



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

SCUOLA DI INGEGNERIA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN

Bioingegneria della riabilitazione

**VALUTAZIONE E CONFRONTO DI MODELLI PERSONALIZZATI
FEM DEL PIEDE PARTENDO DA ACQUISIZIONI DI MEDICAL
IMAGING DA CONE BEAM CT E DA MRI 3T: APPLICAZIONE NEL
TIP TOE WALKING**

Relatore: Prof. ssa Zimi Sawacha

Laureando: Andrea Varaschin

Correlatore: Ph. D. Annamaria Guiotto

Ph. D. Claudio Belvedere

Anno Accademico 2022-2023

Data di laurea: 3 luglio 2023

Sommario

Il piede presenta un'architettura complessa a tal punto che le sue variabili biomeccaniche non sono sempre misurabili sperimentalmente e per questo vengono ricavate tramite dei modelli geometrici FE, i cui elementi principali del modello sono gli oggetti 3D, ottenuti dalla segmentazione di immagini medicali. In questo lavoro di tesi ci si è proposti di effettuare confronti e valutazioni di modelli agli elementi finiti del piede, ottenuti a partire da acquisizioni con varie modalità di *imaging* medicale e integrati per lo studio di un tipo di andatura alternativa alla camminata classica, ovvero il *tip toe walking* (camminata in punta). Per effettuare questo studio è stata condotta una *gait analysis* sia in punta di piedi che in camminata normale, utilizzando marcatori che sono stati posizionati sulla pelle secondo il protocollo sviluppato presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'Università di Padova [24]. Il piede del soggetto è stato acquisito con 3T MR in scarico e CBCT, dove è stata analizzata la sola condizione di carico in quanto l'acquisizione in posizione seduta ha prodotto un'immagine del piede che risultava sprovvista delle falangi e per questo non è stata considerata.

Per valutare il comportamento in vivo del piede sono state lanciate delle simulazioni per ogni modello acquisito, relative alle varie fasi del ciclo del passo: contatto iniziale, risposta al carico, appoggio completo (*midstance*) e spinta (*push off*). Le pressioni plantari estratte da queste prove sono state scelte per effettuare i confronti con i relativi dati sperimentali ricavati durante l'analisi dell'andatura. Per studiare il *tip toe walking* i dati sperimentali sono stati confrontati con i risultati delle simulazioni delle fasi di risposta al carico, *midstance* e *push off* per la CBCT e della simulazione del *push off* per la 3T MR. Osservando la forma delle superfici di pressione sono state riscontrate notevoli differenze con il dato acquisito dalla *gait analysis*. Nelle simulazioni ottenute a partire da CBCT l'area della mappa pressoria è risultata ben più estesa e distribuita rispetto al dato sperimentale, ad eccezione della fase di risposta al carico che invece replica fedelmente la mappa sperimentale. Il medesimo problema è stato riscontrato anche nella 3T MR dove l'area sollecitata è rappresentata dagli ultimi tre metatarsi del piede a differenza del dato da *gait* nel quale si ha il contatto prevalentemente con l'alluce. Inoltre, le simulazioni sovrastimano i valori di pressione rispetto ai valori estratti dall'analisi del cammino. Il modello FE del piede si è rivelato poco robusto nel riprodurre con un certo grado di fedeltà il comportamento meccanico del piede in *tip toe walking*.

Risultati migliori sono stati riscontrati effettuando dei confronti che prendono come riferimento la *gait analysis* in *level walking* (camminata quotidiana). In particolare, è stata analizzata la fase di *push off* del cammino, riprodotta con due modelli ottenuti da acquisizioni con CBCT in carico e 3T MR in scarico. Le mappe di pressione, generate dal modello elaborato a partire da CBCT carico, al quale è stato assegnato un vincolo di rigidità sulle ossa del piede, hanno mostrato un buon grado di convergenza rispetto al dato sperimentale, per quanto la forma superficiale. I picchi di pressione sono stati invece sovrastimati e localizzati a livello del primo metatarso, contrariamente a quanto ci aspettavamo. La simulazione del modello generato da 3T MR scarico ha generato una mappa pressoria la cui area non coinvolgeva la presenza della superficie esterna dell'alluce, come invece si realizzava nel dato sperimentale. Per lo più, il problema della sopravvalutazione del picco di pressione si verifica anche in questo caso. A fronte, il modello del piede elaborato con CBCT in carico ha simulato in maniera più fedele la fase di *push off* del cammino rispetto alla 3T MR in scarico.

I problemi riscontrati, come ad esempio la sovrastima dei valori di pressione sperimentali, possono essere risolti in futuro introducendo nel modello FE del piede i muscoli e le loro attivazioni. Inoltre, potrebbe essere utile ricavare dall'analisi del cammino il dato relativo all'angolo di inversione/eversione del piede, per migliorare la stima della sua posizione rispetto alla pedana in fase di simulazione. Sarebbe altrettanto necessario introdurre un protocollo per l'acquisizione in CBCT che impieghi dei supporti laterali, al fine di limitare la compressione dei tessuti molli durante la procedura. Considerando i risultati raggiunti, sarebbe interessante sfruttare la tecnica CBCT in carico per analizzare altre patologie che alterano la morfologia del piede ed estendere tutto questo ad una coorte di pazienti più ampia.

Indice

Sommario	3
Lista delle figure	7
Lista delle tabelle.....	11
Introduzione	13
Capitolo 1: Anatomia del piede	16
1.1 Principali piani di suddivisione del corpo umano.....	16
1.2 Caratterizzazione anatomica del piede	18
1.2.1 Struttura ossea	18
1.2.2 Architettura plantare.....	22
1.2.3 Componenti articolari.....	24
1.2.4 Componenti legamentose	26
1.2.5 Componenti tendinee.....	27
1.3 Movimenti del complesso piede-caviglia	28
1.4 Patologie	30
Capitolo 2: Fondamenti di biomeccanica articolare	34
2.1 Nozioni di biomeccanica.....	34
2.2 Cinematica articolare del complesso piede-caviglia.....	35
2.2.1 Convenzione di Grood and Suntay.....	38
2.3 Analisi statica della postura	39
2.4 Biomeccanica del cammino	41
2.4.1 Ciclo del passo	41
2.4.2 Forze di reazione	44
Capitolo 3: <i>Imaging</i>	47
3.1 Tecniche standard	47
3.2 Tecnologia Cone Beam CT.....	52
3.2.1 OnSight 3D Extremity System di Carestream.....	56

Capitolo 4: Analisi del movimento	59
4.1 <i>Gait analysis</i>	59
4.1.1 Stereofotogrammetria	60
4.1.2 Pedana di forza	64
4.1.3 Pedane di pressione	66
4.2 Protocollo Foot.....	67
Capitolo 5: Analisi agli Elementi Finiti del piede	72
5.1 Introduzione	72
5.2 Realizzazione di un modello agli elementi finiti	73
5.2.1 <i>Pre-processing</i>	74
5.2.2 <i>Post-processing</i>	76
5.3 Modelli FEM del piede: una revisione della letteratura.....	78
5.4 Software per l'analisi agli elementi finiti.....	82
5.4.1 Simpleware.....	82
5.4.2 Abaqus.....	86
Capitolo 6: Metodi	89
6.1 Acquisizioni del piede tramite <i>imaging</i>	89
6.2 Segmentazione di dati a partire dall' <i>imaging</i>	93
6.3 Raccolta ed elaborazione dati di <i>gait analysis</i>	97
6.4 Creazione del modello agli elementi finiti.....	98
Capitolo 7: Risultati e discussione	102
7.1 Modelli generati	102
7.2 Valutazione di modelli agli elementi finiti del piede applicati nel <i>tip toe walking</i>	104
7.3 Valutazione di modelli simulati nella fase di <i>push off</i> della <i>level walking</i>	110
7.4 Discussione	122
Conclusioni	125
Bibliografia	128

Lista delle figure

Figura 1: Assi e piani anatomici del corpo umano. [www.physical-solutions.co.uk].....	18
Figura 2: Struttura ossea del piede. [www.researchgate.net]	19
Figura 3: Ossa del tarso. [teachmeanatomy.info]	21
Figura 4: Ossa del metatarso. [etc.usf.edu]	22
Figura 5: Falangi del piede. [www.earthslab.com]	22
Figura 6: Architettura della volta plantare. [www.antoniomartone.com]	23
Figura 7: Articolazioni principali del piede viste dall'alto. [www.orthobullets.com]	25
Figura 8: Componenti legamentose del piede secondo una vista laterale. [www.ResearchGate.com].....	27
Figura 9: Tendini del piede. [www.modpodpodiatry.com]	28
Figura 10: La flessione e l'estensione alla caviglia sono indicate come dorsiflessione e flessione plantare. [www.crossfit.com]	29
Figura 11: Movimenti di abduzione e adduzione (a sinistra) e di pronazione e supinazione della caviglia (a destra). [www.poliambulatoriomodus.it]	30
Figura 12: Patologia dell'alluce valgo caratterizza dall'allontanamento della testa del primo metatarso dalle altre. [www.manfredone.it]	31
Figura 13: Deformazione del piede equino. [www.msmanuals.com]	32
Figura 14: <i>Tip toe walking</i> . [www.walkingandwheeling.com]	33
Figura 15: Sistema di riferimento e rotazioni della caviglia con angoli di Eulero.[www.semanticscholar.org]	37
Figura 16: Illustrazione del sistema di coordinate di Grood e Suntay per il complesso gamba- piede. [www.semanticscholar.org]	39
Figura 17: Ripartizione delle forze nelle tre direzioni.....	40
Figura 18: Distribuzione delle forze sulla volta plantare.	41
Figura 19: Fasi del ciclo del passo.[musculoskeletalkey.com]	43
Figura 20: Andamento delle forze di reazione al suolo durante la fase di <i>stance</i> del passo nei tre istanti contrassegnati, con AP-GRF, ML-GRF e Vert-GRF per le forze di reazione al suolo anteroposteriore, medio laterale e verticale. [11]	45
Figura 21: Distribuzione della pressione plantare e periodo di tempo (percentuale) nel piede normale durante la fase di <i>stance</i> del cammino dall'appoggio del tallone allo stacco della punta (a) [12]. Rappresentazione della distribuzione plantare durante le varie fasi del cammino attraverso mappe di calore (b) [11]......	46
Figura 22: Foto a raggi-X del piede. [www.medicalimaging.it]	48
Figura 23: Immagine di risonanza magnetica del piede. [www.fitterfeet.com]	49

Figura 24: Scansione del cervello da 1,5 T (a sinistra) e 3 T MRI (a destra). [www.arcuate.org].....	50
Figura 25: Acquisizione con 3T MRI all'Istituto Ortopedico Rizzoli (Bologna) tramite Discovery di GE Healthcare.....	51
Figura 26: Immagine TC del piede: rendering 3D (a destra) e vista assiale 2D (a sinistra). [www.shutterstock.com].....	52
Figura 27: Principio di funzionamento della CBCT. [www.wikipedia.org].....	53
Figura 28: Confronto tra la CT tradizionale (sinistra) e la CBCT (destra). [www.online- sciences.com].....	54
Figura 29: Esempio di utilizzo della tecnologia WBCT (PedCat, CurveBeam) (sinistra), <i>imaging</i> ottenuto con la condizione di weight-bearing (destra). [pedcat_fas].....	56
Figura 30: OnSight 3D Extremity System di Carestream. [www.carestream.com].....	57
Figura 31: Alcune posizioni dei pazienti durante le acquisizioni con OnSight 3D: paziente sotto carico (sinistra) e seduto comodamente (destra). [www.medray.ie].....	58
Figura 32: Esempi di Wand per la calibrazione dinamica. [www.researchgate.net].....	61
Figura 33: Esempi di configurazione delle wand durante la calibrazione statica, nelle quali i parametri delle telecamere vengono inizializzati.	62
Figura 34: Sistema optoelettronico VICON (sinistra). Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Università degli Studi di Padova (destra).	63
Figura 35: Markers by B&L Engineering. [bleng.com].....	64
Figura 36: Piattaforma di forza Bertec (modello 4060-08) e assi del suo sistema di riferimento. [23].....	65
Figura 37: Pedana di pressione WINPOD.....	66
Figura 38: Dettagli del modello tridimensionale della cinematica del piede a quattro segmenti [24] e del modello della cinetica a tre segmenti e delle pressioni plantari. [25].....	68
Figura 39: Set di marcatori del protocollo del piede sul piede destro, da una vista laterale (sinistra) e frontale (sinistra). [24].....	69
Figura 40: Marker set del Foot Protocol [24] dalla vista posteriore (in alto a sinistra), anteriore (in alto a destra) e laterale (in basso), presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova.....	72
Figura 41: Valori del parametro Jacobiano su elementi triangolari e Jacobiano negativo (da sinistra a destra).....	76
Figura 42: (a) Modello di superficie creato dalla ricostruzione 3D delle immagini RM e <i>mesh</i> FE di (b) tessuti molli, (c) strutture ossee e legamentose, (d) carico per simulare la posizione di equilibrio [26].....	79
Figura 43: Modello 3D agli elementi finiti dell'ortesi caviglia-piede (A) [28], workflow dello sviluppo di un modello FE del piede (B) [1], workflow dello studio (C) [31].....	82
Figura 44: Prodotti software Simpleware. [33].....	83
Figura 45 : Interfaccia visiva del software ScanIP, con la barra degli strumenti in alto e il Dataset Browser a sinistra contenente tutte le maschere create e i modelli FE. La sezione	

principale è destinata alla visualizzazione delle immagini, comprese le tre viste anatomiche e il rendering 3D di una rapida anteprima delle maschere selezionate.	84
Figura 46: Interfaccia di Abaqus/CAE, modello ad albero.	87
Figura 47: Acquisizione RM 3T del piede destro presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli. Le viste coronale (in alto a sinistra), assiale (in alto a destra), sagittale (in basso) sono mostrate tramite RadiAnt DICOM Viewer.....	90
Figura 48: Acquisizioni CBCT del piede destro all'Istituto Ortopedico Rizzoli in posizione eretta. Le viste sagittale (in alto a sinistra), coronale (in alto a destra) e assiale (in basso) sono mostrate via dicomviewer.....	91
Figura 49: Acquisizioni CBCT del piede destro all'Istituto Ortopedico Rizzoli in posizione supina. Le viste sagittale (in alto a sinistra), coronale (in alto a destra) e assiale (in basso) sono mostrate via dicomviewer. Questa modalità non verrà presa in considerazione a causa della mancanza delle falangi, che rende impossibile simulare il comportamento del piede.....	92
Figura 50: Segmentazione con ScanIP di ossa, cartilagine e tessuti molli di immagini CBCT acquisite in posizione supina.	93
Figura 51: Punti critici della <i>mesh</i> , dove la cartilagine (in azzurro) non separa completamente i due segmenti ossei (rosso e rosa) così che possono toccarsi a vicenda.....	94
Figura 52: Valori dei parametri scelti per l'impostazione della configurazione del modello...95	
Figura 53: <i>Mesh</i> volumetrica dell'acquisizione con MR 3T. La <i>mesh</i> è composta da diverse strutture ossee, ovvero tibia, perone, retropiede, mesopiede, avampiede e cartilagine, tutto sorretto dai tessuti molli (in trasparenza).	95
Figura 54: <i>Mesh</i> volumetrica dell'acquisizione CBCT in carico punta-piedi. La <i>mesh</i> è composta da diverse strutture ossee, ovvero tibia, perone, retropiede, mesopiede, avampiede e cartilagine, tutto sorretto dai tessuti molli (in trasparenza).	96
Figura 55: Visualizzazione del modulo Assembly in Abaqus, con le parti di piede e pedana accoppiate.	99
Figura 56 : Modelli Abaqus piede-pedana generati a partire da CBCT in carico e simulati nelle fasi di risposta al carico, <i>midstance</i> e <i>push off</i> del <i>tip toe walking</i> e nella fase di <i>push off</i> della <i>level walking</i>	103
Figura 57: Modelli Abaqus piede-pedana generati a partire da 3T MR in scarico e simulati nelle fasi di contatto iniziale, risposta al carico, <i>midstance</i> e <i>push off</i> della <i>level walking</i> e nella fase di <i>push off</i> della <i>tip toe walking</i>	103
Figura 58: Mappe di pressione plantare dei dati sperimentali (a sinistra) e output della simulazione del modello agli elementi finiti (a destra) con tecniche CBCT carico durante le fasi di LR, MS e PO e 3T MR scarico durante la fase di PO. A destra di ogni figura, la barra dei colori si riferisce alle diverse intensità delle pressioni.	105
Figura 59: Picchi di pressione, espressi in KPa, durante le fasi di PO,MS,LR acquisite tramite <i>gait analysis</i> e confrontate con i corrispondenti dati simulati a partire da acquisizioni di CBCT carico e 3T MR in posizione supina.	107
Figura 60: Sollecitazioni di Von Mises delle simulazioni <i>tip toe</i> durante le fasi di LR,MS e PO dei due diversi modelli: CBCT caricato (prime tre figure)e 3T MR scarico (ultima figura). La legenda a sinistra riporta le varie intensità della sollecitazione, segnalandone il massimo, indicato anche in figura.	109

Figura 61: Mappe di pressione plantare dei dati sperimentali (in alto a sinistra) e output della simulazione del modello agli elementi finiti con tecnica CBCT carico durante la fase di <i>push off</i> del cammino, considerando i vincoli imposti di ossa rigide (in alto a destra), falangi distali vincolate (in basso a sinistra) e falangi svincolate (in basso a destra). A destra di ogni figura, la barra dei colori si riferisce alle diverse intensità delle pressioni.	111
Figura 62: Sollecitazioni di Von Mises relative alla simulazioni FS (in alto), DV (al centro) e OR (in basso) della fase di <i>push off</i> del cammino a partire da acquisizioni con CBCT in carico. La legenda a sinistra riporta le varie intensità della sollecitazione, segnalandone il massimo, indicato anche in figura.	113
Figura 63: Mappe di pressione plantare dei dati sperimentali (in alto a sinistra) e output della simulazione del modello agli elementi finiti con tecnica 3T MR scarico durante la fase di <i>push off</i> del cammino, considerando i vincoli imposti di ossa rigide (in alto a destra), falangi distali vincolate (in basso a sinistra) e falangi svincolate (in basso a destra). A destra di ogni figura, la barra dei colori si riferisce alle diverse intensità delle pressioni.	114
Figura 64: Sollecitazioni di Von Mises relative alla simulazioni FS (in basso), DV (in alto) e OR (al centro) della fase di <i>push off</i> del cammino a partire da acquisizioni con 3T MR in posizione supina. La legenda a sinistra riporta le varie intensità della sollecitazione, segnalandone il massimo, indicato anche in figura.	116
Figura 65: Mappe di pressione plantare dei dati sperimentali (a sinistra) e output della simulazione del modello agli elementi finiti (a destra) elaborato da tecnica 3T MR scarico durante le fasi di IC LR, MS del ciclo del passo. A destra di ogni figura , la barra dei colori si riferisce alle diverse intensità delle pressioni.	118
Figura 66: Picchi di pressione, espressi in KPa, durante le fasi di IC,LR,MS e PO, acquisite tramite <i>gait analysis</i> e confrontate con i corrispondenti dati simulati a partire da acquisizioni di CBCT carico e 3T MR in posizione supina.....	119
Figura 67: Sollecitazioni di Von Mises delle fasi di IC (in alto), LR (al centro) e MS (in basso) simulate da modelli FE ottenuti a partire da 3T MR in scarico. La legenda a sinistra riporta le varie intensità della sollecitazione, segnalandone il massimo, indicato anche in figura.....	121

Lista delle tabelle

Tabella 1: Dettagli tecnici di un piattaforma di forza.....	65
Tabella 2: Caratteristiche strutturali di una pedana di pressione WINPOD. [www.imagortesi.com].....	67
Tabella 3: Caratteristiche elettroniche di una pedana di pressione WINPOD. [www.imagortesi.com].....	67
Tabella 4: Dettagli tecnici e protocollo di acquisizione RM 3T.....	91
Tabella 5: Caratteristiche tecniche dell'acquisizione CBCT, sia in posizione supina che in posizione eretta.	92
Tabella 6: Numero di elementi caratterizzanti le maschere dei modelli ottenuti da acquisizioni con CBCT e 3T MR, dopo la fase di creazione della <i>mesh</i> volumetrica.....	96
Tabella 7: Parametri delle due <i>gait analysis</i> eseguite nelle varie fasi del ciclo del passo.....	98
Tabella 8: Parametri di materiali omogenei, isotropi e linearmente elastici.	100
Tabella 9: Coefficienti della formulazione polinomiale iperelastica del secondo ordine del tessuto molle [27].	100
Tabella 10: Errori percentuali sui picchi di pressione, rispetto ai dati sperimentali <i>tip toe</i> , della simulazione dei due modelli agli elementi finiti durante le fasi di LR,MS,PO del cammino.	107
Tabella 11: Valori di Von Mises relativi alle simulazioni generate a partire da CBCT carico e 3T MR scarico.	109
Tabella 12: Errori percentuali sui picchi di pressione, rispetto ai dati sperimentali, delle simulazioni del modello agli elementi finiti elaborato da CBCT carico durante la fase di <i>push off</i> del cammino.	112
Tabella 13: Valori di Von Mises relativi alle simulazioni OR, DV e FS generate a partire da CBCT in carico in fase di <i>push off</i>	112
Tabella 14: Errori percentuali sui picchi di pressione, rispetto ai dati sperimentali, delle simulazioni del modello agli elementi finiti elaborato da 3T MR scarico, durante la fase di <i>push off</i> del cammino.....	115
Tabella 15: Valori di Von Mises relativi alle simulazioni OR, DV e FS generate a partire da 3T MR in scarico in fase di <i>push off</i>	117
Tabella 16: Errori percentuali sui picchi di pressione, rispetto ai dati sperimentali, delle simulazioni del modello agli elementi finiti elaborato da 3T MR scarico, durante le fasi di contatto iniziale, risposta al carico e <i>mid-stance</i> del cammino.	119
Tabella 17: Valori di Von Mises relativi alle simulazioni generate a partire da 3T MR.	122

Introduzione

Il toe walking rappresenta un'alterazione dello schema del passo, in cui il carico viene concentrato prevalentemente o esclusivamente sulla parte anteriore, ed è una tendenza frequente nei bambini nei primi anni di vita. Questa tendenza, se non si riduce autonomamente col tempo, può essere conseguenza di patologie di tipo neuromuscolari e ortopediche, che minano la crescita del giovane. Lo studio di questo tipo di deambulazione avviene attraverso la creazione di modelli 3D del piede con geometrie soggetto specifiche, che permettono di prevedere l'insorgenza di patologie e di stimare il comportamento biomeccanico dell'organo adibito alla locomozione.

Il presente lavoro di tesi mira ad effettuare confronti e valutazioni di modelli agli elementi finiti (FE) del piede, ottenuti a partire da acquisizioni con varie modalità di *imaging* medicale e applicati successivamente per lo studio di un tipo di andatura alternativa alla camminata classica. Nella conduzione di questo studio per eseguire la *gait analysis*, oltre alla normale deambulazione, al soggetto viene chiesto di camminare in punta dei piedi (*tip toe walking*).

L'analisi agli elementi finiti (FEA) rappresenta una tecnica di simulazione usata in applicazioni ingegneristiche basata su una tecnica numerica avente come scopo la ricerca di soluzioni approssimate di problemi descritti da equazioni differenziali alle derivate parziali, chiamata Metodo agli elementi finiti (FEM). I modelli FE del piede, come detto in precedenza, sono stati sviluppati negli ultimi decenni per riprodurre nel modo più fedele possibile la biomeccanica di questo distretto anatomico, e prevedere sollecitazioni e deformazioni interne, che non possono essere analizzate in vivo. Il loro utilizzo, ai fini della ricerca, risulta sempre più fondamentale in quanto consentono di monitorare l'insorgenza di possibili malattie e di poter essere impiegati come strumenti per la progettazione di plantari e calzature. I modelli presenti in letteratura sono aumentati di complessità nel corso degli anni. I primi progetti consideravano le ossa come un unico segmento rigido e ipotizzavano che ossa, cartilagine e tessuti molli fossero accomunate dallo stesso comportamento lineare. I modelli più recenti hanno superato queste limitazioni riconoscendo che, per poter effettuare un'analisi biomeccanica del piede, le ossa devono essere raggruppate in distretti (ad esempio, retropiede, mesopiede e avampiede) e bisogna associare ad ogni struttura del piede un proprio comportamento meccanico. In particolare, i tessuti vengono meglio rappresentati da un andamento non lineare. Studi recenti hanno introdotto modelli FE del piede ottenuti a partire da acquisizioni con MR a 3T e CBCT; in particolare quest'ultima tecnica permette di considerare anche la condizione di carico, che influisce in modo importante sull'architettura complessiva delle strutture che compongono il piede. Inoltre,

sempre ultimamente sono state condotte delle analisi FEM che hanno valutato gli effetti della camminata su scarpe con tacco alto, considerando la condizione di persone solite a camminare su scarpe di questo tipo, al fine di cercare una correlazione con l'insorgenza del disturbo della fascite plantare. Attualmente in letteratura non sono presenti studi che prendano in considerazione la riproduzione, attraverso l'analisi FEM, di un compito motorio alternativo e più complesso da eseguire rispetto alla camminata classica.

A tale scopo, il presente lavoro parte da un modello FE consolidato [1], creato per simulare il comportamento meccanico del piede diabetico e già validato sulla *gait analysis*, e si prefigge di poterne valutare la robustezza su un tipo di andatura differente, ovvero il *tip toe walking*, il cui studio può fornire indicazioni importanti sullo stato di salute e motorio del paziente.

Come input per il modello FE vengono utilizzate le tecniche diagnostiche di Risonanza Magnetica (RM) a 3T e di Tomografia Computerizzata a fascio conico (CBCT) per ricostruire la struttura del piede, attraverso l'identificazione delle ossa e dei tessuti molli circostanti. La prima, ovvero la Risonanza Magnetica a 3T, indirizzata maggiormente verso scopi di ricerca, rappresenta un perfezionamento della Risonanza Magnetica a 1.5T, il che si traduce in una maggiore qualità dell'immagine e in una migliore rilevazione dei dettagli anatomici. Rispetto alla Risonanza Magnetica, la tecnologia CBCT viene sfruttata principalmente per identificare le ossa e consente di effettuare acquisizioni sia in posizione supina sia in posizione eretta, dove il carico può essere modulato a seconda delle esigenze. Inoltre, la CBCT ha un tempo di scansione rapido e sfrutta basse dosi di radiazioni, permettendo di superare i limiti dei dispositivi TC tradizionali e consentendo di ottenere un'immagine del piede più accurata e realistica. Nello specifico del presente lavoro di tesi, il modello 3D del piede di un soggetto sano è stato sviluppato a partire da acquisizioni di immagini tramite MR 3T con piede in scarico e CBCT in condizione di carico. La segmentazione dei dati ottenuti permette poi di elaborare la geometria delle varie strutture del piede e di ottenere un modello soggetto specifico per ciascuna delle due acquisizioni. Attraverso la creazione di una *mesh* volumetrica per ogni modello ottenuto e la successiva importazione nel software Abaqus è possibile eseguire delle simulazioni del comportamento reale del piede. Per operare queste simulazioni sono prese in considerazione le condizioni al contorno ricavate dalla *gait analysis* e vengono raccolte numerose variabili biomeccaniche, tra cui la forza di reazione al suolo e la posizione relativa del piede rispetto al piano di cammino, che sono state prese come input per il modello. Le simulazioni vengono eseguite considerando le fasi rilevanti del ciclo del passo: contatto iniziale (*Initial Contact*), risposta al carico (*Loading Response*), appoggio completo (*Midstance*) e spinta (*push off*). Le pressioni plantari estratte da queste prove sono utilizzate per effettuare delle valutazioni sul modello proposto. L'intento di questo studio è esaminare gli effetti di

modalità di *imaging* differenti sulla simulazione della camminata eseguita in punta di piedi, offrendo una valutazione sulla bontà del modello Foot utilizzato in questo studio per questo tipo di andatura. Inoltre, viene valutato se, confrontando le simulazioni della fase di *push off* con diverse posizioni del piede in *imaging*, la posizione in *tip toe* (ovvero una geometria più estrema) può migliorare la simulazione di tale fase del cammino rispetto alla *level walking*. Questo studio è stato realizzato in collaborazione con il Laboratorio di Analisi del Movimento e Valutazione Funzionale delle Protesi dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, dove sono state effettuate le acquisizioni di immagini mediche e le relative analisi. L'analisi del passo è stata eseguita presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova.

OUTLINE

Nel primo capitolo verrà fornita una breve trattazione anatomica del piede, focalizzando l'attenzione sulla struttura ossea e articolare. Inoltre, verranno introdotti i principali assi e piani anatomici in cui è diviso il corpo umano per spiegare meglio i movimenti funzionali del piede. Il capitolo 2 offrirà una descrizione biomeccanica della cinematica articolare tra segmenti ossei adiacenti del piede durante il cammino, concentrandosi successivamente sull'analisi della postura podalica in fase statica e sull'analisi dinamica dell'appoggio durante le varie fasi del ciclo del passo. Il capitolo tre riporterà le caratteristiche delle varie tecniche di acquisizione dei dati di *imaging*, descrivendo le modalità standard ed evidenziando le differenze e i vantaggi offerti dalle tecnologie più recenti. Nel capitolo 4 verrà presentato tutto lo strumentario utilizzato nel laboratorio di Analisi del Movimento di Padova per effettuare le acquisizioni di *gait analysis*, riportando il protocollo impiegato per il posizionamento del *marker set* nel distretto anatomico del piede. Il capitolo 5 verrà dedicato alla descrizione della tecnica di Analisi agli Elementi Finiti su cui si basano i modelli geometrici sviluppati nella tesi, offrendo una breve panoramica sullo stato dell'arte della modellazione del piede. Inoltre, verranno presentati i software utilizzati in questo studio per eseguire la segmentazione delle immagini e per poter effettuare le simulazioni dei modelli geometrici ottenuti. Nel capitolo 6 verranno riportati nel dettaglio tutti i passi compiuti per arrivare alla creazione del modello agli elementi finiti del complesso piede caviglia, delineando il flusso di lavoro di questa tesi. Infine, i risultati ottenuti dalla simulazione saranno mostrati e discussi nel Capitolo 7.

Capitolo 1

Anatomia del piede

In questo capitolo verrà fornita una breve trattazione anatomica del corpo umano, focalizzandoci inizialmente sui principali assi e piani immaginari in cui esso viene suddiviso; in un secondo momento verrà data enfasi alla descrizione anatomica del piede, concentrandoci in particolare sulla struttura ossea, articolare, legamentosa e tendinea di quest'ultimo e sui movimenti consentiti dal distretto piede-caviglia.

1.1 Principali piani di suddivisione del corpo umano

Chi si occupa dello studio del movimento usa termini che sono in grado di descrivere il movimento del corpo umano in relazione all'ambiente. Questi termini rappresentano parametri di riferimento, piani ed assi incorporati in un sistema standardizzato chiamato "Système International d'Unités" (SI) che permette una comune comprensione fra tutti i ricercatori nel mondo che si occupano di questa disciplina. Quando si vuole descrivere un moto si assume che il corpo si trovi in una particolare postura e che tutti i movimenti eseguiti siano riferiti a quella postura che per questo viene chiamata "*posizione di riferimento*". La posizione di riferimento classica, definita anche posizione anatomica è raffigurata dal corpo umano in stazione eretta, con arti superiori addotti lungo il corpo, avambracci in supinazione e mani con dita estese.

Quando il corpo è in questa posizione possiamo definire una terna cartesiana e tre piani, detti piani principali, o anatomici, fondamentali per descrivere il movimento dei segmenti corporei. È sempre consigliato specificare se la posizione di partenza di un movimento si discosta da quella di riferimento, sia rispetto la linea di gravità (p.e. prono, supino, decubito laterale, etc.) che per la diversa posizione dei segmenti corporei (avambracci pronati, anche flesse, spalle addotte, etc.). Queste differenze potrebbero sembrare superficiali, ma dal punto di vista biomeccanico modificano molti elementi che agiscono a livello delle articolazioni, come il braccio di leva, la direzione del vettore della forza di gravità, la lunghezza muscolare e la relativa capacità di generare forza.

Gli assi della terna con origine nel centro di massa corporeo sono così definiti:

- *asse Y* o *asse longitudinale* (o prossimo-distale): attraversa il corpo dall'alto (vertice della testa) verso il basso (in mezzo ai talloni), perpendicolarmente alla base di appoggio, quando il corpo è in posizione eretta;
- *asse Z* o *asse trasversale* (o medio laterale): asse perpendicolare all'asse Y, sempre orientato verso l'esterno, quindi per il piede destro attraversa il corpo da sinistra a destra, mentre per il sinistro è il contrario;
- *asse X* o *asse sagittale* (o antero-posteriore): è la linea che attraversa il corpo dal davanti al dietro, passando dalla superficie posteriore alla superficie anteriore del corpo. Questo asse è perpendicolare agli altri due assi.

I movimenti del corpo consistono in rotazioni consecutive attorno ai tre assi sopra descritti, i quali intersecano i seguenti piani (Fig.1) :

- *piano sagittale o laterale*: piano XY, ovvero un piano verticale, definito come il piano di simmetria del corpo umano, che passa attraverso il centro del corpo (attraverso gli assi longitudinale e sagittale) dividendolo in due metà uguali, una mediale e una laterale. È perpendicolare all'asse Z. Viene attraversato dall'asse trasversale;
- *piano frontale o coronale*: piano YZ, piano verticale parallelo alla fonte e perpendicolare a quello sagittale. Divide il corpo in due porzioni asimmetriche: parte anteriore e parte posteriore. È attraversato dall'asse sagittale;
- *piano orizzontale o trasversale*: piano XZ, che divide il corpo in due metà: superiore e inferiore. È situato perpendicolarmente al piano mediano e al piano frontale e passa per gli assi trasversale e sagittale. È attraversato dall'asse longitudinale.

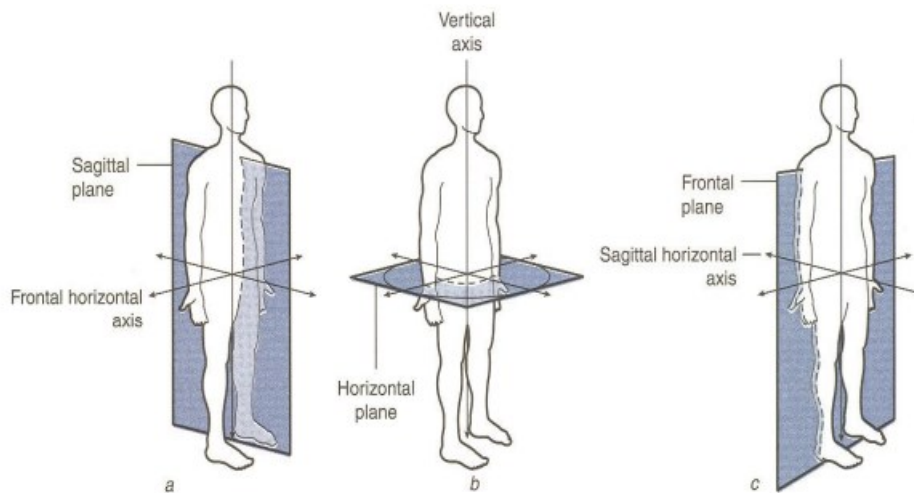


Figura 1: Assi e piani anatomici del corpo umano. [www.physical-solutions.co.uk]

1.2 Caratterizzazione anatomica del piede [2]

Il piede rappresenta la struttura anatomica distale dell'arto inferiore del corpo umano ed è composto da 26 ossa, 33 articolazioni e una dozzina fra muscoli tendini e legamenti, ognuno dei quali ha una funzione specifica. I piedi sono una parte fondamentale del nostro organismo in quanto svolgono molteplici funzioni:

- agiscono come ammortizzatori scaricando tutto il peso del nostro corpo a terra;
- aiutano nel mantenimento della postura durante il passo;
- forniscono la propulsione, lo slancio e la flessibilità per camminare, saltare e correre.

Nel piede si riconoscono due facce: una dorsale e una plantare. Mentre la dorsale fa riferimento alla superficie superiore del piede, la faccia plantare ne identifica la porzione inferiore.

1.2.1 Struttura ossea

L'aspetto anatomico più interessante del piede è sicuramente la sua struttura scheletrica, la quale comprende (Fig.2) [2]:

- *Tarso*, formato da sette ossa: *calcagno*, *astragalo*, *cuboide*, *scafoide*, *primo*, *secondo e terzo cuneiforme*;
- *Metatarso*, formato da cinque ossa;
- *Falangi*, o Ossa delle dita, in numero di quattordici e suddivise in 5 falangi prossimali, 4 falangi intermedie e 5 falangi distali.

Funzionalmente e strutturalmente è possibile suddividere il piede in tre parti che si succedono in senso prossimo-distale:

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

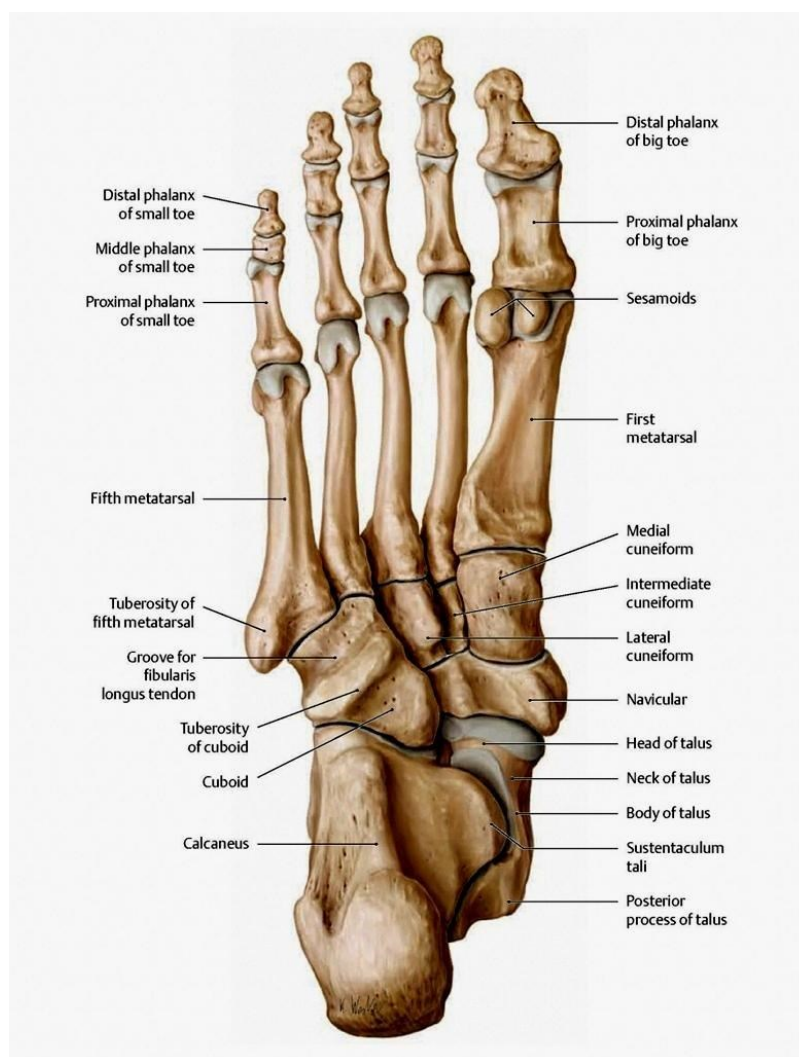


Figura 2: Struttura ossea del piede. [www.researchgate.net]

Il tarso è un complesso di ossa organizzate in due file (Fig.3) ; la fila prossimale comprende l'astragalo e il calcagno nella fila distale si trovano lo scafoide, il cuboide e le tre ossa cuneiformi. Tutte sono ossa brevi, sorreggono il peso del corpo e favoriscono il movimento.

