

» E. Armentani <sup>a</sup>, R. Esposito <sup>a</sup>, A. Gloria <sup>a</sup>, R. Isernia <sup>a</sup>, E. Tagliatela <sup>b</sup>

<sup>a</sup>Università degli Studi di Napoli Federico II- Dipartimento di Ingegneria Chimica dei Materiali e della Produzione Industriale

<sup>b</sup>Azienda Ospedaliera di Caserta Sant'Anna e San Sebastiano - Dipartimento di Ortopedia e Traumatologia

# Analisi Fem di un piede piatto

La patologia del piattismo dell'arco plantare comporta una distribuzione non uniforme dei carichi, rispetto ad un piede sano, dando luogo a disallineamenti del bacino e ad atteggiamenti cifotici e/o scoliotici. Il presente lavoro riguarda l'analisi FEM di un piede affetto da tale patologia. Il modello numerico è stato realizzato da TAC, mediante tecniche di Reverse Engineering di segmentazione della densità, definendo geometricamente la struttura ossea e i tessuti morbidi. Successivamente è stata impiegata la modellazione CAD per la definizione geometrica delle cartilagini e per un affinamento del modello stesso



Il piede umano è un organo complesso formato nel suo insieme da cinquantadue ossa. Le articolazioni del piede e della caviglia sono anche loro un sistema complesso che deve fornire sia un certo grado di stabilità che di flessibilità. Le funzioni di questo complesso sono quelle di fornire una base stabile per la stazione eretta, fornire una leva rigida durante la fase di spinta, assorbire le sollecitazioni, adattarsi alle irregolarità del suolo, convertire la

torsione per l'arto inferiore ed il bacino. Il comfort del piede umano può essere messo in relazione con la pressione di contatto generata all'interfaccia plantare/sottopiede (suolo). Grandi valori della pressione di contatto possono generare dolore o patologie dovute all'ostruzione della circolazione del sangue, nelle zone con valori di piccolo di pressione. Nella posizione stazionaria eretta, la struttura ossea del piede sostiene il peso applicato e la deformazione dei

tessuti molli è tale da minimizzare i valori della pressione di contatto. La minimizzazione delle pressioni di contatto presso la zona plantare del piede è dovuto sostanzialmente ad un aumento dei valori dell'area di contatto. La patologia di piede piatto è una patologia dovuta all'abbassamento eccessivo della volta plantare. Tale abbassamento non è una causa, bensì un effetto dovuto allo svolgimento eccessivo dell'elica podalica. Ciò significa che la rotazio-

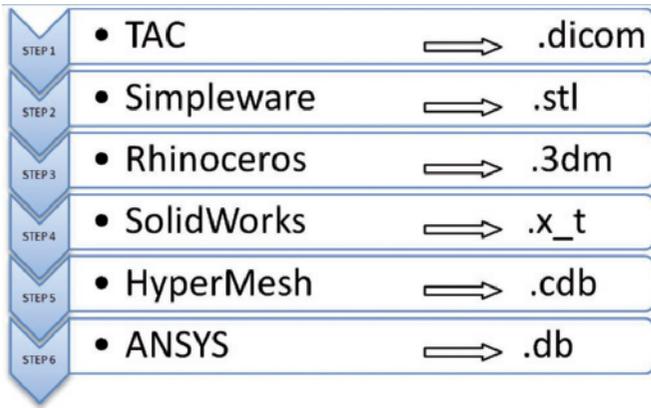


Fig. 1 - Procedura seguita per la ricostruzione delle ossa del piede



Fig. 2 - Maschere dell'articolazione tarso-metatarsale

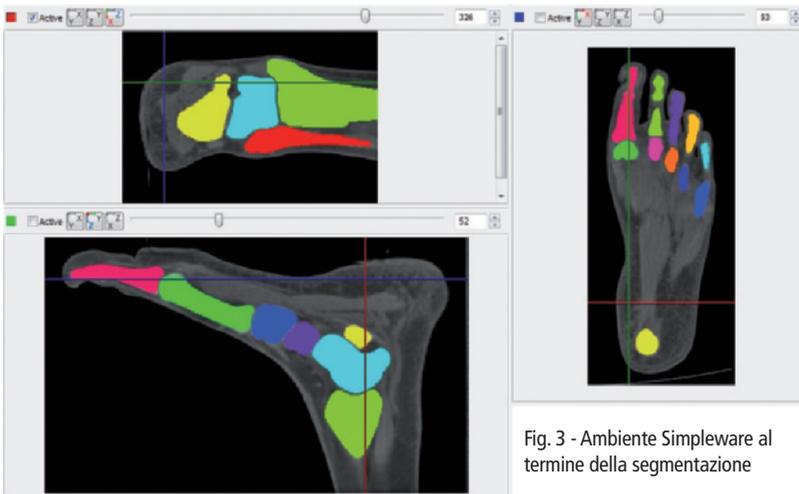


Fig. 3 - Ambiente Simpleware al termine della segmentazione

ne tra astragalo e calcagno risulta essere maggiore che in un paziente sano; il che corrisponde, nella fase di rilassamento, ad una superficie di appoggio maggiore con conseguente pronazione del retro piede e supinazione dell'avampiede.

