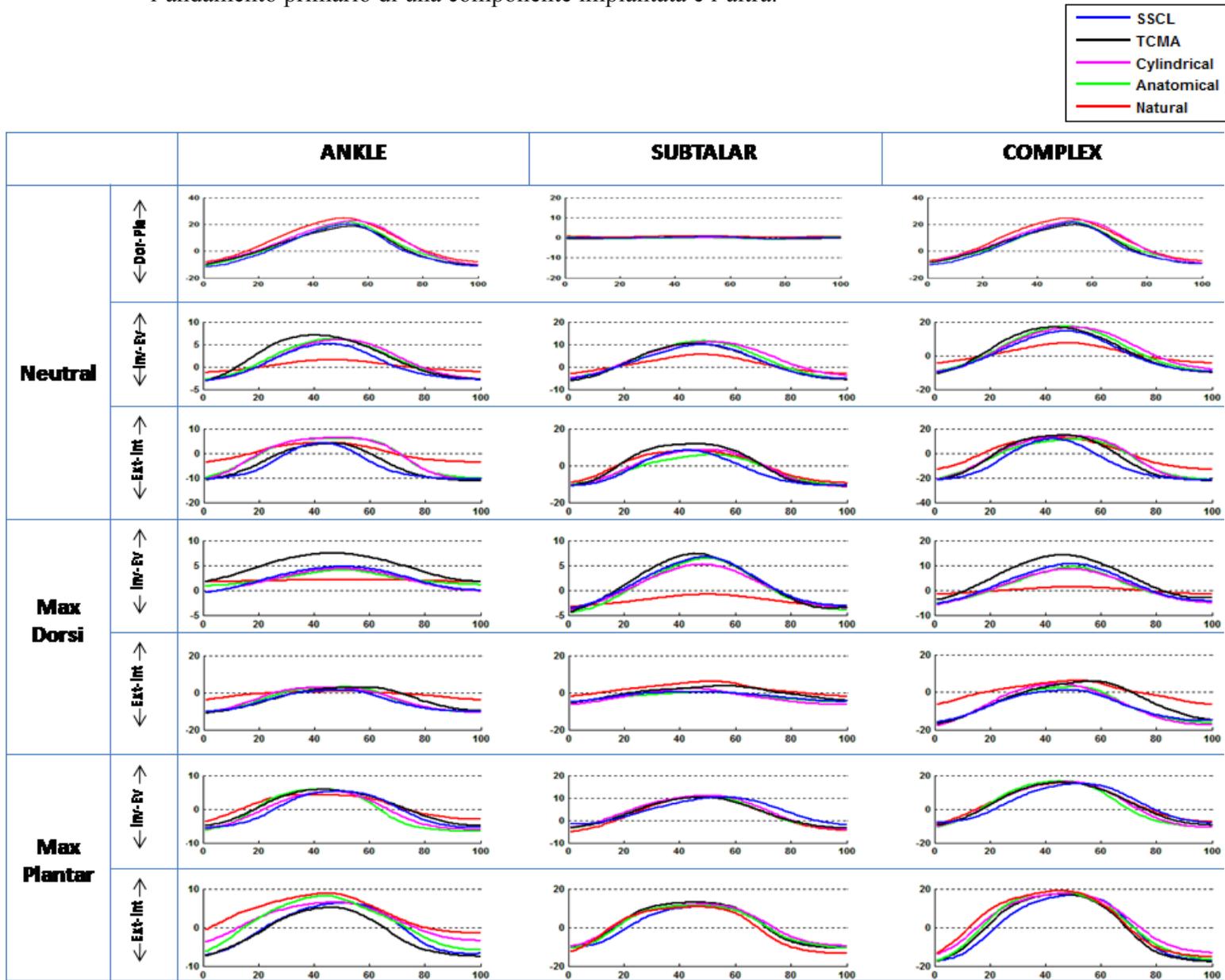


Fig. 8.4 Pattern riferiti alla cinematica primaria di un esemplare cadaverico, prima e dopo l'impianto delle varie componenti.

Le conclusioni che abbiamo potuto trarre sono risultate:

_ Buona affidabilità della tecnica sperimentale confermata in due modi. In primo luogo, la variabilità intra-campione, ciclo per ciclo è risultato inferiore al 2%.

In secondo luogo, i risultati hanno dimostrato che la sostituzione delle superfici articolari della caviglia naturale con delle repliche artificiali esatte e approssimate, non influenzano in modo significativo i modelli cinematici del complesso caviglia, dell'articolazione sottoastragalica e dell'articolazione di caviglia. Questo è un dato importante per dimostrare che i fattori combinati coinvolti nel processo, come la sostituzione delle superfici naturali con repliche artificiali e la procedura chirurgica generale, non influenzano significativamente le caratteristiche cinematiche della caviglia.

_ I risultati dimostrano che la sostituzione delle superfici articolari della caviglia naturale con superfici personalizzate approssimate con forma a sella asimmetrica troncoconica con l'apice del cono orientato lateralmente (SSCL), produce un comportamento cinematico simile a quello delle superfici native naturali. Questo è un primo passo importante verso lo sviluppo di un nuovo TAR utilizzando queste superfici che rappresentano la corretta morfologia funzionale, producendo una cinematica vicina alla cinematica naturale.

_ I grafici di Fig. 8.4 mostrano che gli andamenti nella cinematica primaria per le varie componenti protesiche impiantate sono pressoché simili; questa è una dimostrazione che è necessario indagare più nello specifico osservando le differenze prodotte nelle cinematiche accoppiate.

Questo studio ha però dei limiti. Anche se una piccola quantità di compressione è stata applicata al complesso della caviglia durante l'esperimento, la caratterizzazione cinematica è stata effettuata essenzialmente in condizioni di scarico. Tuttavia, questo è stato dimostrato essere appropriato quando si vuole effettuare un'analisi sull'effetto delle strutture anatomiche passive.

Inoltre, la presente validazione sperimentale si è limitata alla valutazione delle rotazioni relative tra le ossa, mentre altre caratterizzazioni cinematiche, quali spostamenti lineari e movimenti articolari superficie-superficie, non sono stati incluse (saranno oggetto di valutazioni future).

Infine, la dimensione della popolazione campione è stata limitata a sette gambe cadaveriche intatte e ciò può inficiare l'attendibilità statistica dei risultati. Questa limitazione pratica è stata però affrontata con una misurazione ripetuta per ciascun disegno sperimentale e quindi ciascun singolo campione testato è servito come controllo per sé stesso, aumentando così notevolmente l'affidabilità statistica dei risultati.

8.2 CONFRONTO TRA LA CINEMATICA PRIMARIA E ACCOPPIATA DELL'ARTICOLAZIONE INTATTA E DI QUELLE PRODOTTE DAI DIVERSI DISPOSITIVI IMPIANTATI IN UN ESEMPLARE CAMPIONE

Come abbiamo osservato dai precedenti studi, è necessario indagare anche i movimenti accoppiati per accorgerci di differenze a livello cinematico tra le varie componenti impiantate.

Verranno riportati di seguito tutti grafici relativi all'esemplare 33 per mostrare, in maniera completa, lo studio svolto su ciascun esemplare cadaverico. Poi verranno mostrati altri grafici significativi riferiti all'esemplare 29 e 17.

Come ci aspettavamo, maggiori differenze tra i pattern cinematici alle varie articolazioni, si verificano quando il piede è in posizione dorsiflessa, ovvero quando il piede è "più vincolato" rispetto al piede in posizione neutra.

Questo fatto è dovuto alla morfologia delle ossa che compongono l'articolazione. Alla massima dorsiflessione la parte superiore del collo dell'astragalo spinge contro il bordo anterio-inferiore della tibia. La dorsiflessione potrebbe inoltre essere limitata dal raggio dell'arco articolare tibio-talare, e dall'inclinazione dell'angolo del collo dell'astragalo. Il piede risulta ancor meno vincolato in plantarflessione, dove è quindi più difficoltoso notare evidenti differenze nei pattern cinematici delle diverse componenti impiantate, in quanto i range di movimento sono più ampi e quindi uno scostamento di qualche grado non influisce significativamente.

E' bene tener presente che per effettuare osservazioni utili è opportuno paragonare gli andamenti cinematici delle componenti impiantate SSCL, Cylindrical e TCMA con l'andamento della componente impiantata Anatomical.

Questo è dovuto al fatto che se li paragonassimo all'andamento della caviglia intatta (Natural) non terremmo in considerazione il fatto che andando ad impiantare le componenti e quindi dopo aver praticato la chirurgia per TAR, lavoriamo in assenza di controllo muscolare. Tale fattore, unico svantaggio che implica la valutazione in-vitro, riduce fortemente la mobilità articolare.

I grafici che verranno riportati di seguito mostrano i pattern ottenuti selezionando la campana più significativa in ogni grafico primario relativo a ciascuna componente protesica (per approfondimenti circa le operazioni effettuate sui grafici per ottenere le seguenti campane vedere il precedente Capitolo 7, paragrafo 7.3 Valutazioni Sperimentali).

Osserviamo di seguito i pattern di rotazione ottenuti per l'**esemplare numero 33**.

- DPN: Movimento di Dorsi/Plantar flessione con il piede in posizione neutra

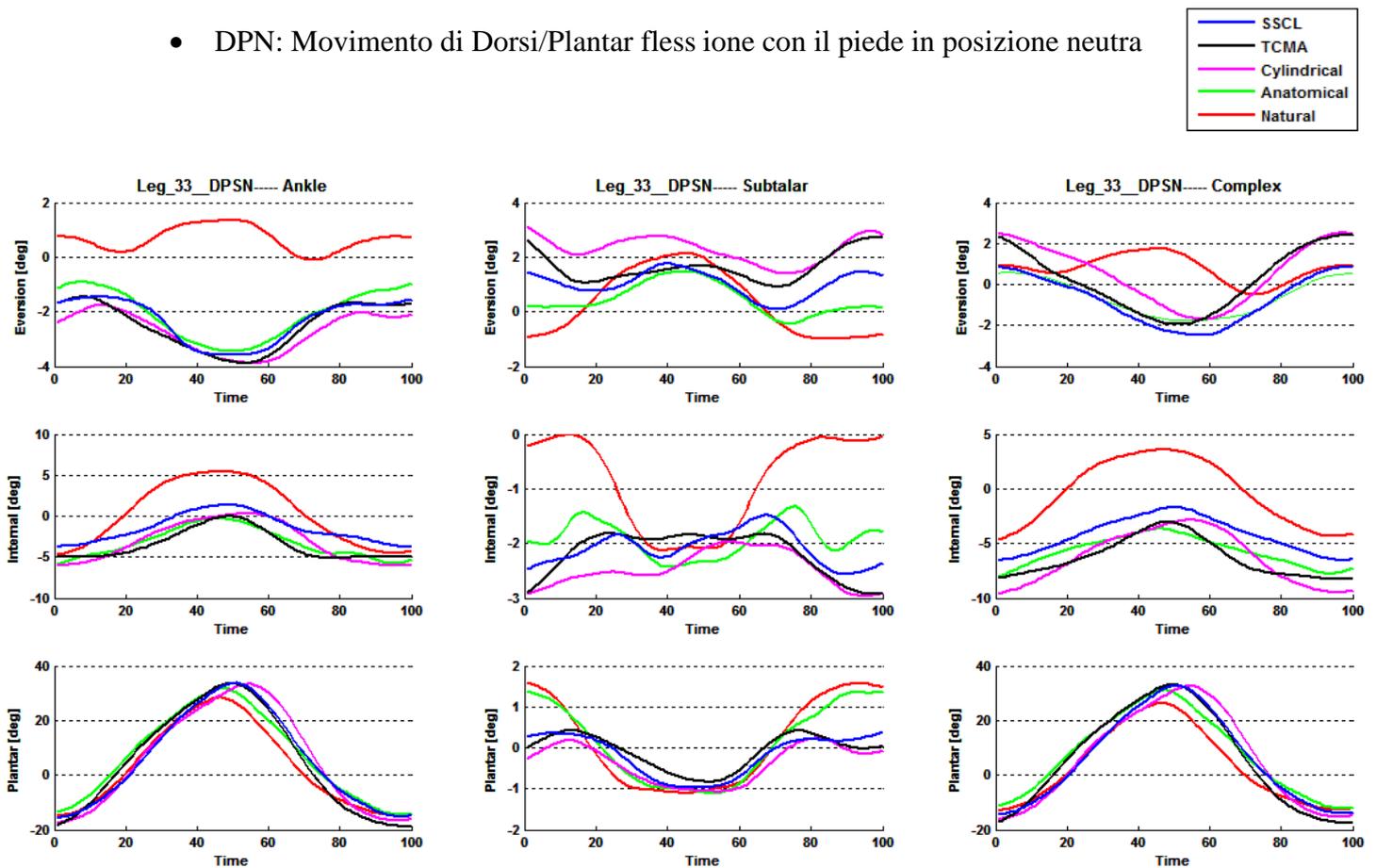


Fig. 8.5 Movimento di Dorsi/Plantar flessione con il piede in posizione neutra, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcaneale (subtalar) e tibia-calcaneale (complex).

Dorsi/Plantar Movement			(-) Dorsi / Plantar (+)	(-) Inversion / Eversion (+)	(-) External / Internal (+)
	Natural	Tibio-Talar	45,83	1,57	10,33
		Talar-Calcaneal	2,92	3,30	2,57
		Complex	41,48	2,50	8,38
	Anatomical	Tibio-Talar	50,09	2,95	5,91
		Talar-Calcaneal	2,62	2,35	1,52
		Complex	46,99	2,54	4,59
	Cylindrical	Tibio-Talar	52,32	2,79	6,49
		Talar-Calcaneal	1,74	1,90	1,20
		Complex	50,16	4,36	6,87
TCMA	Tibio-Talar	56,11	2,71	5,77	
	Talar-Calcaneal	1,44	2,25	1,29	
	Complex	54,24	4,61	5,76	
SSCL	Tibio-Talar	53,37	2,63	6,01	
	Talar-Calcaneal	1,51	3,10	1,77	
	Complex	51,02	4,35	5,66	

Tab.8.6 Range per il movimento di Dorsi/Plantar flessione, riferiti sia alla cinematica primaria che all'accoppiata.

Dal precedente grafico in Fig. 8.5 notiamo che nella cinematica primaria (ultima riga, Dorsi/Plantar), gli andamenti delle varie componenti sono tutti pressoché simili.

Differenze le notiamo invece nella cinematica accoppiata di Eversione/Inversione e rotazione Interna/Esterna a livello subtalare (definito anche talo-calcaneale), in cui la cinematica prodotta dalla componente SSCL segue l'andamento prodotto dall'Anatomical, mentre la TCMA e la Cylindrical producono un andamento che si discosta dal fisiologico.

- INVN: Movimento di Inversione/ Eversione con il piede in posizione neutra

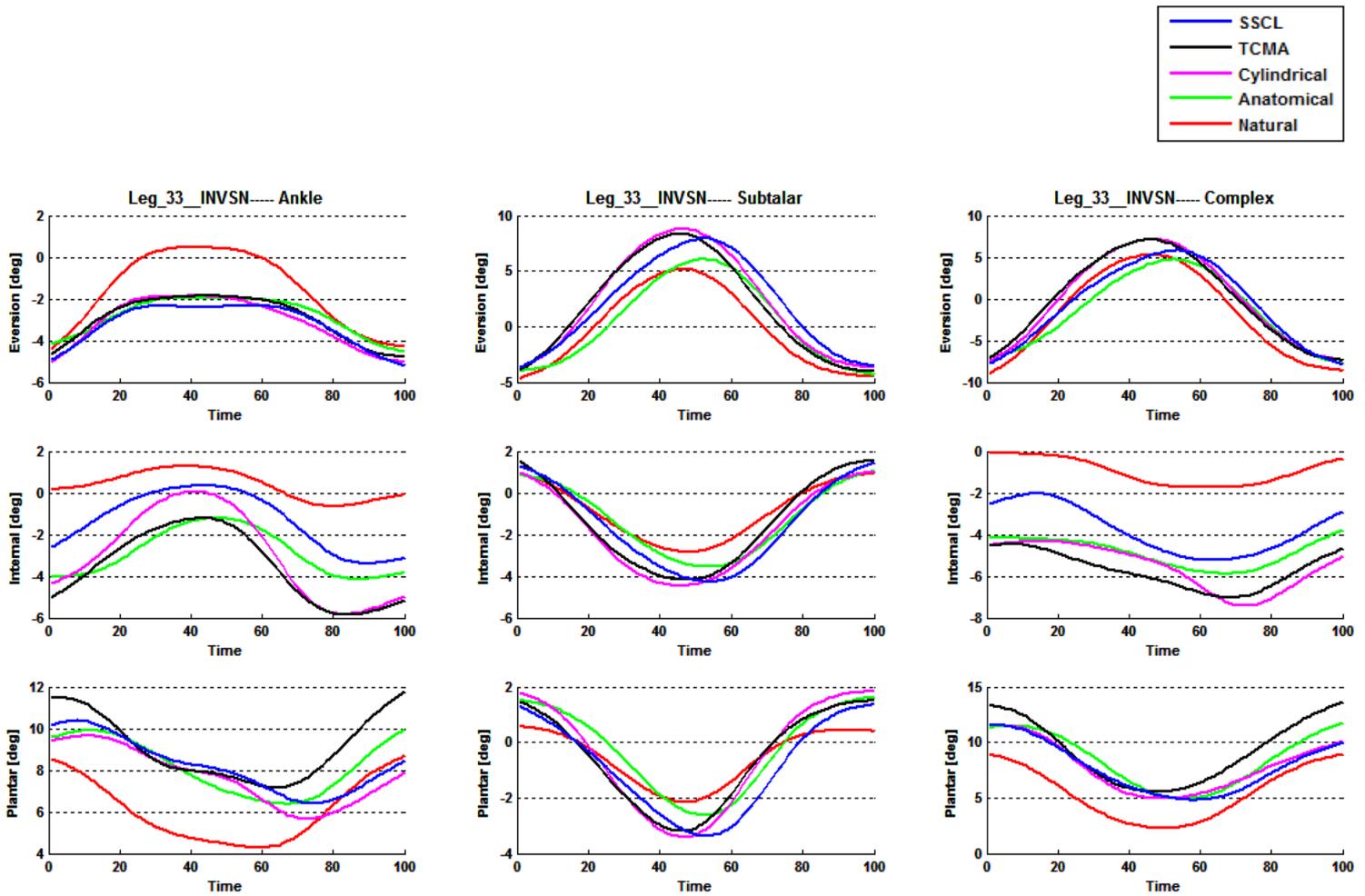


Fig. 8.7 Movimento di Inversione/Eversione con il piede in posizione neutra, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcagno (subtalar) e tibia-calcagno (complex).

