



تحلیل اجزای محدود و مقایسه توزیع تنش در یک نمونه‌ی مفصل زانوی پرانتری قبل و بعد از انجام عمل مجازی استئوتومی

هادی نیک بخت^۱، سید یوسف احمدی بروغنی^{۲*}، وحید اربابی^۳

۱. دانشجوی دکتری گروه مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران
۲. استاد گروه مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران
۳. استادیار گروه مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

مقاله پژوهشی

دریافت ۱۳ مرداد ۱۴۰۱؛ پذیرش ۲۳ اردیبهشت ۱۴۰۲

واژگان کلیدی

زانوی پرانتری

مفصل زانو

استئوتومی گوه بسته

تحلیل اجزای محدود

چکیده

زمینه و هدف: در یک زانوی پرانتری تعادل بار در دو طرف مفصل زانو به هم خورده و تنش وارده به قسمت داخلی مفصل بیشتر از مقدار آن در مقایسه با یک پای سالم است. معمول ترین نوع جراحی برای ایجاد تعادل در بار مفصل، جراحی موسوم به استئوتومی قسمت بالای تیبیا است. روش بررسی: در این مطالعه، مدل سه بعدی برای یک نمونه‌ی مفصل زانوی پرانتری از روی تصاویر ام آر آی تولید شده است. سپس مدل نمونه‌ی دوم برای همان مفصل بعد از انجام عمل مجازی استئوتومی گوه بسته، تولید شده است. برای وضعیت ایستادن معمولی، پس از بارگذاری و حل مسأله، وضعیت توزیع تنش در منیسک و غضروف‌های مفصل با استفاده از روش اجزای محدود برای هر دو حالت به دست آمده است.

یافته‌ها: نتایج نشان می‌دهد که مقادیر حداکثر تنش فون میسز (حداکثر اعوجاج) و نیز فشار تماسی برای زانوی پرانتری مقادیر بسیار بالاتری نسبت به پای عمل شده دارد. حداکثر فشار تماسی، تحت یک بار ۴۰۰ نیوتنی که بر انتهای بالایی سر استخوان فمور وارد شده، برای زانوی پرانتری قبل از عمل ۷/۸۲۱ مگاپاسکال در منیسک داخلی و برای زانوی عمل شده ۴/۰۹۹ مگاپاسکال و در منیسک خارجی به دست آمد. همچنین حداکثر تنش فون میسز برای قبل و بعد عمل به ترتیب ۶/۵۰۱ و ۳/۴۸۸ مگاپاسکال بود که هر دو در منیسک داخلی دیده شدند. نتیجه‌گیری: پس از شبیه‌سازی و تحلیل اجزای محدود، نتایج توزیع تنش نشان داد که تنش‌ها پس از عمل، توزیع مناسب‌تری پیدا می‌کنند و به مقادیر یک پای سالم نزدیک‌تر می‌شوند.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۵۱۶۳۵۳۰۴

✉ پست الکترونیکی: syahmadi@birjand.ac.ir

شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/RSR.2023.26650.1650

مقدمه

زانو به‌عنوان بزرگترین مفصل بدن، یک مفصل پیچیده و از انواع مفاصل لولایی است. عملکرد توأمان تحمل و انتقال وزن بدن باعث وارد شدن تنش‌های زیادی بر این مفصل می‌شود (فلوید و تامسون، ۲۰۰۱). به علت فشار نسبتاً زیادی که در موقع راه‌رفتن، دویدن و پریدن بر زانو وارد می‌شود، بیش از دیگر مفصل‌های بدن آسیب‌پذیر است (اعلمی هرندی، ۲۰۰۳: ۱۹۰-۱۸۴). بار یا تنش وارده بر مفصل زانو توسط چهار عامل تعیین می‌شود که شامل وزن فرد، مرکز گرانش بدن، ساختمان عضلانی و راستای مفصل زانو است. در حالت عادی وقتی فرد سرپا مستقیم می‌ایستد و میج پاهای او را به هم می‌چسباند، زانوها هم در کنار یکدیگر قرار گرفته و فاصله کمی با هم دارند. در برخی افراد این فاصله زیاد می‌شود و به نظر می‌رسد کل اندام‌های تحتانی چپ و راست به‌صورت دو پرانتز در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند که این وضعیت را زانوی پرانتزی نام‌گذاری می‌کنند (میسلین و همکاران، ۲۰۰۵: ۲۷۲-۲۵۸). در زانوی طبیعی در حدود ۶۰ درصد نیروی وزن از قسمت داخلی^۱ زانو و ۴۰ درصد از قسمت خارجی^۲ عبور می‌کند (رضایی‌زاده، ۲۰۰۵: ۸۴-۷۷). اما در پاهای پرانتزی عدم تعادل بار در دو طرف مفصل منجر به وارد شدن تنش بیشتری به قسمت داخلی مفصل و متعاقباً درد در قسمت داخلی زانو می‌شود. این عارضه در بسیاری اوقات پیش‌رونده بوده و به تدریج شدت سائیدگی و درد بیشتر شده و ممکن است تمام مفصل زانو درگیر این عارضه شود. معمول‌ترین نوع جراحی برای درمان زانوی پرانتزی، جراحی موسوم به استئوتومی قسمت بالای تیبیا^۳ است. در این جراحی، پزشک جراح بعد از برش پوست، استخوان تیبیا را در قسمت‌های بالای آن به‌طور کاملاً کنترل شده برش می‌دهد، یک قطعه گوه‌ای شکل از استخوان را برمی‌دارد و سپس دو قطعه بالا و پایین را در امتداد مناسب قرار می‌دهد. به‌طوری‌که در امتداد جدید، استخوان‌های فمور و تیبیا تقریباً در یک امتداد قرار بگیرند. سپس استخوان‌ها باید مدتی در این وضعیت بمانند تا به هم جوش بخورند (میسلین و همکاران، ۲۰۰۵).

