

مدل سازی برهم کنش ارتوز و کفی با بافت نرم، استخوان ها، غضروف ها و تاندوم ها در بیماری راه رفتن اسبی به روش اجزای محدود برای کاهش تنش در پای بیمار

نیما جمشیدی^۱؛ حسن حنیفه^۲، مصطفی رستمی^۳، سیامک نجاریان^۴

^۱استادیار، دانشگاه اصفهان، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی، ^۲کارشناس ارشد بیومکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم تحقیقات، ^۳دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ^۴استاد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر.

*نویسنده پاسخگو: Email: nima_jamshidi@yahoo.com

چکیده

مقدمه: در این مطالعه، مدل سه بعدی اجزای محدود راه رفتن به کمک ارتوز و با توجه به اطلاعات سینتیکی بیماران نوروپاتییک مبتلا به راه رفتن اسبی برای بهینه سازی عملکرد ارتوز مچ پا از طریق کمینه کردن تنش در کف پای بیماران، اجرا شده است.

مواد و روش ها: داده های سینتیکی مورد نیاز برای مدل از ثبت اطلاعات حرکتی بیمار توسط صفحه ی سنجش نیروی عکس العمل زمین و آنالیز آن توسط نرم افزار بیوور بدست آمده است.

یافته ها: در این مدل سازی میزان تنش انتقال یافته به بافت نرم و استخوان ها در حین فاز استنس، در راه رفتن بیمار محاسبه و سپس تغییرات تنش در مفاصل، با در نظر گرفتن اثر ارتوز بررسی شده است. برخلاف تحقیقات قبلی، در این مدل تاثیر نقش ارتوز بر روی تنش تولیدی در استخوان ها و بافت نرم به صورت دینامیکی و پیوسته با زمان مدل سازی شده و همچنین تنش های تماسی بین کفی ارتوز و مچ پا در مدل سازی محاسبه شده است.

بحث: کاهش تنش های تولیدی در کفی می تواند عملکرد ارتوز مچ پا را در راه رفتن غیرنرمال بهبود بخشیده و بهینه ترین کفی براساس اطلاعات فردی بیماران طراحی یا انتخاب گردد.

کلید واژه: راه رفتن اسبی، مدل سازی بیومکانیکی، تحلیل تنش، شبیه سازی.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۰/۶/۲۲

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۰/۹/۲۰

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 یا 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 می‌شوند.

ارتوز می‌چ پای 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 به‌طور خارجی به ماهیچه‌ی ساق پا متصل می‌شود. ارتوز می‌چ پای 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 (۵۶) و سه‌بعدی (۷-۱۰) 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 صورت گرفته، 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 وارد گردیده‌است

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 اعضا پا پرداخته می‌شود. برخلاف تحقیقات قبلی، مدل‌سازی ارتوز می‌چ پای به صورت کاملاً دقیق از روی تصاویر حاصل از ام‌آر‌آی پای یک بیمار و با در نظر گرفتن تمام جزییات شامل مفاصل، ماهیچه‌ها و غضروف‌ها مدل‌سازی شده‌است و عملکرد ارتوز می‌چ پای با استفاده از اطلاعات حاصل از صفحات سنجش نیرو در حین راه‌رفتن غیرطبیعی به‌طور کمی بررسی شده‌است.

در این رهیافت، سعی شده‌است 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 اشاره کرد. 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

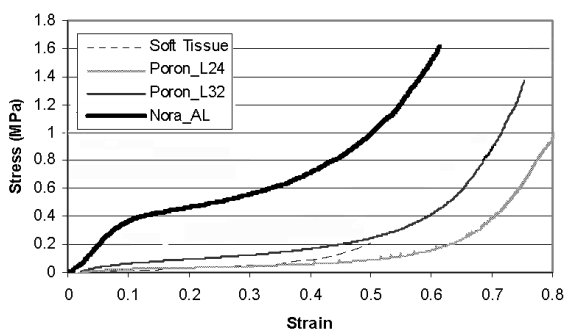
برای بررسی تنش و فشار وارده بر پای بیمار مبتلا به افتادگی پا بر اثر ضایعات نخاعی درجه دو از ارتوزهای متداول می‌چ پای استفاده گردید، هندسه مدل سه بعدی اجزاء محدود براساس عکس‌های ام‌آر‌آی مطابق اندازه و آناتومی واقعی پا ایجاد شده‌است. به کمک نرم‌افزار 3D-Doctor (۱۲) حجم‌های شامل استخوان و بافت نرم مدل 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.