L'analisi agli elementi finiti è uno strumento molto potente per lo studio biomeccanico del piede [1-6]. La complessità geometrica della struttura del piede implica l'uso di strumenti di reverse engineering per ottenere un modello che possa simulare con precisione il comportamento biomeccanico del piede umano, i tessuti molli e la struttura ossea. Questo articolo descrive la metodologia applicata per lo sviluppo di un modello tridimensionale del piede piatto, anatomicamente dettagliato, ricostruito da dati di immagini mediche ottenuti da una TAC.

L'obiettivo di questo studio è stato quello di sviluppare un modello di piede piatto agli elementi finiti completo del piede e della caviglia, con una geometria 3D sia degli scheletri sia dei tessuti morbidi, al fine di

studiare l'effetto della rigidità dei tessuti molli sulla distribuzione della pressione plantare e sul trasferimento di carico interno tra le strutture ossee; è stato inoltre effettuato un confronto con un analogo caso studiato su piede non affetto da tale patologia [1].

### Ricostruzione del piede

Il modello CAD è stato ottenuto da un piede di numero 41, appartenente ad un soggetto di sesso maschile (27 anni, 175 cm, 80 kg) affetto da piattismo plantare.

Tale attività ha richiesto sia la ricostruzione della pelle, superficie esterna del modello, sia del complesso in essa contenuto (ossa, cartilagini, tessuti).

Le caratteristiche dei tessuti (spessore e rigidità) possono variare notevolmente in funzione dell'età, del sesso e soprattutto di alcune patologie (ad esempio piede diabetico). Nel nostro caso si è scelto un volontario di età compresa tra i 20 ed i 35 anni, di altezza e peso nella media ed affetto dal solo piattismo del piede.

La struttura ossea è tenuta insieme da cartilagini e tendini, che formano un complesso fortemente approssimato nella modellazione. La procedura di Reverse Engineering (RE) utilizzata ha permesso, attraverso l'utilizzo del software Simpleware 3.1, di ottenere un file .STL a partire da immagini DICOM, ricavate sottoponendo il volontario ad una TAC.

Nella Figura 1 si evidenziano la sequenza delle fasi e dei software commerciali impiegati per la ricostruzione del piede interno. A causa della notevole complessità dell'architettura interna del piede, è stato necessario attuare un'opera di semplificazione a monte della modellazione. Tale scelta è stata condotta nell'ottica di realizzare un'analisi numerica ed evitare quindi la modellazione di dettagli che non hanno un peso rilevante nella fase di schiacciamento del piede.

Le approssimazioni apportate al modello possono essere sintetizzate come segue [1-3]:

1. le dita sono state fuse a livello della pelle ma separate a livello osseo;
2. le tre falangi sono state fuse per ogni dito (due per l'alluce);
3. le cartilagini sono state modellate in maniera molto approssimata (ad esse è infatti associata la sola necessità di collegare le ossa);
4. i tendini e i legamenti non sono stati modellati, ma la loro azione è stata considerata mediante l'applicazione di elementi beam; in particolare si è concentrata l'at-

Figura 4 - Ossatura 3D generata da Simpleware



tenzione solo sui tendini della fascia plantare ed il tendine di Achille;

5. la pelle è stata realizzata come superficie esterna di un unico corpo che rappresenta i muscoli e i tessuti epiteliali. Un'analisi numerica di tutte le interfacce tra i vari tessuti e muscoli risulterebbe infatti proibitiva e porterebbe alla nascita di complessi problemi di contatto.

Si propone ora una metodologia per l'ottenimento del modello CAD del piede in esame, presentando le procedure seguite per ricavare le parti interne del piede e la sua complessa forma esterna.

## Ossatura e cartilagini

La procedura, riassunta in Figura 1, ha richiesto l'utilizzo del software Simpleware 3.1, che consente di lavorare su immagini in scala di grigi in formato DICOM.

Queste sono state ottenute tramite una TAC a cui si è sottoposto il volontario, effettuata con una macchina Philips Mx8000 IDT 16 CT Scanner, capace di acquisire sedici scansioni al secondo con uno slicing di 0.6, 0.75, 1.5, 3 mm oppure combinazioni di queste.

Sono state così immagazzinate 511 immagini in formato DICOM 3.0, importate nell'ambiente Simpleware, nel quale è stata creata una maschera per ogni osso, per un totale di 19 maschere (Figura 2).