Il *calcagno* è la più grande delle ossa del tarso. È situato nella parte bassa e posteriore del piede. Serve per trasmettere il peso del corpo a terra e a fornire l'inserzione a muscoli e legamenti fondamentali ai movimenti di plantar flessione, dorsiflessione, eversione e inversione del piede e ai movimenti di flessione del ginocchio.

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.

L'*astragalo*, o *talo* è la seconda più grande ossa tarsale. Occupa la parte centrale e superiore del tarso e si articola con tibia e perone nell'articolazione della caviglia. Ha una forma irregolarmente cuboidea. La sua particolarità è che non presenta nessuna inserzione muscolare, ma soltanto inserzioni legamentose. Buona parte della sua superficie è rivestita di cartilagine a causa delle sue numerose articolazioni. 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.

Il *cuboide* è un osso irregolarmente cubico, situato nella parte esterna del piede, davanti al calcagno, lateralmente allo scafoide e al terzo cuneiforme, dietro al quarto e al quinto metatarsale. Presenta una forma piramidale la cui base è diretta medialmente.

Lo *scafoide* (o *navicolare*) è un osso a forma di navicella, posto davanti alla testa dell'astragalo, dietro alla fila dei tre cuneiformi e medialmente al cuboide. Vi si considera una faccia anteriore e una posteriore, due margini, superiore e inferiore e due estremità mediale e laterale. Delle due facce, quella posteriore presenta una cavità, atta ad accogliere la testa dell'astragalo; quella anteriore ha tre faccette piane per i tre cuneiformi. L'estremità mediale è caratterizzata dalla tuberosità dello scafoide, su cui si inserisce il tendine principale del muscolo tibiale posteriore. Le ossa cuneiformi sono tre ossa brevi di forma triangolare che si trovano anteriormente all'osso scafoide. Il primo cuneiforme è quello mediale e si articola anteriormente con il 1° osso Metatarsale, lateralmente con il 2° e posteriormente con lo scafoide;

Il secondo cuneiforme, ovvero quello intermedio, è il più piccolo dei tre; si articola ai lati con i suoi omologhi e, in basso e in avanti, con il 2° osso metatarsale.

Il terzo cuneiforme, detto anche laterale, si articola anteriormente con il 3° osso metatarsale, lateralmente con il cuboide, medialmente con il 2° osso cuneiforme e posteriormente con lo scafoide.

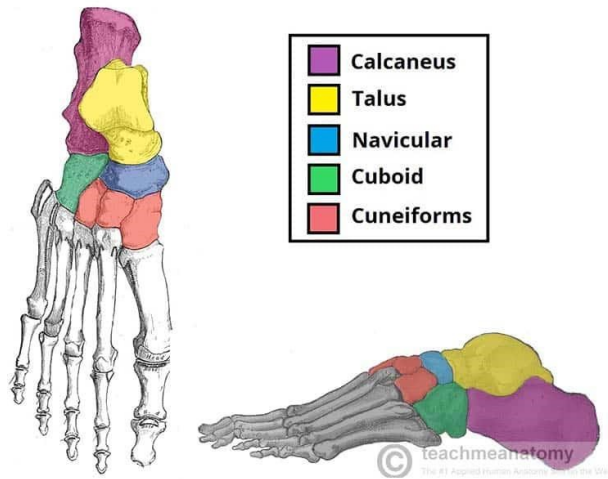


Figura 3: Ossa del tarso. [teachmeanatomy.info]

Le ossa metatarsali sono cinque piccole ossa lunghe, poste tra la serie distale delle ossa tarsali e la serie delle falangi prossimali, che forniscono stabilità in posizione eretta (Fig.5). Per convenzione sono numerate a partire dal lato mediale attraverso i numeri romani I, II, III, IV, V. In ciascun metatarso, si possono distinguere tre regioni: una regione centrale, identificata con il termine di corpo; una regione prossimale, chiamata base; infine, una regione distale, nota come testa. La base dei metatarsi confina con le ossa del tarso: partendo dal lato mediale del piede, i primi tre metatarsi aderiscono ai tre cuneiformi, mentre gli ultimi due metatarsi all'osso cuboide. La testa di ogni metatarso aderisce alla prima falange di ciascun dito del piede. Corpo, base e testa possiedono, ciascuna, dalle 3 alle 4 articolazioni.

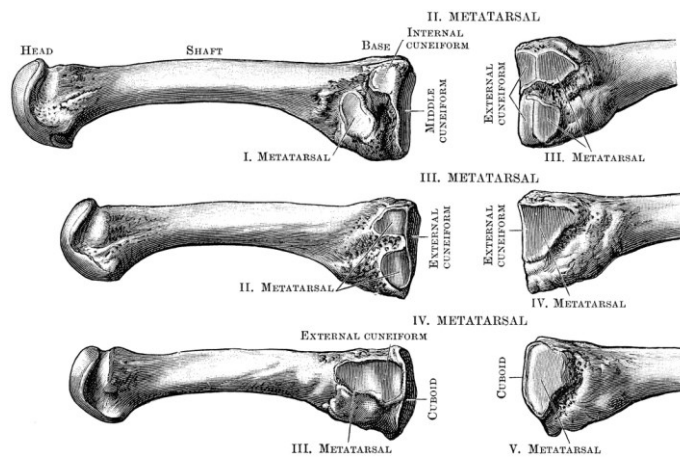


Figura 4: Ossa del metatarso. [etc.usf.edu]

Le falangi del piede (Fig.5) sono piccole ossa lunghe, omologhe, per numero e forma, a quelle corrispondenti della mano, ma assai meno sviluppate e con il compito di fornire un sostegno stabile durante la locomozione. Rappresentano la parte distale dell'avampiede e sono 14 in totale. Rispetto a quelle della mano, le falangi dei piedi presentano delle differenze: sono più corte, convesse dorsalmente e concave plantarmente. Vanno decrescendo di volume dal 1° al 5° dito e di lunghezza dal 2° al 5°. Ciascun dito, pertanto, eccetto il 1° (alluce) dotato di due sole falangi, possiede tre falangi, designate come *prossimale*, *intermedia* e *distale*.

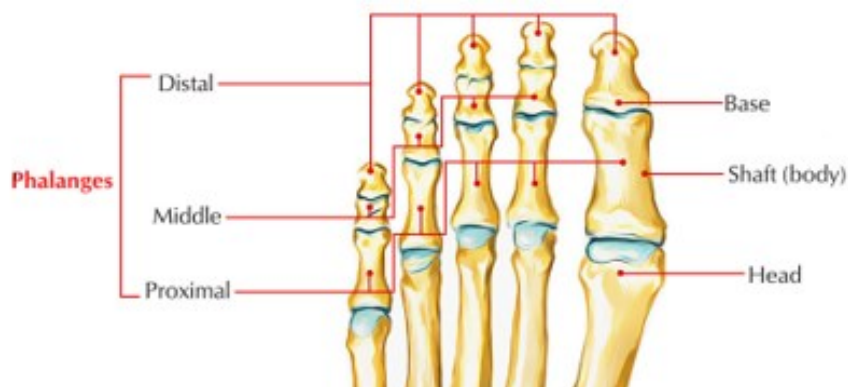


Figura 5: Falangi del piede. [www.earthslab.com]

1.2.2 Architettura plantare

La pianta del piede, in condizioni normali, non è completamente a contatto con il suolo grazie al lavoro svolto dalla cosiddetta volta plantare, la superficie concava che risiede sotto al nostro piede. La volta è mantenuta sia da strutture legamentose che muscolare ed è delimitata da tre archi, detti archi plantari (Fig.6), che hanno lo scopo di distribuire il peso del nostro organismo sull'intera superficie del piede e sotto carico si appiattiscono e si allungano, attraverso meccanismi propri:

- 1) *arco longitudinale interno o mediale*, che si estende dal calcagno fino alla testa del primo metatarso. Non tocca il suolo (15-18 mm dal suolo) ed è maggiormente coinvolto in attività di carico.
Questo arco si comporta come una molla che ha la funzione di assorbire e attenuare sollecitazioni e colpi. Ha un ruolo protettivo nelle articolazioni della caviglia, del piede, del ginocchio e dell'anca;
- 2) *arco longitudinale esterno o laterale*, che dalla parte anteriore del calcagno alla testa del quinto metatarso. È un arco che prende contatto con il suolo ed è principalmente coinvolto nella propulsione (ultima fase del passo, in cui il peso corporeo, con il tallone sollevato, si trasferisce sull'avampiede);
- 3) *arco trasverso o anteriore*, il più corto dei tre e teso tra la testa del primo metatarso e la testa del quinto metatarso.

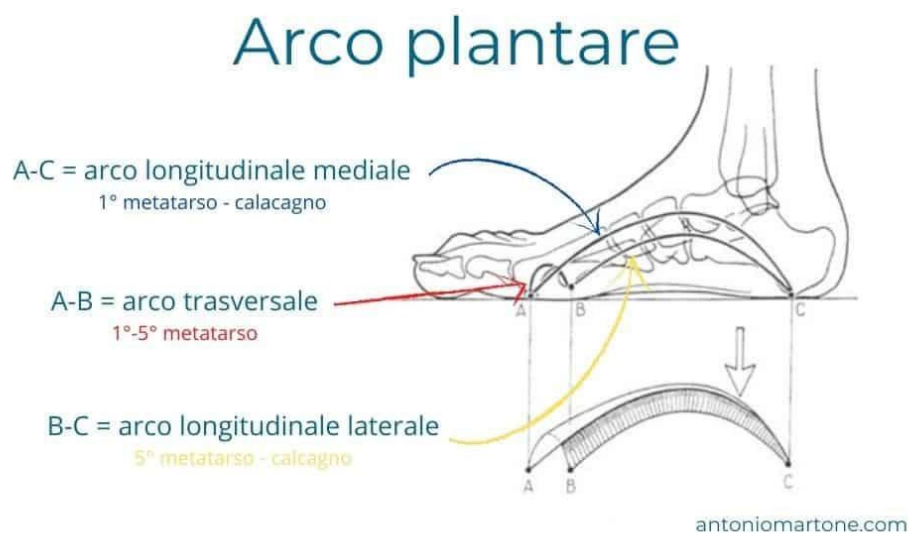


Figura 6: Architettura della volta plantare. [www.antoniomartone.com]

Tali archi poggiano al suolo su tre punti disposti nel piano ai vertici di un triangolo equilatero. La volta plantare però non realizza effettivamente un triangolo equilatero ma possedendo tre archi e tre punti di appoggio, la sua struttura ne è somigliante: i suoi punti di appoggio sono compresi nella zona di contatto con il suolo, o impronta plantare. Corrispondono, come appena citato, alla testa del primo metatarso e alla testa del quinto metatarso ed alle tuberosità posteriori del calcagno. Ogni punto d'appoggio è comune a due archi contigui.

1.2.3 Componenti articolari [3]

Le articolazioni sono le strutture che, nel corpo umano, mantengono in contiguità due o più superfici ossee e consentendo vari tipi di movimento alle ossa collegate (Fig.7).

L'articolazione di caviglia, nota anche come *tibiotarsica o talocrurale*, è delimitata superiormente, medialmente e lateralmente da tibia e perone, mentre inferiormente si trova l'astragalo. È una articolazione mobile, precisamente una troclea che si instaura tra la troclea dell'astragalo ed il mortaio tibiofibulare, consistente in una superficie concava, costituita dall'unione delle porzioni distali di tibia e del perone, unite dal legamento tibio-fibulare interosseo.

La caviglia essenzialmente permette al piede di effettuare due movimenti fondamentali (ossia flessione plantare e flessione dorsale), si presta come punto di inserzione ossea di diversi legamenti, ed è infine determinante come struttura portante nel supporto del peso corporeo in stazione eretta nella fasi motorie di contatto iniziale e carico.

Le articolazioni del piede si instaurano tra le 26 ossa che ne compongono lo scheletro. In base al segmento del piede considerato si distinguono in articolazioni del tarso, del metatarso e delle falangi.

Queste articolazioni svolgono determinati ruoli: da un lato orientano il piede sul piano coronale e assiale per presentare correttamente la pianta al suolo, qualunque sia la posizione della gamba e l'inclinazione del terreno; dall'altro, modificano la forma e la curvatura dell'arco plantare per adattare il piede alle asperità del terreno e inoltre creare tra il suolo e la gamba, che trasmette il peso del corpo, un sistema di ammortizzatori che dia al passo elasticità e scioltezza.

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*. I mezzi di unione sono dati dalla capsula articolare, rinforzata dai legamenti mediale e laterale, e da un legamento astragalo-calcaneare interosseo molto robusto. Riveste un ruolo di particolare importanza nella trasmissione dei carichi e delle forze durante la deambulazione.

L'articolazione medio tarsica detta *articolazione trasversa del tarso* o di *Chopart*, si realizza tra le facce anteriori di astragalo e calcagno e quelle posteriori di scafoide e cuboide, comprendendo un'articolazione mediale o astragalo navicolare e una laterale o calcaneo cuboidea. Grossolanamente si può dire che la mediotarsica permette di collegare il retropiede

con l'avampiede e di articolare e coordinare i loro movimenti. Tra le varie articolazioni del tarso ci sono anche: cuboideo-navicolare, cuneo-cuboidea, intercuneiformi e cuneo-navicolare. Tutte sono classificabili come artrodie e agiscono simultaneamente.

Le *articolazioni tarso-metatarsali* o di *Lisfranc* sono gli elementi articolari (artrodie) che uniscono le basi dei cinque metatarsi alle tre ossa cuneiformi e all'osso cuboide. Il 1° osso metatarsale si articola con l'osso cuneiforme mediale, il 2° con i tre cuneiformi, il 3° con il cuneiforme laterale, il 4° e il 5° con la faccia anteriore del cuboide. Nell'avampiede, connesso al mesopiede tramite l'articolazione di Lisfranc, troviamo le *articolazioni intermetatarsali*, quelle *metatarso-falangee* e quelle *interfalangee*.

Le intermetatarsali sono artrodie che legano gli ultimi quattro metatarsi con le loro basi, mentre la base del primo metatarso si articola a quella del secondo per mezzo di un legamento interosseo.

Le articolazioni metatarso-falangee 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.

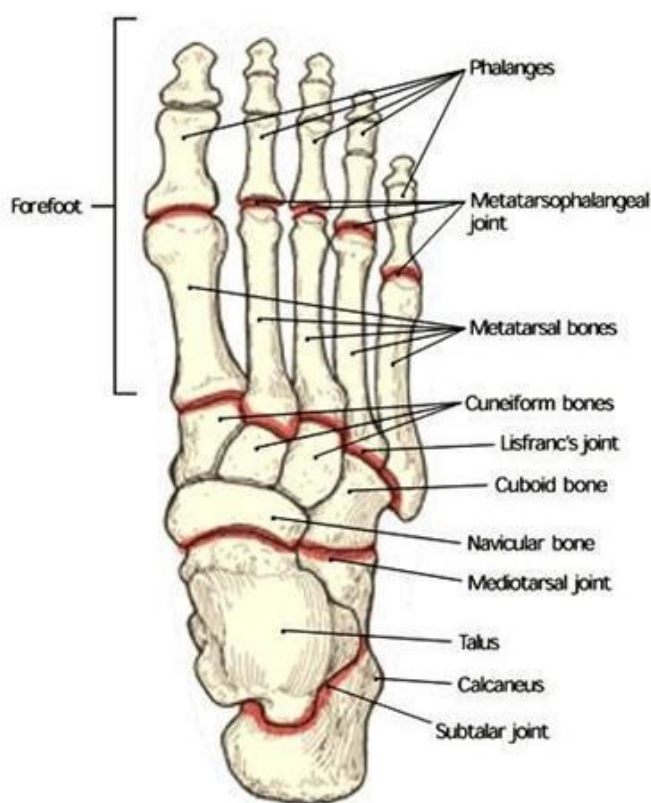


Figura 7: Articolazioni principali del piede viste dall'alto. [www.orthobullets.com]

1.2.4 Componenti legamentose [4]

I legamenti sono robuste strutture fibrose che collegano tra loro due ossa o due parti dello stesso osso (Fig.8); guidano il movimento e hanno funzione stabilizzatrice, impediscono cioè che particolari movimenti o forze esterne derivanti da traumi, alterino la posizione delle strutture ai quali sono collegati permettendo, inoltre, il mantenimento della volta plantare. I legamenti più importanti dei piedi sono: la *fascia plantare*, il *legamento plantare calcaneo-navicolare* e il *legamento calcaneo-cuboideo*.

La fascia plantare è il legamento più lungo, situato sul margine inferiore del piede (pianta), che decorre dalle ossa del calcagno alle ossa delle dita. Morfologicamente simile a un arco, permette la curvatura del piede e funge da cuscinetto che assorbe gli shock di una camminata, di una corsa ecc. Il legamento plantare calcaneo-navicolare ha sede sul margine inferiore del piede e va dal calcagno all'osso navicolare. Funzionalmente, serve a supportare la testa dell'astragalo. Il legamento plantare calcaneo-cuboideo è il legamento che decorre dal calcagno all'osso cuboide; la sua funzione è aiutare la fascia plantare durante la curvatura.

I legamenti della caviglia sono quelle bande di tessuto connettivo fibroso, che tengono unite le estremità distali di tibia e perone alle ossa del tarso note come astragalo, calcagno e osso navicolare. Hanno il compito di dare stabilità all'articolazione della caviglia, durante i movimenti di plantar flessione, dorsiflessione, eversione e inversione del piede.

Esistono due gruppi di legamenti della caviglia: i *legamenti deltoidei*, noti anche come *legamenti mediali*, e i *legamenti laterali*.

I 4 legamenti deltoidei risiedono sul lato interno della caviglia e hanno origine a livello del malleolo tibiale; da qui, due raggiungono l'astragalo, ossia i *legamenti talo-tibiale anteriore e posteriore*, uno il calcagno, il *legamento tibio-calcaneare*, e uno l'osso navicolare, ovvero il *legamento tibio-navicolare*.

I 3 legamenti laterali prendono posto sul lato esterno della caviglia e hanno origine a livello del malleolo peroneale; da qui, due raggiungono l'astragalo, ovvero il *legamento talo fibulare anteriore* e il *legamento talo fibulare posteriore* e uno il calcagno, cioè il *legamento calcaneo fibulare*.

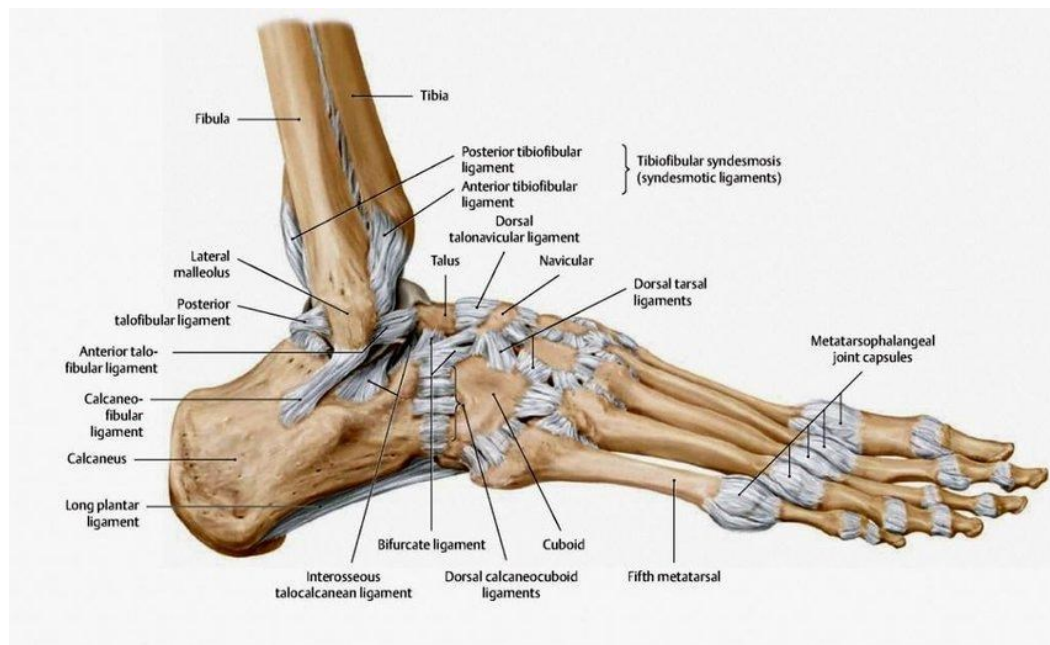


Figura 8: Componenti legamentose del piede secondo una vista laterale. [www.ResearchGate.com]

1.2.5 Componenti tendinee

Un tendine è una banda di tessuto connettivo fibroso, estremamente flessibile, strutturalmente, molto simile a un legamento, con la sola differenza che unisce un muscolo scheletrico a un elemento osseo (Fig.9). Il piede comprende tantissimi tendini in quanto sono molto i muscoli che, con una delle loro estremità, trovano inserzione nelle ossa del piede.

Il tendine più importante del piede, sia per il volume che occupa sia per l'aspetto clinico che ricopre, è il *tendine d'Achille*. Questa struttura collega i muscoli del polpaccio al calcagno ed è fondamentale per camminare, correre e saltare. La sua rottura limita fortemente le capacità motorie di una persona. Un altro tendine principale è il *tibiale anteriore* situato nelle regione anteriore della caviglia e che si inserisce nella porzione mediale del piede. Con la sua azione flette dorsalmente, adduce (supina) e ruota verso l'esterno il piede. Il *tibiale posteriore* invece si inserisce tra la parte interna della caviglia e il collo del piede, decorre dietro il malleolo mediale e si divide in due fasci: il fascio mediale, più robusto si fissa alla tuberosità dell'osso scafoide, il fascio laterale, più debole si inserisce alle tre ossa cuneiformi. Agisce flettendo plantarmente (estendendo) il piede e partecipa ai movimenti di adduzione (supinazione) e rotazione interna del piede. Con il piede fissato al suolo avvicina la gamba al calcagno.

Tra i tendini del piede che meritano una citazione rientrano anche i tre *tendini peronei*, il *tendine del muscolo estensore delle dita del piede*, il *tendine del muscolo estensore breve dell'alluce* e i *tendini dei muscoli plantari del piede*.

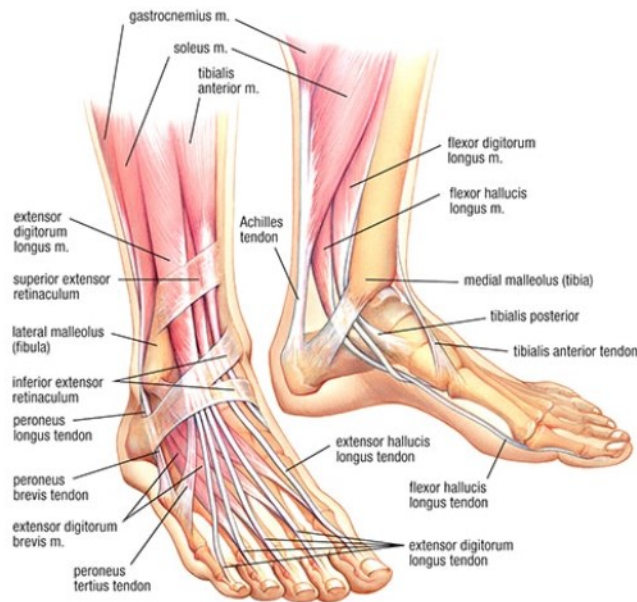


Figura 9: Tendini del piede. [www.modpodpodiatry.com]

1.3 Movimenti del complesso piede-caviglia [5]

La caviglia e le articolazioni del piede permettono a quest'ultimo un movimento caratterizzato da tre assi e tre gradi di libertà:

- *un asse trasversale* passante tra i malleoli, che corrisponde all'asse di rotazione dell'articolazione tibio-tarsica e che permette i movimenti di flesso-estensione sul piano sagittale (flessione dorsale e flessione plantare rispettivamente);
- *l'asse longitudinale della gamba*, responsabile dei movimenti di abduzione e adduzione del piede sul piano trasversale;
- *l'asse longitudinale del piede*, intorno al quale si effettuano i movimenti di rotazione interna/esterna del piede.

La posizione di riferimento per la flesso-estensione del piede si realizza quando il piano plantare è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba. Partendo da questa posizione, la *dorsiflessione* (Fig.10) è il movimento che avvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della

gamba, mentre *l'estensione o flessione plantare* allontana il dorso dello stesso dalla faccia anteriore della gamba portandolo a disporsi sul prolungamento della stessa. L'angolo di flessione-estensione del piede viene misurato come l'angolo che la pianta del piede forma con l'asse verticale della gamba. In flessione questo angolo ha valori massimi tipici che variano da 20° a 30°, mentre in estensione la sua ampiezza varia da 30 a 50 gradi.

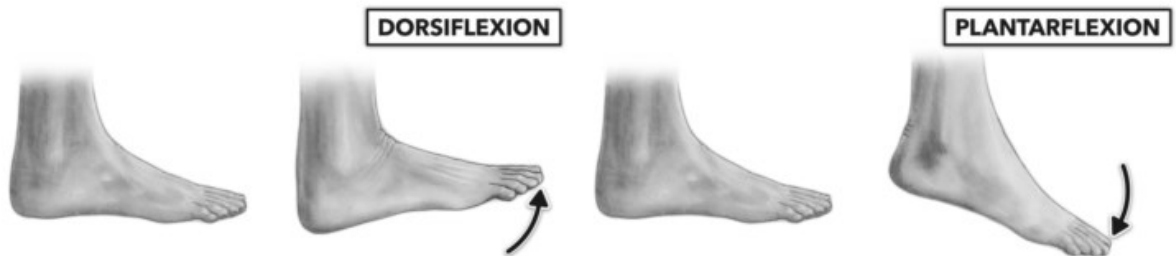


Figura 10: La flessione e l'estensione alla caviglia sono indicate come dorsiflessione e flessione plantare.
[www.crossfit.com]

Prendendo come riferimento la posizione del piede sul piano orizzontale, si ha un movimento di *abduzione* quando la punta del piede si porta in dentro, verso il piano di simmetria del corpo, mentre si ha un movimento di *adduzione* quando la punta del piede gira all'esterno e si allontana dal piano di simmetria (Fig.11). L'ampiezza dei movimenti di adduzione-abduzione eseguiti unicamente nel piede varia dai 35° ai 45°.

Va tenuto presente che il movimento del piede sul piano orizzontale può essere aumentato grazie alla somma delle rotazioni esterne-interne del ginocchio e dell'anca che possono portare il piede ad abduzioni di 90°.

La rotazione interna, indicata come *supinazione*, è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'interno. L'ampiezza di questo movimento è di circa 50°. La rotazione esterna, *pronazione*, è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'esterno, la cui ampiezza è circa la metà di quello di supinazione e varia dai 20° ai 25° (Fig.11).

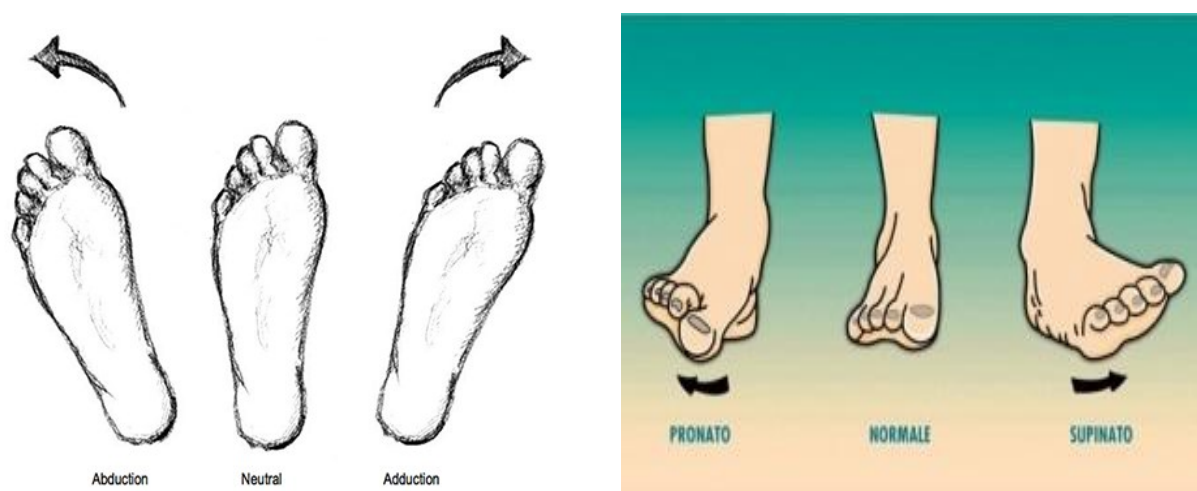


Figura 11: Movimenti di abduzione e adduzione (a sinistra) e di pronazione e supinazione della caviglia (a destra).
[www.poliambulatoriomodus.it]

1.4 Patologie

Il piede costituisce una meravigliosa macchina che consente di camminare e correre adattandosi a qualsiasi genere di terreno. Pertanto, la loro forma e la loro funzione possono essere alterate da difetti congeniti o acquisiti nel tempo che determinano una deformazione di tutto o di una parte del piede causando disturbi della deambulazione, con possibili dolori.

Schematizzando il piede, come fatto in precedenza, in una porzione anteriore, l'avampiede, e una porzione posteriore, il retropiede, possiamo brevemente descrivere i disturbi più comuni che caratterizzano le due sedi.

Per quanto riguarda l'avampiede abbiamo:

- *l'alluce valgo*, uno dei disturbi più frequenti, è una deformità del primo dito del piede caratterizzata dalla sua deviazione verso l'esterno a livello dall'articolazione metatarso-falangea (Fig.12);
- *dita a martello*, è una deformità che in genere colpisce l'articolazione interfalangea prossimale del secondo, terzo o quarto dito del piede. Si verifica soprattutto nei soggetti che soffrono di alluce valgo. Questa condizione, infatti, induce a modificare la naturale posizione delle dita e dell'avampiede, con possibile conseguente comparsa di fastidiose e antiestetiche callosità dorsali e progressiva retrazione e flessione delle dita;

- *quinto dito varo*, è caratterizzato da una sporgenza laterale della base del 5° dito che appare deviato in senso opposto all'alluce valgo a cui spesso si accompagna.



Figura 12: Patologia dell'alluce valgo caratterizza dall'allontanamento della testa del primo metatarso dalle altre.
[www.manfredone.it]

A livello di retropiede troviamo:

- *piede cavo*, caratterizzato da una accentuazione della volta plantare e da una deviazione dell'asse del calcagno all'interno. Questa malformazione può accompagnarsi alla insorgenza di dolori anteriori alla pianta del piede con comparsa di callosità;
- *piede piatto*, che consiste nell'appiattimento/abbassamento della volta plantare con deviazione dell'asse del calcagno verso l'esterno. L'alterazione biomeccanica generata dal piattismo può generare un sovraccarico dell'avampiede e l'ipervalgismo del retropiede a sua volta un disfunzionamento da sovraccarico del tendine del tibiale posteriore e del tendine d'Achille.
- *Piede equino*, anomalia congenita o acquisita, caratterizzata dalla flessione del piede verso il basso, cioè, tendente a disporsi sullo stesso asse della gamba a causa della contrattura involontaria della muscolatura. Questa malformazione fa sì che, camminando, il soggetto possa appoggiare sul terreno solo la punta del piede (Fig.13).



Figura 13: Deformazione del piede equino. [www.msmanuals.com]

In questo lavoro si è deciso di focalizzare l'attenzione sullo studio della camminata in punta di piedi, nota come *tip toe walking* (Fig.14), il quale rappresenta un'alterazione dello schema del passo, in cui il carico viene concentrato prevalentemente o esclusivamente sulla parte anteriore del piede (avampiede/dita), mentre la parte posteriore del piede (retropiede) riceve il carico in quantità limitata, o per un periodo limitato del ciclo del passo, o non lo riceve affatto. Tale andatura coinvolge entrambe gli arti inferiori in modo piuttosto simmetrico; andrebbero perciò esclusi da questa definizione i casi di deambulazione sulla punta (piede equino) che colpiscono un solo arto. La tendenza all'andatura in toe-walking è piuttosto frequente nei bambini piccoli, nella fase iniziale della deambulazione autonoma. Nella maggior parte dei casi è semplicemente una strategia del piccolo per spostare in avanti il baricentro e quindi usare meno energia per fare i primi passi. Questa tendenza, con l'allenamento e lo sviluppo di coordinazione ed equilibrio, si riduce progressivamente con la crescita fino ad arrivare ad uno schema del passo normale. In alcuni soggetti questo passaggio però non avviene. Le principali cause di un'andatura sulle punte possono essere patologie neuromuscolari, ortopediche e disturbi comportamentali. Dal punto di vista neurologico il toe-walking può essere conseguenza di una spasticità o ipertono della muscolatura surale del polpaccio. Nell'ambito dei disturbi comportamentali vengono elencati diversi quadri clinici, in primo luogo l'autismo ma anche disordini comunicativi, disturbi dell'apprendimento, che possono portare ad una andatura sulle punte. Le cause ortopediche comprendono deformità congenite dei piedi, in cui le caviglie sono deviate in flessione plantare non correggibile (equinismo) generalmente associate ad altre componenti di deviazione in varismo, supinazione e adduzione. Alcune ipotesi diagnostiche pongono in particolare l'attenzione sulla retrazione del tendine di Achille come elemento

causale primitivo. Durante gli interventi ortopedici effettuati per pazienti con grave deambulazione sulle punte è cosa molto comune osservare l'evidenza di un'inserzione molto distale delle fibre muscolari del soleo a livello del tendine di Achille.

Nei prossimi capitoli verrà spiegato come sono stati realizzati i vari modelli del piede utili a predire le patologie legate al toe walking e verranno descritti nel dettaglio i passi eseguiti per effettuare l'analisi di questo tipo di andatura.



Figura 14: Tip toe walking. [www.walkingandwheeling.com]

Capitolo 2

Fondamenti di Biomeccanica articolare

In questo capitolo verrà descritto il processo generale per l'analisi cinematica e dinamica del complesso gamba-piede come introduzione ai fini della comprensione dei modelli biomeccanici del piede, che verranno illustrati nei prossimi capitoli. Partendo da un breve esposizione sulle nozioni generali di Biomeccanica, la trattazione proseguirà con una descrizione della cinematica articolare tra segmenti ossei adiacenti del piede durante il cammino. Successivamente ci si focalizzerà sull'analisi della postura podalica in fase statica, quindi in condizione di immobilità, e in ultima istanza sull'analisi dinamica dell'appoggio del piede durante le varie fasi del ciclo del passo.

2.1 Nozioni di biomeccanica

Dal 1970 la comunità scientifica internazionale ha adottato il termine di biomeccanica per descrivere la scienza che si occupa dello studio delle proprietà meccaniche dei sistemi biologici. È la scienza multidisciplinare che studia strutture e funzioni dei sistemi biologici utilizzando le conoscenze e i metodi della meccanica. In particolar modo valuta ed analizza la distribuzione delle sollecitazioni ossee, le azioni a livello articolare, l'intervento muscolare durante il movimento e il mantenimento posturale.

Quindi, in sostanza la biomeccanica ha come oggetto lo studio del movimento del corpo umano. Quando si parla di movimento si fa riferimento ad una variazione, nel tempo, della posizione di un corpo materiale nello spazio, rispetto ad un sistema di riferimento. Quando i corpi interagiscono tra di loro determinano un mutamento dei movimenti o anche delle forme dei corpi stessi.

La branca della biomeccanica viene tradizionalmente divisa in:

1. *cinematica*: si occupa di descrivere il movimento di un corpo, indipendentemente dalle cause che lo hanno prodotto;

2. *dinamica*: studia le cause che determinano il moto di un corpo, ovvero le forze, ed esprime il movimento di un corpo in termini di quest'ultime;
3. *statica*: studia l'equilibrio dei corpi, ossia quei casi particolari in cui le forze agenti si bilanciano. L'equilibrio può essere statico (il sistema rimane fermo) o dinamico (il sistema si muove di moto uniforme).

2.2 Cinematica articolare del complesso piede-caviglia

In generale, per descrivere la cinematica di un sistema muscolo-scheletrico occorre ottenere informazioni sulla sua configurazione istantanea rispetto ad un sistema di riferimento fisso, e quindi ricavare le posizioni relative tra i segmenti anatomici.

I segmenti corporei sono generalmente considerati come corpi rigidi, ovvero sistemi di punti materiali in cui le distanze tra tutte le possibili coppie di punti non possono variare. Un corpo rigido dispone di sei gradi di libertà o parametri indipendenti che ne descrivono la posizione e l'orientamento nello spazio. Ogni segmento è rappresentato da un sistema di riferimento assoluto, fisso e un sistema di riferimento mobile e il movimento è descritto con rotazione e traslazione di un sistema di riferimento rispetto all'altro. La *rotazione* di un sistema di riferimento B rispetto ad un altro A può essere espressa tramite la matrice di rotazione R:

$$R_B^A = \begin{bmatrix} x_A^T \cdot x_B & x_A^T \cdot y_B & x_A^T \cdot z_B \\ y_A^T \cdot x_B & y_A^T \cdot y_B & y_A^T \cdot z_B \\ z_A^T \cdot x_B & z_A^T \cdot y_B & z_A^T \cdot z_B \end{bmatrix}$$

Le componenti di tale matrice sono i coseni direttori del sistema B rispetto agli assi del sistema A e individuano l'orientamento del corpo. La matrice R è ortonormale, cioè, ha determinante pari a 1 e la sua inversa coincide con la trasposta.

La *posizione/traslazione* di un sistema di riferimento B rispetto a un altro sistema A viene descritta considerando il vettore posizione p_{aB} che individua l'origine O_B rispetto a O_A . In questo modo, per effettuare il cambio di coordinate di un punto tra sistemi di riferimento, si procede così:

$$p_A = R_B^A \cdot p_B + p_{AB}$$

Dove p_A è il vettore coordinate del punto nel sistema di riferimento A e p_{aB} è il vettore coordinate nel sistema B.

In alternativa ai coseni direttori degli assi cartesiani mobili, per descrivere il movimento dell'articolazione, si possono utilizzare gli *angoli di Eulero (Cardano)*, ovvero angoli che costituiscono una terna di parametri indipendenti in grado di identificare univocamente l'orientamento relativo di due qualsiasi terne cartesiane. Questi angoli, dunque, rappresentano un insieme di tre rotazioni finite successive che avvengono attorno ad assi ortogonali (cartesiani) predefiniti.

L'ordine di successione delle rotazioni è molto critico e generalmente si considera la prima rotazione attorno all'asse sagittale, poi all'asse coronale e infine all'asse trasversale.