اجزاء مدل

۲۶ استخوان پا در مدل با اندازه و جزییات 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

به استخوان ها و غضروف ها خواص مواد الاستیک، خطی و یکنواخت نسبت داده شده است. برای رباط ها و زردپی از مدل مواد الاستیک خطی که تنها قادر به تحمل نیروی کششی هستند استفاده شده است. از ماده های پیرالاستیک غیرخطی و یکنواخت برای مدل سازی خصوصیات بافت نرم و از مواد های پیرالاستیک با رفتار غیرخطی برای مدل سازی خواص مکانیکی کفی استفاده شده است. در جدول ۱ خصوصیات و نوع المان بکار رفته بیان شده است. در جدول ۲ مقادیر مدول الاستیسیته، ضریب پواسون و مرجع بکار رفته در مدل اجزاء محدود بیان شده است. در جدول ۲ مراجع به شرح زیر می باشد: در مدل خواص مکانیکی مربوط به جنس استخوان ها، غضروف ها، بافت نرم، رباط ها، 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 شده است.

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



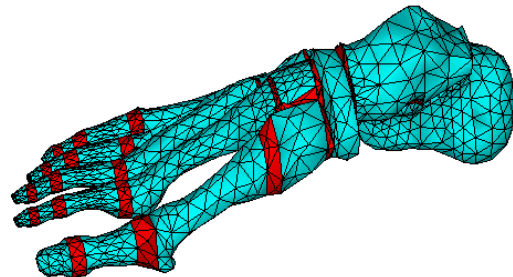
شکل ۴: منحنی تنش-کرنش مدل هایپرالاستیک استفاده شده برای بافت نرم و سه لایه مختلف کفی استاندارد (۴).

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

نام المان	تعداد گره	نوع محاسبات
SOLID168	۱۰	مدل سازی سه بعدی تنش سازه ای
LINK10	۲	مدل سازی سه بعدی کشش و فشار
TARGE170	۸	مدل سازی سه بعدی تنش سازه ای
CONTA174	۸	مدل سازی سه بعدی تماس سطوح

جهت مدل سازی اجزای محدود استخوان ها، غضروف ها، بافت نرم ارتوز و کفی در نرم افزار از المان های ۱۰ گره ای SOLID 168 استفاده شده است. برای مدل سازی مربوط

شده اند. ۱۱۰ رباط و زردپی به صورت نوارهایی برای پیوند استخوان ها و ایجاد استحکام بافت نرم در مدل وجود دارد. بافت نرم به استخوان ها چسبیده و شکل ظاهری پا را تشکیل می دهد. هندسه و مدل مش بندی شده استخوان ها و غضروف ها در شکل ۱ نشان داده شده است.



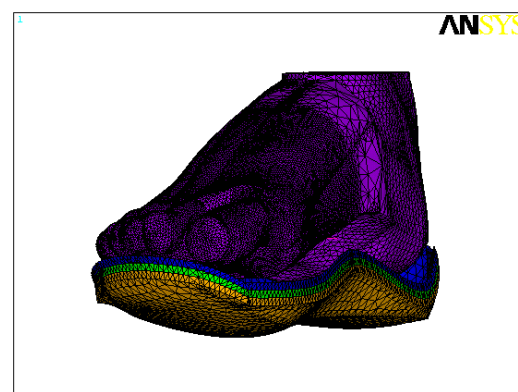
شکل ۱: مدل اجزاء محدود استخوان ها و غضروف ها.

کفی ارتوز، براساس منحنی یک کفی استاندارد شامل سه لایه با ضخامت متغیر در شکل ۲ نشان داده شده است.



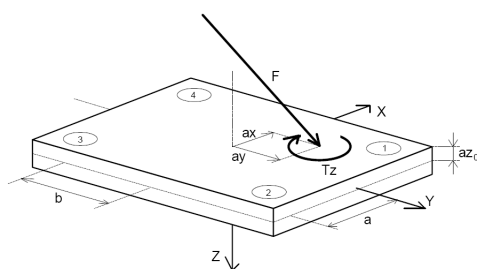
شکل ۲: کفی سه لایه ارتوز با ضخامت متغیر، براساس منحنی یک کفی استاندارد.

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

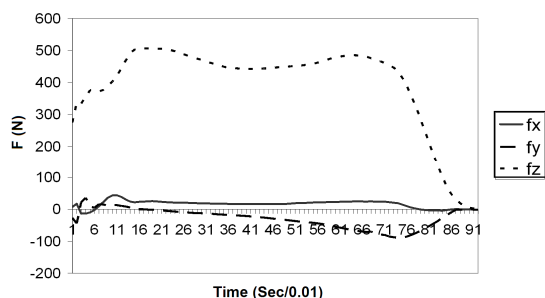


شکل ۳: مدل کامل اجزاء محدود حل شده به همراه بافت نرم و کفی استاندارد.

