مدل‌سازی برهم‌کنش ارتوز و کفی با بافت‌نرم، استخوان‌ها ، غضروف‌ها و تاندوم‌ها در بیماری راه‌رفتن اسبی به روش اجزای محدود برای کاهش تنش در پای بیمار

نیما جمشیدی[1]*، حسن حنیفه[2]، مصطفی رستمی[3]، سیامک نجاریان[4]

[1]استادیار، دانشگاه اصفهان، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی، [2]کارشناس‌ارشد بیومکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم تحقیقات، [3]دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، [4]استاد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر.

*نویسنده پاسخگو: Email: nima_jamshidi@yahoo.com

چکیده

مقدمه: در این مطالعه، مدل سه بعدی اجزای محدود راه‌رفتن به کمک ارتوز و با توجه به اطلاعات سینتیکی بیماران نوروپاتیک مبتلا به راه رفتن اسبی برای بهینه‌سازی عملکرد ارتوز مچ‌پا از طریق کمینه‌کردن تنش در کف پای بیماران، اجرا شده‌است.

مواد و روش‌ها: داده‌های سینتیکی مورد نیاز برای مدل از ثبت اطلاعات حرکتی بیمار توسط صفحه‌ی سنجش نیروی عکس‌العمل زمین و آنالیز آن توسط نرم‌افزار بیوور بدست آمده است.

یافته‌ها: در این مدلسازی میزان تنش انتقال‌یافته به بافت نرم و استخوان‌ها در حین فاز استنس، در راه‌رفتن بیمار محاسبه و سپس تغییرات تنش در مفاصل، با در نظرگرفتن اثر ارتوز بررسی شده‌است. برخلاف تحقیقات قبلی، در این مدل تاثیر نقش ارتوز بر روی تنش تولیدی در استخوان‌ها و بافت نرم به‌صورت دینامیکی و پیوسته با زمان مدل‌سازی شده و همچنین تنش‌های تماسی بین کفی ارتوز و مچ‌پا در مدل‌سازی محاسبه‌شده‌است.

بحث: کاهش تنش‌های تولیدی در کفی می‌تواند عملکرد ارتوز مچ‌پا را در راه‌رفتن غیرنرمال بهبود بخشیده و بهینه‌ترین کفی براساس اطلاعات فردی بیماران طراحی یا انتخاب‌گردد.

کلید واژه: راه‌رفتن اسبی، مدل‌سازی بیومکانیکی، تحلیل تنش، شبیه‌سازی.

تاریخ دریافت:۱۳۹۰/۶/۲۲
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۰/۹/۲۰

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-12]

مقدمه

در سال‌های اخیر تمایل رو به افزایشی به تحقیق درباره‌ی مدل‌سازی راه‌رفتن براساس روش اجزای محدود با توجه به کاربردهای بالقوه‌اش در زمینه‌ی بیومکانیک بالینی، مهندسی توان‌بخشی بوجود آمده‌است (۹-۱). یکی از جنبه‌های بسیار مهم در تحلیل راه‌رفتن بررسی تنش مفاصل با استفاده از داده‌های سینماتیکی یا سینتیکی است. از آنجایی که بدست‌آوردن مقادیر تنش تولیدی در مفاصل بیماران در حین راه‌رفتن به‌طور مستقیم امکان پذیر نمی‌باشد، با استفاده از مدل اجزای محدود می‌توان بهینه‌سازی‌های مورد نظر را انجام داد. ساختار پا ارتباط حیاتی بین بدن و سطح زمین را برقرار می‌کند و نقش کلیدی در حرکت انسان دارد. سالم بودن ساختار عصبی، عضلانی و اسکلتی، اساس حرکت طبیعی راه‌رفتن را تشکیل می‌دهند. هر ناهنجاری در ساختار عصبی، عضلانی و اسکلتی راه‌رفتن غیرنرمال را ایجاد می‌کند. افتادگی پا یک اختلال عصبی–ماهیچه‌ای است که در آن بیماران، دچار کم‌توانی در بلندکردن پا از قسمت مچ می‌شوند.

ارتوز مچ‌پا برای جلوگیری از افتادگی پا در فاز نوسان پا و ناتوانی در اعمال نیرو در موقعیت ایستادن بر پا برای ورود به مرحله بعد راه‌رفتن به طور خارجی به ماهیچه‌ی ساق پا متصل می‌شود. ارتوز مچ‌پا کنترل حرکت پا بعد از برخورد پاشنه را نیز بر عهده دارد. امروزه در زمینه شبیه‌سازی و طراحی ارتوز کفی پا فعالیت‌های بسیاری صورت گرفته‌است. مدل‌سازی کفی و ارتوز به دو روش دوبعدی (۶و۵) و سه‌بعدی (۱۰-۷) صورت گرفته‌است. با توجه به محدودیت‌های تحلیلی بسیار از جمله تعریف شرایط واقعی پا در مدل‌های دو بعدی امروزه کمتر از آن‌ها استفاده می‌گردد و در بیشتر مطالعات، محققین برای تکمیل و توسعه مدل‌های سه بعدی را پیشنهاد دادند. تفاوت مدل‌های سه بعدی در جزییات در نظر گرفته‌شده از جمله مدل سه‌بعدی شامل استخوان و زردپی، بافت نرم و ... است. به‌طور مثال در مطالعه‌ای سه بعدی که توسط هسو و همکاران صورت‌گرفته، مدل در وضعیت خاصی از تماس پاشنه با زمین حل‌شده و بارگذاری به صورت دینامیکی، زمانی و پیوسته به مدل وارد نگردیده‌است (۱۱).