Inversion/ Eversion Movement in Neutral			(-) Dorsi / Plantar (+)	(-) Inversion / Eversion (+)	(-) External / Internal (+)
	Natural	Tibio-Talar	6,61	5,53	2,99
		Talar-Calcaneal	4,08	12,50	5,08
		Complex	9,07	17,66	3,17
	Anatomical	Tibio-Talar	4,94	3,04	4,27
		Talar-Calcaneal	4,80	11,66	5,30
		Complex	7,48	13,60	3,56
	Cylindrical	Tibio-Talar	5,03	4,30	6,34
		Talar-Calcaneal	5,74	13,62	6,35
		Complex	7,68	16,72	4,44
	TCMA	Tibio-Talar	6,38	3,96	4,96
		Talar-Calcaneal	5,62	14,03	6,66
		Complex	9,86	17,24	3,99
	SSCL	Tibio-Talar	4,78	3,99	5,27
Talar-Calcaneal		5,79	13,69	6,08	
Complex		7,89	15,95	4,74	

Tab.8.8 Range riferiti a INVN sia per la cinematica primaria che per l'accoppiata.

Possiamo notare dal grafico di Fig. 8.7 che nella cinematica primaria (prima riga, Inversione/Eversione), gli andamenti delle varie componenti sono tutti pressoché simili.

Ciò che varia sono invece gli andamenti della cinematica accoppiata riferiti alla rotazione Interna/Esterna a livello tibio-talare (Ankle Joint) in cui si verifica per la componente Cylindrical un andamento diverso da quello prodotto dalla componente Anatomical, come notiamo anche in tabella.

Invece, l'andamento prodotto dalla componente SSCL segue l'andamento prodotto dall'Anatomical anche nei movimenti accoppiati.

- INTN: Movimento di rotazione Interna/ Esterna con il piede in posizione neutra

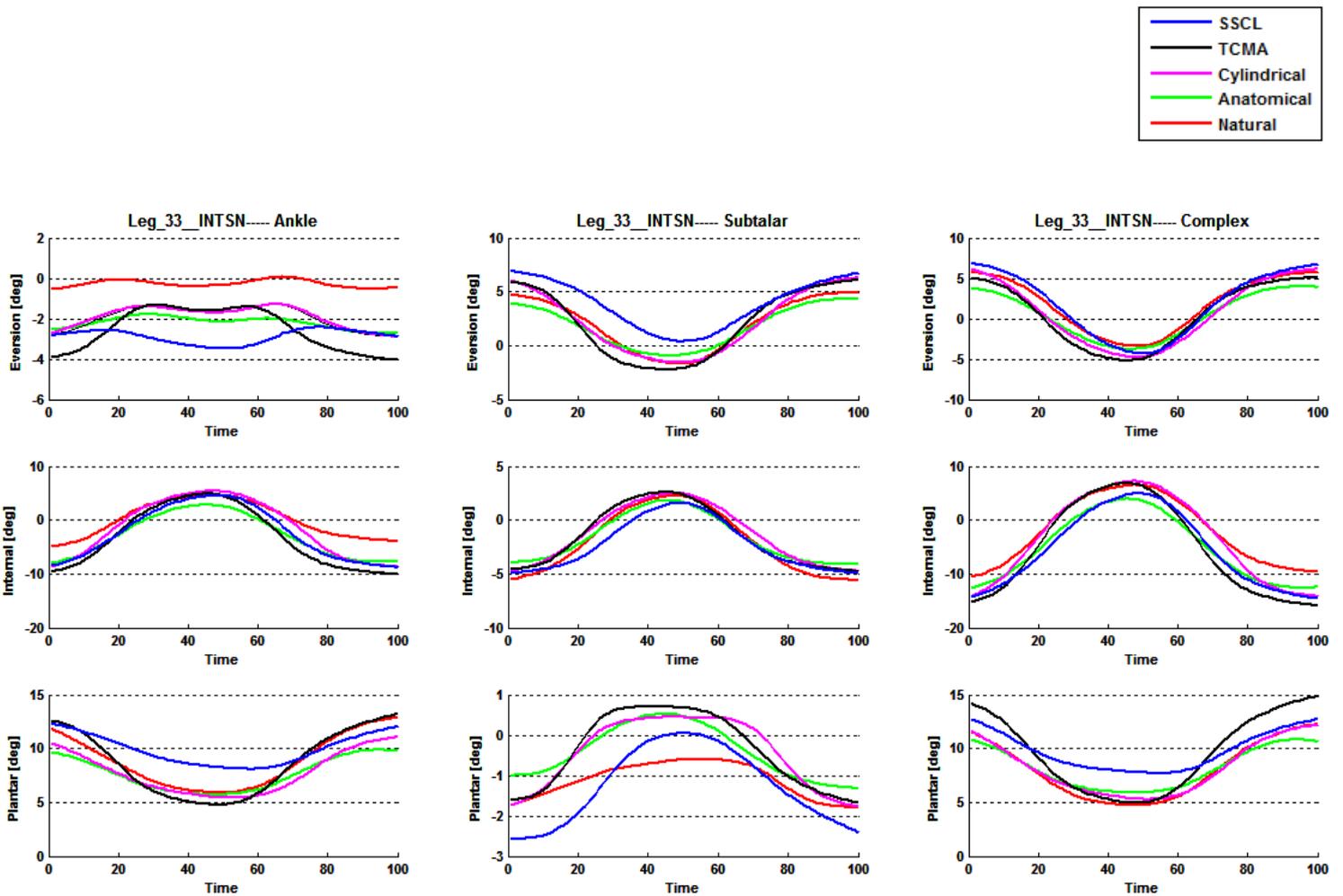


Fig. 8.9 Movimento di rotazione Interna/Esterna con il piede in posizione neutra, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcagno (subtalar) e tibia-calcagno (complex).

Internal/ External Movement in Neutral			(-) Dorsi / Plantar (+)	(-) Inversion / Eversion (+)	(-) External / Internal (+)
	Natural	Tibio-Talar	10,31	2,10	10,20
		Talar-Calcaneal	2,19	7,60	8,81
		Complex	10,50	10,73	18,39
	Anatomical	Tibio-Talar	5,26	1,48	12,01
		Talar-Calcaneal	2,10	5,82	6,46
		Complex	6,06	8,62	17,95
	Cylindrical	Tibio-Talar	6,98	1,95	14,90
		Talar-Calcaneal	2,44	8,58	7,74
		Complex	8,22	11,98	22,66
	TCMA	Tibio-Talar	8,56	3,12	15,50
		Talar-Calcaneal	2,95	8,85	7,58
Complex		10,08	10,95	23,50	
SSCL	Tibio-Talar	6,44	1,59	14,96	
	Talar-Calcaneal	2,79	8,27	7,97	
	Complex	7,56	13,67	22,41	

Tab.8.10 Range riferiti a INTN sia alla cinematica primaria che all'accoppiata.

Dal precedente grafico notiamo che, in questo caso, anche nella cinematica primaria (seconda riga, rotazione Interna/Esterna), a livello dell'articolazione subtalare, gli andamenti prodotti dalle componenti TCMA e Cylindrical non seguono in maniera precisa l'andamento prodotto dall'Anatomical.

L'andamento della cinematica accoppiata riferito all' Inversione/Eversione a livello tibio-talare (Ankle Joint) prodotto dalla componente TCMA si discosta leggermente da quello prodotto dalla componente Anatomical e dalle altre due componenti Cylindrical e SSCL, come mostrano anche i valori in tabella.

Lo stesso vale nel movimento accoppiato riferito alla Dorsi/Planar flessione a livello tibio-talare in cui la TCMA e la Cylindrical risultano meno fisiologiche rispetto alla SSCL.

Fin qui abbiamo analizzato i tre grafici ottenuto con il piede in posizione neutra a seguito dell'esecuzione dei tre task motori.

Ora vediamo i pattern ottenuti con il piede in massima dorsiflessione.

- INVD: Movimento di Inversione/Eversione con il piede in massima dorsiflessione

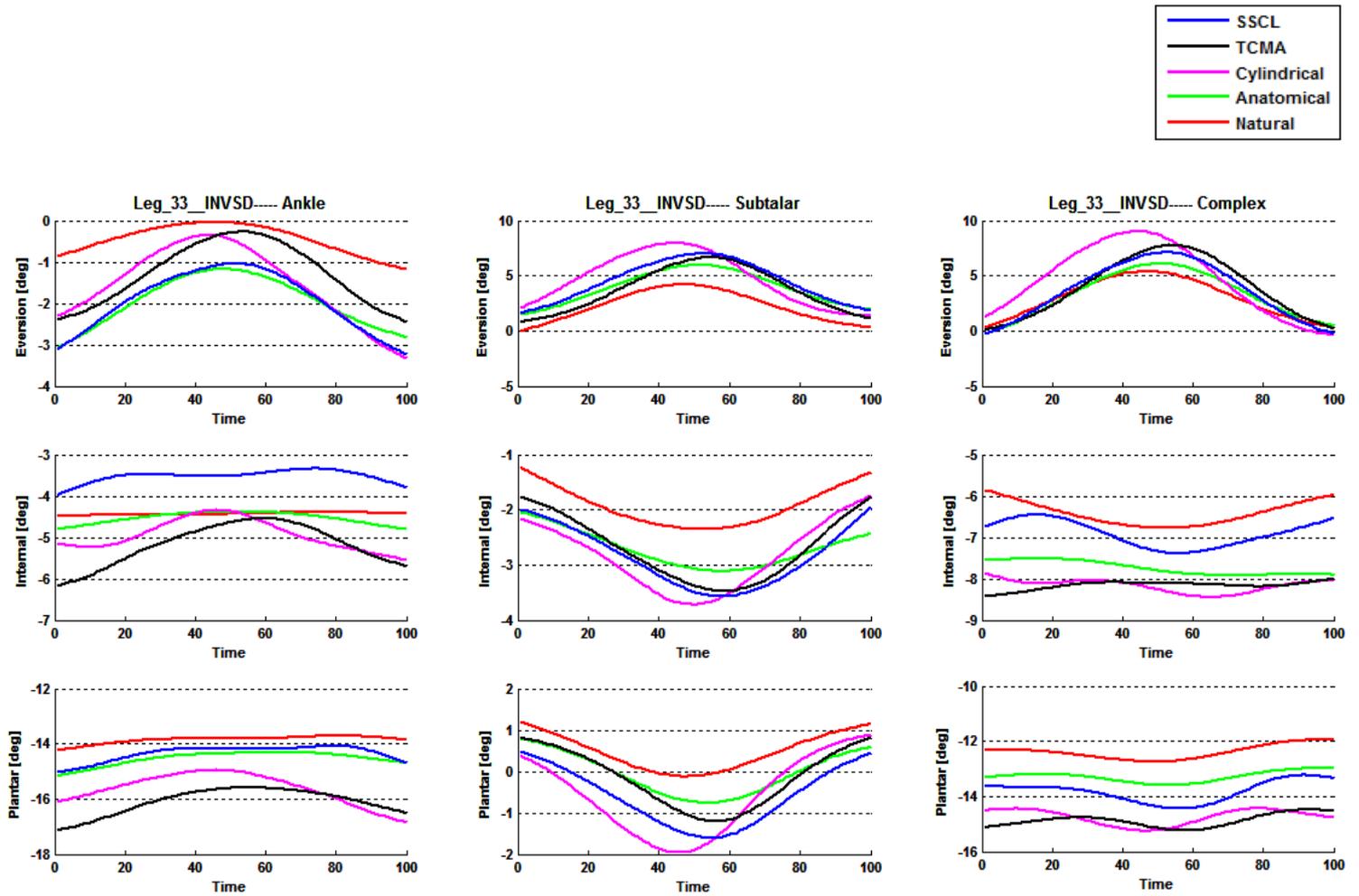


Fig. 8.11 Movimento di Inversione/Eversione con il piede in massima dorsiflessione, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcagno (subtalar) e tibia-calcagno (complex).

Inversion/eversion Movement in Maxi Dorsi			(-) Dorsi / Plantar (+)	(-) Inversion / Eversion (+)	(-) External / Internal (+)
	Natural	Tibio-Talar	1,31	2,50	0,86
		Talar-Calcaneal	2,14	6,20	1,95
		Complex	1,72	7,88	1,48
	Anatomical	Tibio-Talar	1,03	2,11	0,69
		Talar-Calcaneal	2,21	5,97	1,50
		Complex	1,41	7,77	0,99
	Cylindrical	Tibio-Talar	3,09	4,88	1,86
		Talar-Calcaneal	4,04	8,51	3,17
		Complex	1,81	12,84	1,60
	Inaman	Tibio-Talar	1,98	3,47	2,16
		Talar-Calcaneal	3,14	7,65	2,84
		Complex	1,83	10,52	1,49
	SSCL	Tibio-Talar	2,19	3,20	1,34
Talar-Calcaneal		3,01	6,96	2,83	
Complex		2,51	9,56	1,93	

Tab.8.12 Range riferiti a INVD sia alla cinematica primaria che all'accoppiata.

Dal grafico precedente di Fig. 8.16 notiamo che nel movimento primario (prima riga, Eversione/Inversione) a livello tibio-talare (Ankle), la componente Cylindrical produce un andamento poco fisiologico.

Nel movimento accoppiato di rotazione Interna/Esterna sempre a livello tibio-talare, sia la Cylindrical che la TCMA risultano poco fisiologiche.

Lo stesso vale per il movimento accoppiato di Dorsi/Plantar flessione a livello tibio-talare in cui la TCMA e la Cylindrical si discostano dall'andamento dell'Anatomical e a livello sub talare in cui solo la Cylindrical risulta poco fisiologica.

