

مدل سازی اجزاء محدود سه بعدی پای انسان در حالت ایستادن متعادل

رحمت الله کیانی هرچگانی

علی علوی نیا*

نادر فرهپور

نیما جمشیدی

کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

چکیده

در این مطالعه مدل اجزاء محدود سه بعدی از ساختمان پا، به واسطه‌ی بازسازی تصاویر سی تی ایجاد شده است. مدل حاضر شامل ۱۹ استخوان، ۱۱۴ لیگامنت و فاشیای پلانتار می‌باشد که در حجمی از بافت نرم محصور می‌گردند. با تعریف شرایط مرزی و بارگذاری مناسب و همچنین در نظر گرفتن برهم کنش‌های مفصلی، حالت ایستادن متعادل شبیه سازی شده است. در این مطالعه توزیع فشار تماسی در سطح پلانتار پا و همچنین توزیع تنش در ساختار استخوانی مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. به منظور اعتبارسنجی نتایج، توزیع فشار پلانتار پیش‌بینی شده، مساحت سطح تماس پا با تکیه‌گاه و موقعیت مرکز فشار با مقادیر آزمایشگاهی مقایسه شدند.

واژه‌های کلیدی: پا، مدل اجزاء محدود، فشار پلانتار، ارتزهای پا، هابیرالستیک.

3-D Finite Element Model (FEM) of Human Foot in Balanced Standing Condition

R. Kiani Harchegani

Department of Mechanical Engineering, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

A. Alavi Nia

Department of Mechanical Engineering, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

N. Farahpour

Department of Biomechanics, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

N. Jamshidi

Department of Biomedical Engineering, Isfahan University, Isfahan, Iran

Abstract

In this study, a detailed 3D FE model of the human foot-ankle structure is created from reconstructing CT images. The foot FE model consists of 19 separate bones, 114 ligaments, and the plantar fascia, embedded in a volume of encapsulated soft tissue. By defining appropriate boundary condition and loading and also considering the main bone interactions, balanced standing is simulated. In this study, plantar pressure distribution and bone structure stress is evaluated. To validate the FE results, the values of predicted plantar pressure distribution, contact area and center of pressure (COP) position are compared with the experimental data.

Keywords: Foot, Finite Element Model, Plantar Pressure, Foot Orthoses, Hyperelastic.

معطوف کرده‌اند [۷-۵].

۱- مقدمه

توزیع فشار بین پا و تکیه‌گاه‌های مختلف توسط روش‌های آزمایشگاهی متنوعی از جمله استفاده از سنسورهای حساس به فشار درون کفشی اندازه‌گیری شده است [۸-۱۵]. به علت دشوار بودن انجام آزمایش‌ها و نبود ابزارهای اندازه‌گیری، مکانیزم انتقال نیرو و توزیع تنش درون ساختارهای استخوانی و بافت نرم همچنان به درستی شناخته نشده است.

چالش شبیه‌سازی عددی ساختار پا در سال ۱۹۸۱ شروع شد. ناکامورا و همکارانش مدل ایده‌آل و ساده‌ای از پا و کفش در طی فاز تکیه‌دادن میانی ارائه کردند. پس از آن پاتیل و همکارانش [۱۶] مدل دوبعدی از ساختمان اسکلتی پا را ارائه دادند و از آن برای تحلیل تنش‌ها در طی سه فاز ضربه‌ی پاشنه^۱، تکیه‌دادن میانی^۱ و کنده‌شدن

در بدن انسان پاها یکی از پیچیده‌ترین ساختارها به شمار می‌روند. پا بخش نهایی از زنجیره‌ی حرکتی است که با توزیع نیروهای گرانشی و اینرسی بدن را نگاه می‌دارد. قوزک و کف پا نقش به‌سزایی در حفظ تعادل بدن ایفا کرده و ضمن ایجاد انطباق با سطوح ناصاف، به عنوان جاذب ضربه و تأمین‌کننده‌ی نیروی لازم برای آغاز گام برداشتن، عمل می‌کنند [۱]. محققین و متخصصین فعال در حوزه بیومکانیک معتقدند که راحتی پای انسان با فشار ایجاد شده در سطح تماس کف پا و کفی مرتبط است [۲]. مقادیر بزرگ فشار می‌تواند باعث ایجاد درد یا آسیب ناشی از انسداد گردش خون در نواحی مربوط به ماکزیمم فشار شود [۳]. در این حوزه مطالعات آزمایشگاهی بسیاری به منظور ایجاد رابطه‌ای بین راحتی احساس شده و فشارهای پلانتار انجام شده است [۳، ۴]. بسیاری از محققین توجه خود را به کمینه کردن فشار پلانتار، به واسطه‌ی تغییر مواد، ضخامت و شکل‌های آناتومیکی کفی کفش،

¹ Heel Strike

با از زمین^۲ استفاده کردند. در ۱۹۹۷ لمون و همکارانش [۱۷] با استفاده از یک مدل اجزاء محدود دوبعدی، تأثیر ضخامت کفی را بر روی فشار پلانتار مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها تغییرات فشار زیر پیشانی متاتارسال دوم را به عنوان تابعی از ضخامت کفی و ضخامت بافت ارزیابی کردند.