در این تحقیق برخلاف تحقیقات قبلی مدل در وضعیت خاصی از تماس پاشنه با زمین حل‌نشده بلکه بارگذاری به صورت دینامیکی، زمانی و پیوسته به مدل واردگردیده‌است که مزیت مهمی در مدلسازی برهم‌کنش ارتوز بشمار می‌رود. هدف از این مطالعه، استفاده از روش اجزاء محدود جهت بررسی میزان تنش ایجاد شده در استخوان و کفی، هنگام استفاده از ارتوز و طراحی کفی مناسب برای کاهش تنش نامطلوب ناشی از افتادگی پا در بافت نرم، استخوان و سایر اعضاء پا پرداخته می‌شود. برخلاف تحقیقات قبلی، مدل‌سازی ارتوز مچ‌پا به صورت کاملا دقیق از روی تصاویر حاصل از ام‌آرآی پای یک بیمار و با در نظرگرفتن تمام جزییات شامل مفاصل، ماهیچه‌ها و غضروف‌ها مدل‌سازی شده‌است و عملکرد ارتوز مچ‌پا با استفاده از اطلاعات حاصل از صفحات سنجش نیرو در حین راه‌رفتن غیرطبیعی به‌طور کمی بررسی شده‌است.

در این رهیافت، سعی‌شده‌است که مدل قابلیت طراحی (انتخاب) بهترین کفی را براساس اطلاعات فردی بیماران دارا باشد. از دستاوردهای این تحقیق می‌توان به ساخت مدل بر مبنای هندسه واقعی با جزییات کامل آناتومیکی پا مانند نقش غضروف‌ها، رباط‌ها، زردپی و بافت نرم اشاره‌کرد. نتایج حاصل از حل مدل، در شرایط دینامیکی و استاتیکی، امکان بررسی جامع موقعیت پا جهت طراحی ارتوز با در نظر گرفتن نوع راه‌رفتن فرد را فراهم می‌کند.

مواد و روش‌ها

مدل اجزاء محدود

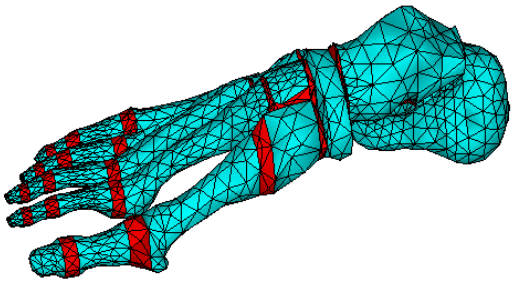
برای بررسی تنش و فشار وارده بر پای بیمار مبتلا به افتادگی پا بر اثر ضایعات نخاعی درجه دو از ارتوزهای متداول مچ‌پا استفاده گردید، هندسه مدل سه بعدی اجزاء محدود براساس عکس‌های ام‌آرآی مطابق اندازه و آناتومی واقعی پا ایجاد شده‌است. به کمک نرم‌افزار 3D-Doctor (۱۲) حجم‌های شامل استخوان و بافت نرم مدل شدند. در محیط نرم‌افزار ANSYS.11 (۱۳) به تکمیل و اصلاح مدل پرداخته‌شد. نکته قابل ذکر این که دقت زیادی برای سطوح انتهایی و تماس استخوان‌ها صرف‌شد تا نحوه انتقال نیروی بین آن‌ها و نحوه توزیع تنش به واقعیت نزدیک گردد.

اجزا مدل

۲۶ استخوان پا در مدل با اندازه و جزئیات منحنی‌های کامل استخوان‌ها ی پا در نظر گرفته‌شده‌اند. ۲۹ غضروف، بین سطوح تماس استخوان‌ها با محاسبه فاصله آن‌ها از یکدیگر و براساس اطلاعات دقیق آناتومیک پا مدل

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-12]

شده‌اند. ۱۱۰ رباط و زردپی به صورت نوارهایی برای پیوند استخوان‌ها و ایجاد استحکام بافت نرم در مدل وجوددارد. بافت نرم به استخوان‌ها چسبیده و شکل ظاهری پا را تشکیل می‌دهد. هندسه و مدل مش‌بندی‌شده استخوان‌ها و غضروف‌ها در شکل ۱ نشان داده‌شده‌است.

