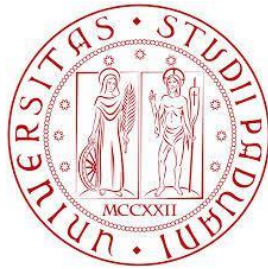


UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE
CORSO DI LAUREA SPECIALISTICA IN BIOINGEGNERIA



TESI DI LAUREA

**SVILUPPO DI UNA METODOLOGIA PER LA PERSONALIZZAZIONE
DI PLANTARI MEDIANTE MODELLAZIONE AGLI ELEMENTI FINITI
SUPPORTATA DA DATI DI ANALISI DEL MOVIMENTO**

RELATORE: PROF.SSA ZIMI SAWACHA, PHD

CORRELATORE: ANNAMARIA GUIOTTO, PHD

LAUREANDO: MARCO GALUPPO

Firma relatore

Firma studente

2 Dicembre 2019

ANNO ACCADEMICO 2019-2020

INDICE

Introduzione

Capitolo 1: Modellazione agli elementi finiti del complesso piede e caviglia	7
1.1 Modelli muscolo-scheletrici e agli elementi finiti	7
1.2 Geometrie	8
1.2.1 Creazione dei volumi.....	8
1.3 La mesh	10
1.3.1 Tipi di mesh.....	10
1.3.2 Adattamento della mesh	11
1.4 Materiali.....	14
1.5 Definizione delle condizioni al contorno tramite analisi del movimento	14
1.5.1 Analisi del cammino	16
1.5.2 Strumentazione per l'analisi del movimento.....	19
Stereofotogrammetria	19
Piattaforma di forza	20
Piattaforma di pressione	21
Sistemi inerziali: accelerometri e giroscopi	23
Elettromiografi	23
1.6 Simulazioni.....	24
1.7 Modello del piede	25
Capitolo 2: Anatomia del piede	27
2.1 Introduzione.....	27
2.2 Struttura ossea.....	27
2.3 Articolazioni.....	28
2.4 Legamenti	29
2.5 Muscoli	29
2.6 Tendini	30
2.7 Deformità e patologie del piede.....	30

2.7.1 Piede piatto	31
2.7.2 Piede cavo	31
2.7.3 Piede diabetico.....	33
2.7.4 Alluce valgo.....	34
2.7.5 Dito a martello	34
2.7.6 Artrosi.....	35
2.7.7 Fascite plantare.....	36
2.7.8 Spina calcaneare	36
2.7.9 Tallonite	36
2.8 Movimenti del piede	37
2.8.1 Piani principali del movimento.....	37
2.8.2 Abduzione e Adduzione	37
2.8.3 Flessione Plantare e Dorsale	38
2.8.4 Inversione ed Eversione.....	38
2.8.5 Pronazione	39
2.8.6 Supinazione	39
Capitolo 3: Ortesi plantari	40
3.1 Ortesi dell'arto inferiore	40
3.2 Ortesi plantari	41
3.3 Materiali.....	41
3.4 Tecniche di produzione	43
3.4.1 Plantari per asporto.....	44
3.4.2 Plantari su calco.....	44
3.4.3 Plantare realizzato con tecnica CAD/CAM.....	45
3.4.4 Tecnica specifica per soletta in fibra di carbonio.....	46
3.5 Orthomedica.....	47
3.6 Stato dell'arte della modellazione di plantari	53
Capitolo 4: Materiali e metodi	55
4.1 Soggetto.....	55
4.2 Acquisizione delle pressioni plantari.....	55

4.2.1 Sistema Pedar [60].....	55
4.2.2 Acquisizioni	56
4.2.3 Elaborazione dei dati di pressione.....	56
4.3 Geometrie	58
4.3.1 Piede	58
4.3.2 Ossa.....	61
4.3.3 Plantari.....	61
4.4 Analisi FEM.....	63
4.4.1 Generazione del modello	63
Ossa.....	64
Plantari.....	64
Piano d'appoggio	65
4.4.2 Configurazione iniziale	65
4.4.3 Simulazioni senza plantare	66
4.4.4 Simulazioni con plantari	67
Capitolo 5: Risultati e conclusioni	69
5.1 Analisi posturografica del soggetto.....	69
5.2 Risultati delle simulazioni	71
5.2.1 Dati di pressione durante la fase di risposta al carico	71
5.2.2 Dati di pressione durante la fase di appoggio intermedio.....	73
5.2.3 Stress interni di von Mises	76
5.3 Conclusioni.....	78
5.4 Limiti.....	79
5.5 Sviluppi futuri.....	79

Introduzione

Le ortesi plantari sono sempre più utilizzate nella pratica clinica di routine per prevenire o trattare deformità del piede o alterazioni funzionali.

Per quanto riguarda la progettazione dei plantari esistono svariate tecniche e modalità, ciò che è fondamentale è verificarne la funzionalità, si rende quindi necessaria una valutazione oggettiva di quanto prodotto.

Questo lavoro di tesi è stato svolto presso il laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova ed in collaborazione con l'azienda Orthomedica Srl di Padova.

Lo scopo di questa tesi è stato lo sviluppo di una metodologia che consentisse di valutare l'impatto dell'utilizzo dei plantari sulle sollecitazioni interne alla struttura del piede durante il cammino.

È stata quindi adoperata una procedura basata sulla analisi agli elementi finiti in grado di testare i plantari, anche prima della produzione, per valutarne l'efficacia e per poter suggerire eventuali modifiche. Nello specifico i parametri qui utilizzati per fare confronti con i dati reali e tra le varie simulazioni sono la mappa delle pressioni plantari e le sollecitazioni di von Mises.

È stato costruito un modello agli elementi finiti di un piede piatto e relativa ortesi plantare, sono state fatte delle simulazioni per confrontare le pressioni virtuali e quelle rilevate dai sensori delle solette Pedar-X® (Novel, GmbH).

La tesi è divisa in cinque capitoli.

Nel capitolo 1 è presente una descrizione degli step del processo di modellazione FEM: acquisizione delle geometrie di partenza, definizione delle condizioni al contorno tramite analisi del movimento, analisi fem.

Nel capitolo 2 viene descritto il segmento anatomico del piede, la sua anatomia, le deformità, le patologie ed i movimenti principali.

Nel capitolo 3 è presente una review sullo stato dell'arte delle ortesi plantari.

Nel capitolo 4 sono esposti i risultati delle simulazioni FEM.

Nel capitolo 5 sono presenti conclusioni, limiti e sviluppi futuri.

Capitolo 1: Modellazione agli elementi finiti del complesso piede e caviglia

1.1 Modelli muscolo-scheletrici e agli elementi finiti [..., 41]

La modellazione muscolo-scheletrica consente di descrivere e studiare il movimento delle varie parti del nostro corpo, viste come segmenti rigidi che si muovono l'uno rispetto all'altro in presenza di forze e vincoli specifici.

Tra i software per modellazione muscolo-scheletrica più utilizzati ci sono Opensim ed Anybody.

Il primo è un software open source per la modellazione, la simulazione e l'analisi biomeccaniche. Il suo scopo è di fornire strumenti gratuiti e ampiamente accessibili per condurre ricerche di biomeccanica e scienze del controllo motorio.

Il sistema di modellazione *AnyBody Modeling System* è un software usato per simulare nello specifico il movimento del corpo umano. È possibile eseguire simulazioni avanzate per calcolare forze muscolari individuali, forze e momenti di contatto comuni, metabolismo, energia elastica nei tendini, azione muscolare antagonista e molto altro ancora.

La modellazione muscolo-scheletrica può essere effettuata anche modellazione agli elementi finiti (FEM).

L'analisi agli elementi finiti è una tecnica di simulazione utilizzata in campo ingegneristico, basata sul metodo degli elementi finiti (FEM) che ha come obiettivo quello di risolvere in maniera approssimata sistemi di equazioni differenziali alle derivate parziali.

Gli ingegneri la usano per ridurre il numero di prototipi fisici ed esperimenti e ottimizzare i componenti nella loro fase di progettazione per sviluppare prodotti migliori, più velocemente.

È necessario usare la matematica per comprendere e quantificare completamente tutti i fenomeni fisici come il comportamento delle strutture o dei fluidi, trasporto termico, propagazione delle onde, crescita delle cellule biologiche, ecc. La maggior parte di questi processi sono descritti usando equazioni differenziali parziali (PDE). Tuttavia, affinché un computer risolva questi PDE, negli ultimi decenni sono state sviluppate tecniche numeriche e una delle più importanti, oggi, è l'analisi agli elementi finiti.

Le equazioni differenziali non possono solo descrivere i processi della natura, ma anche i fenomeni fisici incontrati nella meccanica ingegneristica. Queste equazioni differenziali parziali sono equazioni complicate che devono essere risolte per calcolare le quantità rilevanti di una struttura (come le sollecitazioni, tensioni ecc..) al fine di stimare un determinato comportamento dell'oggetto esaminato sotto un determinato carico.

È importante sapere che l'analisi agli elementi finiti (FEA) fornisce solo una soluzione approssimativa al problema ed è un approccio numerico per ottenere il risultato reale di queste equazioni differenziali parziali.

Negli ultimi anni sono state sviluppate svariate tecniche e metodologie differenti per creare dei modelli agli elementi finiti del complesso piede e caviglia, i quali ricreano in maniera precisa le geometrie specifiche di un soggetto e le varie proprietà in modo da poter simulare e studiare il relativo comportamento sotto determinate condizioni.

La modellazione FEM include le seguenti componenti, che possono essere soggetto specifiche o meno:

- geometrie di ossa, muscoli, legamenti
- condizioni al contorno necessarie per definire il movimento, gli sforzi, i carichi
- Proprietà dei materiali e dei contatti

1.2 Geometrie

Spesso si utilizzano geometrie fornite dalla letteratura o dai software stessi per la modellazione. È anche possibile utilizzare le geometrie soggetto-specifiche. Per poter ottenere le geometrie del modello sono disponibili varie tecniche, ognuna con i suoi vantaggi e svantaggi. Queste si basano sulla segmentazione di immagini acquisite tramite MRI, CT-Scan e scanner 3D.

1.2.1 Creazione dei volumi

La segmentazione è una operazione che consiste nella divisione delle immagini in parti differenti coerenti rispetto ad un determinato criterio di similarità.

Il dettaglio raggiunto dipende da quello che voglio ottenere dall'immagine, il procedimento termina nel momento in cui gli oggetti o le regioni interessate vengono individuate.

Le tecniche principali che oggi sono maggiormente utilizzate si basano su due approcci differenti:

- Discontinuità (edge based): si divide l'immagine in base a grandi variazioni dell'intensità locale, per cui i bordi delle regioni devono essere differenti tra loro e rispetto allo sfondo.
- Similarità (region based): si basa sulla somiglianza tra varie regioni. Tra le varie tecniche utilizzate, tra le più note ci sono il thresholding e il region growing.

Nello schema qui sotto è presente una panoramica generale di tutti i metodi più usati attualmente.

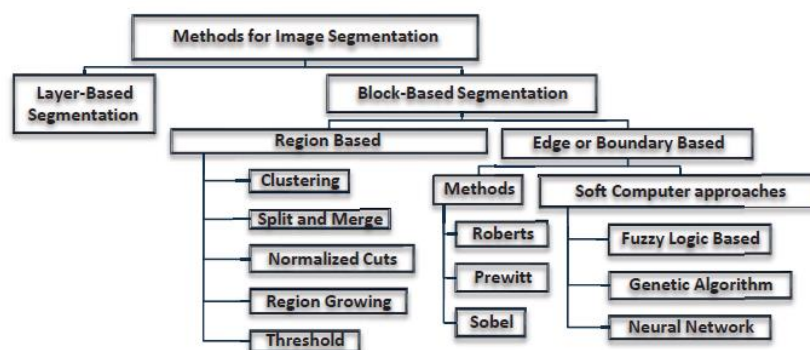


Figura 1: panoramica metodi segmentazione immagine [1]

Per quanto riguarda i volumi, la costruzione dei modelli si basa sulle immagini digitali acquisite tramite tecniche differenti, tra le più famose la tomografia computerizzata (CT) [14,27,28,29] e l'imaging a risonanza magnetica (MRI) [10,62,29,30,18,36], da notare che la seconda è sicuramente meno invasiva rispetto alla prima e risulta generalmente più accurata.

La ricostruzione delle superfici anatomiche avviene tramite vari software che elaborano i dati acquisiti coi metodi precedenti e li segmentano restituendo solo i voxel delle parti di interesse, tipo ossa o muscoli ad esempio.

Solitamente viene generato in uscita un file in formato STL (Stereo Lithography interface format o acronimo di "Standard Triangulation Language"), un formato di file, binario o ASCII, nato per i software di stereolitografia CAD ed utilizzato nella prototipazione rapida attraverso software CAD.

Un file di questo tipo rappresenta un solido la cui superficie è stata discretizzata in triangoli. Esso consiste delle coordinate X, Y e Z ripetute per ciascuno dei tre vertici di ciascun triangolo, con un vettore per descrivere l'orientazione della normale alla superficie.

Synopsys Simpleware ScanIP ad esempio è un software di elaborazione di immagini 3D che permette di visualizzare, analizzare, quantificare, segmentare ed esportare dati da risonanza magnetica (MRI) e tomografia computerizzata (CT).

Questo programma permette poi di esportare le immagini segmentate ad altri programmi CAD (computer-aided design) come AutoCAD, Geomagic e Solidworks e stampanti 3D, in formato STL, mesh di superficie e nuvole di punti, oppure in alternativa consente di esportarle direttamente come mesh di volume a software CAE (Computer-aided engineering) come Abaqus.

Un altro software molto usato è Materialise Mimics, questo crea modelli di superficie tridimensionali a partire da un grande numero di immagini 2D.

Un altro metodo consiste nell'effettuare una scansione tridimensionale dell'oggetto in esame tramite uno scanner 3D, come effettuato in [8].

1.3 La mesh

Un mesh è, per definizione, un insieme di nodi e celle, collegati per formare una rete o griglia.

Ogni cella o nodo della mesh conterrà una soluzione locale delle equazioni, a seconda che queste siano state discretizzate sulle celle o sui nodi.

In generale, vengono scelti i nodi quando le equazioni vengono approssimate utilizzando il metodo delle differenze finite.

1.3.1 Tipi di mesh

La mesh può avere diverse forme di geometria e topologia, dalle più regolari delle mesh strutturate (figura 8) alle più complesse delle mesh non strutturate.

Quest'ultimo tipo di mesh è il più utilizzato in quanto consente di approssimare arbitrariamente qualsiasi forma geometrica.

Contrariamente alle mesh strutturate, in cui le coordinate e le connessioni associano agli elementi di una matrice, le mesh non strutturate richiedono strutture dati speciali, come una lista dei nodi e delle relative adiacenze (figura 9).

La numerazione dei nodi o delle celle della mesh non strutturata può essere arbitraria.

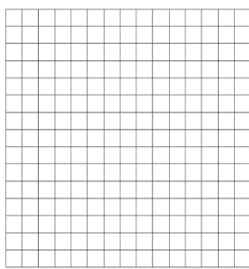


Figura 8: mesh strutturata [41]

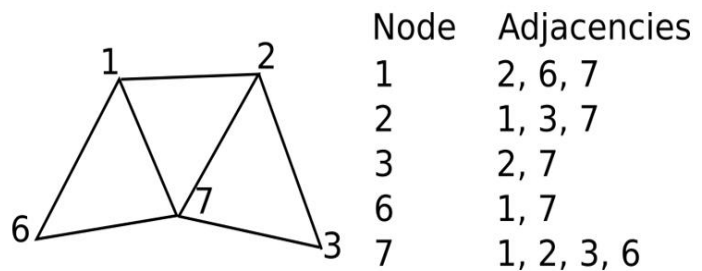


Figura 9: mesh non strutturata [41]

Come mostrato in figura 10 esistono due tipo di celle: bidimensionali e tridimensionali. Quelle bidimensionali più comuni sono il triangolo e il quadrangolo, quelle tridimensionali sono il tetraedro e l'esaedro, ma potrebbero anche includere la piramide e il cuneo

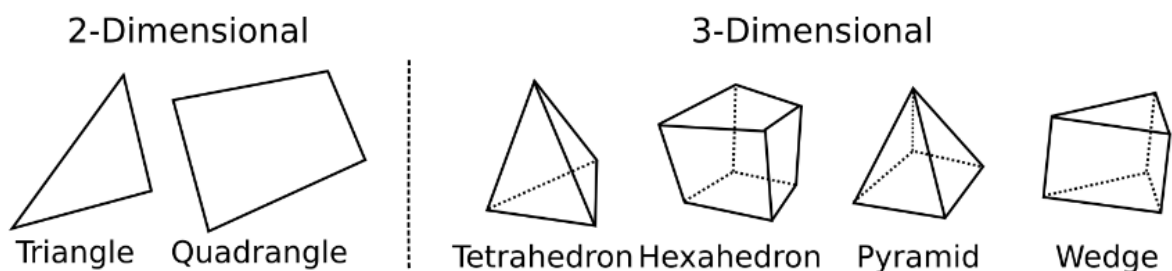


Figura 10: diversi tipi di celle [41]

1.3.2 Adattamento della mesh

Poiché sulle mesh non strutturate i nodi e le adiacenze non seguono alcun tipo di struttura globale, è possibile aggiungere, rimuovere e spostare celle e nodi liberamente.

A seconda della natura del problema, sono necessarie tecniche di adattamento per ottenere soluzioni ottime mantenendo basso il costo computazionale, tenendo quindi sotto controllo il numero complessivo di celle e nodi.

Modificare la mesh incide fortemente sull'accuratezza delle soluzioni ottenute e sui tempi di simulazione.

I principali fattori da ottimizzare sono: il tipo di cella scelto, il numero di elementi e la qualità della mesh.

Le principali tecniche di adattamento sono le seguenti:

- **Rifinitura della mesh**

Si basa sull'aggiunta di celle o nodi, in modo da ridurre la lunghezza caratteristica locale dei bordi. (figura 11)

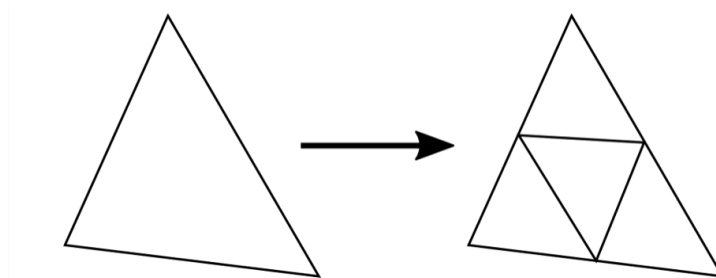


Figura 11: esempio basilare di rifinitura mesh [41]

In questo modo si può facilmente aumentare la risoluzione locale della mesh, ma di conseguenza aumenterà anche il numero di equazioni simultanee da risolvere, poiché aumenta il numero di gradi di libertà del sistema.

Aumentando la densità della mesh l'analisi converge verso una soluzione unica ma il tempo della simulazione e i requisiti computazionali aumentano molto velocemente.

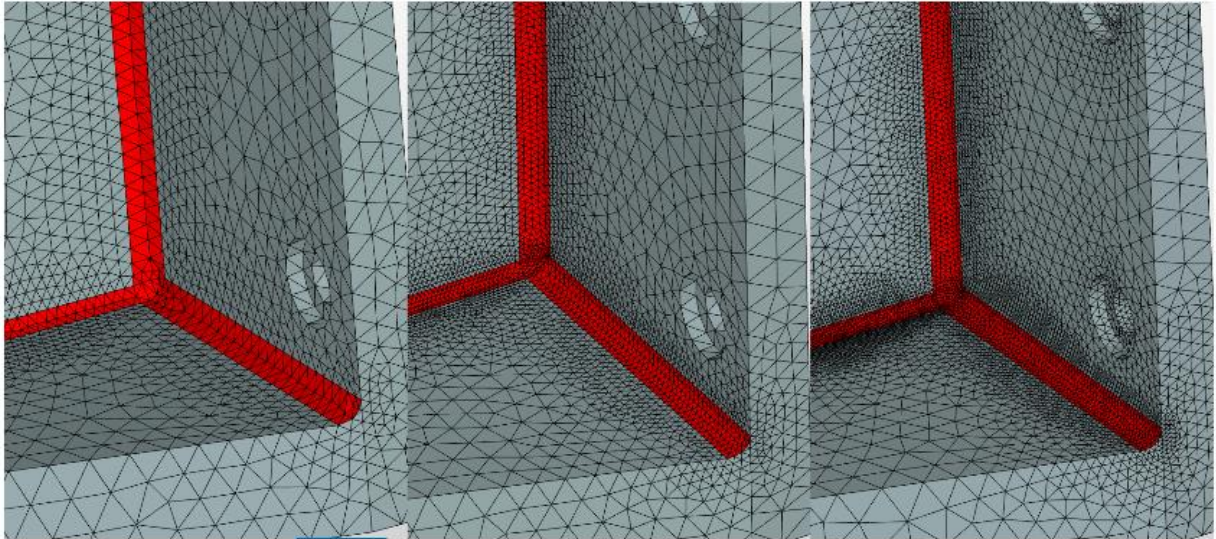


Figura 12: esempio di rifinitura mesh [41]

- **Spostamento della mesh**

Viene eseguito attraverso lo spostamento dei nodi o delle celle della mesh.

In questo caso, il numero di celle e punti rimane costante. Di seguito è illustrato un esempio in figura.

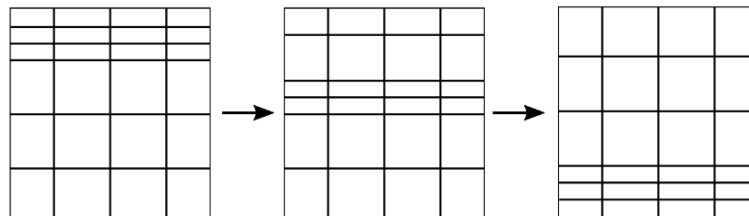


Figura 13: spostamento mesh [41]

- **Remeshing adattivo**

Questa tecnica viene utilizzata per generare una nuova mesh, in base all'errore stimato. Ciò consente la migliore qualità complessiva delle celle e il minor numero di nodi da utilizzare.

Il remeshing adattivo può essere utilizzato localmente, generando nuove mesh solo nelle regioni in cui l'errore stimato è troppo alto o basso.

Solitamente, nei processi di analisi FEM, la mesh di base dei vari volumi ha molti elementi regolari, al contrario la mesh ottimizzata è molto differente. Le parti più regolari del solido manterranno una mesh grande mentre le parti più complesse e ricche di dettagli avranno una mesh più densa di elementi.

1.4 Materiali

Nella generazione del modello assume un ruolo molto importante anche la scelta delle proprietà da assegnare ai materiali utilizzati, come il tipo: elastico lineare, plastico, iper-elastico.

Nel caso più semplice, per definire un materiale si devono assegnare modulo di Young (E) e coefficiente di Poisson (ν).