در اوایل سال ۲۰۰۰، مدل‌های سه‌بعدی پا با ساده‌سازی‌های بسیاری توسعه داده شدند. یکی از این مدل‌ها، مدل بسیار ساده جاکوب [۱۸] بود که در آن استخوان‌های متاتارسال کناری و متاتارسال میانی به عنوان یک جسم در نظر گرفته شده است. آنتونس و همکارانش [۱۹] با انجام یک تحلیل استاتیکی غیرخطی بر روی پا و در نظر گرفتن رفتار هایپرالاستیک بافت نرم، توزیع فشار در کف پا و تنش در ساختار استخوانی را به دست آوردند. آن‌ها از ساختارهای لیگامانی^۳ و بنابراین حرکت نسبی بین استخوان‌ها صرف نظر کردند که نتیجه‌ی آن کاهش دقت مدل اجزاء محدود در پیش‌بینی فشار پلانتار بود.

در سال‌های اخیر روش‌های عددی، بر پایه مدل‌سازی اجزاء محدود، پیشرفت شگرفی داشته‌اند. مدل‌های اجزاء محدود پای انسان تحت ساده‌سازی‌ها و فرضیات خاصی توسعه یافته‌اند. فرضیاتی از قبیل: (i) ساده سازی هندسی یا در نظر گرفتن تنها قسمتی از ساختمان پا (ii) در نظر گرفتن رفتار مادی ساختارهای پا به صورت الاستیک و یا هایپرالاستیک، (iii) در نظر نگرفتن تماس و یا اثرات گرمایی در سطح تماس پا و تکیه‌گاه. بر اساس این ساده‌سازی‌ها مدل‌های اجزاء محدود سه‌بعدی ارزشمندی از ساختمان پا در بین مقالات به چشم می‌خورد [۲۰-۲۲].

در این مقاله روش مدل‌سازی ساختار بسیار پیچیده‌ی پا، به واسطه‌ی فرآیندهای تقسیم‌بندی تراکمی تصاویر سی‌تی توصیف شده است. با در نظر گرفتن ساختارهای لیگامنتی و حرکت نسبی بین استخوان‌ها، مدل پای حاضر در نوع خود کامل بوده و قادر است توزیع فشار پلانتار را با دقت بسیار خوبی پیش‌بینی کند.

۲- متدولوژی مدل‌سازی

رفتار مکانیکی بسیار پیچیده‌ی ساختمان پا و لزوم به دست آوردن نتایج دقیقی که با داده‌های آزمایشگاهی تطابق خوبی داشته باشند، مدل‌سازی دقیق پا را ایجاب می‌کند. مدل‌سازی بایستی به گونه‌ای انجام شود که ویژگی‌های تن‌سنجی سه‌بعدی و رفتار مادی بافت‌های پا به درستی توصیف شوند.

اولین گام در توصیف ویژگی‌های تن‌سنجی، ایجاد عکس‌های سی‌تی از ناحیه‌ی پا می‌باشد. بدین منظور، سی‌تی اسکن بر روی پای راست فردی سالم با ۲۷ سال سن و ۸۰ کیلوگرم وزن انجام و عکس‌های دایکام ایجاد شده وارد نرم‌افزار ویرایشگر تصاویر پزشکی Mimics® 10.01 گردید. در این نرم‌افزار به واسطه‌ی فرآیندهای تقسیم‌بندی تراکمی، مدل‌های سه‌بعدی اولیه ایجاد و پس از آن به صورت فایل‌هایی هندسی وارد نرم‌افزار طراحی Solidworks® 2015 شدند. عملیات مونتاژ و اضافه کردن ساختارهای غضروفی و لیگامنتی

در این مرحله صورت گرفت. در نهایت مدل CAD برای تحلیل به نرم‌افزار Abaqus® 6-14-2 داده شد. در این نرم‌افزار با مش بندی مدل هندسی و تعریف شرایط مرزی و بارگذاری و همچنین خصوصیات مادی و قیود کینماتیکی مناسب، تحلیل غیرخطی انجام صورت گرفت.

۳- تهیه عکس‌های پزشکی

هندسه‌ی بافت‌های استخوانی و نرم پا بر اساس بازسازی حجمی تصاویر سی‌تی اسکن ایجاد می‌شوند. بدین منظور بر روی پای راست فرد سالمی با ۲۷ سال سن و ۸۰ کیلوگرم وزن، سی‌تی اسکن انجام و تعداد ۳۸۶ عکس تهیه گردید. میزان رزولوشن در سی‌تی اسکن $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$ (اندازه‌ی هر پیکسل)، میدان دید^۴ ۲۸۸ میلی‌متر و فاصله‌ی بین اسلایس‌ها ۱ میلی‌متر می‌باشد. این پروتکل امکان بازسازی دقیق ساختارهای آناتومیک پا شامل استخوان‌ها، غضروف‌ها و بافت نرم را فراهم می‌کند. لازم به ذکر است سی‌تی اسکن توسط سی‌تی اسکنر مولتی اسلایس^۵ و در شرایطی که کمترین فشار یا کشش بر روی تاندون‌ها، عضله‌ها و استخوان‌ها وارد می‌آمد، انجام شد. در شکل ۱ برای نمونه یک عکس سی‌تی نشان داده شده است.