- INTD: Movimento di rotazione Interna/Esterna con il piede in massima dorsiflessione

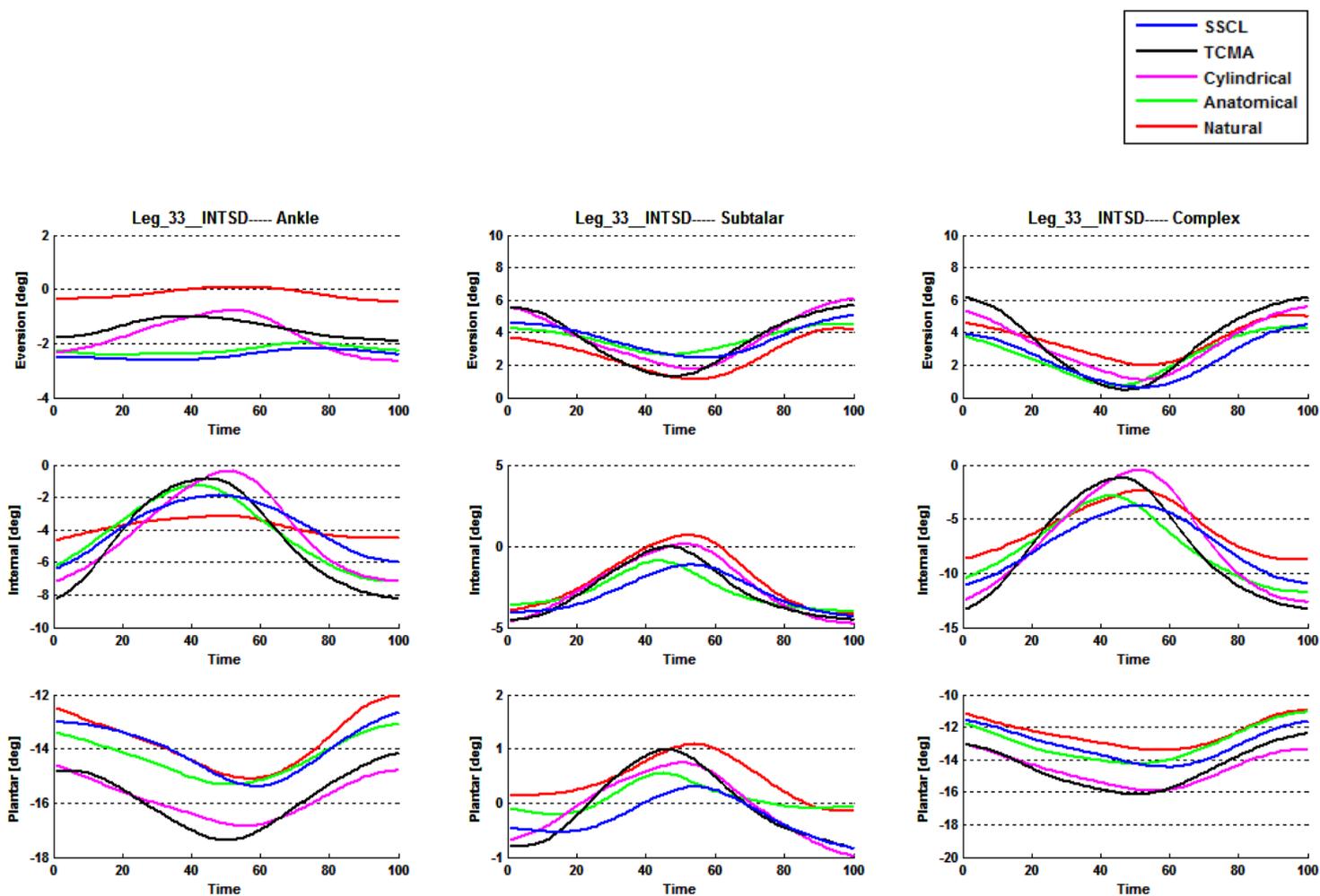


Fig. 8.13 Movimento di rotazione Interna/Esterna con il piede in massima dorsiflessione, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcagno (subtalar) e fibia-calcagno (complex).

Internal/External Movement in Maxi Dorsi			(-) Dorsi / Plantar (+)	(-) Inversion / Eversion (+)	(-) External / Internal (+)
	Natural	Tibio-Talar	5,57	1,03	2,27
		Talar-Calcaneal	2,26	4,63	6,49
		Complex	4,54	4,48	8,26
	Anatomical	Tibio-Talar	3,02	0,52	6,74
		Talar-Calcaneal	1,30	2,89	3,96
		Complex	3,88	4,55	10,40
	Cylindrical	Tibio-Talar	3,50	2,36	8,64
		Talar-Calcaneal	2,36	5,62	6,18
		Complex	4,32	6,00	15,13
	TCMA	Tibio-Talar	4,64	1,50	10,11
		Talar-Calcaneal	2,79	6,01	6,65
		Complex	5,54	7,46	17,03
SSCL	Tibio-Talar	4,86	0,95	5,63	
	Talar-Calcaneal	2,35	5,14	5,98	
	Complex	4,78	6,80	11,41	

Tab.8.14 Range riferiti a INTD sia alla cinematica primaria che all'accoppiata.

Dal grafico precedente possiamo trarre le seguenti osservazioni: la componente TCMA dà origine ad un andamento che si discosta dal fisiologico anche nel movimento primario (seconda riga, rotazione Interna/Esterna), sia all'articolazione subtlare che tibio-talare presentando un range di movimento più ampio.

Sia la componente TCMA che la Cylindrical presentano un andamento che si discosta da quello della componente Anatomical nel movimento accoppiato di Inversione/Eversione a livello tibio-talare.

Inoltre la TCMA risulta poco fisiologica anche nel movimento prodotto sempre nel movimento accoppiato di Inversione/Eversione all'articolazione subtalare e in quello di Dorsi/Plantarflessione a livello tibio-talare e subtalare.

Con il piede in massima dorsiflessione, notiamo in entrambi i task motori degli scostamenti massimi dall'andamento anatomico, di massimo 3° ma questa volta essendo l'escursione del task motorio molto più limitata, in media pari a 6°, lo scostamento risulta più significativo.

Ora vediamo i pattern ottenuti in massima plantarflessione.

- INVP: Movimento di inversione/eversione con il piede in massima plantarflessione

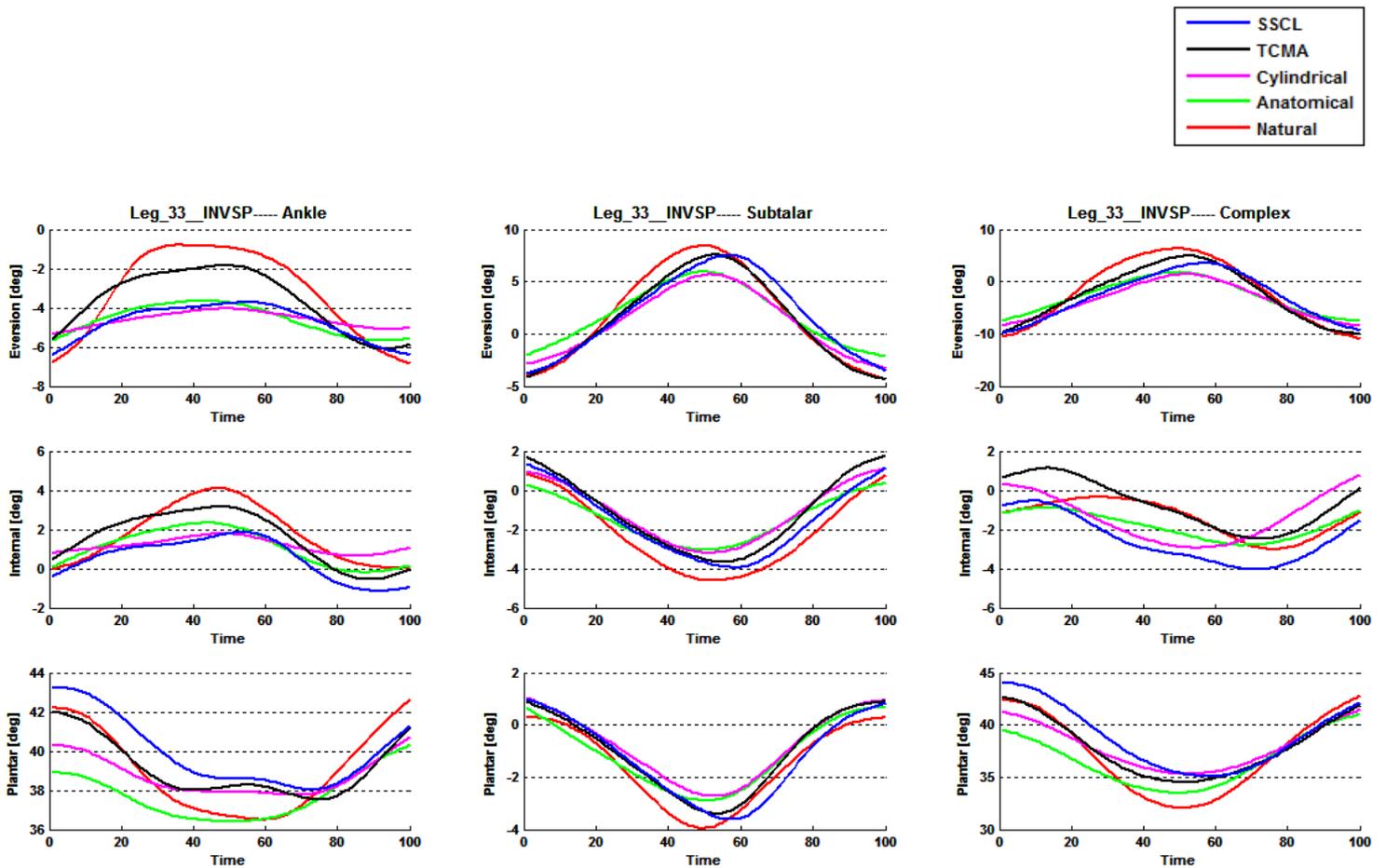


Fig. 8.15 Movimento di Inversione/Eversione con il piede in massima plantarflessione, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcagno (subtalar) e tibia-calcagno (complex).

Inversion/eversion Movement in Maxi Plantar			(-) Dorsi / Plantar (+)	(-) Inversion / Eversion (+)	(-) External / Internal (+)
	Natural	Tibio-Talar	13,43	7,41	5,35
		Talar-Calcaneal	5,60	15,04	6,73
		Complex	16,73	20,18	4,69
	Anatomical	Tibio-Talar	5,12	2,54	3,32
		Talar-Calcaneal	4,23	9,53	4,02
		Complex	9,07	10,95	2,94
	Cylindrical	Tibio-Talar	3,63	1,85	2,64
		Talar-Calcaneal	4,27	10,26	4,64
		Complex	7,43	11,39	4,14
	Inaman	Tibio-Talar	6,81	5,09	4,30
		Talar-Calcaneal	5,20	14,01	6,51
		Complex	9,01	17,80	4,47
SSCL	Tibio-Talar	8,23	3,46	3,59	
	Talar-Calcaneal	5,96	13,39	6,03	
	Complex	11,06	16,02	4,68	

Tab.8.16 Range riferiti a INVP riferiti sia alla cinematica primaria che all'accoppiata.

Nel precedente grafico di Fig.8.20 notiamo che la componente TCMA produce un pattern nella cinematica primaria (prima riga, Inversione/Eversione) a livello tibio-talare (Ankle) che risulta poco fisiologico, ovvero poco vicino al pattern prodotto dalla componente Anatomical come mostrato anche dal range di movimento maggiore in tabella.

Gli altri andamenti invece, risultano invece tutti pressoché vicini all'andamento dell'Anatomical, sia nella cinematica primaria, sia nell'accoppiata associata.

- INTSP: Movimento di rotazione interna/esterna con il piede in massima plantar flessione

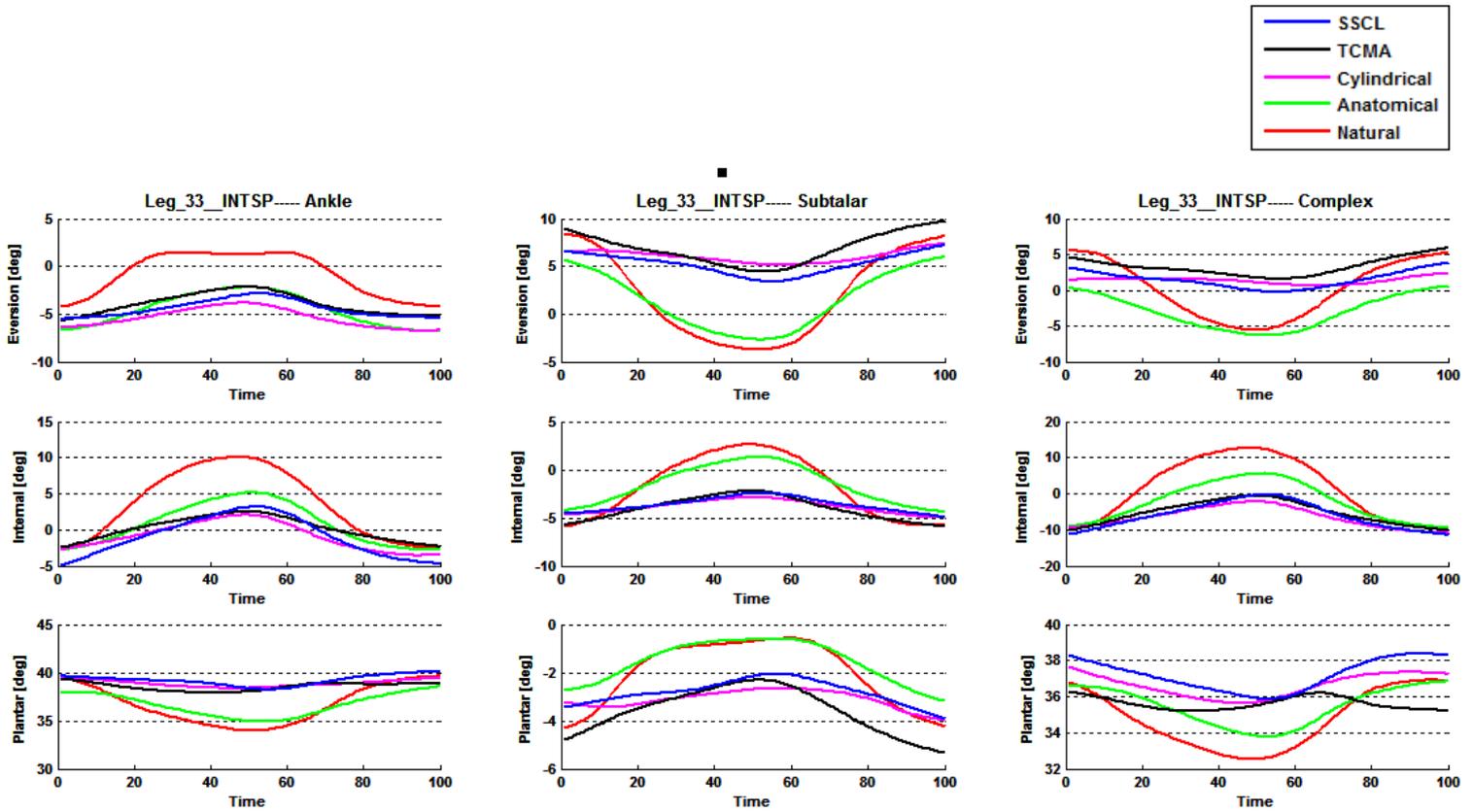


Fig. 8.17 Movimento di rotazione Interna/Esterna con il piede in massima plantar flessione, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcaneale (subtalar) e tibio-calcaneale (complex).

Internal/External Movement in Maxi Plantar			(-) Dorsi / Plantar (+)	(-) Inversion / Eversion (+)	(-) External / Internal (+)
	Natural	Tibio-Talar	7,29	6,60	14,15
		Talar-Calcaneal	4,81	13,37	9,49
		Complex	5,70	12,63	24,93
	Anatomical	Tibio-Talar	6,19	5,42	10,07
		Talar-Calcaneal	3,50	10,59	6,86
		Complex	5,04	8,85	18,37
	Cylindrical	Tibio-Talar	4,04	5,81	11,91
		Talar-Calcaneal	4,39	12,17	7,67
		Complex	3,32	10,66	21,28
TCMA	Tibio-Talar	3,69	7,47	10,15	
	Talar-Calcaneal	4,94	13,04	8,03	
	Complex	3,03	10,46	20,25	
SSCL	Tibio-Talar	4,32	4,23	12,88	
	Talar-Calcaneal	3,95	10,91	7,15	
	Complex	3,99	11,30	21,07	

Tab.8.18 Range riferiti a INTP e riferiti sia alla cinematica primaria che all'accoppiata.

In questo caso notiamo che, a livello subtalare, nella cinematica primaria (seconda riga, rotazione Interna-Esterna) tutti gli andamenti delle componenti impiantate ovvero TCMA, Cylindrical, SSCL, presentano un pattern cinematico differente dall'Anatomical, non risultando perciò nessuna componente perfettamente fisiologica.

Sempre a livello sub talare per il movimento accoppiato di Inversione/Eversione e a livello subtalare e tibio-talare (Ankle) per il movimento accoppiato di Dorsi/Plantar, risulta che gli andamenti delle varie componenti sono differenti rispetto all'andamento dell'Anatomical.

Questo task motorio ha però presentato dei problemi in quanto, osservando i pattern di rotazione interi (prima di andare a selezionare una singola campana) di ciascuna componente impiantata dopo l'Anatomical, si evince in ogni caso che le prime due campane hanno un certo range di movimento ma sono seguite da altre con bassissimo range di movimento. Ciò è sicuramente dovuto ad un traker motion e nelle prossime osservazioni non terremo perciò conto di quest'ultimo caso.

Dalle figure precedenti possiamo notare che:

Per quanto riguarda i pattern cinematici primari, per i task motori con il piede in posizione neutra, non riusciamo ad osservare nessuna differenza tra le varie componenti protesiche in quanto tutte hanno pressoché lo stesso andamento.

Per i task motori eseguiti con il piede in massima Dorsi o in massima Plantar invece, abbiamo notato delle differenze tra i pattern originati dalla componente TCMA e, in misura minore, dalla Cylindrical rispetto ai pattern originati dall'Anatomical.

Dalle tabelle riportate dopo ciascun grafico, che mostrano i range di movimento, ci accorgiamo che ad ogni modo il massimo scostamento in gradi dall'andamento della componente Anatomical, nel movimento primario, risulta di 4° solo nei casi che comprendono un'escursione in gradi ampia, altrimenti di circa 1-2° in dorsiflessione.