Per ognuna di tali maschere è stata eseguita una operazione di segmentazione manuale: si è preferito, infatti, non impiegare gli strumenti di selezione automatica del programma che, basandosi sulla scala di

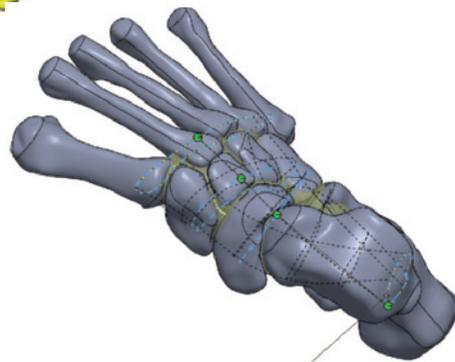


Figura 7 - Loft per la realizzazione della cartilagine



Figura 8 - Modello dell'ossatura e della cartilagine

grigi, avrebbero potuto generare selezioni multiple in una maschera. Lo strumento manuale impiegato ha permesso, per ogni slide, di individuare i contorni dell'osso corrispondente alla maschera; su ogni slide è stato, infine, riempito il contorno.

Dopo aver eseguito tale procedura per tutte le maschere, l'ambiente si è presentato come in Figura 3.

Poiché le maschere, nello spazio, risultano ancora grezze, prima della generazione del modello 3D in formato .STL, si è applicato su ognuna di esse, un filtro gaussiano ricorsivo. In tal modo il file .STL, generato, è caratterizzato da superfici poco rugose e più regolari (Figura 4).

Dal file .STL, mediante il software Rhino

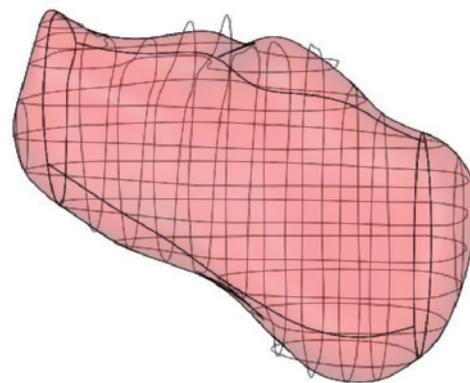


Figura 5 - Curve di sezione per il calcagno

3D sono state eseguite delle sezioni ottenendo le curve approssimanti le superfici delle ossa. Tali curve sono state importate poi in SolidWorks 2011 nel formato .3DM (Figura 5) ed utilizzate per creare delle spline 3D, che hanno permesso la generazione di patch.

In tal modo la superficie esterna di ogni osso è risultata composta al più da quattro patch. L'ossatura è visibile in Figura 6 in cui risultano evidenti i gruppi tarso, metatarso e falangi.

Dalla figura 6 (immagine di apertura) è possibile notare come in alcuni casi la luce tra due ossa adiacenti sia minima: per evitare che ciò possa causare problemi nella fase di analisi numerica, le ossa sono state allontanate reciprocamente (spostamenti nell'ordine di 0.1 mm), e si sono scalate le ossa del gruppo tarso e metatarso con un fattore di scala di 0.98.

Successivamente si è passati alla realizzazione delle cartilagini. In particolare, sono state effettuate le seguenti semplificazioni [1]:

1. la cartilagine tra ogni metatarso e corrispondente falange è costituita da estrusioni;
2. la cartilagine tra le coppie tibia-astragalo e perone-astragalo è costituita da estrusioni;
3. la cartilagine tra il gruppo metatarso e il gruppo tarso è stata realizzata tramite un solido ottenuto per loft (Figura 7).

L'ossatura completa di cartilagine è presentata in Figura 8 (la cartilagine è evidenziata in verde).