روش تحلیل اجزای محدود^۴ می‌تواند ابزار مناسبی جهت محاسبه‌ی توزیع تنش و کرنش در مفصل زانو و مشاهده‌ی تأثیر تفاوت شکل هندسی و یا خواص مواد بر عملکرد مکانیکی مفصل باشد (وانگ و همکاران، ۲۰۱۴: ۴۴۷-۴۳۹). همچنین تنش و کرنش در بافت‌های مختلف مثل غضروف‌ها، منیسک‌ها و رباط‌های مفصل نیز در صورتی‌که مدل سه‌بعدی آنها ساخته شود، قابل محاسبه خواهد بود (پالی، ۲۰۰۵). پنی و همکاران (۲۰۰۵: ۵۰۵-۴۹۸) و بانه و همکاران (۲۰۱۲: ۶۰-۵۳) مدل سه‌بعدی اجزای محدود مفصل زانو را به منظور بررسی رفتار تماسی اجزای آن توسعه دادند و حداکثر فشار تماسی در غضروف‌ها را مقادیری بین ۲/۱۰ تا ۵/۸۳ مگاپاسکال گزارش کردند.

ایل‌بیگی و همکاران (۲۰۲۱: ۱۱-۱) با استفاده از روش اجزای محدود الگوی شکست سر فمور ۲۰ بیمار را در دو حالت واروس و والگوس با هم مقایسه کردند و نشان دادند که داده‌های هندسی اطلاعات دقیقی برای پیش‌بینی شکست سر فمور نمی‌دهد. دانگ و همکاران (۲۰۱۴: ۱۴۶۳-۱۴۵۲) نشان دادند که بافت‌های نرم‌تر مثل غضروف‌های فمور و تیبیا و منیسک‌ها بیشتر در معرض آسیب‌دیدگی تحت بارهای مفصل زانو هستند. دوناو و همکاران (۲۰۰۲: ۲۸۰-۲۷۳) مدل اجزای محدود زانوی انسان را برای مطالعه ناحیه تماس تیبیا-فمور تولید نمودند و پارامترهای مختلفی مثل حداکثر فشار، فشار متوسط، ناحیه تماس، نیروی تماس کلی و مختصات مرکز فشار را برای هر دو طرف داخلی و خارجی زانو محاسبه کردند. اوگدن و همکاران (۲۰۰۹: ۱۰۹-۱۰۱) تغییرات توزیع بار در مفصل زانو پس از انجام عمل استئوتومی و تفاوت دو روش گوه‌باز^۵ و گوه‌بسته^۶ را بررسی نمودند. در مطالعه آنها ۵ جفت زانو مربوط به تعدادی جسد تحت بارگذاری قرار گرفتند و توزیع بار در آنها اندازه‌گیری شد. تحت بارگذاری ۲۰۰۰ نیوتنی تفاوت دو شیوه‌ی عمل جراحی و تغییرات توزیع بار توسط سنسورها ثبت گردید. با مقایسه‌ی دو روش، آنها دریافتند که در برش ۵ درجه روش گوه‌بسته عملکرد بهتری در تنظیم بار بین دو سمت داخلی و خارجی مفصل ایجاد می‌کند. اما در برش ۱۰ درجه تفاوت چندانی بین دو روش مشاهده نکردند. تین کاروچاناکول و همکاران

4. Finite Element Analysis Method

5. Open Wedge

6. Closed wedge

1. Medial

2. Lateral

3. High Tibial Osteotomy

زانوی پرانتزی مطابق این تصاویر بخش‌بندی^۵ شد. با توجه به این که این مطالعه یک رویکرد مقایسه‌ای بین دو حالت قبل و بعد عمل را دنبال می‌کند و مسأله در شرایط استاتیکی حل می‌شود، به جهت کاهش زمان محاسبات، دانسیته و تراکم استخوانی در محاسبات ثابت در نظر گرفته شده است. مرحله‌ی بعد ساختن مدل سه‌بعدی مفصل پرانتزی پس از عمل استئوتومی است. بدین منظور با استفاده از تصویر رادیولوژی پای بیمار و بر اساس شیوه‌نامه‌ی تعریف شده در که در شکل ۱ هم نمایش داده شده (دونگ، سئونگ، ۲۰۱۲: ۶۹-۶۱)؛ اندازه‌ی زاویه‌ی برش لازم برای اصلاح انحراف این زانوی پرانتزی به دست می‌آید. روش کار مطابق شیوه‌نامه این‌گونه است که ابتدا روی سطح بالایی تیبیا در نمای روبه‌رو و از سمت داخلی زانو به سمت خارجی، نقطه‌ای به فاصله ۶۲/۵ درصدی طول لبه را مشخص می‌کنیم. سپس از مراکز مفاصل سر بالایی فمور^۶ و سر پایینی تیبیا^۷ خطوطی به این نقطه متصل می‌کنیم. اندازه‌ی زاویه‌ی بین این دو خط (خط‌چین‌های مشکی) میزان اصلاح لازم زانو را نشان می‌دهد. خطوط سبز رنگ مسیر برش استخوان برای جراحی را نشان می‌دهند. با دنبال کردن قواعد گفته شده، برای نمونه‌ی مفصل زانوی این تحقیق، زاویه اصلاح برابر ۴/۵ درجه به دست آمد (شکل ۲).

(۲۰۲۰: ۴۱۸-۴۰۹) توزیع تنش در مفصل زانو را در دو حالت زانوی سالم و زانوی مبتلا به آرتروز محاسبه و مقایسه کردند و تفاوت تنش در نواحی داخلی و خارجی مفصل را گزارش نمودند. تارنیتا و همکاران (۲۰۱۴: ۱۵۰-۱۴۷) با ایجاد تغییرات زاویه‌ی والگوس^۱ و واروس^۲ بین فمور و تیبیا تنش‌ها را بین اجزای مفصل محاسبه کردند و مقادیر را مقایسه نمودند. در مطالعه‌ی آنها تغییرات زاویه تا ۵ درجه در هر دو جهت اعمال شد و نتایج ثبت گردید. وانگ و همکاران (۲۰۱۴: ۴۴۷-۴۳۹) مدل‌های اجزای محدود مفصل زانو را برای دو وضعیت ایستاده و زانوی خم‌شده^۳ تولید نمودند و پس از بارگذاری، تنش در بافت‌های مختلف را در دو وضعیت با هم مقایسه نمودند. نیک‌بخت و همکاران (۲۰۲۲: ۱۶۰-۱۵۱) توزیع تنش در بافت‌های منیسک و غضروف دو نمونه زانوی سالم و پرانتزی را به کمک روش اجزای محدود مقایسه کردند و نشان دادند که حداکثر تنش‌ها در ناحیه‌ی داخلی یک زانوی پرانتزی در مقایسه با زانوی سالم بسیار بالاتر است که لزوم جراحی استئوتومی به منظور متعادل کردن بار را بیان می‌کند.