Per quanto riguarda la cinematica accoppiata le principali osservazioni sono risultate:

- Nel grafico di Fig.8.10 relativo al task motorio di Dosi/Plantar flessione, nella cinematica accoppiata di Eversione/Inversione e rotazione Interna/Esterna a livello subtalare, la cinematica prodotta dalla componente TCMA e Cylindrical si discosta dalla cinematica fisiologica;

- Nel grafico di Fig.8.12 relativo al task motorio di Inversione/Eversione con il piede in posizione neutra, nella cinematica accoppiata riferita alla rotazione Interna/Esterna a livello tibio-talare si verifica, per la componente Cylindrical, un andamento diverso da quello prodotto dalla componente Anatomical.

- Nel grafico di Fig.8.14 relativo al task motorio di rotazione Interna/Esterna con il piede in posizione neutra, l'andamento della cinematica accoppiata riferita all'Inversione/Eversione a livello tibio-talare prodotta dalla componente TCMA si discosta da quello prodotto dall'Anatomical.

Lo stesso vale nel movimento accoppiato riferito alla Dorsi/Planar flessione a livello tibio-talare in cui la TCMA e la Cylindrical risultano meno fisiologiche rispetto alla SSCL.

○ Nel grafico di Fig. 8.16 relativo al task motorio di Inversione/Eversione con il piede in massima dorsiflessione, l'andamento della cinematica accoppiata riferita alla rotazione Interna/Esterna a livello tibio-talare, sia per la componente Cylindrical che la TCMA risulta poco fisiologico.

Lo stesso vale per il movimento accoppiato di Dorsi/Plantar flessione a livello tibio-talare in cui la TCMA e la Cylindrical si discostano dall'andamento dell'Anatomical e a livello subtalare in cui sempre la Cylindrical risulta poco fisiologica.

○ Nel grafico di Fig. 8.18 relativo al task motorio rotazione Interna/Esterna con il piede in massima dorsiflessione, sia la componente TCMA che la Cylindrical presentano un andamento che si discosta da quello della componente Anatomical nel movimento accoppiato di Inversione/Eversione a livello tibio-talare.

Inoltre la TCMA risulta poco fisiologica anche nel movimento prodotto sempre nel movimento accoppiato di Inversione/Eversione all'articolazione subtalare e in quello di Dorsi/Plantarflessione a livello tibio-talare e subtalare.

Osserviamo di seguito alcuni pattern di rotazione significativi, ottenuti per gli altri esemplari e in particolare per l'**esemplare numero 17, 29 e 23**.

- INVND per l'esemplare 17: Movimento di Inversione/Eversione con il piede in massima dorsiflessione

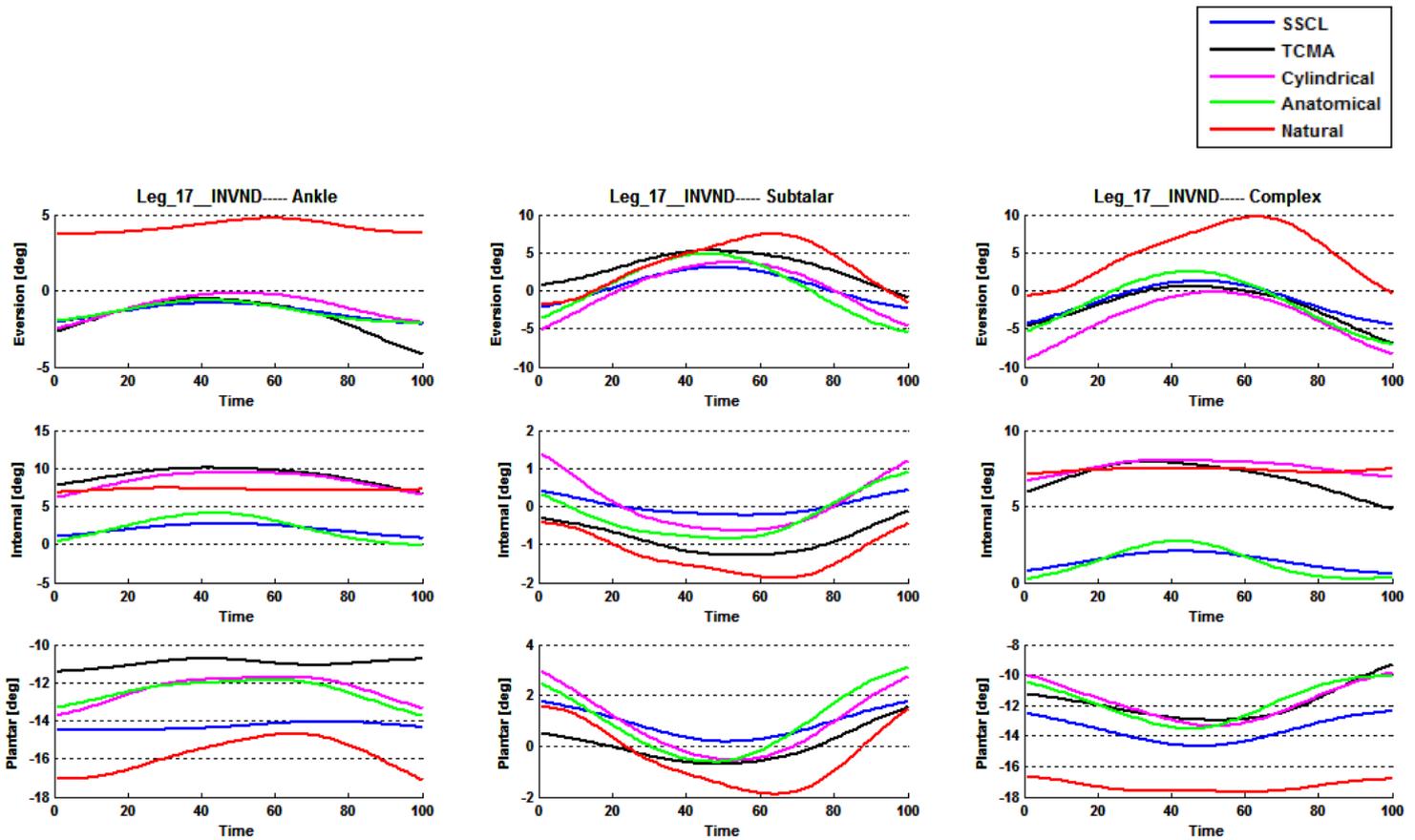


Fig. 8.19 Movimento di Inversione/Eversione con il piede in massima dorsiflessione, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcaneale (subtalar) e tibio-calcaneale (complex).

In questo caso notiamo che nella cinematica primaria (prima riga, Inversione/Eversione), gli andamenti delle varie componenti sono tutti pressoché simili. Differenze notevoli le notiamo invece nella cinematica accoppiata di rotazione Interna/Esterna a livello tibio-talare e subtalare in cui la cinematica prodotta dalle componenti TCMA e Cylindrical presenta un andamento che si discosta dal fisiologico.

- INTD per l'esemplare 17: Movimento di rotazione Interna/Esterna con il piede in massima dorsiflessione

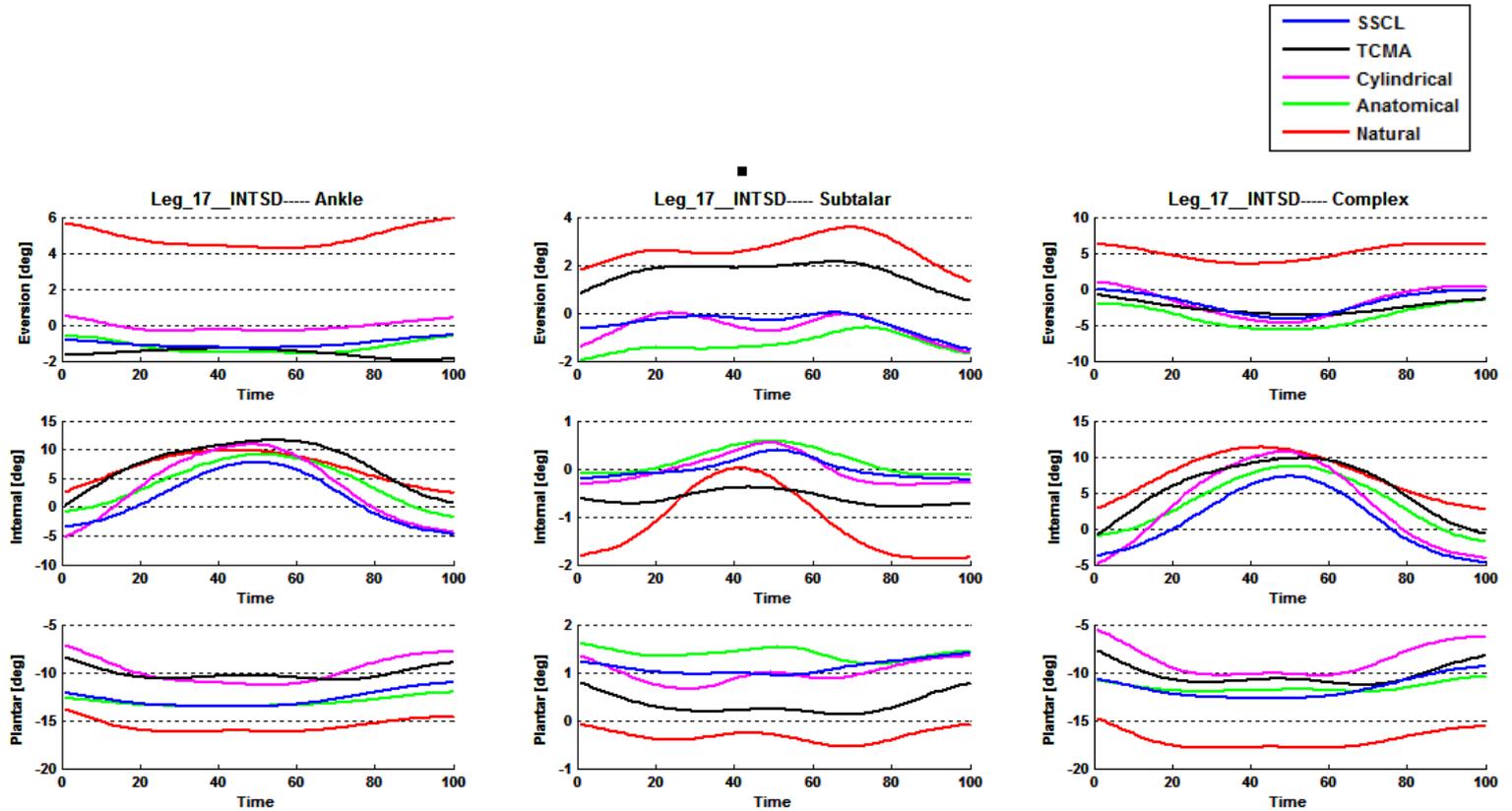


Fig. 8.20 Movimento di rotazione Interna/Esterna con il piede in massima dorsiflessione, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcaneale (subtalar) e tibio-calcaneale (complex).

Dal precedente grafico notiamo che nella cinematica accoppiata di Dorsi/Plantar flessione a livello tibio-talare (Ankle), la cinematica prodotta dalla componente SSCL segue fedelmente l'andamento prodotto dall'Anatomical, mentre la TCMA e la Cylindrical producono un andamento che si discosta dal fisiologico; la componente TCMA produce un andamento non molto fisiologico anche a livello subtalare sia nella cinematica accoppiata di Dorsi/Plantar flessione e nell'Eversione/Inversione.

- INTD per l'esemplare 23: Movimento di rotazione Interna/Esterna con il piede in massima dorsiflessione

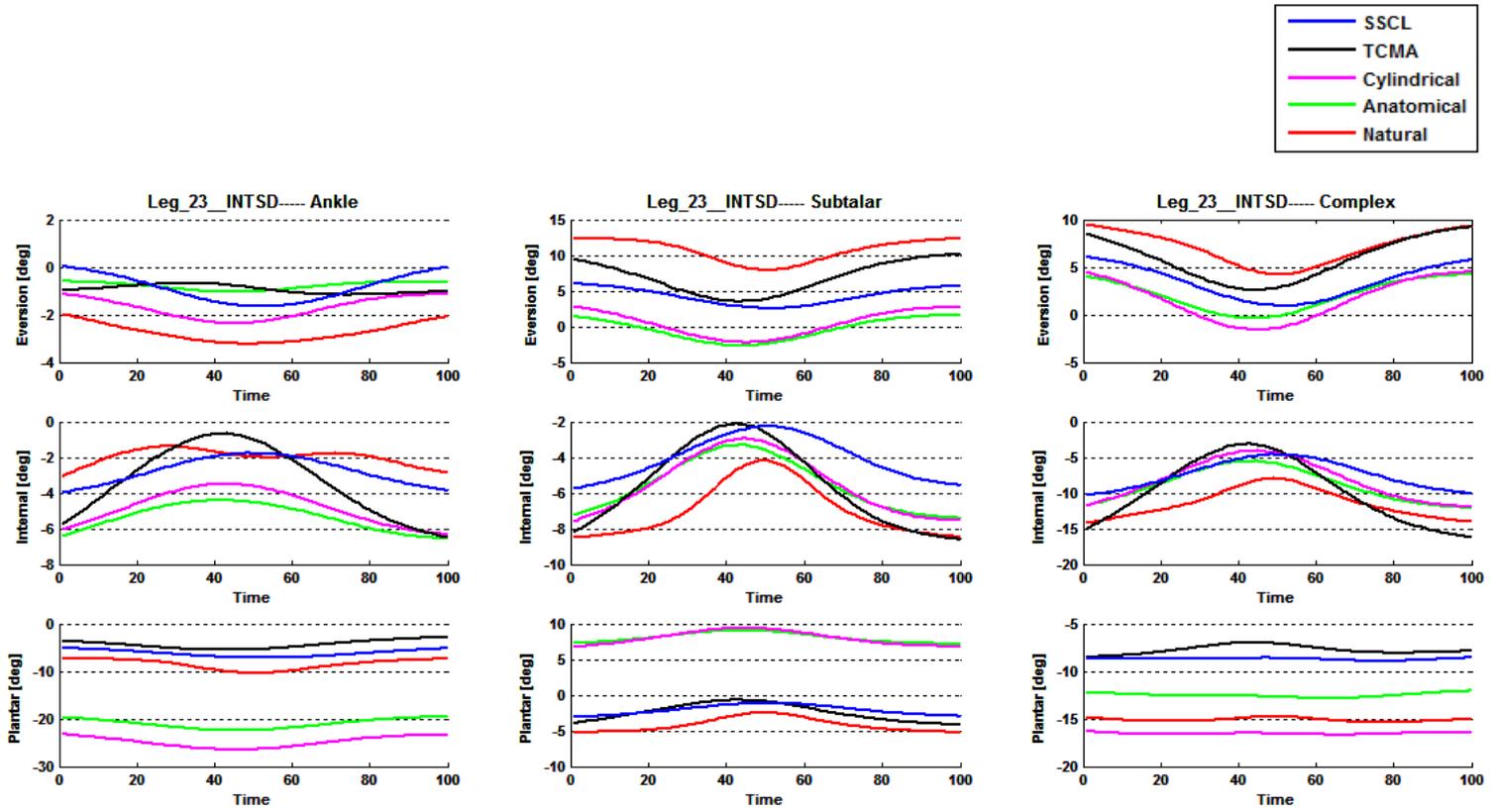


Fig. 8.21 Movimento di di rotazione Interna/Esterna con il piede in massima dorsiflessione, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcaneale (subtalar) e tibio-calcaneale (complex).

Dalla figura si può notare che nella cinematica primaria di rotazione Interna/Esterna, la componente TCMA dà origine a livello tibio-talare ad un escursione di movimento maggiore e quindi non molto fisiologica, rispetto alle altre.