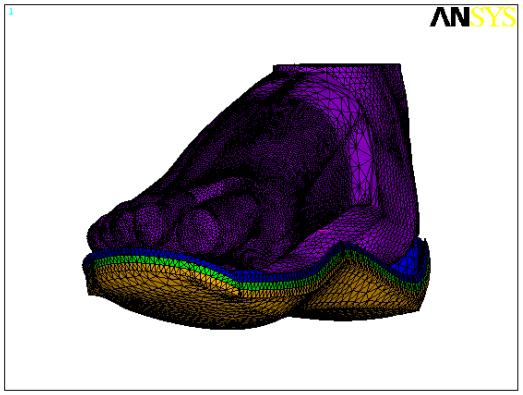


شکل ۱: مدل اجزاء محدود استخوان‌ها و غضروف‌ها.

کفی ارتوز، براساس منحنی یک کفی استاندارد شامل سه لایه با ضخامت متغیر درشکل ۲ نشان داده شده‌است.

شکل ۲: کفی سه لایه ارتوز با ضخامت متغیر، براساس منحنی یک کفی استاندارد.

تماس کفی ارتوز، با مدل کامل پا شامل بافت نرم درشکل ۳ نشان داده شده است.

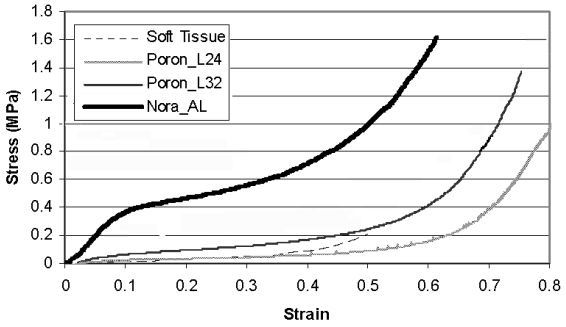


شکل ۳: مدل کامل اجزاء محدود حل شده به همراه بافت نرم و کفی استاندارد.

خواص مکانیکی

به استخوان‌ها و غضروف‌ها خواص مواد الاستیک، خطی و یکنواخت نسبت داده شده‌است. برای رباط‌ها و زردپی از مدل مواد الاستیک خطی که تنها قادر به تحمل نیروی کششی هستند استفاده شده است. از ماده هایپرالاستیک غیرخطی و یکنواخت برای مدل‌سازی خصوصیات بافت نرم و از مواد هایپرالاستیک با رفتار غیرخطی برای مدل‌سازی خواص مکانیکی کفی استفاده شده‌است. در جدول ۱ خصوصیات و نوع المان بکار رفته بیان‌شده‌است. در جدول ۲ مقادیر مدول الاستیسیته، ضریب پواسون و مرجع بکار رفته در مدل اجزاء محدود بیان‌شده‌است. در جدول ۲ مراجع به شرح زیر می‌باشد: در مدل خواص مکانیکی مربوط به جنس استخوان‌ها، غضروف‌ها، بافت نرم، رباط‌ها، زردپی و کفی به ترتیب از تحقیقات ناکومورا و همکاران (۶)، آتاناسیوس و همکاران (۱۴)، لمون و همکاران (۱۵)، سیگلر و همکاران (۱۶)، رایت و همکاران (۱۷) و مینگ ژانگ و همکاران (۷) استفاده شده‌است.

در شکل ۴ منحنی تنش، کرنش مربوط به مدل غیرخطی هایپرالاستیک استفاده‌شده برای بافت نرم و سه لایه مختلف کفی استاندارد نشان داده شده است.



شکل ۴: منحنی تنش-کرنش مدل هایپرالاستیک استفاده‌شده برای بافت نرم و سه لایه مختلف کفی استاندارد (۴).

جدول ۱: خصوصیات المان‌ها برای مدل اجزاء محدود(۱۳).

نام المان	تعداد گره	نوع محاسبات
SOLID168	۱۰	مدل‌سازی سه‌بعدی تنش سازه‌ای
LINK10	۲	مدل‌سازی سه‌بعدی کشش و فشار
TARGE170	۸	مدل‌سازی سه‌بعدی تنش سازه‌ای
CONTA174	۸	مدل‌سازی سه‌بعدی تماس سطوح

جهت مدل‌سازی اجزای محدود استخوان‌ها، غضروف‌ها، بافت نرم ارتوز و کفی در نرم‌افزار از المآن‌های ۱۰ گره‌ای SOLID 168 استفاده شده‌است. برای مدل‌سازی مربوط

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-12]

به رباط‌ها و زردپی از المان LINK10 استفاده شده‌است. جهت مدل‌سازی برخورد از المان‌ها ی TARGET 170 و CONTA174 استفاده شده‌است.

جدول ۲: خصوصیات مواد برای مدل اجزاء محدود.