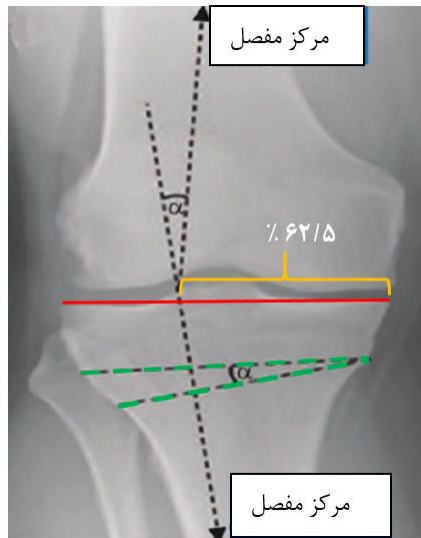
هدف اصلی این مطالعه، مقایسه‌ی توزیع تنش در منیسک‌ها و غضروف‌های مفصل زانو بین دو حالت پای پرانتزی قبل از عمل و همان پای پرانتزی پس از عمل مجازی استئوتومی مطابق با دستورالعمل جراحان ارتوپد، می‌باشد. مدل‌های اجزای محدود برای هر دو حالت ساخته و بارگذاری مکانیکی مفصل انجام گردیده است. برای تولید مدل‌های سه‌بعدی، از تصاویر ام‌آر‌آی استفاده گردیده است. همچنین خواص مکانیکی استخوان‌ها و بافت‌های نرم برای هر دو نمونه، یکسان انتخاب گردیده است. سپس با نتایج مربوط به زانوی سالم در مطالعات دیگر مقایسه شده است.

مواد و روش‌ها

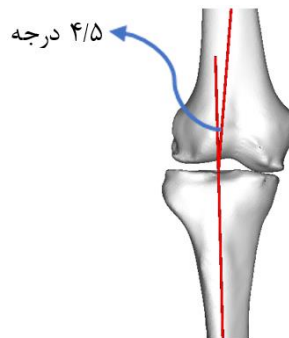
ابتدا تصاویر ام‌آر‌آی و رادیولوژی پایین‌تنه، مربوط به پای راست یک بیمار مرد ۷۱ ساله با وزن ۸۰ کیلوگرم، قد ۱۸۰ سانتی‌متر و شاخص توده‌ی بدنی ۲۴/۷ با مشکل پای پرانتزی تهیه گردید. در ادامه با استفاده از تصاویر ام‌آر‌آی و با کاربرد نرم‌افزار تجاری میمیکس^۴، مدل سه‌بعدی مفصل

5. Segmentation
6. Hip
7. Ankle

1. Valgus
2. Varus
3. Kneeling
4. MIMICS



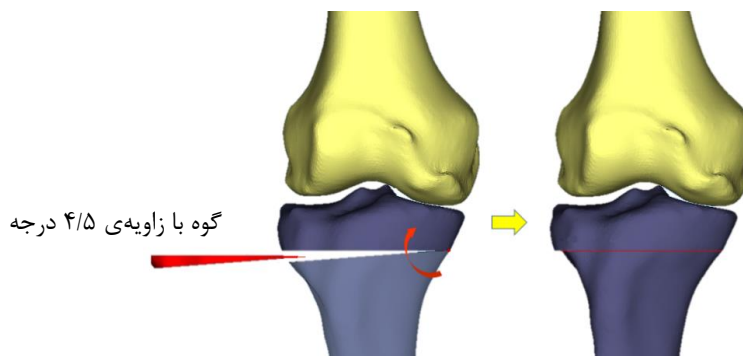
شکل ۱: نحوه‌ی تعیین میزان زاویه‌ی اصلاح زانو و مسیرهای برش روی تیبیا (دونگ و سئونگ، ۲۰۱۲)



شکل ۲: محاسبه‌ی زاویه اصلاح برای نمونه‌ی حاضر

می‌شوند و مدل سه بُعدی تیبیا پس از عمل طبق شیوه‌نامه ساخته می‌شود (دونگ و سئونگ، ۲۰۱۲).

در ادامه طبق روش استئوتومی گوه بسته، یک گوه با زاویه ۴/۵ درجه از تیبیا برش داده و برداشته می‌شود. سپس مانند شکل ۳ دو لبه‌ی تولید شده بر هم منطبق



شکل ۳: برش، برداشتن گوه و تولید مدل سه بُعدی زانو پس از عمل

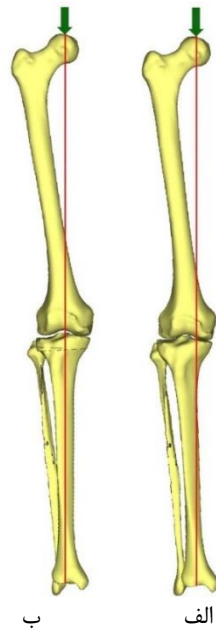
همان پا پس از عمل را نشان می‌دهد که نحوه‌ی اعمال یک بار ۴۰۰ نیوتنی (معادل نصف وزن بیمار) روی سر بالایی

به ترتیبی که گفته شد، مدل سه بُعدی زانوی پرنانتری و نمونه همان زانو پس از عمل استئوتومی گوه بسته ساخته شد. شکل ۴ مدل سه بُعدی ساخته شده برای پای پرنانتری و

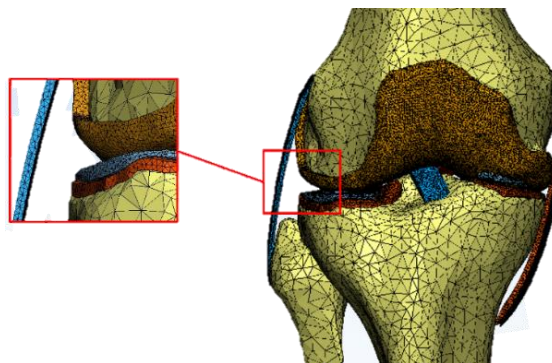
مدل‌ها، در ادامه صیقل کاری سطوح و مش‌بندی تمامی نمونه‌ها در نرم‌افزار تجاری تری‌متیک^۲ انجام گرفت. با تحلیل حساسیت مش، برای استخوان‌ها و بافت‌های نرم به ترتیب مش چهاروجهی با اندازه المان ۵ میلی‌متر و ۰/۸ میلی‌متر انتخاب گردید. شکل (۵) نمایی از مش‌بندی انجام شده برای مدل را به همراه بافت‌های نرم نشان می‌دهد.