- INVN per l'esemplare 29: Movimento di Inversione/Eversione con il piede in posizione neutra

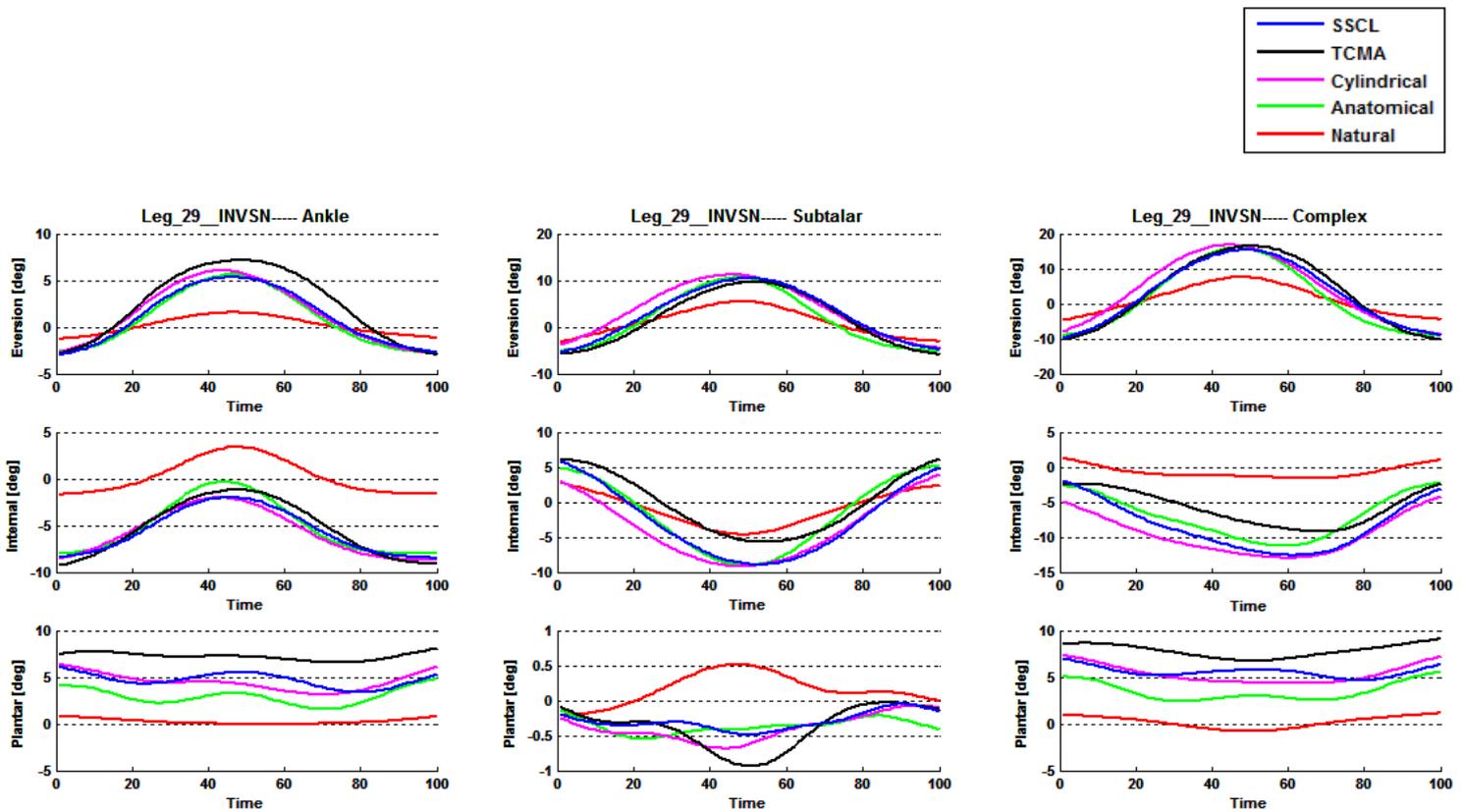


Fig. 8.22 Movimento di Inversione/Eversione con il piede in posizione neutra, riportato per ogni articolazione: tibio-talare (ankle), talo-calcaneale (subtalar) e tibio-calcaneale (complex).

Notiamo degli andamenti pressoché simili sia nella cinematica primaria che nell'accoppiata riferita alla rotazione Interna/Esterna, mentre nell'accoppiata di Dorsi/Plantar flessione notiamo che la TCMA produce un andamento che si discosta dal fisiologico sia a livello Ankle che a livello Subtalar in quanto presenta un escursione di movimento maggiore rispetto all'andamento dell'Anatomical.

La componente Cylindrical invece produce un andamento pressoché uguale alla SSCL. Ciò potrebbe portarci a supporre che l'esemplare in questione presenti un'anatomia, a livello di superficie talare, che si può approssimare bene con superficie cilindrica.

Essendo la componente SSCL patient-specific, un'anatomia di base pressochè cilindrica, porta a far avvicinare la superficie a sella tronco conica con apice diretto lateralmente ad una più cilindrica, "smussando" queste sue caratteristiche innovative.

Da tutte le analisi svolte possiamo dedurre che se avessimo svolto uno studio meno dettagliato, basato solo sull'analisi del movimento articolare primario complessivo, non analizzando quindi nè i movimenti accoppiati, né i movimenti a livello tibio-talare e a livello talo-calcaneale ma solo a livello tibio-calcaneale, non ci saremmo accorti delle importanti differenze sopra citate.

8.3 STUDIO SULLA FLESSIBILITA'

Come accennato alla fine del capitolo 7, un ulteriore studio effettuato è stato quello riguardante la flessibilità per vedere la relazione tra i dati cinematici e i dati di relativi al momento, per le varie componenti protesiche, per ciascun movimento analizzato (Dorsi/Plantar, Inversione/Eversione e rotazione Interna/Esterna) e per ciascuna configurazione di partenza del piede (piede in posizione neutra, in maxi dorsi e in maxi plantar).

Sono ancora in fase di discussione i risultati grafici ottenuti, perciò mi limiterò ad una essenziale trattazione in merito.

Per prima cosa sono stati sincronizzati i dati cinematici con i dati relativi al momento in quanto presentavano una frequenza di campionamento differente, rispettivamente di 10Hz e di 100Hz . Poi sono stati visualizzati in un unico grafico (come riportato in seguito) che presenta in ascissa i dati di relativi al momento (N*mm) e in ordinata i dati cinematici (gradi).

Qui di seguito riporteremo i dati relativi all'**inversione/eversione della componente innovativa SSCL e dell'Anatomical per l'esemplare numero 29** ma le medesime elaborazioni sono state fatte per ogni componente impiantata (Anatomical,Cylindrical e TCMA) e per l'articolazione intatta (Natural) e sia per l'inversione/eversione che per la rotazione interna/esterna.

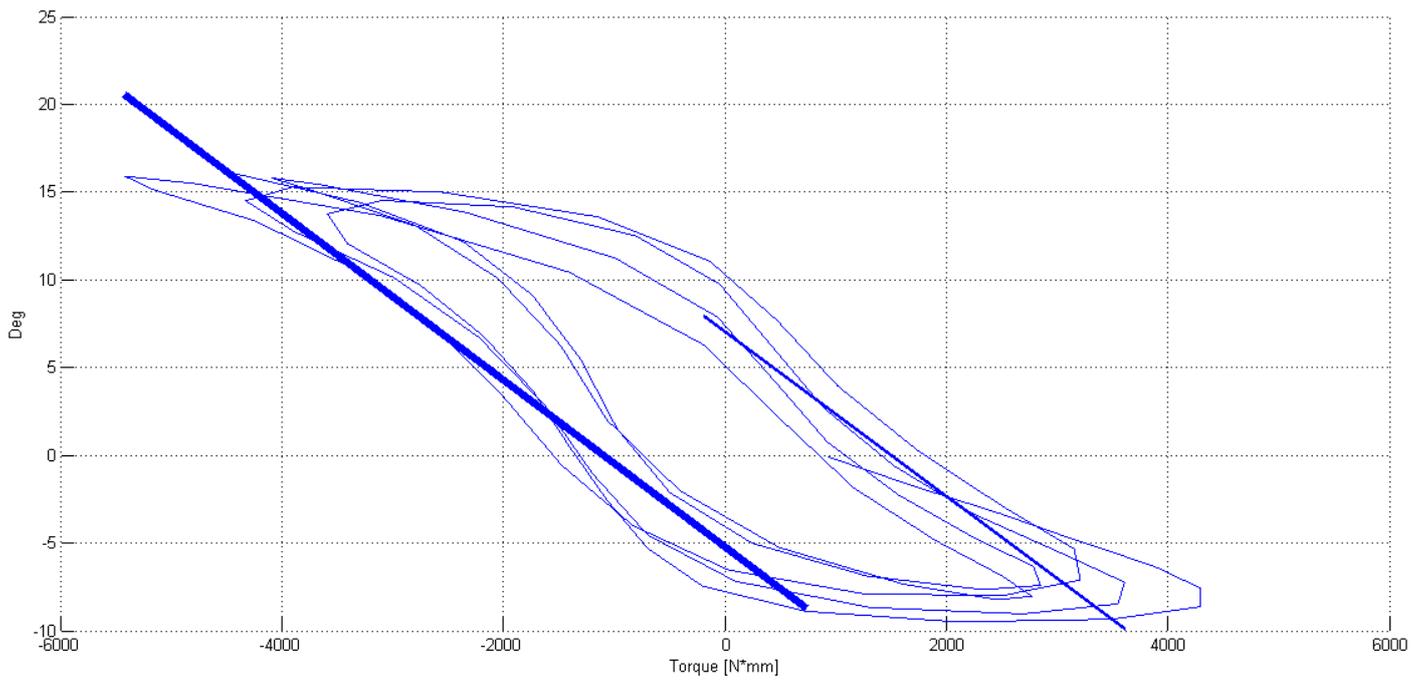


Fig. 8.24 Grafico di flessibilità relativo al movimento di inversione/eversione per la componente SSCL con il piede in posizione neutra.

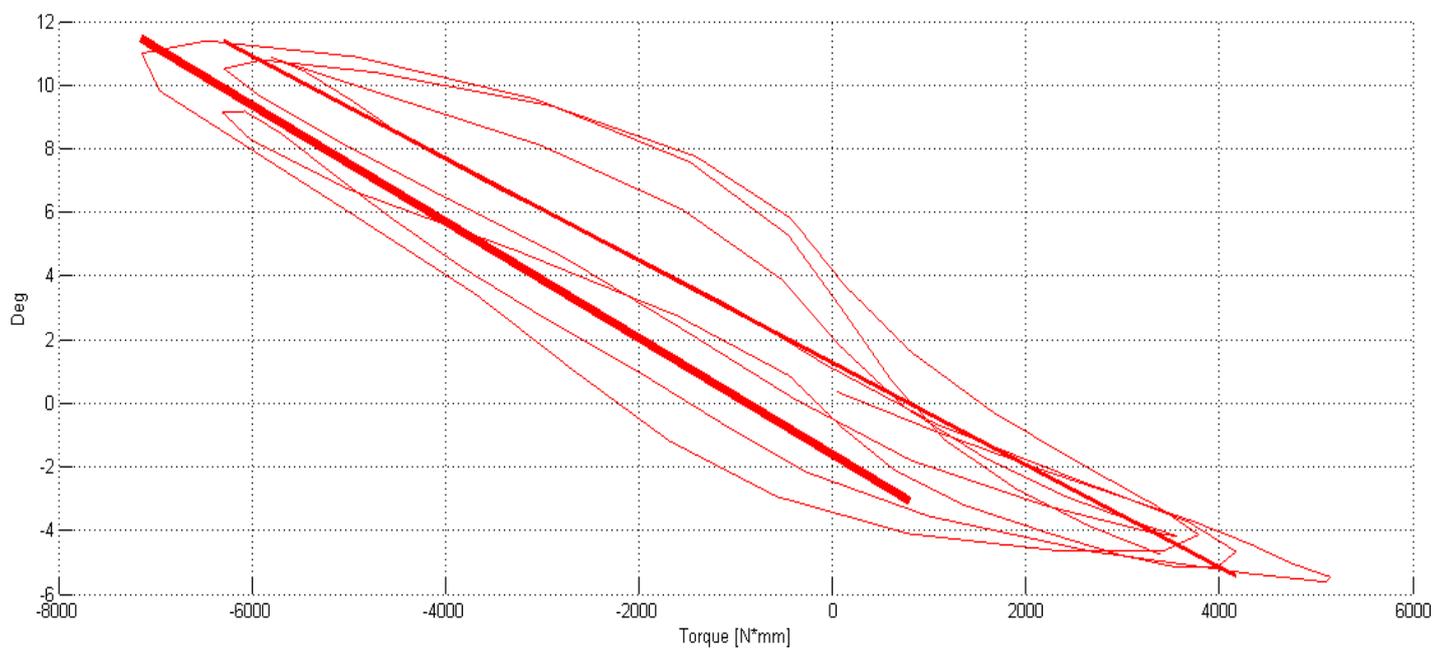


Fig.8.25 Grafico di flessibilità relativo al movimento di inversione/eversione per la componente SSCL con il piede in massima dorsiflessione.

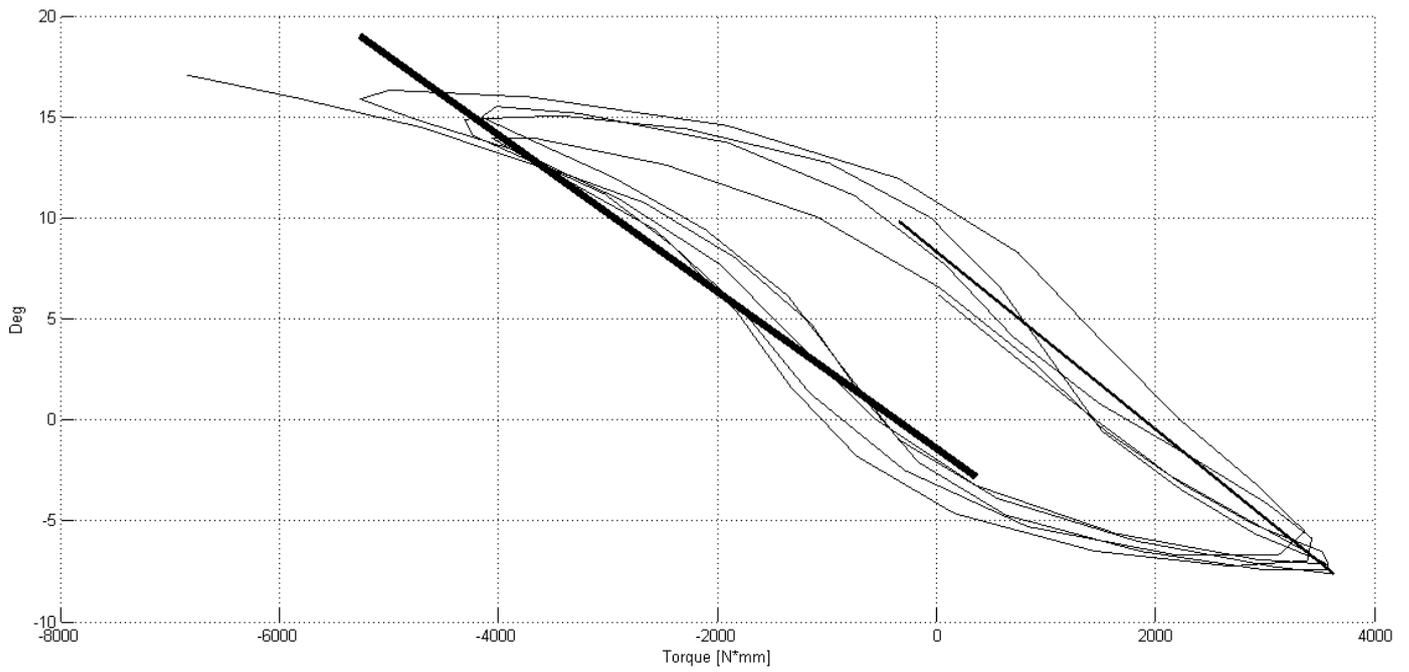


Fig.8.26 Grafico di flessibilità relativo al movimento di inversione/eversione per la componente SSCL con il piede in massima plantarflessione.

Unendoli in un unico grafico otteniamo:

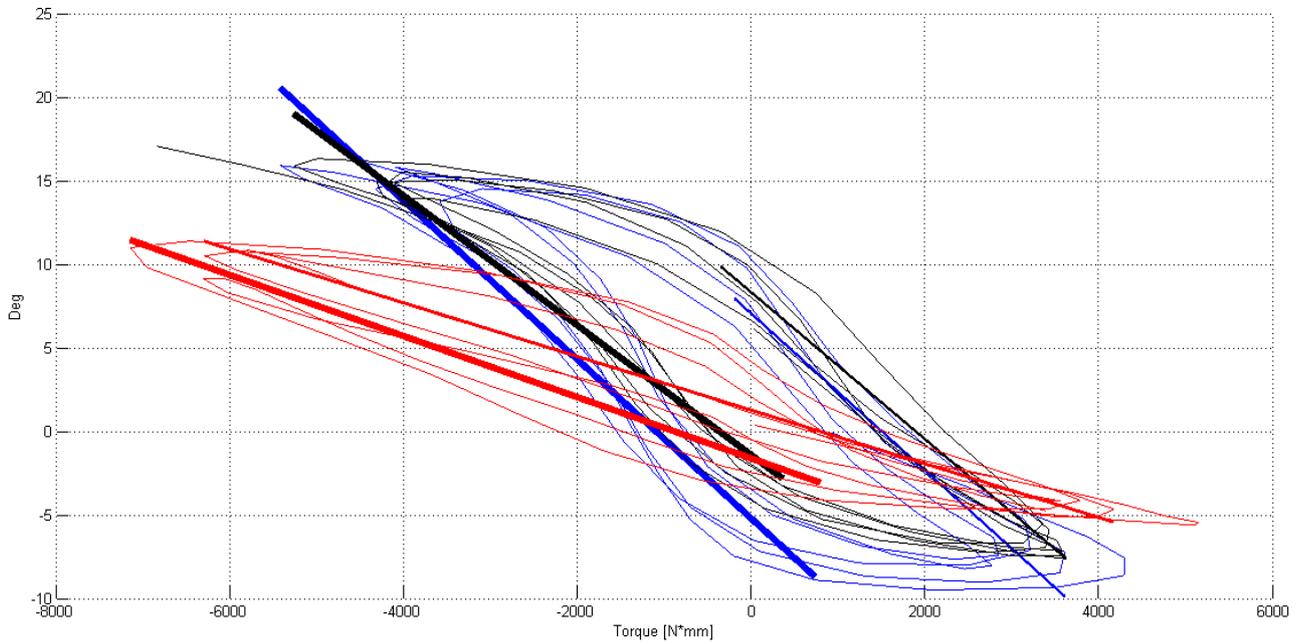


Fig.8.27 Grafico di flessibilità relativo al movimento di inversione/eversione per la componente SSCL con il piede in posizione neutra (curva blu), massima dorsiflessione (curva rossa) e massima plantarflessione (curva nera).