Per ogni segmento anatomico, viene definita una terna di assi locali che si muove con esso e il movimento di ogni segmento distale è riferito al sistema di riferimento del segmento prossimale adiacente considerato fisso. Indichiamo con α la rotazione attorno all'asse sagittale del segmento fisso, con β la rotazione intorno all'asse trasversale del segmento in movimento e con γ quella attorno all'asse *flottante* (asse coronale), che è un asse ortogonale agli assi precedenti.

Applicando queste condizioni all'articolazione della caviglia, consideriamo fisse le coordinate anatomiche della gamba: l'origine del sistema è posto a metà della linea che collega i malleoli, l'asse y è perpendicolare al piano contenente i malleoli e l'apice del perone, l'asse z è perpendicolare al piano che contiene l'asse y e la tuberosità della tibia e l'asse x si ottiene dal prodotto vettoriale degli altri due assi considerati (Fig.15).

Viene quindi ricostruito il sistema di riferimento del piede:

- la rotazione attorno all'asse z rappresenta la plantarflessione/dorsiflessione e lo spostamento mediale/laterale;
- il movimento attorno all'asse y identifica l'inversione/eversione e lo spostamento anteriore/posteriore;
- l'asse x descrive la rotazione interna/esterna e la compressione/trazione.

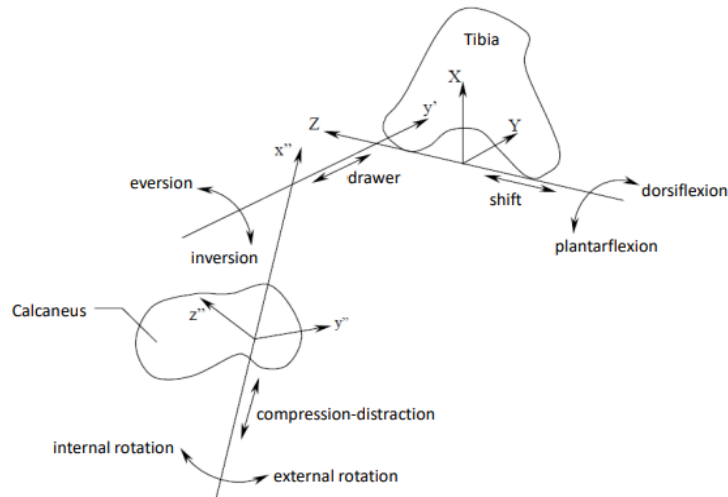


Figura 25: Sistema di riferimento e rotazioni della caviglia con angoli di Eulero. [www.semanticscholar.org]

Nonostante sia semplice e intuitiva, la rappresentazione della cinematica articolare basata sugli angoli di Eulero non è preferita in molte applicazioni a causa dell'effetto noto come *gimbal lock*, detto anche *blocco cardanico* [6]. Il blocco cardanico è una singolarità degli angoli di Eulero che si manifesta con la perdita di un grado di libertà rotazionale e si verifica, in un meccanismo tridimensionale a tre cardani, quando gli assi di due dei tre cardani vengono portati in una configurazione parallela, “bloccando” il sistema in una rotazione e in uno spazio bidimensionale degenerato.

Il termine blocco cardanico può essere fuorviante, nel senso che nessuno dei singoli cardani è effettivamente trattenuto. Tutti e tre i cardani possono ancora ruotare liberamente attorno ai rispettivi assi di sospensione. Tuttavia, a causa dell'orientamento parallelo di due degli assi del giunto cardanico, non è disponibile alcun giunto cardanico per consentire la rotazione attorno a un asse, lasciando l'oggetto sospeso effettivamente bloccato (cioè, incapace di ruotare) attorno a tale asse [7]. Quando si utilizzano gli angoli di Eulero per la descrizione dell'orientazione biomeccanica, il blocco cardanico è presente indipendentemente dalla sequenza di rotazione scelta. Per la sequenza di rotazione z - y - x, il blocco cardanico si verifica per $\theta = \pm 90^\circ$.

Una potenziale soluzione consiste quindi nel considerare una rappresentazione alternativa dell'orientamento, che verrà illustrata nel prossimo paragrafo.

2.2.1 Convenzione di Grood and Suntay

Per superare il problema della criticità nell'ordine di rotazione, la Società Internazionale di Biomeccanica (ISB) ha adottato come standard generale per descrivere la cinematica delle articolazioni il sistema di coordinate articolari (Joint Coordinate System), proposto per la prima volta da Grood e Suntay nel 1983 [8]. Inizialmente usata per descrivere la mobilità del ginocchio, questa tecnica è stata proposta successivamente come standard per la descrizione della cinematica del complesso della caviglia. La metodologia in questione esprime la rotazione e la traslazione della articolazione intorno a tre assi: due di questi sono solidali alle ossa che compongono l'articolazione e vengono chiamati assi fissi, mentre il terzo, asse flottante, è perpendicolare istante per istante agli altri due e quindi si muove in relazione a entrambi.

Definendo un sistema di coordinate per la tibia e uno per il calcagno tramite questo metodo, si definisce un sistema di riferimento per il complesso gamba-piede. Per descrivere in generale i movimenti del complesso gamba-piede, si può considerare il sistema di riferimento globale della stessa dove i tre assi sono: l'asse inter-malleolare chiamato asse e_1 , l'asse verticale del piede, asse e_3 , e l'asse mutualmente ortogonale ai primi due, asse e_2 , quindi per lo più di direzione antero-posteriore (Fig.16).

I movimenti del complesso articolare gamba piede vengono così definiti:

- asse e_1 :
la rotazione, identificata con α , rappresenta la dorsiflessione se è positiva o la plantarflexione se negativa; lo spostamento q_1 è mediale se negativo e laterale se positivo;
- asse e_3 :
la rotazione γ indica la rotazione interna se positiva, esterna se negativa; lo spostamento q_3 corrisponde a compressione se positivo e tensione se negativo;
- asse e_2 (asse flottante):
la rotazione β indica inversione se positiva o eversione se negativa; lo spostamento q_2 è anteriore se positivo e posteriore se negativo.

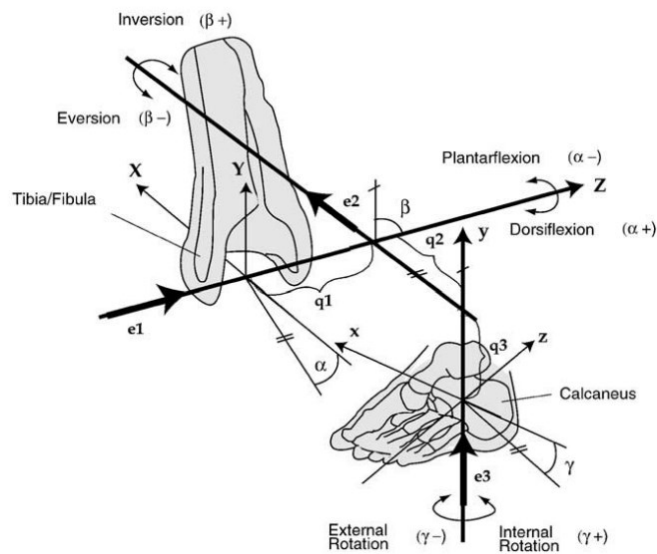


Figura 16: Illustrazione del sistema di coordinate di Grood e Sontay per il complesso gamba-piede. [www.semanticscholar.org]

2.3 Analisi statica della postura [9]

La postura è il mantenimento della posizione con il tronco dritto e le gambe quasi dritte e il piede è appoggiato a terra per tutta la sua lunghezza.

Nel piano sagittale il peso corporeo agisce lungo una linea che passa anteriormente all'articolazione tibio-talare, esercitando un momento che deve essere bilanciato dai muscoli flessori plantari. Dobbiamo tenere conto che, anche se in condizioni statiche, il corpo non è mai perfettamente immobile. Questo succede perché respirazione e battito cardiaco modificano l'equilibrio delle forze richiedendo continue compensazioni da parte dei muscoli "posturali". A loro volta quest'ultime inducono continue variazioni del punto di applicazione della reazione vincolare d'appoggio, o COP (centro di pressione). La posizione del baricentro o COM (centro di massa) del corpo rispetto al COP è regolata dall'azione plantarflessoria e dorsiflessoria della caviglia.

In particolare, quando il Sistema Nervoso Centrale percepisce che il baricentro si sta spostando all'indietro, diminuisce l'azione plantarflessoria in modo da diminuire le coordinate del COP fino a quando viene ad essere posteriore al COM. A quel punto il baricentro si sposta in avanti e l'azione plantarflessoria viene ridotta in modo da aumentare le coordinate del COP fino a quando non diventa anteriore al COM e così via.

Quando il piede è in condizioni di carico, in appoggio bipodalico o mono podalico, il peso del corpo, trasmesso dall'arto inferiore, si applica al tarso posteriore a livello della puleggia dell'astragalo attraverso l'articolazione tibio-astragalica. Da qui le forze si ripartiscono in tre direzioni, verso i tre punti di appoggio della volta (Fig.17):

- verso l'appoggio anteriore ed interno (A) attraverso il collo dell'astragalo;
- verso l'appoggio anteriore esterno (B) attraverso la testa dell'astragalo e la grande apofisi del calcagno;
- verso l'appoggio posteriore (C) attraverso il corpo dell'astragalo, l'articolazione sottoastragalica e il corpo del calcagno.



Figura 17: Ripartizione delle forze nelle tre direzioni

La distribuzione delle forze avviene sui tre punti d'appoggio della volta, che corrispondono alla testa del I metatarso, alle teste del IV e V metatarso e alla tuberosità calcaneare.

Nella posizione eretta, verticale ed immobile, è dunque il tallone che sopporta il carico principale, ovvero circa la metà del peso che grava sul singolo arto (Fig.18).

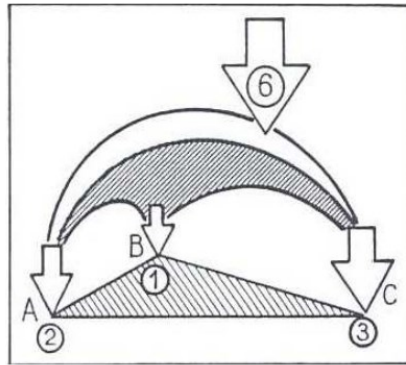


Figura 18: Distribuzione delle forze sulla volta plantare.

Un appoggio del piede al terreno non fisiologico può essere attribuito a diversi fattori : un movimento non corretto a livello delle articolazioni della caviglia, dell'anca e/o del ginocchio; una dismetria dei due arti; dolore articolare a livello di una delle articolazioni dell'arto inferiore che porta quindi il soggetto a non caricarla durante l'appoggio.

2.4 Biomeccanica del cammino

Analizzando la biomeccanica del complesso gamba-piede, risulta di fondamentale importanza lo studio di una delle principali funzioni consentite dalla caviglia: il cammino.

Il cammino può essere definito come un atto involontario che si manifesta in una successione di movimenti ritmici degli arti inferiori atti ad un controllo del centro di pressione e quindi al mantenimento dell'equilibrio statico e dinamico. La deambulazione è dunque un'attività ciclica che può essere descritta da una serie di eventi discreti e il passo (*gait cycle*) viene definito come il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso piede al terreno.

2.4.1 Ciclo del passo

Il ciclo del passo si divide in due fasi principali: una fase di appoggio (*stance phase*) e una di volo (*swing phase*). La fase di appoggio è quella in cui il piede è in contatto con il suolo, inizia perciò con l'appoggio del tallone (*heel strike*) e termina con il sollevamento delle dita (*toe-off*) e, generalmente, rappresenta circa il 60% del ciclo del passo [10]. La fase di volo è, invece, il periodo in cui il piede non è più in contatto con il suolo e l'arto avanza in preparazione

all'appoggio successivo; questa fase occupa il rimanente 40% del ciclo del passo. La fase di supporto singolo (un piede appoggiato) si alterna alle fasi di supporto doppio. Durante il normale ciclo del passo, ci sono due periodi di appoggio doppio, iniziale e finale, che occupano il 20% del ciclo.

La fase di appoggio è suddivisa in (Fig.19) :

- *contatto iniziale (initial contact)*: è molto breve (dallo 0 al 2% del ciclo del passo). Il piede proiettato in avanti impatta il suolo col tallone (*heel strike*), l'anca è flessa, il ginocchio è esteso, la caviglia neutra, mentre il contatto al suolo avviene con il tallone. La gamba posteriore è alla fine della fase di appoggio;
- *loading response* (reazione al carico): va dal 2 al 10% del ciclo del passo. Il piede si appoggia per intero al terreno e la caviglia ha una leggera flessione dorsale in risposta al carico sull'arto del peso corporeo. La gamba opposta è nella sua fase di pre-oscillazione;
- *midstance time* (medio carico): si estende dal 10 al 30% del ciclo del passo, inizia con lo stacco del piede controlaterale (*toe off*) e termina quando il piede è interamente sostenuto dal calcagno, dalle ossa del metatarso e delle dita;
- *terminal stance time* (carico terminale): si estende dal 30 al 50% del ciclo del passo e termina quando l'arto controlaterale tocca il suolo. L'arto ha superato la verticale e il corpo comincia a cadere in avanti, il ginocchio si flette lievemente sotto il suo peso e il centro di gravità (COG) si abbassa;
- *pre-swing (pre-oscillazione)*: va dal 50 al 60% del ciclo del passo ed è chiamata anche trasferimento del peso. Inizia con l'heel-off dell'arto d'interesse e termina con lo stacco dal terreno delle dita (*toe off*) dello stesso.

La fase di oscillazione (swing) è articolata in tre momenti:

- *initial swing*, ovvero l'inizio dell'oscillazione che si avvia con l'alzarsi del piede dal suolo e termina con l'oscillazione del piede sull'altra gamba portante;
- *mid swing* (oscillazione media), coinvolge lo spostamento dell'arto interessato da una posizione posteriore del tronco ad una anteriore;
- *terminal swing* (fine dell'oscillazione), inizia con la tibia verticale e finisce quando il piede colpisce il terreno, coprendo l'ultimo intervallo del ciclo del passo.

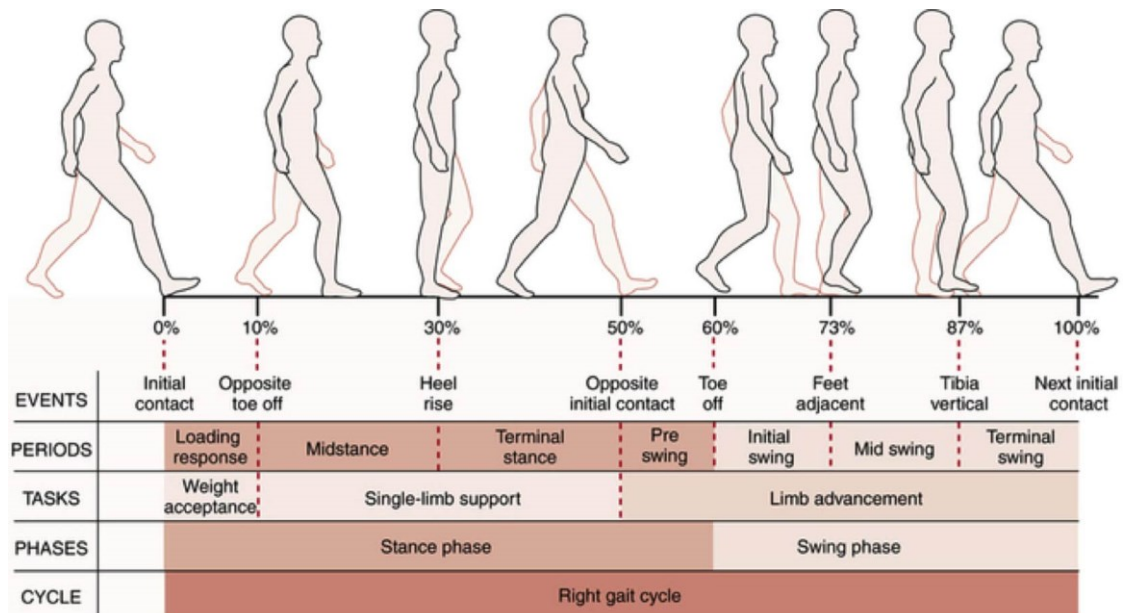


Figura 19: Fasi del ciclo del passo.[musculoskeletalkey.com]

Il contatto iniziale si ha con *heel strike* e identifica l'inizio della fase di *stance*. Dopo l'appoggio del tallone, la caviglia plantarflexa il piede per permettere il contatto dell'avampiede al suolo e raggiungere il contatto totale del piede (*foot flat*); questo movimento è controllato dal compartimento anteriore dei muscoli. Ciò permette al piede di assorbire l'impatto e decelerare. Inoltre, il piede subisce una pronazione a livello dell'articolazione subtalare a causa della rotazione mediale di tibia e perone. Durante il periodo di *loading response*, la gamba permette di ammortizzare l'impatto grazie alla flessione del ginocchio e di decelerare il corpo. In questa fase, il piede subisce una supinazione, aumentando la stabilità all'articolazione trasversa e lungo l'arco longitudinale.

La fase di supporto singolo rappresenta il periodo tra *midstance* e *terminal stance*, mentre la gamba controlaterale è in fase di volo. L'evento di *midstance* inizia quando il piede controlaterale si solleva e termina quando il centro di massa del corpo decelera, superando l'avampiede del piede in appoggio. In questa fase, la caviglia dorsiflette il piede grazie alla contrazione eccentrica dei muscoli posteriori. Il piede va in supinazione a causa della rotazione laterale della gamba. Il periodo di *terminal stance* inizia con il sollevamento del tallone fino all'appoggio del piede controlaterale. Il COM del corpo, superando il COP, accelera spostandosi verso la gamba sollevata, i muscoli plantarflessori subiscono una contrazione concentrica.

Il *preswing* conclude la fase di appoggio ed è anche la fase di doppio appoggio finale: inizia con l'appoggio del piede controlaterale e termina con il distacco delle dita. Le articolazioni metatarsofalangee dorsiflettono in preparazione al *toe off*, trasmettendo una forza propulsiva al suolo. La fase di *swing* è l'ultima fase del ciclo del passo ed è associata all'avanzamento della gamba. Il periodo di *initial swing* inizia con il distacco delle dita non a che la gamba in volo non è allineata all'arto controlaterale. Da qui ha inizio il periodo di *midswing* che termina la gamba in volo si trova davanti a quella di appoggio.

Infine, l'ultimo periodo è quello di *terminal swing* che si conclude con l'appoggio del piede. Durante la fase di *swing*, i muscoli del compartimento anteriore si contraggono concentricamente per permettere la rimozione del piede e il posizionamento per il nuovo ciclo.

2.4.2 Forze di reazione

Durante il cammino avvengono scambi di forze con il terreno ed i segmenti anatomici subiscono accelerazioni e decelerazioni. Le forze trasmesse attraverso l'articolazione della caviglia sono una combinazione di forze interne e forze esterne. Le forze interne sono dovute ai tessuti molli che attraversano l'articolazione della caviglia.

La *forza di reazione al terreno* (*ground reaction force* – GRF) sono le forze esercitate dal terreno sul piede, durante il cammino. Lo studio dell'andamento nel tempo della GRF fornisce informazioni su ampiezza, direzione e punto di applicazione della forza di impatto. La forza ha tre componenti: verticale, antero-posteriore, medio-laterale.

La componente verticale è la forza con ampiezza maggiore: presenta due picchi intervallati da un minimo dove il primo picco rappresenta la fase di accettazione del carico ed è dovuto all'abbassamento del centro di massa e, il secondo la fase di spinta o propulsione, quando il peso del corpo è trasferito in avanti e si ha un abbassamento del centro di massa.

La componente orizzontale antero-posteriore, presenta un picco negativo in corrispondenza del picco della componente verticale che rappresenta una fase di frenata e un picco positivo che corrisponde al secondo picco della componente verticale che rappresenta la fase di spinta. La componente trasversale (medio-laterale) si presenta appiattita ma in essa sono comunque visibili due massimi e un avvallamento al centro.

Durante le fasi di doppio appoggio, la forza applicata al baricentro è la risultante delle due reazioni di appoggio. Risulta quindi che la massima spinta verticale del terreno si realizza in questa fase in cui la somma delle componenti verticali raggiunge un picco, mentre le

componenti antero-posteriore e medio-laterale, essendo di segno opposto sui due piedi, si annullano (Fig.20).

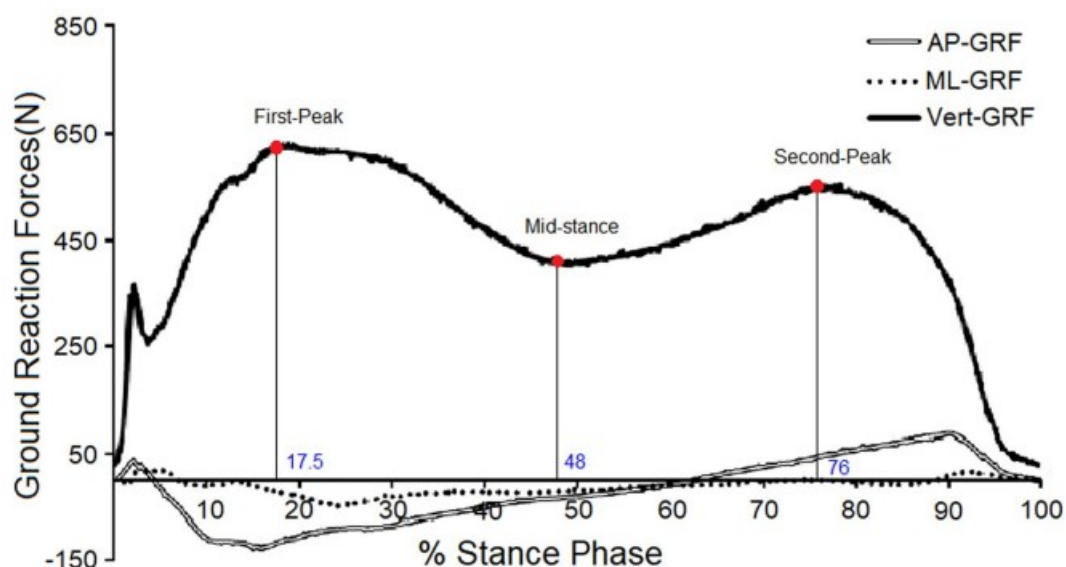


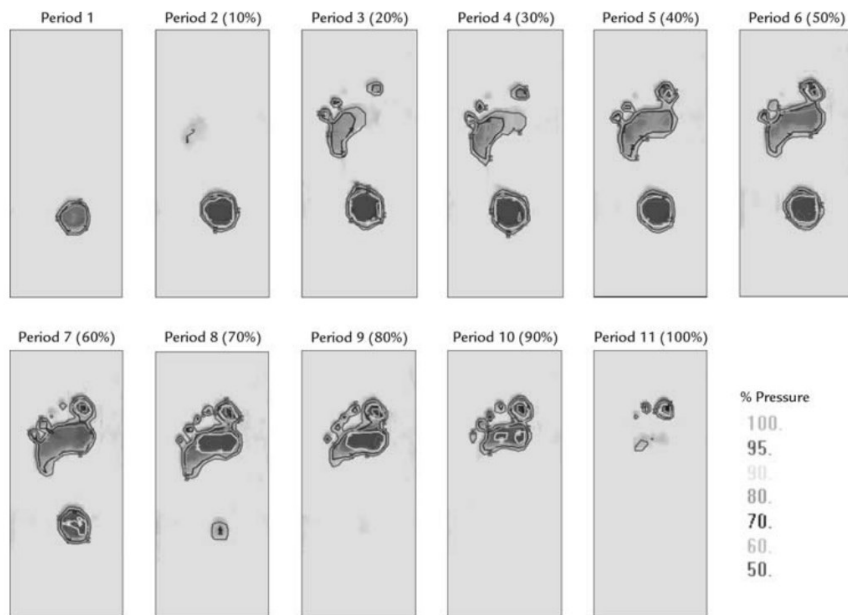
Figura 20: Andamento delle forze di reazione al suolo durante la fase di stance del passo nei tre istanti contrassegnati, con AP-GRF, ML-GRF e Vert-GRF per le forze di reazione al suolo anteroposteriore, medio laterale e verticale. [11]

La distribuzione delle pressioni del piede varia molto tra i soggetti ed è influenzata dalle caratteristiche strutturali, come il tipo di arco.

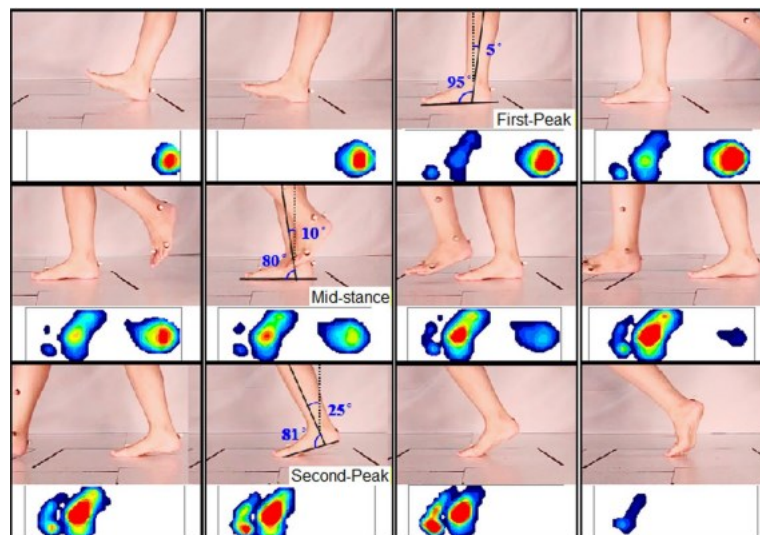
Nella camminata normale a piedi nudi, il tallone è la prima parte del piede a ricevere il peso corporeo, seguito dal mesopiede e dall'avampiede; infine, il carico si sposta sulla punta del piede per il sollevamento di quest'ultimo. Nei soggetti normali, il tallone si appoggia al suolo mediante la parte posterolaterale e il picco massimo di pressione si è verifica all'incirca tra il 18 e il 36% della fase di appoggio, quando il tallone, il mesopiede e l'avampiede sono a contatto con il suolo. Generalmente il picco maggiore di pressione avviene nel tallone.

La regione del quinto metatarso accetta il carico prima della regione del primo metatarso. Il picco massimo di pressione dell'avampiede è osservato durante il 70-82% della fase di *stance* [12]. La pressione media più alta nei soggetti normali, riscontrata sotto la seconda testa metatarsale, cambia in modo tale che si verifica un aumento graduale del picco di pressione dal quinto al secondo metatarso seguito da una diminuzione della pressione sotto la prima testa metatarsale. La regione della punta del piede inizia a sopportare il carico prima del

sollevamento del tallone e raggiunge un picco molto tardivo durante l'80-91% della fase di *stance* (Fig.21).



a)



b)

Figura 21: Distribuzione della pressione plantare e periodo di tempo (percentuale) nel piede normale durante la fase di *stance* del cammino dall'appoggio del tallone allo stacco della punta (a) [12]. Rappresentazione della distribuzione plantare durante le varie fasi del cammino attraverso mappe di calore (b) [11].

Capitolo 3

Imaging

In questo capitolo verranno descritte le caratteristiche di diverse tecniche di acquisizione quali radiografie, risonanza magnetica (RM) e Tac (CT), evidenziandone pregi e difetti e studiandone il comportamento nello studio dell'anatomia del piede. Verrà inoltre presentata la modalità di Tomografia Computerizzata Weight Bearing (WBCT), con particolare enfasi sulla tecnologia di Tomografia Cone Beam che, rispetto alle tecniche sopra citate, rappresenta un'innovazione in questo studio. Questo capitolo prevederà inoltre un confronto tra le varie modalità di imaging qui presentate.

3.1 Tecniche standard

L'identificazione dell'esatta struttura anatomica del piede ci consente di ricostruire in maniera corretta il movimento umano ed è individuata a partire da immagini medicali (*medical imaging*). Per “*medical imaging*” si intende quell'insieme di tecniche e processi che concorre alla creazione di immagini del corpo umano da utilizzarsi ai fini clinici o medici. In diagnostica medica le metodiche di *imaging* consentono di visualizzare una struttura anatomica, verificarne la funzionalità e la presenza di eventuali patologie. In senso lato *l'imaging* medicale fa parte dell'*imaging* biologico e comprende tecniche di radiografia, Risonanza Magnetica (RM) e Tomografia Computerizzata (TC).

Radiografia

Tra tutte le metodiche di *imaging*, i raggi X sono la modalità più comune, rapida ed economica utilizzata per diagnosticare molti disturbi del corpo umano come fratture e lussazioni e malattie come cancro, osteoporosi, polmonite e molte altre. Si tratta di una visita medica non invasiva e indolore che utilizza un dispositivo elettrico per somministrare (a basse dosi) radiazioni

ionizzanti attraverso il corpo del paziente. Viene quindi generata un'immagine 2D nella quale le strutture ossee sono chiaramente visibili, mentre i tessuti molli sono più difficili da identificare (Fig.22). Nonostante i vari vantaggi, la restrizione all'utilizzo di questa tecnica a poche parti del corpo e la visualizzazione in solo due dimensioni rappresentano dei limiti notevoli. A questo si aggiunge il fatto che l'inclinazione del fascio di raggi X rispetto alle ossa influenza la vista delle strutture anatomiche.



Figura 22: Foto a raggi-X del piede. [www.medicalimaging.it]

Risonanza magnetica

La risonanza magnetica (Fig.23) è una tecnica diagnostica per immagini basata sull'applicazione di un campo magnetico di elevata intensità al distretto corporeo da esaminare e in grado di produrre, attraverso l'elaborazione tomografica computerizzata dei segnali registrati, immagini degli organi interni [13]. È una tecnica multiplanare, che acquisisce direttamente le immagini in tre dimensioni e che sfrutta processi biochimici. La ricostruzione delle immagini è in funzione del legame biochimico delle molecole, basandosi sulla struttura della materia. Questo comporta un'altissima risoluzione di contrasto delle immagini, che consente di cogliere formazioni anatomiche strutturalmente diverse, ad esempio il muscolo e il tendine, la cartilagine e l'osso. In questo modo diventa possibile rappresentare strutture completamente diverse sulla stessa immagine, contrariamente a quanto avviene con la TAC.



Figura 23: Immagine di risonanza magnetica del piede. [www.fitterfeet.com]

La forma della bobina (*coil*) scelta per l'acquisizione è significativa in quanto legata alla risoluzione spaziale, al rapporto segnale/rumore e al tempo di acquisizione. È inoltre importante limitare il campo visivo (FOV) alla sola regione di interesse: maggiore è il FOV, minore è la risoluzione spaziale. È uno strumento non invasivo, né dal punto di vista dell'energia che utilizza, poiché non si avvale di radiazioni, né dal punto di vista dell'esecuzione dell'esame, poiché anche in caso di ricorso alla somministrazione del mezzo di contrasto questo ha un potere allergizzante molto basso e sicuramente inferiore a quello utilizzato con la TAC. L'esame è controindicato per chi, a seguito di incidenti o di interventi chirurgici, ha nel corpo strutture metalliche di vario tipo, pacemaker cardiaci, neuro stimolatori, specialmente se in prossimità di organi vitali, in quanto i campi magnetici prodotti dall'apparecchiatura potrebbero alterare il loro funzionamento e provocare il loro spostamento o surriscaldamento.

Finora, 1.5 T MR rappresenta lo stato dell'arte dell'*imaging* clinico e poche strutture, infatti, sono dotate della 3T MR, come l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna. La Risonanza Magnetica 3 Tesla è un'apparecchiatura di ultima generazione che, oltre ad avere un altissimo campo magnetico, ha una tecnologia di acquisizione delle immagini completamente digitalizzata con un software di ottimizzazione delle immagini che ne accrescono l'accuratezza. Questa macchina ha la possibilità di eseguire esami con una tempistica più rapida del 50% e con una risoluzione spaziale fino al 60% più elevata, che permette di rilevare più dettagli anatomici. Inoltre, l'esclusiva tecnologia di questo strumento permette di ridurre il rumore acustico fino all'80% a parità di qualità dell'immagine e di contrasto nello stesso tempo di scansione. La maggiore velocità di scansione è un valore aggiunto per il comfort del paziente e aiuta a ridurre gli artefatti da movimento e respirazione nell'acquisizione 3 T, ma questi ultimi,

incluso il flusso sanguigno o altri movimenti fluidi, sono più evidenti nella risonanza magnetica 3T rispetto a 1,5 T (Fig.24). Per questo i costruttori hanno introdotto delle funzionalità per limitare il problema del movimento e del rumore acustico generato dalla 3T MR.

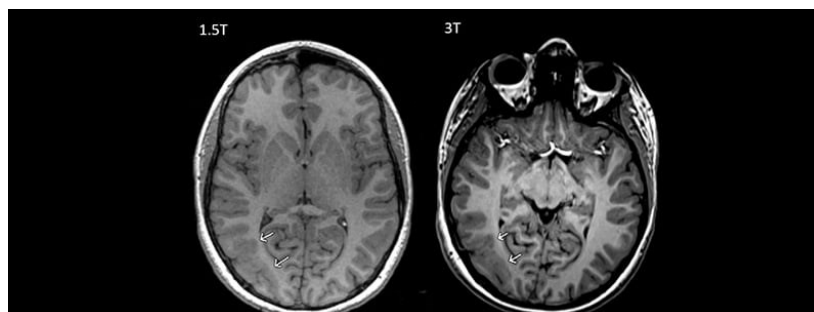


Figura 24: Scansione del cervello da 1,5 T (a sinistra) e 3 T MRI (a destra). [www.arcuate.org]

Il macchinario 3T installato recentemente all'istituto ortopedico Rizzoli è la “Discovery” di GE Healthcare, divisione medica di General Electric (Fig.25). Le innovazioni tecnologiche della macchina Discovery MR750W, con un potente magnete da 3 Tesla, sono state ideate pensando alle persone, per assicurare alte prestazioni e grande versatilità. In particolare, si è cercato di migliorare l’esperienza per il paziente, rendendo meno stressante e più confortevole l’esame, allargando il tunnel della risonanza a 70 cm, in modo da poter ridurre il senso di claustrofobia e dotandolo di un’eccellente illuminazione interna. La macchina di GE Healthcare assicura ottima qualità dell’immagine, offrendo ai medici uno strumento importante per diagnosi più accurate e precise.



Figura 25: Acquisizione con 3T MRI all'Istituto Ortopedico Rizzoli (Bologna) tramite Discovery di GE Healthcare.

Tomografia computerizzata

La tomografia computerizzata è una tecnica di indagine radiodiagnostica che permette di combinare numerose immagini a raggi X, prese da angolazioni diverse, elaborandole attraverso un computer per produrre un'immagine trasversale di diverse parti del corpo. L'acronimo TAC (Tomografia Assiale Computerizzata) esiste ancora ma è stato superato in quanto tempo fa l'esame era condotto lungo un solo asse, con sezioni perpendicolari alla lunghezza del corpo. Oggi esistono macchinari più moderni e la tomografia non è più solo assiale ma le immagini vengono acquisite con una tecnica spirale che consente di ricavare immagini tridimensionali (Fig.26). Nella TC la dose di radiazioni ionizzanti utilizzata è maggiore rispetto alla radiografia tradizionale ma non è dolorosa; di fatto l'unico rischio è associato all'esposizione prolungata ai raggi X. Inoltre, attraverso le scansioni possono essere scattate immagini di ossa, vasi sanguigni e tessuti molli e si possono ottenere molti più dettagli rispetto alle normali immagini a raggi X; quindi è molto utile quando lo scopo è quello di discriminare più tessuti utilizzando un'unica tecnica di *imaging*. Durante l'esame il paziente è disteso su un lettino che si muove orizzontalmente all'interno di una struttura ad anello contenente il tubo radiogeno, che emette i raggi ionizzanti.



Figura 26: Immagine TC del piede: rendering 3D (a destra) e vista assiale 2D (a sinistra). [www.shutterstock.com]

3.2 Tecnologia Cone Beam CT

Il complesso del piede e della caviglia è soggetto a deformazioni acute e croniche, causate dai normali gesti di vita quotidiana nei quali agiscono gravità e forza di reazione al suolo, e deve essere valutato considerando tutte e tre le dimensioni. A tale scopo risulta di fondamentale importanza analizzare le corrette relazioni tra ossa e articolazioni per poter comprendere deformità e lesioni degenerative dell'arto inferiore; altresì, risulta rilevante poter acquisire immagini considerando il carico agente sulle strutture del sistema locomotore nella condizione di posizione eretta. Pertanto, la valutazione del piede in condizioni di carico risulta significativa per la creazione del modello 3D in quanto la posizione delle ossa, delle articolazioni e dei tessuti molli descrive meglio il reale comportamento del complesso articolare durante la camminata invece che in condizioni di scarico (ovvero da seduti/sdraiati).

Da questo punto di vista, la Tomografia Computerizzata a fascio conico (CBCT - Cone Beam Computed Tomography) assume notevole importanza e rappresenta una grande passo avanti rispetto alle tecniche precedentemente descritte. Questa tecnologia non è nuova: è stata descritta per la prima volta nel 1998 da Mozzo et al. [14] e inizialmente applicata in chirurgia dentale e maxillo-facciale. I limiti della scarsa definizione spaziale e dei costi elevati sono stati rapidamente superati e ora la CBCT ha ampiamente sostituito i raggi X. In ortopedia la Cone-Beam, è stata descritta per la prima volta nel 2011 da Zbijewski e altri [15].

La CBCT utilizza un generatore di raggi X per emettere un fascio di raggi di forma conica che, compiendo un unico giro completo di 360° (o 180° in alcuni macchinari) attorno all'oggetto da esaminare permette di scansionare l'intero volume. I raggi vengono acquisiti da un rivelatore bidimensionale situato dalla parte opposta dell'oggetto rispetto alla sorgente emettitrice (Fig.27).