فemor و در امتداد محور اعمال بار یا مکانیکال^۱ پایین تنه یا امتداد اعمال وزن، نیز در آن مشاهده می‌شود. به‌وضوح مشخص است که در نمونه‌ی بعد از عمل امتداد اعمال بار به مرکز مفصل نزدیک‌تر است.

در ادامه با استفاده از تصاویر ام‌آر‌آی همین بیمار و بخش‌بندی در نرم‌افزار میمیکس، نمونه‌ی هندسی سه‌بعدی بافت‌های نرم مانند غضروف‌ها، منیسک‌ها و رباط‌های جانبی و صلیبی نیز ساخته و اضافه شد. پس از کامل شدن اجزای



شکل ۴: مدل پای پرنانتری و امتداد اعمال بار
الف) قبل از عمل ب) بعد از عمل



شکل ۵: نمونه‌ی مش‌بندی (نمونه‌ی مفصل قبل عمل)

مرجع (تین کاروچاناکول و همکاران، ۲۰۲۰) در نظر گرفته شد.

تمامی استخوان‌ها، غضروف‌ها، منیسک‌ها و رباط‌ها، الاستیک خطی، همسان‌گرد و همگن در نظر گرفته شد که ضریب کشسانی و ضریب پواسون آنها مطابق جدول ۱ و

جدول ۱: خواص مکانیکی استخوان‌ها و بافت‌های نرم

ضریب پواسون	ضریب کشسانی (مگاپاسکال)	بافت
۰/۳	۱۸۶۰۰	استخوان فمور
۰/۳	۱۲۵۰۰	استخوان‌های تیبیا و فیبولا (نازکنی)
۰/۴۹	۱۲	غضروف‌ها
۰/۴۹	۵۹	منیسک‌ها
۰/۴۹	۱۰	رباط‌ها

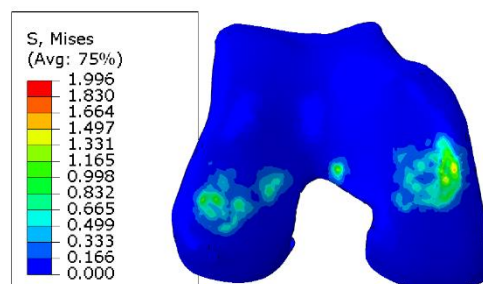
تاندون کشکک به دلیل نقش کمتر آنها در وضعیت ایستادن ساده، در مدل‌سازی و تحلیل در نظر گرفته نشدند. تمامی شبیه‌سازی‌ها و محاسبات، در نرم‌افزار تجاری آباکوس، انجام گردید.

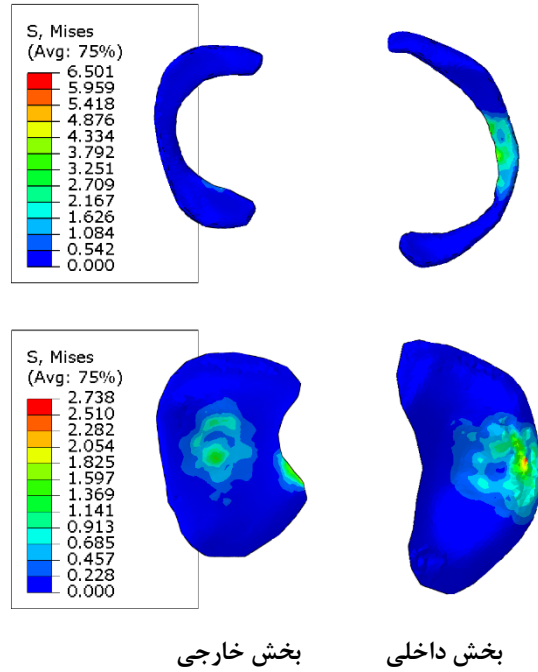
یافته‌ها

از آنجا که بیشترین موارد آسیب و ساییدگی مفصل زانوی پرانتری، در بافت‌های نرم مانند منیسک‌ها و غضروف‌ها اتفاق می‌افتد، تنش‌ها در این بافت‌ها از اهمیت بالاتری برخوردار است. مطابق انتظار اندازه‌ی ناحیه‌ی تماس و مقدار تنش فون میسز و فشار تماسی در این بافت‌ها، در بین نمونه‌های پای پرانتری و عمل شده متفاوت بود و بالاترین مقادیر در نمونه‌ی پرانتری دیده شد. در وضعیت مورد مطالعه حداکثر تنش در هر دو نمونه در فضای تماس بین غضروف فمور با سطح بالایی منیسک‌ها نمایان شد. شکل‌های ۶ و ۷ توزیع تنش فون میسز را در غضروف فمور، غضروف تیبیا و منیسک‌ها به ترتیب برای پای پرانتری و عمل شده نشان می‌دهد. همچنین شکل‌های ۸ و ۹ توزیع فشار تماسی را برای بافت‌های هر دو نمونه نشان می‌دهند.

در نرم‌افزار، سطح داخلی غضروف‌های فمور و تیبیا به سطح استخوان خودشان محکم و مقید شدند، سطح زیرین منیسک‌ها به سطح بالایی غضروف‌های تیبیا و سطح تماس دو سر رباط‌ها نیز به استخوان‌های خودشان مقید شدند. برای سایر سطوح مانند سطوح تماس غضروف‌ها و منیسک‌ها (سطح خارجی غضروف فمور - سطح خارجی غضروف‌های تیبیا و همچنین سطح خارجی غضروف فمور - سطح منیسک‌ها) مدل تماس با شرایط تماس سطح به سطح و حالت تماس سخت تعریف گردیده است.