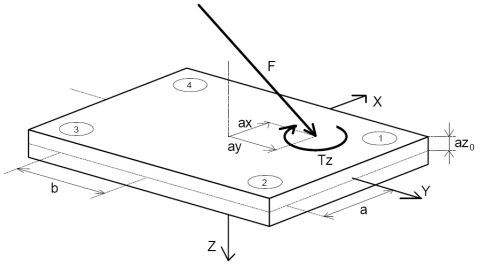
اجزا	E(MPa)	υ	مرجع
استخوان	۷۳۰۰	۰.۳	(۶)
غضروف	۱	۰.۴	(۱۴)
بافت نرم	هایپر الاستیک	۰.۴۵۲	(۱۵)
رباط	۲۶۰	تراکم ناپذیر	(۱۶)
زرد پی	۳۵۰	تراکم ناپذیر	(۱۷)
کفی	غیرخطی	-	(۷)

E مدول الاستیسیته، υ ضریب پواسون

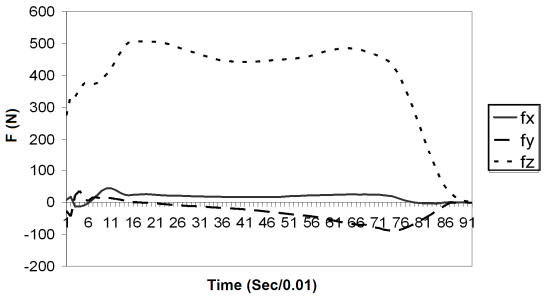
شرایط مرزی

برای بررسی شرایط مرزی از نظر دینامیکی فاز برخورد پا با زمین در حین راه‌رفتن مطالعه شده‌است. نیروهای ایجادشده از برخورد پا با زمین توسط صفحه سنجش نیرو از ابتدای برخورد پاشنه تا جدا شدن پاشنه از زمین در محاسبات منظور شده‌است. در مدل اجزاء محدود برای اعمال شرایط مرزی با ثابت‌گرفتن پا و اعمال بار از طریق برخورد کفی به پا مدل‌سازی صورت‌گرفته‌است. در مطالعه‌ی حاضر پارامترهای صفحه سنجش نیروی عکس‌العمل زمین با مؤلفه‌های متغیر حوزه‌ی زمان با استفاده از صفحه نیروسنج با ابعاد ۴۰۰*۶۰۰mm (Model 9286AA, Kistler Group, Winterthur, Switaerland) مجهز به سنسورهای پیزوالکتریک، مطالعه شده‌است. داده‌ها با نرخ 1KHz نمونه‌برداری‌شده و از نرم‌افزار BIOWARE مناسب و مرتبط برای آنالیز داده‌ها استفاده‌شده‌است (۱۸). همان‌طور که در شکل ۵ نشان‌داده شده نیروی عمودی در سیستم مختصات کیستلر محاسبه شده‌است، البته با این شرط که جهت قدم‌زدن در جهت محور Yمثبت باشد. همچنین نیروهای قدامی–خلفی و داخلی – خارجی به ترتیب محاسبه شده‌است.

منحنی اطلاعات نیروهای اعمالی به کف پا در شکل ۶ مشاهده می‌شود. این مقادیر به صورت توابع وابسته به زمان در سه راستا تعرف شده‌اند.

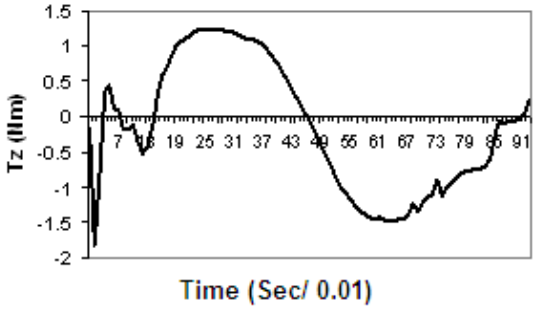


شکل ۵: تصویر شماتیک سیستم مختصات کیستلر (۱۹)



شکل ۶: نیروهای اندازه‌گیری‌شده در سه راستا توسط صفحهٔ نیرو، از برخورد پاشنه تا بالابردن پا.

در شکل ۷ منحنی گشتاور عکس‌العمل وارد بر مرکز سطح برخورد حاصل از اطلاعات صفحه سنجش نیروی عکس‌العمل زمین در زمان تماس پا با صفحه سنجش محاسبه شده‌است. در مدل اجزاء محدود سه تابع نیرو براساس اطلاعات شکل ۶ و گشتاور وابسته به زمان براساس اطلاعات شکل ۷ تعریف و به کفی اعمال شد، انتقال نیرو به پا، از طریق ایجاد تماس بین کفی و پا صورت پذیرفته‌است. اعمال شرایط فوق باعث مدل‌سازی دقیق راه‌رفتن از روی اطلاعات کلینیکی خواهد شد.



شکل ۷: گشتاور عکس‌العمل وارد برمرکز سطح تماس با واحد زمانی ۰.۰۱ ثانیه.