(الف)



(ب)

شکل ۱- عکس سی‌تی

(الف) نمای آکزیال (ب) نمای ساجیتال

۴- فرآیند مدل‌سازی

۴-۱- بازسازی سه‌بعدی (تقسیم‌بندی تراکمی)

به منظور بازسازی مدل‌های تن‌سنجی سه‌بعدی اولیه (ساختار استخوانی و بافت نرم) از نرم‌افزار Mimics® 10.01 استفاده گردید. عکس‌های ایجاد شده در مرحله‌ی قبل با فرمت DICOM وارد نرم‌افزار شدند. داده‌های ایجاد شده در سی‌تی اسکن دارای طیف وسیعی در مقیاس خاکستری هستند. نواحی با شدت متفاوت، متناظر با چگالی

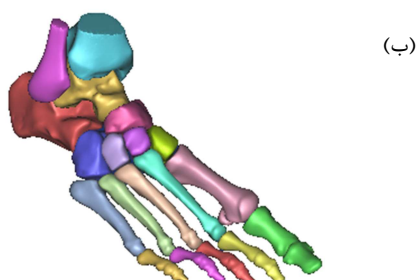
^۴ Field of View

^۵ GE Medical Systems/ Light Speed 64

^۱ Midstance

^۲ Push-Off

^۳ Ligament



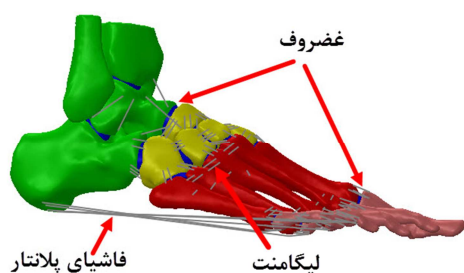
شکل ۳- عکس سی تی
(الف) نمای آکزیال (ب) نمای ساجیتال

۴-۲- مدل سازی CAD

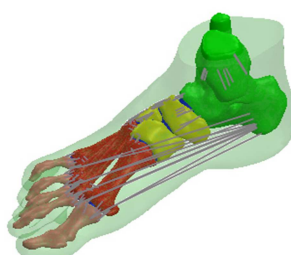
فایل های با پسوند *STL خارج شده از میمیکس وارد نرم افزار Solidworks® 2015 شدند. تمامی اعضا به صورت جداگانه وارد و سپس با یکدیگر مونتاژ گردیدند. ساختارهای غضروفی و لیگامنتی که در مرحله ی تقسیم بندی تراکمی از آن ها صرف نظر شده بود، به منظور اتصال استخوان ها و ایجاد حرکت نسبی بین آن ها بایستی به مدل مونتاژی اضافه شوند.

در مجموع تعداد ۲۰ غضروف مدل سازی گردید که شامل یک غضروف در مچ، ۹ غضروف برای مفاصل تارسوس، ۵ غضروف برای مفاصل تارسومتاتارسال و ۵ غضروف نیز برای مفاصل متاتارسوفالانژیال می باشند.

به منظور مدل سازی لیگامنت ها، مجموع ۱۱۴ لیگامنت به همراه فاشیای پلانتار، از طریق وصل کردن نقاط ابتدا و انتهای آن ها بر روی استخوان متناظرشان، در نظر گرفته شد که موقعیت آن ها از کتاب های مرجع آناتومیکی پزشکی استخراج شده اند [۲۳]. در شکل ۴ مدل مونتاژ شده ی ساختارهای استخوانی، لیگامنتی و غضروفی ساختمان پا نشان داده شده است. در نهایت با اضافه نمودن بافت نرم، مدل هندسی ساختار پا کامل گردید (شکل ۵).



شکل ۴- مدل مونتاژی ساختارهای استخوانی، غضروفی و لیگامنتی



شکل ۵- مدل نهایی ساختمان پا

مواد مختلف موجود در ساختمان پا مانند بافت نرم، استخوان و غضروف می باشند.

برای بازسازی هندسه ی هر استخوان بایستی ماسک هایی جداگانه تعریف شود. بدین وسیله می توان فایل هندسی مربوط به هر استخوان را از میمیکس خارج کرد. برای تعریف کامل ساختار استخوانی پا ۱۹ ناحیه ی متفاوت تعریف گردید. شکل ۲ ماسک های ایجاد شده در این مرحله را نشان می دهد.

ماسک های ایجاد شده تا این مرحله برای ایجاد مدل سه بعدی هر استخوان و بافت نرم احاطه کننده ی ساختار استخوانی مورد استفاده قرار می گیرند. بازسازی سه بعدی، بر اساس روش های رویهم گذاری که در آن ها تصاویر دوبعدی (اسلایس ها) تبدیل به مدل سه بعدی می شوند، انجام می شود. به منظور بازسازی عضوهای استخوانی و بافت نرم از روش رویهم گذاری "Gray Value Interpolation" با الگوریتم "Accuracy" استفاده گردید. این شیوه کیفیت بازسازی ساختارهای پا را بسیار افزایش می دهد. پس از آن هندسه ی هر عضو با پسوند *STL از میمیکس خارج شد. در شکل ۳ مدل های اولیه ی بازسازی شده را می توان مشاهده کرد.



(الف)



(ب)

شکل ۲- ماسک های بافت استخوانی.
(الف) نمای کروئال (ب) نمای ساجیتال



(الف)

۳-۴- مدل اجزاء محدود

مدل مونتاژ شده در مرحله ی قبل برای مش بندی و تعریف شرایط مرزی و بارگذاری وارد نرم افزار Abaqus@6-14-2 شد. مدل اجزاء محدود شامل استخوان های تیبیا، فیبولا، کلکنئوس، تالوس، نایکولار، سه استخوان کونئوفرم، کوئید، ۵ استخوان متاتارسال، ۵ انگشت و همچنین ۲۰ غضروف، ۱۱۴ لیگامنت و فاشیای پلانتار می باشد که در حجمی از بافت نرم محصور شده اند.