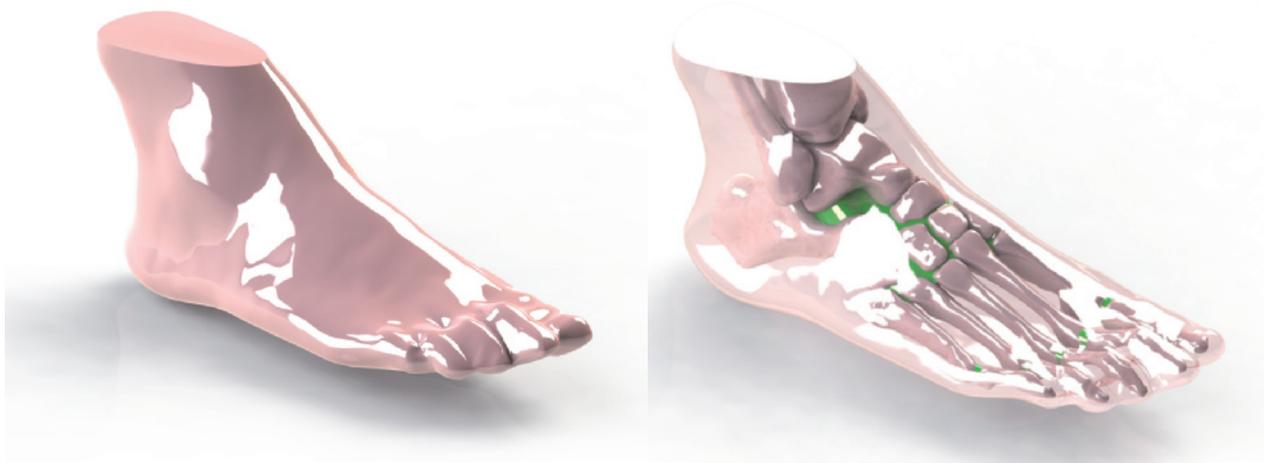


Figura 9 - Piede pieno

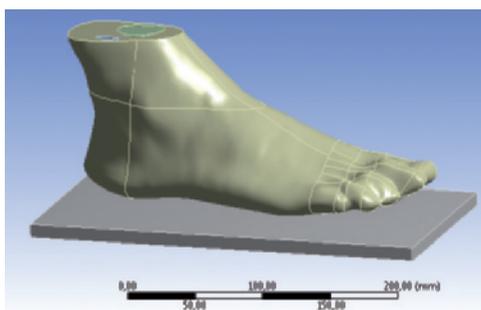


Figura 10 - Suddivisioni delle patch da CAD

Si noti la forte differenza di rugosità tra il modello realizzato ed il formato .STL generato in Simpleware (Figura 4). La pulizia delle superfici ottenute avvantaggerà l'analisi numerica in fase di generazione della mesh.

## Epidermide e tessuti

Oltre al modello del tessuto osseo e cartilagineo, è stata realizzata anche la ricostruzione della pelle. La procedura attuata riprende quella già illustrata per le ossa. Si è scelto di non discretizzare le singole dita, ottenendo così un effetto calzino. È stata, in tal modo, ulteriormente facilitata la fase di analisi numerica, anche in considerazione dell'apporto quasi nullo delle dita alla mappa di pressioni plantari [4]. Nell'ambiente di modellazione, la superficie della pelle ricostruita è stata, inoltre, riempita a valle della cucitura delle patch, così da realizzare un unico corpo solido (Figura 9). L'ossatura e le cartilagini sono state opportunamente inserite all'interno del

Materiale	Modulo di Young (MPa)	Coefficiente di Poisson
Osso	7300	0,3
Cartilagine	1	0,07
Tendine di Achille	260	0,3
Aponeurosi plantare	350	350

Tabella 1: Caratteristiche dei materiali

Elemento	Area sezione trasversale (mm <sup>2</sup> )
Tendine di Achille	18,4
Aponeurosi plantare	58,6

Tabella 2: Aree delle sezioni trasversali dei tendini

piede pieno, eseguendo un'operazione di sottrazione booleana tra il pieno del piede (Figura 9) e l'ossatura e le cartilagini (Figura 8). Il risultato di tale operazione è visibile in Figura 10.

## Modellazione Fem

La fase di modellazione FEM è stata condotta nell'ambiente HyperWorks 11 a partire dal modello CAD, preventivamente suddiviso in patch (Figura 10).

Al fine di garantire la continuità della mesh tra le diverse parti costituenti il modello, per evitare problematiche non lineari legate all'utilizzo di elementi di contatto, si è reso necessario apportare delle modifiche al modello CAD. Partendo dai solidi precedentemente ottenuti, si sono così ricavate le superfici elementari che, connesse tra loro, costituiscono i singoli componenti osseo, cartilagineo e pelle. Dal tessuto, che può essere considerato "il negativo" del sistema ossa + cartilagine (Figura 11), si sono ottenute: la superficie della pelle;

le superfici esterne delle ossa; le superfici esterne della cartilagine a meno dei "setti", che costituiscono i volumi di separazione tra le ossa e la cartilagine.

La figura 12 schematizza la procedura necessaria per ottenere le superfici suddette: si noti come a partire dal solido sia stato possibile ricavare le superfici di interfaccia tessuto-osso, tessuto-cartilagine e la pelle. Successivamente, a partire dal solido costituente il sistema ossa + cartilagine, sono stati ottenuti i setti eliminando le superfici esterne di ossa e cartilagine a contatto con la componente tessuto. In Figura 13 è schematizzato il procedimento, mentre la Figura 14 mostra come si sia riusciti a creare un'unica superficie cartilaginea. Si nota come non vi è più sovrapposizione di superfici a contatto (appartenenti a componenti diverse), ma la superficie interposta risulta unica per le due componenti, ossa e cartilagine, di volta in volta considerate. Agendo in tal modo, è stato possibile ricavare tutte le superfici a contatto tra i vari

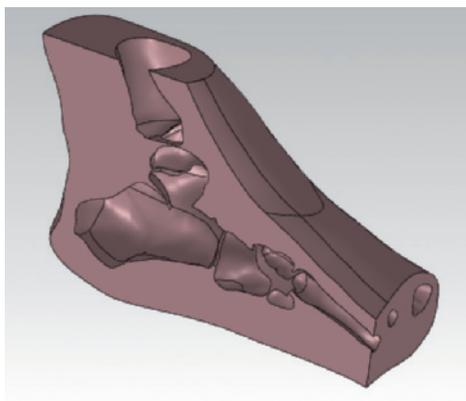
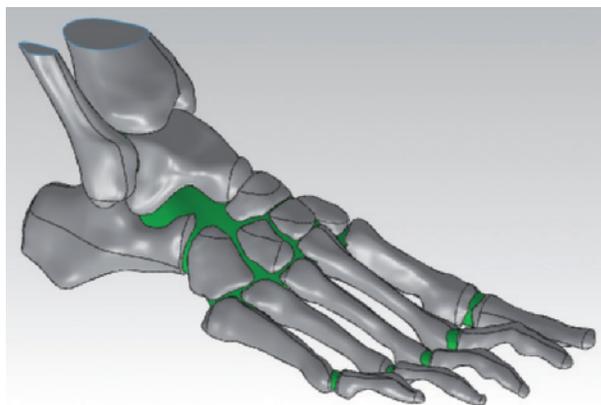