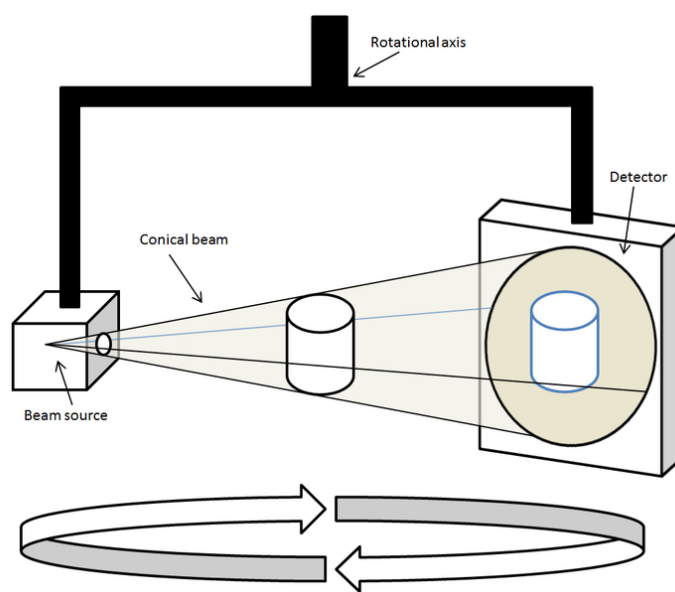


Figura 27: Principio di funzionamento della CBCT. [www.wikipedia.org]

Dunque, nella CBCT, il set di dati viene acquisito come un intero volume durante un'unica rotazione del gantry attorno al paziente per mezzo di un array digitale bidimensionale che fornisce un rivelatore di area e un fascio di raggi X tridimensionale con collimazione circolare. La sorgente di raggi X e il rivelatore ruotano in modo sincrono durante l'esecuzione di esposizioni ripetute a intervalli fissi, generando immagini di base che costituiscono i dati di proiezione (*projection data*). L'algoritmo Feldkamp-Davis Kress (FDK) viene applicato ai dati di proiezione per ricostruire il volume attraverso una retroproiezione filtrata su tre piani ortogonali (assiale, sagittale e coronale) [16]. La ricostruzione viene eseguita tramite l'utilizzo di algoritmi matematici basati sulle trasformate di Radon e di Fourier. La trasformata di Fourier permette di distinguere tra più fette trasversali, mentre la trasformata di Radon consente di calcolare le coordinate di ciascun pixel, in modo da poter ricostruire l'intero volume fetta per fetta. Il risultato finale è un'immagine tridimensionale composta da voxel, che sono le più piccole subunità di un volume digitale. Generalmente nella CBCT i voxel sono isotropi, (ovvero

le dimensioni X,Y e Z sono uguali) con dimensione che approssimativamente va dai 0.07 ai 0.40 mm per lato. Ogni voxel ha quattro dimensioni: le sue coordinate (x,y,z) e la radio densità in unità Hounsfield (HU). Solitamente la dimensione di queste subunità è legata alla risoluzione spaziale e correlata con la dimensione dei pixel del rilevatore. Inoltre, a ciascun voxel viene assegnato un valore in scala di grigi che approssima il valore di attenuazione del tessuto o dello spazio rappresentato. L'ultima generazione di unità CBCT produce immagini a 12 o 14 bit in cui 12 bit corrispondono a 2^{12} (4.096) sfumature di grigio e 14 bit corrispondono a 2^{14} (16.384) sfumature di grigio. La peculiarità di utilizzare un fascio conico, invece che a “ventaglio” come nella TC, consente, durante ogni scansione, di colmare l'intero campo di vista (Field of view – FOV) e quindi di acquisire una serie di immagini bidimensionali complete della parte anatomica di interesse in un unico giro, anziché in più giri a spirale (Fig.28). In questo modo, vengono fornite immagini di qualità superiore con una migliore differenziazione dei tessuti molli. Tuttavia, per ragioni legate alla minor dose di radiazioni da somministrare al paziente, risulta necessario dimensionare il FOV in base alle necessità cliniche del paziente stesso in esame modificando con opportuna collimazione l'ampiezza del cono emesso.

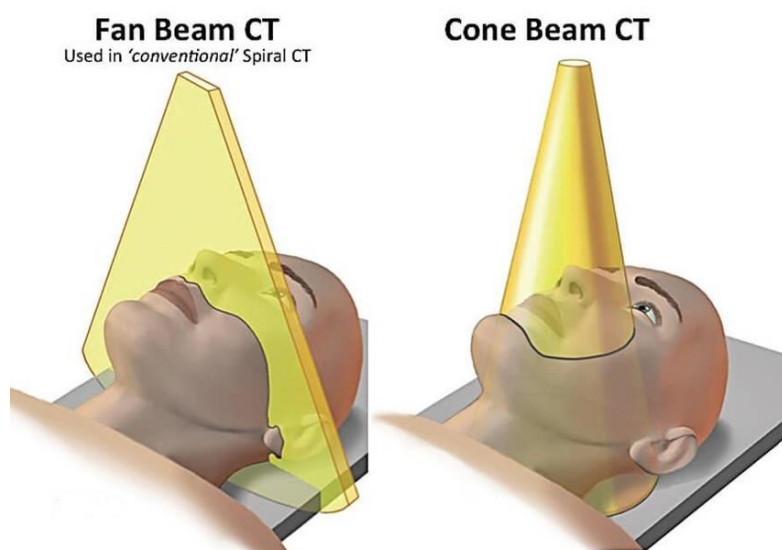


Figura 28: Confronto tra la CT tradizionale (sinistra) e la CBCT (destra). [www.online-sciences.com]

I vantaggi dell'utilizzo della Cone Beam CT rispetto alle CT tradizionali sono molteplici. Come accennato in precedenza, le macchine CBCT sono dotate della capacità di collimare (selezionare il campo visivo, FOV) il fascio di raggi X primario nell'area di interesse, riducendo

la dimensione della radiazione. Questa procedura limita l'esposizione non necessaria al paziente e abbassa al minimo le radiazioni disperse che potrebbero degradare la qualità dell'immagine [17]. La TC Cone Beam ha in media un'esposizione ai Raggi X da 5 a 20 volte inferiore rispetto alla TC convenzionale. Un altro beneficio è il tempo di scansione rapido: la singola rotazione, utilizzata nella tecnologia CBCT per acquisire immagini di base per *l'imaging* 3D, di solito richiede un tempo di scansione compreso tra 5 e 40 secondi paragonabile alla radiografia panoramica. Questo breve tempo di scansione è vantaggioso per abbattere gli artefatti a causa del movimento del paziente e rende più confortevole l'esecuzione dell'esame per il soggetto. Sebbene la CBCT sia entrata rapidamente nel campo biomedicale, attualmente non è priva di inconvenienti, che possono essere correlati alla geometria di proiezione "a fascio conico", alla sensibilità del rivelatore e alla risoluzione del contrasto. La chiarezza delle immagini CBCT è influenzata da artefatti, rumore e scarso contrasto dei tessuti molli. Il rumore dell'immagine è dovuto all'irradiazione di un grande volume durante la scansione CBCT, con conseguenti forti interazioni con i tessuti che producono radiazioni disperse, che a loro volta determinano un'attenuazione non lineare da parte dei rivelatori. Questo rilevamento aggiuntivo di raggi X contribuisce alla degradazione dell'immagine. Inoltre, le unità CBCT hanno un contrasto dei tessuti molli notevolmente inferiore rispetto alle macchine TC convenzionali. Tre fattori limitano la risoluzione del contrasto della CBCT, tra cui l'aumento del rumore dell'immagine, la divergenza del fascio di raggi X e numerosi artefatti intrinseci basati sui rivelatori. Recentemente è stata sviluppata una nuova tecnologia Cone Beam, nota come Weight-bearing CBCT che consente di acquisire dati di *imaging* in condizioni di carico, rappresentando un importante passo per *l'imaging* muscolo scheletrico (Fig.29). La WBCT offre una soluzione coerente per l'acquisizione di immagini dello scheletro in posizione eretta fisiologica, che è fondamentale per comprendere le deformità e le lesioni degenerative degli arti inferiori [18]. In pratica, combina i vantaggi dell'*imaging* 3D ad alta risoluzione spaziale con la posizione eretta e l'attivazione muscolare, oltre a esporre i pazienti a basse dosi di radiazioni (rispetto alla TC), consentendo l'esatta riproduzione di dimensioni e proporzioni. La WBCT fornisce immagini di alta qualità e accuratezza diagnostica, facilitando la valutazione dei disturbi legati all'allineamento osseo del piede e della caviglia, come la sindesmosi tibiofibulare distale (TFS), la sublussazione peritalare, l'instabilità subtalare, l'allineamento del retropiede (HA) e le patologie associate, il piede cavo e il piatto, l'alluce valgo (HV) e la pedografia. Le immagini WBCT sono state impiegate con successo anche nella valutazione post-operatoria, come le procedure di osteotomia calcaneale e di correzione dell'HV, e nello sviluppo di dispositivi medici personalizzati. Anziché utilizzare 3 punti per descrivere un angolo in un piano 2D deformato, WBCT utilizza 4 punti in un volume non deformato, evitando distorsioni di

proiezione in un piano o nella selezione di un piano di riferimento. Questa tecnica può essere utile ai clinici, abituati a interpretare le immagini 2D, e consente la possibilità di valutare angoli e distanze radiografiche ma presenta tre inconvenienti: qualità inferiore rispetto alla radiografia tradizionale, rarità degli articoli di letteratura e perdita di dati 3D a favore della rappresentazione 2D.

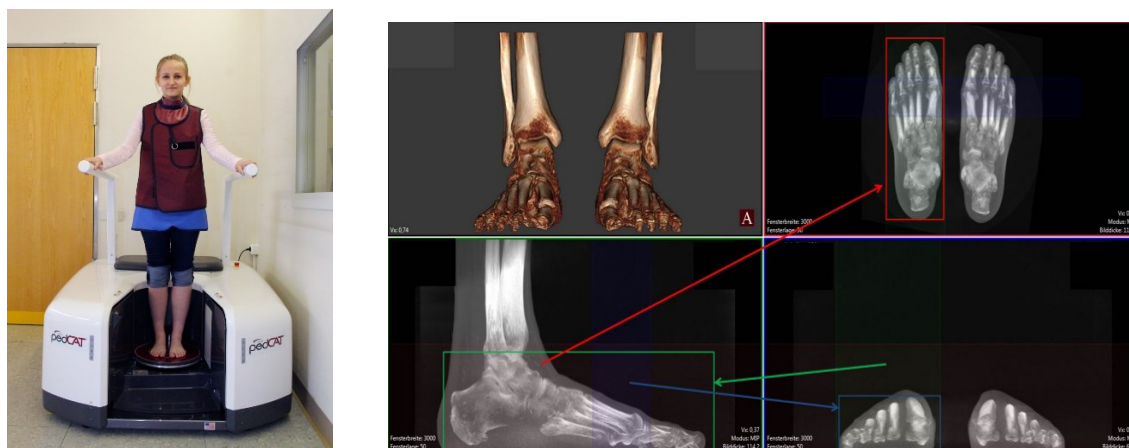


Figura 29: Esempio di utilizzo della tecnologia WBCT (PedCat, CurveBeam) (sinistra), imaging ottenuto con la condizione di weight-bearing (destra). [pedcat_fas]

Per valutare differenze tra WBCT e tecniche che non considerano le condizioni di carico sono state condotte diverse indagini [19] e queste hanno affermato che i parametri 2D come l'altezza dell'arco plantare, la supinazione dell'avampiede e il valgismo del retro piede sono significativamente aumentati dal carico, il che denota una deformazione sottostimata in assenza di carico. Richter et al. [20] hanno anche confrontato le misurazioni della CBCT, della TC tradizionale e della radiografia 2D, concludendo che solo i risultati della CBCT sono corretti e coerenti con la realtà, in quanto non sono influenzati da bias di rotazione e proiezione.

3.2.1 OnSight 3D Extremity System di Carestream

Il sistema OnSight 3D Extremity prodotto da Carestream (Fig.30) è il dispositivo CBCT disponibile presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli. Tale macchinario utilizza la tecnologia di

tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT) per acquisire immagini di alta qualità per il carico e altri esami degli arti che non sono possibili con la TC tradizionale. A differenza dei sistemi TC tradizionali, il sistema OnSight è dotato di un rilevatore ad ampia area che acquisisce un'immagine 3D dell'estremità in una singola rotazione, la quale richiede solo 25 secondi. Impiega tre sorgenti di raggi X per ridurre gli artefatti e migliorare il campo visivo complessivo, catturando l'intera anatomia di interesse in una singola scansione. È inoltre dotato di una porta di facile apertura in cui il paziente entra e di un gantry mobile che consente acquisizioni in diverse posizioni, in piedi a gamba singola o supina, di diversi distretti anatomici, come il ginocchio, la caviglia o le estremità superiori. Possiede un sistema di auto posizionamento e un ampio monitor che semplificano l'interfaccia utente e il lavoro del tecnico.

Durante la scansione con carico, il paziente è in appoggio su una sola gamba e l'altra è posizionata su uno stativo, in modo da poterla caricare completamente o parzialmente (Fig.31). Per migliorare la vista dell'anatomia del paziente vengono utilizzati algoritmi avanzati di riduzione della dispersione e degli artefatti metallici in modo tale da ridurre anche le influenze distrattive degli impianti metallici, fornendo una visuale senza ostacoli. Inoltre, il sistema OnSight è in grado di fornire immagini 3D ad alta risoluzione che possono aiutare a rivelare fratture sottili o occulte e lesioni dei tessuti molli. I chirurghi possono anche studiare la guarigione delle fratture nel tempo con immagini accurate.



Figura 30: OnSight 3D Extremity System di Carestream. [www.carestream.com]



Figura 31: Alcune posizioni dei pazienti durante le acquisizioni con OnSight 3D: paziente sotto carico (sinistra) e seduto comodamente (destra). [www.medray.ie]

Capitolo 4

Analisi del movimento

Questo capitolo presenterà la disciplina chiamata “analisi del movimento” e la sua importanza ai fini dell’identificazione di alterazioni biomeccaniche del cammino, in particolare a livello del complesso piede-caviglia. Verranno presentati gli strumenti generalmente utilizzati per effettuare le acquisizioni e verrà descritto nel dettaglio un protocollo per il posizionamento di un marker set. Per gli scopi di questa tesi, la gait analysis è stata eseguita presso il Laboratorio di Ingegneria del movimento nel Dipartimento di Ingegneria dell’Informazione (DEI) all’Università di Padova.

4.1 Gait analysis

L'analisi del movimento umano mira a raccogliere informazioni quantitative sulla meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un compito motorio. In particolare, si cercano informazioni sul movimento del centro di massa del corpo intero; sul movimento relativo tra ossa adiacenti, o cinematica articolare; sulle forze scambiate con l'ambiente; sui carichi risultanti trasmessi attraverso sezioni di segmenti corporei o tra segmenti corporei, o trasmessi da singoli tessuti corporei come muscoli, tendini, legamenti e ossa; sulla variazione di energia dei segmenti corporei e sul lavoro muscolare. Lo studio del movimento umano prevede la misura di variabili che descrivono la cinematica e la dinamica dei segmenti anatomici. Generalmente nei laboratori di analisi del movimento l'analisi cinematica del cammino viene eseguita tramite stereofotogrammetria optoelettronica che consente la ricostruzione cinematica dei segmenti corporei individuandone posizione, velocità e accelerazione. L'analisi dinamica permette lo studio di forze, momenti, pressioni e superfici di contatto grazie alle pedane di forza e di pressione. Per far fronte agli obiettivi di questa tesi la *gait analysis* è stata condotta presso il laboratorio di Ingegneria del Movimento nel dipartimento di Ingegneria dell'Informazione all' Università di Padova, fornito di tutto l'equipaggiamento necessario per effettuare una completa analisi del cammino, come descritto in seguito (figura).

4.1.1 Stereofotogrammetria

Nell'analisi del movimento svolta in laboratorio, l'analisi della cinematica viene, generalmente, eseguita tramite stereofotogrammetria optoelettronica marker-based, che consente la ricostruzione dei segmenti corporei. Tale tecnica consiste nella rilevazione di sfere retroriflettenti (*marker*) poste sulla superficie del corpo, solitamente in punti di reperi anatomico, da parte di sistemi di rilevazione ottica.

I sistemi stereofotogrammetrici basano il loro funzionamento su un set di videocamere dotate di dispositivi in grado di rilevare il segnale luminoso e tradurlo in segnale elettrico.

Ciascuna videocamera con il proprio obiettivo è descritta da un modello matematico e l'immagine acquisita risulta essere una proiezione bidimensionale di una scena tridimensionale.

Il sistema, che deve essere composto di almeno due telecamere, attraverso la *procedura di triangolazione*, è in grado di ricostruire la posizione 3D dei marcatori in ogni istante di tempo combinando le immagini bidimensionali provenienti da ogni telecamera.

Per ottenere la ricostruzione 3D tramite stereofotogrammetria è necessario eseguire la calibrazione delle telecamere, ossia bisogna determinare i parametri geometrici che permettono di passare da informazioni planari a informazioni tridimensionali. La calibrazione dell'ottica ha lo scopo di potere avere un'informazione metrica sulla scena rilevata. Ad esempio, presi due punti sul piano dell'immagine, è possibile conoscerne la distanza. Inoltre, permette di avere informazioni sulla posizione relativa della telecamera rispetto ad un sistema di riferimento di laboratorio. Riconosciamo due fasi della calibrazione: dinamica e statica.

Durante la fase di calibrazione dinamica, una bacchetta (*wand*) avente due o più *marker*, di cui conosciamo la distanza relativa, oppure una bacchetta a forma di "T" viene "agitata" all'interno del volume di interesse in modo che il sistema individui i confini del volume di lavoro (Fig.32).

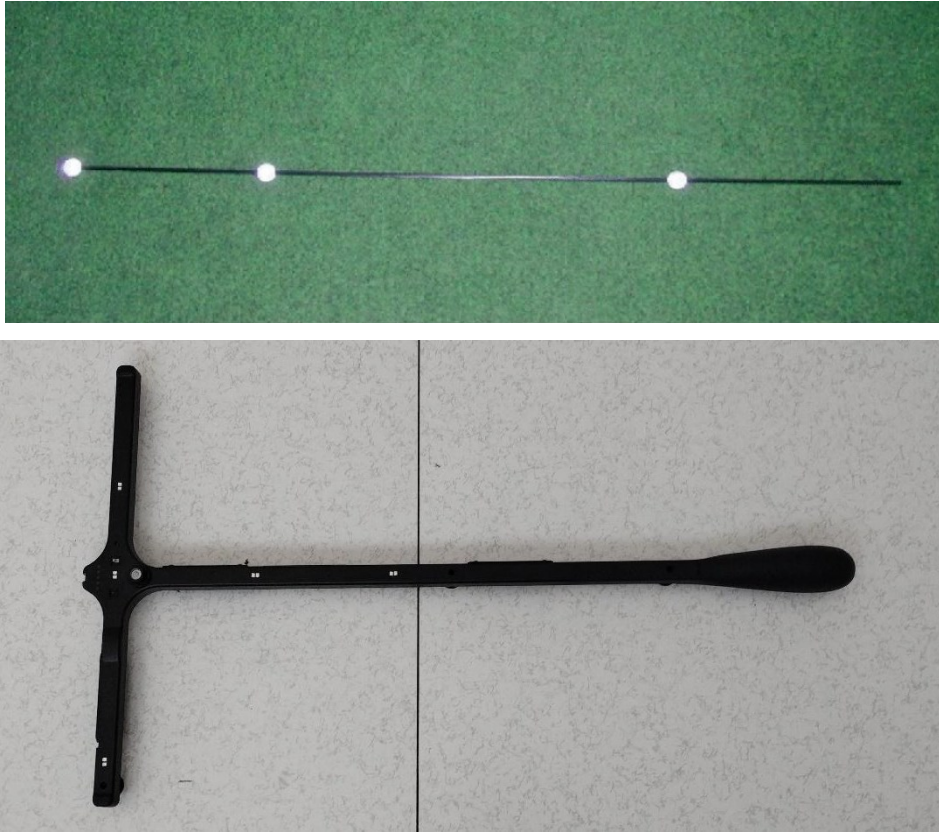


Figura 32: Esempi di Wand per la calibrazione dinamica. [www.researchgate.net]

Nella fase statica della calibrazione, all'interno del volume di misura viene posizionato un oggetto di calibrazione, in genere costituito da un insieme di aste a formare almeno due assi coordinati e aventi dei *marker* di cui sono note le posizioni relative. Tale oggetto fissa il sistema di riferimento di laboratorio nel quale devono essere calcolate le posizioni dei marcatori (Fig.33).

Grazie alla calibrazione, vengono individuati i valori dei parametri geometrici che riducono al minimo gli errori nella ricostruzione da due 2D a 3D della posizione dei *marker* stabilendo la matrice di trasformazione del sistema di riferimento globale a quello delle telecamere. Terminata questa fase, il sistema stereofotogrammetrico è pronto per effettuare le acquisizioni.



Figura 33: Esempi di configurazione delle wand durante la calibrazione statica, nelle quali i parametri delle telecamere vengono inizializzati.

Sistema Vicon Nexus

I parametri cinematici sono stati acquisiti tramite un sistema stereofotogrammetrico composto da 8 telecamere optoelettroniche (200 Hz, Vicon) , sincronizzate con due pedane, una di forza e una di pressione (che verranno descritte nei prossimi paragrafi) (Fig.34). Oltre alla struttura



Figura 34: Sistema optoelettronico VICON (sinistra). Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Università degli Studi di Padova (destra).

di acquisizione, all'interno di un Laboratorio di Analisi del movimento è presente un'infrastruttura software in grado di rilevare in modo chiaro i marcatori e di ricostruirne la posizione tridimensionale istante per istante. Il software utilizzato nel Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Università degli Studi di Padova è Vicon Nexus [21]. Si tratta di un programma utilizzato per svolgere importanti attività legate alla cattura del movimento e all'analisi del dato in un ambiente 3D. Consente inoltre di controllare le fasi di calibrazione delle telecamere optoelettroniche e di ricostruire la posizione dei dati nello spazio utilizzando le informazioni, di tipo bidimensionale, che ricava dalle videocamere. Una volta creato un *marker set* appropriato, nel quale ogni marcatore è collegato ad un altro secondo una relazione anatomica, si effettua l'operazione di labelling, nella quale l'operatore associa ciascun *marker* previsto nel modello con il corrispondente *marker* acquisito durante l'analisi del movimento. Attraverso il software Vicon Nexus è possibile infine sincronizzare le informazioni relative al sistema di tracciamento e al sistema dinamometrico permettendo di ricostruire il cammino del paziente dal punto di vista dinamico e cinematico, con l'intento ultimo di calcolare la forza di reazione al suolo e di tracciare le traiettorie di ogni punto associato al marcatore. [22].

I *marker* utilizzati in questo studio sono di forma sferica, aventi due diversi diametri (9.5 e 14 mm), e sono di tipo passivo (Fig.35) .

I *marker* passivi sono rivestiti di materiale catarifrangente e una volta posizionati sul soggetto in esame consentono di riflettere la luce infrarossa irradiata dagli illuminatori delle telecamere. Durante l'acquisizione del movimento le telecamere illuminano, di luce infrarossa, il volume

di registrazione e i *marker* la riflettono. Le telecamere registrano i segnali infrarossi superiori ad una certa intensità ed è sufficiente che almeno due telecamere (algoritmo di triangolazione) abbiano nel loro campo visivo il *marker* perché ne sia determinata la posizione con una precisione millimetrica.



Figura 35: Markers by B&L Engineering. [bleng.com]

4.1.2 Pedana di forza

L'analisi del movimento umano ha lo scopo di raccogliere informazioni oggettive e quantitative relative oltre che alla cinematica anche alla dinamica dell'atto. Il corpo umano, infatti, si muove sotto l'azione di forze interne determinate dall'azione dei muscoli nel rispetto dei vincoli articolari e forze esterne scambiate dal corpo con l'ambiente. La pedana di forza è uno strumento in grado di rilevare le forze esercitate al suolo da una persona su tre assi del piano, i momenti da esse generati nonché i loro punti di applicazione. Tali pedane sono costituite da trasduttori di forza che hanno il compito di misurare le forze di reazione al suolo esercitate al momento del contatto piede suolo. Ogni piattaforma è costituita da quattro celle di carico ai quattro angoli e ogni cella a sua volta ha tre trasduttori ognuno dei quali ha il compito di rilevare una sola delle tre componenti della forza.

Le pedane si distinguono in due tipologie in base al tipo di trasduttore utilizzato:

- pedane con trasduttori piezoelettrici: sfruttano l'effetto piezoelettrico che si manifesta in alcuni cristalli, come il quarzo, dove una sollecitazione meccanica provoca l'affiorare di cariche elettriche in superficie. questi traduttori non sono adatti a misurare carichi statici, perché la carica elettrica non si rinnova sotto un carico costante;
- pedane con trasduttori estensimetrici (strain gauges): misurano la variazione della resistenza elettrica del sensore causata da fenomeni di compressione o trazione. La configurazione maggiormente comune per questo tipo di pedane è data da quattro estensimetri collegati a ponte di Wheatstone, i quali sottoposti a una forza reagiscono a coppia allungandosi o contraendosi, generando in tal modo una tensione d'uscita.

Il laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'università di Padova è dotato di due pedane di forza della Bertec Corporation (Columbus, OH, USA) modello 4060-08, le cui caratteristiche principali vengono presentate nella Tabella 1.

Il software Vicon con cui queste piattaforme sono associate, consente di elaborare in tempo reale i dati acquisiti calcolando otto canali di output: – le tre componenti della forza di reazione al suolo (GRF), cioè F_x di taglio (medio-laterale), F_y longitudinale (antero-posteriore) e F_z verticale (secondo il sistema di riferimento della pedana, visibile in figura) – il momento libero M_z ; – le componenti del centro di pressione (CoP), P_x e P_y , variabile chiave nell'analisi posturografica (Fig.36).

MODEL	SIZE (mm)			WEIGHT (kg)	RATED LOAD (kN)			NATURAL FREQUENCY* (Hz)		
	L	W	H		F_z	F_x, F_y	F_z	F_x	F_y	
4060-08			83	28	10	5	340	550	540	
4060-10	600	400	100	22.6	20	10	600	580	580	
4060-15			150	23.5	20	10	750	570	550	
4550-08	508	464	83	26.3	10	5	380	550	540	
4060-NC	600	400	100	25.9	10	5	480	500	500	
4080-10			100	25.2	10	5	430	460	460	
4080-15	800	400	150	26.2	20	10	540	460	460	
6090-15	900	600	150	28.8	20	10	400	450	450	
9090-15	900	900	150	31.8	20	10	320	410	410	
6012-15	1200	600	150	32.5	20	10	250	450	450	

Tabella 1: Dettagli tecnici di un piattaforma di forza.

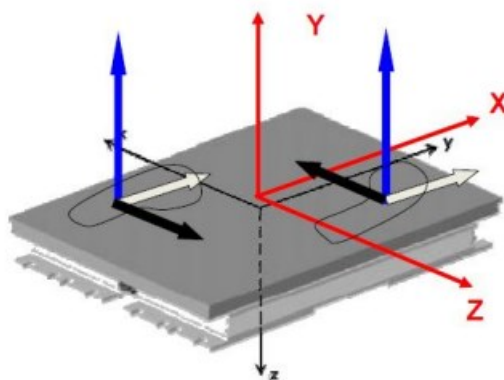


Figura 36: Piattaforma di forza Bertec (modello 4060-08) e assi del suo sistema di riferimento. [23]

4.1.3 Pedane di pressione

Durante la locomozione le forze scambiate tra corpo e suolo sono distribuite sotto le varie strutture di supporto del piede. Risulta di fondamentale importanza conoscere come sono distribuiti i vari carichi su ciascuna di queste strutture e la sola misura della forza risultante non fornisce informazioni circa questo aspetto. Già da diversi anni esistono in commercio dei sistemi che hanno lo scopo di rilevare la distribuzione della pressione plantare sulla superficie di appoggio e la traiettoria del centro di pressione durante il contatto del piede al suolo, oltre che misurare la distribuzione della componente verticale della forza. Questi sistemi vengono chiamati piattaforme di pressione (Fig.37), le quali sono costituite da sensori che si dispongono in modo da formare una matrice. Come per le pedane di forza esistono più tipologie di piattaforme di pressione in base alla tecnologia con la quale sono costruiti i sensori che le compongono. In particolare, vengono utilizzati sensori piezoelettrici, capacitivi e resistivi.

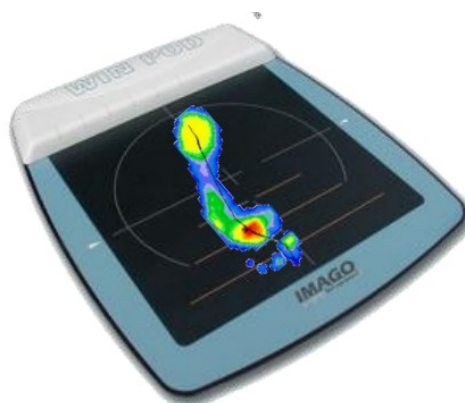


Figura 37: Pedana di pressione WINPOD.

Generalmente un sistema di fotogrammetria prevede la presenza delle pedane di pressione sovrapposte alle pedane di forza in modo da determinare le componenti di forza e momento che agiscono su una sotto area precisa della superficie di appoggio del piede in movimento o in posizione statica. In questo modo possiamo avere una caratterizzazione completa della cinematica e anche della cinetica dell'atto motorio al fine di rilevare eventuali anomalie.

Il laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'Università di Padova impiega due prototipi di pedane baropodometriche elettroniche (modello WINPOD), fornite da Imago S.n.c. (Piacenza). Tali prototipi sono costituiti dai soli film di sensori di pressione (spessore di appena 0.3 mm) e la relativa elettronica a lato. La superficie attiva è di 410x410 mm e possiede un numero di sensori molto elevato con una risoluzione spaziale di 0.64 cm² e frequenza di

acquisizione variabile (solitamente 150 Hz). Consente un'elevata mobilità grazie alla connessione diretta al PC con cavo USB. Ulteriori caratteristiche vengono evidenziate nelle tabelle sottostanti (Tabelle 2 e 3).

Sensor edge length	8 mm
Sensor thickness	< 1 mm
Number of sensors per edge	48
Area detectable by sensors	834 x 834 mm

Tabella 2: Caratteristiche strutturali di una pedana di pressione WINPOD. [www.imagortesi.com]

Sensors	Resistive sensors
Sensor size	8 mm x 8 mm
Sensor thickness	0.15 mm
Number of sensors in the platform	2304 = 48 x 48
Resistor	> 1M Ω
Sensor accuracy	\pm 5%
Rise time	from 1 to 2 ms
Operating temperature	from -40 to +85 °C
Average lifetime of sensor	> 1 M of activations
Minimum detectable pressure	4 N/cm ²
Maximum detectable pressure/sensor	100 N/cm ²
PC connection	USB
Power supply	External transformer 12 VDC
Frame rate (sampling frequency)	\leq 150 images/second
Analogical/digital conversion	8 bit, 255 values

Tabella 3: Caratteristiche elettroniche di una pedana di pressione WINPOD. [www.imagortesi.com]

4.2 Protocollo *Foot*

I protocolli in analisi del movimento sono utilizzati per rendere clinicamente interpretabili i parametri cinematici e dinamici delle pelvi e degli arti inferiori. Un protocollo definisce un modello biomeccanico e le procedure da acquisire, elaborare ed analizzare i dati, ed ottenere da essi dei risultati. La modellazione multi body del sistema muscoloscheletrico permette di

descrivere le cinematiche segmentali come moto di corpi rigidi vincolati (catene cinematiche), cioè come un insieme di segmenti rigidi, interconnessi, suscettibili di movimenti relativi dovuti alla presenza di coppie cinematiche e di vincoli relativi.

Nella definizione di un protocollo è fondamentale stabilire un set di *marker* per poter ricavare la posizione migliore dei sistemi di riferimento tecnici ed anatomici, la convenzione per la rappresentazione degli angoli articolari ed il metodo di stima dei parametri inerziali.

Nel presente lavoro di tesi è stato adottato il modello *Foot* di Sawacha et al. [24]. Si tratta di un modello multisegmentale del piede che semplifica la complessa struttura anatomica del piede suddividendolo in soli tre sotto segmenti, avampiede, retropiede e mesopiede, con l'aggiunta di un quarto segmento rappresentante la tibia (Fig.38).

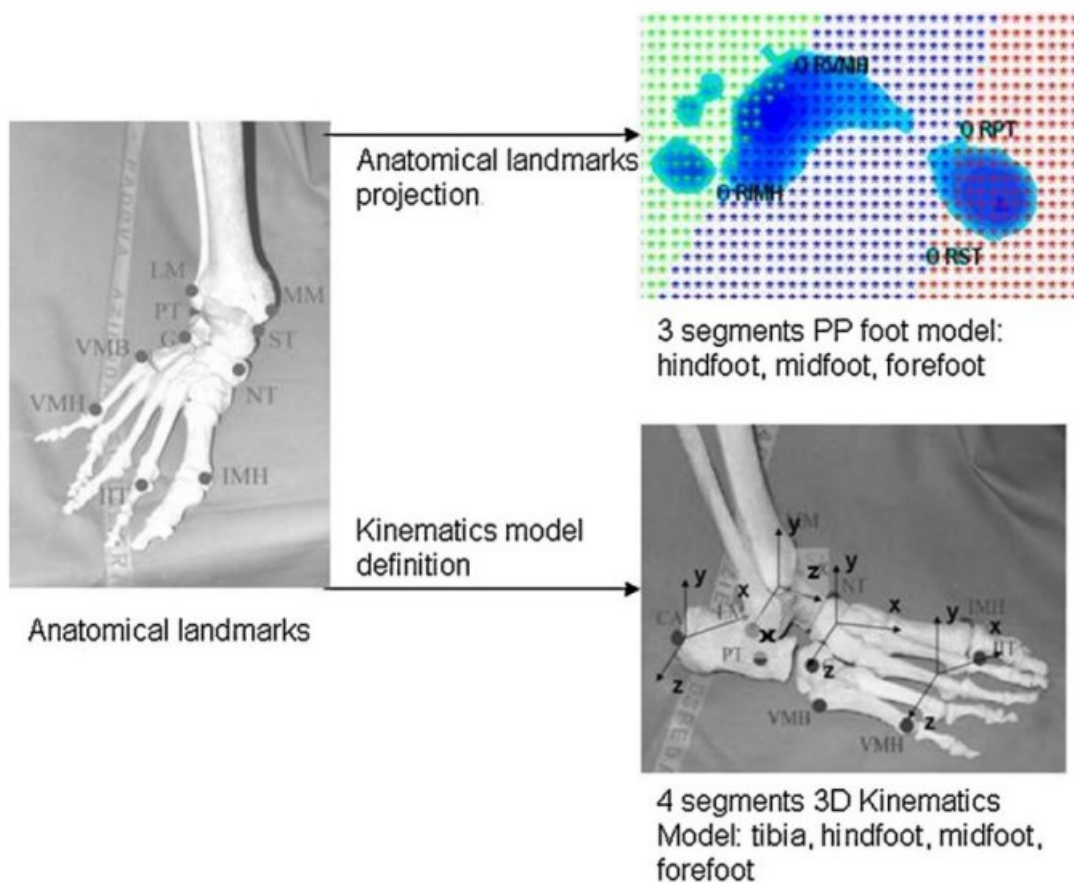


Figura 38: Dettagli del modello tridimensionale della cinematica del piede a quattro segmenti [24] e del modello della cinetica a tre segmenti e delle pressioni plantari. [25]

A ciascuna di queste strutture sono applicati dei *marker* direttamente sulla pelle nei punti di repere anatomico, identificati mediante palpazione (Fig.39). La distribuzione dei 13 *marker* anatomici utilizzati è così suddivisa:

- Tibia:

- Tuberosità tibiale (TT)
- Testa della fibula (HF)
- Malleolo laterale (LM)
- Malleolo mediale (MM)
- Retropiede:
 - Calcagno (CA)
 - Tuberosità peroneale (PT)
 - Sustentaculum talii (ST)
- Mesopiede:
 - Tuberosità navicolare (NT)
 - Cuboide (C)
 - Base del quinto metatarso (VMB)
- Avampiede:
 - Testa del quinto metatarso (VMH)
 - Testa del primo metatarso (IMH)
 - Epifisi prossimale della falange del secondo dito (IIT)

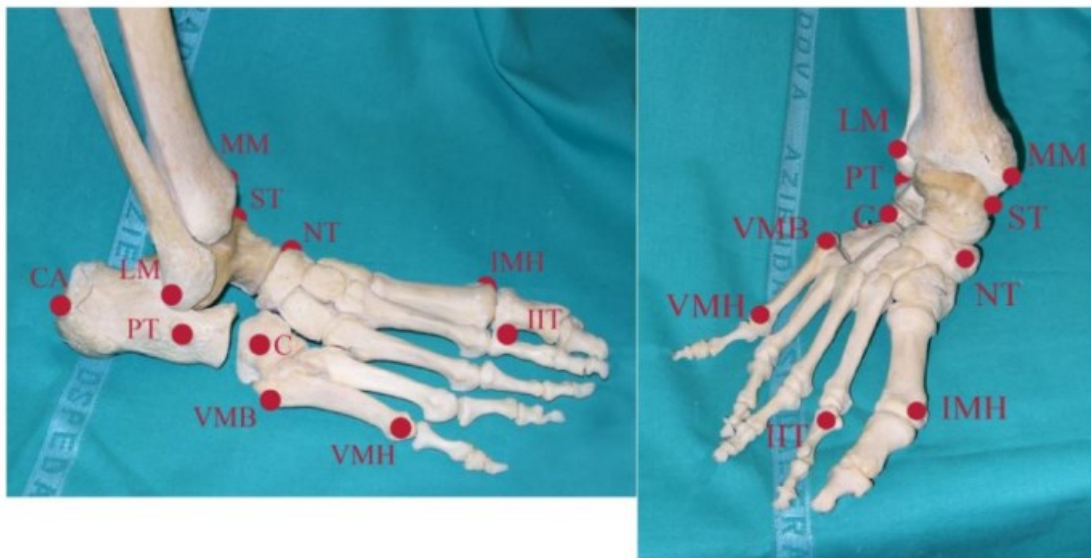


Figura 39: Set di marcatori del protocollo del piede sul piede destro, da una vista laterale (sinistra) e frontale (sinistra).
[24]

In questo caso il sistema stereofotogrammetrico viene utilizzato, oltre che per valutare la cinematica 3D dei sotto segmenti del piede, anche per visualizzarne le forze di reazione al suolo ed ottenere la suddivisione dell'impronta del piede nelle sub aree di interesse.

Il modello delle tre sub aree in cui è suddivisa la pianta del piede si ottiene proiettando i punti di repere anatomico, identificati dai relativi *marker*, sull'impronta (figura). Le tre sub aree che ne risultano sono:

- Retropiede: l'area che va dalla linea che connette le proiezioni verticali di ST e PT fino alla proiezione del calcagno (CA);
- Mesopiede: area tra la linea di riferimento anteriore del retropiede e la linea che connette le proiezioni verticali di VMH e IMH;
- Avampiede: area tra la linea di riferimento anteriore del mesopiede e la fine del bordo anteriore dell'impronta

Il protocollo prevede una sincronizzazione temporale, in cui si accoppiano tra loro il sistema di motion capture e le piattaforme di forza, e successivamente tra loro le pedane di forza e di pressione. Non meno importante è la sincronizzazione spaziale tra le piattaforme di forza e di pressione: montando le une sopra le altre tramite un adesivo, si garantisce un allineamento spaziale tale da assicurare l'accoppiamento dei CoP calcolati dai due diversi strumenti.

Come accennato nel paragrafo 4.1.1 i *marker* utilizzati in questo studio sono sferici e misurano due diametri differenti, ovvero 9.5 e 14 mm. I *marker* da 14 mm sono posizionati sul calcagno, sulla tuberosità tibiale e sulla testa del perone, mentre a tutti gli altri punti di repere (AL) sono applicati i *marker* da 9.5 mm. Quest'ultimo perché i reperi sono più vicini tra loro e devono essere distinguibili dal sistema stereofotogrammetrico durante l'acquisizione.

Una volta che il posizionamento dei marcatori in Laboratorio (Fig.40) è avvenuto in modo corretto si effettua per prima cosa l'analisi statica, ovvero si chiede al soggetto di mantenere una posizione eretta sulla piattaforma, con le mani lungo i fianchi, i talloni chiusi e i piedi che formano un angolo di 3° gradi tra loro. Successivamente si procede all'analisi dinamica, valutando due andature differenti: la *level walking* e la *tip toe walking*, ovvero camminata di base e camminata in punta di piedi rispettivamente. Al soggetto viene chiesto di effettuare il passo nel modo più disinvolto possibile. Sono state registrate camminate fino ad ottenere almeno 3 appoggi destri e 3 sinistri completi in pedana, lì dove il piede atterrava naturalmente al suo interno.



