

تجزیه و تحلیل المان محدود تکنیک گوه باز استئوتومی پروگزیمال استخوان تیبیا

چکیده:

زمینه و هدف: انحراف در امتداد سالم استخوان از مشکلات رایج بیماران ارتوپدی است. یکی از این اختلالات به طور خاص در زانو به صورت ژنو واروم و ژنو والگوم بروز می‌کند. اندیکاسیون‌های تا حدودی مشخص برای اصلاح این مشکلات وجود دارد که این اصلاح معمولاً به صورت جراحی با استئوتومی و تغییر شکل و ثابت کردن استخوان در موقعیت جدید انجام می‌شود. در این زمینه تکنیک‌های فراوانی چه از نظر جراحی، چه از نظر نوع استئوتومی و چه از نظر نوع وسیله فیکساسیون وجود دارد.

هدف این مطالعه تجزیه و تحلیل المان محدود و مقایسه بیومکانیکی تکنیک گوه باز استئوتومی پروگزیمال استخوان تیبیا بود. به این منظور تلاش شد تا تأثیر جراحی استئوتومی بر اصلاح تراز اندام تحتانی شبیه سازی شود. در این پژوهش رفتار بیومکانیکی چهار حالت شامل پروفیل پلاک به صورت خمیده و صاف و جهت گیری پیچ‌های پروگزیمال به صورت همگرا و واگرا تحت بار استاتیکی روی مدل ساخته شده در نرم‌افزار المان محدود بررسی و نیز برای نزدیک شدن به واقعیت یک مدل از چهار حالت مذکور، پیچ‌های ارتوپدی به صورت رزوه‌دار شبیه سازی شد.

روش‌ها: مدل سازی و شبیه سازی برای این که تا حد ممکن با مراجع نزدیک باشد، از تصاویر ثبت شده به روش سی تی اسکن از مولاژ استخوانی تهیه شده توسط مشاور طرح در ۳۷۹ مقطع استفاده شد. تصاویر سی تی اسکن به نرم‌افزار میمیکس (Mimics) منتقل شد، وضعیت هندسی ایمپلنت‌ها و پیچ‌های ارتوپدی بعد از تهیه فیزیکی در نرم‌افزار سالید ورک (Solid work) ترسیم شد، سپس، مدل تحت آنالیز بیومکانیکی به صورت استاتیک در محیط نرم‌افزار آباکوس (Abaqus 6.14.2) قرار گرفت. برای دستیابی به مدل واقعی از منظر خواص، استخوان کورتیکال به صورت ارتوتروپیک و استخوان اسفنجی به صورت همسانگرد صفحه‌ای و ایمپلنت و پیچ‌های ارتوپدی نیز از جنس آلیاژ تیتانیوم در نظر گرفته شدند.

نتایج: در مقایسه تنش فون میسز (von Mises stress) بین چهار حالت، حالت پلاک خمیده با جهت پیچ‌های پروگزیمال به صورت همگرا، دارای بیشترین مقدار تنش فون میسز بر روی ایمپلنت و پیچ‌های ارتوپدی است، در حالی که تنش فون میسز روی استخوان در این حالت نسبت به سایر حالات دارای کمترین مقدار و احتمال رخ دادن پدیده سپر تنشی (stress shielding) در این حالت بیشترین مقدار است؛ در مقابل، حالت پلاک صاف با جهت پیچ واگرا دارای کمترین مقدار تنش فون میسز روی ایمپلنت و پیچ‌های ارتوپدی است و انتظار می‌رود این حالت از منظر بیومکانیکی دارای بهترین خواص باشد. در مدل سازی با در نظر گرفتن رزوه برای پیچ‌های ارتوپدی، تنش به طور چشمگیری روی استخوان، ایمپلنت و پیچ‌های ارتوپدی افزایش یافت و این مسئله بیانگر اهمیت و ضرورت در نظر گرفتن رزوه پیچ‌های ارتوپدی در مدل سازی المان محدود است چراکه با حذف رزوه پیچ‌ها تمرکز تنش روی دندانچه پیچ‌ها حذف می‌شود و نتایج با واقعیت اختلاف خواهد داشت.