Figura 11 - A sx sistema "tessuto" e sua sezione, a dx sistema ossa + cartilagine

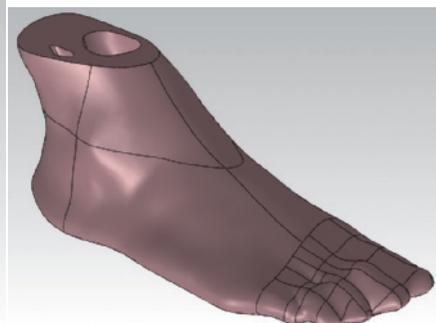
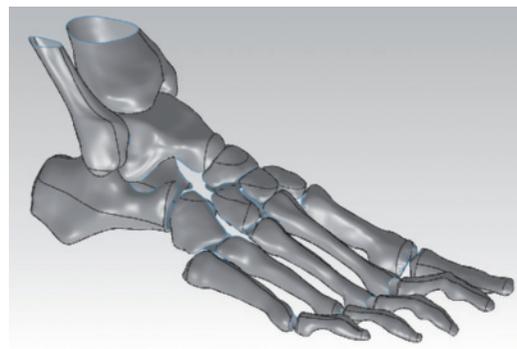
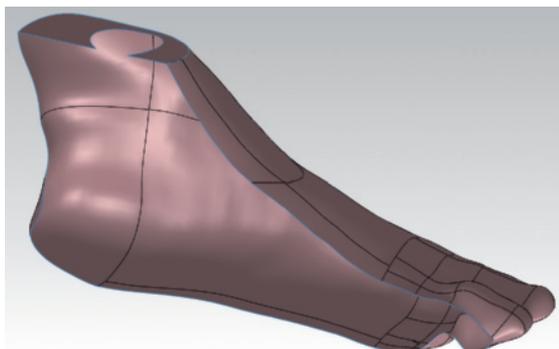
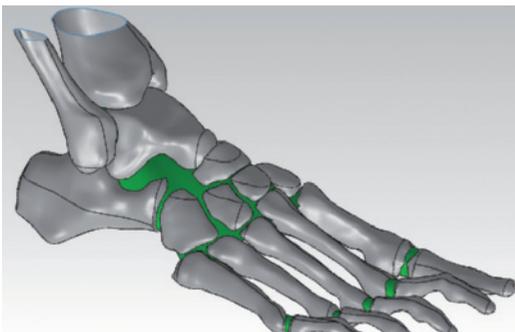
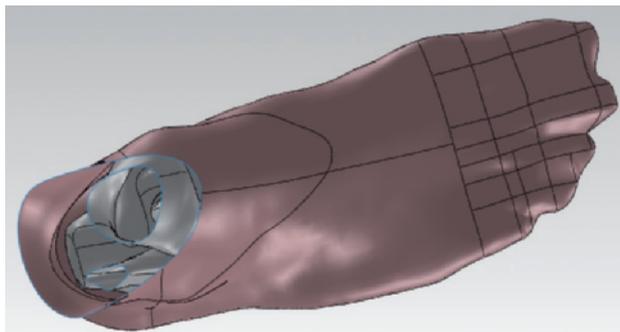
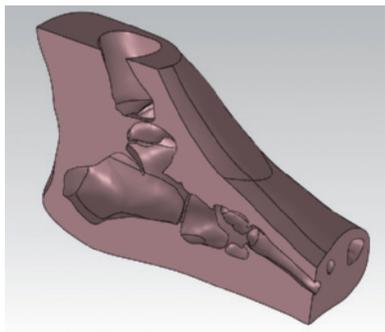


Figura 12 - Schematizzazione dei passaggi necessari ad ottenere le superfici esterne



componenti, necessarie per ottenere una mesh continua mediante un processo di discretizzazione automatica (Figura 15). A seguito della procedura utilizzata è stato possibile riscontrare come sia stata rispettata la continuità della mesh tra tutte le componenti del modello (Figura 16). Al modello FE ottenuto sono stati aggiunti l'aponeurosi plantare (o fascia plantare) e il

tendine di Achille. La fascia plantare è una delle più importanti strutture per la stabilizzazione dell'arco longitudinale (Figura 17) e sostiene elevate tensioni durante l'applicazione del peso corporeo [7]. Nel modello realizzato, la fascia plantare è stata semplificata e divisa in 5 sezioni separate (una per ogni osso metatarsale) e modellata con elementi asta collegati a

specifici nodi del componente ossa (Figura 18). Anche il tendine di Achille è stato modellato con un elemento asta ed è stato inoltre necessario applicare, sull'estremità superiore, una forza puntuale corrispondente alla contrazione involontaria del tricipite surale, necessaria alla stabilizzazione del corpo in posizione eretta. Poiché il valore