Figura 40: Marker set del Foot Protocol [24] dalla vista posteriore (in alto a sinistra), anteriore (in alto a destra) e laterale (in basso), presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova.

Capitolo 5

Analisi agli Elementi Finiti del piede

Questo capitolo verrà dedicato alla descrizione della tecnica di Analisi agli Elementi Finiti, su cui si basano i modelli sviluppati nella tesi. Partendo dalla delineazione della fasi di realizzazione del modello agli elementi finiti, la trattazione proseguirà discutendo delle applicazioni del Finite Element Method nell'analisi biomeccanica del complesso del piede con particolare riguardo ai modelli presenti in letteratura, sviluppati più o meno recentemente. In ultima istanza verranno presentati i software utilizzati in questa tesi per eseguire l'analisi agli elementi finiti.

5.1 Introduzione

L'analisi agli elementi finiti (FEA) è una tecnica di simulazione usata in molte applicazioni ingegneristiche. Il suo cardine fondamentale è il metodo agli elementi finiti (FEM), ovvero un metodo numerico che viene utilizzato per ottenere soluzioni alle equazioni differenziali che descrivono approssimativamente un problema fisico. Questa tecnica di calcolo nasce dalla necessità di cercare soluzioni a problemi fisici caratterizzati da equazioni troppo complesse per essere risolte per via diretta, ovvero analitica. L'idea di base che caratterizza la modellazione agli elementi finiti consiste nello scomporre un problema assai complicato in una serie di problemi elementari più piccoli, nei quali le equazioni differenziali possono essere risolte. Assemblando i risultati di ciascun sotto problema, si è in grado di determinare il comportamento dell'intero problema. Tali suddivisioni identificano piccole regioni chiamate elementi e la soluzione è calcolata in termini di valori discreti delle variabili di campo primarie ai nodi (es. spostamenti in 3D). L'insieme di tutti gli elementi e dei nodi costituisce la *mesh*. Il numero di variabili di campo primarie sconosciute in un nodo rappresenta il grado di libertà di quel nodo; dunque, al fine di ridurre il costo computazionale, è necessario ridurre il numero di gdl ad un valore finito. Tale riduzione viene chiamata discretizzazione: ne risulta un modello discreto, versione semplificata del modello fisico di partenza, e la soluzione è anch'essa approssimata.

Più grande è il numero di elementi per unità di area (*mesh density*) più accurati sono i risultati, a discapito però di un costo computazionale maggiore. La precisione dei risultati dipende inoltre anche dal tipo di elementi utilizzati per creare la maglia, i quali possono avere una, due o tre dimensioni nello spazio. La forma di ciascun elemento è definita dalla posizione dei nodi. Esistono diversi tipi di elementi per discretizzare la geometria di interesse. La maggior parte di essi ha una geometria molto semplice. Per una dimensione sono solitamente linee rette o segmenti curvi, per un modello bidimensionale (2D) elementi triangolari o quadrilateri, per i modelli 3D le forme più comuni sono tetraedriche, pentaedriche o esaedriche.

L'analisi agli elementi finiti possiede una serie di vantaggi rispetto ai metodi sperimentali, come: coerenza nei risultati, capacità di parametrizzare diversi aspetti del modello e capacità di quantificare variabili cinetiche e cinematiche che non possono essere misurate esternamente. Il principale svantaggio del metodo è il tempo necessario per sviluppare ciascun modello. I modelli FE vengono impiegati sempre più spesso in molte indagini biomeccaniche con grande successo grazie alla loro capacità di modellare strutture con geometria irregolare e proprietà dei materiali complesse, e alla facilità di simulare condizioni di contorno e di carico complicate nelle analisi statiche e dinamiche. La trattazione prosegue presentando le basi del Metodo agli elementi finiti (FEM).

5.2 Realizzazione di un modello agli elementi finiti

Un'analisi FEM generalmente include quattro fasi :

1. *pre-processing*: che a sua volta include le fasi di definizione e generazione della geometria della *mesh*, definizione delle condizioni al contorno (boundary conditions), definizione delle proprietà dei materiali e delle condizioni di carico;
2. *processing*: in questa fase viene ricercata la soluzione agli elementi finiti tramite algoritmi numerici e scelte di criteri di convergenza;
3. *post-processing*: da cui vengono estratti i parametri e le variabili più importanti dalla simulazione;
4. fase di validazione e interpretazione dei risultati eventualmente combinandoli con un protocollo sperimentale.

5.2.1 *Pre-processing*

La costruzione del modello geometrico attraverso il processo di segmentazione ha origine a partire da immagini digitali quali tomografia computerizzata o immagini di risonanza magnetica, quest'ultima da preferire alla prima in quanto comporta minor invasività (meno dosi di radiazioni) e maggiore accuratezza nell'acquisire l'anatomia muscolo-scheletrica soggetto-specifica di pazienti in vita. La segmentazione di immagini è una delle procedure più lunghe e consiste nell'identificare, all'interno del volume di interesse, i voxel in gruppi appropriati (ossa, muscoli, tendini, etc.). Le tecniche disponibili ai giorni nostri si concentrano sull'utilizzo di metodi alternativi per effettuare la segmentazione, per esempio attraverso l'identificazione dei contorni, tentando di scavalcare il "disegno" manuale dei voxel. Generalmente gli algoritmi di segmentazione sono basati su una delle due proprietà fondamentali dei livelli di intensità dei voxel: discontinuità e similarità. La prima proprietà prevede che si partizioni l'immagine sulla base dei cambiamenti dei livelli di grigio, come i contorni e gli spigoli, mentre la seconda basa il partizionamento in regioni che sono simili secondo un insieme di criteri predefiniti. Il *thresholding* fa parte delle tecniche del secondo tipo e la sua principale azione è quella di ricercare i voxel che presentano intensità maggiore o minore di una determinata soglia. Inoltre, possono essere adottate tecniche di filtraggio nel dominio spaziale o in frequenza per il miglioramento della qualità dell'immagine e per l'estrazione di contorni. Nel dominio spaziale ne è un esempio il Laplacian Of Gaussian filter (LOG) dove la forte caratteristica passa-alto dell'operatore laplaciano impone l'uso di un pre filtraggio passa-basso dell'immagine che garantisca una buona robustezza nei confronti del rumore. Chiaramente l'accuratezza del modello finale è funzione non solo della risoluzione dell'immagine ma anche di innumerevoli altri fattori come il rumore, la povertà di contrasto tra tessuti, gli artefatti da movimento e anche l'interpretazione diversa inter-operatore.

Un'altra strategia è la *region grow segmentation*. In questo metodo, si parte con un piccolo insieme di pixel e poi si inizia a unire iterativamente altri pixel in base a particolari condizioni di somiglianza. Un algoritmo di region growing sceglie un pixel seme arbitrario nell'immagine, lo confronta con i pixel vicini e inizia ad aumentare la regione trovando corrispondenze con il punto seme (seed point).

Quando una particolare regione non può crescere ulteriormente, l'algoritmo sceglie un altro pixel seme che potrebbe non appartenere a nessuna regione esistente. Una regione può avere troppi attributi e occupare la maggior parte dell'immagine. Per evitare questo errore, gli algoritmi di region growing fanno crescere più regioni contemporaneamente. È consigliabile

utilizzare gli algoritmi di region growing per le immagini con molto rumore, poiché il rumore renderebbe difficile trovare i bordi o utilizzare gli algoritmi di thresholding. La segmentazione dell'immagine medica è fondamentale per ottenere ricostruzioni ossee 3D, essenziali per generare modelli 3D utili per chirurghi e clinici nella simulazione chirurgica, impianti e altre applicazioni con miglioramenti, rispetto alle versioni precedenti, che consentono agli utenti di eseguire compiti facilmente e con maggiore precisione. Dal punto di vista computazionale è stata sviluppata la segmentazione automatica e semiautomatica.

Il passo successivo della segmentazione dell'immagine è la conversione dell'oggetto in una *mesh* volumetrica 3D che presenti una superficie *smooth* (smussata) che si avvicini il più possibile alla realtà. L'accuratezza della *mesh* dipende pesantemente dall'algoritmo usato per la segmentazione, mentre la qualità della *mesh* influenza quella del FEA.

Con l'aiuto di alcuni indicatori relativi alle celle della *mesh* è possibile valutarne la qualità. È necessario introdurre il concetto di ortogonalità: esso è legato alla deviazione angolare tra il segmento che collega i centri di due celle adiacenti e la normale alla faccia comune e non deve differire dal suo valore ideale perché la regolarità degli elementi geometrici e la loro ortogonalità sono direttamente proporzionali. Inoltre, una maglia regolare comporta una minore difficoltà nel calcolo del gradiente e un miglioramento della continuità della soluzione; quindi, è importante non ottenere un valore basso di ortogonalità. La *skewness* (asimmetria) è un altro parametro utilizzato per quantificare la qualità della *mesh*, poiché misura quanto la geometria reale della cella sia diversa da quella ideale. L'alta qualità di una *mesh* 3D è raggiunta quando tutte le celle hanno una *skewness* inferiore a 0,4 e la maggior parte di esse un valore inferiore a 0,25. Per una simulazione ideale, si raccomanda una maglia di elementi tetraedrici perfetti, ma questo non è possibile nella realtà perché alcuni bordi possono essere più lunghi a causa della geometria delle curve e degli angoli acuti. Inoltre, l'Aspect Ratio (AR) fornisce informazioni sulla distorsione della cella rispetto al suo valore ideale; infatti, è il rapporto tra la dimensione massima e minima della cella. Una cella con geometria regolare, come un tetraedro perfetto, ha AR uguale a 1. La distorsione degli elementi di secondo ordine, o parabolici, che riflette meglio la geometria curva dell'oggetto, è associata al Jacobiano (J): più il valore del Jacobiano è vicino a 1, più i bordi dell'elemento sono rettilinei e il nodo intermedio perfettamente centrato (Fig.41).

L'assegnazione delle proprietà dei materiali dei tessuti è un requisito fondamentale nella generazione della FEM in quanto fornisce informazioni sul comportamento del modello quando

viene sollecitato. I tessuti molli biologici sono generalmente rappresentati con modelli isotropici iperelastici, oppure visco-elastici o visco-iperelastici. Materiali come ossa, tendini e legamenti sono in genere assunti come isotropi, il che significa che condividono la stessa risposta meccanica in tutte le direzioni, con un comportamento elastico lineare, evitando una deformazioni plastica, a causa della relazione proporzionale tra sforzo e deformazione. Il modulo di Young (E) e il coefficiente di Poisson (ν) descrivono tale comportamento: il primo misura la resistenza a trazione o a compressione di un materiale quando la forza viene applicata longitudinalmente ed è il rapporto tra forza e deformazione ($E = \sigma / \epsilon$); il secondo descrive l'espansione o la contrazione di un materiale in direzioni perpendicolari alla direzione della forza applicata e si misura come il rapporto tra la deformazione tangenziale e quella longitudinale ($\nu = -\epsilon_1 / \epsilon_2$). I valori dei coefficienti dei materiali per le equazioni che definiscono il comportamento meccanico sono spesso estratti dalla letteratura, ma è possibile acquisire le proprietà di uno specifico materiale con metodi di misurazione in vivo.

In questa fase vengono applicate al modello le condizioni al contorno (BC - boundary conditions), ossia i carichi e i vincoli che sono gli strumenti utilizzati per rendere l'equazione risolvibile. Infatti, un'equazione differenziale ha solitamente infinite soluzioni e con l'imposizione di condizioni aggiuntive è possibile individuare una soluzione particolare; a questo scopo, le BC sono imposte come assegnazione del valore della soluzione di un'equazione differenziale.

Le condizioni al contorno sono utilizzate per vincolare porzioni del modello a rimanere fisse (spostamenti nulli) o in movimento di una quantità prescritta (spostamenti diversi da zero). Inoltre, nel modello devono essere introdotti anche carichi, ad esempio forze interne o esterne, o pressioni che possono simulare situazioni di lavoro reali. Tali grandezze possono essere ottenute in vari modi, ad esempio attraverso l'analisi del cammino, che è il procedimento sfruttato in questa tesi. Tutte queste assunzioni e vincoli imposti influenzano il modello matematico e i risultati che derivano dalle semplificazioni applicate al modello. Si passa quindi alla fase di *processing*, che consiste nell'analisi e nella risoluzione del problema agli elementi finiti da parte del programma di calcolo. Per far ciò è necessario che la *mesh* FE sia costruita con un certo rigore tenendo in considerazione il fine dell'analisi, ovvero il tipo di risultati ricercati.

5.2.2 *Post-processing*

Successivamente alla fase di *processing* segue la fase di *post-processing*, che è la fase di valutazione dei risultati e consiste nell'analisi dei dati raggiunti con la simulazione. Possiamo andare ad analizzare risultati in termini di tensioni-deformazioni, di caratteristiche di sollecitazione, di spostamenti e di reazioni vincolari; tale valutazione può essere svolta qualitativamente per via grafica e in maniera più accurata leggendo i dati numerici da opportuni tabulati prodotti automaticamente dal programma di calcolo. In genere è buona pratica svolgere più di un'unica FEA usando diverse discretizzazioni spaziali e temporali per evidenziare la possibile influenza di questi aspetti nella simulazione. La stima delle differenze tra queste diverse simulazioni fornisce una misura dell'accuratezza ottenuta con una determinata *mesh* o discretizzazione temporale.

L'analisi critica dei risultati può essere distinta in due fasi, la validazione del modello e la valutazione dell'accuratezza dei risultati. La validazione del modello è la prima parte dell'analisi critica dei risultati ed è finalizzata a verificare se il modello analizzato corrisponda concettualmente alla realtà. Si tratta di confrontare i risultati numerici con i dati reali a disposizione. Una volta terminata con successo la fase di validazione del modello si può passare alla seconda parte dell'analisi critica dei risultati, la valutazione della loro accuratezza. Infatti, anche se il modello è stato correttamente impostato, i risultati che si ottengono dipendono dalle scelte di modellazione e la loro accettabilità dipende, in primo luogo dagli obiettivi della simulazione. Se, ad esempio, il fine dell'analisi è la conoscenza del comportamento dinamico di una struttura, eventuali distorsioni degli elementi, con conseguenti errori nel calcolo degli sforzi, potranno essere tollerati, se invece il fine dell'analisi è la verifica a fatica, dovremo porre la massima attenzione ai messaggi relativi alla distorsione degli elementi e alla loro localizzazione nel modello. Un approccio per valutare l'adeguatezza della *mesh* è plottare le mappe di sforzo ai punti di Gauss oppure "non mediati ai nodi", in modo da evidenziare eventuali brusche discontinuità nel flusso degli sforzi tra elementi adiacenti, conseguenza di una *mesh* troppo rada per descrivere correttamente il problema in esame. Oppure si può passare ad una valutazione più quantitativa, con un'analisi della convergenza dei risultati. Ad esempio, Cheung et al. [26] usano una *mesh* di 50.964 elementi tetraedrici mentre Chen et al. [27] costruiscono il modello usando 83,180 e 162,602 elementi tetraedrici rispettivamente per scheletro e tessuti molli del piede. In seguito, conducono un'analisi di sensitività affinché fosse garantita la convergenza nei risultati numerici. Questa rifinitura della *mesh* è stata fatta sulla sezione 2D del modello FE passante per il secondo raggio del piede. I criteri di convergenza da loro scelti sono l'energia totale di deformazione e spostamento, con una tolleranza impostata a differenze minori del 5%.

5.3 Modelli FEM del piede: una revisione della letteratura

I modelli muscoloscheletrici del piede sono degli strumenti potenti che ci consentono di analizzare le strutture biologiche e le conseguenze di molte malattie. Il piede riveste una parte di grande interesse nella ricerca in quanto svolge il ruolo di interazione fisica primaria tra il corpo e l'ambiente durante la deambulazione. I più recenti modelli quantitativi che hanno analizzato il piede come una struttura meccanica hanno spesso introdotto semplificazioni rispetto alla geometria, proprietà meccaniche dei tessuti, e carichi muscolari. A partire dagli anni 90 sono stati sviluppati modelli FE accurati del piede con l'intento di valutare gli stress interni, la distribuzione dei carichi e gli stati di deformazione all'interno del piede.

Chu et al. nel 1995 [28] hanno sviluppato un modello FE del piede per poter valutare gli effetti sul piede di dispositivi ortopedici, quali le AFO (Ankle-Foot Orthosis). Il modello in questione incorpora strutture legamentose lineari elastiche e tessuti molli, mentre la complessa struttura dello scheletro è stata semplificata considerando come corpi unici alcune parti (Fig.43-A). È stata condotta un'analisi statica simulando le condizioni di appoggio del tallone (heel strike) e sollevamento del tallone o punta del piede (toe off). I risultati hanno evidenziato dei picchi di sollecitazione in corrispondenza del tallone e del collo delle ortesi. Il primo modello 3D del piede pubblicato in letteratura che comprende proprietà geometriche e materiali realistici sia dei componenti scheletrici che dei tessuti molli del piede è stato sviluppato da Gefen e altri nel 2000 [29], per l'analisi biomeccanica del suo comportamento strutturale durante la deambulazione. In questo studio sono stati definiti dei metodi sperimentali volti alla misurazione della pressione plantare e uno strumento di fluoroscopia radiografica digitale per l'acquisizione del movimento scheletrico durante la camminata, utilizzato successivamente per costruire il modello del piede. Gli strumenti di misurazione e analisi numerica sviluppati in questo lavoro hanno aperto a nuovi scenari per applicazioni cliniche. Appurato che le tecniche di misurazione della pressione plantare erano ben consolidate, nel 2005 Cheung et al. [26] svilupparono un modello tridimensionale a elementi finiti del piede e della caviglia umani in modo da poter misurare direttamente le sollecitazioni/deformazioni interne, che allora risultavano più complicate da calcolare. Il modello introdotto utilizza la geometria reale dello scheletro del piede e dei tessuti molli, ottenuti dalla ricostruzione 3D di immagini di risonanza magnetica. Strutture ossee e legamentose sono state incorporate in un volume di tessuti molli (Fig.42). I tessuti molli sono stati definiti iper-elastici, mentre per le strutture ossee e legamentose è stato ipotizzato un comportamento linearmente elastico. Durante l'esperimento

sono stati valutati gli effetti dell'irrigidimento dei tessuti molli sulla distribuzione delle sollecitazioni della superficie plantare e delle strutture ossee durante la stazione eretta in equilibrio. I risultati mostrarono che un aumento della rigidità dei tessuti molli comportava un aumento del picco di pressione plantare nelle regioni dell'avampiede e del retro piede.

Successivamente nel 2006 Goske et al. [30] hanno presentato un modello 2D di una porzione del tallone in cui le ossa erano unificate in una struttura unica. Il loro obiettivo era quello di studiare la previsione dei picchi di pressione plantare e il comportamento di diversi materiali per solette. In questo studio, la modellazione agli elementi finiti è stata utilizzata per analizzare le prestazioni di diversi tipi di solette per scarpe al fine di ridurre la pressione plantare sotto il tallone.

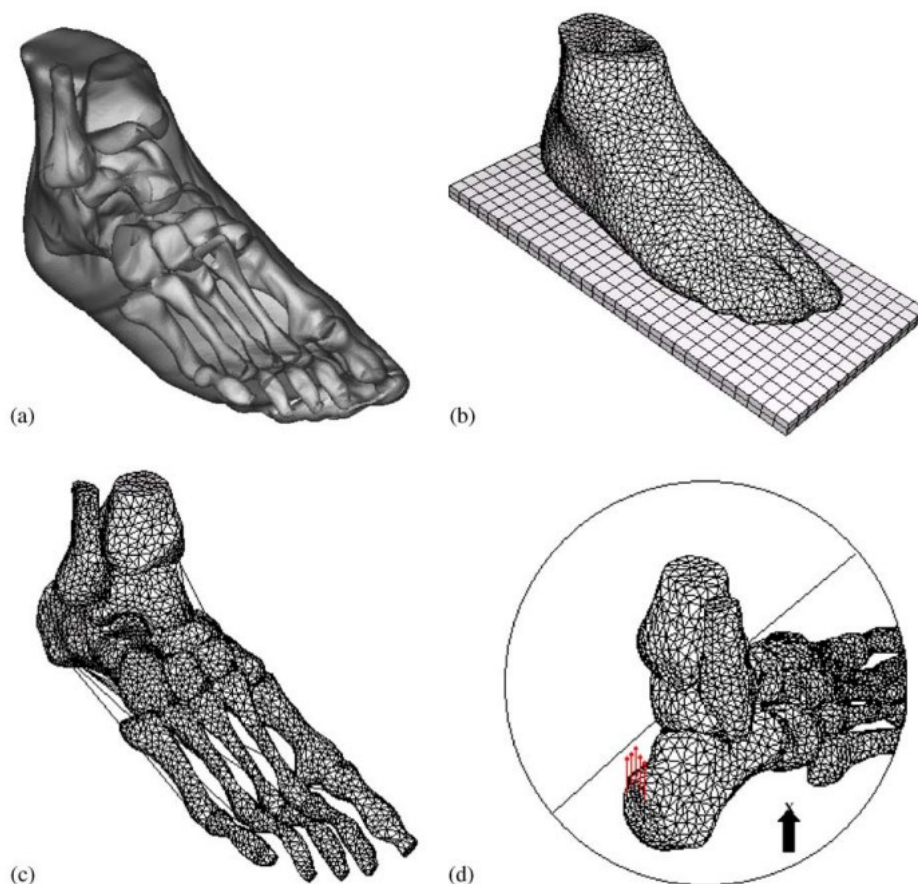


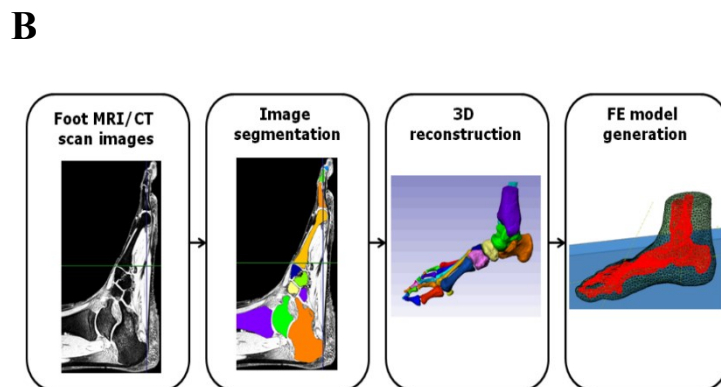
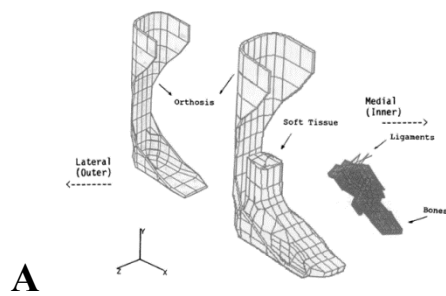
Figura 42: (a) Modello di superficie creato dalla ricostruzione 3D delle immagini RM e mesh FE di (b) tessuti molli, (c) strutture ossee e legamentose, (d) carico per simulare la posizione di equilibrio [26].

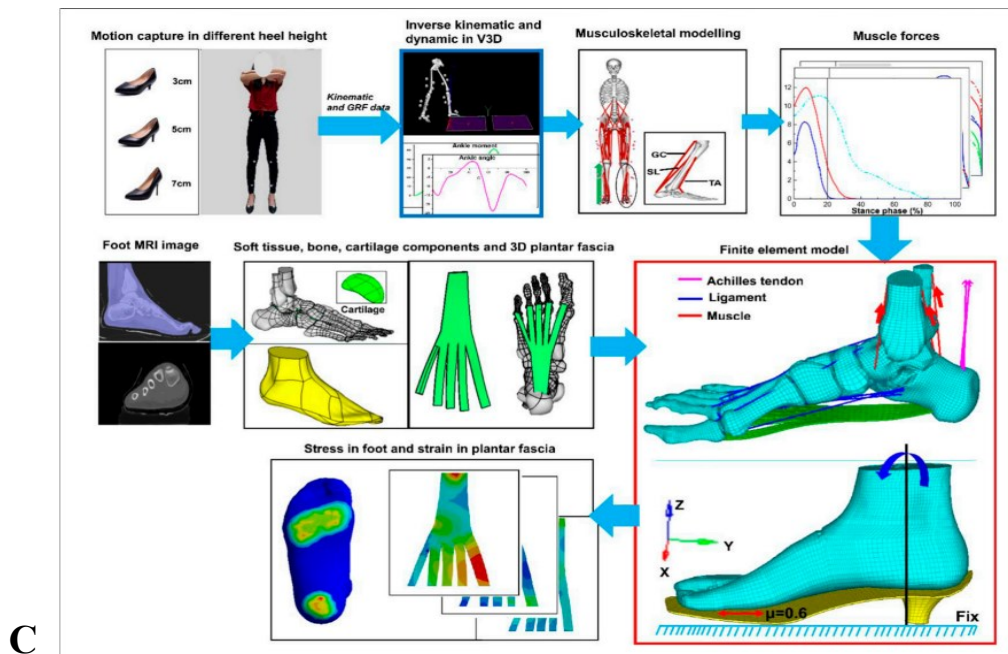
I modelli FE vengono sfruttati anche per prevedere l'aggravamento o la nuova insorgenza di comorbidità in pazienti affetti da patologie. Nel 2014 Guiotto et al. hanno proposto un modello FE per valutare e simulare il comportamento biomeccanico del piede sia in soggetti sani che in soggetti affetti da diabete [1]. Le simulazioni sono state eseguite con i dati cinematici e cinetici di quattro diverse fasi del cammino: appoggio del tallone, risposta al carico, fase di mezzo e stacco del tallone. Tutti i modelli sono stati costruiti a partire da un'immagine acquisita tramite risonanza magnetica in posizione supina ed eseguendo successivamente la segmentazione di ossa, cartilagine e tessuti molli (Fig.43-B). Il fatto che *l'imaging* sia stato effettuato trascurando la condizione di carico non è casuale in quanto, nella valutazione della simulazione del cammino, il carico influenza anche la geometria dell'oggetto 3D, che è la componente principale del modello. La validazione del modello si è focalizzata sul confronto tra distribuzione delle pressioni plantari simulata dal FEM e quella sperimentale.

Più recentemente, sono stati introdotti in letteratura modelli FE del piede che tenessero conto dell'azione delle forze all'interno dei tessuti del complesso caviglia-piede. Wang e altri nel 2021 [31], considerando la condizione di persone solite camminare su scarpe con tacco alto, hanno valutato gli effetti dell'altezza del tacco sulla distribuzione delle tensioni della pianta del piede. Tale studio nasceva dall'esigenza di risolvere la controversia legata all'impiego di questo tipo di scarpe per il trattamento benefico della fascite plantare, disturbo caratterizzato da infiammazione e dolore al legamento arcuato che attraversa la parte inferiore del piede. Per questo la modellazione muscoloscheletrica e il metodo degli elementi finiti (FEM) sono stati utilizzati nel suddetto esperimento al fine di esplorare la funzione biomeccanica della fascite plantare in condizioni di HHS (*High Heel Shoes*) (Fig.43-C). Si è concluso che l'HHS con un supporto stretto per il tallone potrebbe comportare un rischio elevato per lo sviluppo del disturbo, invece che ridurre i sintomi.

Moyaedi e altri [32] hanno creato in seguito un modello FEM 3D in grado di misurare direttamente in vivo le forze e le sollecitazioni agenti all'interno dei tessuti del piede (2022). Il modello è stato ottenuto a partire da un'immagine di risonanza magnetica, eseguita su una persona con diabete e deformità dell'alluce a martello, e successivamente è stato simulato in cinque diverse istanze durante la fase di *stance* (appoggio) del cammino. La distribuzione interna delle sollecitazioni sull'astragalo ottenuta con la simulazione FEM è stata utilizzata per determinare la forza di reazione sull'articolazione della caviglia. Inoltre, il modello muscoloscheletrico del paziente con piede a martello è stato sviluppato sulla base dell'analisi

dell'andatura ed è stato impiegato per misurare le forze muscolari e le reazioni articolari. Dal punto di vista clinico la modellazione agli elementi finiti e la simulazione muscoloscheletrica possono dare informazioni sulle forze interne alla caviglia in condizioni patologiche (come appunto il piede a martello) e avere implicazioni nella valutazione dell'effetto di interventi clinici mirati.





C

Figura 43: Modello 3D agli elementi finiti dell'ortesi caviglia-piede (A) [28], workflow dello sviluppo di un modello FE del piede (B) [1], workflow dello studio (C) [31].

5.4 Software per l'analisi agli elementi finiti

All'interno di questo studio ci si avvale di diverse applicazioni per eseguire la Finite Element Analysis. La segmentazione a partire da *imaging* medica e la simulazione di modelli "meshati" del piede sono realizzate rispettivamente con *Simpleware* (Synopsys Simpleware Product Group) e *Abaqus* (Dassault Systèmes SIMULIA).

5.4.1 Simpleware [33]

Simpleware è una soluzione software per la conversione di dati di immagini 3D (ricavati da risonanza magnetica, TAC, microTC e altro) in modelli computazionali di alta qualità per l'esportazione e la simulazione ingegneristica con altri solutori. Con Simpleware è possibile ricostruire facilmente geometrie complesse e utilizzare potenti strumenti di elaborazione, misurazione e statistica per effettuare analisi qualitative e quantitative. Il programma si basa su una piattaforma di base per l'elaborazione delle immagini, *ScanIP*, con moduli opzionali per la generazione di *mesh* e l'integrazione CAD. La relazione tra questi prodotti è illustrata nell'immagine sottostante (Fig.44).

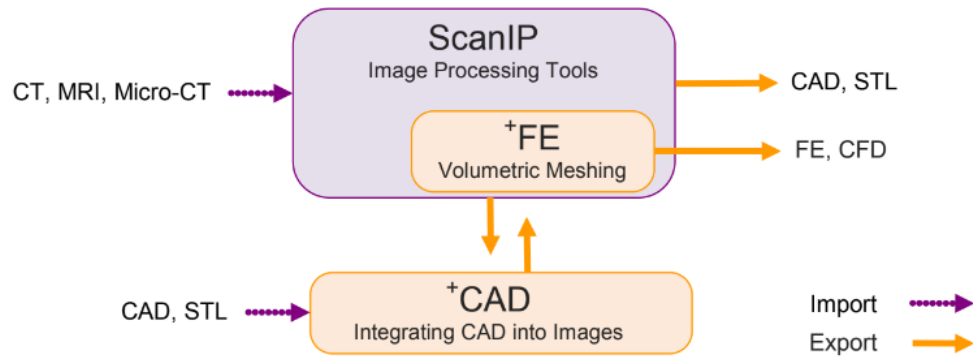


Figura 44: Prodotti software Simpleware. [33]

ScanIP offre un'ampia selezione di strumenti di elaborazione delle immagini per aiutare l'operatore a visualizzare e segmentare le regioni di interesse da qualsiasi dato volumetrico 3D (ad esempio, risonanza magnetica, tomografia computerizzata, microtecnica, ecc.) Le immagini segmentate possono essere esportate come file STL per l'analisi CAD. Il modulo *+FE* fornisce un approccio robusto per la conversione di dati di immagini 3D segmentate in *mesh* volumetriche e/o di superficie a più parti. Le *mesh* di alta qualità generate possono essere importate direttamente in una serie di pacchetti commerciali FE e CFD. *+FE* è disponibile come modulo opzionale completamente integrato nell'interfaccia di ScanIP. Il modulo *+CAD* infine consente l'importazione e il posizionamento interattivo di modelli CAD all'interno dei dati delle immagini. In questo lavoro non viene utilizzato.

La segmentazione tramite Simpleware procede attraverso una serie di passi. Dopo aver aperto il file DICOM di input, la schermata principale si apre all'operatore mostrando le immagini secondo tre visuali anatomiche, coronale sagittale e assiale, aggiungendo anche il rendering 3D, a seconda delle preferenze (Fig.45).

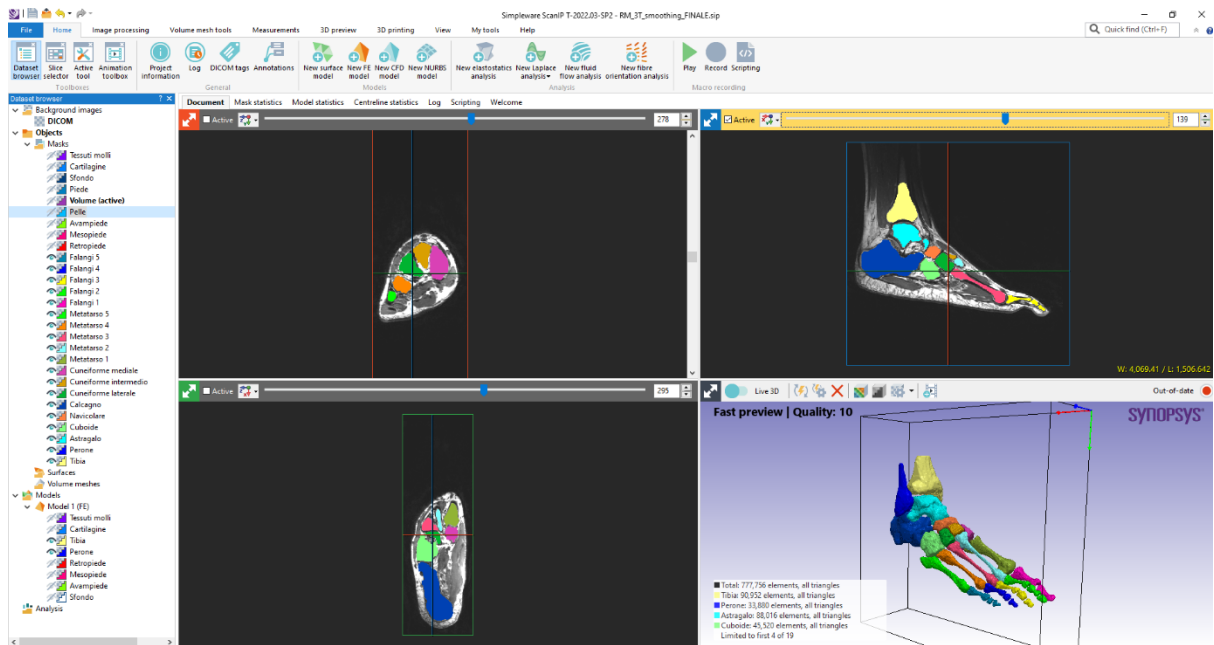


Figura 45 : Interfaccia visiva del software ScanIP, con la barra degli strumenti in alto e il Dataset Browser a sinistra contenente tutte le maschere create e i modelli FE. La sezione principale è destinata alla visualizzazione delle immagini, comprese le tre viste anatomiche e il rendering 3D di una rapida anteprima delle maschere selezionate.

In un secondo momento vengono create le maschere degli oggetti sfruttando i vari strumenti presenti nel menù in alto. In questo studio vengono sfruttati in particolare:

- Threshold: esegue una segmentazione basata esclusivamente sui confini inferiori e superiori della scala di grigi;
- Split regions: divide le regioni della maschera;
- Paint: dipinge o rimuove la maschera attiva;
- Erode: esegue una dilatazione morfologica per far crescere una maschera;
- Dilate: esegue una dilatazione morfologica per far crescere una maschera;
- Close: esegue una chiusura morfologica per chiudere i buchi in una maschera;
- Cavity fill: riempie le cavità interne della maschera attiva che non toccano i confini del Progetto;
- Booleans: esegue operazioni booleane generali o operazioni booleane con il diagramma di Venn;
- Smoothing-recursive gaussian filter: smussa la maschera con l'algoritmo di levigatura intelligente;
- Fill gaps: riempie le lacune interne tra le maschere;

- *Island removal*: rimuove dalla maschera attiva le isole più piccole di una determinata dimensione.

Una volta generate le maschere viene creato un modello FE attivo, nel quale vengo aggiunte solo le maschere necessarie per il modello 3D, e viene generata la relativa *mesh* volumetrica attraverso il modulo +FE. Nella scheda *Setup model* vengono impostati tutti i parametri per la generazione della *mesh* e l'opzione *Additional mesh quality improvement* permette di ottimizzare la *mesh* per specifiche metriche di qualità ; le più rilevanti per questa tesi sono le seguenti descritte:

- *Element type*, dove selezionando l'opzione *all tetrahedra (linear)* viene generata una maglia interamente tetraedrica anziché una miscela di elementi esaedrici e tetraedrici;
- *Quality optimization cycles* imposta il numero di cicli per migliorare la qualità degli elementi. L'intervallo dei parametri è compreso tra 1 e 10 e valori più alti portano a una migliore qualità degli elementi, ma con un aumento del tempo di *meshatura*;
- *Target minimum edge length* imposta la dimensione della lunghezza minima del bordo dell'elemento consentita dall' algoritmo;
- *Target maximum error* stabilisce la distanza che la superficie rimescolata può percorrere rispetto alla maglia originale;
- *Maximum edge length* caratterizza il bordo dell'elemento più grande che verrà generato;
- *Target number of elements across a layer*: stabilisce il numero minimo di elementi su uno strato sottile, ad esempio nel caso della cartilagine, e la struttura della *mesh* cambia in base a questo valore;
- *Surface change rate* definisce la velocità con cui gli elementi aumentano di dimensione nella maglia della superficie. Il valore ha un intervallo di 100 e più alto è il valore, più bassa è la densità degli elementi e la qualità della *mesh*;
- *Internal change rate* definisce la velocità con cui gli elementi aumentano di dimensione all'interno del volume della parte. Questo parametro ha un intervallo compreso tra 1 e 100 e funziona come il precedente.

Tutte le possibili coppie di contatti tra le varie maschere del modello possono essere specificate nella scheda *Contacts*, stabilendo così le interazioni di superficie e modellando i contatti interfacciali. Allo stesso modo, la scheda *Node Set* definisce i contatti per i quali verranno esportati i nodi ed è utile nelle simulazioni FE perché consente di risparmiare tempo e fatica nell'applicazione delle condizioni al contorno.

5.4.2 Abaqus

Abaqus è un software fornito da Dassault Systemes SIMULIA per la Finite Element Analysis (FEA). Si tratta di un pacchetto per simulazioni ingegneristiche in grado di risolvere problemi che vanno dalle più semplici analisi lineari alle più complesse simulazioni non lineari. Abaqus offre un'ampia libreria di elementi in grado virtualmente di modellare qualsiasi geometria e permette, attraverso l'utilizzo di diversi modelli di materiali, di simulare il comportamento di moltissimi materiali tipici dell'ingegneria, tra cui metalli, gomma, polimeri, cemento armato e così via. Progettato come strumento di simulazione generale, il software viene utilizzato non solo per studiare problemi strutturali (sollecitazioni/spostamenti) ma anche problemi in aree diverse, ad esempio il trasferimento di calore, la diffusione di massa, la gestione termica dei componenti elettrici (analisi accoppiate termico-elettriche), l'acustica, la meccanica del suolo e l'analisi piezoelettrica. Con Abaqus è possibile eseguire analisi statiche e dinamiche (ABAQUS/Standard e ABAQUS /Explicit).