Notiamo che a parità di momento, il grafico relativo al piede in posizione dorsiflessa, presenta una minore pendenza (quindi il range di rotazione è minore) rispetto al grafico relativo al piede in posizione plantarflessa e in posizione neutra.

Inoltre notiamo che per ogni curva di flessibilità si sono calcolate due rette di regressione rispettivamente per le fasi di carico dell'eversione e dell'inversione e per ciascuna abbiamo effettuato il test Repeted Anova, ottenendo così il coefficiente di correlazione che ci ha permesso di verificare la significatività statistica del risultato.

Per ottenere ciò abbiamo usato la funzione *corrcoeff* di Matlab che ci permette di ottenere un valore definito P-value e il valore del coefficiente di correlazione R in cui il valore di P indica la probabilità di ottenere una correlazione grande come il valore che si osserverebbe nel caso random, quando cioè la vera correlazione è zero.

Se P è un valore piccolo o meglio inferiore a 0.05, il coefficiente di correlazione R è significativo.

Come si evince dalla Tab.8.28 di seguito, ogni P-value è risultato zero e quindi inferiore a 0.05, questo significa che il coefficiente di correlazione R è significativo e quindi ho dipendenza statistica tra la pendenza della curva e i dati relativi al momento.

JOINT TYPE	POSITION	TEST		VARIABLES			
				R	P	m	q
SSCL JOINT	NEUTRAL	Inv/Env Moment	Inv	-0.951	0.00	-0.0047	-5.2968
			Env	-0.9414	0.00	-0.0047	6.9367
		Int/Ext Moment	Int	-0.8727	0.00	-0.0131	-18.9624
			Ext	-0.8530	0.00	-0.0071	-10.8091
	MAX DORSI	Inv/Env Moment	Inv	-0.9345	0.00	-0.0018	-1.6545
			Env	-0.9672	0.00	-0.0016	1.2259
		Int/Ext Moment	Int	-0.9200	0.00	-0.0021	-7.4339
			Ext	-0.7709	0.00	-0.0019	-10.9293
	MAX PLANTAR	Inv/Env Moment	Inv	-0.9688	0.00	-0.0039	-1.4973
			Env	-0.9682	0.00	-0.0044	8.2144
		Int/Ext Moment	Int	-0.9788	0.00	-0.0158	-13.1839
			Ext	-0.9279	0.00	-0.0092	4.4506

Tab. 8.28 P-value e R a seguito di test ANOVA multi-parametrico, riferito al movimento di inversione/everzione per la componente SSCL con il piede rispettivamente in posizione neutra, in massima dorsiflessione e in plantarflessione.

In tabella ci siamo anche calcolati il valore m e q delle rette di regressione.

Stesse elaborazioni sono state effettuate per la rotazione interna/esterna.

Qui di seguito riporteremo invece i grafici relativi alla flessibilità della componente Anatomical, il cui andamento ci aspettiamo che si avvicini all'andamento prodotto dalla componente SSCL.

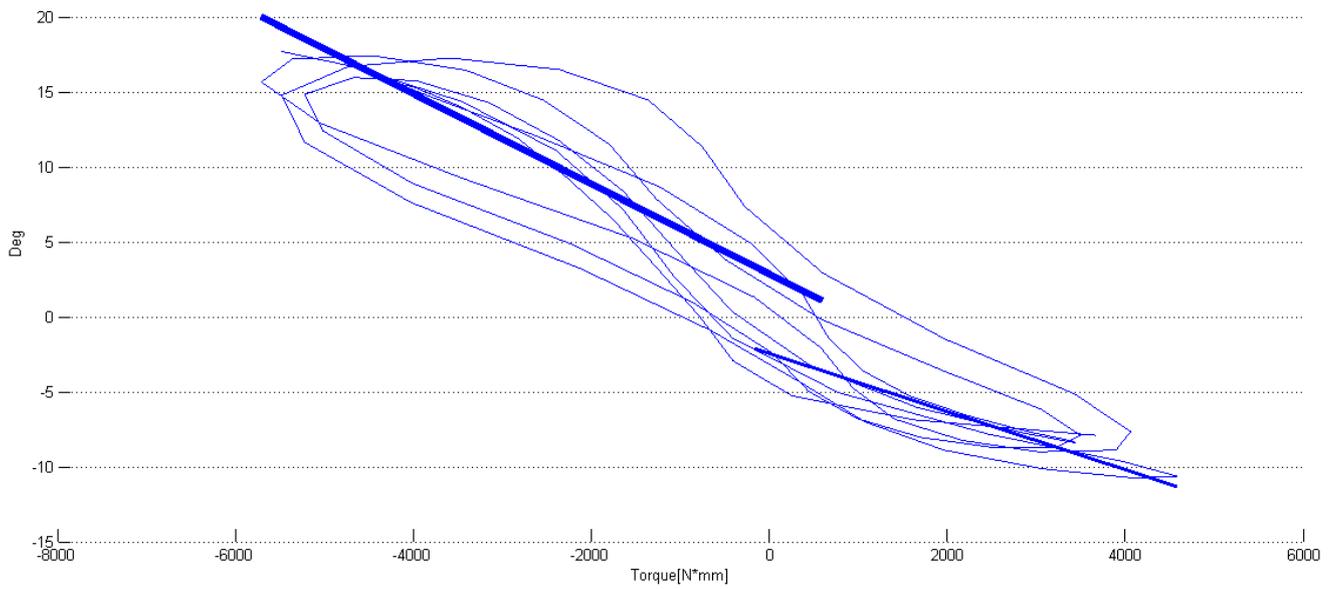


Fig. 8.29 Grafico di flessibilità relativo al movimento di inversione/eversione per la componente Anatomical con il piede in posizione neutra.

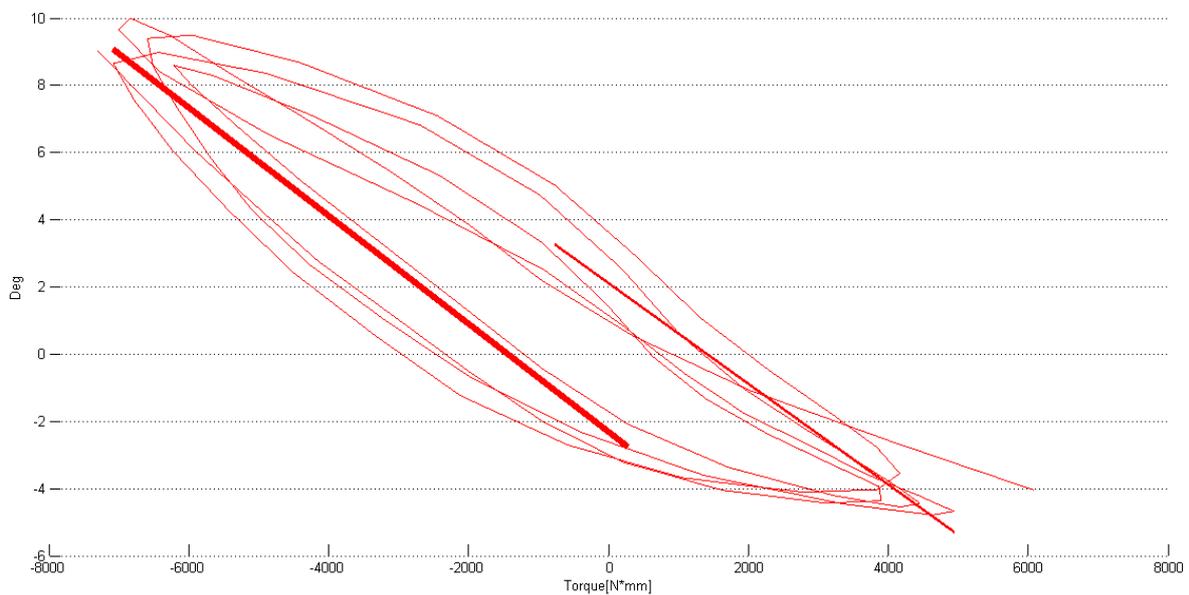


Fig. 8.30 Grafico di flessibilità relativo al movimento di inversione/eversione per la componente Anatomical con il piede in massima dorsiflessione.

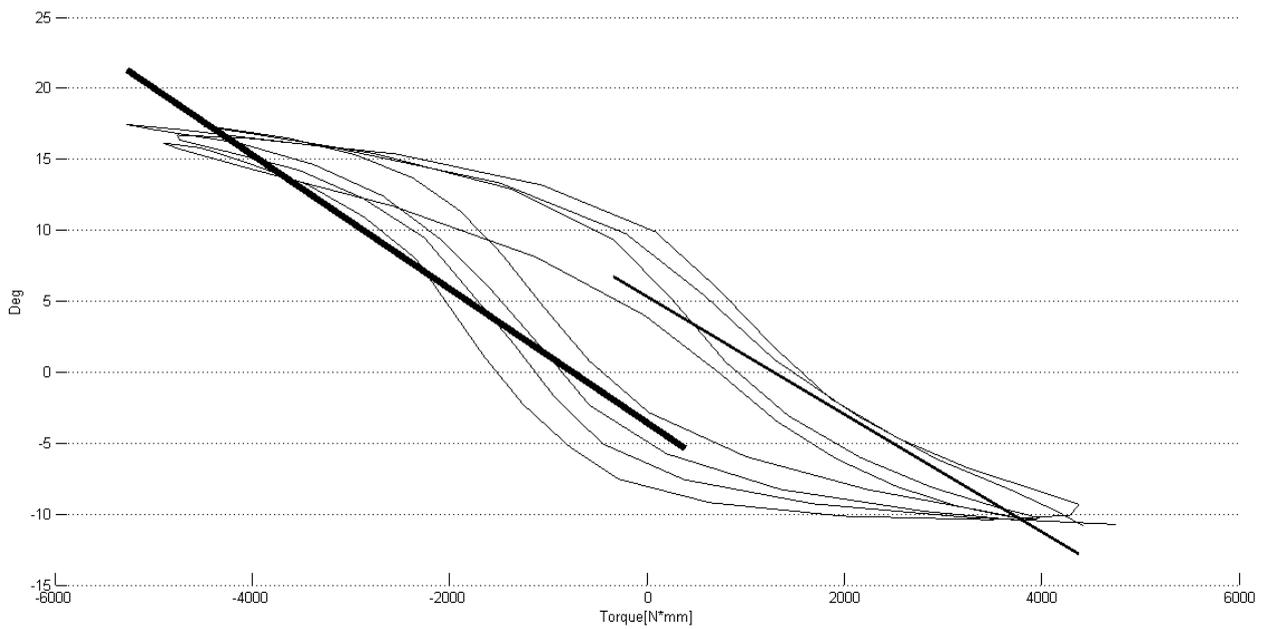


Fig. 8.31 Grafico di flessibilità relativo al movimento di inversione/eversione per la componente **Anatomical** con il piede in massima plantarflessione.

Unendoli in un unico grafico otteniamo:

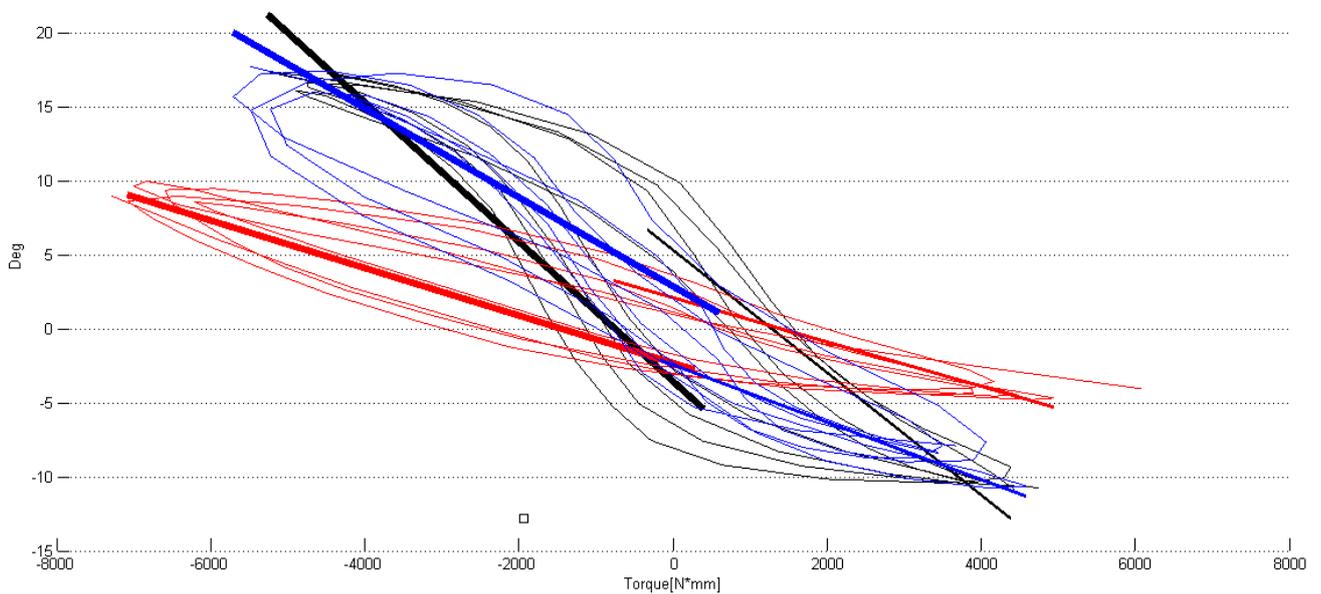


Fig.8.32 Grafico di flessibilità relativo al movimento di inversione/eversione per la componente **Anatomical** con il piede in posizione neutra (curva blu), massima dorsiflessione (curva rossa) e massima plantarflessione (curva nera).

Anche in questo caso notiamo che a parità di momento, il grafico relativo al piede in posizione dorsi flessa, presenta una minore pendenza (quindi il range di rotazione è minore) rispetto al grafico relativo al piede in posizione plantarflessa e in posizione neutra. Inoltre, dal confronto tra il grafico di Fig. 8.27 e quello di Fig.8.32 notiamo che a parità di momento si hanno andamenti simili sia per quanto riguarda il movimento del piede in posizione neutra, che in massima dorsiflessione che in massima plantarflessione e ciò è un'ulteriore dimostrazione della funzione completamente fisiologica coperta dalla componente innovativa SSCL.

Anche per la componente Anatomical ogni P-value, ricavato dall'analisi statistica Repeated Anova, è risultato zero e quindi inferiore a 0.05. Questo significa che il coefficiente di correlazione R è significativo e quindi ho dipendenza statistica tra la pendenza della curva e i dati relativi al momento.

JOINT TYPE	POSITION	TEST		VARIABLES			
				R	P	m	q
ANATOMICAL JOINT	NEUTRAL POSITION	Inv/Env Moment	Inv	-0.8314	0.00	-0.0030	2.8029
			Env	-0.8295	0.00	-0.0019	-2.4785
		Int/Ext Moment	Int	-0.8520	0.00	-0.0119	-15.6667
			Ext	-0.9457	0.00	-0.0097	2.6095
	MAX DORSI	Inv/Env Moment	Inv	-0.9098	0.00	-0.0016	-2.3528
			Env	-0.9429	0.00	-0.0015	2.0664
		Int/Ext Moment	Int	-0.9790	0.00	-0.0034	-13.1282
			Ext	-0.8917	0.00	-0.0032	-6.9131
	MAX PLANTAR	Int/Ext Moment	Inv	-0.9330	0.00	-0.0047	-3.6487
			Env	-0.9305	0.00	-0.0041	5.2221
		Int/Ext Moment	Int	-0.9574	0.00	-0.0126	-15.7741
			Ext	-0.9825	0.00	-0.0088	8.3438

Tab. 8.33 P-value e R a seguito di test ANOVA multi-parametrico, riferiti al movimento di inversione/eversione per la componente Anatomical con il piede rispettivamente in posizione neutra, in massima dorsiflessione e in plantarflessione.

CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Con questo studio si sono voluti valutare gli andamenti cinematici prodotti dall'impianto dell'innovativa componente protesica, basata sull'altrettanto innovativo concetto di approssimazione morfologica talare con superficie tronco-conica con apice diretto lateralmente. A questo proposito, si è realizzato un meticoloso protocollo sperimentale per le acquisizioni cinematiche alle articolazioni di caviglia intatta e protesizzata, supportato da un sistema di navigazione chirurgica utilizzato come accurato strumento di misura, grazie al quale è possibile registrare i movimenti nello spazio tridimensionale.

Abbiamo voluto valutare se questa nuova approssimazione talare risultasse più fisiologica rispetto alle altre approssimazioni morfologiche dei dispositivi già presenti in commercio e quindi siamo andati ad osservare se produceva una cinematica che si avvicinava a quella prodotta dalla caviglia deprotesizzata o meglio dalla caviglia a seguito dell'impianto della componente Anatomical, che ricordiamo essere la componente che segue fedelmente la morfologia talare specifica del paziente, ottenuta mediante TC.

Gli esiti della sperimentazione conducono a conclusioni rilevanti:

- La sostituzione delle superfici naturali della caviglia con superfici personalizzate approssimate con forma a sella asimmetrica tronco-conica con apice diretto lateralmente, produce un comportamento cinematico simile a quello naturale.
- L'andamento cinematico a seguito dell'impianto della componente innovativa rispetta l'andamento fisiologico non solo all'intero complesso di caviglia (complesso tibio-calcaneale), ma anche al complesso tibio-talare e subtalare (complesso talo-calcaneale). Questa caratteristica permette alla nuova componente di mettersi in luce rispetto alle altre in quanto, quest'ultime, rispettano nella maggior parte dei casi la cinematica complessiva di caviglia ma, scendendo nel dettaglio della cinematica alle varie articolazioni, possono presentare andamenti non completamente fisiologici.

Ciò dà un valore aggiunto al nostro studio in quanto se ci fossimo limitati a studiare il complesso di caviglia, senza osservare il comportamento specifico alle varie articolazioni coinvolte, non avremmo potuto notare differenze significative tra le varie componenti protesiche impiantate.

- L'andamento cinematico a seguito dell'impianto della componente innovativa rispetta l'andamento fisiologico sia per quanto riguarda la cinematica primaria sia in modo soddisfacente per quanto riguarda i movimenti accoppiati alla cinematica primaria. Ciò non è sempre verificato invece per le componenti già presenti in commercio, le quali possono dare origine ad una cinematica primaria abbastanza soddisfacente e ad una cinematica accoppiata non fisiologica.

L'esito finale di questa sperimentazione non può non tenere in considerazione i limiti che caratterizzano il set-sperimentale e che nel loro insieme influenzano in parte i parametri misurati. Non si può escludere un errore nella definizione manuale della posizione di impianto infatti, pur essendo dedotta in accordo alla tecnica chirurgica standard, nessuno strumento computerizzato di monitoraggio per l'impianto assicura quantitativamente la sua stima. Questo rappresenta sicuramente un punto debole non solo di questo studio, ma anche di altri in letteratura che indagano il funzionamento in vivo di un disegno protesico di caviglia: la strumentazione e le tecniche di impianto per la TAR sono ancora attualmente povere rispetto a quelle in uso nella TKR (Total Knee Replacement) e nella THR (Total Hip Replacement).

A questa realtà è associata anche la questione circa la precisa definizione, nella presente sperimentazione, della posizione neutrale, della massima dorsiflessione e della massima plantarflessione sia della caviglia intatta che di quella protesizzata. Infatti essa è valutata visivamente dal chirurgo senza il supporto di alcuno strumento di precisione e in quanto tale può essere soggetta ad errore.

Questionabile potrebbe anche essere l'applicazione manuale della forza necessaria per imporre alla caviglia il movimento di dorsi/plantar flessione, inversione/eversione e rotazione interna/esterna che può non essere costante, non solo tra le diverse acquisizioni ma persino durante una stessa registrazione.

Infine, unico svantaggio che implica una valutazione in-vitro è l'assenza di controllo muscolare.

Nonostante gli aspetti questionabili del protocollo sperimentale, le misure ottenute in questo studio risultano sufficientemente accurate e precise. Esse costituiscono pertanto un valido contributo alla ricerca nell'ambito Total Ankle Replacement, rendendosi testimoni dei vantaggi che la chirurgia ortopedica può trarre dai sistemi di assistenza computerizzata associati alla TAR.

Questo lavoro di tesi rappresenta lo studio per muovere i primi passi nell'affermazione di un futuro nuovo dispositivo per Total Ankle Replacement e i risultati conseguiti ad oggi sono solo una parte dei risultati che ci si aspetta di ottenere con altre analisi successive. Infatti sono in corso ulteriori studi per quanto riguarda l'analisi surface-surface mediante la mappa di distanza tra due punti posti su due segmenti ossei differenti e studi approfonditi sulla flessibilità. Nello studio preliminare svolto circa la flessibilità si evince che la correlazione tra momento applicato e l'escursione angolare è risultata simile per la componente innovativa SSCL e la componente Anatomical.

L'idea futura è quella di dar vita ad un innovativo dispositivo per TAR a tre componenti: la componente talare, la componente tibiale e un menisco nel mezzo, fisso o mobile, costituito da polietilene. Le componenti talare e tibiale realizzate in acrilonitrile-butadiene-stirene per le nostre valutazioni sperimentali, saranno poi realizzate in metallo e in particolare in leghe di Cromo-Cobalto che risulta essere un materiale altamente biocompatibile, con elevato carico di snervamento ed elevata resistenza a fatica.

Nel nostro studio sono state realizzate tutte componenti patient-specific ovvero componenti progettate in maniera specifica in base alla morfologia dell'esemplare in esame e questo è in pieno accordo con la direzione che stanno prendendo i progetti approvati dal programma di finanziamento per la ricerca e l'innovazione 'Horizon 2020' della Comunità Europea in cui i concetti chiave, in quest'ambito, si possono riassumere con "personalizzazione" e "chirurgia mini-invasiva".

BIBLIOGRAFIA

1. Susan Standring, *Gray's Anatomy*, Elsevier
2. Alessandro Vercelli, *Anatomia Umana*, Minerva Medica
3. Verne, Thompson, Inman, *The joint of the Ankle*, Baltimore: Williams & Wilkins-1976
4. J.J.O'Connor, S.Giannini, A.Leardini, *Total Ankle Replacement: review of the designs and of the current status*. *Foot and Ankle Surgery* 2000 6:77-88
5. C. A. Oatis: "Biomechanics of the Foot and Ankle Under Static Conditions". *Phys Ther* 68(12): 1815-1821, 1988;
6. J. Goodsir: "On the curvatures and movements of the acting facets of articular surfaces". In Adam Turner W and Charles Black, editors, *Anatomical memories*. Vol.2: 246-264, 1868;
7. P.W. Lapidus: "Kinesiology and mechanical anatomy of the tarsal joint". *Clin Orthop*, 30: 20-36, 1963;
8. R.B.S. Sewell: "A study of the astragalus". *J Anatomy*, 85: 414-415, 1904;
9. C.H. Barnett and J.R. Napier: "The axis of rotation at the ankle joint in man: its influence upon the form of the talus and mobility of the fibula". *J Anatomy*, 86: 1-9, 1952;
10. J.H. Hicks: "The mechanics of the foot". *J Anatomy*, 87: 345-357, 1953;
11. R.D. D'Ambrosia, H. Shoji and J. van Meter: "Rotational axis of the ankle joint: comparison of normal and pathological states". *Surg Forum*, 27: 507-508, 1976;
12. T. Wyller: "The axis of the ankle joint and its importance in subtalar arthrodesis". *Acta Orthop Scand*, 33: 320-328, 1963;
13. S.Siegler, C.W.Imahauser, J.K.Udupa, Jason Toy: "Subject-specific model reveal the existence of a relationship between morphology of the ankle joint complex and its passive mechanical properties". *J.Biomech*, 41(6) 1341-1349, 2008;

14. M.R. McGuire, R.F. Kyle, R.B. Gustilo, R.F. Premer: "Comparative analysis of ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis". *Clin Orthop Relat Res* 226: 174-181, 1988;
15. P. Piriou, P. Culpan, M. Mullins, J.N. Cardon, D. Pozzi, T. Judet: "Ankle replacement versus arthrodesis: a comparative gait analysis study". *Foot Ankle Int* 29(1): 3-9, 2008;
16. H. Kofoed: "Comparison of ankle arthroplasty and arthrodesis: a prospective series with long term follow-up". *Foot* 4: 6-9, 1994;
17. R. H. Thomas, T.R. Daniels: "Ankle arthritis". *J Bone Joint Surg Am* 85-A(5): 923-936, 2003;
18. A.J. Guyer, G. Richardson: "Current concepts review: total ankle arthroplasty". *Foot Ankle Int* 29(2): 256-264, 2008.
19. M.T. Pyevich, C.L. Saltzmann, J.J. Callaghan F.G. Alvine: "Total ankle arthroplasty: a unique design. Two to twelve-years follow-up". *J Bone Joint Surg Am* 80(10): 1410-1420, 1998;
20. R.N. Stauffer: "Total joint arthroplasty: the ankle". *Mayo Clin Proc*, 54(9): 570-575, 1979;
21. M. Bottlang, J.L. Marsh and T.D. Brown: "Articulated external fixation of the ankle: minimizing motion resistance by accurate axis alignment". *J Biomech*, 32(1): 63-70, 1999;
22. S.Siegler: "Advances in image-based biomechanics of the human ankle". *Journal of foot and ankle research*, 2008.
23. A.K. Sands, J.S. Early, J.A.S. Sidles and B.J. Sangeorzan: "Uniaxial description of hindfoot angular motion before and after calcaneocuboid fusion". *Orthop Trans*, 19(4): 936, 1995;
24. B.J. Sangeorzan and J.A. Sidles: "Hinge like motion of the ankle and subtalar articulations". *Orthop Trans*, 19(2): 331-332, 1995;
25. S.Siegler, J.K.Udupa, S.I.Ringleb, C.W.Imahauser, B.E.Hirsch, D.Odhner, P.K.Saha, E.Okereke, N.Roach: "Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique". *J.of Biomechanics* 38 567-578, 2005;

26. F.G. Alvine: "Total ankle arthroplasty". *Foot and ankle disorders*. Philadelphia, PA: W.B. Saunders, pp 1085-1102, 2000;
27. H. Kofoed: "Current status of ankle arthroplasty". Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1998;
28. C.L. Saltzmann: "Total ankle arthroplasty: state of the art". *Instr Course Lect* 48: 263-268, 1999;
29. G. Bentley and J.R. Shearer: "The foot and ankle" in R.B. Duthie and G. Bentley (Eds): "Mercer's orthopaedic surgery" (Arnold, London), 17: 1193-1253, 1996;
30. H.B. Kitaoka and G.L. Patzer: "Clinical results of the Mayo total ankle arthroplasty", *J Bone Jt. Surg.*, 78(A): 1658-1664, 1996;
31. I.J. Alexander and E.Y.S. Chao: "Biomechanics". B.F. Morrey (Ed.): "Joint replacement arthroplasty" (Churchill Livingstone, New York), 90: 1149-1155, 1991;
32. S.B. Adams, C.E. Spritzer, S.G. Hofstaetter, A.M. Jakoi, R. Pietrobon, J.A. Nunley, M.E. Easley: "Computer-assisted tibia preparation for total ankle arthroplasty: a cadaveric study". *Int J Med Robot* 3(4): 336-340, 2007;
33. S.H. Scott and D.A. Winter: "Talocrural and talocalcaneal joints kinematics and kinetics during the stance phase of walking". *J Biomech*, 24(8): 743-752, 1991;
34. S.Siegler, W.Liu, R.J.Nobilini, D.Dunbar: "The three-dimensional passive support characteristics of ankle braces". *Journal of Orthopaedic and Sport Physical Therapy*.
35. R. Parlasca, H. Shoji and D. D'Ambrosia: "Effect of ligamentous injury on ankle and subtalar joints: a kinematics study". *Clin Orthop*, 140: 266-272, 1979;
36. H. Shoji, r.D. D'Ambrosia and R. Parlasca: "Effect of ligamentous injury on ankle and subtalar joints: a kinematic study". *Surg Forum*, 27: 509-510, 1976;
37. J. Rastegar, N.Miller and R. Barmada: "Relative motion of the tibia with respect to the foot during internal-external rotation of the human ankle joint". In *Proceedings of Conference, Niagara Fall NY, 18-20 June 1979, ASME/CSME*;

38. G.J. Sammarco: "Biomechanics of the ankle: velocity and instant center of rotation in the sagittal plane". *Am J Sports Med.* 5(6): 231-234, 1977;
39. G.J. Sammarco, A.H. Burstein and V.H. Frankel: "Biomechanics of the ankle: a kinematic study". *Orthop Clin North Am*, 4(1): 75-96, 1973;
40. O.Rasmussen and I.Tovborg-Jensen: "Mobility of the ankle joint". *Acta Orthop Scand*, 53: 155-160, 1982;
41. E.J. van Langelaan: "A kinematical analysis of the tarsal joints: an x-ray photogrammetric study". PhD thesis, *Acta Orthop Scand*, 1983;
42. S.Siegler, J. Chen and C.D. Schneck: "The three dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints". Part 1: Kinematics. *J Biomech Engng*, 110: 364-373, 1988;
43. A. Lundberg: "Kinematics of the ankle and foot: in vivo roentgen stereophotogrammetry" PhD thesis, Dept. of Orthopaedics Karolinska Hospital, Stockholm, Sweden (reprint in *Acta Orthop Scand* 1989; 60 Supp. 233), 1989;
44. W. Thaoma, D. Scale and A. Kurth: "Computerized analysis of the kinematics of the upper ankle joint". *Zeitschrift fur Orthopadie und Ihre Grenzgebiete*, 131(1): 14-17, 1993;
45. **Sorin Siegler, Jason Toy, Damani Seale, David Pedowitz: "New observations on the morphology of the talar dome and its relationship to ankle kinematic". *Clinical Biomechanics* 29, 1-6, 2014;**
46. N. Murphy: "Ankle and subtalar joint three-dimensional kinematics obtained with the helical axis model and estimated from talus, calcaneus and foot markers". PhD thesis, *Diss Abs Int*, 1993;
47. B. Bottlang, J.L. Marsh and T.D. Brown: "Pathway of instant axes of rotation of the ankle joint - implication for the application of articulated external fixation". In *Proceedings of the 21st Meeting, Clemson (South Carolina), 24-27 September, 1997. American Society of biomechanics;*
48. J.W. Downing, S.J. Klein and J.V. D'Amico: "The axis of the motion of the rearfoot complex". *J Am Pod Med Ass*, 68(7): 484-499, 1978;
49. H. Eftman and J.Manter: "The evolution if the human foot, with especial reference to the joints". *J Anatomy*, 70:56, 1935;

50. H. Elftman: "The orientation of the joints of the lower extremity". *Bull Hosp Joint Dis*, 6:139-143, 1945;
51. J.G. Lamont: "Functional anatomy of the lower limb". *Clin Plast Sug*, 13: 571-579, 1986;
52. J.M. Morris: "Biomechanics of the foot and ankle". *Clin Orthop*, 122: 10-17, 1977;
53. S.Siegler, S. Lapointe, R. Nobilini, A.T.Bernan: "A six degrees of freedom instruments linkage for measuring the flexibility characteristics of the ankle joint complex". *J.Biomechanics* 29(7)pp.943-947, 1996;
54. G.D. Moskowicz and T. Vachranukunkiet: "Biomechanical study of flexion and extension of the human ankle joint". *Bull Pros Res*, 18: 235-239, 1981;
55. G. Rubin: "Tibial rotation". *Bull Pros Res*, pages 95-101, 1971;
56. D.G. Wright, S.M. Desai and W.H. Henderson: "Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking". *J Bone Jt Surg (Am)*, 46-A: 361-382, 1964;
57. A.K. Singh, K.D. Starkweather, A.M. Hollister, S.Jatana and A.G. Lipichuk: "Kinematics of the ankle: a hinged axis model". *Foot & Ankle*, 13(8): 439-446, 1992;
58. H. Zwipp: "Biomechanics of the ankle joint". *Unfallchirurg*, 92(3): 98-102, 1989;
59. J.dul and G.E. Johnson: " A kinematic model of the ankle joint". *J Biomed Engng*, 7: 137-143, 1985;
60. J. Bruns and B. Rosenbach: "Pressure distribution at the ankle joint". *Clin Biomech*, 5(3): 153-161, 1990;
61. A. Cappozzo, F. Catani, U.D. Croce, A. Leardini: "Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination". *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10(4): 171-178, 1995;
62. P.Allard, M.Duhaime, and H. Labelle: "Spazial reconstruction technique and kinematic modeling of the ankle". *IEEE Engineering in Med and Biol*, 6: 31-36, 1987;