خواص مکانیکی

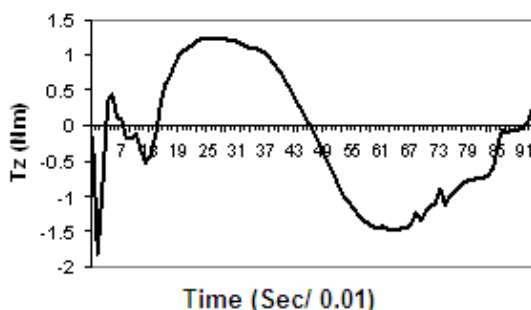


شکل ۵: تصویر شماتیک سیستم مختصات کیستلر (۱۹)



شکل ۶: نیروهای اندازه‌گیری شده در سه راستا توسط صفحه 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 راه رفتن از روی اطلاعات کلینیکی خواهد شد.



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

تعریف تماس

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

جدول ۲: خصوصیات مواد برای مدل اجزاء محدود.

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

E مدول الاستیسیته، ν ضریب پواسون

شرایط مرزی

برای بررسی شرایط مرزی از نظر دینامیکی فاز برخورد پا با زمین در حین راه رفتن مطالعه شده‌است. نیروهای ایجاد شده 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 ثابت گرفتن پا و اعمال بار از طریق برخورد کفی به پا مدل‌سازی صورت گرفته‌است. در مطالعه‌ی حاضر پارامترهای صفحه سنجش نیروی عکس‌العمل زمین با مؤلفه‌های متغیر حوزه‌ی زمان با استفاده از صفحه نیروسنج با ابعاد $400 \times 600 \text{ mm}$ (Model 9286AA, Kistler Group, Winterthur, Switserland) مجهز به سنسورهای پیزوالکتریک، مطالعه شده‌است. داده‌ها با نرخ 1KHz نمونه‌برداری شده و از نرم‌افزار BIOWARE مناسب و مرتبط برای آنالیز داده‌ها استفاده شده‌است (۱۸). همان‌طور که در شکل ۵ نشان داده شده نیروی عمودی در سیستم مختصات کیستلر محاسبه شده‌است، البته با این شرط که جهت قدم‌زدن در جهت محور Y مثبت 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.

ضخامت، جنس ارتوز مچ پا با داشتن مقادیر مختلف تنش، کرنش بر هر گره یا هر عضو، امکان پذیر است. طراحی کفی بهبود یافته با ایجاد بستری مناسب برای بافت نرم در کف ارتوز از زخم ها و صدمات احتمالی جلوگیری می کند و مانع از آسیب دیدن غضروف ها، سایش استخوان ها یا تغییر شکل پا بر اثر نیروهای اعمال شده می گردد.

ارزشیابی مدل

برای بررسی صحت مقادیر محاسبه شده توسط مدل به مقایسه ای با تحقیقات قبلی در این زمینه پرداخته شده است. البته آنچه که در مقالات مختلف مورد بررسی قرار گرفته تحلیل های استاتیکی است همان طور که اشاره شد در حین راه رفتن مقدار و راستای نیروها تغییر می کند. درستون اول جدول ۳ اطلاعات تنش های ستون اول از چپ، نیروهای اعمال شده در سه موقعیت ضربه پاشنه، ایستاده بر پا و هنگام بلند شدن بر پنجه در مورد یک فرد سالم بطور استاتیکی از مرجع (۷) آورده شده است.

جدول ۳: مقایسه ای بین حداکثر تنش بدست آمده در

استخوان ها و مرجع (۷).

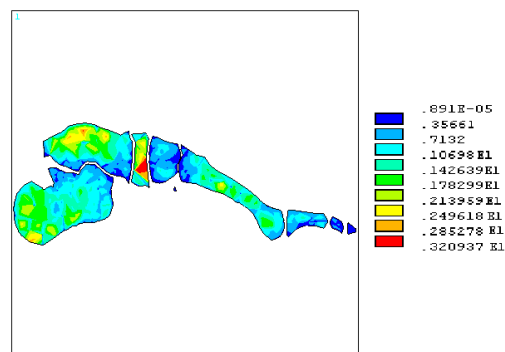
استخوان	حداکثر تنش ون مایرز (MPa)	
	نتایج حاصل از مدل	مرجع (۷)
Talus	۵.۹۰	۲.۸۹
Calcaneus	۳.۹۳	۳.۹۴
Navicular	۴.۶۳	۱.۴۷
Cuboid	۲.۰۱	۱.۵۸
Medial Cuneiform	۴.۶۳	۰.۶۳
Intermediate Cuneiform	۱.۰۷	۱.۴۲
Lateral Cuneiform	۲.۶۲	۲.۲۲
1st Metatarsal	۳.۶۰	۲.۳۰
2nd Metatarsal	۲.۴۹	۴.۴۷
3rd Metatarsal	۴.۵۹	۷.۹۴
4th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