Un'analisi completa di Abaqus solitamente è costituita da tre fasi distinte: pre-elaborazione, simulazione e post-elaborazione.

Nella prima fase è necessario definire il modello del problema fisico e creare un file di Abaqus di input. Il modello è generalmente creato graficamente con Abaqus/CAE, che fornisce una semplice interfaccia per la creazione del modello. Nell'interfaccia grafica, in cui l'elemento da studiare viene modellato attraverso i dati di input, la parte più significativa è rappresentata dal modello ad albero (Fig.46).

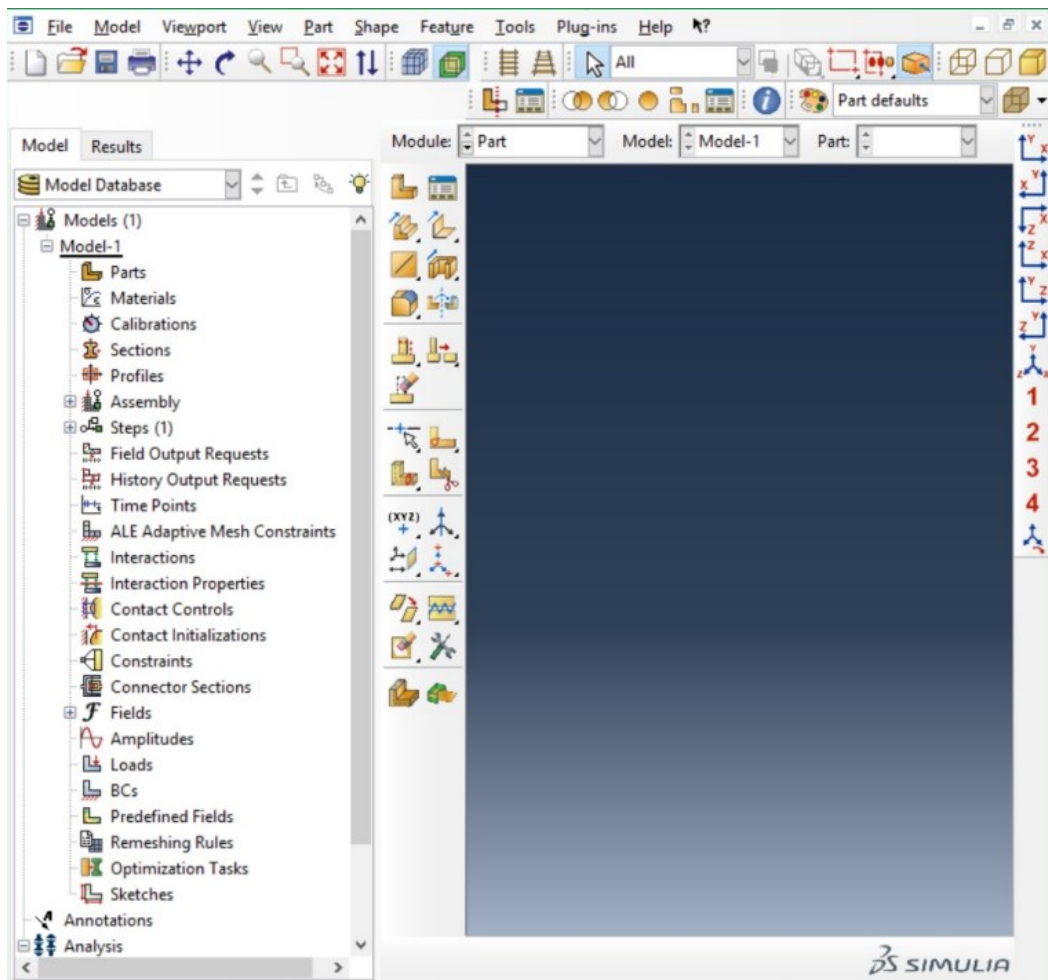


Figura 46: Interfaccia di Abaqus/CAE, modello ad albero.

Il modello ad albero è suddiviso in moduli, ciascuno dei quali definisce un aspetto logico del processo di modellazione. Si distinguono principalmente i seguenti moduli:

- *Part*: permette di creare la geometria dell'elemento disegnandolo su un'apposita griglia di rappresentazione.
- *Material*: consente di inserire le caratteristiche fisiche e meccaniche dei materiali utilizzati.
- *Section*: viene definita la sezione dell'elemento con le relative caratteristiche geometriche.
- *Assembly*: tale modulo permette di assemblare le varie parti del modello facendo quindi riferimento ad un unico sistema di riferimento globale
- *Step*: vengono configurati i relativi steps di analisi e le corrispondenti risposte richieste.
- *Interaction*: in tale modulo si specificano le interazioni e le caratteristiche termiche e meccaniche fra le diverse parti del modello (ad esempio il contatto fra due superfici).

- Load e BCs: vengono definiti i carichi e le condizioni al contorno agenti sul modello; inoltre è necessario specificare gli steps in cui essi sono attivi.
- Mesh: permette di generare la *mesh* di elementi finiti sull'assemblaggio creato.
- Job: una volta finiti tutti i processi che riguardano la definizione dei dati di input, si sottopone il modello ad analisi.

La simulazione, che normalmente viene eseguita come processo in background, è la fase in cui Abaqus risolve il problema numerico definito nel modello. Il procedimento per completare un'analisi può richiedere da secondi a giorni, in base alla complessità del problema analizzato e alla potenza del computer utilizzato.

Durante la fase di post-elaborazione, una volta che la simulazione è stata completata, è possibile valutare i risultati. Tale valutazione è generalmente fatta in modo interattivo utilizzando il modulo di visualizzazione di Abaqus/CAE, che legge i risultati del file binario di uscita del database e ha una varietà di opzioni per la visualizzazione dei risultati, comprese animazioni, grafici di deformate e grafici X-Y.

Capitolo 6

Metodi

In questa parte verranno riportati nel dettaglio tutti i passi compiuti per arrivare alla creazione del modello agli elementi finiti del complesso piede-caviglia, a partire dai dati di imaging di due acquisizioni. Grande importanza verrà data alla descrizione delle varie fasi eseguite per ricavare le maschere degli oggetti a partire dalle immagini acquisite (tramite Simpleware) e al modo in cui i dati in laboratorio sono stati elaborati per ricostruire il cammino reale. I parametri dei vari software e i parametri del modello sono stati scelti opportunamente per essere impiegati nei due processi in modo identico, in quanto nelle considerazioni finali verrà tenuto conto anche dell'influenza dei vari imaging sui risultati ottenuti tramite le simulazioni.

6.1 Acquisizioni del piede tramite *imaging*

In questo lavoro è stato coinvolto un soggetto sano di 27 anni con un'altezza di 182 cm e un peso di 82 kg. Le acquisizioni sono state effettuate presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, dopo la firma del consenso informato e l'approvazione del comitato etico. Le immagini del piede destro sono state ottenute mediante risonanza magnetica 3T (DISCOVERY MR 750w, GE MEDICAL SYSTEMS) e CBCT (OnSight 3D Extremity System, Carestream). L'acquisizione di risonanza è stata eseguita in posizione supina, dove il piede mantiene un angolo di circa 90 gradi con la gamba grazie all'aiuto di sostegni e cuscini (Fig.47). La tecnologia Cone Beam è stata sfruttata sia in posizione supina (Fig.49), con una posizione neutra della caviglia autocontrollata, sia in condizioni di stazione eretta (Fig.48), con una sola gamba che sostiene l'intero peso corporeo. La particolarità dello studio è data dal fatto che il piede, in quest'ultimo caso, poggia interamente sulle proprie punte (*tip toe*) e non su tutto l'arco plantare. Perciò, l'acquisizione è stata realizzata sistemando sotto al tallone un supporto in

materiale di altezza 12 centimetri circa. Con l'apparecchiatura di risonanza magnetica a 3T l'intero piede viene scansionato grazie alla bobina specifica adottata, mentre con la tecnologia CBCT si evidenziano dei problemi a causa delle dimensioni limitate del campo visivo (FOV) dello strumento. Infatti, mentre in posizione eretta alcuni pezzi delle falangi distali non vengono rilevati, addirittura nell'acquisizione da supino vengono a mancare completamente le falangi; perciò, quest'ultima non viene presa in considerazione nel suddetto studio, in quanto la mancanza di elementi importanti non permette di simulare in maniera corretta il comportamento reale del piede. I dettagli tecnici più rilevanti sull'apparecchiatura e i valori dei parametri scelti dal tecnico e dal medico radiologo durante le scansioni sono raccolti nelle tabelle 4 e 5. La sequenza PD (Proton-Density) Cube impiegata per la risonanza magnetica genera dati isotropi di dimensioni inferiori al millimetro, consentendo una visualizzazione molto chiara delle ossa che porta a una migliore ricostruzione 3D anche delle strutture più piccole. In questo modo è possibile distinguere con una certa facilità le ossa dai tessuti circostanti, cosa che invece si dimostra più impegnativa nella Cone Beam.

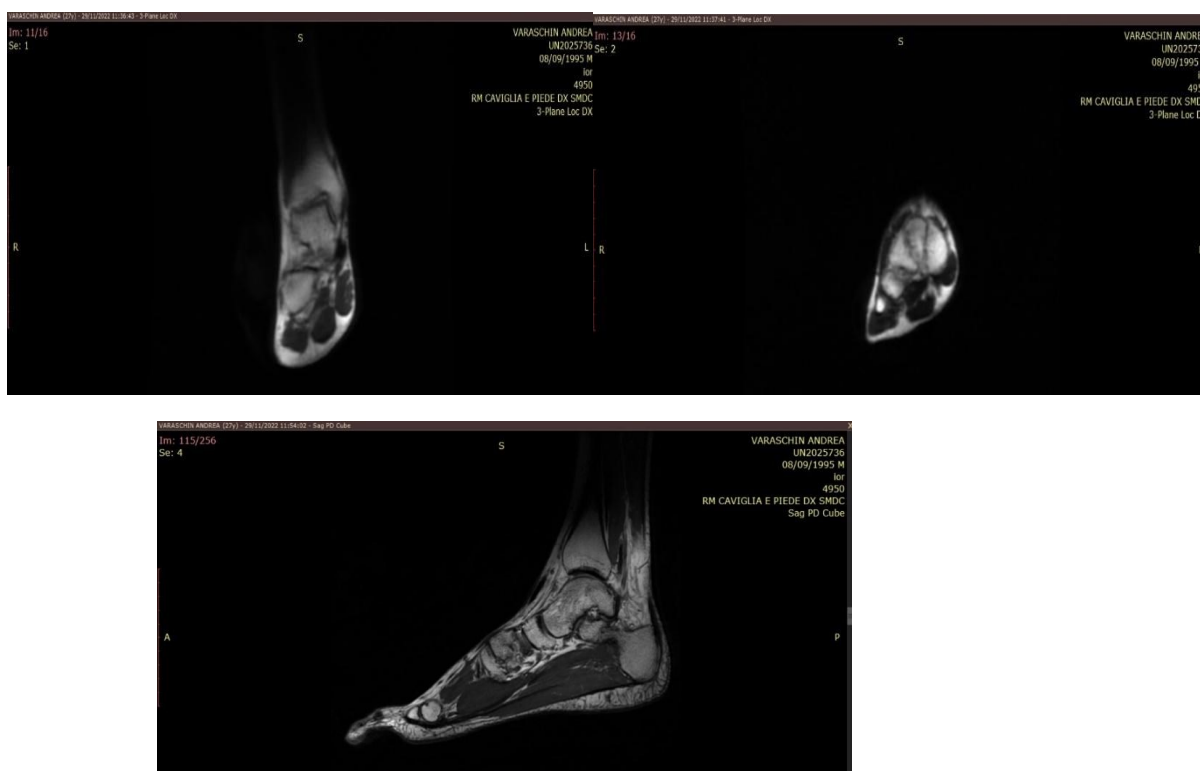


Figura 47: Acquisizione RM 3T del piede destro presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli. Le viste coronale (in alto a sinistra), assiale (in alto a destra), sagittale (in basso) sono mostrate tramite RadiAnt DICOM Viewer.

Repetition Time (RT)	1200
Echo time (ET)	42.355
Slice thickness	0.4
Spacing between slices	0.299999
Imaging frequency	127.761251
Pixel bandwidth	244.141
Pixel spacing	0.546899

Tabella 4: Dettagli tecnici e protocollo di acquisizione RM 3T.



Figura 48: Acquisizioni CBCT del piede destro all'Istituto Ortopedico Rizzoli in posizione eretta. Le viste sagittale (in alto a sinistra), coronale (in alto a destra) e assiale (in basso) sono mostrate via dicomviewer.



Figura 49: Acquisizioni CBCT del piede destro all'Istituto Ortopedico Rizzoli in posizione supina. Le viste sagittale (in alto a sinistra), coronale (in alto a destra) e assiale (in basso) sono mostrate via dicomviewer. Questa modalità non verrà presa in considerazione a causa della mancanza delle falangi, che rende impossibile simulare il comportamento del piede.

	Sitting position	Standing position
Exposure time	10	10
Slice thickness	0.26	0.26
Pixel spacing	0.259999	0.259999
X-ray tube current	4	6

Tabella 5: Caratteristiche tecniche dell'acquisizione CBCT, sia in posizione supina che in posizione eretta.

6.2 Segmentazione di dati a partire dall'*imaging*

Una volta ottenuti i dati di *imaging* dalle varie acquisizioni, si procede ad effettuare la segmentazione delle immagini in formato DICOM tramite il software *Simpleware ScanIp*, descritto in precedenza nel paragrafo 5.4.1, per ottenere il modello agli elementi finiti del piede (Fig.50). Viene creata una maschera per ogni osso e successivamente vengono create le maschere dei sotto segmenti, cioè avampiede, mesopiede e retropiede, aggiungendo le singole maschere ossee attraverso l'opzione *Union* dello strumento *Boolean Operations* e riempiendo gli spazi vuoti tra le ossa con gli strumenti *Paint* e *Smart Fill*. Per ricostruire l'anatomia del piede non bastano solo le ossa ma bisogna tenere conto anche della cartilagine e dei tessuti molli. La cartilagine viene segmentata come tessuto tra i vari sotto segmenti ottenendo tre parti: una relativa alle articolazioni tarso-metatarsali, una alle articolazioni tarso-tarsali trasversali e una propria delle articolazioni della caviglia. La maschera dei tessuti molli comprende tutti i tessuti all'interno della superficie esterna della pelle, escludendo ossa e cartilagine. Quindi viene creata una maschera della pelle a cui viene sottratta, sempre tramite operazioni booleane, la maschera delle ossa e della cartilagine. Inoltre, viene costruita una maschera dello sfondo come sottrazione di una maschera dell'intero volume di acquisizione e della pelle. Quando il processo di segmentazione è terminato tutte le maschere generate vengono aggiunte in un nuovo modello attraverso lo strumento *Model FE* e viene generata una *mesh* volumetrica in cui le diverse strutture hanno una superficie comune e nodi condivisi all'interfaccia in cui sono in contatto.

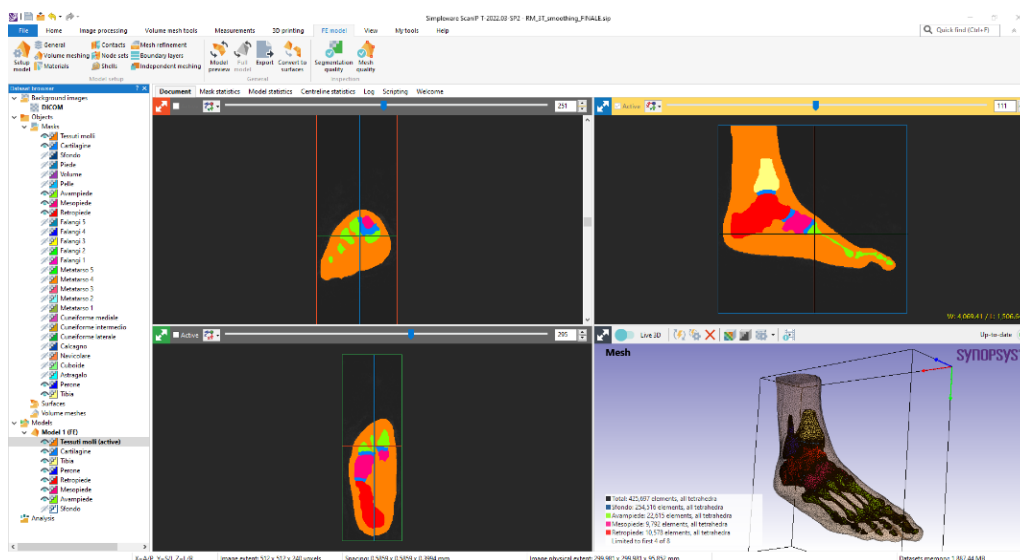


Figura 50: Segmentazione con ScanIP di ossa, cartilagine e tessuti molli di immagini CBCT acquisite in posizione supina.

Questa condizione è necessaria affinché durante le simulazioni in Abaqus non si verifichino degli errori. Gli strumenti di *Segmentation Quality* e *Mesh Quality* sono altresì importanti per stabilire che il lavoro svolto sia qualitativamente accettabile. La configurazione del modello viene impostata utilizzando i parametri già proposti in Guiotto et al. [1] adattandoli secondo le necessità attuali, in quanto le tecniche di *imaging* e la versione del software di segmentazione Simpleware qui sfruttate sono diverse rispetto a quel lavoro. Dopo diversi tentativi di evitare i punti critici (Fig.51) e di rendere la maglia superficiale il più regolare possibile, i valori scelti dei parametri (Fig.52) permettono di ottenere la maglia volumetrica desiderata (Fig.53-54). Vengono riportati di seguito il numero di elementi che costituiscono le maschere principali dei vari modelli elaborati (tab.6). Ogni *mesh* viene poi esportata in un file di formato *.inp* per poterla importare nel software Abaqus per la simulazione.

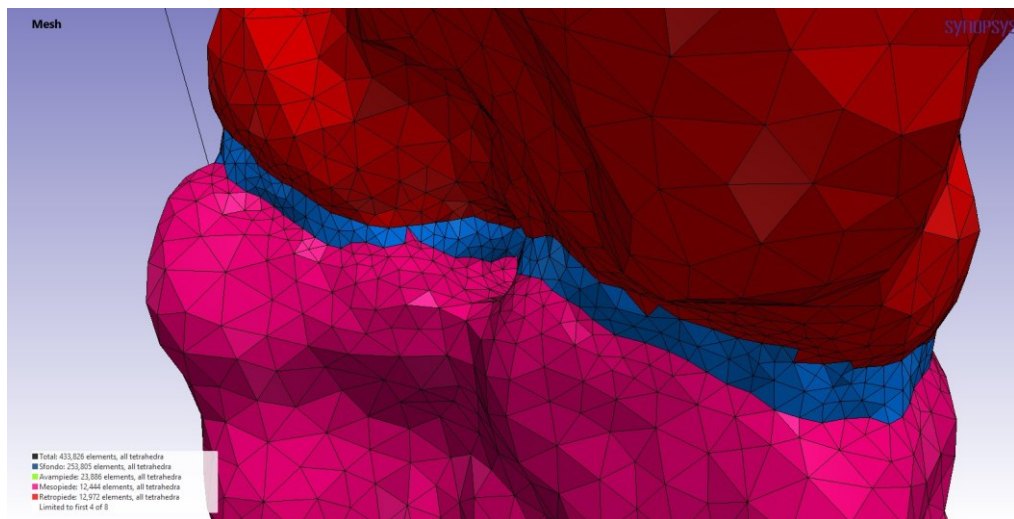


Figura 51: Punti critici della mesh, dove la cartilagine (in azzurro) non separa completamente i due segmenti ossei (rosso e rosa) così che possono toccarsi a vicenda.

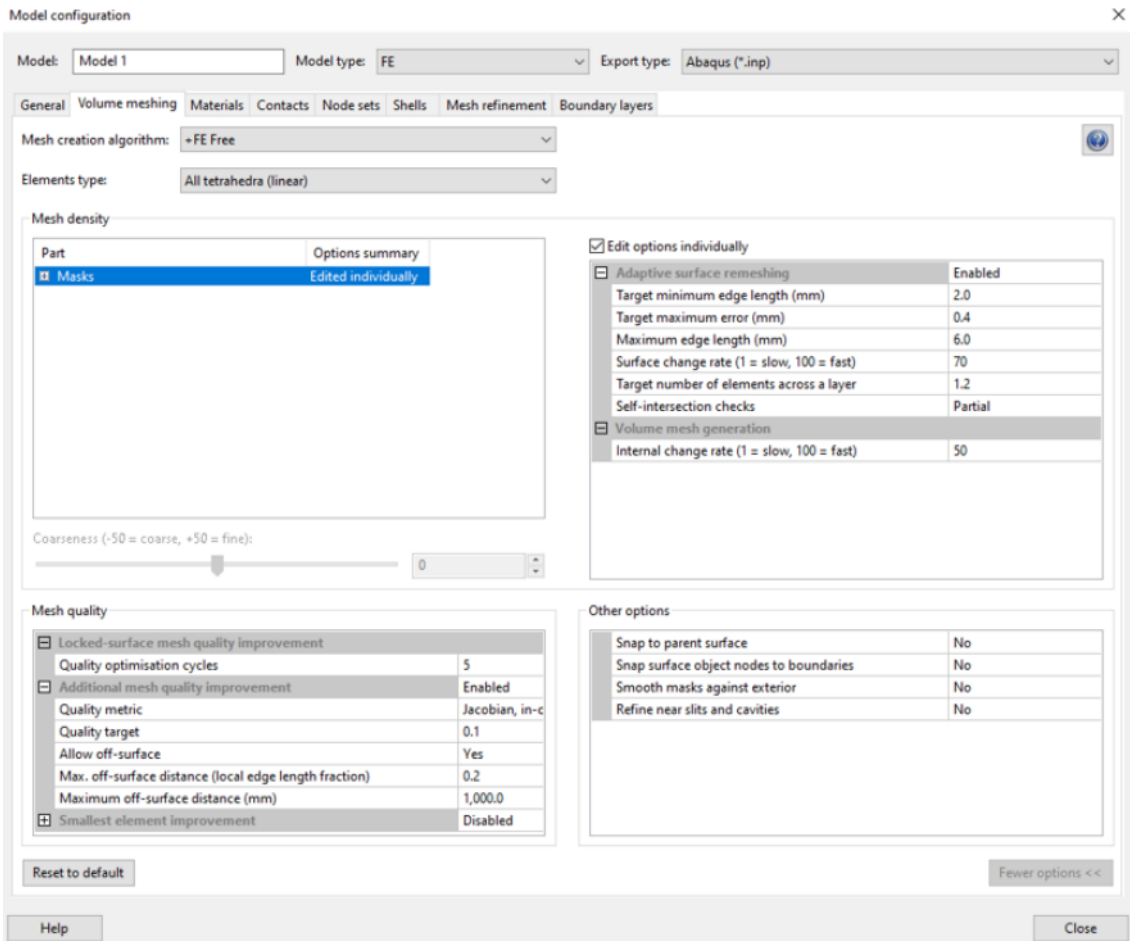


Figura 52: Valori dei parametri scelti per l'impostazione della configurazione del modello.

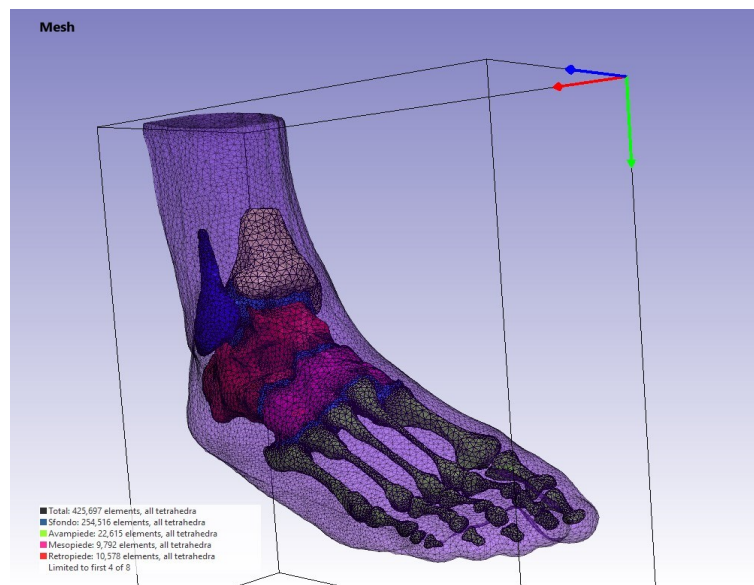


Figura 53: Mesh volumetrica dell'acquisizione con MR 3T. La mesh è composta da diverse strutture ossee, ovvero tibia, perone, retropiede, mesopiede, avampiede e cartilagine, tutto sorretto dai tessuti molli (in trasparenza).

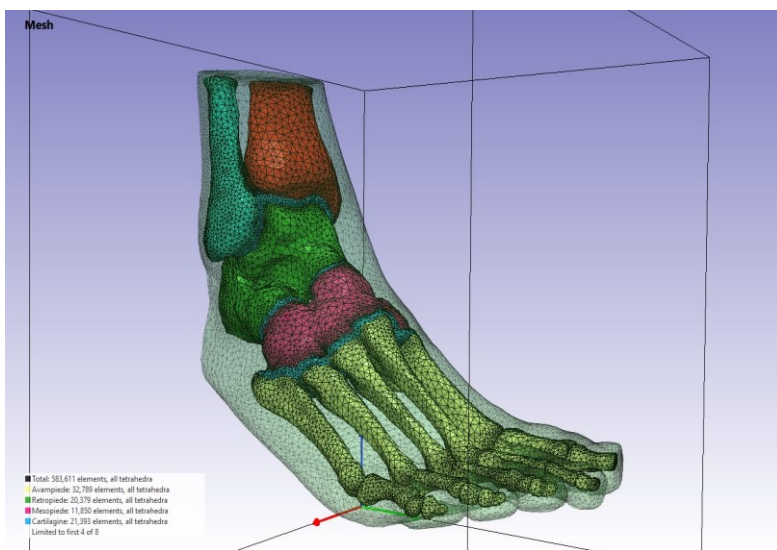


Figura 54: Mesh volumetrica dell'acquisizione CBCT in carico punta-piedi. La mesh è composta da diverse strutture ossee, ovvero tibia, perone, retropiede, mesopiede, avampiede e cartilagine, tutto sorretto dai tessuti molli (in trasparenza).

Acquisizione	Maschera	Numero di elementi
CBCT carico	Avampiede	32789
	Mesopiede	11850
	Retropiede	20379
	Cartilagine	21393
3T MR scarico	Avampiede	22615
	Mesopiede	9792
	Retropiede	10578

Tabella 6: Numero di elementi caratterizzanti le maschere dei modelli ottenuti da acquisizioni con CBCT e 3T MR, dopo la fase di creazione della mesh volumetrica.

6.3 Raccolta ed elaborazione dati di *gait analysis*

Il soggetto ha eseguito una *gait analysis* presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova, seguendo il protocollo descritto in 4.2. Questo test ha permesso di ricavare le condizioni al contorno utili per l'analisi FEM. In questo studio sono state prese in considerazione due diversi tipi di camminate eseguite a velocità naturale: la classica camminata quotidiana e l'andatura in punta di piedi, chiamata anche *tip toe walking*. Si è scelto di analizzare quest'ultima in quanto rappresenta un compito motorio più complicato rispetto all'andatura normale e perché la relativa analisi ci consente di ottenere una grande quantità informazioni a livello di movimento e di previsione di patologie, sia a carico dell'apparato muscoloscheletrico che di carattere neurologico. Per questa procedura vengono sfruttati il sistema stereofotogrammetrico, la piattaforma di pressione e le due piattaforme di forza di cui è dotato il laboratorio e che sono state precedentemente illustrate in 4.1.2 e 4.1.3. Una volta raccolti i dati provenienti dai vari sensori e dal sistema stereofotogrammetrico, sincronizzati spazialmente e temporalmente [25], questi vengono elaborati con *Nexus Vicon* per assegnare la corretta etichetta anatomica a ciascun marcatore. Inoltre, è stato effettuato un lavoro di sistemazione delle traiettorie dei vari marcatori a causa di piccoli errori che facevano scomparire i *marker* durante la ricostruzione tridimensionale del movimento. Successivamente, grazie alle informazioni importate è stata calcolata la componente verticale della forza di reazione al terreno (*GRF*) per ogni istante temporale del cammino in modo da poter estrarne il valore per ogni fase del ciclo del passo, che in questo lavoro sono il contatto iniziale, la risposta al carico, la mezzeria o *midstance* e lo stacco del tallone (*push off*). Questo valore sarà successivamente imposto come *Load* nella fase di carico della simulazione condotta in Abaqus. Inoltre, l'angolo tra il piede e il suolo viene calcolato per ogni fotogramma di acquisizione di interesse come l'angolo tra il vettore LCA-LIIT proiettato sul piano YZ e gli assi z, misurato attraverso il sistema stereofotogrammetrico. Tale valore viene imposto nel modello identificando tramite ispezione visiva e palpazione virtuale la posizione dei marcatori del secondo metatarso e del calcagno. In questo modo viene posizionato correttamente il piede rispetto al piano e si è pronti per simularne il comportamento in Abaqus, durante il ciclo del cammino. I parametri delle due andature differenti, ovvero componente verticale di reazione al terreno e angolo piede-pavimento, sono riportati nella tabella sottostante (Tab.7). Per il *tip toe walking* non si considera la fase di contatto iniziale.

Gait normale		Contatto iniziale	Risposta al carico	Midstance	Push off
Angolo [°]		2.3	0	- 7.8	- 18.8
Componente Y della GRF [N]		651.8	874,6	650,6	945,4
Gait tiptoe		Contatto iniziale	Risposta al carico	Midstance	Push off
Angolo [°]		/	- 6.65	- 20.9	- 33.1
Componente Y della GRF [N]		/	985.4	540.4	969.5

Tabella 7: Parametri delle due gait analysis eseguite nelle varie fasi del ciclo del passo.

6.4 Creazione del modello agli elementi finiti

Una volta che la *mesh* volumetrica del piede viene generata da Simpleware questa viene importata come parte di un nuovo modello in Abaqus, secondo il flusso di lavoro riportato da Guiotto et al. [1] e orientata con gli assi che seguono quelli anatomici: l'asse y, l'asse x e l'asse z come rispettivamente longitudinali, medio-laterali e antero-posteriori. Nel modello viene considerata anche la parte della pedana, che viene generata con dimensioni superficiali di circa 384 x 384 mm, come l'area della pedana di pressione WINPOD del laboratorio di Padova, e *meshata* con elementi esaedrici di 6 mm di lunghezza. Queste due parti vengono successivamente accoppiate nel modulo *Assembly* (Fig.55) e posizionate l'una rispetto all'altra in base all'angolo che il piede forma con il terreno durante le varie fasi della deambulazione, facendo riferimento all'angolo calcolato in precedenza con Vicon Nexus.

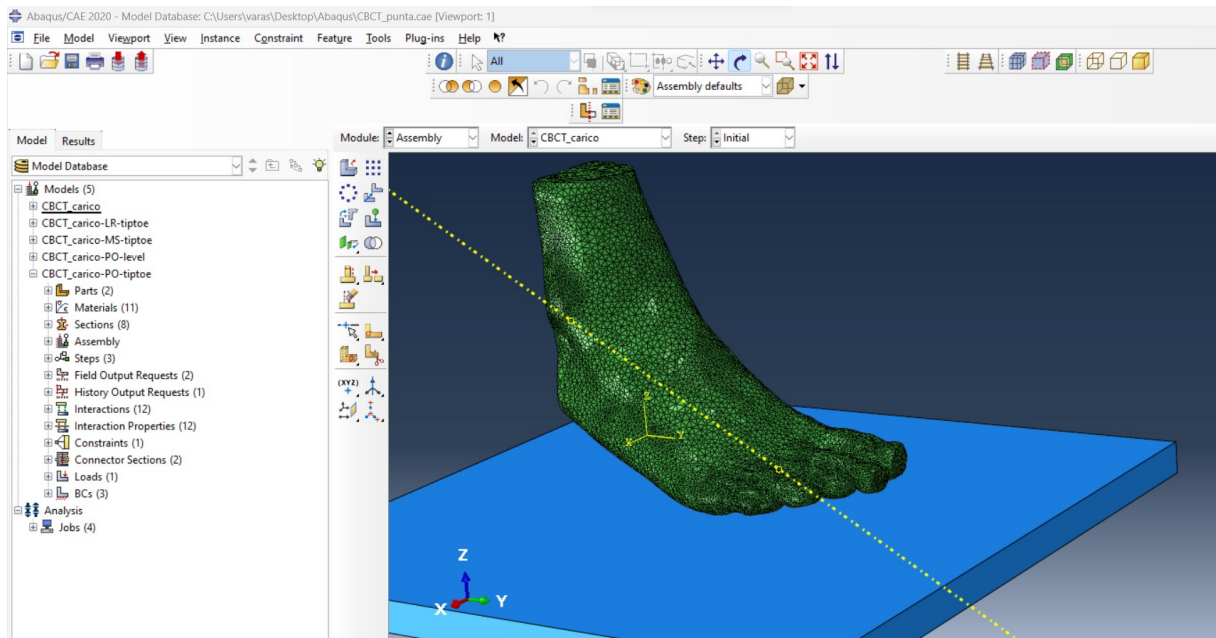


Figura 55: Visualizzazione del modulo Assembly in Abaqus, con le parti di piede e pedana accoppiate.

Per stabilizzare il piede ed evitare movimenti ossei durante il carico vengono creati alcuni connettori, come la fascia plantare e altri pochi tendini e legamenti, sulla base dell'atlante anatomico [34] per la loro localizzazione e di Guiotto e altri. [1] per le loro proprietà meccaniche. Le proprietà dei materiali dei diversi tessuti sono ottenute dalla letteratura. Si assume che ossa, legamenti e tendini abbiano un comportamento isotropo lineare, mentre il tessuto molle è descritto da una formulazione polinomiale iperelastica di secondo ordine:

$$U = \sum_{i+j=1}^2 C_{ij}(I_1 - 3)^i(I_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D_i}(J_{el} - 1)^{2i}$$

ed i parametri dei materiali sono riportati nelle tabelle 8 e 9.

Elementi	E [Mpa]	ν
Piano [a]	7200	0.3
Ossa [b]	7300	0.3
Cartilagine [c]	1.01	0.4
Fascia plantare [d], [c]	350	-
Tendini e legamenti [d], [c]	250	-

Tabella 8: Parametri di materiali omogenei, isotropi e linearmente elastici.

C_{10} [N/mm ²]	0.17113
C_{01} [N/mm ²]	-0.11683
C_{20} [N/mm ²]	0.07800
C_{11} [N/mm ²]	-0.04638
C_{02} [N/mm ²]	0.01702
D_1 [N/mm ²]	1.82636
D_2 [N/mm ²]	0.0000

Tabella 9: Coefficienti della formulazione polinomiale iperelastica del secondo ordine del tessuto molle [27].

Nel modulo “interaction” vengono introdotte le proprietà di interazione tra superficie plantare e il piano e i vincoli di legame tra osso e cartilagine e tra ossa e tessuti molli, in modo da evitare movimenti relativi non realistici che potrebbero condurre ad un collasso dei tessuti molli durante la simulazione. I vincoli e i parametri sono imposti come proposto in Guiotto et al. [1], introducendo così condizioni di legame per le superfici osso-tessuto molle e osso-cartilagine e un'interazione tra piede e placca con andamento normale e tangenziale, in cui il coefficiente di attrito è 0.6 [27]. Successivamente vengono creati tre *Steps*, ovvero tre fasi di calcolo della simulazione, che sono *initial*, *move* e *load*. Le interazioni e i vincoli creati vengono mantenuti lungo queste tre fasi, ciò che cambia di volta in volta sono le condizioni al contorno. La fase iniziale, che impone la fissazione delle superfici superiori della tibia del perone e dei tessuti molli, simula la presenza e l'effetto delle costrizioni dei tessuti superiori. Lo step successivo è dedicato al movimento della pedana verso il piede permettendo il contatto con quest'ultimo, Mentre nell'ultimo passo viene imposto il carico, considerando solo il valore della componente verticale di reazione al terreno che è stato calcolato precedentemente con Nexus Vicon. A

questo punto il modello è pronto per la simulazione. Il processo termina quando tutte le varie fasi vengono completate con successo, dopodiché i dati in uscita da Abaqus, ovvero le mappe di pressione plantare, vengono confrontati con i relativi dati sperimentali ottenuti durante la *gait analysis*. Questi ultimi vengono elaborati in un codice Matlab, già sviluppato presso il laboratorio dell'Università di Padova, per convertire in file in formato .mat per ottenere l'intera mappa delle pressioni plantari, istante per istante. La mappa delle pressioni plantari, infine, è intesa come gold standard per valutare i risultati ottenuti e stabilire la bontà del modello.

Capitolo 7

Risultati e discussione

In questo ultimo capitolo verranno presentati i risultati raggiunti attraverso questo lavoro, focalizzandosi sul confronto delle mappe di pressione plantare ottenute dalle simulazioni in Abaqus dei diversi modelli con quelle ricavate sperimentalmente tramite la gait analysis, quest'ultime considerate come il gold standard. L'attenzione non sarà posta solo su queste, ma verranno estratti anche altri parametri che si riveleranno utili per valutare la robustezza e la bontà dei modelli generati, mettendone in luce somiglianze e differenze.

7.1 Modelli generati

Prima di iniziare ad effettuare i vari confronti, è necessario riassumere graficamente le simulazioni eseguite con i vari modelli, al fine di poter leggere con maggiore chiarezza i risultati raggiunti. Le varie simulazioni delle fasi del ciclo del passo sono catalogate in base al modello generato dall'*imaging* di partenza e secondo il tipo di camminata che si vuole ricreare (Fig.56-57).

CBCT carico

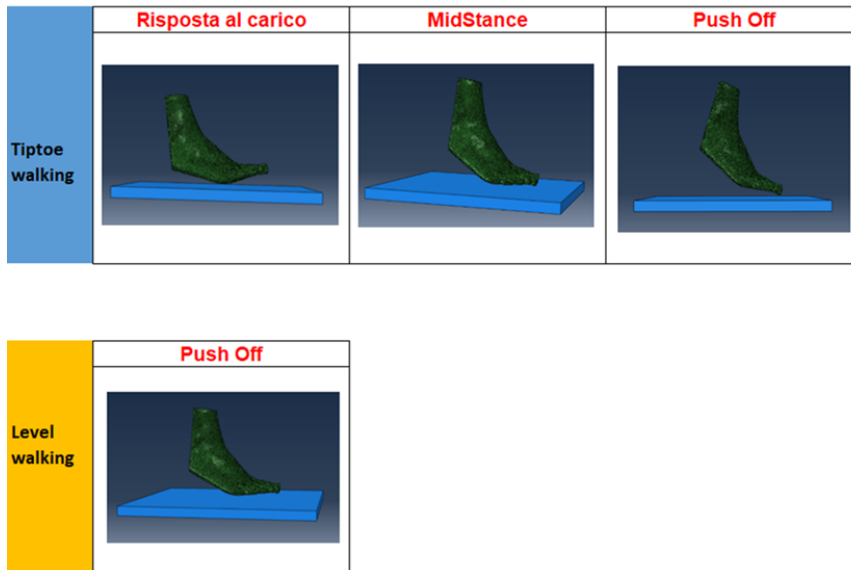


Figura 56 : Modelli Abaqus piede-pedana generati a partire da CBCT in carico e simulati nelle fasi di risposta al carico, midstance e push off del tip toe walking e nella fase di push off della level walking.