Il primo è definito come il rapporto tra sforzo normale e deformazione longitudinale, mentre il secondo come rapporto tra deformazione tangenziale e longitudinale:

$$\text{Modulo di Young: } E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

$$\text{Coefficiente di Poisson: } \nu = -\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1}$$

Molte proprietà dei materiali si possono ricavare dalla letteratura, ma è importante ricordare che queste variano ampiamente a seconda di soggetto e posizione anatomica precisa oltre ad altri fattori come il tempo o i processi biologici.

Nello sviluppo di un modello soggetto-specifico si può scegliere di ottenere queste proprietà tramite tomografia computerizzata, come mostrato in [13] dove è mostrata una correlazione lineare tra densità delle ossa e valori della CT.

1.5 Definizione delle condizioni al contorno tramite analisi del movimento

Dopo avere acquisito e definito le geometrie di interesse, è fondamentale andare a studiare le condizioni al contorno da applicare al proprio modello.

Si tratta di grandezze fisiche misurabili tramite diversi strumenti e tecniche analizzate nel seguito di questo capitolo.

Nel caso non si disponga delle specifiche condizioni di carico del soggetto, queste possono essere prese dalla letteratura.

Una tecnica per acquisire carichi o cinematica da usare come condizioni al contorno è l'analisi del movimento.

L'analisi del movimento consiste nella misura di variabili che descrivono il movimento dei segmenti anatomici del corpo umano, le variabili analizzate sono di tre tipologie:

- cinematiche: i movimenti del corpo
- dinamiche: forze e momenti angolari
- elettromiografiche: segnali elettrici provenienti dai muscoli

I principali campi di applicazione di questa analisi sono i seguenti:

- medicina: studio delle alterazioni delle funzioni organiche dell'apparato scheletrico, locomotore e del sistema nervoso durante una malattia, progettazione di protesi
- Sport: analisi quantitativa del gesto atletico, miglioramento delle prestazioni, prevenzione degli infortuni
- videosorveglianza
- intrattenimento (videogiochi, ambienti virtuali, animazione digitale)

I sistemi di analisi del movimento sono in genere divisi in due categorie, vale a dire sistemi attivi e passivi. I sistemi attivi emettono informazione luminosa nello spettro del visibile o dell'infrarosso sotto forma di luce laser e impulsi di luce modulati, mentre i sistemi passivi si basano esclusivamente sulla cattura di immagini. In generale i sistemi attivi forniscono misurazioni 3D molto accurate, ma richiedono un ambiente di laboratorio controllato e spesso sono limitati a misurazioni statiche. Ad esempio, una scansione laser di tutto il corpo richiede in genere diversi secondi per catturare la superficie di un corpo umano. Pertanto, il focus principale sullo sviluppo di sistemi di visione per l'analisi del movimento senza marker è attualmente sull'impiego di sistemi passivi. Questi sono vantaggiosi in quanto si basano solo sulla cattura di immagini e forniscono quindi un quadro ideale per catturare soggetti nel loro ambiente naturale.

[5]

1.5.1 Analisi del cammino [40]

Ogni movimento può essere studiato ma l'analisi clinica più comune è quella del cammino (gait analysis).

Questa viene utilizzata per aiutare a comprendere le patologie che influenzano l'andatura del soggetto esaminato.

Il cammino viene comunemente considerato come il modo in cui un individuo mette in movimento le proprie catene muscolari e con esse le tensioni associate. Per questo motivo ogni soggetto sviluppa nel tempo una serie di apprendimenti ed adattamenti atti a compensare i propri squilibri muscolo-scheletrici.

Da un punto di vista meccanico, invece, il cammino consiste nell'alternanza di appoggi mono-podalici intervallati da momenti di doppio appoggio podalico.

Il semi-passo si definisce come la distanza orizzontale tra il tallone del piede più arretrato e quello del piede più avanzato, mentre il passo come la distanza orizzontale tra la posizione del tallone al momento dell'appoggio precedente e poi al momento dell'appoggio successivo sempre dello stesso piede.

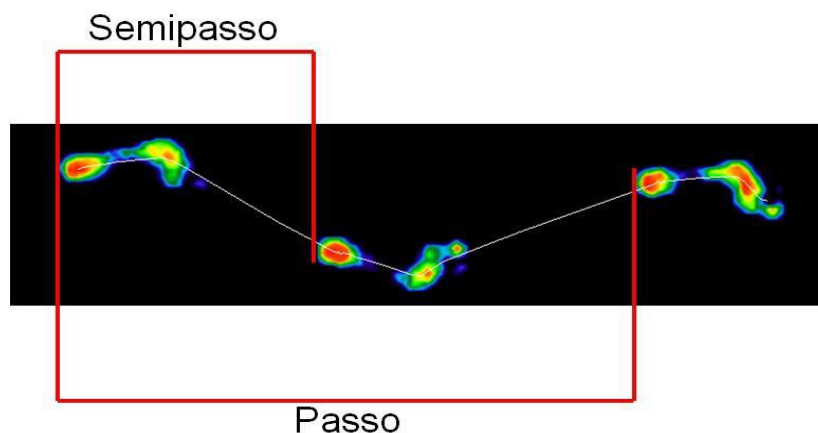


Figura 5: passo e semi-passo [40]

Per effettuare un semi-passo e quindi avviare il cammino si deve perdere la condizione di equilibrio eretto statico a favore di uno sbilanciamento anteriore tale che l'unica azione possibile per non cadere è quella di proiettare e appoggiare in avanti un arto inferiore rispetto al punto di partenza.

In posizione eretta la proiezione al suolo del centro di massa del nostro corpo cade esattamente all'interno della base di appoggio (condizione 1, in figura sottostante); possiamo sbilanciarci in avanti e poi tornare al punto di partenza senza cadere se la proiezione al suolo del centro di massa rimane all'interno della base di appoggio (condizione 2); se invece la proiezione al suolo del centro di massa esce fuori dalla

base di appoggio allora l'equilibrio viene perso, non c'è possibilità di tornare indietro e l'unico modo per riacquistarlo è quello di portare avanti un piede ed assecondare questo spostamento anteriore del centro di massa avanzando e portando più avanti la base di appoggio (condizione 3).

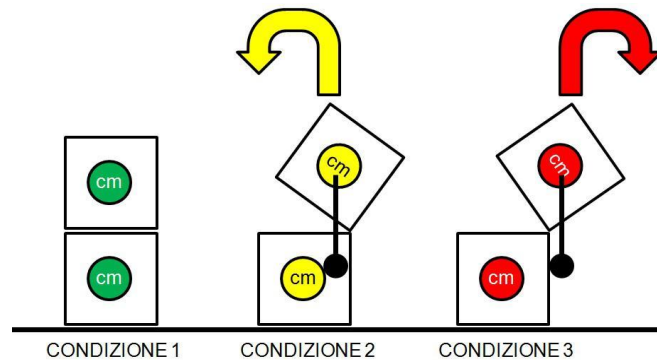


Figura 6: transizione equilibrio/instabilità [40]

Il cammino si può vedere quindi come una continua perdita e successivo recupero dell'equilibrio in una alternanza di fasi di appoggio e di oscillazione del piede.

La fase di appoggio si può dividere a sua volta in varie sotto-fasi:

- contatto iniziale (*initial contact*): 0-2% del ciclo del cammino., Appoggio del tallone che assorbe con l'impatto il 60% circa del peso corporeo. Tibiotarsica in lieve flessione dorsale e piede in supinazione, ginocchio esteso, anca piegata.
- risposta al carico (loading response): va dal 2 al 10% del ciclo. Appoggio completo del piede, articolazione tibiotarsica che va verso la posizione neutra, anca e ginocchio piegati. Il piegamento del ginocchio e della tibiotarsica consente di assorbire l'impatto, la stabilizzazione dell'anca permette di mantenere la stabilità.
- appoggio intermedio (mid stance) 10-30% Appoggio completo del piede, tibiotarsica da neutra a dorsi-flessa, ginocchio disteso. Avanzamento del piede in appoggio attraverso il controllo della distensione del ginocchio e del piegamento della tibiotarsica, avviene una stabilizzazione di arto e tronco. Rispetto alle altre fasi è l'unica in cui tutto il peso del corpo è sorretto da un unico arto (equilibrio mono-podalico).
- appoggio terminale (push-off) 30-50%: Tibiotarsica che passa gradualmente dalla posizione di dorsi-flessione verso quella di flessione plantare, ginocchio e

anca distesi. Si ha il sollevamento del tallone e lo spostamento in avanti del baricentro corporeo.

La successiva fase di oscillazione è composta da:

- pre-oscillazione 50-60%: Piede in procinto di staccarsi da terra con una spinta gestita dall'alluce, avanzamento dell'arto con flessione del ginocchio, flessione plantare e anca neutra.
- oscillazione iniziale 60-73%: Anca e ginocchio flessi e tibiotarsica leggermente in flessione plantare verso la posizione neutra. Sollevamento del piede dal suolo e avanzamento del piede attraverso la flessione del ginocchio e dell'anca.
- oscillazione intermedia 73-87% Flessione dell'anca, ginocchio che passa dalla posizione di flessione verso quella di estensione e tibiotarsica in posizione neutra. Avanzamento del piede e sollevamento dal suolo attraverso la dorsiflessione della tibiotarsica e la flessione dell'anca, la tibia è perpendicolare a suolo.
- oscillazione terminale 87-100% Anca flessa, ginocchio esteso e tibiotarsica che da posizione neutra ha una lieve flessione dorsale. Completamento dell'avanzamento dell'arto e preparazione al contatto con il suolo, la gamba deve trovarsi davanti alla coscia attraverso l'estensione del ginocchio. Anca e ginocchio decelerano il loro moto preparandosi così al successivo impatto.

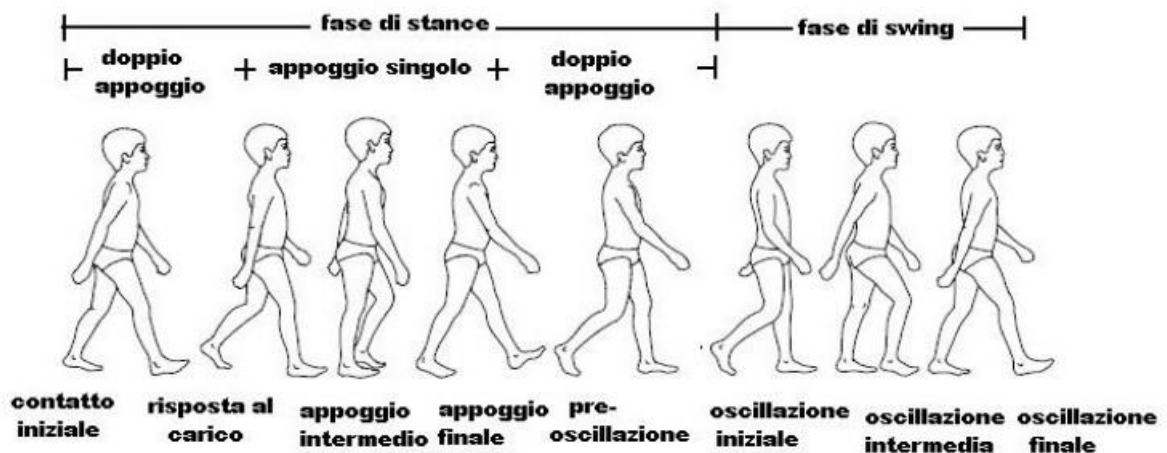


Figura 7: il ciclo del cammino [38]

L'analisi del cammino quindi fornisce precise informazioni riguardo la postura che un individuo ha durante la camminata, permettendoci così di trarre importanti conclusioni riguardo eventuali problematiche del soggetto.

1.5.2 Strumentazione per l'analisi del movimento

Stereofotogrammetria

I sistemi optoelettronici che utilizzano telecamere operanti nella gamma del visibile o del vicino infrarosso, insieme a marcatori posti sulla cute del soggetto, rappresentano ad oggi la soluzione tecnologica più diffusa per la stima del movimento umano.

L'obiettivo principale di questa tecnica è quello di ricostruire nel dettaglio la traiettoria di un punto che si muove nello spazio, ossia di ottenere coordinate x,y,z del punto in ogni istante analizzato, all'interno di un sistema di riferimento globale fissato (quello del laboratorio).

Per effettuare questa procedura sono necessarie almeno due telecamere, e dei marker da porre in corrispondenza del punto di interesse.

Questi si dividono in "attivi" ossia dei LED che generano autonomamente il segnale luminoso e "passivi" costituiti da materiale catarifrangente che riflette luci di lunghezza d'onda caratteristica compresa tra i 780-820 nm.

Il primo passo è la calibrazione del sistema, cioè vanno definiti i parametri interni (lunghezza focale, coordinate del punto materiale, coefficienti di distorsione, etc.) e i parametri esterni, come il sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento del laboratorio

Ogni telecamera registra la posizione del punto analizzato all'interno del proprio piano immagine di riferimento, tramite questi e i parametri di calibrazione si ottengono le coordinate del punto scelto rispetto al sistema di riferimento del laboratorio per ogni frame analizzato, di conseguenza si ricavano anche velocità e accelerazioni del punto lungo la sua traiettoria.

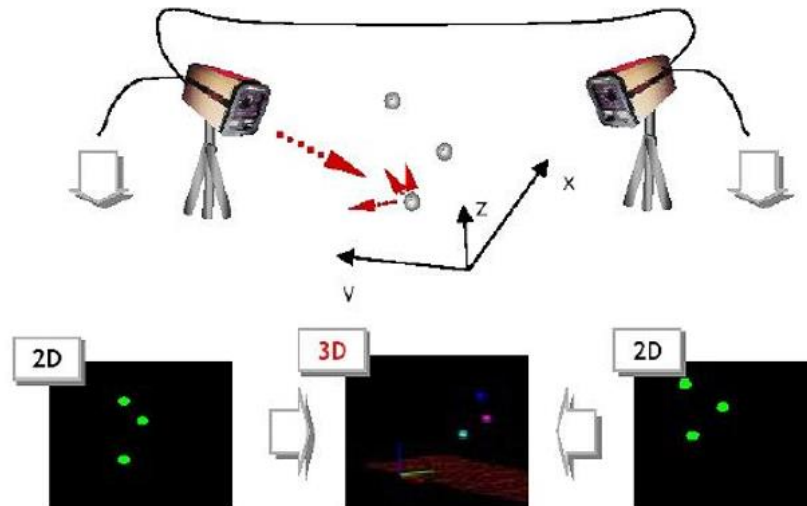


Figura 2: Schema di due telecamere in un sistema optoelettronico, da ciascuna immagine registrata viene ricostruita la corrispondente immagine tridimensionale. [6]

I vantaggi sono l'accuratezza, la precisione, l'affidabilità, il fatto che tutti i dati si riferiscono a un sistema di riferimento assoluto, l'assenza di ostacoli al movimento, possibilità di acquisizioni total body.

Gli svantaggi sono spesso l'obbligo di svolgere le acquisizioni all'interno di laboratori (no spazi aperti), la strumentazione costosa, l'obbligo di una accurata calibrazione per la bontà dei dati.

Piattaforma di forza

Nell'analisi del movimento quando il nostro corpo entra in contatto col terreno fa sì che creino delle forze (orizzontali e verticali) e dei momenti, la cui conoscenza è fondamentale per ricavare le tensioni a cui sono sottoposte le strutture muscolari e articolari.

La misura di queste forze (GRF, ground reaction forces) si effettua con uno strumento chiamato "piattaforma di forza" (pedana rigida accoppiata con sensori di forza) la quale ci restituisce un valore di tensione variabile proporzionale alla forza applicata su di essa.

Le forze sono misurate tramite un trasduttore di forza che converte le deformazioni fisiche della pedana in segnali elettrici misurabili proporzionali al carico.

I due tipi di trasduttori più utilizzati sono gli estensimetri (strain gauge) che convertono la variazione di lunghezza in un segnale elettrico tramite variazioni della propria

resistenza elettrica e i cristalli piezoelettrici, cioè cristalli di quarzo che sottoposti a stress meccanico (compressione, stiramento, flessione) creano cariche elettriche sulla superficie.

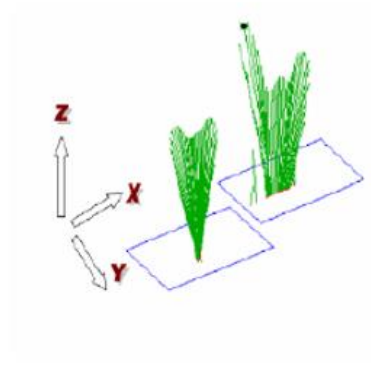
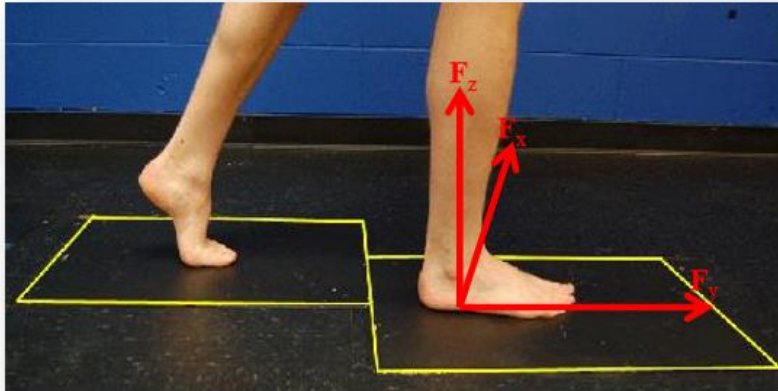


Figura 3: piattaforme di forza [6]

Il carico sulla piattaforma deve essere trasferito tramite un movimento naturale del soggetto, questo ad esempio non deve concentrarsi sul dover appoggiare il piede esattamente sulla pedana, così facendo infatti il suo movimento risulterebbe innaturale.

Per ovviare al problema generalmente vengono mascherate le pedane in modo da non distinguerle dal terreno.

Il piede analizzato inoltre deve occupare per intero l'area della piattaforma, mentre l'altro deve restare fuori (a volte si ricorre alla doppia piattaforma se possibile).

I dati più frequentemente rilevati mediante piattaforme di forza sono:

- Forza verticale e forze di taglio orizzontali
- Momenti
- Posizione del punto di applicazione della forza

Piattaforma di pressione

La piattaforma di pressione è una pedana, coperta da una matrice di sensori di pressione, che permette di studiare la distribuzione delle pressioni ad essa applicate. Nell'analisi del movimento, rispetto alla pedana di forza, questa è in grado di restituirci la distribuzione delle pressioni al contatto del piede con il suolo, ma contrariamente a questa misura solo la componente verticale della forza.

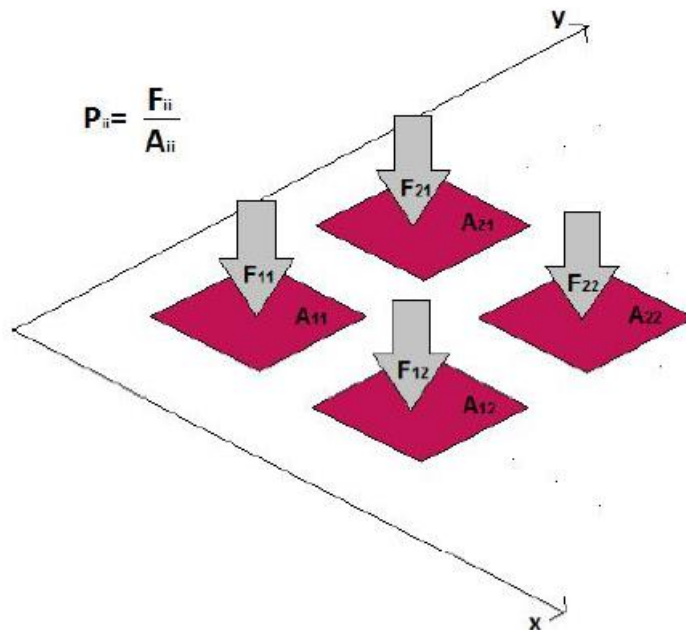


Figura 4: matrice della pedana di pressione [9]

Le caratteristiche principali che caratterizzano le diverse piattaforme di pressione sono le seguenti:

- Risoluzione spaziale, cioè la distanza tra i centri di due sensori vicini.

Area dei sensori, si vorrebbe più piccola possibile ed è utilizzata per misurare la pressione che è calcolata come una media di forza / area. L'errore di misura infatti è tanto più grande quanto maggiore è la superficie del sensore.

- Frequenza del campionamento. Idealmente la si vuole più alta possibile ma la limitazione è la grande quantità di dati.
- Il tipo di sensori: I sensori capacitivi sono costituiti da due piastre metallizzate poste attorno a del materiale elastico dielettrico. Grazie all'azione della forza sulla pedana, la distanza tra le due piastre diminuisce e quindi aumenta la capacità del sensore. Il materiale elastico è scelto per avere una funzione lineare nel rapporto tra la costante dielettrica e la distanza.

I sensori resistivi hanno due piastre metallizzate a contatto con un polimero conduttivo. La forza esercitata fa sì che si riduca la distanza tra le piastre e che la resistenza diminuisca.

Sistemi inerziali: accelerometri e giroscopi

Si tratta di piccoli sensori che misurano le accelerazioni a cui sono sottoposti; a partire da queste e da un modello che descrive la posizione degli accelerometri sul soggetto, si possono calcolare la posizione e l'orientamento dei vari segmenti corporei. Sono spesso utilizzati in accoppiata con dei giroscopi, dei sensori che sono in grado di misurare le accelerazioni angolari.

Elettromiografi [63]

L' elettromiografia (EMG) è una tecnica di diagnosi che permette la registrazione e l'analisi del segnale mioelettrico, cioè del potenziale elettrico presente durante l'attività muscolare.

Quando i muscoli si contraggono avvengono dei fenomeni elettrici, si creano quindi i potenziali d'azione muscolari, che possono essere misurati sia dall'interno del muscolo, sia dalla superficie muscolare, cioè la pelle. Durante le contrazioni muscolari sono osservabili differenze di potenziale elettrico tra due diversi punti della pelle che ricopre il muscolo analizzato.

I potenziali elettrici possono essere visti come la somma dei diversi potenziali delle singole fibre del muscolo. La direzione e l'ampiezza delle differenze di potenziale misurate dipendono dalla posizione degli elettrodi rispetto al muscolo, dal numero di fibre muscolari che si contraggono e dalla successione della comparsa dei diversi potenziali d'azione nelle fibre muscolari.

La registrazione delle differenze di potenziale ottenuta in questo modo prende il nome di elettromiografia di superficie. Per una registrazione più in profondità del fenomeno è necessario introdurre un elettrodo aghiforme o micro-elettrodo nel muscolo stesso. Per le analisi dinamiche gli elettrodi vanno posizionati in modo tale che rimangano il più vicino possibile al centro del muscolo, in quanto durante la contrazione il muscolo si sposta e questi potrebbero non essere più centrati.