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

صفحه سنجش نیروی عکس العمل زمین، نیروی اصطکاک ایجاد شده بر اثر برخورد پا در حین راه رفتن را نیز اندازه گیری می کند. در مدل اجزاء محدود، ضریب متوسط اصطکاک دینامیکی را برابر ۰.۱۲۳ و ضریب اصطکاک استاتیکی برابر ۰.۶ در نظر گرفته شده است (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 راه رفتن است. یکی از مناسب ترین روش های بررسی همه اجزاء داخلی پا در هنگام راه رفتن، شبیه سازی به روش اجزاء محدود است. امروزه امکان بررسی تمامی اجزاء داخلی پا مانند ماهیچه ها، استخوان ها، غضروف ها و ... از نظر تنش تولید شده در اعضا، در هنگام راه رفتن بدون استفاده از ابزار شبیه سازی وجود ندارد. معیار اصلی در این پژوهش کاهش تنش نامطلوب ایجاد شده در تمامی اجزاء داخلی پا از جمله 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 تنش های ایجاد شده را در اجزاء داخلی پا در مقطعی در راستای انگشت دوم پا هنگام راه رفتن فرد بدون کفی نمایش می دهد. تنش های ایجاد شده در مقاطع گوناگون قابل بررسی هستند و می توانند با توجه به شرایط زمانی و موقعیت پا در حین راه رفتن از روی مدل محاسبه گردد.



شکل ۸: تنش ون مایرز ایجاد شده اجزاء داخلی شامل استخوان ها در حین راه رفتن (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،

این کفی مانع ایجاد تنش نامطلوب در قسمت‌های مختلف خواهد شد و مانع آسیب دیدن بافت نرم، استخوان و غضروف‌ها خواهد شد. در جدول ۴ به بررسی میزان تنش‌های ایجاد شده در استخوان‌ها بعد از استفاده از کفی ارتوز پرداخته شده است. این کفی در حقیقت تنش ایجاد شده بر اثر راه رفتن را به نحو مطلوبی کاهش داده است.

جدول ۴: مقایسه تنش محاسبه شده در استخوان‌ها با استفاده از کفی و بدون استفاده از کفی و درصد اختلاف آن‌ها.

استخوان	حداکثر تنش و ن‌مایز (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 اشاره کرد که تنش‌های ایجاد شده نیز به تنش‌های یک فرد سالم نزدیک شده است. 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 یافته است. از طرفی همزمان با

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

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

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

در مدل ارائه شده، با در نظر گرفتن نقش غضروف، رباط‌ها و بافت نرم، و با حذف برخورد و ضربه بین استخوان‌ها میزان تنش محاسبه شده نسبت به مدل‌های قبلی به واقعیت نزدیک‌تر خواهد شد.

امکانات مدل و روش تحلیل

مزیت این مدل اجزاء محدود، شبیه‌سازی کاملاً نزدیک به شرایط واقعی آناتومیک، 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 ارائه شده، بافت نرم به نحو مطلوبی به اعضاء داخلی متصل شده و شکل کامل خارجی پا را تشکیل می‌دهد؛ ضمناً برای ایجاد استحکام بافت نرم خارجی از زردپی در مدل استفاده شده است. مدل قابلیت تطبیق جهت ورود اطلاعات گسترده وسیعی از افراد با مشکلات گوناگون حرکتی را داراست. مدل از ۲۵۰۴۲۳ المان و ۳۹۰۲۳۴ گره و ۱۲۹۷۷۷۲ درجه آزادی تشکیل شده و برای ایجاد آن‌ها ۵ مرحله بهینه‌سازی و ۱۰ مرحله تمرکز سطحی بکار رفته است.