3T MR scarico



Figura 57: Modelli Abaqus piede-pedana generati a partire da 3T MR in scarico e simulati nelle fasi di contatto iniziale, risposta al carico, midstance e push off della level walking e nella fase di push off della tip toe walking.

7.2 Valutazione di modelli agli elementi finiti del piede applicati nel *tip toe walking*

Le mappe di pressione plantare risultanti dalle simulazioni Abaqus di ciascuna tecnica di *imaging*, durante le varie fasi del *tip toe walking*, vengono confrontate con i dati corrispondenti ricavati dalla *gait analysis*. Il risultato di tali confronti è utile per analizzare l'influenza dell'*imaging* scelto sulla simulazione della camminata eseguita in punta di piedi, al fine di valutare la robustezza del modello *Foot* proposto su un tipo di andatura differente. Per l'acquisizione in carico con CBCT vengono considerate le fasi di Risposta al Carico (LR), *Mid-Stance* (MS) e *push off* (PO) (Fig.58) , mentre per la modalità di *imaging* 3T MR, eseguita in posizione supina, viene esaminata la sola fase di *push off* (PO). (Fig.58). I valori di pressione delle mappe sperimentali sono espressi in MPa mentre per le mappe simulate sono espresse in KPa; dunque, al momento del confronto si effettuano le dovute conversioni per ottenere unità di misura uguali.

Mappe di pressione plantare – *tip toe walking*

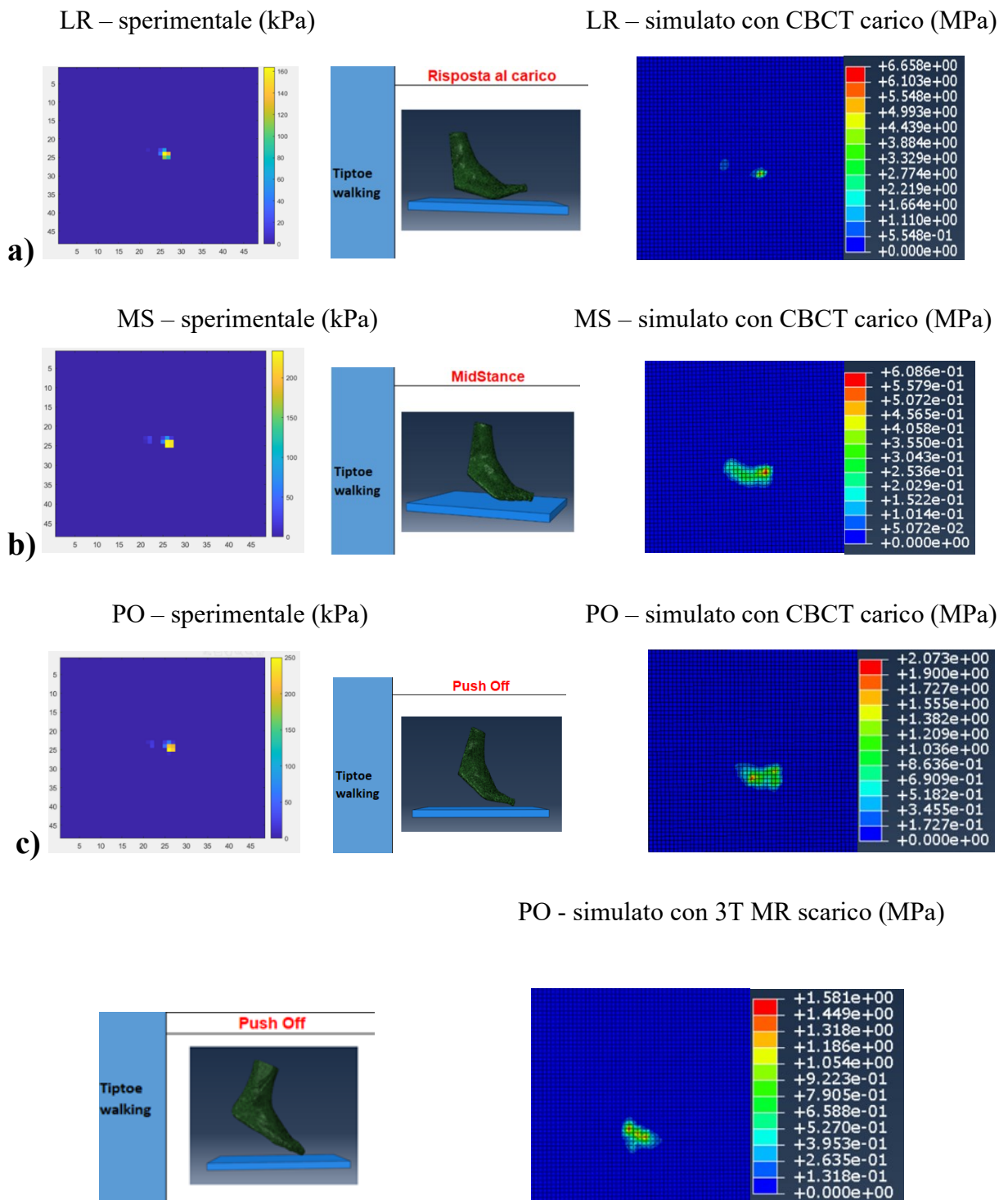


Figura 58: Mappe di pressione plantare dei dati sperimentali (a sinistra) e output della simulazione del modello agli elementi finiti (a destra) con tecniche CBCT carico durante le fasi di LR, MS e PO e 3T MR scarico durante la fase di PO. A destra di ogni figura, la barra dei colori si riferisce alle diverse intensità delle pressioni.

Considerando il dato sperimentale si può notare come ci sia una concordanza tra la forma delle superfici di pressione nelle tre fasi del passo in *tip toe walking*; infatti, in LR, MS e PO

l'avampiede sorregge il peso del corpo e il contatto viene rilevato nella porzione di tessuto plantare appena sopra il primo e il terzo metatarso, anche se l'impatto di quest'ultimo è poco rilevante. Confrontando i dati ricavati dalla *gait analysis* con i rispettivi dati simulati si osserva, nel caso del LR (Fig. 58-a), una vera e propria somiglianza per quanto riguarda la forma della superficie pressoria; inoltre, in entrambe il picco di pressione è localizzato a livello del primo metatarso. Il modello che simula la fase di *midstance* (Fig.58-b) presenta una superficie differente da quella sperimentale, in quanto il contatto coinvolge tutta la parte di avampiede corrispondente ai cinque metatarsi, mentre nel dato da *gait* la parte relativa al terzo metatarso ha solo un lieve impatto. Ne risulta che nel dato simulato la superficie di contatto è più estesa e la pressione è più distribuita, anche se ancora una volta il picco pressorio viene registrato in prossimità del primo metatarso. La fase di *push off* viene valutata, infine, mediante due simulazioni ottenute con metodi di acquisizione di immagini diversi: oltre alla CBCT carico (Fig. 58-c in alto), utilizzata finora, viene sfruttata anche la 3T MR, in posizione supina (Fig.58-c in basso). Le differenze che si riscontrano sono chiare ed evidenti. Come nel caso della MS anche in PO la forma dell'area di contatto nella simulazione è ben più dilatata rispetto al dato reale. Mentre nel dato simulato con CBCT le aree maggiormente sollecitate sono il primo e il terzo metatarso, dove si registrano i valori di pressione maggiore, nella simulazione ottenuta a partire da 3T MR si osserva un coinvolgimento del terzo, quarto, quinto metatarso e una totale assenza di contatto dei primi due. In tutte e quattro le simulazioni i picchi di pressione vengono sovrastimati rispetto ai valori estratti dalla *gait analysis* (Fig.59); infatti, la differenza percentuale dei valori dei modelli simulati è circa del 98% in LR, del 62% in MS, dell' 89% in PO simulato con CBCT e dell'84% in PO simulato con 3T MR (Tab.10). È evidente che, nel caso del LR, sia presente un elemento anomalo rispetto a quelli riscontrati nelle altre simulazioni. Questo può essere dovuto ad esempio ad alcune irregolarità nella forma dell'elemento di *mesh* del modello generato.

Differenze percentuali tra i picchi di pressione sperimentali e simulati– *tip toe walking*
[% del valore sperimentale]

LR - CBCT	+ 97.5 %
MS - CBCT	+ 62 %
PO - CBCT	+ 88.7 %
PO - 3T MR	+ 84.2 %

Tabella 10: Errori percentuali sui picchi di pressione, rispetto ai dati sperimentali *tip toe*, della simulazione dei due modelli agli elementi finiti durante le fasi di LR,MS,PO del cammino.

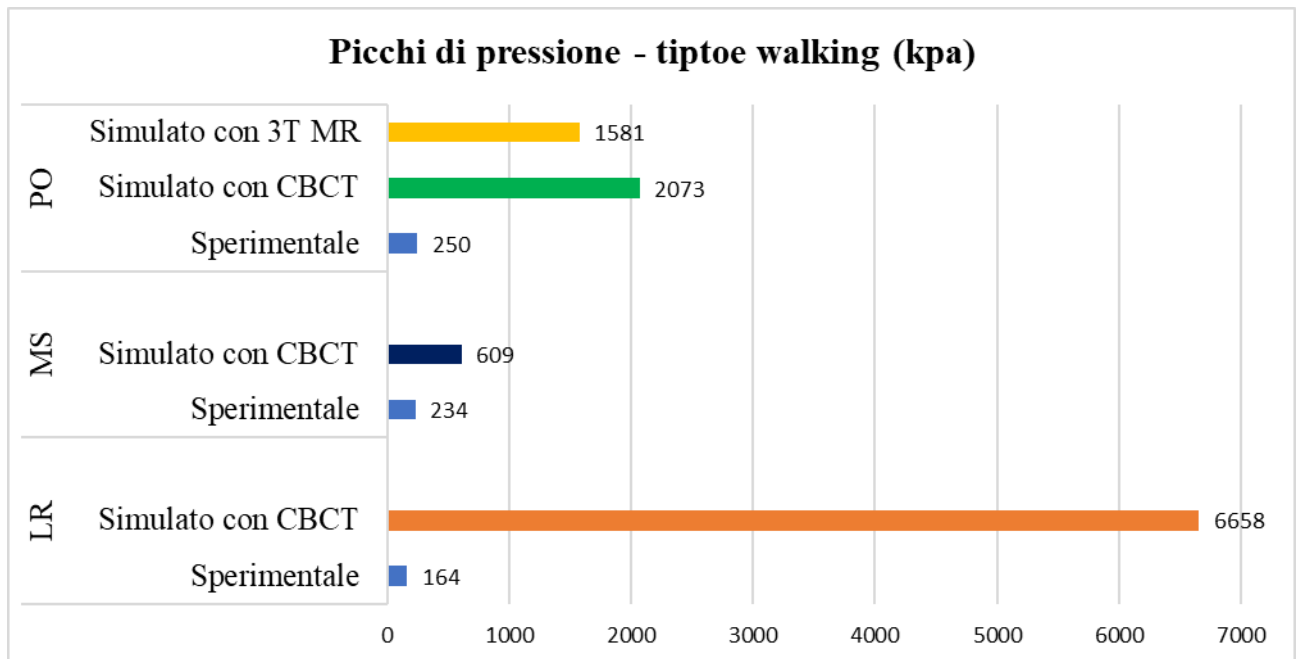
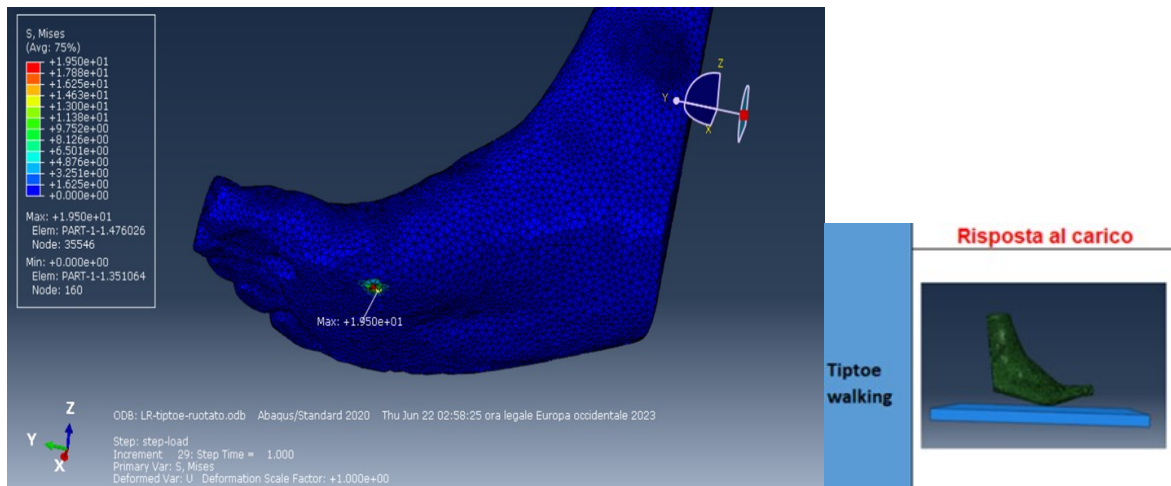


Figura 59: Picchi di pressione, espressi in KPa, durante le fasi di PO,MS,LR acquisite tramite gait analysis e confrontate con i corrispondenti dati simulati a partire da acquisizioni di CBCT carico e 3T MR in posizione supina.

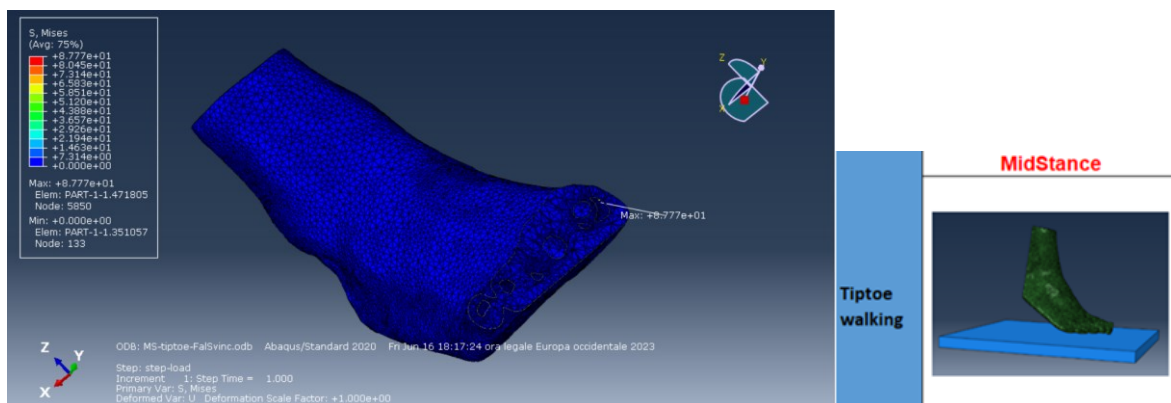
Le sollecitazioni di Von Mises permettono di rilevare gli stress che si generano all'interno dei tessuti molli, quando questi si deformano durante le varie fasi del cammino a causa del contatto con il suolo (Fig.60). In particolare, considerando le fasi del *tip toe walking*, nel modello LR generato con la CBCT il valore massimo della sollecitazione si trova sulla superficie esterna

della pelle, sotto al primo metatarso. Negli altri tre modelli lo stress massimo è localizzato internamente al tessuto in prossimità sempre del primo metatarso e il valore misurato è simile per i due modelli simulati in fase di *push off* mentre per il modello in *midstance* il valore è circa un decimo più piccolo. I valori di Von Mises sono riportati di seguito (Tab.11).

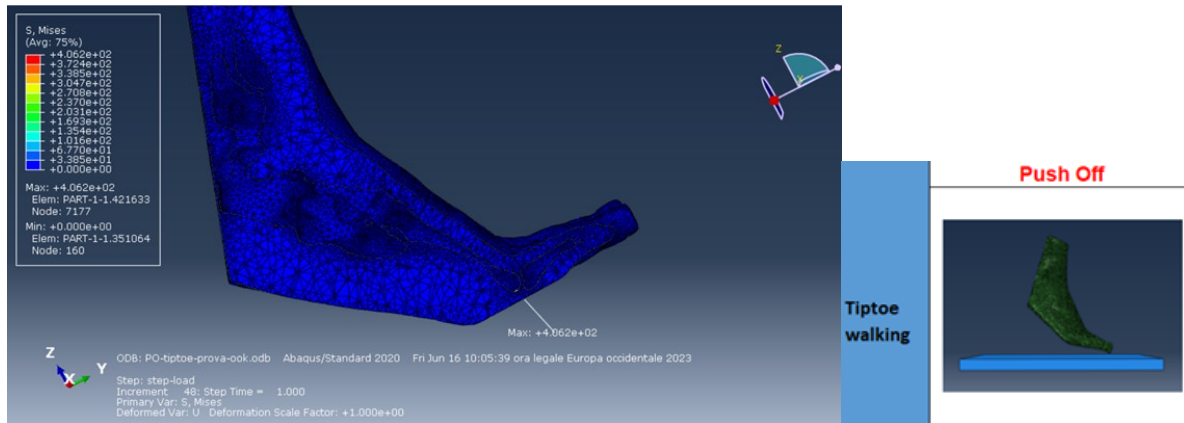
CBCT carico – Risposta al carico, tip toe



CBCT carico – Midstance, tip toe



CBCT carico – Push off, tip toe



3T MR scarico – Push off, tip toe

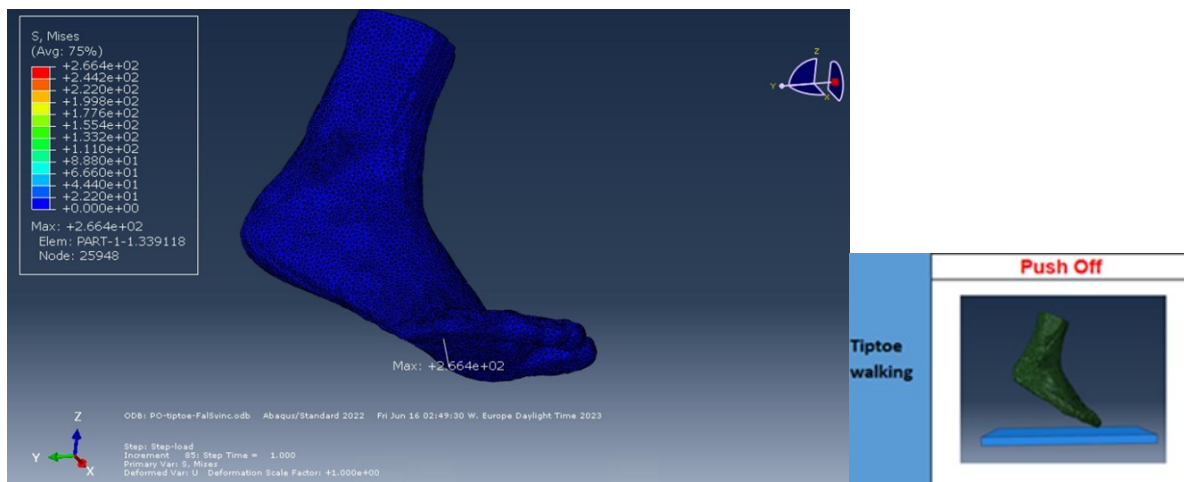


Figura 60: Sollecitazioni di Von Mises delle simulazioni tip toe durante le fasi di LR,MS e PO dei due diversi modelli: CBCT caricato (prime tre figure) e 3T MR scarico (ultima figura). La legenda a sinistra riporta le varie intensità della sollecitazione, segnalandone il massimo, indicato anche in figura.

Modello	Simulazione	Valore di Von Mises (Mpa)
CBCT CARICO	LR	19.5
	MS	87.77
	PO	406.2
3T MR SCARICO	PO	457.5

Tabella 11: Valori di Von Mises relativi alle simulazioni generate a partire da CBCT carico e 3T MR scarico.

7.3 Valutazione di modelli simulati nella fase di *push off* della *level walking*

In questo paragrafo vengono confrontate le mappe di pressione plantare, durante la fase di *push off* del passo, simulate con modelli FE elaborati da acquisizioni di 3T MR scarico e CBCT carico, con i relativi dati sperimentali. Per ciascuno dei due modelli si effettuano tre simulazioni della fase di *push off*: una condotta vincolando tutte le ossa del piede, una ottenuta vincolando le ossa dal retropiede fino ai metatarsi (inclusi) e l'ultima ricavata bloccando le ossa fino ai metatarsi e le porzioni distali delle falangi. Nomino queste simulazioni con i termini OR (Ossa Rigide), FS (Falangi Svincolate) e DV (Distali Vincolate) rispettivamente per comprendere meglio i risultati ottenuti (Fig.61). Concettualmente l'ottimo sarebbe rappresentato dalla simulazione FS, in modo da permettere al piede di adattarsi al carico. Tuttavia, l'assenza di forze muscolari come condizioni al contorno per il modello che agiscano da vincoli tra il retro e mesopiede e l'avampiede, obbliga l'inserimento di condizioni al contorno che impediscano all'avampiede (le falangi nello specifico) di muoversi troppo liberamente durante la simulazione. I valori di pressione delle mappe sperimentali sono espressi in MPa mentre la mappe simulate sono espresse in KPa; dunque, al momento del confronto si effettuano le dovute conversioni per ottenere unità di misura uguali.

CBCT carico- *level walking*

Mappe di pressione plantare – *Push off*

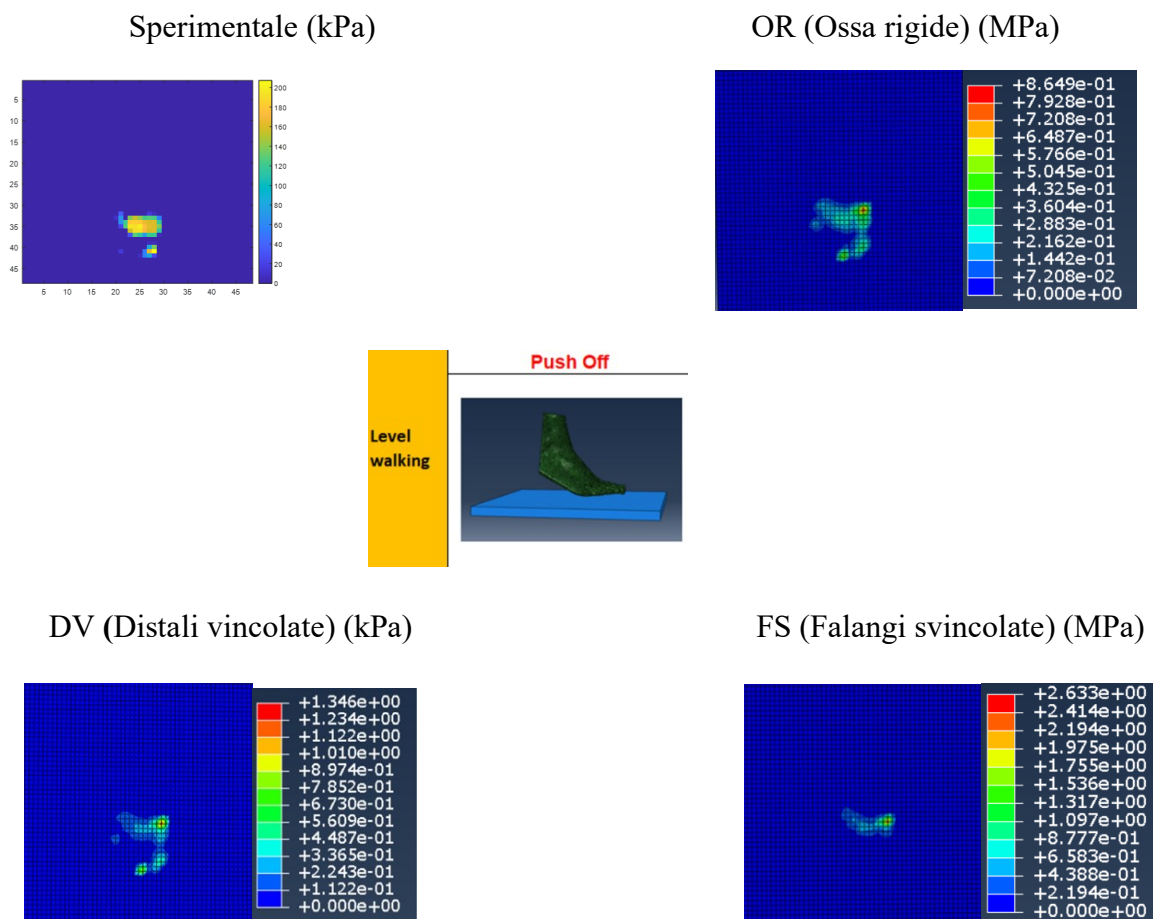


Figura 61: Mappe di pressione plantare dei dati sperimentali (in alto a sinistra) e output della simulazione del modello agli elementi finiti con tecnica CBCT carico durante la fase di *push off* del cammino, considerando i vincoli imposti di ossa rigide (in alto a destra), falangi distali vincolate (in basso a sinistra) e falangi svincolate (in basso a destra). A destra di ogni figura, la barra dei colori si riferisce alle diverse intensità delle pressioni.

Considerando le mappe di pressione plantare nella fase di *push off* del cammino nei dati acquisiti con la *gait analysis* i metatarsi e la prima e l'ultima falange (in porzione molto ridotta) sostengono il peso del corpo. Le simulazioni OR e DV hanno una forma della superficie di contatto simile a quella sperimentale, nonostante l'appoggio avvenga con il secondo dito del piede e non con il mignolo. Inoltre, nei primi due casi si registra un picco di pressione a livello del primo metatarso e un piccolo impatto sulla mappa da parte degli altri quattro, mentre nel dato sperimentale la pressione risulta più distribuita tra i cinque metatarsi e si osserva un valore di picco a livello della prima falange. La simulazione FS differisce completamente dal dato sperimentale sia osservando la distribuzione dei valori di pressione sia visualizzando la forma

della superficie di contatto, che nel caso del modello simulato manca completamente dell'appoggio delle dita del piede. La simulazione che meglio approssima il dato sperimentale e che utilizziamo per fare i confronti finali è quella con tutte le ossa mantenute rigide, OR, il cui valore è circa il quadruplo. Per le altre due simulazioni si registrano valori addirittura sette/tredici volte più elevati, denotando una decisa sovrastima della pressione di picco. Ciò è confermato anche dagli errori nei valori di pressione di picco, calcolati come differenza percentuale del dato simulato rispetto a quello sperimentale (Tab.12).

Differenze percentuali tra i picchi di pressione sperimentali e simulati della fase di *push off* – CBCT carico
[% del valore sperimentale]

Simulazione OR	+ 76 %
Simulazione DV	+ 85.1 %
Simulazione FS	+ 92.4 %

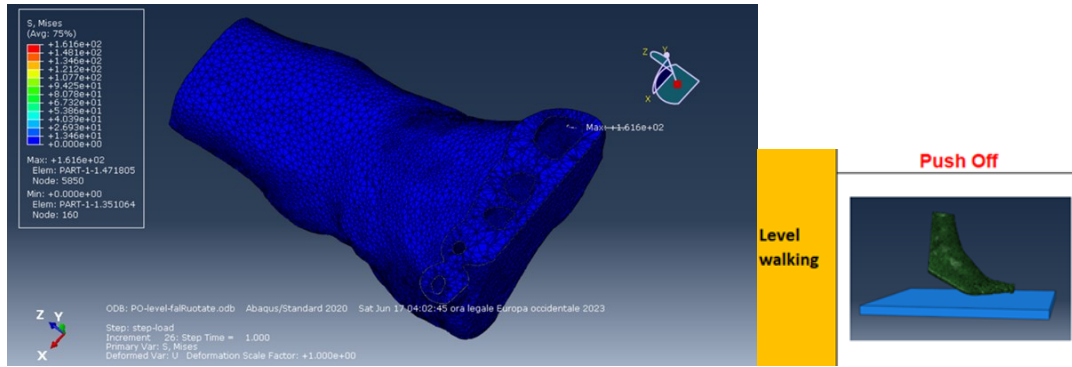
Tabella 12: Errori percentuali sui picchi di pressione, rispetto ai dati sperimentali, delle simulazioni del modello agli elementi finiti elaborato da CBCT carico durante la fase di push off del cammino.

Considerando le sollecitazioni di Von Mises corrispondenti alle tre diverse simulazioni della fase di *push off* del cammino ottenute a partire da CBCT in carico, il valore più alto è posto per tutte queste all'interno dei tessuti molli del piede e in prossimità del primo metatarso (Fig.). Partendo dalla figura più in alto e arrivando all'ultima figura in basso si registrano rispettivamente valori di massimo pari a 161.60, 382.6 e 3.062 MPa rispettivamente per le simulazioni FS, DV e OR (Tab.13)

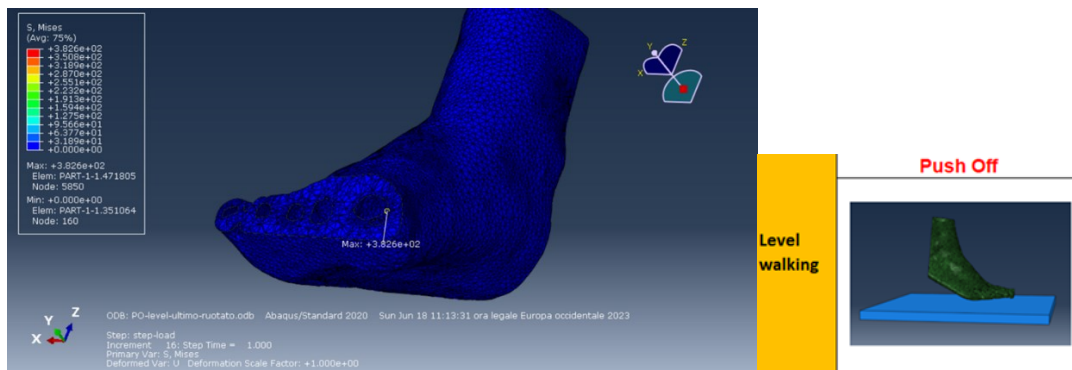
Modello	Simulazione	Valore di Von Mises (Mpa)
CBCT CARICO in Push off	OR	3.062
	DV	382.6
	FS	161.6

Tabella 13: Valori di Von Mises relativi alle simulazioni OR, DV e FS generate a partire da CBCT in carico in fase di push off.

CBCT carico in push off level, simulazione FS



CBCT carico in push off level, simulazione DV



CBCT carico in push off level, simulazione OR

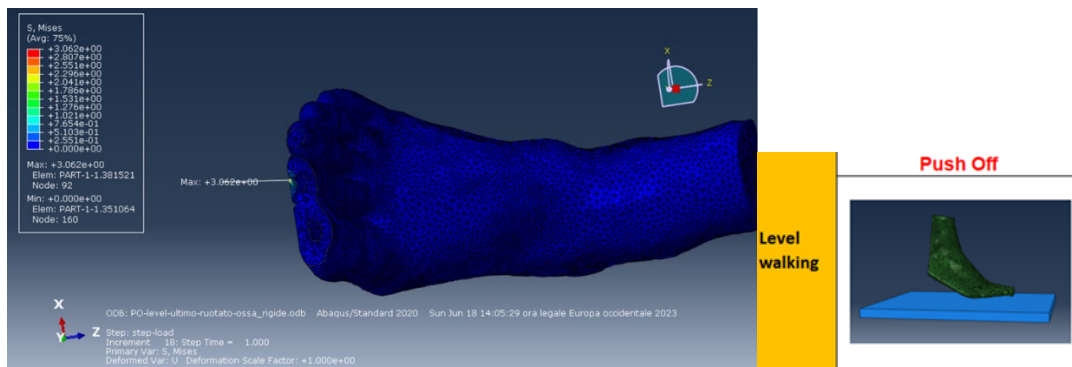


Figura 62: Sollecitazioni di Von Mises relative alla simulazioni FS (in alto), DV (al centro) e OR (in basso) della fase di push off del cammino a partire da acquisizioni con CBCT in carico. La legenda a sinistra riporta le varie intensità della sollecitazione, segnalandone il massimo, indicato anche in figura.

3T MR scarico-level walking

Mappe di pressione plantare – Push Off

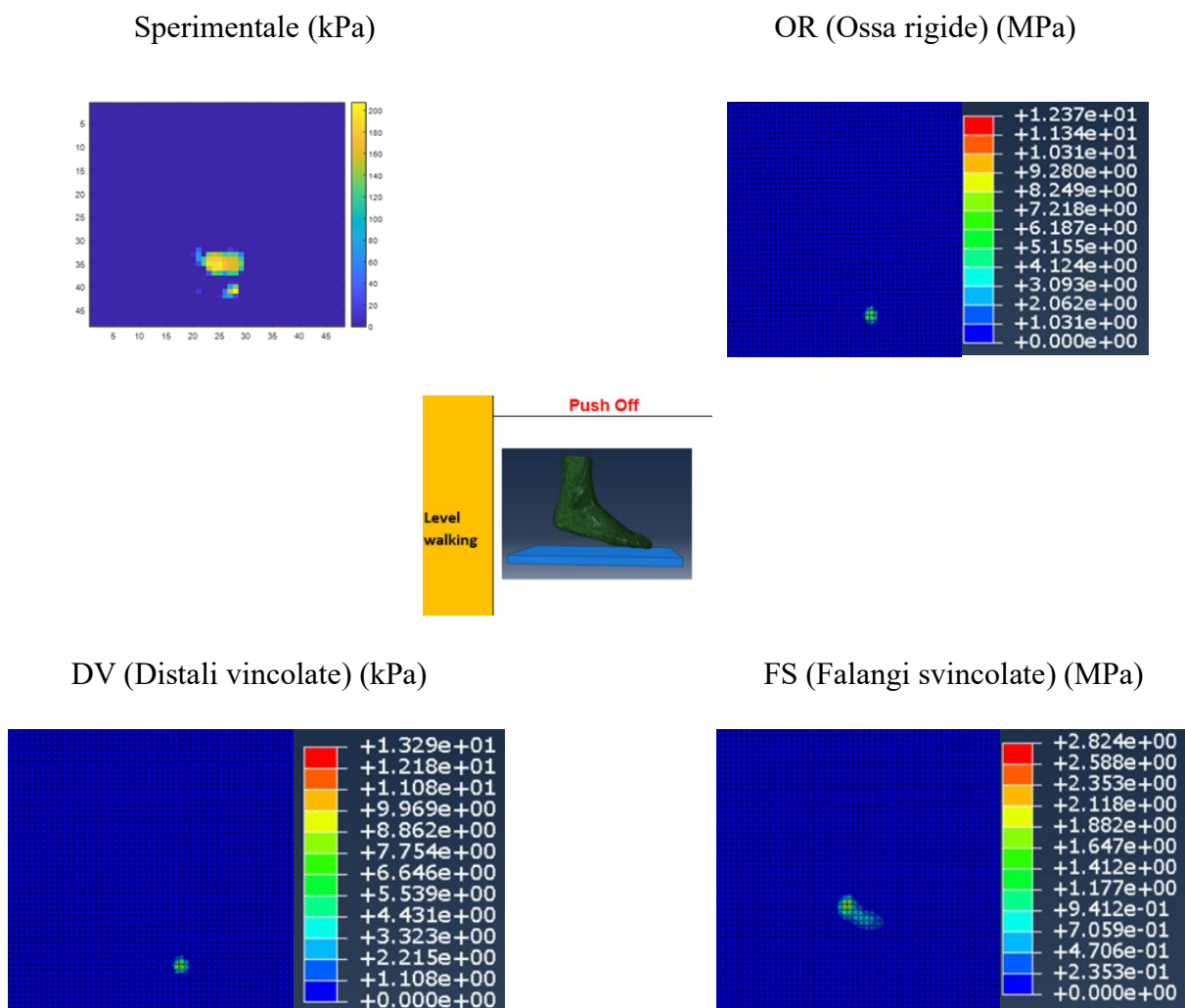


Figura 63: Mappe di pressione plantare dei dati sperimentali (in alto a sinistra) e output della simulazione del modello agli elementi finiti con tecnica 3T MR scarico durante la fase di push off del cammino, considerando i vincoli imposti di ossa rigide (in alto a destra), falangi distali vincolate (in basso a sinistra) e falangi svincolate (in basso a destra). A destra di ogni figura, la barra dei colori si riferisce alle diverse intensità delle pressioni.

Esaminando ora le simulazioni della fase di *push off* del cammino ottenute a partire da 3T MR (Fig.63) si può subito notare un evidente discostamento dai dati sperimentali. Le simulazioni OR e DV presentano una superficie di contatto corrispondente all'appoggio dell'alluce, che però non coinvolge anche i metatarsi come nel dato sperimentale. La simulazione effettuata mantenendo le falangi prive di vincoli al contrario presenta una superficie di pressione che

coinvolge i metatarsi ma che non è in grado di riprodurre l'appoggio dell'alluce. Queste differenze si possono scorgere confrontando i picchi di pressione dei vari modelli simulati; infatti, nei due modelli OR e DV e nel modello FS i valori massimi di pressione si registrano rispettivamente nell'alluce e nel quinto metatarso, essendo praticamente gli unici punti di contatto tra il piede e la pedana. Si può dedurre che anche in questo caso la simulazione della fase di *push off* del cammino porta ad una considerevole sovrastima delle pressioni di picco, la cui differenza in percentuale rispetto al dato sperimentale è di circa il 98 % per le simulazioni OR e DV e del 93% per la simulazione FS (Tab.14).