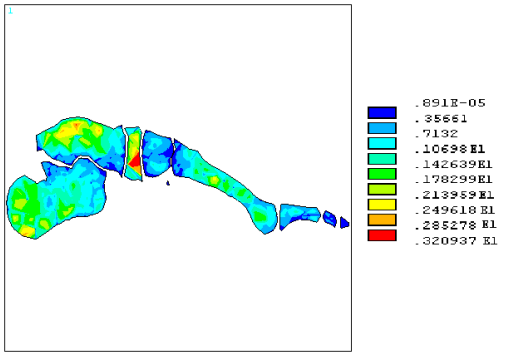
تعریف تماس

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-12]

صفحه سنجش نیروی عکس‌العمل زمین، نیروی اصطکاک ایجادشده بر اثر برخوردپا در حین راه‌رفتن را نیز اندازه‌گیری می‌کند. در مدل اجزاء محدود، ضریب متوسط اصطکاک دینامیکی را برابر ۰.۱۲۳ و ضریب اصطکاک استاتیکی برابر ۰.۶ در نظر گرفته‌شده‌است (۲۰). برای بررسی شرایط مطلوب حداکثر تنش ایجاد شده ناشی از برخورد در ارتوز و پا محاسبه شده است.

معیارهای طراحی ارتوز

هدف اصلی ما از طراحی ارتوز ایجاد شرایط مطلوب برای فرد بیمار در هنگام راه‌رفتن است. یکی از مناسب‌ترین روش‌های بررسی همه اجزاء داخلی پا در هنگام راه‌رفتن، شبیه‌سازی به روش اجزاء محدود است. امروزه امکان بررسی تمامی اجزاء داخلی پا مانند ماهیچه‌ها، استخوان‌ها، غضروف‌ها و ...، از نظر تنش تولید شده در اعضا، در هنگام راه‌رفتن بدون استفاده از ابزار شبیه‌سازی وجود ندارد. معیار اصلی در این پژوهش کاهش تنش نامطلوب ایجاد شده در تمامی اجزاء داخلی پا ازجمله بافت نرم، استخوان، غضروف و ارتوز است. متغیرهای طراحی برای رسیدن به طرح مناسب ارتوز، تغییر نوع مواد بکاررفته در ارتوز، تعیین فرم و میزان ضخامت ارتوز است. شکل ۸ تنش‌های ایجادشده را در اعضاء داخلی پا در مقطعی در راستای انگشت دوم پا هنگام راه‌رفتن فرد بدون کفی نمایش می‌دهد. تنش‌های ایجادشده در مقاطع گوناگون قابل بررسی هستند و می‌توانند با توجه به شرایط زمانی و موقعیت پا در حین راه‌رفتن از روی مدل محاسبه گردد.



شکل ۸: تنش ون‌مایزز ایجادشده اعضاء داخلی شامل استخوان‌ها در حین راه‌رفتن (مقطعی در راستای انگشت دوم پا).

از جمله امکانات مدل بررسی مقادیر مختلف تنش، کرنش، نیروی اعمال شده بر هر گره، مقطع و یا هر عضو در طول زمان است. طراحی کفی مناسب برای ارتوز از نظر شکل، ضخامت، جنس ارتوز مچپا با داشتن مقادیر مختلف تنش، کرنش بر هر گره یا هر عضو، امکان‌پذیر است. طراحی کفی بهبودیافته با ایجاد بستری مناسب برای بافت نرم در کف ارتوز از زخم‌ها و صدمات احتمالی جلوگیری می‌کند و مانع از آسیب‌دیدن غضروف‌ها، سایش استخوان‌ها یا تغییر شکل پا بر اثر نیروهای اعمال شده می‌گردد.

ارزشیابی مدل

برای بررسی صحت مقادیر محاسبه‌شده توسط مدل به مقایسه‌ای با تحقیقات قبلی در این زمینه پرداخته شده است. البته آنچه که در مقالات مختلف مورد بررسی قرارگرفته تحلیل‌های استاتیکی است همان‌طور که اشاره‌شد در حین راه‌رفتن مقدار و راستای نیروها تغییر می‌کند. درستون اول جدول ۳ اطلاعات تنش‌های ستون اول از چپ، نیروهای اعمال‌شده در سه موقعیت ضربه پاشنه، ایستاده بر پا و هنگام بلندشدن بر پنجه در مورد یک فرد سالم بطور استاتیکی از مرجع (۷) آورده‌شده است.

جدول ۳: مقایسه‌ای بین حداکثر تنش بدست آمده در استخوان‌ها و مرجع (۷).

استخوان	حداکثر تنش ون‌مایزز(MPa)	
	(۷) مرجع	نتایج حاصل از مدل
Talus	۲.۸۹	۵.۹۰
Calcaneus	۳.۹۴	۳.۹۳
Navicular	۱.۴۷	۴.۶۳
Cuboid	۱.۵۸	۲.۰۱
Medial Cuneiform	۰.۶۳	۴.۶۳
Intermediate Cuneiform	۱.۴۲	۱.۰۷
Lateral Cuneiform	۲.۲۲	۲.۶۲
1st Metatarsal	۲.۳۰	۳.۶۰
2nd Metatarsal	۴.۴۷	۲.۴۹
3rd Metatarsal	۷.۹۴	۴.۵۹
4th Metatarsal	۲.۳۲	۳.۲۷
5th Metatarsal	۲.۴۲	۲.۵۹
1st Toe	۰.۴۶	۱.۰۳
2nd Toe	۰.۳۴	۱.۰۶
3rd Toe	۰.۶۳	۱.۳۱
4th Toe	۰.۱۶	۰.۸۶
5th Toe	۰.۱۰	۰.۷۵

تفاوت عددی مشاهده شده مابین اطلاعات مرجع ۷ و مدل ارائه شده در مقاله به دلیل نکات زیر می‌باشد:

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-12]

در مدل ارائه‌شده از اطلاعات حاصل از ام‌آرآی استفاده شده‌است و این موضوع باعث ایجاد هندسه دقیق‌تری نسبت به مدل مرجع ۷ خواهد شد.