تحلیل برای حالت ایستادن معمولی (پاها تا عرض شانیه باز)، انجام شد. برای تمامی مدل‌ها، سر بالایی استخوان فمور در فضا در ۴ درجه آزادی مقید در نظر گرفته شد و فقط حرکت در جهت محوری پا (Z یا عمود بر زمین) و چرخش واروس و والگوس حول محور کروئال (Y یا عمود بر صفحه نمای روبه‌رو) امکان‌پذیر بود. استخوان تیبیا در محل اتصال به مچ پا در ۵ امتداد مقید شد و فقط چرخش استخوان حول محور کروئال (Y) آزاد در نظر گرفته شد. مانند شکل ۴، باری ۴۰۰ نیوتنی معادل نصف وزن شخصی با جرم ۸۰ کیلوگرم، به‌صورت عمودی رو به پایین و در قسمت فوقانی سر فمور (در امتداد محور مکانیکال) وارد شد تا شرایط وزن را شبیه‌سازی کند. مدل استخوان کشکک و

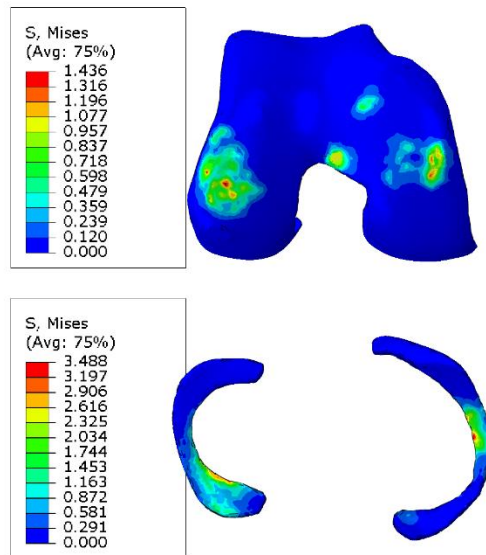


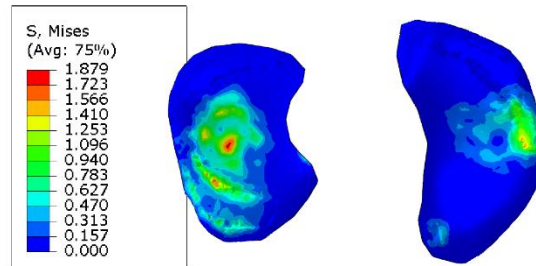


شکل ۶: توزیع تنش فون میسز در بافت‌های نمونه‌ی پرانتری قبل عمل، از بالا به پایین غضروف فمور، منیسک‌ها و غضروف‌های تیبیا

جدول ۴ مقادیر حداکثر تنش‌های مختلف در کل هر بافت را بدون تفکیک داخلی و خارجی، برای دو نمونه‌ی پرانتری قبل و بعد عمل مقایسه می‌کند و تفاوت بین مقادیر را نشان می‌دهد. تفاوت مقادیر در این جدول حاصل تفریق مقدار پس از عمل از مقدار پیش از عمل است.

جدول ۲ نتایج مربوط به مقادیر حداکثر تنش فون میسز را برای هر دو نمونه نشان می‌دهد. در این جدول مقادیر تنش به تفکیک نواحی داخلی و خارجی منیسک‌ها و غضروف‌های فمور و تیبیا آمده است. در جدول ۳ نتایج به شکل مشابهی برای فشار تماسی گزارش شده‌اند.



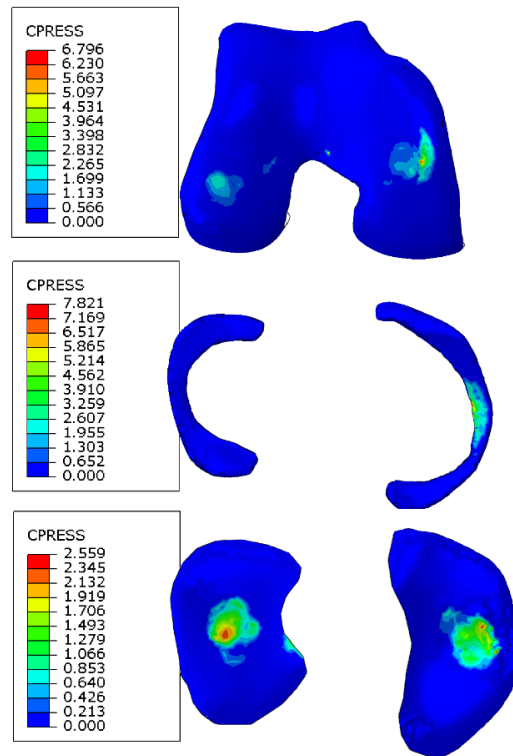


بخش خارجی بخش داخلی

شکل ۷: توزیع تنش فون میسز در بافت‌های پای عمل‌شده، از بالا به پایین غضروف فمور، منیسک‌ها و غضروف‌های تیبیا

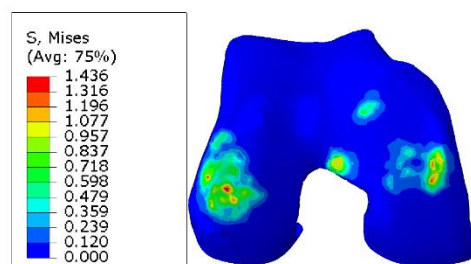
در جدول ۶ مقادیر حداکثر تنش فون میسز تحقیق حاضر به تفکیک بافت‌های چپ و راست مفصل با نتایج تحقیق تین کاروچاناکول و همکاران که بر روی مفصل سالم انجام شده، مقایسه گردیده است.