Tramite EMG è possibile quindi valutare ad esempio le differenze a livello di attività muscolare in un soggetto che compie un certo movimento con e senza una ortesi di supporto. A questo proposito è presente uno studio [3] in cui tramite EMG è stato misurato un aumento statisticamente significativo nella durata dell'attività tibiale anteriore durante la camminata, in presenza dell'utilizzo di ortesi plantari.

1.6 Simulazioni

Una volta terminata la creazione del modello, è possibile eseguire la simulazione vera e propria, nella quale vengono applicate le condizioni al contorno (forze, momenti, vincoli ecc..) ai modelli dei volumi coinvolti nel processo.

Queste analisi vengono svolte generalmente in ABAQUS FEA, un pacchetto di cinque software per FEA e CAD:

- Abaqus / Standard, programma generale di analisi agli elementi finiti per scopi generici;
- Abaqus / Explicit, che fa analisi agli elementi finiti con scopi particolari, esso impiega uno schema di integrazione esplicita per risolvere sistemi altamente non lineari con molte interazioni complessi sotto carichi transitori.
- Abaqus / CFD, un programma di fluidodinamica computazionale generico;
- Abaqus / CAE, un ambiente interattivo utilizzato per creare modelli di elementi finiti, inviare analisi, monitorare e diagnosticare lavori e valutare i risultati;
- Abaqus / Viewer, un sottoinsieme di Abaqus / CAE che contiene solo le funzionalità di post-elaborazione del modulo visualizzazione.

Abaqus / CAE è in grado di svolgere tutte e tre le fasi di analisi: pre-elaborazione, elaborazione e post elaborazione.

La pre-elaborazione, come già illustrato al capitolo 1.1, può essere eseguita da altri software CAD che si occupano della generazione e rifinitura dei modelli con le relative mesh.

Durante la fase di elaborazione viene generato un file, il cui rendering ci restituisce un output visivo.

Al termine di questa c'è la fase di post-processing, nella quale vengono analizzati i dati ottenuti.

Importante qui è la stima dell'errore, in modo da avere una misura dell'accuratezza delle soluzioni numeriche ottenute con una determinata mesh.

A verificare la bontà della soluzione è fondamentale la fase di validazione del proprio modello.

Bisogna dunque confrontare i risultati ottenuti con i dati provenienti dalle misure sperimentali, come ad esempio è stato fatto in [15] dove gli autori hanno validato il loro modello confrontando le pressioni plantari ottenute in FEA con quelle sperimentali.

1.7 Modello del piede

In letteratura sono presenti innumerevoli modelli del piede, dai più complessi, rappresentanti ossa, cartilagine, tendini, legamenti, fascia plantare e tessuti molli, ad altri costituiti da sottoinsiemi di questi elementi.

In molti studi si nota una unione tra falangi e cartilagini relative ([23], [24], [25], [26], [36]) o tra i giunti tarsali e metatarsali ([18], [36]) in modo da rendere il modello più semplice.

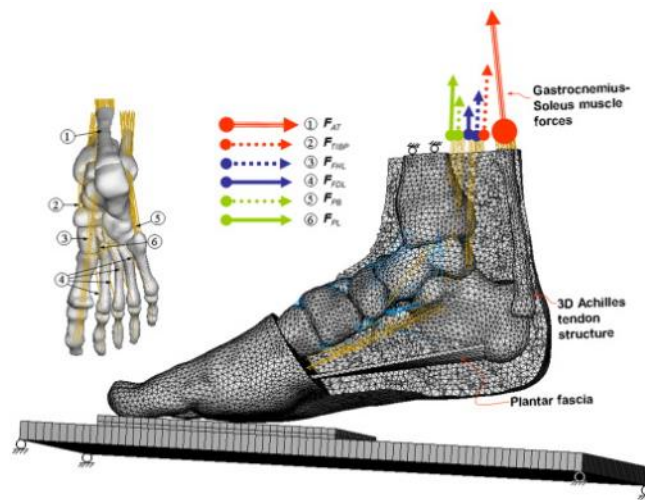


Figura: Modello ad elementi finiti del complesso muscolare del piede e della caviglia, che incorpora tessuto molle interno, strutture scheletriche, legamenti, fascia plantare e unità muscolo-tendinee [24]

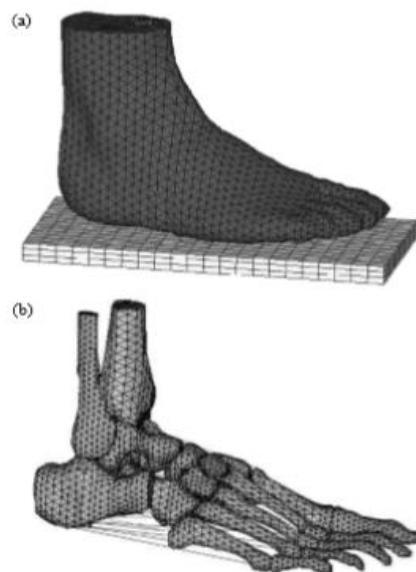


Figura: modello agli elementi finiti di (a) massa omogenea dei tessuti molli e piastra di supporto, (b) ossa, cartilagine, legamenti e fascia plantare. [18]

U

Per quanto riguarda i materiali, in letteratura i vari tessuti del piede sono generalmente assunti avere un comportamento isotropico elastico lineare ([36][23]), con modulo di Young e coefficiente di Poisson indicati nella tabella sottostante.

Componente	E [MPa]	U
Ossa	7300	0.3
Cartilagine	1.01	0.4
Fascia Plantare	350	-
Tendini e legamenti	250	-

Tabella 1: proprietà dei tessuti del piede [36]

In [36] ad esempio sono stati modellati usando una formulazione polinomiale isotropica, quasi incomprimibile, iper-elastica del secondo ordine. tessuti molli invece sono trattati molto diversamente, generalmente sono assunti avere un comportamento non linear

In alternativa in [24] [26] sono stati usati modelli non lineari approssimati secondo Ogden al primo ordine.

Diversamente in [61] sono stati considerati anch'essi lineari, e gli è stato assegnato modulo di Young pari a 1.15 MPa e coefficiente di Poisson pari a 0.49.

I muscoli invece vengono modellati come dei connettori assiali, e le relative forze sono ricavate spesso tramite letteratura o in alternativa attraverso EMG [36].

Per quanto riguarda la mesh, a causa del fatto che questo segmento corporeo ha una struttura molto complicata, la scelta più comune, come illustrato in [14] ricade su una di tipo tetraedrica, più adatta a modellare le irregolarità delle varie ossa.

Per altri segmenti corporei più regolari se possibile è invece bene valutare di optare per una mesh di tipo esaedrico, che richiede più tempo per la creazione ma garantisce una accuratezza e affidabilità dei risultati maggiore.

Capitolo 2: Anatomia del piede ¹

2.1 Introduzione

Il piede è la struttura anatomica posta all'estremità dei nostri arti inferiori e svolge tre funzioni fondamentali: garantisce stabilità al nostro corpo in posizione eretta; assorbe una buona parte del peso e permette il movimento.

Questo ha una struttura complessa composta principalmente da muscoli, ossa, articolazioni, legamenti e tendini.

2.2 Struttura ossea

Il piede si può dividere in tre sezioni principali (Figura 15):

- Avampiede (comprendente le ossa Falangi e i metatarsi)
- Mesopiede (comprendente l'osso cuboide, le tre ossa cuneiformi, e lo scafoide)
- Retropiede (comprendente l'astragalo e il calcagno)

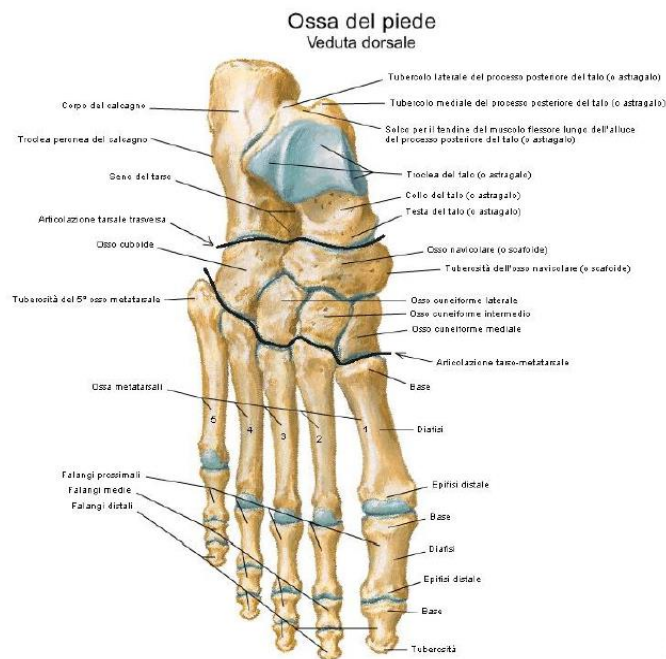


Figura 15: anatomia delle ossa del piede [21]

¹ Riferimenti bibliografici [11,16,17,19,20]

Le ossa tarsali, situate appena sotto l'articolazione della caviglia, sono in tutto sette elementi ossei di forma irregolare: il talo (o astragalo), il calcagno, il navicolare, il cuboide e i tre cuneiformi (laterale, intermedio e mediale).

Le ossa metatarsali sono ossa lunghe, in tutto cinque elementi la cui parte superiore è adiacente alla prima falange delle dita.

Le falangi sono in tutto quattordici e sono gli elementi ossei costituenti le dita del piede. Il primo dito è l'unico formato da due falangi, tutte le altre dita possiedono tre falangi ciascuno.

2.3 Articolazioni

Le articolazioni sono strutture giunzionali che mettono in reciproco contatto due o più ossa. Quelle del piede si possono suddividere in tre gruppi in base alla posizione che occupano, qui di seguito sono elencate le più importanti.

A livello tarsale:

- caviglia (o articolazione talocrurale), che rappresenta l'elemento articolare più importante del piede.
- articolazione sottotalare, che è il risultato del sinergismo tra talo e calcagno.
- articolazione talonavicolare, che risulta dall'unione di talo e osso navicolare.
- articolazione calcaneocuboide, che è frutto del rapporto tra calcagno e osso cuboide.

A livello metatarsale:

- articolazioni tarso-metatarsali: quelle tra metatarsi e ossa tarsali
- articolazioni intermetatarsali tra metatarso e metatarso
- articolazioni metatarso-falangee tra metatarsi e prima falange

A livello falangeo:

- articolazione interfalangea prossimale tra prima e seconda falange
- articolazione falangea distale tra seconda e terza falange

2.4 Legamenti

I legamenti invece sono formazioni di tessuto connettivo denso di tipo fibroso che collega tra loro due ossa, nel piede i principali sono:

- la fascia plantare, legamento lungo, presente nella pianta del piede che va dalle ossa del tallone (calcagno) alle ossa delle dita. Morfologicamente simile a un arco, permette la curvatura del piede e assorbe le forze prodotte durante attività come camminata o corsa.
- il legamento plantare calcaneo-navicolare situato sul margine inferiore del piede, dal calcagno all'osso navicolare, funge da supporto alla testa dell'astragalo.
- il legamento calcaneo-cuboide va dal calcagno all'osso cuboide; la sua funzione è aiutare la fascia plantare durante la curvatura.
- legamenti della caviglia, divisi in mediali e i laterali.

2.5 Muscoli

Per quanto riguarda i muscoli collegati al piede, in anatomia si fa una distinzione tra quelli contenuti interamente all'interno del piede, chiamati muscoli intrinseci, ed altri, che collegano delle ossa della gamba a delle ossa del piede, chiamati muscoli estrinseci.

Muscoli intrinseci:

- dorsali: muscolo estensore breve dell'alluce, muscoli estensori brevi delle dita del piede.
- Plantari mediali: muscolo abduuttore dell'alluce, muscolo flessore breve dell'alluce, muscolo adduttore dell'alluce.
- plantari laterali: muscolo abduuttore del 5° dito del piede, muscolo flessore breve del 5° dito del piede, muscolo adduttore del 5° dito del piede.
- plantari intermedi: muscolo flessore breve delle dita centrali del piede, muscolo quadrato della pianta del piede, muscoli lombricali (sono in tutto quattro), muscoli interossei (sono in tutto sette).

Muscoli estrinseci:

- muscolo tibiale posteriore
- muscolo tibiale anteriore
- muscolo peroneo lungo
- muscolo peroneo breve
- muscoli gemelli (o gastrocnemio)
- muscolo soleo

2.6 Tendini

Il tendine è una struttura che unisce un muscolo a un elemento osseo, e nel piede ne sono presenti numerosi.

Il più importante è il tendine d'Achille (figura 16), che collega i muscoli del polpaccio (i due gemelli e il soleo) al calcagno ed è indispensabile per camminare, correre e saltare.



Figura 16: tendine d'Achille [22]

2.7 Deformità e patologie del piede

In questo paragrafo vengono presentate le principali deformità e patologie relative al segmento anatomico del piede.

2.7.1 Piede piatto

Un piede di questo tipo presenta un arco plantare mediale più basso della norma o completamente assente, quindi la parte centrale interna appoggia del tutto, o quasi, al suolo.

Ciò altera la distribuzione del peso sui piedi e predispone quest'ultimi a fenomeni dolorosi e degenerativi delle articolazioni, dei muscoli, delle ossa e dei legamenti. sintomi più comuni : dolore ai piedi, dolore alla caviglie, dolore alla ginocchia e iper-pronazione.

Questa può essere una condizione congenita, trasmessa dai genitori, o una condizione adattativa, successiva alla presenza di vari fattori tra cui:

- traumi al piede o alla caviglia
- patologie neurologiche o neuromuscolari, come per esempio la spina bifida, la paralisi cerebrale o la distrofia muscolare;
- patologie del tessuto connettivo, come la sindrome di Ehlers-Danlos o la sindrome da iper-mobilità articolare;
- un errore nella formazione delle ossa del piede, durante lo sviluppo uterino;
- obesità e il sovrappeso;
- artrite reumatoide;
- invecchiamento;
- diabete;
- abitudini posturali errate;
- utilizzo di calzature inadeguate;
- lunghi periodi di inattività;
- stato di gravidanza, in questo caso, gli effetti sono temporanei.

2.7.2 Piede cavo

Si tratta della condizione opposta del piede piatto, presenta un arco plantare eccessivamente alto.

La presenza di un arco plantare mediale più alto rispetto alla norma modifica l'appoggio dei piedi al suolo, l'appoggio infatti interessa esclusivamente il tallone e la zona

anteriore, in questo modo il peso non è ben distribuito e si concentra soltanto in queste due zone dell'arco plantare.

Questa condizione è il risultato non solo di un innalzamento delle strutture anatomiche interne che formano l'arco plantare mediale, ma anche di un'accentuata incurvatura verso il basso della zona anteriore dei piedi, in particolare la zona corrispondente al primo dito, l'alluce.

I soggetti affetti da questo tipo di patologia sviluppano più facilmente problematiche relative ai muscoli del polpaccio e del tendine d'Achille.

Il piede cavo può essere una condizione congenita, trasmessa dai genitori o una condizione adattativa, successiva alla presenza di vari fattori tra cui:

- patologie neurologiche a carattere progressivo, come la sindrome di Charcot-Marie-Tooth, l'atassia di Friedreich, la neuropatia autonoma e sensoriale ereditaria, i tumori spinali, i tumori al cervello, i traumi spinali, la siringomielia o la distrofia muscolare;
- patologie neurologiche a carattere statico, come la paralisi cerebrale, l'ictus, la poliomielite, le lesioni a carico delle radici dei nervi spinali o le lesioni a carico del nervo peroneo;
- traumi ai piedi o alle caviglie;
- lesioni tendinee, come per esempio la rottura del tendine d'Achille;
- artrite reumatoide;
- gotta;
- utilizzo persistente di calzature inadeguate



Figura 17: confronto piede normale, cavo e piatto [31]

2.7.3 Piede diabetico

Il piede diabetico è una patologia che colpisce più del 25% dei soggetti affetti da diabete. Questa colpisce il sistema nervoso periferico danneggiando i nervi e compromettendo la corretta funzionalità degli arti inferiori.

I sintomi iniziali del piede diabetico sono principalmente la perdita dei peli, le unghie che iniziano a crescere male e la sensazione di freddo; sintomi molto comuni, spesso sottovalutati, legati alla situazione cardiovascolare già compromessa dal diabete.

Dato che le arterie e i capillari, dal ginocchio in giù, finiscono per chiudersi progressivamente, non si riesce a percepire l'arto e il piede viene appoggiato in maniera scorretta, favorendo indurimenti della pelle come calli e vesciche.

Con la perdita di sensibilità il paziente può non accorgersi di tagli accidentali, ustioni o comparsa di ulcere che, quindi, possono aggravarsi, infettarsi e causare, se non curate, una progressiva cancrena dei tessuti.

Anche fattori biomeccanici legati a deformità del piede, come teste metatarsali prominenti o dita del piede ad artiglio, determinano uno squilibrio a livello plantare in particolare durante la camminata. Questa pressione causa stress e danni al tessuto, che possono cominciare sotto forma di una pre-ulcera.

2.7.4 Alluce valgo

L'alluce valgo è una deformazione del primo dito del piede, che risulta deviato lateralmente verso le altre dita, con una sporgenza mediale del primo osso metatarsale.

I sintomi principali dell'alluce valgo sono:

- presenza di dolore nella zona interessata, anche a riposo
- arrossamento, intorpidimento e gonfiore
- ispessimento della pelle, che appare dura e callosa
- modifiche alla forma complessiva del piede
- difficoltà a camminare

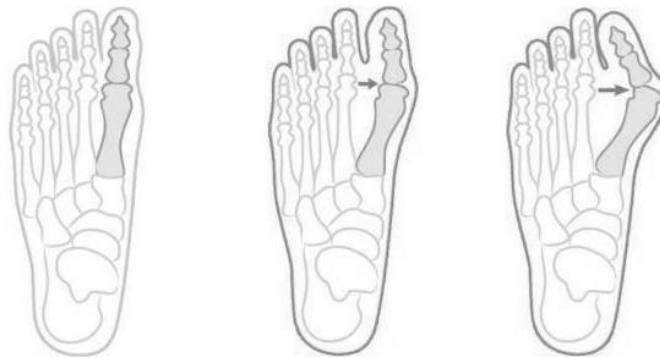


Figura 18: Alluce Valgo [32]

2.7.5 Dito a martello

Il dito a martello è una deformità della seconda falange che porta il dito a incurvarsi verso l'alto anziché puntare dritto.

I sintomi principali sono:

- Difficoltà a muovere e soprattutto a flettere le dita dei piedi
- Difficoltà e camminare e dolore.
- Comparsa di duroni e calli sulle dita interessate



Figura 19: dito a martello [33]

2.7.6 Artrosi

L'artrosi del piede è una patologia che si accompagna ad un processo degenerativo cartilagineo che può interessare una delle articolazioni che compongono il piede. La cartilagine articolare è un tessuto elastico dotato di notevole resistenza alla pressione e alla trazione (è un connettivo specializzato con funzione di sostegno), ha un colorito bianco perlaceo e riveste le estremità delle ossa articolari proteggendole dall'attrito. È una delle cause più comuni di disturbi dolorosi, colpisce circa il 10% della popolazione adulta generale, e il 50% delle persone che hanno superato i 60 anni di età.

I sintomi sono:

- dolore localizzato nella regione dell'articolazione interessata
- gonfiore e in qualche caso arrossamento dell'area
- crepitio e rigidità dell'articolazione
- perdita del movimento articolare.

Le cause più comuni sono:

- malformazioni scheletriche congenite come piede piatto e ginocchio valgo o varo.
- Obesità.
- uso di scarpe non adeguate (ad es. tacchi eccessivamente alti).
- lavori usuranti che costringono a lunghi periodi in piedi da fermo.
- scorretta postura causata ad es. da piede cavo, piatto, alluce valgo.

- Traumi.
- patologie conseguenti ad attività sportive/lavorative.

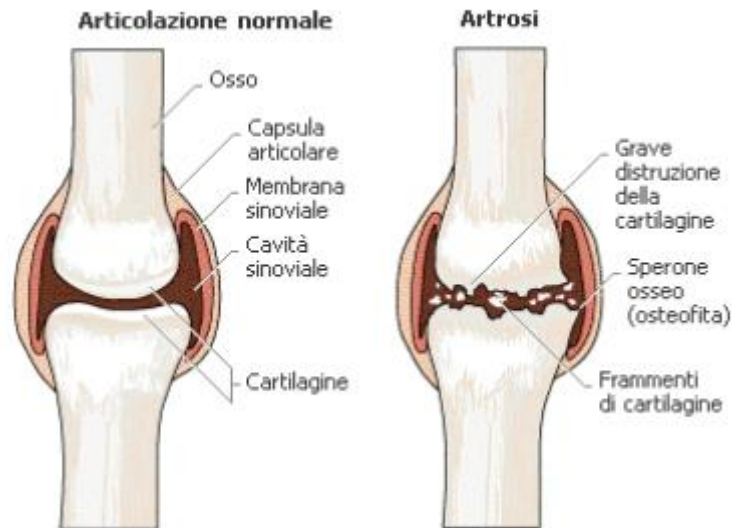


Figura 20: confronto articolazione sana e artrosica [34]

2.7.7 Fascite plantare

La fascite plantare è una infiammazione della fascia plantare, ovvero una aponeurosi fibrosa che si estende dal calcagno, fino alla testa dei metatarsi. È una condizione molto dolorosa in quanto si associa spesso ad una rigidità che provoca dolore e difficoltà alla deambulazione.

2.7.8 Spina calcaneare

La spina calcaneare è una delle patologie più frequenti a carico del piede. Si tratta di una protuberanza dell'osso che si sviluppa anteriormente al calcagno proprio in corrispondenza dell'inserzione della fascia plantare. Per questo motivo è spesso associata ad una fascite plantare.

2.7.9 Tallonite

La tallonite è una condizione dolorosa del retropiede, ovvero il massiccio osseo formato da calcagno ed astragalo. Le cause sono quindi da ricercarsi in una dei tanti mal posizionamenti di tali strutture.

2.8 Movimenti del piede

2.8.1 Piani principali del movimento

Per descrivere il movimento articolare ci si serve spesso di alcuni piani su cui questo avviene.

I piani principali normalmente definiti sono tre:

- Il piano sagittale, definito come il piano di simmetria del corpo;
- Il piano frontale, definito come il piano perpendicolare a quello sagittale che passa per il centro di massa del corpo nella sua posizione di riferimento;
- Il piano orizzontale, definito come il piano ortogonale agli altri due e passante per il centro di massa del corpo.