63. S.H. Scott and D.A. Winter: "Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking". *J Biomech*, 26(9): 1091-1104, 1993;
64. S.Siegler, G.D. Moskowitz : "Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation" *J Biomechanics* 17(9): 647-652, 1984;
65. R.N. Stauffer, E.Y.S. Chao and R.C. Brewster: "Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint". *Clin Orthop Rel Res*, 127: 189-196, 1977;
66. V.T. Inman: "The joints of the ankle". *Williams and Wilkins*, 1976.
67. R.E Isman and V.T. Inman: "Anthropometric studies of the human foot and ankle" *Bull Pros Res*, 10-11: 97-129, 1969;
68. Jie Chen, S.Siegler, Carson D.Schneck: "The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joint-Part II- Flexibility characteristics" *J.Biomechanical Engineering*, Vol.110, 1988.
69. P.M. Calderale, A. Garro, R. Barbiero, G. Fasolio and F. Pipino: "Biomechanical design of the total ankle prosthesis". *Engng Med*, 12(2): 69-80, 1983;
70. G.E. Kempson, M.A.R. Freeman and M.A. Tuke: "Engineering considerations in the design of an ankle joint". *J Biomed Engng*, 10: 166-180, 1975;
71. M. Pappas, F.F. Buechel and A.F. DePalma: "Cylindrical total ankle joint replacement: surgical and biomechanical rationale". *Clin Orthop Rel Res*, 118: 82-92, 1976;
72. R.N. Stauffer: "Total ankle replacement". *Arch Surg*, 112: 1105-1109, 1977;
73. A. Leardini, J.J. O'Connor, F. Catani and S. Giannini: "A geometric model of the human ankle joint". *J Biomec*, 32(6): 585-591, 1999;
74. A. Leardini, J.J. O'Connor, F. Catani and S. Giannini: " Kinematics of the human ankle complex in passive flexion- single degree of freedom system". *J Biomec*, 32(2): 111-118, 1999;
75. P.L.R Wood, T.M. Clough, S. Jari: "Clinical comparison of two total ankle replacement". *Foot Ankle Int* 21(7): 546-550, 2000;

76. G. Lewis: "The ankle joint prosthetic replacement: clinical performance and research challenges", *Foot Ankle*, 15: 471-476, 1994;
77. J. Rush: "Management of the rheumatoid ankle and hindfoot". *Current Orthopaedics*, 10: 174-178, 1996;
78. D.L. Hamblen: "Can the ankle joint be replaced?". *J. Bone Jt. Surg. [Br]*, 67(B): 689-690, 1985;
79. S. Giannini, A. Leardini, J.J. O'Connor: "Total ankle replacement: review of the designs and of the current status". *Foot Ankle Surg.* 6: 77-88, 2000;
80. A. Leardini, J.J. O'Connor, F. Catani, S. Giannini: "The role of the passive structures in the mobility and stability of the human ankle joint: a literature review". *Foot Ankle Int* 21(7): 602-615, 2000;
81. A. Leardini, F. Catani, S. Giannini, J.J. O'Connor: "Computer-assisted design of the sagittal shapes of a ligament-compatible total ankle arthroplasty". *Med Biol Eng Comput* 39(2): 168-175, 2001b;
82. F. Corazza, R. Stagni, V. Parenti Castelli, A. Leardini: "Articular contact at the tibiotalar joint in passive flexion". *J Biomech* 38(6): 1205-1212, 2005a;
83. S. Siegler, J. Liu, J. Udupa, P. Saha, D. Odhner, B.E. Hirsch, S. Simon, B.A. Winkelstein: "Rigid Model-based 3D segmentation of the bones of joints in MR and CT images. SPIE, 2005;
84. A. Leardini, J.J. O'Connor, F. Catani, S. Giannini: "A geometric model of the human ankle joint". *J Biomech* 32(6): 585-591, 1999a;
85. H.B. Kitaoka, H. Kura, Z.P. Luo, K.N. An: "Contact features of the ankle joint". *In proceedings of the 42nd Annual Meeting*, page 396, Atlanta (Georgia), 19-22 Febr. 1996, Orthopaedic Research Society;
86. H. Kura, H.B. Kitaoka, Z.P. Luo, K.N. An: "Measurement of surface contact area of the ankle joint". *Clin Biomech*, 13(4-5): 365-370, 1998;
87. R. Stagni, A. Leardini, A. Ensini: "Ligament fibre recruitment at the human ankle joint complex in passive flexion". *J Biomech* 37(12): 1823-1829, 2004;
88. R. Di Gregorio, V. Parenti Castelli, J.J. O'Connor, A. Leardini: "Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms". *Med Biol Eng Comput* 45(3): 305-313, 2007;

89. J. Cushnaghan, P. Dieppe: "Study of 500 patients with limb joint osteoarthritis: analysis by age, sex, and distribution of symptomatic joint sites". *Ann Rheum Dis* 50(1): 8-13, 1991;
90. K. Huch, K.E. Kuettner, P. Dieppe: "Osteoarthritis in ankle and knee joints". *Semin Arthritis Rheum* 26(4): 667-674, 1997;
91. Y. Tochigi, J.S. Suh, A. Amendola, C.L. Saltzman: "Ankle alignment on lateral radiographs. Part 2: Reliability and validity of measures". *Foot Ankle Int* 27(2): 88-92, 2006a;
92. Y. Tochigi, M.J. Rudert, T.D. Brown, T.E. McIff, C.L. Saltzman: "The effect of accuracy of implantation on range of movement of the Scandinavian total ankle replacement". *J Bone Joint Surg Br* 87(5): 736-740, 2005;
93. S.F. Conti, Y.S. Wong: "Complications of total ankle replacement". *Foot Ankle Clin* 7(4): 791-807, vii, 2002;
94. M.S. Myerson, K. Mroczek: "Perioperative complications of total ankle arthroplasty". *Foot Ankle Int* 24(1): 17-21, 2003;
95. A. Leardini, F. Catani, S. Giannini: "Protesi di tibiotarsica. Disegno e selezione dell'impianto". In *Proceedings of G.I.O.T*, 2007a;
96. R.A. Siston, N.J. Giori, S.B. Goodman, S.L. Delp: "Surgical navigation for total knee
97. H. Woltring: "Data processing and error analysis". In: Berme, N., Cappozzo, A., (Eds.) *Biomechanics of Human Movement – Applications in Rehabilitation Sports and Ergonomics*, Chapt. 10. Bertec Corporation, pp. 203-237, 1990;
98. H. Woltring, K. Long, P. Osterbauer, A. Fuhr: "Instantaneous helical axis estimation from 3-d data in neck kinematics for whiplash diagnostics". *Journal of Biomechanics* 27(12), 1415-1432;

SITOGRAFIA:

1. it.wikipedia.org/wiki/Stampa_3D
2. it.wikipedia.org/wiki/Tomografia_computerizzata
3. www.stratasys.com/it/stampanti-3d/design-series/dimension-elite
4. www.ministerosalute.it/programmazione/sdo/ric_informazioni/default.jsp.

RINGRAZIAMENTI

E' difficile pensare che con oggi si chiude un lungo percorso di vita, quel percorso che mi ha portato dai banchi di scuola con il grembiolino a scacchi, a notti insonni ripassando mentalmente formule e formule per l'esame del giorno successivo. Voltandomi indietro mi accorgo che il tempo è davvero volato via e che è giunta l'ora di vivere la vera vita che mi porterà sicuramente maggiori responsabilità ma altrettante soddisfazioni sia sotto il punto di vista lavorativo che familiare.

Con l'enorme gioia di tagliare un traguardo così importante come la Laurea, si ha però paura di perdere qualcosa, ad esempio gli amici "colleghi" di questi anni, i professori nel proficuo rapporto di dare-ricevere, l'ambiente stesso di un'esperienza che costituisce una parte di vita fondamentale.

Scrivere ora dei ringraziamenti non è poi così semplice in quanto tantissime persone hanno contribuito a formare la persona che oggi sono e sarebbe impossibile elencarli tutti in poche pagine.

Ad ogni modo la prima persona che voglio ringraziare è il mio Relatore, il Prof. Claudio Belvedere che da settembre ad oggi mi ha supportato durante tutto il percorso di preparazione della tesi, dalle sperimentazioni effettuate presso il Laboratorio del Centro di Ricerca dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, al breve periodo trascorso insieme presso la Drexel University di Philadelphia, fino a quest'ultimo periodo in cui ha sopportato le mie ansie e paure per questo importante giorno, sollevandomi sempre con le sue parole di conforto...non avrei potuto chiedere una "spalla" migliore.

Ringrazio dal profondo del cuore il mio correlatore, l'Ing. Alberto Leardini, responsabile tecnico-scientifico del Centro di Ricerca dello IOR, per essersi reso disponibile fin da subito ad accogliermi ed aiutarmi a trovare il tema di tesi più stimolante per me investigando sui miei interessi, per avermi dato l'opportunità di partecipare a questo progetto che mi ha arricchito moltissimo professionalmente e per avermi fatto entrare a far parte del loro team, una grande famiglia in cui un ruolo fondamentale per me lo ha svolto il piccolo grande segretario Uber. Un ringraziamento speciale va al "mio professore americano", il mio correlatore Sorin Siegler, una persona

che, nonostante il suo prestigio e la sua esperienza, si è dimostrata sempre umile, gentile e premurosa con me. Grazie per il periodo trascorso insieme, per le attenzioni che mi hai dedicato tu, la tua meravigliosa famiglia e i ragazzi del laboratorio della Drexel University...spero di rivederci presto.

Ora arrivano i ringraziamenti alle persone che credono in me più di quanto io creda in me stessa, alle persone che per me darebbero la vita nel vero senso della parola, alle persone che l'unica cosa che vogliono è vedermi realizzata e felice...queste persone sono i miei genitori e i miei nonni.

Grazie Annalisa e Gianluca per aver creduto in questa figlia che nonostante non era in "programma", spero vi abbia dato le giuste soddisfazioni che meritate. Forse non siamo una famiglia modello, capita spesso che ci scontriamo e diciamo cose che non pensiamo, ma fondamentalmente credo che non potevo capitare in una famiglia migliore, siete un" mix sbagliatamente perfetto" e io ho potuto apprendere e imparare sia dai vostri pregi che dai vostri difetti, diventato la persona che sono oggi. Voi che non mi avete mai fatto mancare nulla, risate e divertimento incluso, facendomi sempre sentire protetta e mi avete sempre accontentato in tutto, permettendomi anche di avere un fratello pelosetto che ha reso ogni mio giorno più allegro, il piccolo Romeo.

Ora passiamo ai nonni. Quest'ultimo periodo più che mai ho potuto comprendere la vostra importanza. Finchè tutto va come deve andare, la routine non ti fa pensare al valore che avete realmente, poi quando qualcosa va storto ti cominci a fare mille domande e ne esci con la consapevolezza che siete stati e siete davvero fondamentali. Grazie a dio tutto alla fine è andato bene...sei stato forte nonno Augusto e ti ringrazio anche per i consigli pratici per la laurea che tra una chiacchiera e l'altra mi hai dato in queste ultime settimane in ospedale. Grazie a nonna Teresa che con la sua forza d'animo e la sua determinazione mi ha da sempre fatto capire che non bisogna far chissà cosa per essere felici, ma basta stare bene con sé stessi e con i propri cari, coltivando i propri interessi e seguendo le proprie passioni. Grazie anche a nonno Evasio, che la vita non mi ha permesso di conoscere ma che sono certa era un grande uomo e se sono arrivata fin qui è anche grazie alla tua protezione, questo traguardo lo dedico anche a te.

Grazie ai miei nonnini sprint, Carmen e Sauro. Voi che non riuscite a stare fermi un attimo e vi godete la vita appieno, voi che con il vostro amore siete un esempio per tutti, voi che mi avete preso come una seconda figlia...unica nipote per voi, spero di essere

stata all'altezza e di avervi dato delle piccole soddisfazioni di cui sono sicura che ne siete fieri ... grazie di tutto quello che fate per me ogni giorno!

Con immenso orgoglio posso dire di avere anche una terza nonna, Nonna Scilla, la mia bis-nonna. Tu che di spirito dimostri meno della metà degli anni che hai, che non ti fai problemi a prendere e uscire da sola, che sai che la vita va vissuta al massimo e nonostante ti capita di avere dei momenti di sconforto, in realtà sappiamo tutti che sei forte e sono orgogliosa di te come tu lo sei di me. Nonno Pippo, spero di non deluderti, tu che dicevi "Questa diventerà qualcuno", avrei voluto che ci fossi stato anche tu oggi, ma so che comunque in qualche modo ci sei, mi guardi e mi proteggi insieme a nonna Vanda e nonno Umberto.

Grazie ai miei zii, Marina, Alessandro, Ziazia e Maurizio per aver creduto in me e nelle mie capacità, sono sempre una gioia quei brevi momenti che riusciamo a trascorrere assieme.

Grazie alla mia cugina, zia, amica Gaia che, anche se non riusciamo a vederci spesso, il solo sentirla mi rende felice e mi fa capire che ho al mio fianco una persona che sa ascoltarmi e che per me c'è sempre come io per lei e grazie alla tua stupenda famiglia con la piccola Emma su cui ho la grande responsabilità di madrina.

Grazie ai miei cugini Tommaso e Matteo, per le risate che mi avete fatto fare la domenica (o meglio che vi faccio fare io), quelle risate che mi hanno permesso di non pensare per qualche ora ai problemi o alle preoccupazioni che potevo avere.

Non può mancare un sincero grazie alle mie amiche e colleghe di questa avventura universitaria di Cesena.

Grazie alle mie ex coinquiline che con me hanno condiviso momenti allegri, tristi, preoccupazioni e gioie, che hanno vissuto con me la quotidianità, grazie a Giulia, Micaela e alle coinquiline acquisite Silvia e Serena.

Un grazie speciale alla mia amica Gilda che con me ha condiviso ben sei anni universitari, sei una persona che sa voler bene veramente, ci sei sempre per tutti e hai sempre parole di conforto...sei l'amica che vorrei con me tutti i giorni.

Grazie alle mie amiche e ai miei amici di corso che hanno reso questi anni più leggeri e che, nonostante la distanza e gli impegni che ognuno di noi avrà, spero di non

perdere mai, avete giocato un ruolo fondamentale nel mio percorso: Jessica, Nike, Martina, Carmela, Edoardo, Federico e Giulia.

Sarebbe impossibile nominarvi tutti perciò agli altri grazie per tutti i momenti passati dentro le mura universitarie e al di fuori e per tutti quelli che spero continueremo a passare insieme.

Chi avevo al mio fianco che mi sopportava ogni giorno ad ogni minimo problema? Chi avevo al mio fianco per svagarmi e fare festa? Chi mi dava consigli su come comportarmi in certe situazioni e su come migliorare?

Le mie amiche di sempre, le mie ancora.

Iniziamo con una persona per cui vale un discorso a parte...lei che è al mio fianco da ben 19 anni, lei che è cresciuta con me, che conosce me come se stessa, che porta un cognome diverso dal mio ma è come se fosse lo stesso: grazie Veronica, qualsiasi parola io possa usare sarebbe riduttiva per descrivere cosa sei per me...sei l'amica migliore che si possa desiderare al mondo.

Un grazie ad un'altra amica che mi sopporta da 14 anni, che è in grado di farmi tornare il sorriso anche dopo una tragedia, che ha energia da vendere e che riesce a rialzarsi da ogni caduta più forte di prima...grazie per essere con me, capirmi e sopportarmi, grazie Concetta!

Poi voglio ringraziare tutte le mie stupende amiche che sono state sempre al mio fianco, con cui passo sempre serate stupende anche facendo le cose più semplici del mondo...voi che mi fate capire ogni giorno quanto sono essenziali gli amici nella vita, voi che, ognuna con il proprio carattere, siete in grado di completare la mia persona: un grazie di cuore a Gaia, Samanta, Giada, Chiara, Alice, Nicole e Debora.

La lista continua ma mi voglio limitare ad un grazie a tutti gli altri per quello che siete e per il tempo insieme...senza tutti voi non sarebbe stata la stessa cosa.

Poi c'è lui...la persona su cui ho deciso di proiettare il mio futuro, Gabriele.

Nella vita tutto sembra accadere per caso, ma io credo nel destino e credo che qualcuno da lassù mi ha voluto mandare un angelo. Lui che è l'opposto di me e che con la sua calma riesce a placare i miei momenti di nervosismo, che sa rispondere a tutti i

miei isterici “quindi”, che mi consiglia in tutto, dalle scelte meno importanti alle più importanti, che spesso è la mia valvola di sfogo perchè è la persona più vicina a me.

Scusa se a volte sono insopportabile, spero che riesci ad amarmi per l'altra parte di me, quella più dolce, affettuosa e solare, quella che non vede l'ora di vederti e anche se non ti vede un giorno sente di non essere completa, quella che farebbe di tutto per te. Grazie a te e alla tua splendida famiglia per l'uomo che sei oggi.

Infine grazie anche a me, grazie alla mia forza di volontà che mi ha permesso di tenere duro e mi ha fatto arrivare fin qui.

Mi auguro tanta fortuna per il futuro, ancora incerto ma che spero diventi limpido il prima possibile e ricco di soddisfazioni su tutti i fronti.