اطلاعات فشار کف‌پا که در بیماران در مدل مرجع ۷ به صورت تقریبی و شماتیک در نظر گرفته‌شده‌است. در صورتی که در مدل ارائه‌شده اطلاعات براساس آزمایشات کلینیکی متعددی استخراج شده‌است؛ دقت اطلاعات بدست آمده از کارهای کلینیکی باعث بهبود نتایج عددی در مدل ارائه‌شده نسبت به کار قبلی شده است.

در مدل ارائه‌شده اطلاعات مربوط به ضریب اصطکاک به صورت دقیق از روی اطلاعات صفحه سنجش محاسبه شده است و تخمینی نمی‌باشد.

در مدل ارائه‌شده، با در نظرگرفتن نقش غضروف، رباط‌ها و بافت نرم، و با حذف برخورد و ضربه بین استخوان‌ها میزان تنش محاسبه‌شده نسبت به مدل‌های قبلی به واقعیت نزدیک‌ترخواهدشد.

امکانات مدل و روش تحلیل

مزیت این مدل اجزاء محدود، شبیه‌سازی کاملاً نزدیک به شرایط واقعی آناتومیکی، ماهیچه‌ای و اسکلتی پا است. در این مدل انتقال نیروی بین استخوان‌ها از طریق غضروف‌ها و رباط‌های بین آن‌ها صورت می‌گیرد، در این صورت با حذف برخورد و ضربه بین استخوان‌ها نسبت به مدل‌های قبلی میزان تنش محاسبه شده به واقعیت نزدیک‌تر خواهد شد. در مدل ارائه‌شده، بافت نرم به نحو مطلوبی به اعضاء داخلی متصل‌شده و شکل کامل خارجی پا را تشکیل می‌دهد؛ ضمناً برای ایجاد استحکام بافت نرم خارجی از زردپی در مدل استفاده‌شده‌است. مدل قابلیت تطبیق جهت ورود اطلاعات گستره وسیعی از افراد با مشکلات گوناگون حرکتی را داراست. مدل از ۲۵۰۴۲۳ المان و۳۹۰۲۳۴ گره و ۱۲۹۷۷۷۲ درجه آزادی تشکیل شده و برای ایجاد آن‌ها ۵ مرحله بهینه‌سازی و ۱۰ مرحله تمرکز سطحی بکار رفته است.

یافته‌ها

با توجه به معیارهای طراحی و بهینه‌سازی ارتوز مچ‌پا از روش و محاسبات مختلف در مورد کفی‌هایی با ضخامت و جنس مختلف، کفی با ضخامت ۸ میلیمتر که شامل دو جنس (Poron L24 , Poron L32) طراحی‌شده و این کفی بر روی ارتوز مچ‌پا قرار می‌گیرد.

این کفی مانع ایجاد تنش نامطلوب در قسمت‌های مختلف خواهدشد و مانع آسیب دیدن بافت نرم، استخوان و غضروف‌ها خواهدشد. در جدول ۴ به بررسی میزان تنش‌های ایجادشده در استخوان‌ها بعد از استفاده از کفی ارتوز پرداخته شده‌است. این کفی در حقیقت تنش ایجادشده بر اثر راه‌رفتن را به نحو مطلوبی کاهش‌داده‌است.

جدول۴: مقایسه تنش محاسبه‌شده در استخوان‌ها با استفاده از کفی و بدون استفاده از کفی و درصد اختلاف آن‌ها.

استخوان	حداکثر تنش ون‌مایزز(MPa)		
	همراه کفی	بدون کفی	درصد اختلاف
Talus	۵.۹۰	۵.۹۰	۰
Calcaneus	۳.۲۸	۳.۹۳	-۱۶.۵۳۹
Navicular	۲.۸۸	۴.۶۳	-۳۷.۷۹۶
Cuboid	۲.۱۸	۲.۰۱	۸.۴۵۷۷
Medial Cuneiform	۴.۳۵	۴.۶۳	-۶.۴۵۱
Intermediate Cuneiform	۱.۲۳	۱.۰۷	۱۳.۰۰۸
Lateral Cuneiform	۲.۶۲	۲.۶۲	_
1st Metatarsal	۲.۴۹	۳.۶۰	-۳۰.۸۳۳
2nd Metatarsal	۲.۸۸	۲.۴۹	۱۵.۶۶۲
3rd Metatarsal	۳.۹۴	۴.۵۹	-۱۴.۱۶۱
4th Metatarsal	۲.۸۰	۳.۲۷	-۱۴.۳۷۳۰
5th Metatarsal	۲.۱۶	۲.۵۹	-۱۶.۶۰۲۳
1st Toe	۱.۰۶	۱.۰۳	۲.۱۲۶
2nd Toe	۰.۸۲	۱.۰۶	-۲۲.۶۴۱۵
3rd Toe	۰.۶۵	۱.۳۱	۵۰.۳۸۱
4th Toe	۰.۹۳	۰.۸۶	-۸.۱۳۹۵
5th Toe	۰.۹۸	۰.۷۵	۳۰.۶۶۷