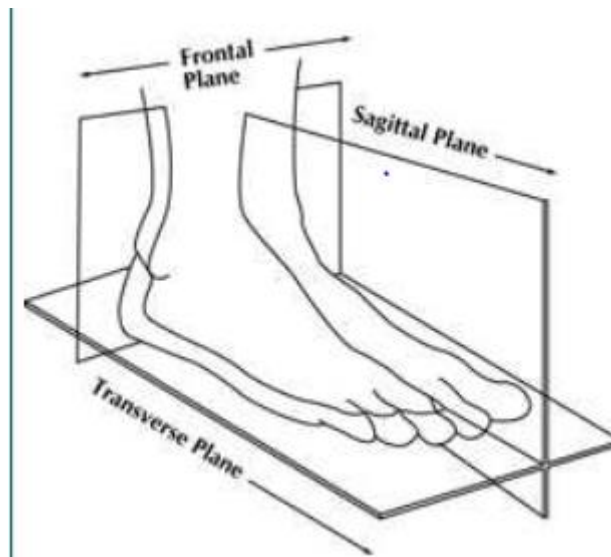


Figura 21: piano frontale, sagittale e trasversale nel piede [37]

2.8.2 Abduzione e Adduzione

Sono i movimenti che avvengono sul piano trasversale, durante il quale il piede si muove verso (Adduzione) o si allontana (Abduzione) dalla linea mediana del corpo. Avviene intorno ad un asse verticale di rotazione, localizzato nella parte prossimale del piede. L'asse di questi movimenti giace sui piani frontale e sagittale.

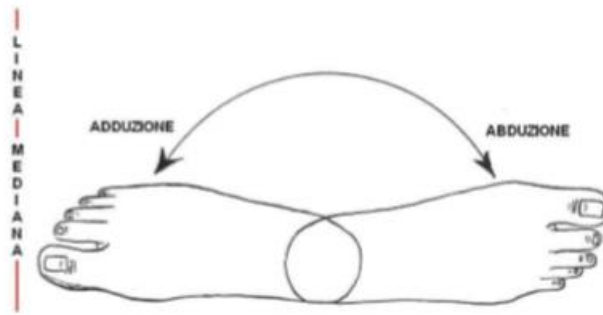


Fig. 22: Movimenti di Ab/adduzione del piede [42]

2.8.3 Flessione Plantare e Dorsale

Sono i movimenti che avvengono sul piano sagittale, la parte distale del piede si allontana (flessione Plantare) o si avvicina (flessione Dorsale) alla tibia. Avvengono attorno ad un asse di rotazione localizzato nella parte prossimale del piede. L'asse di questi movimenti giace sui piani frontale e trasversale.

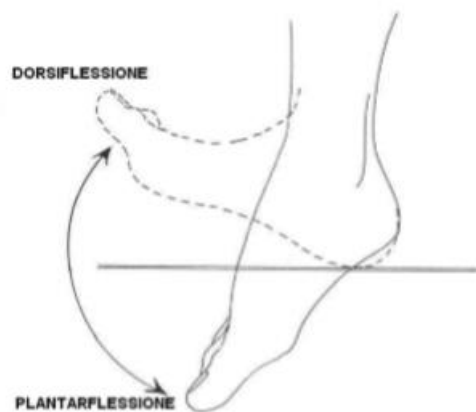


Fig. 23 Movimenti di Plantarflexione e Dorsiflessione [42]

2.8.4 Inversione ed Eversione

Sono movimenti che avvengono sul piano frontale, durante il quale la superficie plantare del piede guarda verso (inversione) o dalla parte opposta (eversione) della linea mediana del corpo. L'asse di questi movimenti giace sui piani sagittale e trasverso.



Fig. 24: Movimenti di Inversione ed Eversione [39]

2.8.5 Pronazione

La pronazione è una situazione in cui tutto il piede tende a ruotare verso l'esterno. È una condizione che viene compensata e favorita da una extra-rotazione del ginocchio che favorisce quindi un appoggio sbagliato. Si riscontra sia visivamente, che analizzando il consumo della suola delle calzature in quanto si nota un consumo eccessivo della zona esterna.

2.8.6 Supinazione

Questa è la situazione inversa, con il piede che tende a ruotare verso l'interno. Questa condizione viene favorita da una intra-rotazione del ginocchio che quindi favorisce un appoggio errato. In questo caso si riscontra un consumo eccessivo nella zona interna della scarpa.

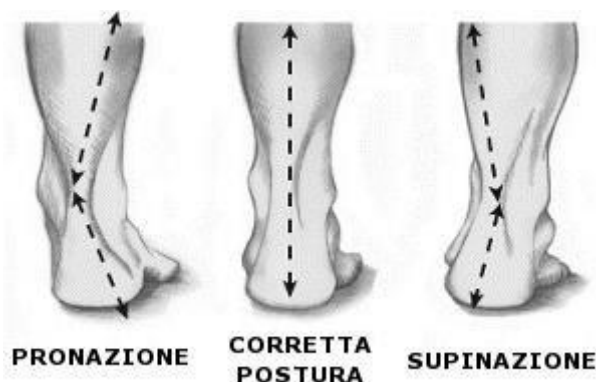


Figura 25: pronazione e supinazione [35]

Capitolo 3: Ortesi plantari ^[7]

3.1 Ortesi dell'arto inferiore

Le ortesi sono dispositivi medici, strumenti ortopedici, utilizzati in ortopedia o traumatologia nel trattamento di alcune patologie.

La definizione data dall'Organizzazione Internazionale degli Standard è la seguente: "Un dispositivo esterno utilizzato al fine di modificare le caratteristiche strutturali o funzionali dell'apparato neuro-muscolo-scheletrico".

Nello specifico queste vengono utilizzate come apparecchi applicabili al corpo con funzione correttiva e non per sostituire parti mancanti, contrariamente alle protesi.

Le ortesi dell'arto inferiore sono divise dall' Organizzazione internazionale per la normazione in vari tipi in base alle parti della gamba coinvolte:

- FO (Foot Orthosis): piede
- AFO (Ankle Foot Orthosis): caviglia
- KO (Knee Orthosis): ginocchio
- KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis): ginocchio e caviglia
- HKAFO (Hip Knee Ankle Foot Orthosis): anca, ginocchio e caviglia
- THKAFO (Trunk Hip Ankle Foot Orthosis): tronco, anca e caviglia.

A loro volta se classificate secondo natura clinica possono essere divise in ortesi di tre tipi:

- posizione o scarico: principalmente usate in presenza di fratture e necrosi, consentono un determinato grado di mobilità all'articolazione e permettono di evitare movimenti indesiderati in modo da consentire il recupero in tempi buoni.
- correzione: sono usate per correggere movimenti che a causa di malformazioni, congenite o in seguito a traumi, non consentono un normale movimento dell'arto.
- funzionali: adatte in caso di malattie invalidanti quali poliomielite, paraplegia, emiplegia e neuropatie periferiche.

Le caratteristiche fondamentali che queste solitamente assumono sono: leggerezza, alta rigidità per resistere agli sforzi di taglio, alta resistenza alla compressione, alta durabilità in caso di impatti, economiche e facili da indossare o togliere [4].

3.2 Ortesi plantari

Normalmente le solette sono classificate in base alle loro caratteristiche funzionali.

Ne esistono di tre categorie principali:

- Correttive
- Antalgiche
- Biomeccaniche

Le solette correttive vengono utilizzate per correggere i problemi durante l'infanzia, fase nella quale l'apparato muscolo-scheletrico è in grado di rispondere alle sollecitazioni esterne. Le patologie che possono essere trattate con ortesi di questo tipo sono: piede piatto, ginocchio valgo e pronazione del retro-piede. Le solette di questo tipo sono realizzate con materiali duri.

Le solette antalgiche hanno lo scopo di ridurre e rimuovere il dolore, causato da una patologia presente. Sono utili al trattamento di problematiche come l'artrosi, il piede diabetico e la circolazione insufficiente; sono infatti tipicamente prescritte a soggetti anziani. Il materiale utilizzato è morbido, al fine di ammortizzare e scaricare l'impatto nell'area dolorosa.

Le solette biomeccaniche sono dispositivi particolari di più complessa realizzazione. Queste hanno la funzione di: assorbire l'impatto a cui il tallone è sottoposto durante la prima fase di appoggio riducendo la forza istantanea applicata, normalizzare i tempi di contatto del piede al suolo rispettando la corretta pronosupinazione del piede, trasferire il peso corporeo durante il movimento. [7]

A tal fine, è necessaria un'analisi biomeccanica più approfondita, con piattaforme di forza o pressione, se possibile. I materiali usati sono tali da avere un compromesso tra la correzione della camminata e il comfort.

3.3 Materiali

I materiali usati sono di tre tipi: rigidi, semirigidi e morbidi. Si va dal carbonio e da alcune leghe di alluminio, al sughero, al cuoio e alle resine composte termoformabili, fino al lattice e alle schiume poliolefiniche. [7]

Il materiale principale è l'EVA ossia essenzialmente un materiale plastico, chimicamente formato dall'unione di Etilene e Acetato di Vinile, come mostrato in figura:

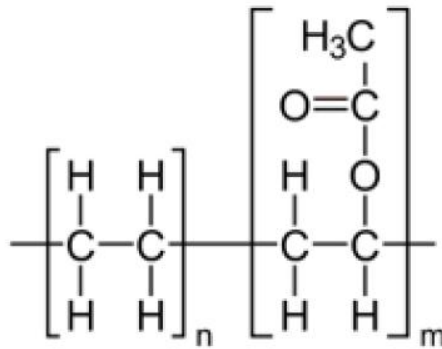


Figura 26 : Formula chimica dell'EtilVinilAcetato.

Essendo questo termoplastico, quando è sotto stress è soggetto a deformazioni permanenti e quindi è possibile portarlo nella forma viscosa intensificandone la temperatura.

Questo materiale è elastico e allo stesso tempo molto resistente al deterioramento e all'usura, è antibatterico, non assorbe alcun liquido, ed è ottimo ad assorbire gli impatti grazie all'alta comprimibilità



Figura 27: Soletta in sughero ed EVA [43]

Sughero ed EVA sono utilizzati spesso insieme per realizzare porzioni della soletta, come base rinforzi o rivestimenti, ci sono dei modelli che sono interamente realizzati in silicone, lattice o acciaio.

Per quanto riguarda il silicone si tratta di un materiale molto morbido che conferisce alla soletta particolari proprietà di scarico nella distribuzione del peso, infatti sono spesso prescritte nel caso di fratture o stiramenti.

Il lattice viene considerato il materiale più elastico presente in natura, con note proprietà anallergeniche e antibatteriche.

Importante è la sua tendenza a riprendere in pochissimo tempo la forma nel caso venga sottoposto a qualsiasi tipo di sforzo. Per questo motivo viene considerato un ottimo materiale, in quanto lo schiacciamento della soletta seguito da un veloce ritorno al volume di partenza consente un miglioramento a livello di circolazione sanguigna della pianta del piede facilitando il ritorno venoso.



Figura 28: plantare in lattice [44]

Infine, l'acciaio, composto in maniera principale da ferro e carbonio, è un materiale malleabile con una alta resistenza agli agenti chimici e atmosferici e all'ossidazione.

Plantari in acciaio sono utilizzate per far fronte in maniera decisa a problemi posturali o cedimenti del piede molto gravi.

3.4 Tecniche di produzione

Le tecniche di produzione delle ortesi plantari sono varie, in questo capitolo sono analizzate le principali.

3.4.1 Plantari per asporto

I plantari per asporto sono realizzati a partire dall'analisi dell'impronta podografica, ottenuta grazie a una carta speciale, da cui si ricavano informazioni sulla superficie d'appoggio, la distribuzione dei carichi e la loro intensità.

Sono realizzati partendo da strutture preformate che vengono lavorate asportando le parti inutili e applicando poi dove necessario altri elementi per compensare.

Si tratta di un plantare standard adatto a trattare disturbi di lieve entità.

3.4.2 Plantari su calco

Per realizzare i plantari su calco, tramite il supporto di un tecnico viene presa l'impronta dei piedi su carta carbone e viene realizzato il calco negativo su schiuma fenolica.

Il calco generalmente viene acquisito su piede a riposo, ma in caso di problematiche particolari che insorgono solamente durante il moto è possibile acquisirlo in modo dinamico grazie all'uso di supporti in silicone che sono inseriti nella scarpa durante il movimento.

Successivamente da questo viene realizzato il calco positivo, che una volta era realizzato in gesso (24 ore per l'intero processo) ed ora viene fatto principalmente in resina (15 minuti), permettendo un risparmio di tempo considerevole.

Il calco è poi pulito e lavorato tramite fresa per gli ultimi aggiustamenti.

Successivamente vengono scelti i materiali di cui sarà composta la soletta, i base alle esigenze del soggetto, questi vengono scaldati ad alta temperatura ed applicati sul calco positivo; viene poi eliminata l'aria in modo i materiali caldi aderiscano perfettamente al calco.

Infine il plantare viene fresato, pulito e liscio.



Figura 29: fasi del processo di realizzazione di plantare su calco [45,46,47]

Uno dei vantaggi di questa tecnica è sicuramente quello che il plantare potrà successivamente essere modificato anche più avanti nel tempo.

Questo tipo di produzione viene adottato per realizzare la soletta per soggetti diabetici, che spesso presentano ulcere e deformazioni ai piedi.

3.4.3 Plantare realizzato con tecnica CAD/CAM

Come primo passo vengono acquisite le impronte di pressione plantare del soggetto, generalmente tramite esame baropodometrico.

Successivamente il modello CAD (Computer-Aided Design) della soletta viene generato su software; una delle tecniche più usate per farlo è quella della sottrazione booleana a partire dal volume CAD del piede.

Il plantare viene poi modificato dal tecnico sempre tramite software per ottenere il design desiderato a seconda delle problematiche presenti.

La fase di lavorazione finale si basa sull'uso di macchine utensili a controllo numerico (MCN) come la fresatrice, oppure in alternativa di stampanti 3D.

Nel caso della fresatrice, questa riceve direttamente dal computer tramite un software CAM (Computer-Aided Manufacturing) i dati riguardanti il modello CAD precedentemente generato della soletta e la produce con una precisione millimetrica. Successivamente il tecnico può modificarla manualmente come ritiene più opportuno ad esempio aumentandone il supporto, arrotondandone una parte, facendo un rivestimento in pelle ecc...



Figura 30: Fresatrice collegata a pc con software CAD/CAM [48]

La affidabilità di questa tecnica è confermata da molti lavori a riguardo, ad esempio in [8], dove vengono messi in evidenza vantaggi e svantaggi che questa presenta rispetto alla produzione manuale.

Questa metodologia consente infatti rapide e continue modifiche nel design della soletta prima della produzione, ha tempi di produzione nettamente inferiori e garantisce ripetibilità.

Di contro ha sicuramente costi dei materiali grezzi e della strumentazione più alti e tempi di formazione dello staff più elevati.

3.4.4 Tecnica specifica per soletta in fibra di carbonio

La soletta in fibra di carbonio è composta da una base rigida di fibra di carbonio, restituisce l'energia accumulata, in questo modo permette di migliorare il recupero e favorisce la spinta degli arti inferiori.

Le tessiture della fibra sono verticali e orizzontali, quindi resistono ai carichi longitudinali e laterali.

La lamina di carbonio viene riscaldata a 220 ° C per circa 8/10 minuti in una fornace specifica; le fibre sono protette da due strati di bio-silicio.

Inizialmente viene creata la soletta in EVA, con la tecnica spiegata in precedenza. Successivamente la fibra di carbonio è posta sopra di questa, il tutto viene inserito in una macchina sottovuoto in modo da unire le due parti tra loro.

La fibra di carbonio coprirà solo l'area tra i metatarsi e il retro-piede, per evitare una maggiore rigidità della parte anteriore.

Quindi la soletta completa viene trattata con delle levigatrici per definire bene i lati e le dimensioni finali, alla fine viene aggiunto il rivestimento.



Figura 31: Soletta con inserto in fibra di carbonio [49]

3.5 Orthomedica

Orthomedica è un'azienda di Padova, leader nella produzione e distribuzione di prodotti ortopedici su misura, con cui ho collaborato per la realizzazione di questa tesi. I prodotti principali che mette a disposizione sono protesi, tutori, busti, calzature, plantari, ausili per la mobilità ed elettromedicali.

Tutti i prodotti sono realizzati da tecnici artigiani che utilizzano materiali diversi per adattare il dispositivo al paziente e rispettare le caratteristiche della persona.

In questo modo, Orthomedica garantisce comfort, efficienza e sicurezza.

3.5.1 Processo di produzione di ortesi plantari in Orthomedica

La tecnica utilizzata in Orthomedica per acquisire i dati sulle pressioni plantari del paziente è l'esame baropodometrico svolto grazie alla presenza di un treadmill I-runner prodotto da Impronta Medica.



Figura 32: Treadmill baropodometrico di Impronta Medica [57]

Questo strumento interagisce direttamente con il computer tramite il software FreeSTEP [55],

un programma che si occupa di baropodometria, stabilometria ed indagine biomeccanica, ed in grado di interfacciarsi con piattaforme baropodometriche, telecamere, scanner ottici ed elettromiografi di superficie.

Viene anche usato per gestire ed archiviare i dati acquisiti, fungendo da vero e proprio database.

Sensori	Resistivi, 16 x cm^2
Risoluzione XY	1.5 DPI
Risoluzione Z	8Bit
Frequenza acquisizione	5-400Hz selezionabile

Tabella 2: Specifiche tecniche del treadmill baropodometrico Impronta Medica [58]

Durante l'analisi statica il paziente è invitato a posizionarsi nell'area preposta all'acquisizione, in posizione eretta con lo sguardo fisso avanti a sé. Dopo aver verificato il corretto posizionamento del paziente si avvia l'acquisizione, la cui durata dipende dal protocollo seguito dal tecnico. Terminata l'acquisizione viene visualizzata un'immagine delle orme pressorie del soggetto, che rappresenta la media dei dati acquisiti.

Durante l'esame dinamico il paziente viene invece fatto camminare con andatura che ricalchi, per quanto possibile, la normale camminata. L'acquisizione è generalmente fatta partire dopo che il paziente ha deambulato per qualche secondo, in modo che si adatti alla velocità impostata sul tapis roulant.

, quali lunghezza delle varie fasi (durata di semipasso, doppio appoggio, fase di swing), lunghezza della falcata ed indici di simmetria tra i due piedi.

Durante la prima parte dell'esame, l'analisi statica, il paziente si mette in piedi nella zona finale del tapis roulant, e rimane fermo in posizione eretta con le braccia lungo i lati.

In questo modo è possibile identificare la morfologia del piede, la posizione del baricentro corporeo, la distribuzione delle pressioni in generale, la posizione del centro di pressione per entrambi i piedi (COP) e di conseguenza la distribuzione del peso corporeo.

I risultati mostrano l'impronta con colore diverso, al fine di distinguere le aree con maggiore pressione (rosso) dall'area con minore pressione (blu).

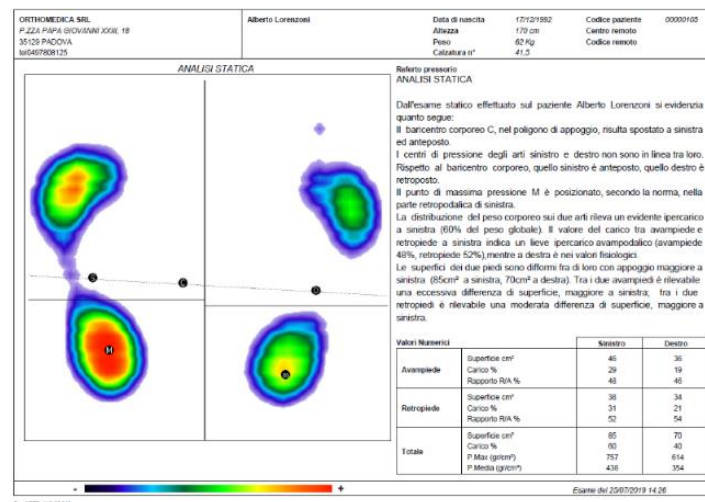


Figura 33: risultati baropodometria statica

Successivamente, il paziente è invitato a camminare in modo da poter effettuare anche una analisi dinamica.

Una volta terminata il software mostra le impronte di tutti i passi acquisiti ed è possibile eliminare quelle parziali o troppo differenti dalla media. Le impronte rimanenti vengono quindi analizzate e si può valutare così la posizione del COP durante il cammino e il modo in cui il piede viene a contatto con il suolo, per evidenziare se c'è una particolare alterazione.

I risultati, come si può vedere in figura X, restituiscono le medie su tutti i passi dei seguenti valori:

- lunghezza semi-passo
- tempo di appoggio
- tempo di doppio appoggio/volo
- tempo di oscillazione
- rockers ICP (initial contact phase): il tempo tra il primo contatto del piede con il suolo e il primo contatto metatarsale
- rockers FFCP (forefoot contact phase): il tempo tra la fine della ICP e il completo contatto delle teste metatarsali con la pedana
- rockers FFP (foot flat phase): tempo tra la fine della FFCP e il momento in cui il tallone si stacca da terra
- superficie di appoggio

- pressione massima e media
- percentuali di carico avampodalico, retro-podalico, mediale, laterale ed infine l'asse podalico

In figura Y sono presenti per entrambi i piedi i tempi medi di durata delle varie fasi del ciclo del passo.

Un'altra informazione disponibile nello studio dinamico sono tutte le impronte, divise frame per frame o anche passo dopo passo.

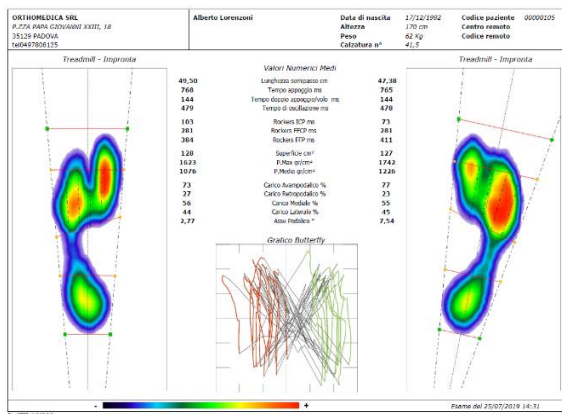


Figura 34: valori medi di riferimento in analisi dinamica

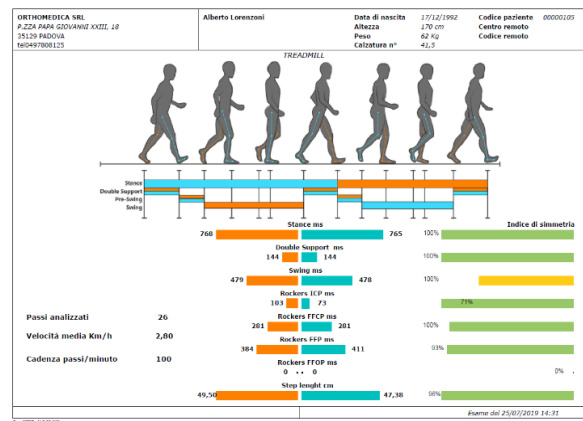


Figura 35: analisi dinamica del ciclo del passo

FreeSTEP è interfacciato con il software EasyCAD, un software prodotto da Sensor Medica, che permette la progettazione del plantare in 3D a partire direttamente dai dati sulle pressioni appena visti.