در مدل اجزاء محدود، حرکت نسبی بین استخوان ها از طریق تعریف جفت های تماسی در محل اتصال غضروف به استخوان (سطوح مفصل بندی) فراهم شده است. به علت وجود مایع سینوویال^۱ در مفاصل غضروفی، اصطکاک به طور قابل ملاحظه ای در این نواحی کاهش یافته به طوری که مفاصل تنها قادرند نیروهای فشاری را انتقال دهند. بر این اساس، طبق مطالعه ی آتاناسیو و همکارانش سختی تماسی در برهم کنش های مفصلی ۱/۰۱ مگاپاسکال در نظر گرفته شده است [۲۴].

تعامل بین پا و زمین، با تعریف سطوح تماسی و با استفاده از قانون اصطکاک کولمب، برقرار شده است. بدین وسیله امکان انتقال نیرو بین پا و تکیه گاه و در نتیجه ایجاد فشار تماسی در سطح پلانتار پا فراهم می شود. ضریب اصطکاک، طبق مطالعه ی ژانگ و همکارانش ۰/۶ فرض شده است [۲۵].

تحلیل استاتیکی انجام شده بر روی مدل پا در حالت ایستادن متعادل می باشد. در این حالت با اعمال همزمان نیروهای عکس العمل زمین و تاندون آشیل، انتقال نیروی وزن به ساختمان پا به صورت متوازن صورت می گیرد. نیروی تاندون آشیل در انتهایی ترین قسمت استخوان کلکنئوس و از طریق المان های رابط محوری وارد می شود. مقدار این نیرو را به راحتی نمی توان با انجام آزمایش به دست آورد. به همین علت برخی فرض های تحلیلی در رابطه با مقدار آن در مقالات صورت گرفته است. به طوری که مقداری بین یک دوم تا دوسوم نیروی عکس العمل زمین را به عنوان نیروی تاندون آشیل در نظر می گیرند. طی مطالعات سیمکین مقدار این نیرو بایستی تقریباً ۵۰ درصد نیروی عکس العمل زمین باشد [۲۶]. این مقدار در بیشتر مدل های پا مورد استفاده قرار گرفته است [۶، ۲۷، ۲۸].

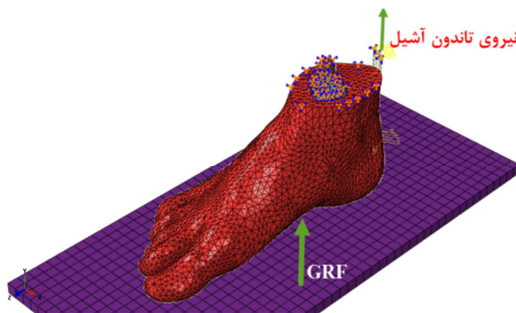
فاشیای پلانتار یکی از مهم ترین ساختارهای متعادل کننده ی قوس طولی پا به شمار می رود [۲۹]. در مدل اجزاء محدود، این بافت از لحاظ هندسی ساده شده و توسط ۵ المان خربایی که تنها قادر به تحمل نیروهایی کششی هستند، در نظر گرفته شده است.

در حالت ایستادن متعادل، وزن بدن به طور مساوی به هر دو پا انتقال می یابد؛ بنابراین، در مدل پای حاضر، مقدار ۴۰۰ نیوتون برای نیروی عکس العمل زمین و نصف این مقدار یعنی ۲۰۰ نیوتون برای نیروی تاندون آشیل در نظر گرفته شده است. سطح های بالایی استخوان های تیبیا و فیبولا و همچنین بافت نرم در طی تحلیل ثابت شده اند. شرایط مرزی اعمال شده به تکیه گاه، امکان حرکت آن را تنها در راستای عمودی فراهم کرده اند (شکل ۶).

گستره ی وسیعی از المان های سه بعدی با توپولوژی های متفاوت

برای گسسته سازی مدل اجزاء محدود ساختار پا به کار برده شده اند (جدول ۱). پیچیدگی هندسی ساختمان پا، استفاده از المان های هگزاهدال را که موجب بالا رفتن دقت محاسبات می شوند، امکان پذیر نمی سازد. بنابراین، از المان های تتراهدال که تطابق بهتری با شکل های هندسی نامنظم ایجاد می کنند، برای مش بندی بافت های استخوانی، غضروفی و نرم استفاده شده است. به علت رفتار تقریباً تراکم ناپذیر بافت نرم، المان های تتراهدال با فرمولاسیون هیبریدی برای مش بندی این ساختار در نظر گرفته شده اند. در شکل ۷، مش ساختار استخوانی نشان داده شده است.

رفتار تمام عضوهای پا، به جز بافت نرم که رفتاری به شدت غیرخطی از خود نشان می دهد، به صورت الاستیک خطی تعریف شده اند. طبق مطالعه ی ناکامورا و همکارانش [۳۰]، در طی بارگذاری های استاتیکی می توان رفتار مادی استخوان را به صورت الاستیک خطی و با مدول یانگ $E = 7300 \text{ MPa}$ و نسبت پواسون $\nu = 0.33$ در نظر گرفت. رفتار مکانیکی غضروف [۲۴]، فاشیای پلانتار [۶] و لیگامنت ها [۳۱] نیز از مقالات انتخاب شده اند.