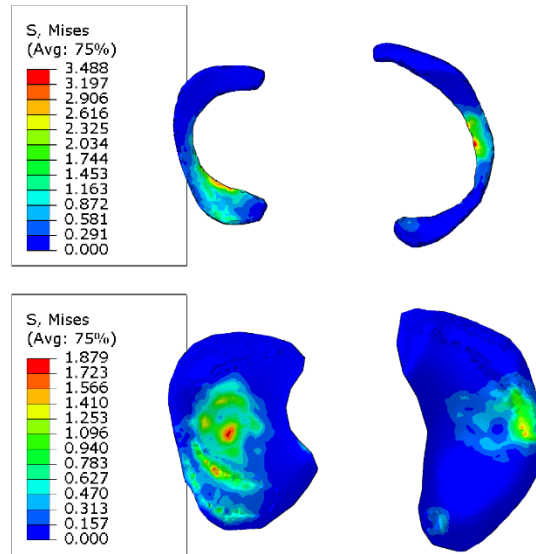
در جدول ۵ مقادیر حداکثر تنش فون میسز به‌دست آمده با مقادیر ارائه شده در دو مقاله برای پای سالم مقایسه شده است. لازم به ذکر است که در هر دو تحقیق ذکر شده بار اعمالی به مفصل زانو ۸۰۰ نیوتن بوده است.



بخش خارجی بخش داخلی

شکل ۸: توزیع فشار تماسی در بافت‌های نمونه‌ی پرنانزی، از بالا به پایین غضروف فمور، منیسک‌ها و غضروف‌های تیبیا





بخش خارجی بخش داخلی

شکل ۹: توزیع فشار تماسی در بافت‌های نمونه‌ی بعد از عمل، از بالا به پایین غضروف فمور، منیسک‌ها و غضروف‌های تیبیا

جدول ۲: حداکثر تنش فون میسز (برحسب مگاپاسکال) در بافت‌های مختلف برای دو نمونه‌ی زانو

نمونه‌ی زانو	منیسک‌ها		غضروف‌های تیبیا		غضروف فمور	
	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی
پیش از عمل	۳/۹۹۱	۶/۵۰۱	۲/۷۸۳	۲/۰۲۰	۱/۹۹۶	۱/۸۰۲
پس از عمل	۱/۰۳۰	۳/۴۸۸	۱/۵۴۶	۳/۲۶۶	۱/۳۴۴	۰/۹۳۶

جدول ۳: حداکثر فشار تماسی (برحسب مگاپاسکال) در بافت‌های مختلف برای دو نمونه‌ی زانو

نمونه‌ی زانو	منیسک‌ها		غضروف‌های تیبیا		غضروف‌های فمور	
	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی	نسبت داخلی به خارجی
پیش از عمل	۱۰/۵۸۳	۷/۸۲۱	۲/۵۵۹	۲/۳۱۱	۶/۷۹۶	۲/۹۴۱
پس از عمل	۰/۹۶۸	۴/۰۹۹	۱/۲۱۱	۳/۴۱۲	۰/۳۵۵	۰/۹۹۱

جدول ۴: مقایسه‌ی حداکثر تنش‌های مختلف در بافت‌ها را برای دو نمونه‌ی پرنانژی قبل و بعد عمل

نوع تنش	بافت	مقدار تنش - قبل از عمل (مگاپاسکال)	مقدار تنش - بعد از عمل (مگاپاسکال)	میزان کاهش تنش (مگاپاسکال)	درصد کاهش تنش (%)
فون میسز	غضروف فمور	۱/۹۹۶	۱/۴۳۶	۰/۵۶۰	۲۸/۰۶
	غضروف تیبیا	۲/۷۳۸	۱/۸۷۹	۰/۸۵۹	۳۱/۳۷
	منیسک‌ها	۶/۵۰۱	۳/۴۸۸	۳/۱۰۳	۴۶/۳۵
تماسی	غضروف فمور	۶/۷۹۶	۳/۷۱۵	۳/۰۸۱	۴۵/۳۳
	غضروف تیبیا	۲/۵۵۹	۳/۴۱۲	-۰/۸۵۳	-۳۳/۳۳
	منیسک‌ها	۷/۸۲۱	۴/۰۹۹	۳/۷۲۲	۴۷/۵۹

جدول ۵: مقادیر حداکثر تنش فون میسز بر حسب مگاپاسکال برای تحقیق حاضر در مقایسه با نتایج دو تحقیق دیگر برای پای سالم

بافت	تحقیق حاضر - قبل از عمل (مگاپاسکال)	تحقیق حاضر - بعد از عمل (مگاپاسکال)	تارنیتا و همکاران (مگاپاسکال)	تین کاروچاناکول و همکاران (مگاپاسکال)
غضروف فمور	۱/۹۹۶	۱/۴۳۶	۲/۴۱۰	۲/۳۴۰
غضروف تیبیا	۲/۷۳۸	۱/۸۷۹	۲/۱۷۰	۱/۵۸۲
منیسک‌ها	۶/۵۰۱	۳/۴۸۸	۲/۱۲۰	۴/۷۸۱

جدول ۶: حداکثر تنش فون میسز (بر حسب مگاپاسکال) در بافت‌های مختلف در مقایسه با نتایج تحقیق تین کاروچاناکول و همکاران

نمونه‌ی زانو	منیسک‌ها			غضروف‌های تیبیا			غضروف‌های فمور		
	داخلی	خارجی	نسبت داخلی به خارجی	داخلی	خارجی	نسبت داخلی به خارجی	داخلی	خارجی	نسبت داخلی به خارجی
تحقیق حاضر	۶/۵۰۱	۱/۶۲۹	۳/۹۹۱	۲/۷۸۳	۲/۰۲۰	۱/۳۷۸	۱/۹۹۶	۱/۱۰۶	۱/۸۰۲
پیش از عمل									
تحقیق حاضر	۳/۴۸۸	۳/۳۸۶	۱/۰۳۰	۱/۵۴۶	۳/۲۶۶	۰/۴۷۳	۱/۳۴۴	۱/۴۳۶	۰/۹۳۶
پس از عمل									
تین کاروچاناکول	۱/۵۹۰	۴/۷۸۱	۰/۳۳۲	۱/۵۳۰	۱/۵۸۲	۰/۹۶۷	۰/۹۶۰	۱/۴۶۶	۰/۶۵۹

بحث

در این مطالعه توزیع تنش برای دو نمونه مفصل زانوی پیرانتری و همان زانو پس از عمل، مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. با ساخت مدل‌های این دو حالت، تفاوت‌ها به خوبی قابل مشاهده و تشریح بود. برای نمونه‌ی زانوی پیرانتری، در ناحیه داخلی نسبت به ناحیه خارجی تنش مقادیر بسیار بیشتری نشان داد و در نمونه‌ی پای عمل شده شرایط بهتر شد و تنش‌ها در دو طرف متعادل‌تر به دست آمدند.