Tramite algoritmi di auto-modellazione viene generata in automatico una prima forma base del plantare, in relazione ai dati appena acquisiti con la baropodometria.

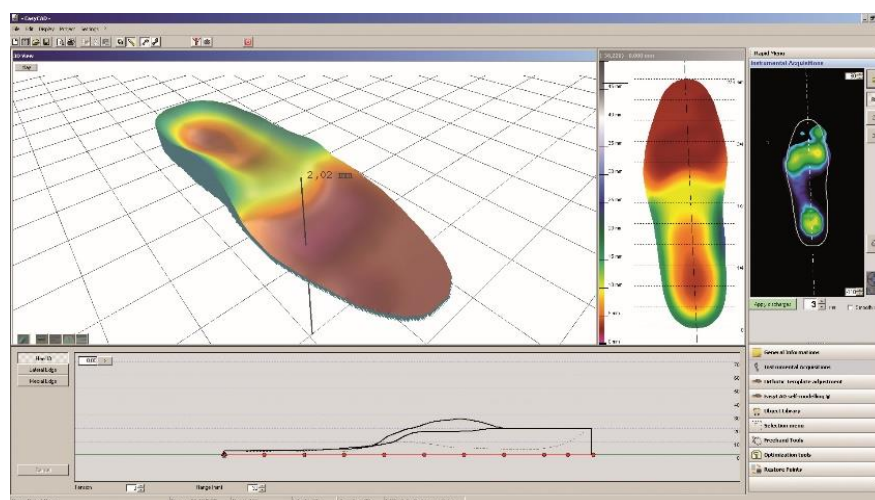


Figura 35: software EasyCAD [59]

La progettazione vera e propria della soletta viene fatta da un tecnico ortopedico, che grazie alla sua conoscenza ed esperienza va a definire sempre all'interno di EasyCAD i vari parametri necessari, come la sagoma, che varia in base al tipo di calzatura indossata dal soggetto, le altezze e i vari spessori.

Possono essere aggiunte anche altre caratteristiche, come ad esempio la presenza di scarichi metatarsali per ridurre la pressione, cunei e sostegni per la volta plantare.

Finita la progettazione, la soletta viene creata grazie a una fresatrice, che riceve direttamente da EasyCAD le istruzioni per la fresatura.

Successivamente questa viene smussata manualmente per migliorare i bordi e le irregolarità.

Prima della consegna la soletta è ulteriormente imbottita con un rivestimento che la protegge dall'usura e dal sudore.

Il materiale con cui realizzare l'ortesi viene scelto dal tecnico ortopedico in base alle problematiche del soggetto a cui è destinato.

Qui un elenco di tutti i materiali utilizzati in Orthomedica:

- Orthodynamic Nero: Materiale rigido adatto a sostenere carichi superiori agli 80 kg per evitare fenomeni di deformazione plastica del materiale.
Durezza 50
Densità 200 Kg/m³
- Orthoshock: Materiale utilizzato per fornire un sostegno al tallone ma allo stesso tempo permette la flessione del piede attraverso l'utilizzo di un materiale più morbido nella parte anteriore.
Durezza 30/40
Densità 160/230 Kg/m³
- Orthosport: Utilizzato per lo sportivo in modo che aiuti nella fase di slancio e che riduca gli urti durante l'appoggio. Applicato anche in caso di: metatarsalgia, piede piatto, fasciti plantari, tendinopatie, piede cavo, speroni calcaneari.
Durezza 40
Densità 230 Kg/m³

- Orthodynamic Blu: Utilizzato per soggetti di corporatura importante che necessitano di sostegno.
Adatti in caso di piede piatto, tendinopatie, speroni calcaneari, metatarsalgie.
Durezza 40
Densità 230 Kg/m³
- Ortconfort: Applicato a soggetti di media corporatura con eventuale metatarsalgia, piede piatto, insufficienza venosa, piede cavo, speroni calcaneari.
Durezza 35
Densità 160 Kg/m³
- Orthosoft: Il materiale più morbido utilizzato per pazienti con piedi particolarmente delicati e doloranti. Adatto a piede reumatico, piede artrosico, dita a griffe, alluce valgo, speroni calcaneari, metatarsalgia.
Utilizzabile eventualmente come base da rivestire con materiale antifungineo ed antibatterico per piede diabetico.
Durezza 30
Densità 90 Kg/m³
- Orthostep: Materiale utilizzato per fornire un sostegno al tallone ma allo stesso tempo permette la flessione del piede attraverso l'utilizzo di un materiale più morbido nella parte anteriore. Essendo molto rigido il materiale nella parte posteriore questo plantare è pensato sempre per sostenere carichi superiori agli 80 kg.
Durezza 30/50
Densità 160/200 Kg/m³



Figura: 36: materiali dei plantari in Orthomedica [59]

3.6 Stato dell'arte della modellazione di plantari

In letteratura, nella maggior parte degli studi il modello del plantare viene generato a partire dal volume del piede.

In [51] ad esempio il volume del piede è stato ottenuto dalla digitalizzazione della superficie tramite uno scanner laser 3D. Poi da questo tramite degli algoritmi in Matlab è stato creato il modello per la soletta.

Allo stesso modo in [54] tramite lo Scanner 3d HANDYSCAN 700T è stato acquisito volume del piede, poi con con Power SHAPE 2015 è stata generata la curva della soletta in modo che fitti automaticamente i contorni del piede scansionato.

In altri lavori invece il modello viene generato a partire dall'impronta del piede, come in [50] dove l'impronta è stata acquisita tramite due scanner 3d (Artec Spider 3 e Sense 3D) e da questa è stata generato direttamente un plantare tramite software specializzati EasyCAD (figura 14).

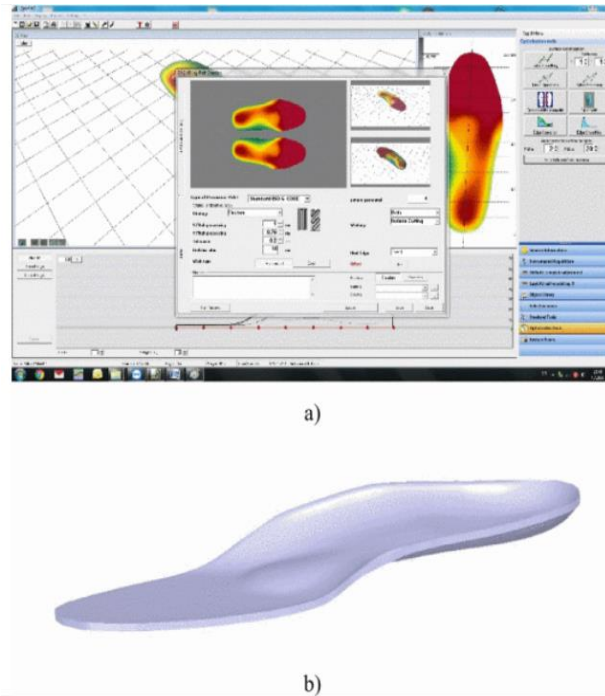


Figura 14: EasyCAD, generazione automatica plantare

Anche in [52] il plantare è stato generato a partire dall'impronta a riposo del piede del soggetto. Tramite sottrazione booleana da questo è stato generato il positivo, grazie al quale si è potuta dare la forma al plantare.

In tutti questi studi, il fine della modellazione del plantare è puramente l'utilizzo in simulazione, non la produzione.

Capitolo 4: Materiali e metodi ^[36,64]

Il modello generato in questo lavoro di tesi è stato creato seguendo il procedimento riportato in Guiotto et al [64]. Le principali modifiche a tale procedura hanno riguardato l'utilizzo di software diversi per la generazione dei volumi e lo studio di un piede piatto anziché normale.

4.1 Soggetto

Il soggetto preso in esame è un ragazzo di 12 anni, con peso corporeo di 73 Kg, altezza 160 cm e con numero di piede 42.

4.2 Acquisizione delle pressioni plantari

4.2.1 Sistema Pedar ^[60]

Per ottenere la distribuzione delle pressioni ed i carichi del soggetto in esame durante il cammino, è stato utilizzato il sistema pedar® della ditta Novel GmbH (Germania).

Il sistema pedar® è un sistema di misurazione della distribuzione della pressione accurato e affidabile per il monitoraggio dei carichi locali tra il piede e la scarpa.

Il pedar® può essere collegato a un PC tramite un cavo in fibra ottica / USB o può anche comunicare con questo tramite la tecnologia Bluetooth® integrata. E, come ulteriore alternativa, pedar® ha una memoria per schede SD che consente di raccogliere i dati ovunque e successivamente scaricarli sul computer.

Tutte queste caratteristiche rendono il sistema pedar® estremamente mobile e flessibile per soddisfare praticamente tutte le esigenze di test come camminare, correre, salire le scale, trasportare carichi, giocare a calcio o persino andare in bicicletta. I risultati sono quindi più rilevanti in quanto acquisiti direttamente durante le attività della vita reale, e non in laboratorio sotto specifiche condizioni.

Il sistema pedar® si collega alle solette tramite i sensori elastici altamente conformi che coprono l'intera superficie plantare del piede o i cuscinetti del sensore per le aree dorsale, mediale o laterale del piede. Il sistema pedar® consente di utilizzare più opzioni di sincronizzazione, ad es. Con sistemi video per l'analisi del cammino.

Applicazioni del sistema pedar:

- ricerca e progettazione di calzature per calzature

- analisi cinetica dell'andatura libera in biomeccanica
- monitoraggio del carico a lungo termine
- biomeccanica sportiva
- biofeedback

Qui di seguito sono presentate in tabella 3 le caratteristiche tecniche del sistema pedar®.

Numero di scarpa	22 a 49
Spessore (mm)	1.9 (min. 1)
Numero di sensori	85 – 99
Range di pressione (kPa)	15 – 600 or 30 – 1200
Isteresi (%)	< 7
Risoluzione (kPa)	2.5 or 5
Deriva della temperature di offset (kPa/K)	< 0.5
Raggio di curvatura minimo (mm)	20

Tabella 3: specifiche tecniche del sensore [60]

4.2.2 Acquisizioni

Le acquisizioni sono avvenute all'interno di Orthomedica.

Il soggetto ha svolto a piedi nudi l'esame baropodometrico su treadmill, sia statico che dinamico camminando a due differenti velocità 2 Km/h e 5 Km/h.

Successivamente questi test sono stati ripetuti allo stesso modo, ma con la differenza che il soggetto ha indossato le sue calzature con all'interno inserite le solette di pressione pedar®.

4.2.3 Elaborazione dei dati di pressione

I dati di pressione rilevate dalle solette di pressione pedar®, vengono analizzati tramite il software Pedar-x Recorder, dove è possibile visualizzare le immagini di pressione delle solette, nelle quali i sensori hanno vari colori in base alla pressione misurata.

Sono presenti inoltre anche grafici sotto forma di curve rappresentanti gli andamenti temporali dei picchi di pressione, della forza e della superficie di appoggio.

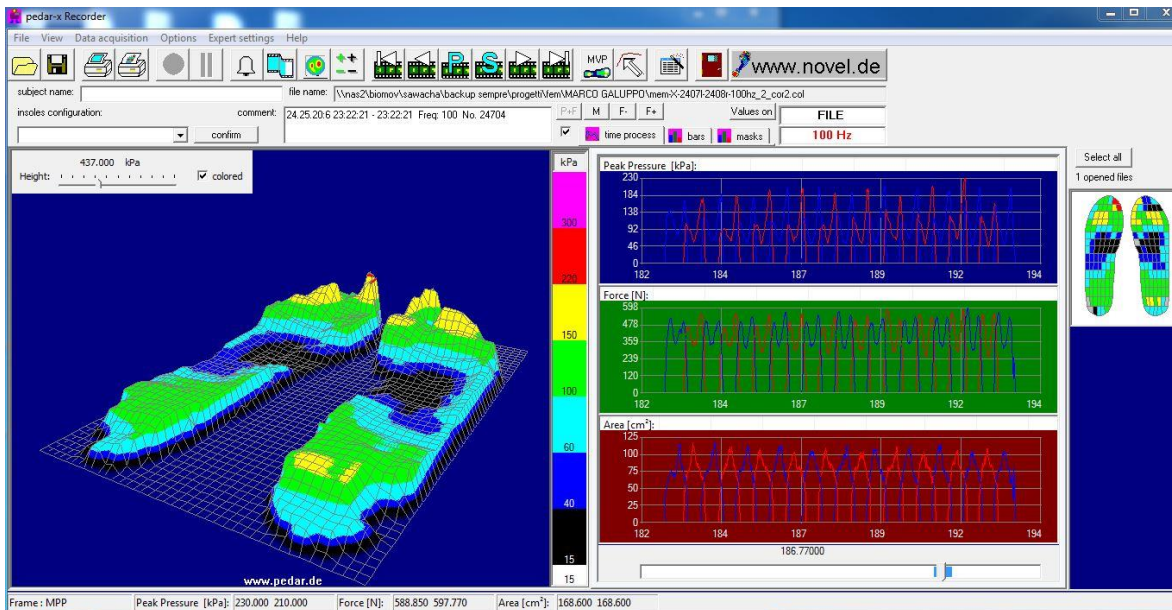


Figura 40: software Pedar-x

Successivamente tramite uno strumento interno a questo software, chiamato Step Analysis sono stati esaminati i vari passi compiuti dal soggetto, e sono stati selezionati dieci passi destri in base alla bontà delle curve di forza e pressione relative al singolo passo.

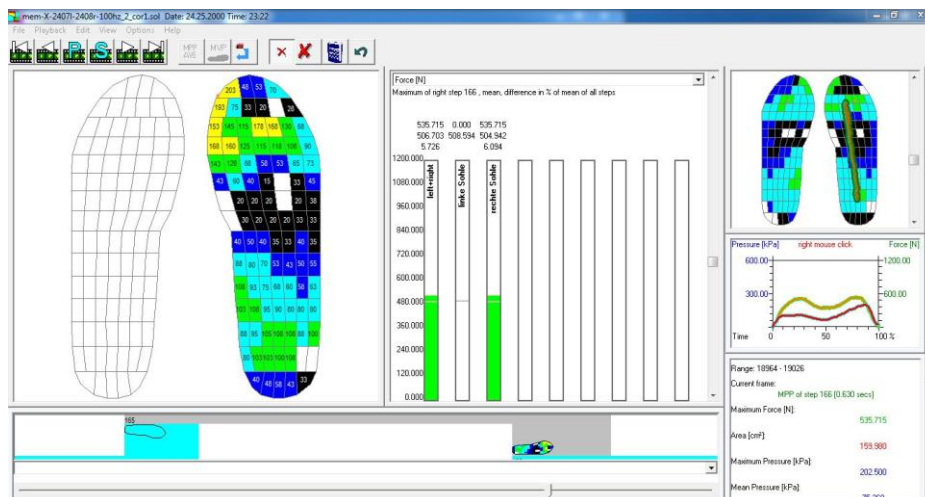


Figura 41: Step Analysis in Pedar-x

Da questa analisi in Pedar sono stati generati tre file:

1. uno, in formato .fgt contenente frame per frame i valori di forza (media delle forze verticali di tutte le celle della matrice di pressione del plantare) e delle coordinate dei COP nel tempo;
2. un altro in formato .gtc con all'interno forze media e massima, pressione massima, tempi e altre caratteristiche di ogni singolo passo da noi selezionato;
3. un ultimo file .lst contenente le matrici di pressione complete di tutti i frames.

È stata quindi ricavata la mediana dei valori di forza dei dieci passi scelti negli istanti di risposta al carico e appoggio intermedio (paragrafo 1.5.1).

Sono state salvate le matrici di pressione dei frame aventi questi valori di forza, in modo da poter effettuare un confronto tra queste pressioni acquisite tramite il sistema pedar® e quelle ricavate tramite simulazioni agli elementi finiti.

4.3 Geometrie

4.3.1 Piede

Per acquisire la forma del piede è stato usato un piccolo scanner 3D, fissato in prossimità dei bordi di un I-Pad. Tramite questo scanner, chiamato Structure, è possibile simulare la fisica del mondo reale e creare modelli 3D ad alta definizione in pochi secondi.

Ruotando l'IPad attorno al piede del soggetto, a una distanza di circa 40 cm, in breve tempo è stato possibile catturarne la geometria, con una precisione di 4 mm.



Figura 42: scanner 3D Structure [53]

Durante l'acquisizione il soggetto era seduto, con la gamba immobile ed alzata a 90° sorretta da un supporto, in modo da mantenere il piede rilassato.

In questo modo è stato generato un file, in formato stl, del piede del soggetto.

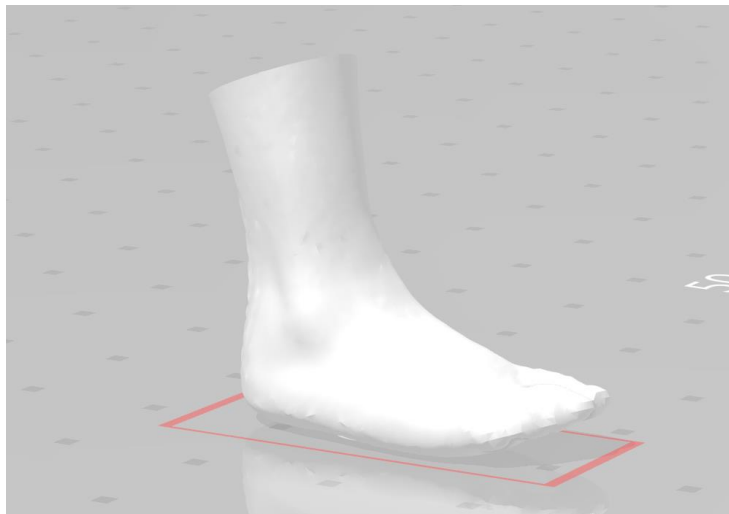


Figura 43: file stl ottenuto dalla scansione del piede con 3D Structure

Successivamente è stato utilizzato Geomagic Design X, un software di progettazione assistita da computer (CAD), con particolare attenzione alla progettazione di sistemi e assemblaggi meccanici, questo offre diverse opzioni per la creazione di modelli 3D pronti per la produzione, tra cui la modellazione solida e le superfici NURBS.

In Geomagic durante l'importazione del modello viene applicata una meshatura, successivamente il modello è stato perfezionato, tramite processi automatici di correzione, miglioramento della forma e remeshing globale.

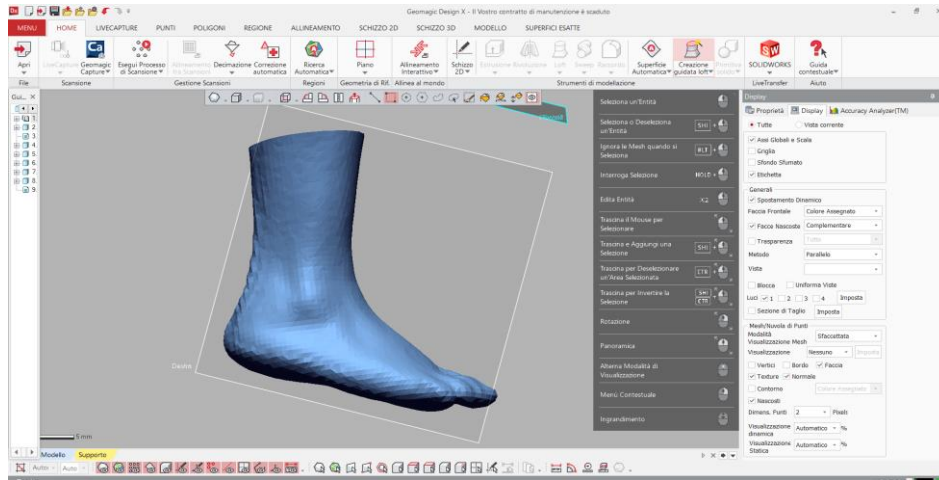


Figura 44: rifinitura mesh del modello del piede in Geomagic

Una volta finita l'elaborazione tramite questo programma, si ha ancora un file stl, contenente una mesh superficiale, non ancora di volume, e quindi non importabile in Abaqus, il software in cui sono state svolte le simulazioni.

Per il passaggio successivo ha previsto l'utilizzo del programma Free CAD, dove viene generato un volume chiuso a partire dalla superficie esterna. Il file viene poi salvato in formato .step, direttamente importabile in Abaqus.

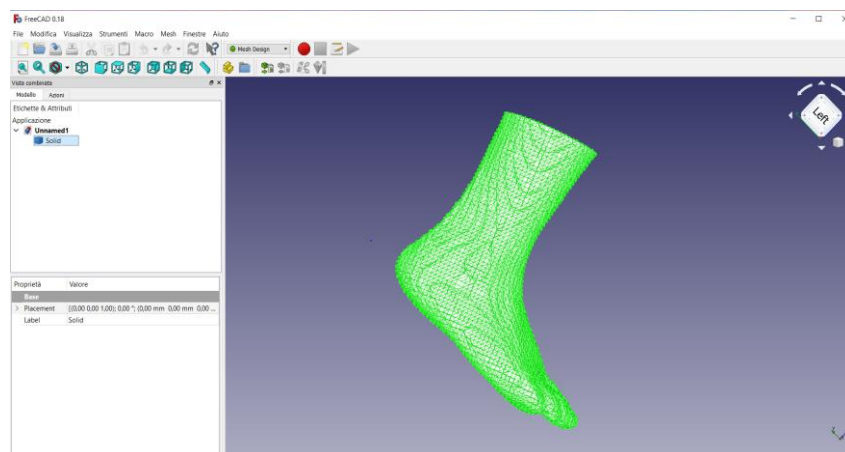


Figura 45: conversione da superficie in solido chiuso, in FreeCAD

4.3.2 Ossa

Per quanto riguarda il modello delle ossa, dal momento che non era disponibile una risonanza magnetica del soggetto in esame, si è deciso di utilizzare il modello di un altro soggetto con lo stesso tipo di piede, che era disponibile da studi precedenti effettuati nel Laboratorio di Bioingegneria del Movimento [36].

Le ossa sono state segmentate attraverso il software Simpleware ScanIP (Synopsis). In particolare sono state estratte le ossa e la cartilagine adiacente in modo da avere un volume unico e connesso. Questa geometria viene già meshata in automatico all'interno del programma ed è restituita in uscita in formato .inp direttamente importabile in Abaqus.