با توجه به نتایج بالا می‌توان به این نکته نیز اشاره‌کرد که تنش‌های ایجادشده نیز به تنش‌های یک فرد سالم نزدیک شده‌است. در شکل ۹ الف و ب به ترتیب توزیع تنش ایجاد شده در کف پا بدون کفی و بعد از استفاده از کفی مشاهده می‌شود. با استفاده از کفی توزیع تنش در کف پا گسترده شده و از تمرکز تنش با توجه به منحنی خاص طراحی شده برای کفی کاسته شده تا مانع از آسیب به بافت نرم و اعضاء داخلی پا شود.

لازم به توضیح است که در شکل نقاط تیره دارای تنش یکسان نیستند. مقایسه شکل ۹ الف و ب آشکار می‌سازد که با استفاده از کفی میزان تنش در کف پای بیمار در حدود ۷۲.۵۶ درصد کاهش یافته‌است. از طرفی همزمان با

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-12]

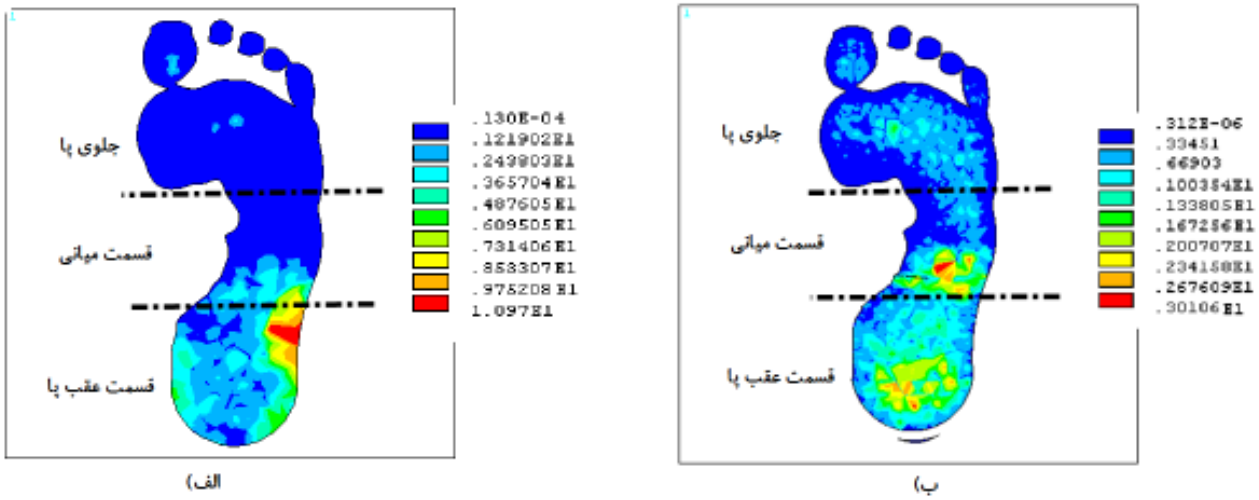
کاهش میزان تنش در کف پای بیمار، توزیع تنش یکنواخت‌تر شده‌است. همانطور که در شکل ۹ مشاهده می‌شود استفاده از کفی هم بر روی مقدار بیشنه تنش تاثیرگذار است و هم باعث جابجایی محل اعمال تنش می‌گردد. در هنگامی که از کفی استفاده نمی‌شود، ملاحظه می‌شود که بیشترین مقدار تنش در قسمت عقب پا ایجاد می‌شود و تنش بیشینه در یک سوم کف پا متمرکز شده‌است که این موضوع باعث آسیب‌رساندن به پوست و بافت نرم در کف پای بیماران می‌شود. ولی در هنگام استفاده از کفی توزیع تنش در کف پای بیمار یکنواخت‌تر نسبت به حالت بدون کفی می‌باشد و این موضوع احتمال ایجاد زخم در کف پای بیمار را کاهش می‌دهد زیرا گرادیان تنش یا اختلاف تنش وارد به بافت کف پا نسبت به حالت بدون کفی بسیار کمتر شده‌است. از سوی دیگر با استفاده از کفی همانطور که مشاهده می‌شود تنش به جای تمرکز در ناحیه یک سوم انتهایی کف پا در سه ناحیه جلو و میانی و پشت پا به طور یکنواخت‌تری وجود دارد.

نتیجه‌گیری

از مدل فوق می‌توان در طراحی کفی مناسب برای بیماران دچار اختلالات حرکتی با توجه به اطلاعات سینتیکی اختصاصی مربوط به هر بیمار، استفاده نمود. اضافه‌کردن استخوان‌های متصل به بالای مچ به مدل ارائه‌شده امکان بررسی سایر ارتوزهای بالای زانو را نیز فراهم خواهدکرد.