Differenze percentuali tra i picchi di pressione sperimentali e simulati della fase di *push off* – 3T MR scarico

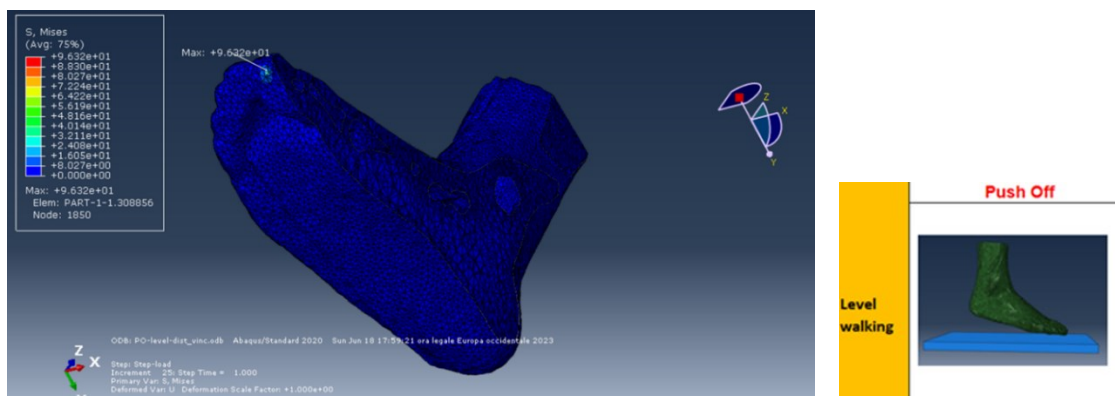
[% del valore sperimentale]

Simulazione OR	+ 98.3 %
Simulazione DV	+ 98.4 %
Simulazione FS	+ 92.9 %

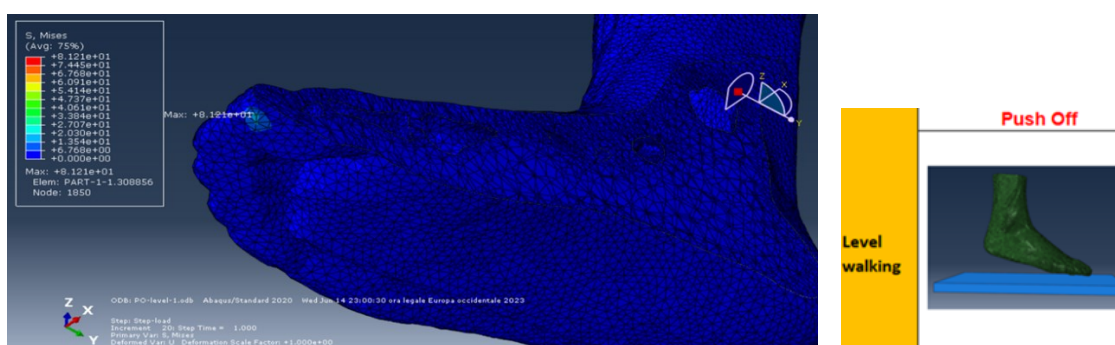
Tabella 14: Errori percentuali sui picchi di pressione, rispetto ai dati sperimentali, delle simulazioni del modello agli elementi finiti elaborato da 3T MR scarico, durante la fase di push off del cammino.

Osservando le sollecitazioni di Von Mises corrispondenti alle tre diverse simulazioni della fase di *push off* del cammino ottenute a partire da 3T MR in scarico, si può notare come nelle simulazioni DV e OR il massimo dello stress sia localizzato esternamente alla superficie della pelle in prossimità dell'alluce, con un valore di sollecitazione simile. Il modello ottenuto vincolando le ossa dal retropiede fino ai metatarsi inclusi invece presenta un picco di sollecitazione nella zona interna dei tessuti molli, vicino al quinto metatarso e ha un valore più grande di circa 2/5 di quelli delle due simulazioni precedenti (Fig.64). I valori di Von Mises relativi alle simulazioni generate vengono riportati di seguito (Tab.15).

3T MR scarico in push off level, simulazione DV



3T MR scarico in push off level, simulazione OR



3T MR scarico in push off level, simulazione FS

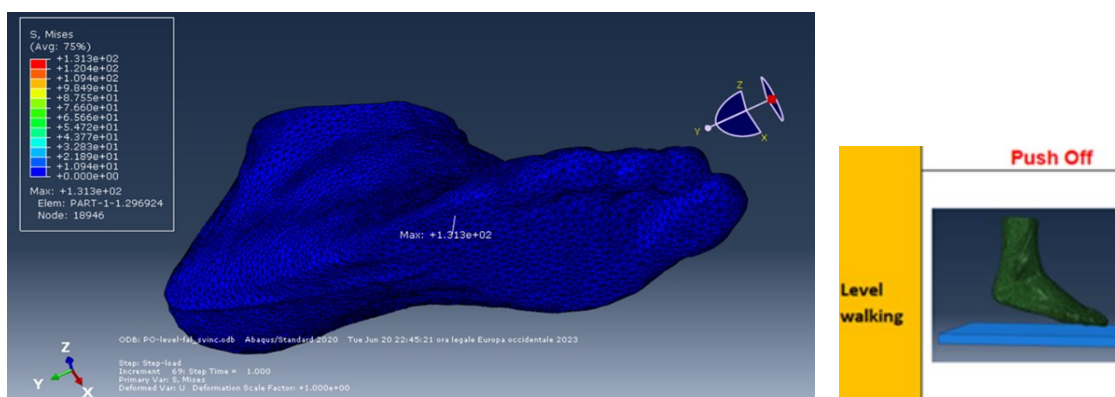


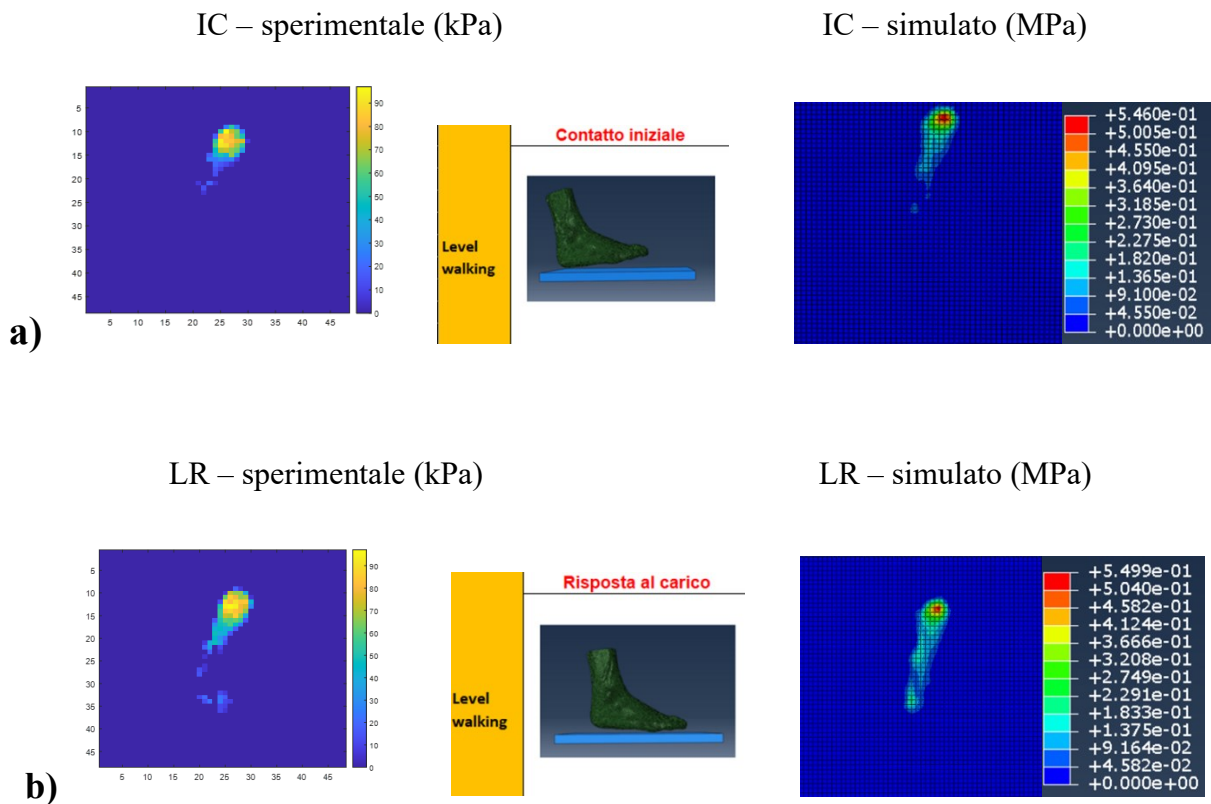
Figura 64: Sollecitazioni di Von Mises relative alla simulazioni FS (in basso), DV (in alto) e OR (al centro) della fase di push off del cammino a partire da acquisizioni con 3T MR in posizione supina. La legenda a sinistra riporta le varie intensità della sollecitazione, segnalandone il massimo, indicato anche in figura.

Modello	Simulazione	Valore di Von Mises (Mpa)
3T MR SCARICO in Push off	OR	81.21
	DV	96.32
	FS	131.3

Tabella 15: Valori di Von Mises relativi alle simulazioni OR, DV e FS generate a partire da 3T MR in scarico in fase di push off.

Per completare l'analisi, si valutano anche le fasi di contatto iniziale (IC), risposta al carico (LR) e appoggio completo (MS) per l'imaging di Risonanza 3T (Fig.65).

3T MR scarico: Mappe di pressione plantare



MS – sperimentale (kPa)

MS – simulato (MPa)

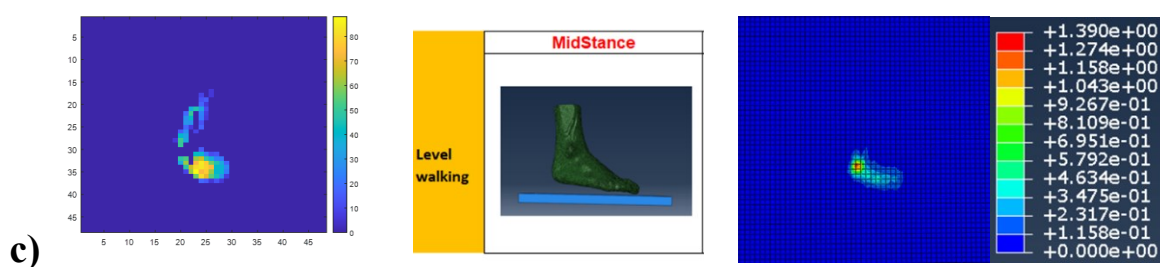


Figura 65: Mappe di pressione plantare dei dati sperimentali (a sinistra) e output della simulazione del modello agli elementi finiti (a destra) elaborato da tecnica 3TMR scarico durante le fasi di IC LR, MS del ciclo del passo. A destra di ogni figura, la barra dei colori si riferisce alle diverse intensità delle pressioni.

La simulazione della fase di contatto iniziale del cammino (Fig.65-a) fornisce in output una mappa pressoria la cui forma è pressoché identica a quella sperimentale. In entrambe le situazioni la parte del piede a contatto con la pedana è il tallone e si registra un picco di pressione proprio in prossimità di quest'ultimo. Confrontando le mappe di pressione plantare relative alla simulazione della fase di risposta al carico (Fig.65-b) e al suo corrispondente dato sperimentale viene riscontrata una certa somiglianza. La forma della superficie pressoria è simile, anche se nel dato simulato risulta più allungata, in quanto viene rilevato il contatto con la superficie laterale del mesopiede. Alcune differenze vengono invece riscontrate tra la mappa di pressione relativa alla simulazione della fase di *midstance* (Fig.65-c) e la rispettiva mappa sperimentale. Nei dati acquisiti con la *gait analysis* l'avampiede e la porzione laterale del mesopiede sostengono il peso del corpo, contrariamente a quanto avviene nel dato simulato, in cui il contatto con la pedana è dovuto ai soli metatarsi. Inoltre, nel dato sperimentale la pressione risulta meglio distribuita nell'avampiede, mentre nella simulazione si può osservare un picco di pressione concentrato prevalentemente nella quinta testa metatarsale. Le maggiori differenze vengono evidenziate confrontando i valori dei picchi di pressione dei dati sperimentali e dati simulati. In tutte e tre le simulazioni i valori massimi pressori vengono sovrastimati rispetto a quelli ricavati dall'analisi del cammino; nella fase di contatto iniziale, risposta al carico e *midstance* si osserva una sopravvalutazione del picco di pressione rispettivamente pari a circa 81%, 82% e 94% rispetto al valore reale (Tab.16).

Differenze percentuali tra i picchi di pressione sperimentali e simulati - 3T MR scarico
[% del valore sperimentale]

Contatto Iniziale	+ 81 %
Risposta al Carico	+ 82 %
<i>Midstance</i>	+ 94 %

Tabella 16: Errori percentuali sui picchi di pressione, rispetto ai dati sperimentali, delle simulazioni del modello agli elementi finiti elaborato da 3T MR scarico, durante le fasi di contatto iniziale, risposta al carico e midstance del cammino.

I valori di pressione di picco delle varie simulazioni FE fin qui ottenute sono mostrati nel grafico sottostante, dove è anche possibile confrontarli rispetto al valore massimo dei dati sperimentali dalla mappa della pressione plantare ottenuta durante l'analisi del passo (Fig.66).

Picchi di pressione - level walking (kpa)

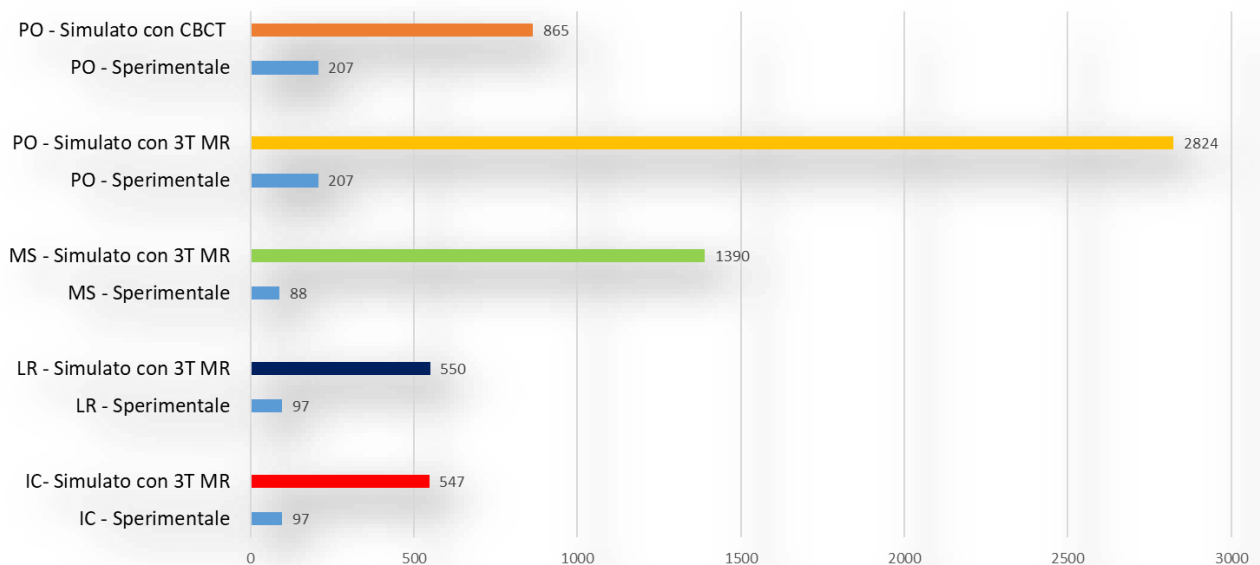
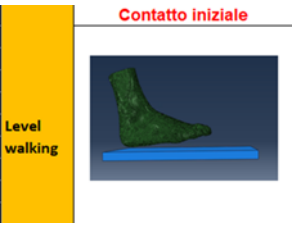
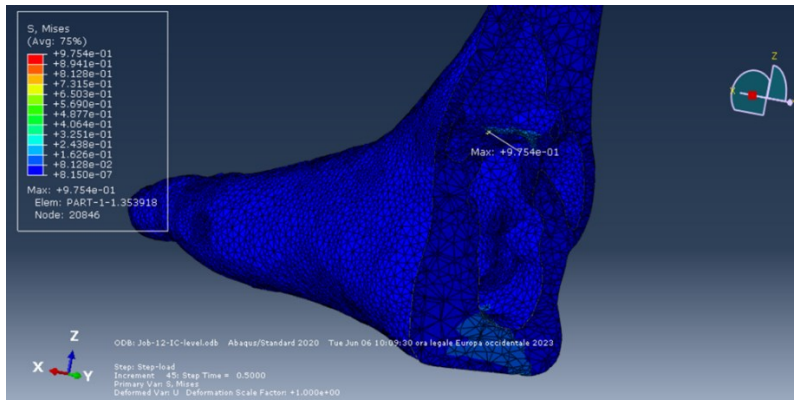


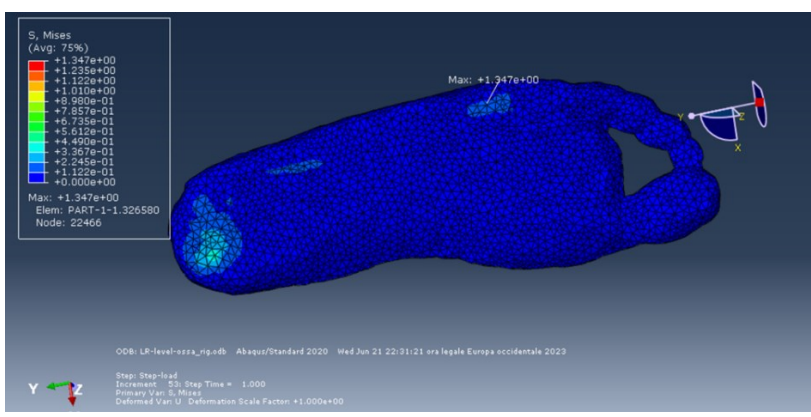
Figura 66: Picchi di pressione, espressi in KPa, durante le fasi di IC,LR,MS e PO, acquisite tramite gait analysis e confrontate con i corrispondenti dati simulati a partire da acquisizioni di CBCT carico e 3T MR in posizione supina.

Esaminando gli stress di Von Mises a cui sono sottoposti i tessuti del piede (Fig.67), si osserva che nella simulazione della fase di IC il massimo della sollecitazione viene notato nella porzione inferiore dell'osso tibiale mentre nelle fasi di LR e MS del passo il massimo della tensione si trova internamente alla superficie della pelle in prossimità della quinta testa metatarsale. I valori di tali sollecitazioni massime sono di 0.975, 1.347 e 25.37 MPa per le simulazioni di contatto iniziale, risposta al carico e *midstance* rispettivamente (Tab.17).

3T MR scarico – Contatto iniziale, level



3T MR scarico – Risposta al carico, level



3T MR scarico – Midstance, level

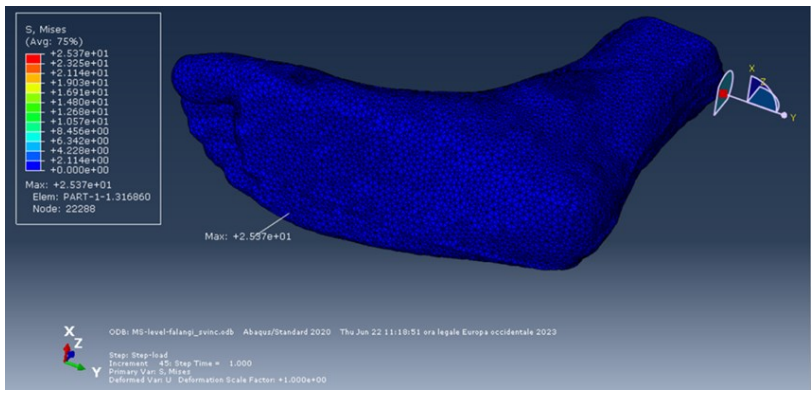


Figura 67: Sollecitazioni di Von Mises delle fasi di IC (in alto), LR (al centro) e MS (in basso) simulate da modelli FE ottenuti a partire da 3T MR in scarico. La legenda a sinistra riporta le varie intensità della sollecitazione, segnalandone il massimo, indicato anche in figura.

Modello	Simulazione	Valore di Von Mises (Mpa)
3T MR SCARICO	IC	0.975
	LR	1.347
	MS	25.37

Tabella 17: Valori di Von Mises relativi alle simulazioni generate a partire da 3T MR.

7.4 Discussione

Risultati tip toe walking

Considerando i risultati delle simulazioni dei modelli FE, ai quali sono associati i dati ricavati dalla *gait analysis* condotta in punta dei piedi, nelle fasi di risposta al carico, *midstance* e *push off* si rilevano sostanziali differenze rispetto ai dati sperimentali per quanto riguarda la forma della mappa delle superfici di pressione. Questo probabilmente è dovuto al modo in cui è posizionato il piede prima di effettuare l'acquisizione di immagini. Nella situazione di carico sviluppata tramite la CBCT, nonostante l'utilizzo di un appoggio per rilassare il calcagno e mantenere il piede eretto sulle proprie punte per tutta la procedura, i muscoli dorsi flessori del piede agiscono cercando di mantenere la posizione di equilibrio e di fatto coinvolgono tutta la superficie dell'avampiede. Invece, durante la deambulazione, in fase di *gait analysis*, i muscoli operano sostenendo e mantenendo sollevato l'arco plantare e quindi si rilevano meno siti di contatto tra la superficie plantare e il suolo (primo e terzo metatarso). Infatti, la conformazione del piede in statica è molto diversa da quella che sia ha durante l'esecuzione di un compito motorio, qualunque esso sia. Per quanto riguarda l'*imaging* di Risonanza 3T i problemi riscontrati possono essere dovuti, oltre a quelli già elencati, anche al fatto che, in fase di preparazione all'acquisizione, il piede probabilmente è vincolato al supporto al punto di comprimere i tessuti molli in punti particolari del piede, modificando in tal senso la conformazione originale.

Le simulazioni inoltre restituiscono valori massimi di pressione che sono sovrastimati rispetto ai corrispondenti valori ricavati dall'analisi sperimentale. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che le simulazioni dei modelli in Abaqus sono effettuate in *quasi-static* quindi non coinvolgendo alcun metodo di calcolo dynamic che includa l'inerzia dei segmenti. Osservando le mappe di pressione plantare il modello che si avvicina maggiormente al dato sperimentale è

quello elaborato da CBCT in carico e che simula la fase del passo di risposta al carico. Anche qui il dato simulato soffre di una sovrastima del picco di pressione, che in questo caso è ancor di più accentuata per il fatto che il modello crea praticamente un unico sito di contatto con la pedana, rappresentato dal primo metatarso, e quindi l'intensità della pressione risulta meno distribuita rispetto alle altre simulazioni eseguite. È possibile comunque dedurre che i risultati migliori si ottengano con modelli generati a partire da *imaging* col piede nella stessa posizione della fase del passo da simulare, come ci si poteva aspettare.

Risultati level walking

Risultati più incoraggianti si osservano effettuando valutazioni su modelli FE del piede, utilizzati per simulare i vari istanti del cammino quotidiano (*level walking*). In particolare, viene analizzata la fase di *push off*, riprodotta con due modelli ottenuti da acquisizioni con CBCT in carico e 3T MR in scarico. Per ciascuno dei due oggetti 3D si esaminano tre simulazioni della fase *push off*, alle quali vengono imposte tre diversi vincoli sulle ossa dello scheletro del piede, e successivamente vengono confrontate con il dato reale corrispondente. Le mappe di pressione, generate dalle simulazioni ottenute con acquisizione CBCT in carico, hanno un buon grado di convergenza rispetto al dato sperimentale, in particolare nelle simulazioni OR e DV. La forma della superficie rispecchia quella ricavata dalla *gait analysis* ma ancora una volta i picchi di pressione vengono sovrastimati e localizzati in presenza del primo metatarso. Cosa che non avviene sperimentalmente in quanto i valori di pressione sono maggiormente distribuiti tra i metatarsi e si ha un picco anche a livello dell'alluce. I modelli elaborati con 3T MR in scarico invece mancano completamente dell'appoggio dei metatarsi nelle simulazioni OR e DV e del contatto con l'alluce in FS. Per lo più, per i motivi citati in precedenza, soffrono sempre del problema della sopravvalutazione dei picchi di pressione. È necessario menzionare il fatto che in questo studio non vengono calcolati gli angoli di inversione/eversione del piede in maniera precisa, ma attraverso la sola ispezione visiva, e questo potrebbe essere un'ulteriore fonte di errore nell'impostazione del modello. In ogni caso, a fronte dei risultati ottenuti e delle considerazioni fatte, si può affermare che il modello elaborato da CBCT in carico riproduce in maniera più fedele la fase di *push off* del cammino rispetto alla 3T MR in scarico.

Limiti e sviluppi futuri

Innanzitutto, un limite di questo modello consiste nel fatto che sono state applicate delle condizioni al contorno, ricavate da attività dinamiche, a oggetti 3D che sono stati acquisiti attraverso varie tecniche di *imaging* in modo statico. A tal scopo nel modello sono stati inseriti dei connettori per simulare il comportamento biomeccanico del piede durante il movimento; in particolare sono stati aggiunti i cinque tendini della fascia plantare, che legano il calcagno alla cinque teste metatarsali, e tre legamenti plantari corti che collegano il calcagno con il lato plantare del cuboide. Tuttavia, affinché la simulazione rispecchi il più possibile la realtà, sarebbe necessario considerare più elementi, introducendo per esempio nel FEM le forze muscolari, come già fatto da Scarton et al. [35]. Pertanto, in uno studio futuro, si potrebbero considerare i muscoli e la loro attivazione muscolare, calcolata mediante il software OpenSim, e includerli in tale modello per avere una valutazione più accurata. Come già accennato nel paragrafo precedente, un'ulteriore elemento che potrebbe essere aggiunto successivamente in nuovi studi FEM è l'angolo di inversione/eversione del piede; infatti, nell'atto di posizionare il modello del piede rispetto alla piattaforma in Abaqus, tale valore non viene impostato grazie alla *gait analysis* ma viene identificato attraverso semplice ispezione visiva. Perciò la stima precisa di questo dato renderebbe la simulazione ancora più completa.

In questo studio per effettuare delle valutazioni sul *tip toe walking* è stata eseguita una Cone Beam, dove il piede è stato acquisito in posizione eretta sulle proprie punte. Il supporto posizionato dietro al calcagno per mantenere il piede rilassato di fatto non attenua l'azione muscolare dorsale e plantare; perciò, si potrebbero impiegare dei sostegni di miglior manifattura per vincolare il piede lateralmente e mantenerlo fermo durante il breve periodo di acquisizione. Per lo più, in questo lavoro non si è potuta sfruttare la tecnica di *imaging* CBCT in posizione supina in quanto l'oggetto 3D, risultante dall'acquisizione, era completamente sprovvisto delle falangi, a causa delle dimensioni limitate del campo visivo della Cone Beam e delle dimensioni geometriche abbondanti del piede del soggetto acquisito. Con gli strumenti a disposizione non è stato possibile eseguire un'operazione di *stitching*, per cucire i metatarsi con le falangi prese da un'altra acquisizione.

In conclusione, considerato che la posizione in *imaging* del piede sulle punte simula con maggior efficacia la fase di *push off* del cammino rispetto all'*imaging* in scarico, sarebbe interessante sfruttare questa modalità di acquisizione di immagini per analizzare diverse patologie che alterano la morfologia dell'avampiede, come l'alluce valgo, il dito a martello, il piede equino, ecc. Tutto ciò si potrebbe estendere ad una coorte di pazienti più ampia, (nello studio è stato coinvolto un solo piede) in modo da poter valutare e confrontare più situazioni possibili.

Conclusioni

Il piede presenta un'architettura complessa a tal punto che le sue variabili biomeccaniche non sono sempre misurabili in vivo (ad esempio le sollecitazioni interne ai tessuti). In ambito ingegneristico, per poterne studiare il comportamento, si ricorre alla creazione di modelli agli elementi finiti, i quali si rivelano di fondamentale importanza per progettare plantari e protesi, verificando le caratteristiche in simulazione prima di procedere alla loro realizzazione. In questo studio si è proposto di utilizzare la modellazione FE per poter analizzare un tipo di deambulazione differente rispetto alla camminata quotidiana, la *tip toe walking*, nota come andatura in punta di piedi. Per condurre questo studio è stato generato un modello soggetto specifico del piede a partire da dati di *imaging* acquisiti presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna. In questo lavoro sono state sfruttate le tecniche di acquisizione di immagini CBCT in carico sulle punte dei piedi e l'*imaging* 3T MR in cui si è considerata la condizione di scarico in posizione supina. La segmentazione dei dati ottenuti da queste acquisizioni ha permesso di generare la geometria del piede e di poter creare successivamente la *mesh* volumetrica per ogni modello ottenuto. La conseguente importazione dei modelli "*meshati*" in Abaqus ha consentito di poter eseguire delle simulazioni per valutare il comportamento in vivo del piede, sia in *tip toe* che in camminata classica. Una volta raccolti tutti gli elementi richiesti sono state eseguite delle simulazioni per ciascuna delle due acquisizioni, esaminando i due compiti motori eseguiti e suddividendo il ciclo del passo in quattro fasi distinte: contatto iniziale (IC - *Initial Contact*), risposta al carico (LR - *Loading Response*), appoggio completo (MS - *Midstance*) e spinta (PO - *Push Off*). Le mappe di pressione plantare, che rappresentano l'output delle simulazioni FE, sono state utilizzate per effettuare delle valutazioni sul modello FE proposto, attraverso il confronto con i dati sperimentali corrispondenti ottenuti durante l'analisi del cammino. Inoltre, per valutare meglio i risultati finali, sono state calcolate le pressioni di picco e le sollecitazioni di Von Mises relative alle varie fasi del passo, per le rispettive tipologie di camminata. I risultati raggiunti in questo studio si rivelano interessanti.

Tip toe walking

Prendendo in considerazione i modelli FE simulati con i dati in punta di piedi, sono state osservate notevoli differenze rispetto ai corrispondenti dati sperimentali nella forma delle mappe di pressione plantare (siti di contatto tra piede e piattaforma localizzati in punti diversi). Questo probabilmente è dovuto al posizionamento del piede durante le varie acquisizioni di *imaging*. Il modello ottenuto a partire dai dati di risonanza 3T ha sofferto di problemi analoghi.

Inoltre, tali modelli hanno restituito valori di pressione che sono risultati molto più grandi rispetto ai corrispondenti valori ricavati dall'analisi delle pressioni durante il cammino. Considerando gli stress di Von Mises dei tessuti molli, nel modello in risposta al carico generato con la CBCT il massimo della sollecitazione è stato localizzato sulla superficie esterna della pelle sotto al primo metatarso, mentre negli altri modelli lo stress maggiore è stato visualizzato internamente al tessuto in prossimità del primo metatarso con un valore simile per i due modelli in *push off*. Il modello ottenuto dai dati di *imaging* CBCT in carico sembrerebbe aver sviluppato risultati migliori rispetto alla risonanza eseguita in scarico. Ciò nonostante, il modello Foot proposto si è rivelato poco robusto nel ricreare in vivo il comportamento biomeccanico del piede durante la *tip toe walking*.

Level walking

Esiti più incoraggianti sono stati riscontrati valutando modelli FE del piede nella simulazione della fase di *push off* della camminata quotidiana. Per quanto riguarda la CBCT, la mappa di pressione generata dal modello ottenuto vincolando le ossa come corpo rigido, hanno mostrato un buon grado di convergenza rispetto al dato sperimentale. Ancora una volta però i picchi di pressione sono stati sovrastimati e localizzati in punti differenti della mappa.

Nella 3T MR invece è stato esaminato un modello nel quale le ossa venivano vincolate fino alle teste metatarsali (incluse) lasciando volontariamente le falangi senza vincoli. La simulazione relativa a questa fase ha prodotto una mappa pressoria costituita dai soli contatti sulla porzione esterna dei metatarsi e priva del contatto con l'alluce. Per lo più, sussisteva ancora la questione della generazione di mappe pressorie con valori maggiori o sovradimensionate.

Per quanto riguarda le sollecitazioni di Von Mises nel modello del *push off* elaborato con CBCT in carico il valore più alto dello stress era situato all'interno dei tessuti molli in prossimità del primo metatarso, mentre per il modello ricavato da 3T MR la tensione massima è stata localizzata esternamente alla superficie della pelle in vicinanza dell'alluce.

Per completare l'analisi del modello ottenuto da 3T MR sono state valutate anche le simulazioni di contatto iniziale, risposta al carico e *midstance*, sempre con le condizioni al contorno ricavate dalla *level walking*. Le forme delle superfici pressorie ottenute avevano un certo grado di somiglianza con le relative mappe sperimentali, anche se nella simulazione della fase di risposta al carico la forma risultava più allungata, a causa del contatto della superficie laterale del mesopiede con la pedana. Nel dato sperimentale in *midstance* invece il peso del corpo era sostenuto dalla porzione laterale del mesopiede contrariamente a quanto presente nel dato simulato in cui il contatto con la pedana era dovuto ai solo metatarsi. In tutte e tre le simulazioni

i valori massimi pressori venivano sovrastimati rispetto a quelli ricavati dall'analisi delle pressioni nel cammino con errori in percentuale molto elevati in proporzione al dato sperimentale.

Considerati i risultati ottenuti, si è potuto stabilire la superiorità della tecnica di *imaging* CBCT carico sulla 3T MR scarico nello sviluppare modelli FEM in grado di riprodurre in maniera piuttosto fedele la fase di *push off* del cammino. Tuttavia, il modello impiegato in questo studio potrebbe essere notevolmente migliorato in futuro per nuovi scopi di ricerca che riguardano il *tip toe walking* e non solo. Ad esempio, attraverso l'introduzione nel modello FE dei muscoli e delle loro attivazioni, che possono essere stimate tramite il software OpenSim. In aggiunta potrebbe anche essere ricavato l'angolo di inversione/eversione, che in questo studio non è stato considerato. La progettazione di un nuovo protocollo per l'acquisizione in carico potrebbe inoltre ottimizzare la procedura di ottenimento di immagini del complesso caviglia-piede. Oltre al supporto sotto al calcagno utilizzato in questo studio, vari sostegni potrebbero essere impiegati per vincolare lateralmente il piede e mantenerlo in posizione eretta sulle punte senza sforzare troppo i muscoli del dorso e della superficie plantare durante la procedura di *imaging*. Sarebbe interessante sfruttare *imaging* in punta di piedi per generare modelli che analizzano ulteriori patologie che alterano la morfologia dell'avampiede, come l'alluce valgo, il dito a martello, il piede equino, ecc. La Cone Beam ha un campo visivo limitato a geometrie del piede ridotte e impiega radiazioni ionizzanti, la cui dose è comunque molto bassa rispetto alle CT tradizionali. Tutto ciò potrebbe essere esteso ad una coorte di pazienti più allargata, (nello studio è stato coinvolto un solo piede) in modo da poter valutare e confrontare più situazioni possibili. In conclusione, la modellazione agli elementi finiti è uno strumento fondamentale per poter studiare la biomeccanica della locomozione e non può prescindere dall'utilizzo di tecnologie di *imaging* sofisticate, che ci consentono di ampliare gli orizzonti della ricerca ed esplorare tutti i dettagli anatomici del corpo umano.

Bibliografia

1. Guiotto, A., et al., *3D finite element model of the diabetic neuropathic foot: a gait analysis driven approach*. J Biomech, 2014. 47(12): p. 3064-71.
2. <https://www.my-personaltrainer.it>.
3. <https://www.gavazzeni.it>.
4. <https://www.sistemha.com>.
5. <https://www.lascienzainplastra.it>.
6. Sever, K.; Golušin, L.M.; Loncar, J. *Optimization of Gradient Descent Parameters in Attitude Estimation Algorithms*. Sensors 2023, 23, 2298.
7. <https://it.wikipedia.org>.
8. A. Leporini, *Analisi comparative di diversi modelli di protesi di ginocchio mediante simulazione dinamica*, Tesi di Laurea, Politecnico di Milano (2013).
9. A. Cappello, A. Cappozzo, P. Enrico di Prampero, *Bioingegneria della postura e del movimento*, Patron editore, 2003.
10. www.federicousuelli.com
11. Yawing, DuoWai-chiWong , Quartan, Zongyang Li & Ming Zhang , *Total ankle arthroplasty and ankle arthrodesis affect the biomechanics of the inner foot differently*, Sci Rep. 2019; 9(1).
12. D.V. Rai, L.M. Aggarwal, *The Study of Plantar Pressure Distribution in Normal and Pathological Foot*, Pol Journal of Medical Physics Engineering, 2006;12(1): p. 25-34.
13. www.salute.gov.it
14. P. Mozzo, C. Procacci, A. Tacconi, P. Tinazzi Martini, I.A. Bergamo Andreis, *A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results*, Eur. Radiol. 8, 1558-1564 (1998).

15. W. Zbijewski et al., *A dedicated cone-beam CT system for musculoskeletal extremities imaging: Design, optimization, and initial performance characterization*, Medical Physics, Vol. 38, No. 8, August 2011.
16. R. Izzetti, R. Gaeta, D. Caramella, V. Giuffra, *Cone-Beam Computed Tomography vs. Multi-Slice Computed Tomography in paleoimaging: where we stand*, 2020, 13;71(1):63-72.
17. E. Venkatesh, S. Elluru, *Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry*, J Istanbul Univ Fac Dent 2017;51(3 Suppl 1).
18. Godoy-Santos et al., *Weight-bearing cone-beam computed tomography in the foot and ankle specialty: where we are and where we are going – an update*, Radiol Bras. 2021 Mai/Jun;54(3):177–184.
19. Kaneda, K., et al., *Three-dimensional kinematic change of hindfoot during full weightbearing in standing: an analysis using upright computed tomography and 3D3D surface registration.*, J Orthop Surg Res, 2019. 14(1): p. 35.
20. Richter, M., et al., *PedCAT for 3D-imaging in standing position allows for more accurate bone position (angle) measurement than radiographs or CT. Foot Ankle Surg*, 2014. 20(3): p. 201-7.
21. Vicon Nexus, *User Guide*.
22. R. Tomaselli, *Estrazione di parametri cinematici e dinamici per la progettazione di un esoscheletrico motorizzato*, Tesi di Laurea, Università di Bologna, (2013).
23. Corporation, B., *Force Plate User Manual*. 2012.
24. Sawacha, Z., et al., *Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients.*, J Neuroeng Rehabil, Oct. 2009. 6: p. 37.

25. Sawacha, Z., et al., *Integrated kinematics-kinetics-plantar pressure data analysis: a useful tool for characterizing diabetic foot biomechanics.*, *Gait Posture*, 2012. 36(1): p. 20-6.
26. J.Cheung et al., PhD, *A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design*, *Arch Phys Med Rehabil* Vol 86, February 2005.
27. W. Chen et al., *Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue- A preliminary three-dimensional finite element analysis*, *Medical Engineering Physics* 32, 2010, p. 324–331.
28. T.-M. Chu, N.P. Reddyt, J. Padovan, *Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene, ankle-foot orthosis: static analysis.* , ed. *Eng. Phys.* Vol. 17, No. 5, pp. 372-379, 1995.
29. A. Gefen, M. Megido-Ravid Y. Itzchak, M. Arcan, *Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure During Gait: A Basic Tool for Clinical Applications*, Vol. 122, 2000, p. 631-639.
30. S. Goske, A. Erdemir, M. Petre, S. Budhabhatti, P.R. Cavanagh, *Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis*, *Journal of Biomechanics* 39, 2006, 2363–2370.
31. M.Wang, S.Li, E.Teo, G.Fekete, Y.Gu, *The Influence of Heel Height on Strain Variation of Plantar Fascia During High Heel Shoes Walking-Combined Musculoskeletal Modeling and Finite Element Analysis*, *Front. Bioeng. Biotechnol.*, 2021.
32. M. Moayedi, R. Naemi, A.R. Arshi, M. Akrami, M. Salehi, *An investigation of the ankle contact forces in a foot with hammer toe deformity. A comparison of patient-specific approaches using finite element modeling and musculoskeletal simulation*, *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2022; p. 2552-2555.

33. SIMPLEWARE LTD. ScanIP, +FE and +CAD, *Reference Guide*, 2012.
34. Gray, H., *ed. Anatomy of the Human Body*. 1918.
35. Scarton, A.; Guiotto, A.; Malaquias, T.; Spolaor, F.; Sinigaglia, G.; Cobelli, C.; Jonkers, I.; Sawacha, Z., *A Methodological Framework for Detecting Ulcers' Risk in Diabetic Foot Subjects by Combining Gait Analysis, a New Musculoskeletal Foot Model and a Foot Finite Element Model*. *Gait Posture*, 2018, *60*, 279–285