واژگان کلیدی: استئوتومی، تیبیا، تحلیل المان محدود، ژنو واروم، ژنو والگوم

پذیرش مقاله: ۲۳ روز قبل از چاپ.

^۱ مهندس ابوالفضل مجیدی یزدی، ^۱ دکتر بهروز سپهری، ^۲ دکتر علیرضا موسویان

مقدمه

۱. گروه مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران.

۲. گروه ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران.

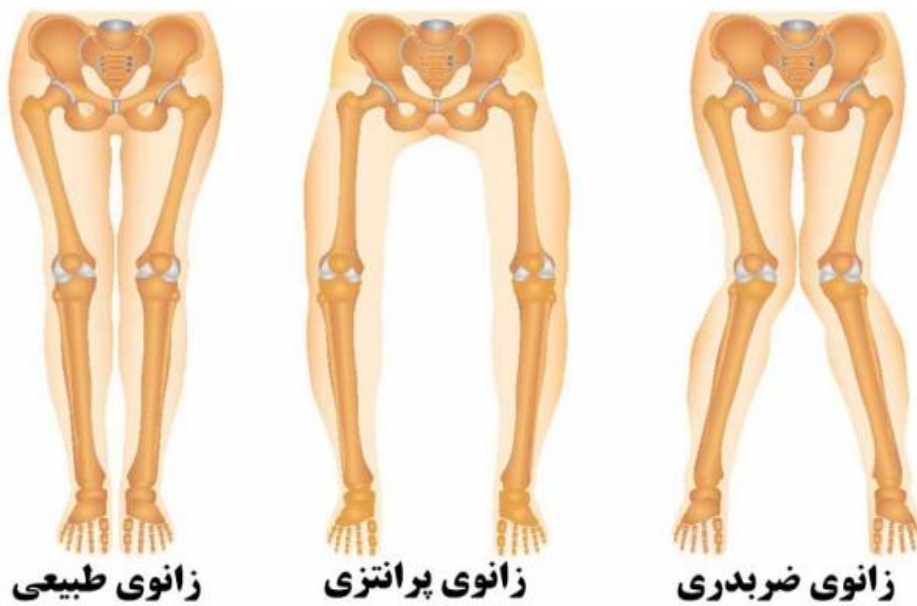
یکی از اصلی ترین دلایل آرتروز و تخریب مفصل زانوکه از سنین جوانی آغاز می‌شود این است که استخوان‌های اطراف زانو در یک امتداد مستقیم نیستند، در نتیجه این وضعیت باعث فشار آمدن بیش از حد در یکی از دو طرف داخلی یا خارجی زانو می‌شود چراکه محور وزن اندام به جای گذشتن از مرکز زانو، از یکی از طرفین داخلی یا خارجی زانو می‌گذرد. مهم ترین تغییر شکل، به صورت «پا پرانتری» یا «پا ضربدری» بروز می‌کند (شکل ۱). استئوتومی نوعی جراحی است که در آن استخوان تیبیای فرد بیمار توسط جراح به صورت کنترل شده با وسایل خاصی برش داده می‌شود و سپس امتداد استخوان توسط جراح اصلاح می‌شود. استخوان برای جوش خوردن به وسیله پیچ، پلاک یا اکسترنال فیکساتور یا گچ گیری در وضعیت مناسب قرار می‌گیرد^(۱).

به طور کلی دو روش استئوتومی وجود دارد: ۱- روش گوه باز (open wedge)، ۲- روش گوه بسته (close wedge) (شکل ۲)^(۱). از روش‌های قدرتمند که از دو دهه گذشته برای تحلیل پدیده‌های فیزیکی مورد استفاده قرار گرفته‌اند می‌توان به المان محدود (FE) و تکنیک مرزی (BE) اشاره کرد، در سال‌های اخیر پیشرفت‌های چشمگیری به منظور استفاده از روش‌های المان محدود در حیطه بیومکانیک صورت گرفته است. تحقیق پیرامون کاربرد روش‌های عددی فوق الذکر، محدوده‌هایی از قبیل تجزیه و تحلیل جریان بیولوژیکی، مکانیک بافت نرم، مکانیک ارتوپدی و غیره را در بر دارد^(۲،۳).