Figura 13 - Schematizzazione dei passaggi necessari ad ottenere i "setti"  
 a) Superficie esterna ossa e cartilagine  
 b) Superficie esterna ossa e cartilagine  
 c) Superfici della cartilagine

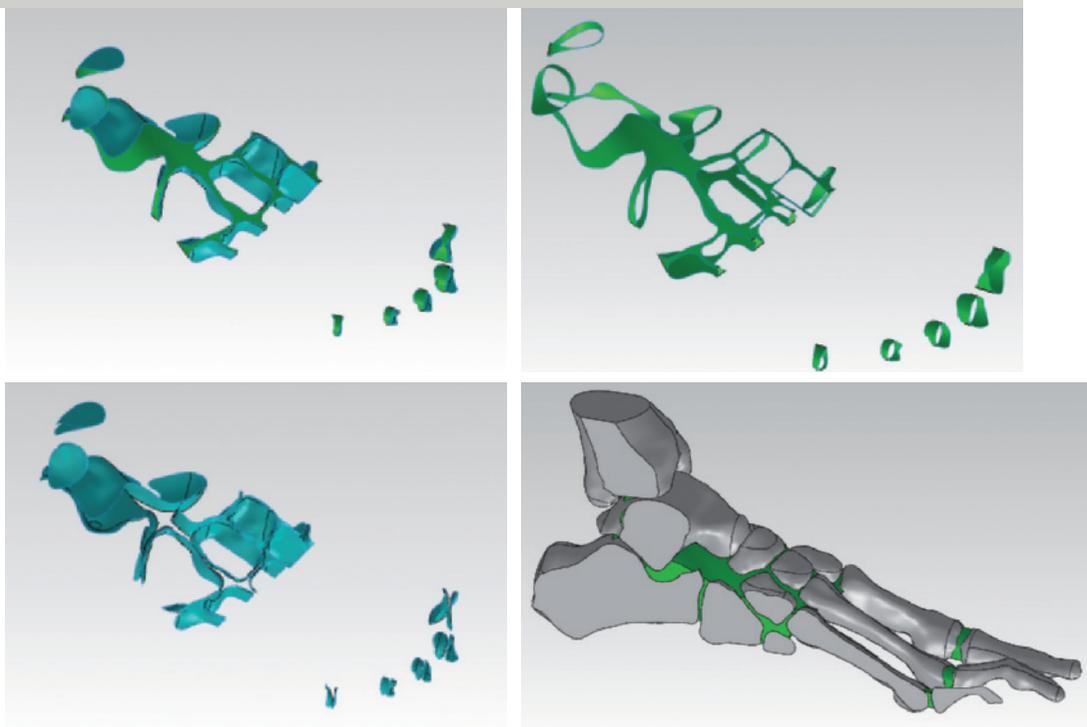


Figura 14 - Schematizzazione dei passaggi eseguiti per ottenere le superfici della cartilagine



di tale forza applicata non è facilmente determinabile dal punto di vista sperimentale ci si è riferiti a quanto riportato in [5], in cui essa è stimata pari al 50% del carico agente sul piede.

Tutti i materiali sono stati considerati a comportamento elastico-lineare ed isotropo, ad eccezione del tessuto a comportamento iperelastico. In Tabella 1 sono riportate le proprietà dei materiali considerate riferite agli elementi che compongono le ossa, la cartilagine, il tendine di Achille e la fascia plantare, mentre in Tabella 2 sono riportate le aree delle sezioni trasversali degli elementi asta che schematizzano il comportamento del tendine di Achille e della fascia plantare [1, 2].

Per l'analisi del disco ci si è posti nel campo delle grandi deformazioni assumendo il materiale a comportamento iperelastico

[6, 8]. A tale scopo è stata considerata la nota formulazione di Mooney-Rivlin per l'equazione dell'energia di deformazione [9]:

$$W = \sum_{i+j=1}^N c_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} (J - 1)^{2k}$$

inserire equazione dove  $W$  è la densità di energia di deformazione,  $I_1$  e  $I_2$  sono il primo e il secondo invariante deviatorico delle deformazioni,  $J$  è il determinante del gradiente di deformazione elastica,  $c_{ij}$  sono costanti del materiale che caratterizzano la deformazione deviatorica e  $d_k$  sono costanti del materiale che caratterizzano la parte idrostatica della deformazione. Nel caso del tessuto si può porre  $N = 2$  e, in accordo con quanto riportato in [1], si è assunto  $c_{10} = 0,08556$  MPa;  $c_{01} = -0,05841$  MPa;  $c_{20} = 0,039$  MPa;  $c_{11} = -0,02319$  MPa;  $c_{02} = 0,00851$  MPa;  $d_1 = 3,65273$  MPa<sup>-1</sup>;  $d_2$

= 0 MPa<sup>-1</sup>.