با بررسی تصاویر شکل‌های ۶ تا ۹، اندازه‌ی نواحی تحت تأثیر تنش (نواحی تماس)، نشان می‌دهد که در حالت پس از عمل تنش به شکل متناسب‌تری توزیع شده است. با مراجعه به مقادیر جدول‌های ۲ و ۳ نیز می‌توان ملاحظه کرد که نسبت حداکثر تنش‌های ناحیه داخلی به خارجی مفصل، مخصوصاً در مورد منیسک‌ها و غضروف فمور، پس از عمل به عدد ۱ نزدیک‌تر شده است. این موضوع زمانی بیشتر مورد توجه قرار می‌گیرد که بدانیم قبل از عمل نسبت تنش‌ها برای منیسک اعداد بالایی مثل ۳/۹۹۱ و ۱۰/۵۸۳ به ترتیب برای تنش فون میسز و فشار تماسی بوده است که بعد از عمل به ۱/۰۳۰ و ۰/۹۶۸ کاهش یافته است. بنابراین تمرکز شدید بار روی منیسک داخلی که در درازمدت منجر به آسیب و ساییدگی خواهد شد، برطرف شده است.

با مطالعه‌ی مقادیر جدول ۴، می‌توان میزان درصد کاهش تنش‌ها در هر بافت را در اثر انجام عمل به دست آورد. طبق جدول با انجام عمل، بیشترین کاهش تنش فون میسز و فشار تماسی در بافت منیسک اتفاق می‌افتد که به ترتیب ۴۶/۳۵ و ۴۷/۵۹ درصد است. این اعداد نشان می‌دهد که انجام عمل استئوتومی بیشترین تأثیر مثبت را برای منیسک‌ها دارد.

در جدول ۵ مقادیر تنش به دست آمده، با نتایج دو تحقیق دیگر برای پای سالم، مقایسه شده است. با توجه به تفاوت در هندسه‌ی استخوان‌ها، بارگذاری و خواص مکانیکی در مطالعات مختلف، تفاوت در مقادیر دیده می‌شود، اما با این وجود نتایج مربوط به پای عمل شده اعداد نزدیک‌تری به نتایج مربوط به پای سالم، نشان می‌دهد. همچنین با مقایسه‌ی نسبت تنش فون میسز بافت داخلی به خارجی که در جدول ۶ ارائه شده است، ملاحظه می‌شود که این پارامتر برای وضعیت پس از عمل بسیار نزدیک به مقادیر مربوط به پای سالم است، ولی همچنان تفاوت‌هایی وجود دارد. با توجه به آنچه در مورد جداول ۵ و ۶ گفته شد، با تکرار شبیه‌سازی عمل با زوایای برش دیگر در محدوده‌ی زوایای کوچکی بالاتر و پایین‌تر از ۴/۵ درجه (که طبق شیوه‌نامه‌ی مرجع به دست آمد)، می‌توان به تنش‌های بهتر و متناسب‌تری در مقایسه با پای سالم دست یافت و زاویه برش بهینه را برای عمل استئوتومی گوه بسته پیدا نمود.

متناسب‌تر بار وزن روی مفصل است. پس از شبیه‌سازی و تحلیل اجزای محدود، نتایج توزیع تنش و مقایسه مقادیر جداول بین دو نمونه نیز نشان داد که تنش‌ها پس از عمل، توزیع مناسب‌تری پیدا می‌کنند و به مقادیر یک پای سالم نزدیک‌تر می‌شوند. به‌عنوان مثال قبل از عمل نسبت تنش ناحیه داخلی به خارجی برای منیسک اعداد بالایی مثل ۳/۹۹۱ و ۱۰/۵۸۳ به ترتیب برای تنش فون میسز و تماسی بود که بعد از عمل به ۱/۰۳۰ و ۰/۹۶۸ کاهش یافت. تین کاروچاناکول برای یک پای سالم و تنش فون میسز این نسبت را ۰/۳۳۲ به دست آورده است. این بدین معناست که انجام عمل می‌تواند بخشی از بار را از بخش داخلی به بخش خارجی مفصل منتقل کرده و درد و احتمال ساییدگی در این ناحیه را کاهش دهد. بنابراین با انجام تحلیل‌های اجزای محدود و طراحی و شبیه‌سازی عمل استئوتومی قبل از انجام جراحی واقعی در اتاق عمل و با آزمایش زوایای برش مختلف، می‌توان نتایج بهتر و بهینه‌ای برای توزیع تنش و بار در مفصل به دست آورد و متعاقباً عمل جراحی می‌تواند با درصد موفقیت و اطمینان بیشتری صورت گیرد.

تأییدیه اخلاقی

این مقاله با رعایت کامل اصول اخلاق پژوهشی نگارش گردیده است و صحت نتایج بر عهده نویسندگان است.

تعارض منافع

تمامی مطالب ذکر شده در متن این نوشتار توسط نویسندگان انجام شده و هیچ مؤسسه و یا فردی در تهیه آن نقش نداشته است.

سهم نویسندگان

سهم هر یک از نویسندگان به صورت مساوی بوده است.

منابع مالی

تمامی منابع مالی این تحقیق توسط نویسندگان مقاله تأمین شده است.