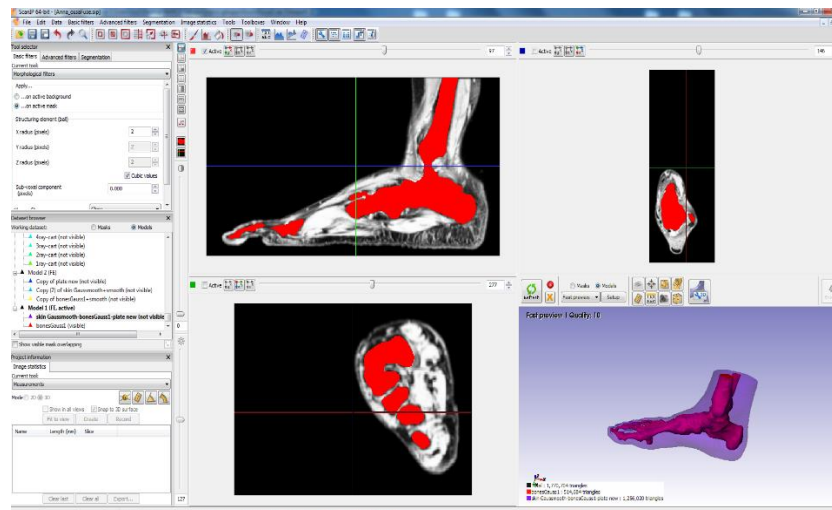


Figura 46: segmentazione ossa da MRI attraverso il software Simpleware ScanIP

4.3.3 Plantari

Il modello del plantare è stato generato a partire dai dati di pressione acquisiti durante l'esame baropodometrico del soggetto in Orthomedica, dove il tecnico ortopedico, oltre che valutare le mappe di pressione generate su Free Step, ha potuto valutare in prima persona la camminata e la postura del soggetto, affetto dalla patologia del piede piatto. Un primo modello è stato generato automaticamente dal loro software Free Step, basato esclusivamente sulla mappa delle pressioni misurate durante la baropodometria.

Il modello definitivo, da cui poi in azienda è stata prodotta fisicamente la soletta tramite tecnica cad/cam, è stato realizzato a partire dal precedente con varie modifiche

effettuate dal tecnico ortopedico in base alle sue personali conoscenze, sempre tramite Free Step.

Entrambi i modelli sono stati forniti da Orthomedica, in formato stl.

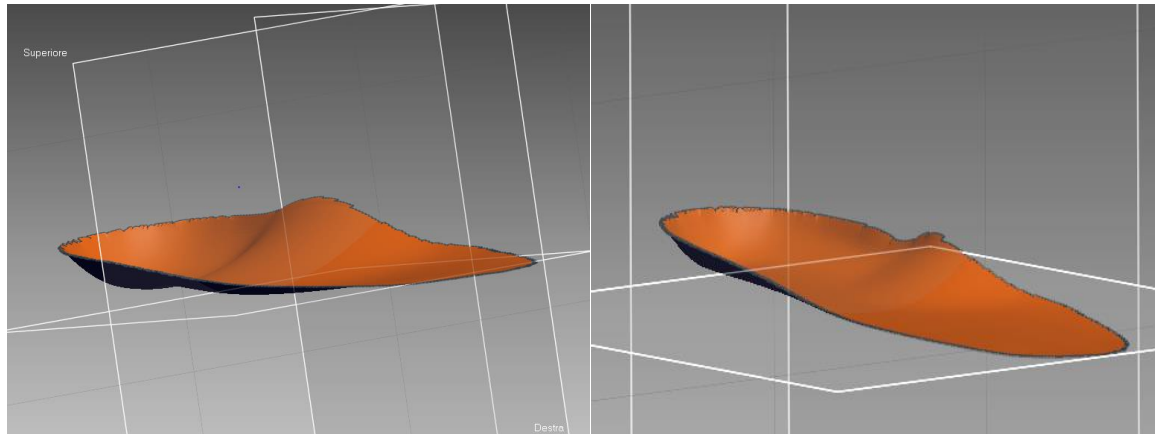


Figura 47: modello automatico iniziale e modello definitivo dei plantari di Orthomedica, in formato stl.

Come già descritto nel paragrafo 4.3.1, entrambi questi file sono stati elaborati tramite vari software CAD.

Per prima cosa in Nx il plantare è stato ispessito, in Geomagic è stata effettuata una decimazione della mesh ed in Free CAD è stato creato un volume chiuso a partire dalla superficie.

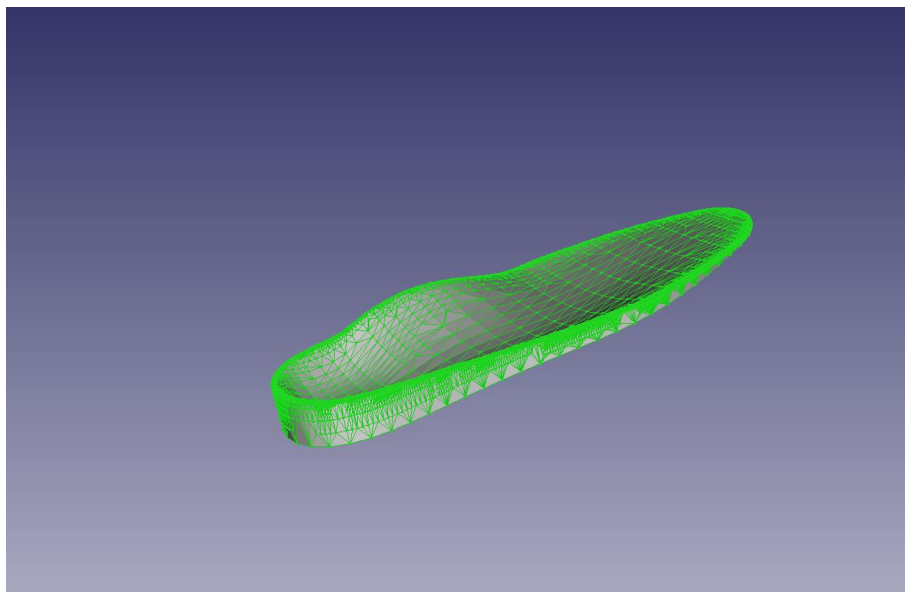


Figura 48: modello definitivo di plantare su Freecad, pronto per essere inportato in Abaqus

4.4 Analisi FEM

Dopo aver importato in Abaqus tutte le varie parti del modello finale (plantari, piede, e ossa), sono state assegnate a ciascuna le diverse proprietà.

4.4.1 Generazione del modello

Piede

Per quanto riguarda il modello del piede, è stata assegnata una mesh tetraedrica di tipo lineare con lato di lunghezza media di 5 mm, ed essendo formato da tessuti molli, è stato scelto un modello iperelastico polinomiale di secondo grado, con i coefficienti ricavati dalla letteratura come in [36] e riportati in tabella 4.

C10	C01	C20	C11	C02	D1	D2
0.08556	-0.05841	0.039	-0.02319	0.00851	3.65273	0

Tabella 4: coefficienti per il comportamento iperelastico dei tessuti molli

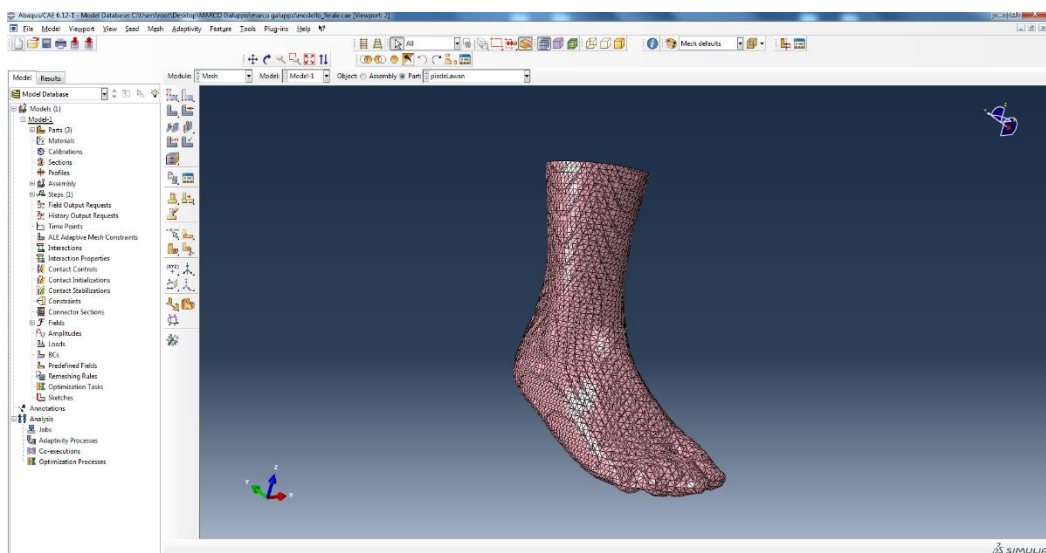


Figura 49: mesh del piede in Abaqus

Ossa

Per le ossa è stata usata una mesh lineare tetraedrica sempre con lato medio di 5 mm ed è stato assegnato un comportamento lineare isotropico elastico con coefficienti presi dalla letteratura [36]: modulo di Young pari a 7300 e coefficiente di Poisson pari a 0.3.

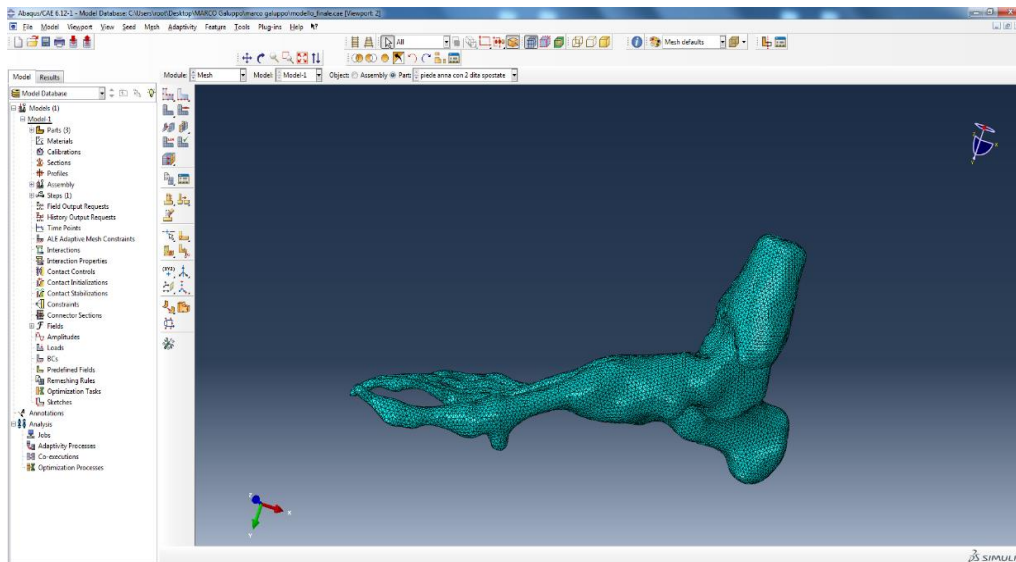


Figura 50: mesh delle ossa, in Abaqus

Plantari

Per i plantari è stata usata una mesh lineare tetraedrica sempre di lato 5 mm.

Il materiale con cui questi sono stati realizzati in Orthomedica è Orthosport, con una durezza 40.

Il comportamento assegnato a questa parte è lineare isotropico elastico con coefficienti presi dalle tabelle tecniche dei materiali: modulo di Young pari a 2 e coefficiente di Poisson pari a 0.3.

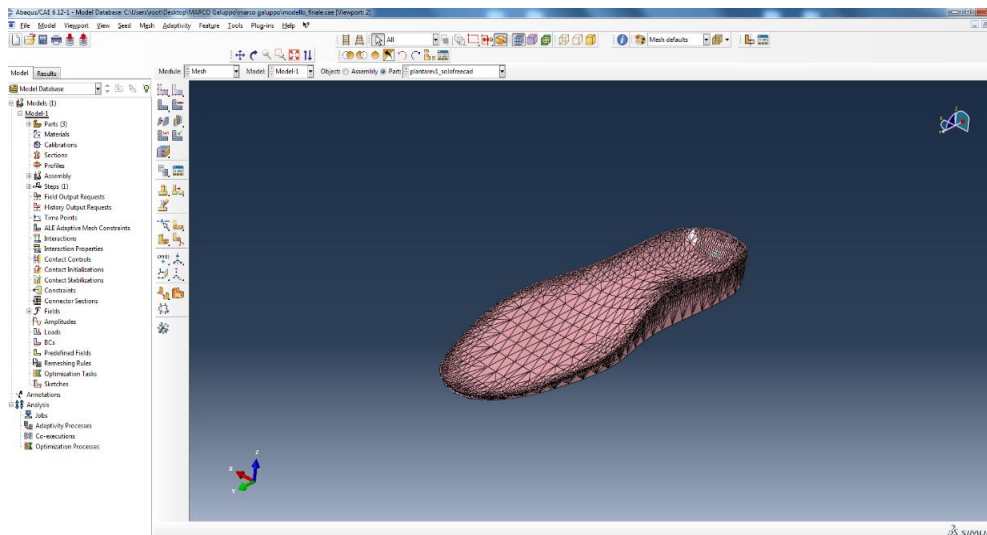


Figura 51: mesh plantare definitivo, in Abaqus

Piano d'appoggio

Per realizzare il piano d'appoggio è stato creato un piano di spessore 2 cm, a cui è stata assegnata una mesh lineare esaedrica di lato 5mm.

Il comportamento anche in questo caso è sempre lineare elastico e isotropico, ma molto duro, con coefficienti estratti in letteratura [36]: Modulo di Young 72000 e coefficiente di Poisson 0.33.

4.4.2 Configurazione iniziale

Tutte le parti, sono state inserite nel modulo di Abaqus Assembly, e tramite un processo di rotazioni e traslazioni sono state sistemate opportunamente.

In particolare non è stato semplice il procedimento per inserire le ossa dentro il piede, in quanto appartenenti a soggetti differenti, come punti di riferimento per valutare il corretto posizionamento sono stati usati il calcagno e la punta delle falangi.

Dopo aver sovrapposto le ossa ed il piede, è stata effettuata una sottrazione booleana in modo da creare un buco all'interno del volume del piede per poter poi reinserire le ossa nella medesima posizione.

Successivamente è stato imposto un vincolo di ancoraggio, tra superficie interna del piede bucato, ossia dei tessuti molli, e la superficie esterna delle ossa, in modo che queste parti rimangano sempre attaccate fra loro durante le simulazioni.

Gli scenari su cui sono state effettuate le simulazioni sono in totale sei, sono state analizzate le fasi del passo della risposta al carico (*loading response*) e dell'appoggio intermedio (*mid stance*) nel caso senza plantare e nel caso di entrambi i plantari (con e senza modifiche del tecnico ortopedico) descritti al capitolo 3.7.

4.4.3 Simulazioni senza plantare

Inizialmente è stato considerato lo scenario senza plantare, la prima simulazione fatta riproduce la fase dell'appoggio intermedio.

Per prima cosa è stato inserito il piano di appoggio (figura), poi sono state imposte alcune condizioni al contorno. In primis è stato fissato un vincolo per bloccare ogni tipo di movimento ai nodi più alti del guscio esterno del piede, cioè quelli posti nella superficie parallela al piano, appena sopra la tibia, che chiude il modello superiormente. Anche il piano è vincolato a muoversi solamente lungo l'asse z, perpendicolare alla sua superficie.

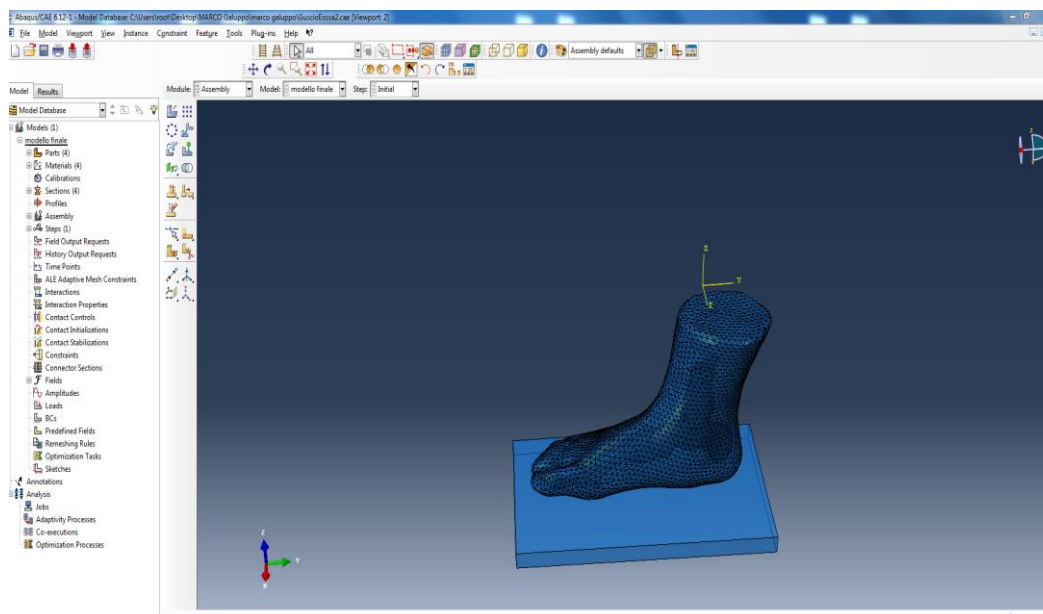


Figura 52: configurazione iniziale nell'analisi senza plantare in Abaqus

Viene assegnato anche un coefficiente di attrito pari a 0,6 tra la superficie superiore del piano e quella della pianta del piede, in modo di impedire lo scivolamento una volta avvenuto il contatto.

Durante la prima fase della simulazione viene mosso il piano verso l'alto per farlo entrare in leggero contatto col piede. Poi nella seconda fase viene imposta una forza

verso l'alto su un nodo del piano, con direzione perpendicolare a questo in modo da muoverlo e schiacciare il piede deformandone i tessuti.

Il modulo della forza applicata è stato ricavato dai dati di pressione delle Pedar ed è di 325 newton.

In questo modo il piede viene compresso sul piano e la mappa delle pressioni viene estratta tramite la funzione CPRESS. Un'altra informazione degna di nota estratta da questa simulazione è la tensione di von Mises nei vari punti del modello, un valore che comparato alla tensione di snervamento reale, ci permette di capire se avverrebbero deformazioni o rotture.

Per la fase di risposta al carico è stata riprodotta la stessa procedura con un carico e un angolo di inclinazione del piede differenti, è stato imposto un carico di 504 N e un angolo di 8° , quest' ultimo dato suggerito da analisi video del cammino effettuate in passato nel laboratorio di bioingegneria del movimento di Padova.

4.4.4 Simulazioni con plantari

In questa analisi è stato rimosso il piano ed è stato inserito il plantare sotto il piede.

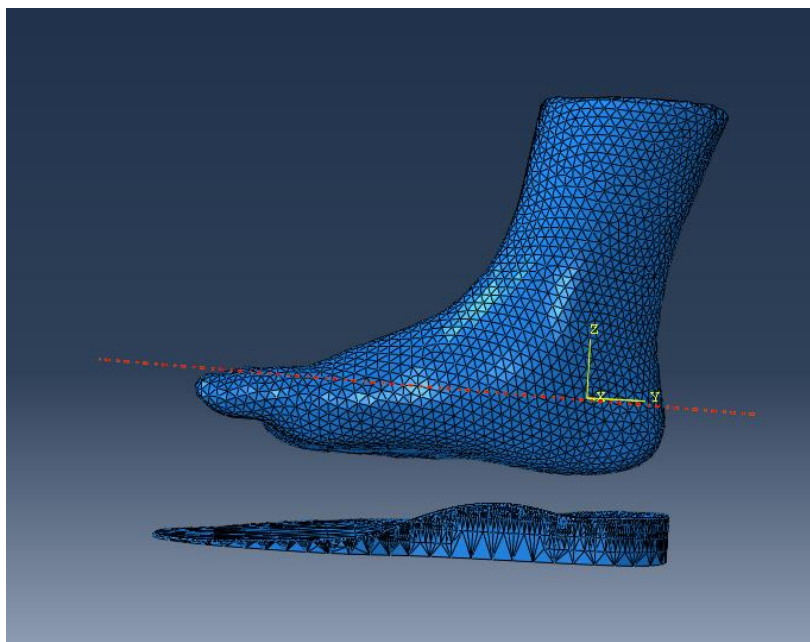


Figura 53: configurazione iniziale analisi con plantare

Tra la superficie superiore del plantare e inferiore del piede è stato imposto lo stesso attrito di 0.6 dell'analisi precedente.

Per quanto riguarda i vincoli durante questa analisi, ne viene imposto uno a dei nodi nella parte superiore della tibia che permette solo la traslazione sull'asse z, perpendicolare alla soletta.

Nella prima fase avviene il movimento della soletta verso il piede, che rimane fermo, questa termina con le due parti in leggero contatto.

Nella seconda fase viene imposto un carico verticale su un nodo superiore del piede, in corrispondenza di un nodo della porzione superiore della tibia, in questo modo il piede schiaccia e deforma il plantare. Quest'ultimo è ancorato inferiormente da un vincolo che impedisce ogni tipo di movimento ai nodi della sua superficie inferiore.

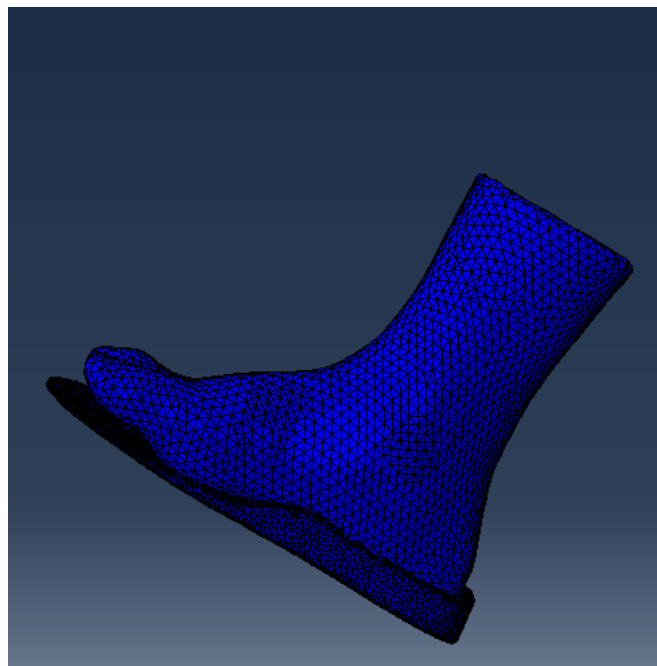


Figura 54: fase finale analisi con plantare

Le forze e gli angoli di inclinazione sono identici all'analisi senza plantare, sia per la fase di risposta al carico sia per quella di appoggio intermedio.

Questa analisi viene ripetuta con lo stesso protocollo per entrambi i plantari a disposizione.

Alla fine, come precedentemente, vengono estratti i valori di pressione e le sollecitazioni di Von Mises.

Capitolo 5: Risultati e conclusioni

5.1 Analisi posturografica del soggetto

L'analisi posturografica è stata effettuata in Ortomedica e ha permesso di ricavare importanti informazioni utili al tecnico ortopedico per andare a produrre delle modifiche sulla soletta proposta dal software.