شکل ۶- شرایط مرزی و بارگذاری

جدول ۱- خصوصیات مواد و نوع المان های مدل اجزاء محدود پا

ساختار	نوع المان	مدول یانگ (MPa)	نسبت پواسون	سطح مقطع (mm ²)
استخوان	C3D4	۷۳۰۰	۰/۳	-
غضروف	C3D4	۱/۰۱	۰/۴	-
بافت نرم	C3D4H	هایپرالاستیک	۰/۵	-
فاشیای پلانتار	T3D2	۳۵۰	۰/۴	۵۸/۶
لیگامنت	T3D2	۲۶۰	۰/۴	۱۸/۴
تکیه گاه	C3D8	۷۲۰۰۰	۰/۳	-

¹ synovial

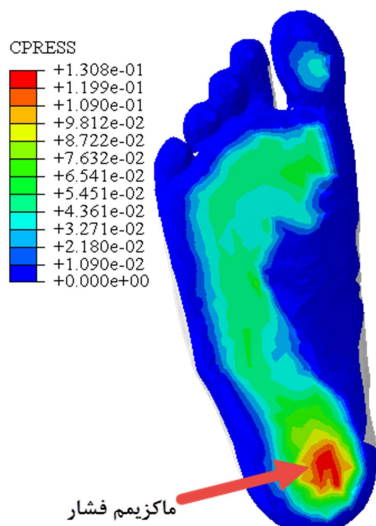
۵- نتایج

در این مطالعه به واسطه‌ی انجام فرآیندهای تقسیم‌بندی تراکمی بر روی عکس‌های سی‌تی، مدل اجزاء محدود سه‌بعدی کاملی از ساختمان پا ایجاد گردید. با تعریف قیود سینماتیکی بین ساختارهای استخوانی، غضروفی، لیگامنتی و بافت نرم و همچنین جفت‌های تماسی در سطح تماس بین تکیه‌گاه و ساختمان پا، انتقال نیروی وزن به ساختمان پا به درستی انجام شده است.

مدل اجزاء محدود پا نتایج متعددی را به دست می‌دهد که از آن‌ها می‌توان در طراحی زیره‌ی کفش و همچنین ارزیابی جنبه‌های بیومکانیکی پا، از جمله تشخیص ناهنجاری‌ها، استفاده کرد. در این قبیل مطالعات بررسی توزیع فشار پلانتار نقش مهمی را ایفا می‌کند.

مدل اجزاء محدود، ماکزیمم فشار پلانتار را در حالت ایستادن متعادل 0.131MPa پیش‌بینی کرده است که در ناحیه‌ی پاشنه روی می‌دهد (شکل ۹). ماکزیمم فشار پلانتار در ناحیه‌ی جلوی پا در محل برجستگی‌های استخوانی متاتارسال‌های اول و دوم و همچنین انگشت شست اتفاق می‌افتد. به منظور بررسی دقیق‌تر نتایج، ماکزیمم فشار در نواحی انگشتان، متاتارسال‌ها و پاشنه در جدول ۲ آورده شده‌اند.

در ساختار استخوانی پا، بیشترین تنش در محل استخوان‌های تالوس و دومین متاتارسال روی می‌دهد (شکل ۱۰). در محل اتصال المان‌های خرابایی فاشیای پلانتار به پیشانی متاتارسال‌ها و استخوان کلکنوس نیز، به علت کشش فاشیای پلانتار، تمرکز تنش بوجود می‌آید.



شکل ۹- توزیع فشار پلانتار در حالت ایستادن متعادل (MPa)

جدول ۲- توزیع فشار پلانتار به‌دست آمده از تحلیل اجزاء محدود

(KPa)				
ناحیه	شست	دومین تا پنجمین انگشت	متاتارسال اول	دومین تا پنجمین متاتارسال
فشار	۴۰	۰	۶۵	۵۳
				۱۳۱

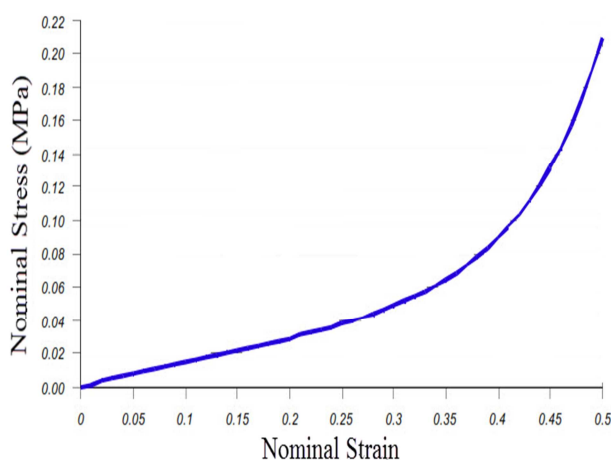


شکل ۷- مش ساختار استخوانی

رفتار الاستیک غیرخطی بافت نرم بر اساس منحنی تنش-کرنش مربوط به ناحیه‌ی بافت نرم زیر استخوان پاشنه، که توسط لمون و همکارانش [۱۷] به‌دست آمده است، تعریف می‌شود (شکل ۸). رفتار بافت نرم، توسط مدل مادی هایپرلاستیک و با استفاده از تابع انرژی کرنشی چندجمله‌ای مرتبه‌ی دوم، به صورت ذیل بیان می‌شود [۶]:

$$U = \sum_{i+j=2}^2 C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (1)$$

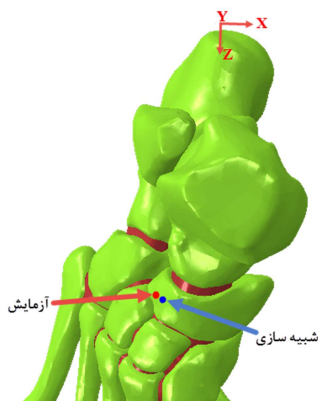
در این رابطه U چگالی انرژی کرنشی برحسب $\frac{N}{m^2}$ و $\bar{I}_1$ و $\bar{I}_2$ به ترتیب، پایاهای کرنش انحرافی اول و دوم و J_{el} نسبت حجمی الاستیک می‌باشند. ضرایب C_{ij} و D_i ($\frac{m^2}{N}$) مربوط به ویژگی‌های مادی می‌شوند که برابر با $C_{10} = 0.08556$ ، $C_{11} = -0.02319$ ، $C_{20} = 0.03900$ ، $C_{01} = -0.04841$ ، $C_{02} = 0.00851$ و $D_1 = 3.65273$ و $D_2 = 0$ می‌باشند.



شکل ۸- منحنی تنش-کرنش بافت نرم تحت فشار محوری [۲۲]

جدول ۳- توزیع فشار پلانتار اندازه گیری شده توسط سیستم Novel (KPa).

ناحیه	شست	دومین تا پنجمین انگشت	دومین تا پنجمین متاتارسال اول و دوم	پنجمین متاتارسال	پاشنه
فشار	۴۵	۰	۵۰	۴۵	۱۲۰



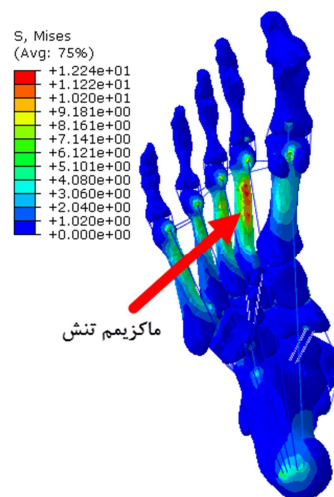
شکل ۱۲- مقایسه‌ی موقعیت مرکز فشار بین دو حالت شبهه سازی و آزمایش

۷- نتیجه گیری

با توجه به توانایی مدل اجزاء محدود حاضر در پیش بینی توزیع تنش در ساختمان پا، به خصوص توزیع فشار پلانتار، از آن می توان در بهینه سازی عوامل مؤثر در طراحی ارتزهای مختلف پا استفاده کرد. این مدل از لحاظ هندسی ساختار مج-پا را توصیف کرده و رفتار مکانیکی بافت های مختلف از قبیل استخوان ها، مفاصل، لیگامنت ها، فاشیای پلانتار و بافت نرم را شامل می شود. با در نظر گرفتن برهم کنش های مفصلی و ساختارهای لیگامنتی و همچنین تعریف رفتار مکانیکی بافت نرم به صورت هایپر الاستیک، علاوه بر ایجاد حرکت نسبی بین استخوان ها، پایداری قوس طولی پا (به خصوص در ناحیه ی عقب پا) فراهم شده است. این امر موجب بالا رفتن دقت محاسبات می گردد.

با توجه به نتایج، مدل اجزاء محدود فشار پلانتار را در تمامی نواحی، به جز انگشت شست، بیشتر پیش بینی می کند که علت آن می تواند تفاوت در رزولوشن سیستم اندازه گیری و مدل اجزاء محدود باشد. مدل اجزاء محدود از تعداد حدوداً ۴۹۰ نقطه به منظور محاسبه ی فشار در کف پا استفاده کرده است. این در حالی است که سیستم Novel توسط ۴۱۰ سنسور فشار پلانتار را اندازه گیری کرده است.

با توجه به نتایج شبهه سازی، ماکزیمم فشار در نواحی پاشنه و زیر پیشانی متاتارسال ها روی می دهد که نشان می دهد این نواحی بیشتر در معرض ایجاد زخم و درد می باشند. این نتایج با مشاهدات محل وقوع زخم در قسمت داخلی جلوی پا و پاشنه ی بیماران دیابتی مطابقت دارد [۱۱]. از این رو بایستی با استفاده از پدهای پاشنه و متاتارسال و همچنین مواد مناسب در این نواحی، موجب افزایش سطح تماس و تغییر شکل مناسب بافت نرم شد و با کاهش تمرکز فشار از بروز زخم جلوگیری کرد.