ساخت مدل هندسی از روی عکس‌های ام‌آرآی و استفاده از فشارسنج در کف پای بیمار برای اندازه‌گیری حرکت استفاده از سیکل فوق در طراحی کفی به ما این امکان را می‌دهد که بتوان میزان تنش را دقیق‌تر محاسبه نمود.

از نتایج جالب توجه این تحقیق آن است که استفاده از کفی نه تنها حداکثر تنش را در کف پای بیمار به میزان ۷۲.۵۶ درصد نسبت به پای برهنه کاهش می‌دهد بلکه محل گرادیان تنش، میزان گرادیان و سطح ناحیه‌ای که حداکثر تنش در آن وجوددارد را نیز کاهش می‌دهد. از آنجایی که اندازه و گرادیان تنش در کف پای بیماران ارتباط مستقیمی با نیروهای موجود در کف پای فرد بیمار در طول زمان دارد از نکات قوت این تحقیق استفاده از صفحه شتاب سنج و اندازه‌گیری و اعمال فشار وارد بر کف پای بیمار در طول محاسبه مدل به صورت پیوسته می‌باشد.



شکل ۹: توزیع تنش ون مایزز در کف پای بیمار الف) بدون استفاده از کفی ب)با استفاده از کفی.

منابع

1. Godesta AC; Beaugonin M; Haug E; Taylor M; Gregson PJ .Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. Journal of Biomechanics, 35(2): 267–275, 2002.

2. Cheung JT; Zhang M; “Parametric design of pressure-elieving foot orthosis using statistics-based finite element method. Medical Engineering & Physics, 30(3): 269-77, 2007.

3. Checa-Esteban S; New AMR .Simulation of a knee implanted with an interpositional spacer

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-12]

during a gait cycle using explicit finite element analysis. In, 5th World Congress of Biomechanics, Munich, Germany, 19 Jul - 04 Aug 2006. Germany,
4. Cheung G; Zalzal P; Bhandari M; Spelt jk; Papini M .Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. Medical Engineering & Physics, 26(2): 93-108, 2004.
5. Patil KM; Braak LH; Huson A .Analysis of stresses in two-dimensional models of normal and neuropathic feet. Medical and Biological Engineering and Computing, 34(4): 280-284, 1996.
6. Nakamura S; Crowninshield; RD; Cooper RR .An analysis of soft tissue loading in the foot a preliminary report. Bulletin of Prosthetics Research, 18: 27–34, 1981.
7. Heung JTM; Zhang M; Leung A; Fan YB .Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. Journal of Biomechanics, 38(5): 1045-1054, 2005.
8. Gefen A; Megido-Ravid M; Itzchak Y; Arcan M .Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure during Gait: A Basic Tool for Clinical Applications. Journal of Biomechanical Engineering, 122(6): 630-639, 2000.
9. Goske S; Erdemir A; Petre M; Budhabhatti S; Cavanagh P; Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. Journal of Biomechanics, 39(13): 2363-2370, 2006.
10. Jacob S; Patil K M; Braak L H; Huson A .Stresses in a 3D two arch model of a normal human foot. Mechanics Research Communications, 23(4): 387-393, 1996.
11. Hsu YC; Gung YW; Shih SH; Feng CK; Wei SH; Yu ch; Chen ch. Using an Optimization Approach to Design an Insole for Lowering Plantar Fascia Stress—a Finite Element Study. Annals of Biomedical Engineering, 36(8): 1345–1352, 2008.
12. 3d-doctor software. 2009. (Online). Available at: http://www.ablesw.com/3d-doctor/ (Accessed 19 Janury 2009).
13. ANSYS software. 2009. (Online). Available at: http://www.ansys.com/ (Accessed 19 Janury 2009).
14. Athanasiou KA; Liu GT; Lavery LA; Lanctot DR; Schenck C .Biomechanical topography of humanrticularcartilage in the first metatarsophalangeal joint. Clinical Orthopaedics and Related Research, 348: 269–281, 1998.
15. Lemmon D; Shiang TY; Hashmi A; Ulbrecht JS; Cavanagh PR .The effect of insoles in therapeutic footwear- a finite element approach. Journal of Biomechanics, 30: 615–620, 1997.
16. Siegler S; Block J; Schneck CD .The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. Foot & Ankle, 8: 234–2421, 1988.
17. Wright DG; Rennels DC .Study of the elastic properties of plantar fascia. The Journal of Bone and Joint Surgery, 46: 482–492, 1964.
18. BioWare software. 2008. (Online). Available at:http://www.johnmorris.com.au/ssl/store/zcust_displayproduct.asp?id=96602 (Accessed 10 April 2008).
19. Vaughan K; 2008; Kistler document (Online). Available at: http://isbweb.org/software/movanal/vaughan/kistler.pdf (Accessed April, 2008).
20. Zhang M; Mak AF .In vivo skin frictional properties. Prosthetics & Orthotics International, 23: 135–41, 1999.

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-12]