I risultati dell'analisi statica mostrano che il baricentro del soggetto è anteposto e spostato a sinistra e i COP dei piedi non sono allineati tra loro, con quello sinistro più indietro rispetto alla norma e quello destro più avanti.

Nel soggetto appare evidente la presenza della patologia del piede piatto.

La superficie inoltre è distribuita asimmetricamente, sono presenti 127 cm² di appoggio a sinistra e 113 cm² a destra, infatti è presente un sovraccarico sul piede sinistro che deve sostenere il 60% del peso totale. Il punto di massimo della pressione si trova nel retropiede sinistro.

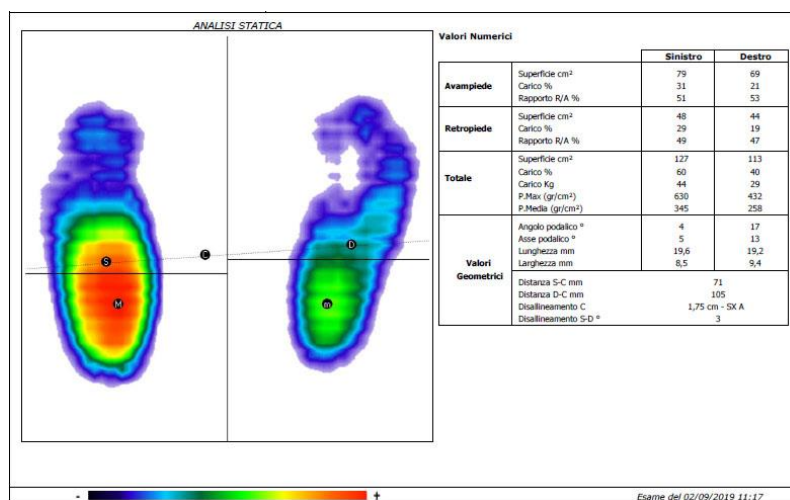


Figura 37: analisi statica

Dalla analisi dinamica a 2 Km/h emergono le stesse asimmetrie, la superficie media di appoggio del piede sinistro è di 50 cm², mentre per il piede destro è di 39 cm², è anche presente un sovraccarico nella zona degli avampiedi.

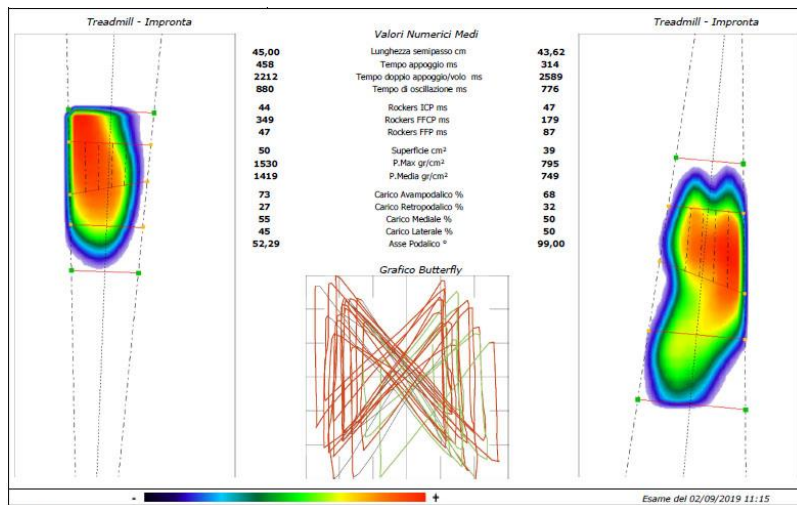


Figura 38: Analisi dinamica a 2 km/h

Diversamente nell'analisi dinamica a 5 Km/h la superficie di appoggio e la distribuzione delle pressioni tra avampiede e retropiede è più simmetrica.

Rimane inalterata la distribuzione asimmetrica delle pressioni tra i due piedi, con la presenza sull'appoggio sinistro di una pressione massima maggiore.

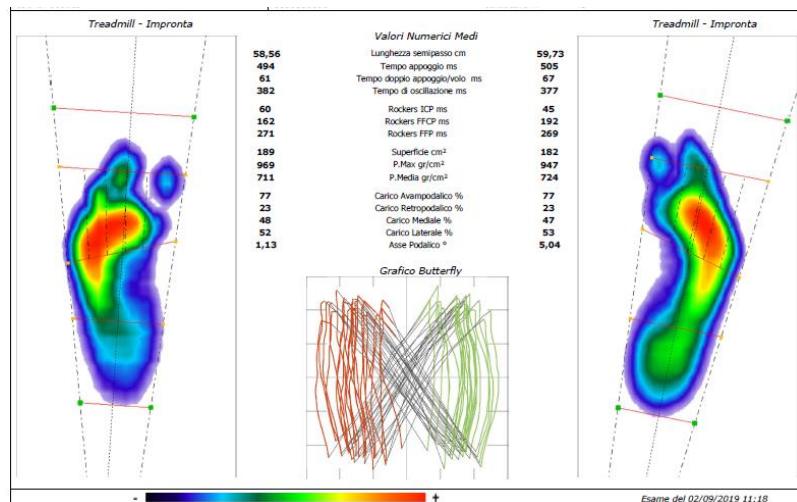


Figura 39: analisi dinamica a 5 km/h

Il plantare realizzato per il soggetto, dotato di uno spessore maggiore nella zona del mesopiede, ha la funzione di ridistribuire le pressioni, spostandole dal mesopiede

alle altre zone del piede. Le persone sane infatti durante il cammino spingono principalmente con avampiede e retropiede, non andando a caricare la parte mediale del piede, come invece avviene nei soggetti affetti da piattismo.

5.2 Risultati delle simulazioni

Qui nel seguito sono presentati i risultati ottenuti tramite analisi FEM su Abaqus, nelle configurazioni analizzate: senza plantare, con plantare iniziale, con plantare definitivo. Le mappe di pressione di queste tre configurazioni sono state confrontate tra loro e con quella ricavata dai sensori Pedar.

Sono stati inoltre analizzati anche gli stress interni di von Mises.

5.2.1 Dati di pressione durante la fase di risposta al carico

Le quattro figure (da 55 a 58) mostrano le mappe di pressione durante la fase di risposta al carico, sia quella misurata fisicamente tramite i sensori Pedar che quelle simulate in Abaqus nei casi con e senza plantari.

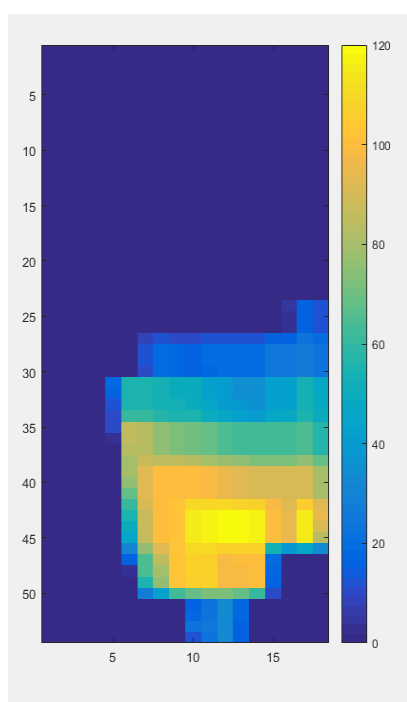


Figura 55: pressioni Pedar

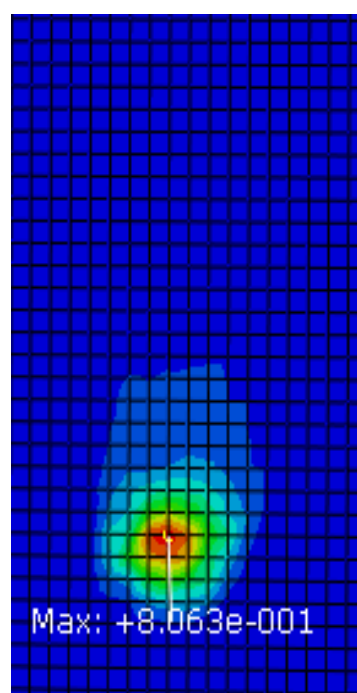


Figura 56: pressioni Fem senza plantare

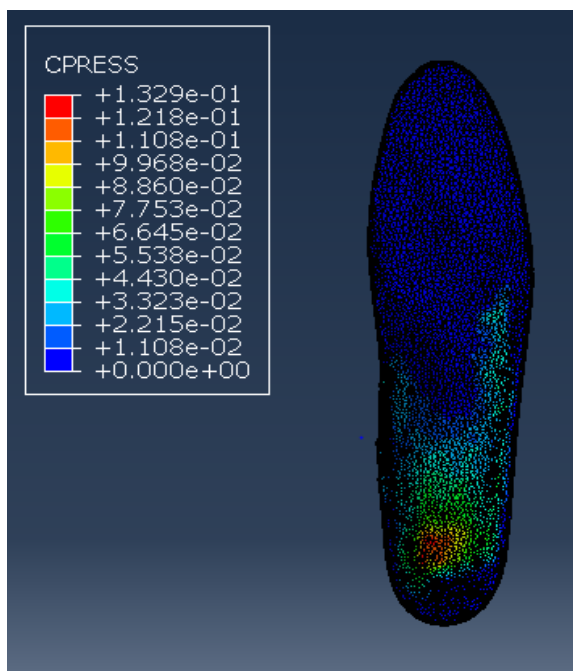


Figura 57: pressioni Fem con plantare iniziale

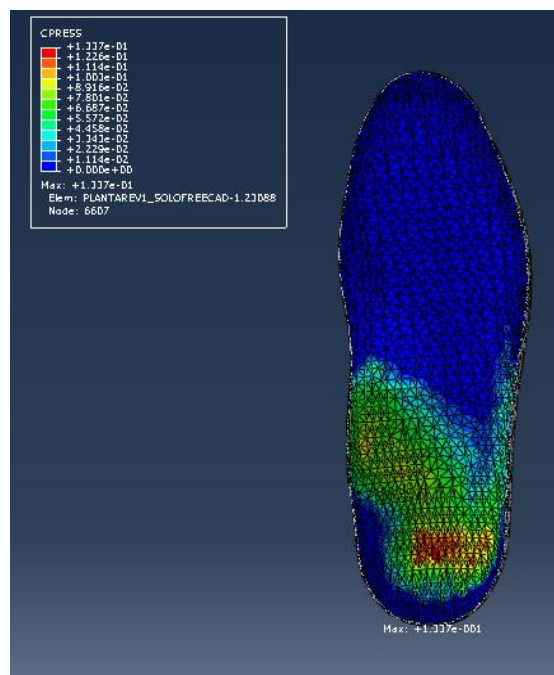


Figura 58: pressioni Fem con plantare definitivo

In tabella 5 e in figura 59, sono mostrati i valori dei picchi di pressione, relativi alle quattro configurazioni appena mostrate, nelle tre zone del piede: avampiede, mesopiede e retropiede.

Pressione massima	Pedar	Abaqus senza plantare	Abaqus con plantare iniziale	Abaqus con plantare definitivo
Avampiede	0 kPa	0 kPa	0 kPa	0 kPa
Mesopiede	85 kPa	13,07 kPa	77,97 kPa	94,16 kPa
Retropiede	120 kPa	806,28 kPa	132.90 kPa	133,73 kPa

Tabella 5: valore dei picchi nella fase di risposta al carico

PRESSIONI MASSIME NELLA FASE DI RIPOSTA AL CARICO

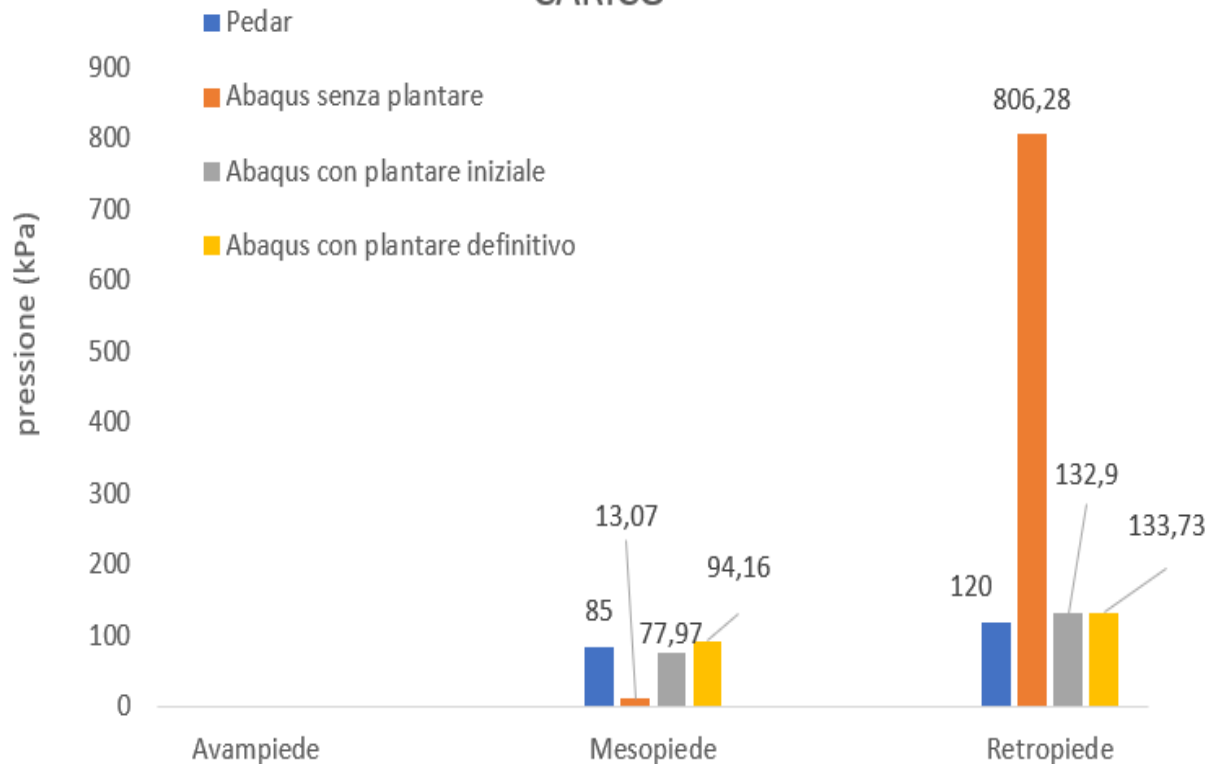


Figura 59: istogramma delle pressioni massime nella fase di risposta al carico per le tre zone del piede (avampiede, mesopiede, retropiede).

5.2.2 Dati di pressione durante la fase di appoggio intermedio

Le quattro figure qui sotto mostrano le mappe di pressione durante la fase di risposta al carico, sia quella misurata fisicamente tramite i sensori Pedar che quelle simulate in Abaqus nei casi con e senza plantari.

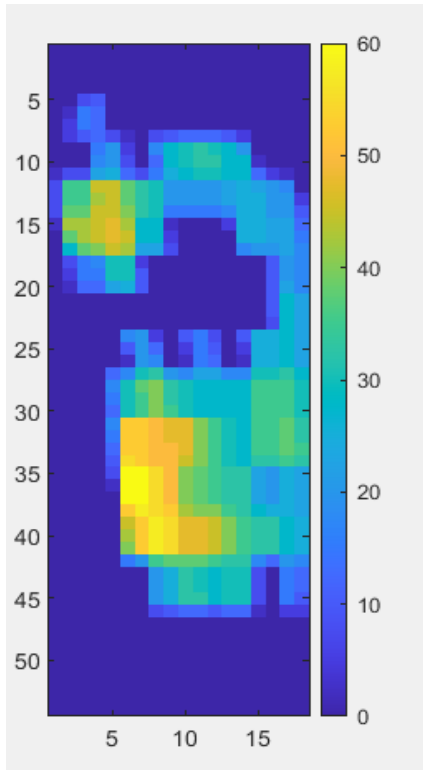


Figura 59: pressioni Pedar

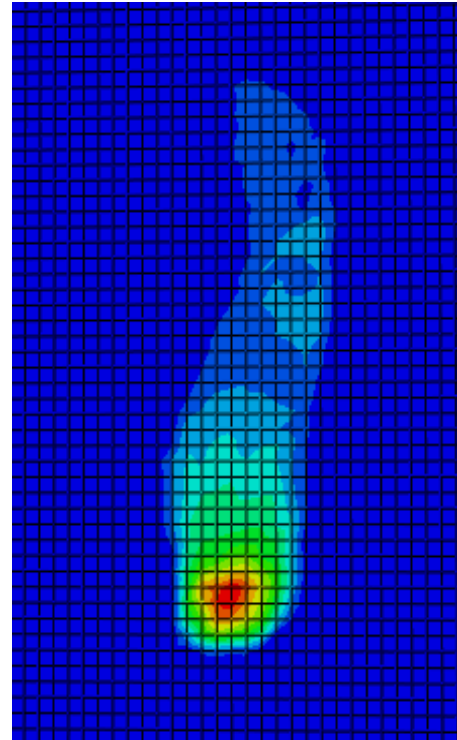


Figura 60: pressioni Fem senza plantare

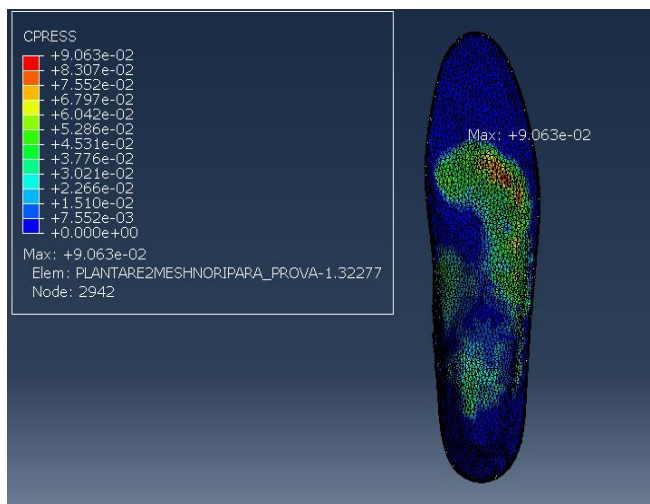


Figura 61: pressioni Fem con plantare iniziale

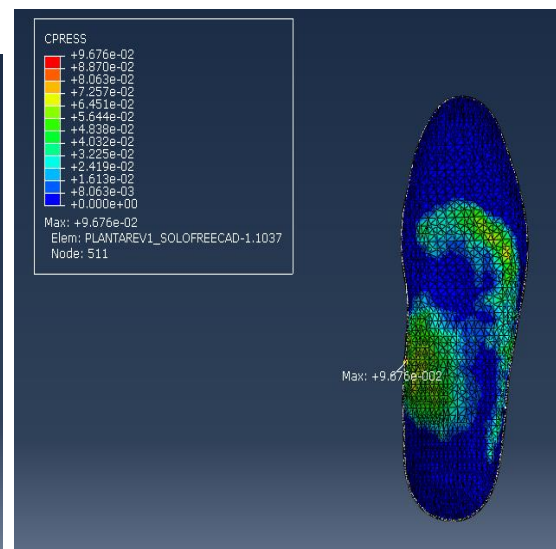


Figura 62: pressioni Fem con plantare definitivo

In tabella 6 e figura 63 qui sotto sono mostrati i valori dei picchi di pressione, relativi alle quattro configurazioni appena mostrate, nelle tre zone del piede: avampiede, mesopiede e retropiede.

Pressione massima	Pedar	Abaqus senza plantare	Abaqus con plantare iniziale	Abaqus con plantare definitivo
Avampiede	47.5 kPa	21.01 kPa	90,07 kPa	64,29 kPa
Mesopiede	60 kPa	45.53 kPa	90,62 kPa	96.76 kPa
Retropiede	60 kPa	186.83 kPa	47 kPa	66,60 kPa

Tabella 6: valore dei picchi di pressione nella fase di appoggio intermedio

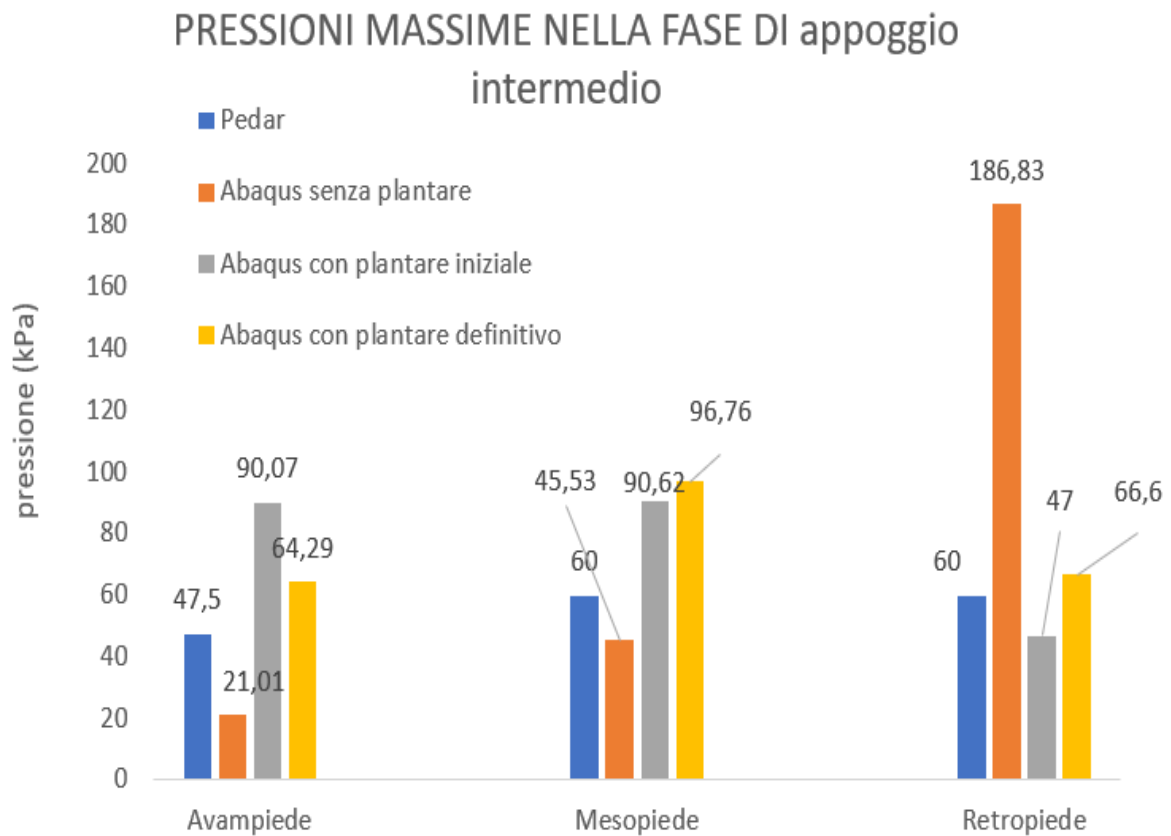


Figura 63: istogramma delle pressioni massime nella fase di appoggio intermedio per le tre zone del piede (avampiede, mesopiede, retropiede).