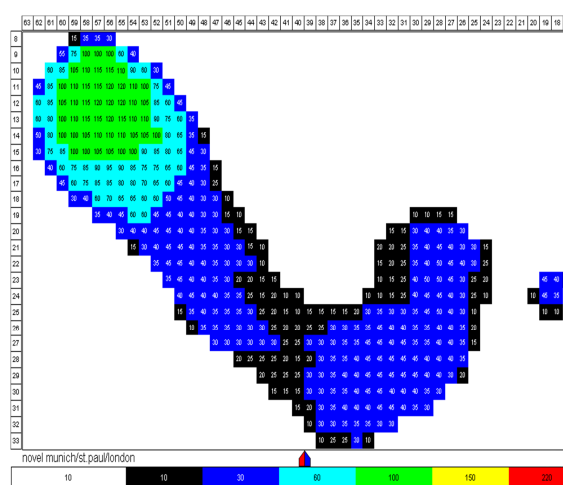
شکل ۱۰- توزیع تنش ون مایز در ساختار استخوانی (MPa)

۶- اعتبارسنجی نتایج

به منظور ارزیابی کمی فشار تماسی در سطح پلانتار پا، فرد داوطلب برای انجام سی تی اسکن در حالت ایستادن متعادل به مدت ۲۰ ثانیه بر روی صفحه ی فشارسنج قرار گرفت. در این آزمایش از دستگاه اسکن فشار ساخت شرکت آلمانی Novel مدل x-emed استفاده شد. این دستگاه علاوه بر توزیع فشار، مساحت سطح تماس و موقعیت مرکز فشار را نیز اندازه گیری می کند.

سیستم Novel ماکزیمم فشار را 0.120MPa در محل پاشنه اندازه گیری کرده است (شکل ۱۱). در جدول ۳ مقادیر فشار اندازه گیری شده در نواحی مدنظر آورده شده است. موقعیت مرکز فشار (COP) توسط مدل اجزاء محدود در ناحیه ی استخوان ناویکولار، نزدیک به استخوان کونئیفرم سوم پیش بینی شده است. سیستم Novel نیز COP را با تقریب بسیار خوبی در همین ناحیه اندازه گیری کرده است (شکل ۱۲).

در رابطه با مساحت سطح تماس پا با تکیه گاه، مدل اجزاء محدود سطح تماس را 101cm^2 پیش بینی کرد. این در حالی است که این مقدار در آزمایش 105cm^2 اندازه گیری شده است.



شکل ۱۱- توزیع فشار پلانتار اندازه گیری شده توسط سیستم Novel

- [13] Queen R. M., Abbey A. N., Wiegerinck J. I., Yoder J. C., Nunley J. A., Effect of shoe type on plantar pressure: a gender comparison, *Gait & posture*, Vol. 31, No. 1, pp. 18-22, 2010.
- [14] Bonanno D. R., Landorf K. B., Menz H. B., Pressure-relieving properties of various shoe inserts in older people with plantar heel pain, *Gait Posture*, Vol. 33, No. 3, pp. 385-9, Mar, 2011.
- [15] Stewart S., Dalbeth N., McNair P., Parmar P., Gow P., Rome K., The effect of good and poor walking shoe characteristics on plantar pressure and gait in people with gout, *Clinical Biomechanics*, Vol. 29, No. 10, pp. 1158-1163, 2014.
- [16] Patil K., Braak L., Huson A., Analysis of stresses in two-dimensional models of normal and neuropathic feet, *Medical and Biological Engineering and computing*. Vol. 34, No. 4, pp. 280-284, 1996.
- [17] Lemmon D., Shiang T.-Y., Hashmi A., Ulbrecht J. S., Cavanagh P. R., The effect of insoles in therapeutic footwear—a finite element approach. *Journal of biomechanics*, Vol. 30, No. 6, pp. 615-620, 1997.
- [18] Jacob S., Patil M. K., Three-dimensional foot modeling and analysis of stresses in normal and early stage Hansen's disease with muscle paralysis, *Journal of rehabilitation research and development*, Vol. 36, No. 3, pp. 252-258, 1999.
- [19] Antunes P., Dias G., Coelho A., Rebelo F., Pereira T., Non-linear finite element modelling of anatomically detailed 3D foot model, Report paper, pp. 1-11, 2008.
- [20] Jamshidi N., Hanife H., Rostami M., Najarian S., Menhaj M., Saadatnia M., Salami F., Modelling the interaction of ankle-foot orthosis and foot by finite element methods to design an optimized sole in stepgait, *Journal of medical engineering & technology*, Vol. 34, No. 2, pp. 116-123, 2010.
- [21] Chen W.-M., Park J., Park S.-B., Shim V. P.-W., Lee T., Role of gastrocnemius-soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise—A 3D finite element analysis, *Journal of biomechanics*, Vol. 45, No. 10, pp. 1783-1789, 2012.
- [22] Guiotto A., Sawacha Z., Guarneri G., Avogaro A., Cobelli C., 3D finite element model of the diabetic neuropathic foot: a gait analysis driven approach, *Journal of biomechanics*, Vol. 47, No.12, pp. 3064-3071, 2014.
- [23] Cagle P. E., Alderink G., Starsky A. D., Williams M., Pocket Atlas of Human Anatomy, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 37, Issue. 11, pp. 708-712, 2007.
- [24] Athanasiou K., Liu G., Lavery L., Lanctot D., Schenck Jr R., Biomechanical topography of human articular cartilage in the first metatarsophalangeal joint, *Clinical orthopaedics and related research*, Vol. 348, pp. 269-281, 1998.
- [25] Zhang M., Mak A., In vivo friction properties of human skin, *Prosthetics and orthotics International*, Vol. 23, No.2, pp. 135-141, 1999.
- [26] Simkin A., *Structural Analysis of the Human Foot in Standing Posture*, Ph.D. Thesis, Tel-Aviv University, Tel-Aviv, 1982.
- [27] Zhang M., Cheung J. T.-M., Li Y., Computational modeling the foot-insole interface, In *Computational Textile*, Springer Berlin Heidelberg, pp. 311-321, 2007.
- [28] Hsu Y.-C., Gung Y.-W., Shih S.-L., Feng C.-K., Wei S.-H., Yu C.-h., Chen C.-S., Using an optimization approach to design an insole for lowering plantar fascia stress—a finite element study, *Annals of biomedical engineering*, Vol. 36, No. 8, pp. 1345-1352, 2008.
- [29] Cheung J. T.-M., Zhang M., An K.-N., Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex, *Clinical Biomechanics*, Vol. 19, No. 8, pp. 839-846, 2004.
- [30] Nakamura S., Crowninshield R., Cooper R., An analysis of soft tissue loading in the foot—a preliminary