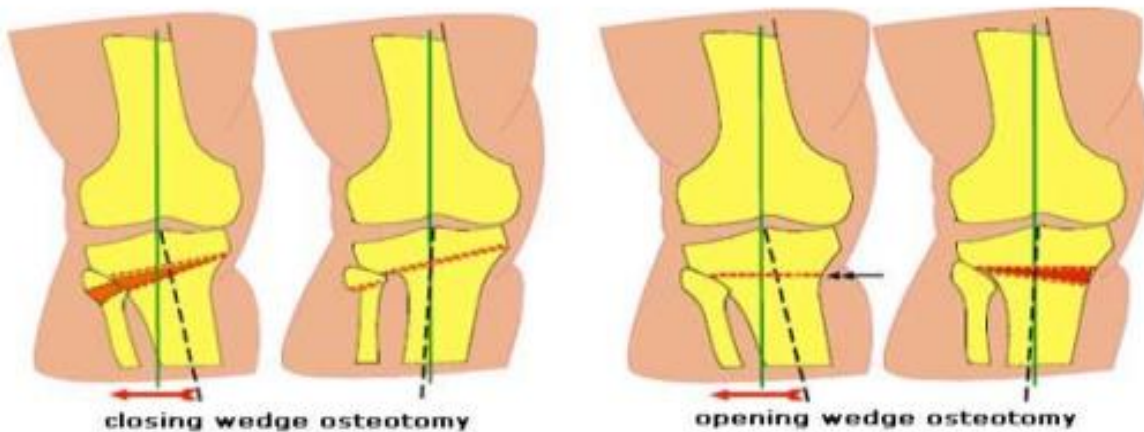
نویسنده مسئول:

بهروز سپهری

Email:
b_sepehr@mshdiau.ac.ir



شکل ۱- به ترتیب از راست به چپ: زانوی ضربدري، زانوی پرانتری، زانوی طبیعی.

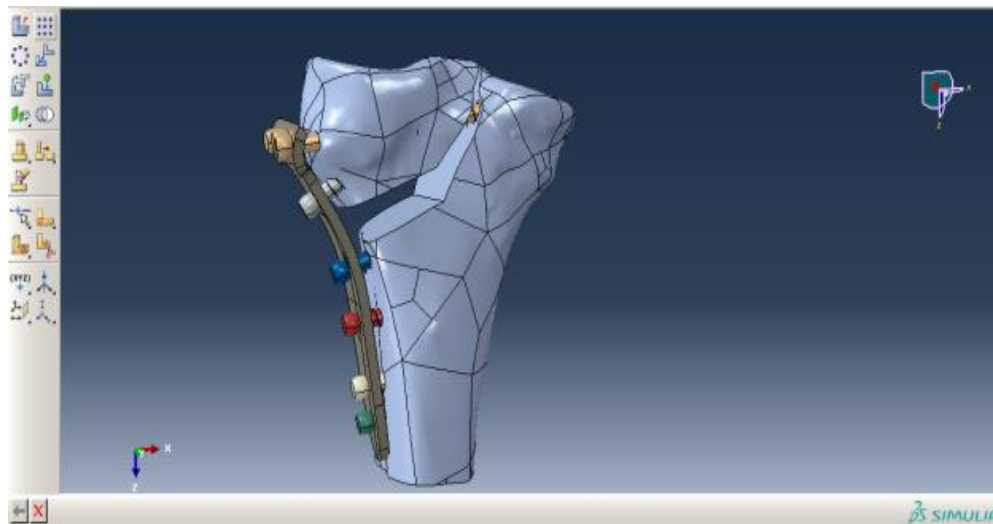


شکل ۲- سمت راست گوه باز، سمت چپ گوه بسته^(۷).