5.2.3 Stress interni di von Mises

Nelle seguenti figure sono presentati gli stress di von Mises ed il relativo picco misurati in Abaqus nell'istante della risposta al carico e dell'appoggio intermedio per le configurazioni senza e con plantari.

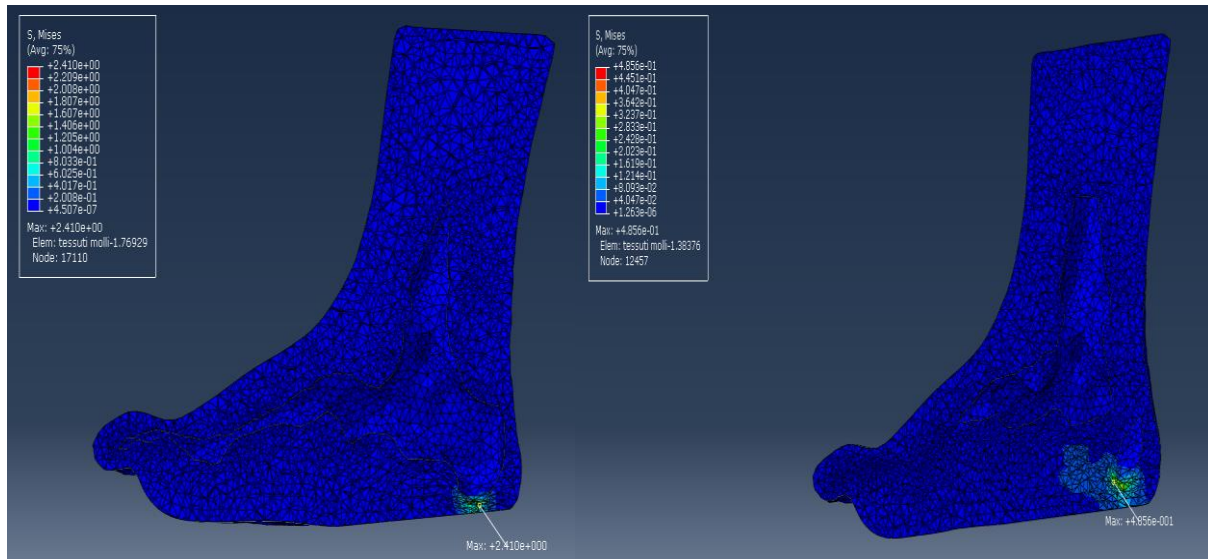


Figura 64: stress di von Mises nel caso senza plantare, negli istanti di risposta al carico (figura a sinistra) e appoggio intermedio (figura a destra).

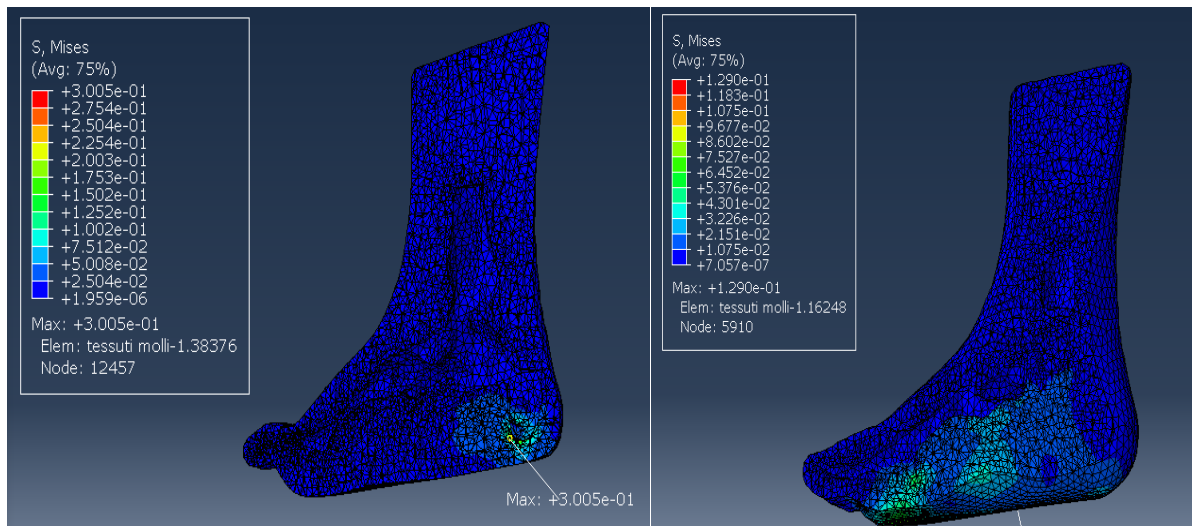


Figura 65: stress di von Mises nel caso con plantare iniziale, negli istanti di risposta al carico (figura a sinistra) e appoggio intermedio (figura a destra).

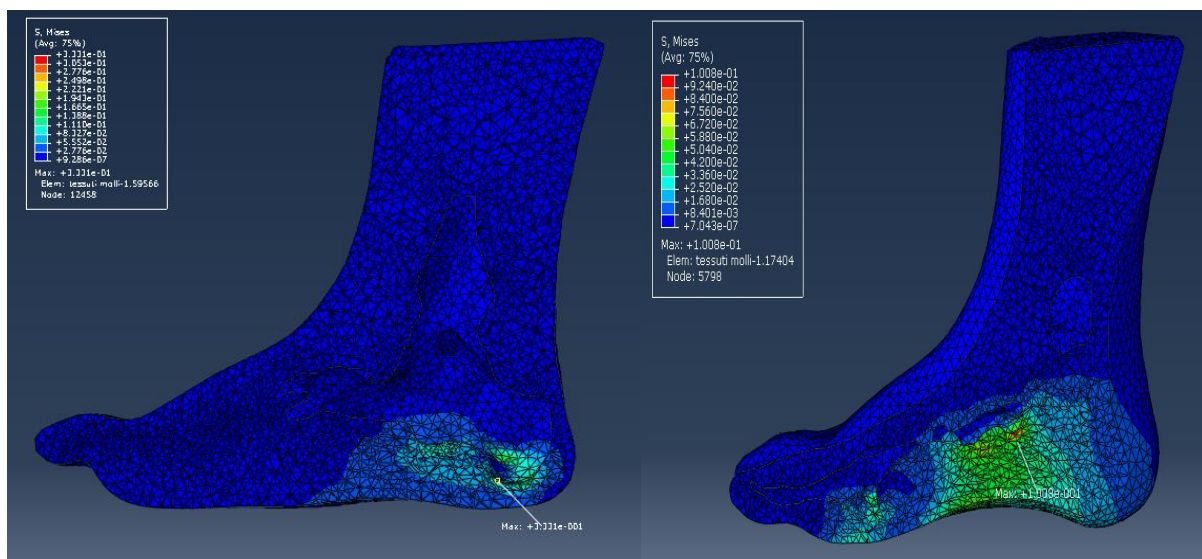


Figura 66: stress di von Mises nel caso con plantare definitivo, negli istanti di risposta al carico (figura a sinistra) e appoggio intermedio (figura a destra).

Nel caso senza plantare i picchi sono situati, per entrambi gli istanti analizzati, nel retro piede. Con i plantari invece, nella fase di risposta al carico il picco è situato nel retro piede, mentre nella fase di appoggio intermedio è situato nel mesopiede.

In tabella 6 e figura 63 sono mostrati i valori massimi dello stress di von Mises per i sei casi.

Stress interni di von Mises	risposta al carico	appoggio intermedio
senza plantare	2410 kPa	485,6 kPa
con plantare iniziale	300,5 kPa	129 kPa
con plantare definitivo	331 kPa	100,8 kPa

Tabella 6: stress von Mises

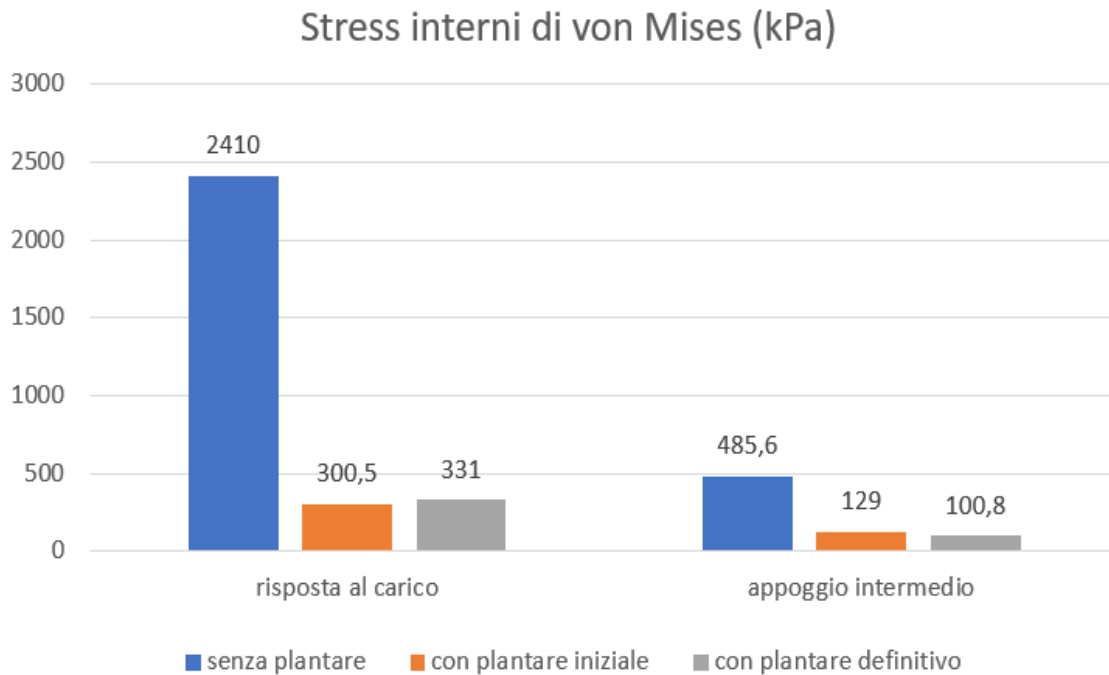


Figura 67: istogramma dei valori massimi dello stress di von Mises negli istanti di risposta al carico e appoggio intermedio, per le tre configurazioni analizzate.

5.3 Conclusioni

La predizione effettuata tramite modello FEM indica che sia in fase di risposta al carico sia in fase di appoggio intermedio l'utilizzo di entrambi i plantari, rispetto al caso senza, va a ridurre le pressioni nel retropiede ma le aumenta nel mesopiede. Quest'ultimo dato è negativo, in quanto la funzione di una ortesi plantare di questo tipo dovrebbe essere quella di ridistribuire la pressione riducendola in particolare nel mesopiede.

Per quanto riguarda il confronto specifico tra plantare iniziale e definitivo, si nota che nella fase di risposta al carico l'utilizzo di quest'ultimo, rispetto a quello iniziale, provoca un aumento netto della pressione nel mesopiede, ed uno più lieve anche nel retropiede. Nella fase di appoggio intermedio invece nel definitivo, rispetto a quello iniziale, è presente una riduzione della pressione nell'avampiede ma rimane l'aumento in mesopiede e retropiede.

Anche questi dati sono negativi, in quanto contrari a ciò che ci si sarebbe aspettato. Tra le modifiche apportate dal tecnico ortopedico infatti è presente quella di dare uno spessore maggiore nel mesopiede, in modo da ridurre le pressioni in quella zona in particolare.

Per quanto riguarda gli stress di von Mises, questi risultano inferiori nel caso di utilizzo dei plantari, sia nella fase di risposta al carico sia in quella di appoggio intermedio.

L'ortesi garantisce dunque una riduzione delle tensioni interne dei tessuti ai livelli dei legamenti, aspetto positivo per quanto riguarda l'outcome clinico.

Riassumendo, queste predizioni possono essere considerate un parziale risultato positivo poiché per gli stress esterni i risultati non sono conformi a quelli attesi, invece per quelli interni il riscontro è positivo.

5.4 Limiti

I limiti di questa tesi riguardano aspetti diversi, il principale è il problema relativo alle ossa, appartenenti a un soggetto differente rispetto a quello utilizzato per la creazione di questo modello. L'inserimento di queste all'interno del piede è avvenuto tramite traslazioni e rotazioni, con unici riferimenti la posizione del calcagno e delle punte delle dita. Inoltre il modello del piede è stato molto semplificato. Sono stati considerati solo tessuti molli ed ossa, e queste ultime sono state trattate come un unico blocco, e non singole parti in grado di ruotare tra loro, ciò non consente di riprodurre fedelmente il fenomeno di adattamento del piede alle superfici con cui entra in contatto durante la camminata. Potrebbero esserci dunque differenze con le ossa del soggetto esaminato tali da compromettere i risultati finali e una perdita di adattamento della struttura alle diverse solette.

Queste scelte sono state effettuate nell'ottica di creare una metodologia semplificata utilizzabile in un contesto commerciale, dove per motivi di tempistiche risulta impossibile acquisire le geometrie soggetto specifiche delle ossa, ad esempio tramite MRI, per ogni soggetto.

Un altro limite significativo è stato il tempo di calcolo delle simulazioni, in media due ore, tramite un pc con una CPU i3 quad-core e 8Gb di RAM; anche tale aspetto è da tenere in considerazione nel caso in cui si volesse introdurre questa metodologia nel processo di produzione dei plantari in azienda.

5.5 Sviluppi futuri

Per il futuro risulterebbe fondamentale effettuare un confronto dei dati simulati con le mappe delle pressioni plantari misurate direttamente sul soggetto che indossa i

plantari prodotti, al fine di validare i dati ottenuti dalle simulazioni FEM. Nel caso in cui queste fossero confermate, i risultati andrebbero riportati al tecnico ortopedico che potrebbe utilizzarli per una riprogettazione ed ottimizzazione del plantare in modo che sia in grado di ridurre le pressioni, in particolare nella zona del mesopiede.

Bibliografia

- [1] Nida M. Zaitouna, Musbah J. Aqeel, Survey on Image Segmentation Techniques, International Conference on Communication, Management and Information Technology (ICCMIT 2015)
- [2] Farah Syazwani Shahar, Mohamed, Thariq Hameed Sultan, Seng Hua Lee, Mohammad Jawaid, Ain Umaira Md Shah, Syafiqah Nur, Azrie Safri, Praveena Nair Sivasankaran. A review on the orthotics and prosthetics and the potential of kenaf composites as alternative materials for ankle-foot orthosis, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials Volume 99, November 2019, Pages 169-185
- [3] Tomaro J, Burdett RG, The Effects of Foot Orthotics on the EMG Activity of Selected Leg Muscles during Gait. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, (1993) 18(4): 532-536.
- [4] Dale A. Berry, C.P.(C). Composite materials for orthotics and prosthetics. Orthotics and Prosthetics, 1981, Vol.40 No.4, pp 35-43.
- [5] L. Munderman, S. Corazza, T. P. Andriacchi. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical application. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2006, Vol.3.
- [6] Dispense realizzate da docenti dell'università di Cagliari, Dipartimento di Ingegneria Meccanica, Chimica e dei Materiali. Titolo: Laboratorio di analisi del movimento, stereofotogrammetria elettronica per l'analisi quantitativa del movimento.
- [7] N.Petrone, F.Panizzolo, S.Storelli. Ortesi di arto inferiore - Esperienza e prospettiva di innovazione. Innovazione di prodotto per la competitività 2008.
- [8] Octavian Ciobanu, Yavuz Soydan and Selman Hizal, Customized foot orthosis manufactured with 3D printers, Conference: IMS'2012 - The 8th International Symposium On Intelligent Manufacturing Systems, September 2012
- [9] <http://pedanabaropodometrica.it/>
- [10] Steven Goske, Ahmet Erdemir, Marc Petre, Sachin Budhabhatti, Peter R. Cavanagh, Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis, Journal of Biomechanics 39, 2006, 2363-2370.
- [11] <https://www.mdmfisioterapia.it>
- [12] Weiss JA, Maker BN, Govindjee S. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. Comput Methods Appl Mech Eng 1996;135:107-28.
- [13] Carter DP, Hayes WC. The compressive behaviour of bone as a two-phase

porous structure. J Bone Joint Surg Am 1977, 59(7): 954-62.

[14] P.J. Antunes, G. R. Dias, A.T. Coelho, F. Rebelo, T. Pereira, Nonlinear 3D foot FEA modelling from CT scan medical images. Conference: VII Eccomas Thematic conference on computational vision and medical image processing. October 2007.

[15] Wen-Ming Chen, Taeyong Leea, Peter Vee-Sin Leeb, Jin Woo Leec, Sung-Jae Leed, Effects of internal stress concentrations in plantar soft tissue - A preliminary three-dimensional finite element analysis, Medical Engineering Physics 32, 2010, 324-331.

[16] <https://www.my-personaltrainer.it>

[17] <https://www.allucevalgoinfo.it>

[18] Kai Tao, Dongmei Wang, Chengtao Wang, Xu Wang, Anmin Liu, Christopher J. Nester, David Howard, An In Vivo Experimental Validation of a Computational Model of Human Foot, Journal of Bionic Engineering 6, 2009, 387-397.

[19] <https://www.doveecomemicro.it>

[20] <https://www.formativezone.it>

[21] John T. Hansen, PhD, Atlante interattivo di anatomia umana, Edizione italiana 2006, Masson SpA, Elsevier

[22] <https://www.fisioterapiabalduina.it/sintomi-infiammazione-tendine-achille/>

[23] Jason P.Halloran , Marko Ackermann , Ahmet Erdemir, Antonie J. Vanden Bogert, Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading, Journal of Biomechanics, Volume 43, Issue 14, 19 October 2010, pag. 2810-2815

[24] Wen-Ming Chen, Jae young Park, Seung-Bum Park, Victor Phyu-WuiShim, Taeyong Lee. Role of gastrocnemius soleus muscle in forefoot force transmission at heelrise - A 3D finite element analysis, Journal of Biomechanics Volume 45, Issue 10, 26 June 2012, Pages 1783-1789

[25] Jason Tak-Man Cheung, M.Phil, Ming Zhang, PhD, A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design. Arch Phys Med Rehabil, February 2005, Vol 86.

[26] Marc Petre, Ahmet Erdemir, Vassilis P. Panoskaltsis, Thomas A. Spirka, Peter R. Cavanagh. Optimization of Nonlinear Hyperelastic Coefficients for Foot Tissues Using a Magnetic Resonance Imaging Deformation Experiment, Journal of Biomechanical Engineering JUNE 2013, Vol. 135 / 061001-11

[27] 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, Journal of Biomechanical Engineering, December 2000, Vol. 122.

- [28] Joseph M. Iaquinto, Jennifer S. Wayne. Computational Model of the Lower Leg and Foot/Ankle Complex: Application to Arch Stability. Journal of Biomechanical Engineering, February 2010, Vol. 132.
- [29] Zhi-hui Qian, Lei Ren, Yun Ding, Lu-quan Ren. A three-dimensional musculoskeletal model of the human foot complex using finite element method. Gisb, 2011, Brussels.
- [30] J. W. Fernandez, M. Z. Ul Haque, P. J. Hunter and K. Mithraratne. Mechanics of the foot Part 1: A continuum framework for evaluating soft tissue stiffening in the pathologic foot International journal for numerical methods in biomedical engineering. International Journal Numerical Method Biomedical Engineering. 2012 Oct; 28(10): 1056-70.
- [31] <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/piedi-piatti.html>
- [32] <http://www.raffaelesulla.it/wp-content/uploads/correttore-per-alluce-valgo-funziona>
- [33] <http://www.lorenzofonzonaccese.com/patologie/dita-a-martello>
- [34] <https://www.doveecomemicro.it/notizie/approfondimenti/artrosi>
- [35] <https://www.mdmfisioterapia.it/patologie/piede/>
- [36] A. Guiotto, Z. Sawacha, G. Guarneri, A. Avogaro, C. Cobelli, 3D finite element model of the diabetic neuropathic foot: A gait analysis driven approach. Journal of Biomechanics 47, 2014, 3064-3071
- [37] <http://www.giovannichetta.it/piede.html>
- [38] Vaughan, Davis, O'Connor. Dynamics of Human Gait. Kiboho Publishers, 1992, Cape Town, South Africa.
- [39] <https://www.my-personaltrainer.it>
- [40] <https://www.scienzemotorie.com/analisi-del-cammino>
- [41] <https://www.simscale.com>
- [42] La funzionalità del piede, Root Orien weed, Ed. Piccin
- [43] <https://www.amazon.com/>
- [44] <https://www.shoesmyfriends.it>
- [45] <https://www.medicalsanitariagirardi.net/patologie-ortopediche>
- [46] <https://www.centroortopedicodinatale.it/plantari-cava-de-tirreni-salerno/>
- [47] http://www.il-piede.it/4_termoformatura5/

[48] <https://www.dreamstime.com/milling-machine-insoles-orthopedic-shoes-milling-machine-insoles-orthopedic-image134276291>

[49] <https://www.superfeet.com/en-us/insoles-and-sandals/run-comfort>

[50] Suzana Petrovic Savic, Nikola Prodanovic, Nikola Lukic, Goran Devedzic, A Comparative FE Analysis of a Flat Foot with and without a Custom-made Orthotic Insole, 8th Mediterranean Conference on Embedded Computing, June 2019, Budva, Montenegro, 10-14

[51] Cheung, J. T. M., & Zhang, Finite element modeling of the human foot and footwear. In ABAQUS users' conference, 2006, May, pp. 145-58.

[52] Cheung, J. T. M., & Zhang, M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2005, 86(2), 353-358.

[53] <https://www.popularmechanics.com/technology/gadgets/a9749/the-3d-scanner-for-your-ipad-will-digitize-reality-16161612/>

[54] Anggoro, P. W., Saputra, E., Tauviquirrahman, M., Jamari, J., & Bayuseno, A. P. A 3-dimensional finite element analysis of the insole shoe orthotic for foot deformities. International Journal of Applied Engineering Research, 2017, 12(15), 5254-5260.

[55] FreeSTEP manuale utente, v.1.0

[56] Pedar-x system manual, v.24, artscience, novel.de (2014)

[57] <https://www.orthomedica.it/>

[58] www.improntamedica.com/i-runner

[59] www.sensormedicausa.com/insoles-cad-design

[60] <https://www.novel.de/products/pedar/>

[61] Chen, W. P., Tang, F. T., & Ju, C. W. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis. Clinical Biomechanics, 2001, 16(7), 614-620.

[62] Jason Tak-Man Cheung, Benno M. Nigg Human Clinical Applications of Computational Simulation of Foot and Ankle , Sportorthopa die-Sporttraumatologie 23, 2007, 264-271.

[63] <http://www.elettrocardiogramma.info/elettromiografia/>

[64] A.Guiotto, L. Visentin, G. Sartorato, Z. Sawacha, Development of a pipeline for FEM guided plantar insole design. Proceedings ISB 2019, Calgary.