مساحت سطح تماس پیش‌بینی‌شده توسط مدل اجزاء محدود (101cm^2) با مطالعات قبلی قابل مقایسه می‌باشد. آنتونس و همکارانش [۳۲] برای فرد سالمی با ۷۰ کیلوگرم وزن و ۱۷۴ سانتی‌متر قد، سطح تماس پا با تکیه‌گاه را 89cm^2 پیش‌بینی کرده‌اند. این اختلاف ناشی از تفاوت در وزن افراد مورد آزمایش و همچنین در نظر نگرفتن ساختارهای لیگامنتی و در نتیجه حرکت نسبی بین استخوان‌ها در مدل آنتونس و همکارانش می‌باشد. همان‌طور که پیشتر نیز بیان شد، ساختارهای لیگامنتی نقش بسیار مهمی در پایداری قوس طولی پا ایفا می‌کنند.

در مدل‌های آینده می‌توان تأثیر ارتزهای پا با شکل و مدل‌های مادی متفاوت را بر روی توزیع فشار پلانتر بررسی کرد. با توسعه‌ی مدل پا از طریق تعریف دقیق‌تر رفتار مکانیکی بافت‌های مختلف و همچنین شبیه‌سازی فازهای مختلف حرکت، زمینه برای طراحی و بهینه‌سازی ارتزها و پروتزهای پا فراهم می‌شود.

۸- مراجع

- [1] Kidder S. M., Abuzzahab F. S., Harris G. F., Johnson J. E., A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 4, No. 1, pp. 25-32, 1996.
- [2] Jordan C., Bartlett R., Pressure distribution and perceived comfort in casual footwear, *Gait & Posture*, Vol. 3, No. 4, pp. 215-220, 1995.
- [3] Whittle M., Orofino T., Miller K., Relationship between Mechanical Properties of Carpet and comfort in Walking, *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, No. 3, pp. 323, 1993
- [4] Witana C. P., Goonetilleke R. S., Xiong S., Au E. Y., Effects of surface characteristics on the plantar shape of feet and subjects' perceived sensations, *Applied Ergonomics*, Vol. 40, No.2, pp. 267-279, 2009.
- [5] Yung-Hui L., Wei-Hsien H., Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking, *Applied ergonomics*, Vol. 36, No. 3, pp. 355-362, 2005.
- [6] Cheung J. T. M., Zhang M., Leung A. K.-L., Fan Y. B., Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study, *Journal of biomechanics*, Vol. 38, No. 5, pp. 1045-1054, 2005.
- [7] Cheung J. T.-M., Zhang M., Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method, *Medical engineering & physics*, Vol. 30, No. 3, pp. 269-277, 2008.
- [8] Kato H., Takada T., Kawamura T., Hotta N., Torii S., The reduction and redistribution of plantar pressures using foot orthoses in diabetic patients, *Diabetes research and clinical practice*, Vol. 31, No. 1, pp. 115-118, 1996.
- [9] Hodge M. C., Bach T. M., Carter G. M., Orthotic management of plantar pressure and pain in rheumatoid arthritis, *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, No. 8, pp. 567-575, 1999.
- [10] Hosein R., Lord M., A study of in-shoe plantar shear in normal, *Clinical biomechanics*, Vol. 15, No. 1, pp. 46-53, 2000.
- [11] Raspovic A., Newcombe L., Lloyd J., Dalton E., Effect of customized insoles on vertical plantar pressures in sites of previous neuropathic ulceration in the diabetic foot, *The Foot*, Vol. 10, No. 3, pp. 133-138, 2000.
- [12] Bus S. A., van Deursen R. W., Kanade R. V., Wissink M., Manning E. A., van Baal J. G., Harding K. G., Plantar pressure relief in the diabetic foot using forefoot offloading shoes, *Gait & posture*, Vol. 29, No. 4, pp. 618-622, 2009.

- report, *Bulletin of Prosthetics Research*, Vol. 10, pp. 27-34, 1980.
- [31] Siegler S., Block J., Schneck C. D., The Mechanical Characteristics of the Collateral Ligaments of the Human Ankle Joint, *Foot & Ankle International*, Vol. 8, No. 5, pp. 234-242, 1988.
- [32] Antunes P., Dias G. R., Coelho A., Rebelo F., Pereira T., Nonlinear 3D foot FEA modeling from CT scan medical images, *Computational Vision and Medical Image Processing*, pp. 135-145, 2011.