پلاک‌های ارتوپدی مختلفی نظیر Tomo fix، Pudu و Flexit برای استئوتومی مورد استفاده قرار می‌گیرد^(۸ تا ۴). شکل هندسی پلاک و پیچ‌های ارتوپدی با استفاده از کاتالوگ شرکت سنتز طراحی شد. همچنین طرح دو نوع پلاک خمیده و صاف بعلاوه هشت عدد پیچ برای ایمپلنت، سه نوع پیچ ۶/۵ میلی‌متری کنسلوس (cancellous) ۶/۵ و ۸ میلی‌متر لگ (lag screw) و همچنین پیچ‌های رزوه‌دار برای ایمپلنت در نرم‌افزار سالیید ورک Solid Work (نسخه ۲۰۱۷) ترسیم شد^(۱۰ تا ۱۳). جهت تکمیل فرآیندهای مرتبط با تحقیق حاضر، مدل یادشده، به نرم‌افزار مدل‌سازی و شبیه‌سازی مکانیکی منتقل شد. برای این منظور در این پژوهش از پکیج نرم‌افزار آباکوس (Abaqus/CAE6,14,2) استفاده شد.

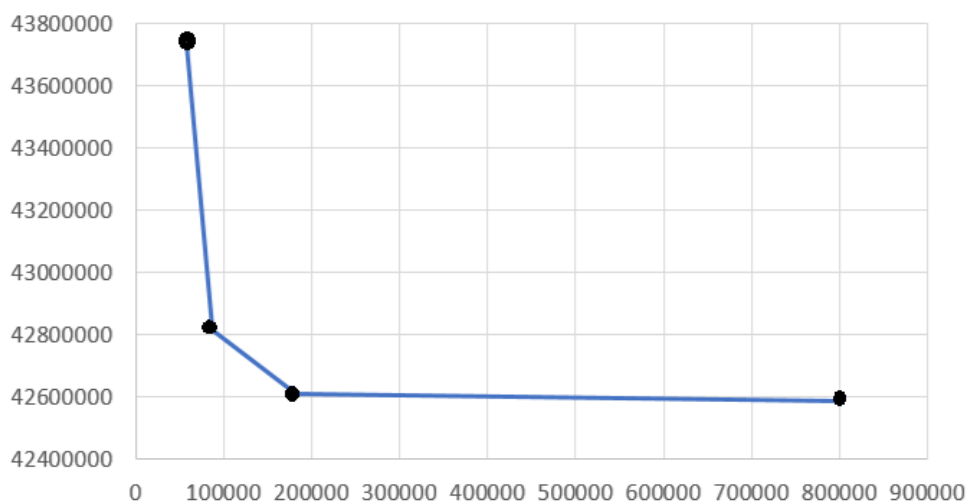
مواد و روش‌ها

در این پژوهش مدل‌سازی و شبیه‌سازی تا حد ممکن نزدیک به آناتومی واقعی پا انجام شد. این مسئله‌ای است که همواره مورد توجه محققان بیومکانیک قرار داشته است. با استفاده از مولاژ استخوانی، مشابه با نمونه به کارگرفته شده در مقالات مرجع که توسط مشاور طرح تهیه شده بود مدل اولیه شامل بافت استخوانی بر مبنای تصاویر سی‌تی‌اسکن در ۳۷۹ مقطع با فاصله ۱/۵ میلی‌متر که با پسوند DCM ذخیره شده بود در نرم‌افزار Mimics (نسخه reserch20.0) توسعه یافت. سپس مدل مذکور برای رفع نواقص به نرم‌افزار 3matic (نسخه reserch12.0) منتقل شد^(۱۰).