Al sistema così completato sono stati, infine, applicati un incastro alla sommità della caviglia e uno spostamento del suolo verso l'alto, ossia verso la pianta del piede. Tale spostamento ha reso necessario l'utilizzo di elementi di contatto che hanno appesantito ulteriormente il calcolo, poiché alla non linearità del materiale si è associata la non linearità geometrica.

## Analisi fem e risultati preliminari

Sul modello creato è stata così effettuata un'analisi agli elementi finiti che ha permesso di evidenziare un'anomala distribuzione dei carichi e conseguente maggiore stress del piede, in confronto ad un analogo caso studiato su piede non affetto da patologia di piede piatto [1].

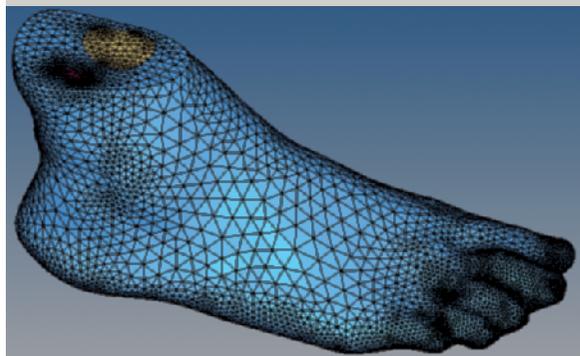


Figura 15 - Modello FEM completo



Figura 17 - Rappresentazione schematica dell'arco longitudinale visto dal lato interno (riga tratteggiata a sinistra) e dal lato esterno del piede (a destra)

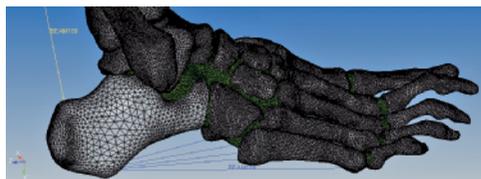


Figura 18 - Elementi asta collegati ai nodi del componente ossa

I risultati che saranno mostrati, sono preliminari e presentati solo per una valutazione qualitativa delle tensioni nella struttura del piede, comparando il modello realizzato con quello di un individuo non affetto dalla patologia di piede piatto ma avente stessa età, peso e dimensione plantare del soggetto considerato [1]. Si è potuto ricavare che, per quel che concerne lo stato tensionale di von Mises, il piede piatto è soggetto, così come ci si aspettava, ad un maggiore stress in corrispondenza sia del corpo centrale dei metatarsi che dell'articolazione talocrurale. Si vedano, a tal proposito, le immagini di Figura 19 relative, rispettivamente, al piede piatto (a sx) ed al piede sano (a dx) [1]. La distribuzione degli stati tensionali porta a considerare la struttura ossea presa in esame idonea a sopportare il naturale movimento del piede e causa di mancato confort.

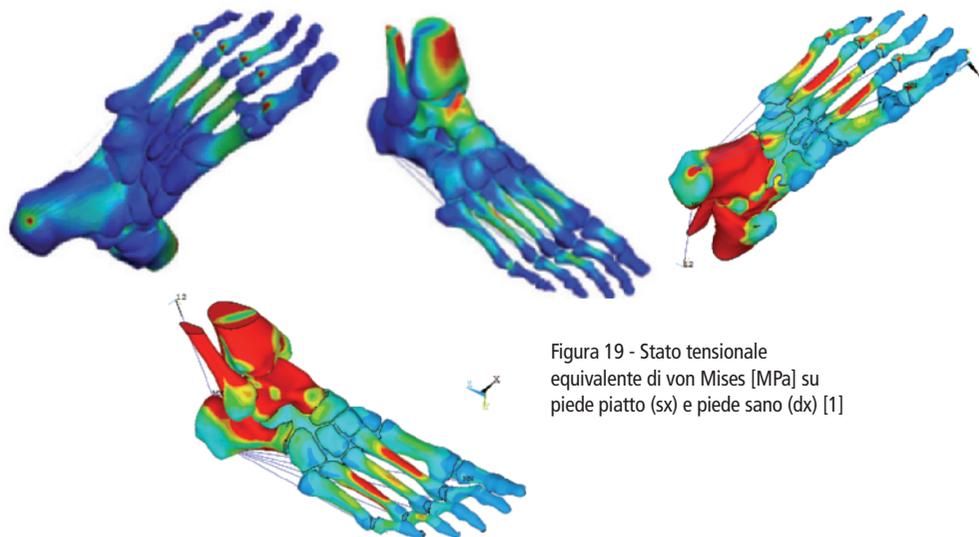


Figura 19 - Stato tensionale equivalente di von Mises [MPa] su piede piatto (sx) e piede sano (dx) [1]

Riguardo agli spostamenti, si nota qualitativamente un buon accordo tra il modello affetto da patologia rispetto al piede sano anche se nel piede piatto più accentuati (Figura 20).