تنش محاسبه شده در ادامه با مقادیر موجود در کارهای دیگر نیز مقایسه گردید. لی و همکاران (۲۰۱۱: ۳۴۶-۳۴۱)، حداکثر تنش فون میسز را برای غضروف‌ها با در نظر گرفتن ضریب کشسانی ۱۰ مگاپاسکال و ضریب پواسون ۰/۴۵ و تحت بار فشاری ۱۴۰۰ نیوتن ۱/۵۷ مگاپاسکال به دست آوردند و وانگ و همکاران (۲۰۱۴: ۴۴۷-۴۳۹)، با خواص مکانیکی یکسان با تحقیق لی و همکاران (۲۰۱۱: ۳۴۶-۳۴۱) و تحت بار فشاری ۱۰۰۰ نیوتن و بار عضلات ۳۰۰ نیوتن حداکثر این تنش را ۱/۷۱ مگاپاسکال محاسبه کردند. در مطالعه حاضر، مقدار حداکثر تنش فون میسز برای غضروف‌ها در دو حالت پرانتری و عمل شده و تحت بار ۴۰۰ نیوتنی به ترتیب ۲/۷۸ و ۱/۸۸ مگاپاسکال به دست آمد. در مقالات دوناهو و همکاران (۲۰۰۲: ۲۸۰-۲۷۳)، لی و همکاران (۲۰۱۱: ۳۴۶-۳۴۱) و پنیا همکاران (۲۰۰۶: ۱۷۰۱-۱۶۸۶) برای حداکثر فشار تماسی در غضروف‌ها، مقادیری بین ۲/۱۰ تا ۵/۸۳ مگاپاسکال گزارش شده است. در مطالعه حاضر حداکثر فشار تماسی برای دو حالت قبل و بعد عمل به ترتیب مقادیر ۶/۸۰ و ۳/۷۱ مگاپاسکال مشاهده گردید. مجدداً مشاهده می‌شود نتایج پس از عمل به نتایج تحقیقات دیگر بسیار نزدیک‌تر است. تفاوت‌ها در مقادیر تنش‌های به دست آمده در مطالعات مختلف، می‌تواند به دلایلی مانند هندسه و بارگذاری‌های متفاوت و همچنین تعریف خواص مکانیکی جهتی و غیره باشد.

نتیجه‌گیری

مدل سه‌بعدی از پای پرانتری و همان‌پا در صورت انجام عمل مجازی استئوتومی گوه بسته ساخته شد. مقایسه دو مدل در شکل ۴ به خوبی نشان می‌دهد که پس از برش قسمتی از تیبیا و انجام عمل استئوتومی، محور مکانیکال یا امتداد اعمال بار که پیش از عمل، از مرکز زانو فاصله داشت به مرکز مفصل نزدیک می‌شود و این به معنای توزیع

References

- Alami Harandi B. (2003). Textbook of orthopedics and fractures. Tehran: Tehran University of Medical Sciences, 184-190. (In Persian)
- Bae J.Y., Park K.S., Seon J.K., Kwak D.S., Jeon I., Song E.K. (2012) "Biomechanical analysis of the effects of medial meniscectomy on degenerative osteoarthritis". Medical and Biological engineering and Computing, 50(1): 53-60.
- Donahue T.L.H., Hull M.L., Rashid M.M., Jacobs C.R. (2002). "A Finite Element Model of the Human Knee Joint for the Study of Tibio-Femoral

- Contact". *Journal of Biomechanical Engineering*, 124: 273-80.
- Dong C.L., Seong J.B. (2012). "High Tibial Osteotomy". *Knee Surgery & Related Research*, 24(2): 61-9.
- Dong Y., Hu G., Dong Y., Hu Y., Xu Q. (2014). "The effect of meniscal tears and resultant partial meniscectomies on the knee contact stresses: a finite element analysis". *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(13): 1452-63.
- Floyd R.T., Thompson C.W. (2001). *Manual of Structural Kinesiology*. Boston: McGraw-Hill.
- Ilbeigi S., Ahmadi Brooghani S. Y., Nadi M. S. (2021). "The Comparison of the Break Pattern of the Femoral Neck in both Normal and Abnormal Angles (Coxavara, Coxavalga) in Active and Non-Active Postmenopausal Women using Finite Element Method". *journal of advanced sport technology*, 2:1-11. (In Persian)
- Li G., Lopez O., Rubash H. (2001). "Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis". *J Biomech Eng Trans ASME*, 123: 341-6.
- Meislin R., Peterson C.F., Fulkerson E.W., Di Cesare P.E. (2005). "Osteotomy about the knee: applications, techniques, and results". *The journal of knee surgery*, 18: 258-272.
- Nickbakht H., Ahmadi Brooghani S. Y., Arbabi V. (2022) "Finite Element Analysis and Comparison of Stress Distribution in Cartilages and Meniscus of Two Healthy and Varus Knee Specimens". *Scientific Research Journal of Biomedical Engineering*, 16(2): 151-160. (In Persian)
- Ogden S., Mukherjee D.P., Keating M.E., Ogden A.L., Albright J.A., McCall R.E. (2009). "Changes in Load Distribution in the Knee After Opening-Wedge or Closing-Wedge High Tibial Osteotomy". *The Journal of Arthroplasty*, 24: 101-9.
- Paley D. (2005). *Principles of deformity correction*. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Peña E., Calvo B., Martinez M.A., Doblare M. (2006). "A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint". *J Biomech*, 39: 1686-701.
- Peña E., Calvo B., Martinez M.A., Palanca D., Doblare M. (2005). "Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics". *Clinical Biomechanics*, 20: 498-507.
- Rezaeizadeh A. (2005). "High Tibial Dome Shape Osteotomy for Symptomatic Geno-Varum in Young Adults". *Journal of Iran University of Medical Sciences*, 49:77-84. (In Persian)
- Tarniță D., Catana M., Tarnita D.N. (2014). "Modeling and finite element analysis of the human knee joint affected by osteoarthritis". *Key Engineering Materials*, 601: 147-50.
- Thienkarochanakul K., Javadi A.A., Akrami M., Charnley J.R., Benattayallah A. (2020). "Stress Distribution of the Tibiofemoral Joint in a Healthy Versus Osteoarthritis Knee Model Using Image-Based Three-Dimensional Finite Element Analysis". *Journal of Medical and Biological Engineering*, 40:409-18.
- Wang Y., Fan Y., Zhang M. (2014). "Comparison of stress on knee cartilage during kneeling and standing using finite element models". *Medical Engineering & Physics*, 36: 439-47.