شکل ۳- مدل مونتاژ شده شامل استخوان، ایمپلنت و پیچ‌های رزوه دار

Chart Title

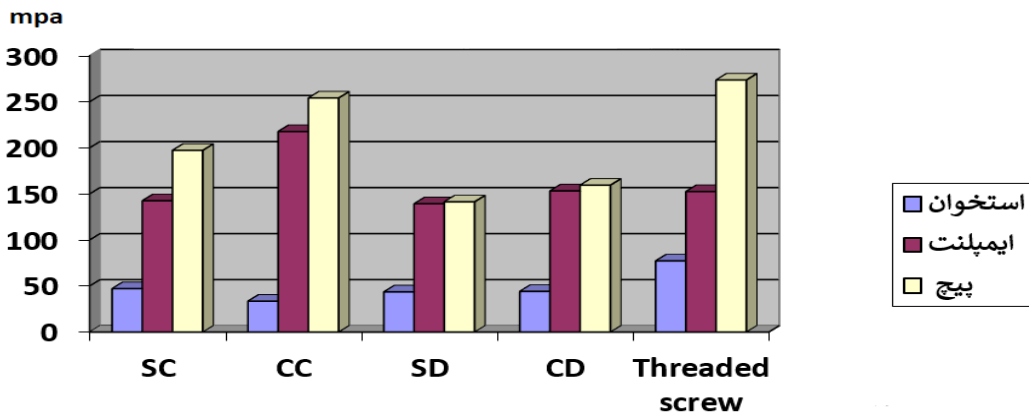


شکل ۴: نمودار بررسی همگرایی پاسخ بر مبنای شاخص حداکثر تنش در استخوان با افزایش تعداد المان

گیگاپاسکال و ۰/۳ در نظر گرفته شد. در پژوهش حاضر از فاصله ۴ میلی‌متر زیر ناحیه پلاک‌گذاری شده، انتهای استخوان تیبیا به صورت گیردار در تمام درجات آزادی لحاظ شد. در این پژوهش مطابق با مقالات مرجع، مقدار بار ۲۴۵۰ نیوتون در نظر گرفته شد که این مقدار برای شبیه‌سازی حداکثر بار فشاری روی زانو برای فردی به وزن ۷۰ کیلوگرم و معادل سه برابر این وزن را تامین می‌کند. در جریان تحقیق این فشار به صورت ۶۰ درصد، معادل ۱۴۷۰ نیوتون به قسمت مدیال و ۴۰ درصد معادل ۹۸۰ نیوتون به قسمت لترال به صورت گسترده اعمال شد^(۱۰)، همچنین به منظور شبیه‌سازی بار ناشی از وزن بدن روی

در مطالعه حاضر، چهار مدل استئوتومی مدل‌سازی شد که شامل دو پروفیل پلاک به صورت خمیده و صاف با جهت پیچ‌های پروگزیمال به صورت همگرا و واگرا و سه مدل با استفاده از تکنیک درج پیچ (screw insertion) مخالف با سه نوع پیچ ۶/۵ میلی‌متر کنسلوس، ۶/۵ میلی‌متر و ۸ میلی‌متر لگ بود (شکل ۳)^(۱۴).

با هدف افزایش دقت محاسبات، خواص مکانیکی برای استخوان کورتیکال به صورت ناهمسانگرد ارتوتروپ و برای استخوان اسفنجی به صورت همسانگرد صفحه‌ای در نظر گرفته شده است. همچنین مدول الاستیک و ضریب پواسون ایمپلنت و پیچ‌های ارتوپدی به ترتیب ۱۰۵



شکل ۵- نمودار ستونی حداکثر تنش فون میسز (von Mises stress) استخوان، ایمپلنت، پیچ در حالت پنجانگانه مدل سازی

جدول ۱: مقادیر عددی شاخص تنش فون میسز (von Mises stress) استخوان با تغییر تعداد المان				
سایز مش بندی	۴ میلی متر	۳ میلی متر	۲ میلی متر	۱ میلی متر
تعداد المان	۵۷۸۵۴	۸۷۶۲۷	۱۸۱۹۱۰	۸۰۱۰۹۰
تعداد گره	۱۱۲۶۰	۱۶۸۹۷	۳۴۴۸۰	۱۵۳۱۶۹
مقدار تنش	۴۳۷۳۵۶۱۳	۴۲۸۱۶۴۱۳	۴۲۶۰۹۲۶۷	۴۲۵۸۹۳۵۵

ناشی از بارهای مختلف در یک ناحیه است که میزان آن توسط نرم افزار محاسبه می شود (شکل ۵).