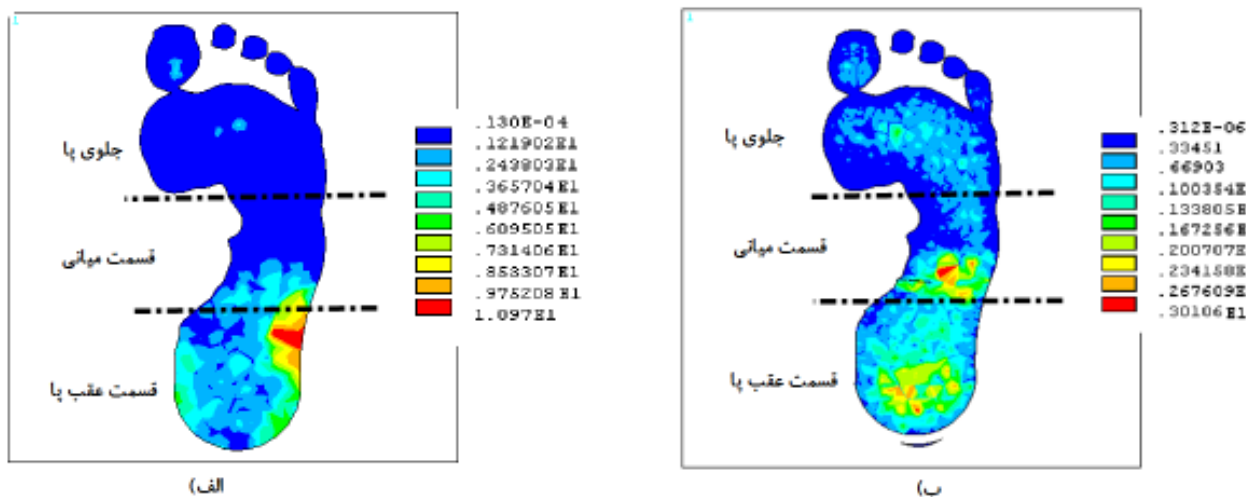
یافته‌ها

با توجه به معیارهای طراحی و بهینه‌سازی ارتوز مچ پا 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) طراحی شده و این کفی بر روی ارتوز مچ پا قرار می‌گیرد.

از مدل فوق می توان در طراحی کفی مناسب برای بیماران دچار اختلالات حرکتی با توجه به اطلاعات سینتیکی اختصاصی مربوط به هر بیمار، استفاده نمود. اضافه کردن استخوان های متصل به بالای میچ به مدل ارائه شده امکان بررسی سایر ارتوزهای بالای زانو را نیز فراهم خواهد کرد. ساخت مدل هندسی از روی عکس های ام آر آی و استفاده از فشارسنج در کف پای بیمار برای اندازه گیری حرکت استفاده از سیکل فوق در طراحی کفی به ما این امکان را می دهد که بتوان میزان تنش را دقیق تر 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 می دهد بلکه محل گرادیان تنش، میزان گرادیان و سطح ناحیه ای که حداکثر تنش در آن وجود دارد را نیز کاهش می دهد. 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 اندازه گیری و اعمال فشار وارد بر کف پای بیمار در طول محاسبه مدل به صورت پیوسته می باشد.

کاهش میزان تنش در کف پای بیمار، توزیع تنش یکنواخت تر شده است. همانطور که در شکل ۹ مشاهده می شود استفاده از کفی هم بر روی مقدار بیشینه تنش تاثیرگذار است و هم باعث جابجایی محل اعمال تنش می گردد. در هنگامی که از کفی استفاده نمی شود، ملاحظه می شود که بیشترین مقدار تنش در قسمت عقب پا ایجاد می شود و تنش بیشینه در یک سوم کف پا متمرکز شده است که این موضوع باعث آسیب رساندن به پوست و بافت نرم در کف پای بیماران می شود. ولی در هنگام استفاده از کفی توزیع تنش در کف پای بیمار یکنواخت تر نسبت به حالت بدون کفی می باشد و این موضوع احتمال ایجاد زخم در کف پای بیمار را کاهش می دهد زیرا گرادیان تنش یا اختلاف تنش وارد به بافت کف پا نسبت به حالت بدون کفی بسیار کمتر شده است. از سوی دیگر با استفاده از کفی همانطور که مشاهده می شود تنش به جای تمرکز در ناحیه یک سوم انتهایی کف پا در سه ناحیه جلو و میانی و پشت پا به طور یکنواخت تری وجود دارد.

نتیجه گیری



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

منابع

- 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.
- Cheung JT; Zhang M; "Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method. Medical Engineering & Physics, 30(3): 269-77, 2007.
- Checa-Esteban S; New AMR. Simulation of a knee implanted with an interpositional spacer

- 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; Itzhak 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 human articular cartilage 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: 234-242, 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.