## Conclusioni

È stato realizzato, mediante tecniche di reverse engineering con metodo radiologico (TAC), il modello CAD di un piede piatto completo di ossa, cartilagini e tessuto, il tutto ottenuto mediante l'utilizzo, prima, del software Simpleware, che permette di interfacciarsi con il file .DICOM proveniente da TAC, e poi, di programmi

di modellazione CAD, quali Rhinoceros e SolidWorks, con i quali è stato ottenuto il modello CAD finale. È stata poi creata una mesh agli elementi finiti, continua tra i vari componenti, alla quale sono state imposte specifiche condizioni al contorno; infine è stata effettuata un'analisi statica, avendo preventivamente definito le proprietà elastiche ed iper-elastiche che caratterizzano i materiali biologici.

I risultati ottenuti sono stati interessanti in quanto hanno evidenziato qualitativamente, rispetto ad un modello FEM su piede sano, stati tensionali intensificati nell'articolazione talocrurale e sui metatarsi.

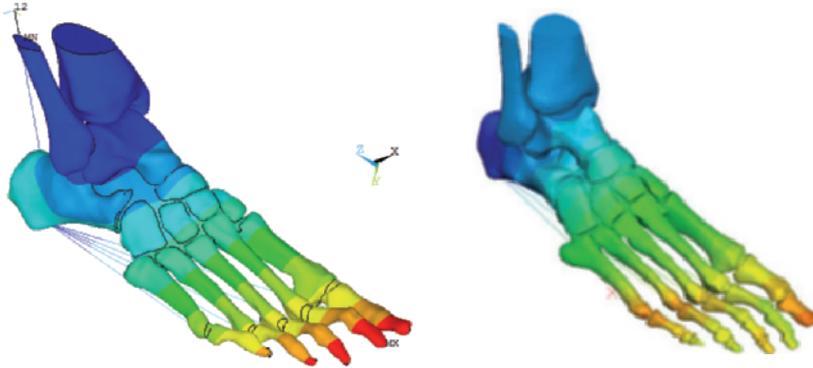


Figura 20 - Spostamenti in direzione verticale [mm] del piede piatto (sx) e piede sano (dx) [1]

L'implementazione in un modello agli elementi finiti di protesi atte a ridurre il piattismo del piede rimane lo sviluppo naturale della metodologia qui implementata. ■

© RIPRODUZIONE RISERVATA

## Bibliografia

[1] P. J. Antunes, G. R. Dias, A. T. Coelho e F. Rebelo, "Non-Linear Finite Element Modelling of Anatomically Detailed 3D Foot Model", in International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, Cluj-Napoca, Romania (2008).  
 [2] J. T.-M. Cheung, M. Zhang, A. K.-L. Leung

e Y.-B. Fan, "Three dimensional finite element analysis of the foot during standing – a material sensitivity study", Journal of Biomechanics, 38, 1045-1054 (2005).

[3] J. T.-M. Cheung e M. Zhang, "Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method", Medical Engineering & Physics, 30, 269-277 (2008).  
 [4] P. Franciosa, S. Gerbino, A. Lanzotti e L. Silvestri, "Improving comfort of shoe sole through experiments based on CAD-FEM modeling", Medical Engineering & Physics, 35, 36-46 (2013). [5] A. Simkin, "Structural Analysis of the Human Foot in Standing Posture", PhD

Thesis (1982).

[6] D. Lemmon, T. Y. Shiang, A. Hashmi, J. S. Ulbrecht e P. R. Cavanagh, "The effect of insoles in therapeutic footwear - A finite element approach", Journal of Biomechanics, 30 (6), 615-620 (1997).

[7] W. Kim e A. S. Voloshin, "Role of plantar fascia in the load bearing capacity of the human foot", Journal of Biomechanics, 28 (9), 1025-1033 (1995).

[8] M. D. Wright e B. S. Rennels, "A study of the Elastic Properties of Plantar Fascia", The Journal of Bone and Joint Surgery, 46, 482-492 (1964).

[9] E. Armentani, F. Caputo, R. Citarella, G. Lavoragna, "Analisi FEM di una mandibola in presenza di disco articolare a comportamento iperelastico", in Convegno Nazionale XIV ADM - XXXIII AIAS, Bari, 31 Agosto - 2 Settembre 2004, pp. 1-13.

# Dialoghi sensoriali

LIVELLO  
 PRESSIONE  
 TEMPERATURA  
 POSIZIONE  
 VELOCITÀ  
 FLUSSO



■ Euroswitch progetta e produce sensori per ogni tipologia applicativa in grado di fornire risposte affidabili in ogni condizioni di esercizio. Euroswitch produce con sistema di qualità UNI EN ISO 9001-2008 e di gestione ambientale UNI EN ISO 14001-2004.



**EUROSWITCH**

EUROSWITCH S.r.l. via provinciale, 15 25057 Sale Marasino (BS) Italy  
 Tel. +39 030 986549 Fax +39 030 9824202 info@euroswitch.it www.euroswitch.it

Contatto diretto: sales@euroswitch.it