حداکثر تغییر شکل پیچ و استخوان در حالت پلاک خمیده و جهت پیچ همگرا (CC) رخ داد، همچنین حداکثر تغییر شکل ایمپلنت در حالت پلاک خمیده با جهت پیچ واگرا (CD) رخ داد (شکل ۶).
در خصوص تکنیک درج پیچ مخالف، حداکثر تنش فون میسز روی ایمپلنت در تکنیک درج پیچ ۶/۵ میلی متر کنسلوس رخ داد (شکل ۷).

بحث

در این تحقیق اثرات جهت گیری پیچ و پروفیل پلاک ارتوپدی از نظر ریسک شکست و پایداری سازه با تجزیه و تحلیل المان محدود مورد بررسی قرار گرفت. در بررسی نتایج شاخص، نتایج بیشینه و الگوهای رفتاری تنش و تغییر شکل مورد توجه قرار گرفت. از دیدگاه بیومکانیکی تغییرات تنش فون میسز به عنوان شاخصی در کارکردهای مکانیکی دارای اهمیت است. با مطالعه نتایج ناشی از تحقیق حاضر، حداکثر مقدار تنش در استخوان در حالت ناهمسانگرد برابر ۴۷/۱۵ مگاپاسکال

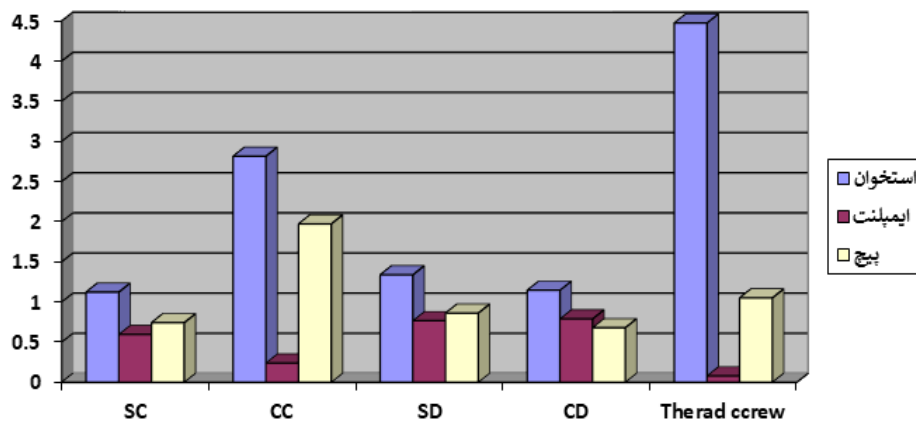
استخوان تیبیا در فردی به وزن ۶۰ کیلوگرم مقدار بار ۶۰۰ نیوتون (معادل بارگذاری ناشی از وزن شخص) به کل تیبیا اعمال شد^(۱۸ تا ۱۵).

نتایج

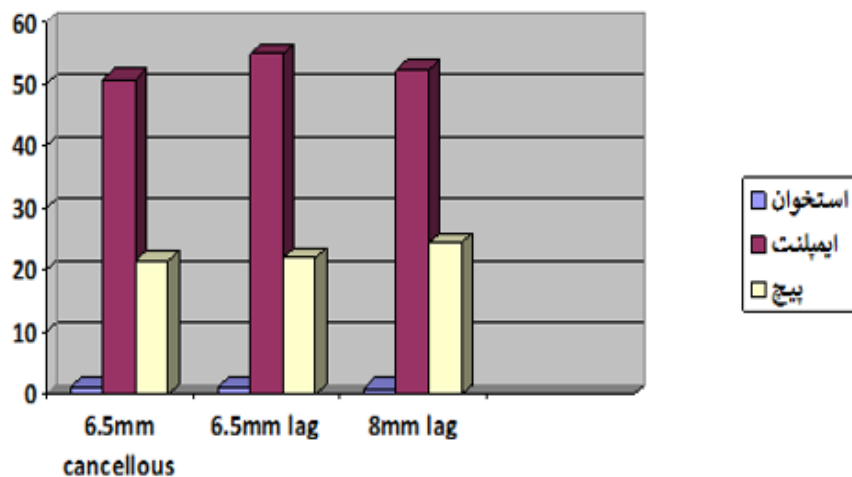
بررسی استقلال پاسخ از شبکه:

در مرحله نخست، با هدف اطمینان از استقلال پاسخ های دریافت شده از حل عددی در چند مرحله سایز و متأثر از آن تعداد المان به کار گرفته شده در حل عددی مورد بررسی قرار گرفت (جدول ۱).

حداکثر تنش فون میسز (von Mises stress) پیچ و پلاک روی حالت پلاک خمیده با جهت پیچ همگرا (CC) رخ داده و حداکثر تنش فون میسز روی استخوان نیز در حالت پلاک صاف با جهت پیچ همگرا (SC) رخ داده است. همچنین با در نظر گرفتن رزوه پیچ های ارتوپدی در مدل سازی تنش فون میسز روی پیچ، پلاک و استخوان به بیشینه خود رسید که این موضوع بیانگر اهمیت رزوه پیچ ها در مدل سازی المان محدود است؛ در عین حال، تنش فون میسز برآیندی از تنش های وارده



شکل ۶- نمودار ستونی تغییر شکل بر حسب میلی‌متر برای حالت‌های پنجگانه مدل‌سازی



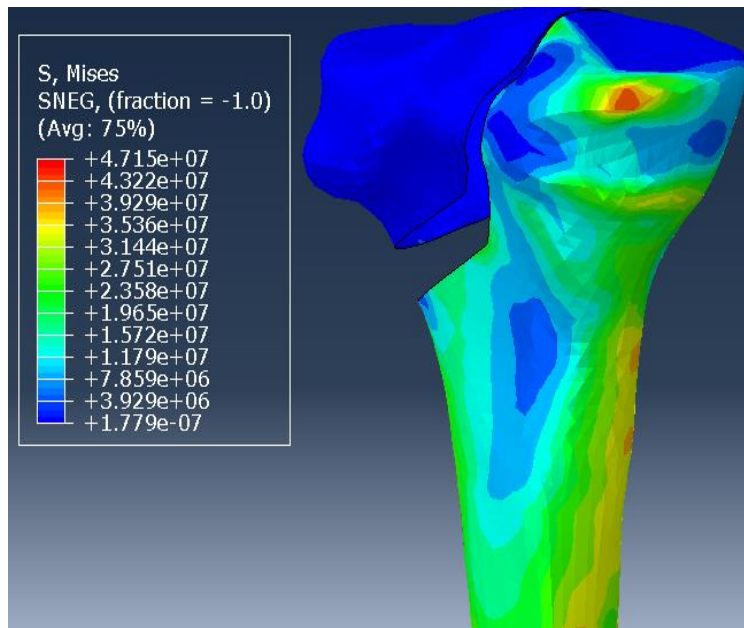
شکل ۷- نمودار تنش فون میسز (von Mises stress) برای تکنیک درج پیچ (screw insertion) مخالف

۶۲/۴۳ مگاپاسکال به ۷۷/۲۶ مگاپاسکال افزایش پیدا کرد. همچنین حداکثر تنش فون میسز روی ایمپلنت و پیچ نیز به ترتیب از ۱۵۳/۳ مگاپاسکال به ۱۵۲/۶ مگاپاسکال کاهش و از ۱۹۵ مگاپاسکال به ۲۷۳/۷ مگاپاسکال افزایش یافت. این اختلاف بیانگر ضرورت در نظر گرفتن رزوه پیچ‌های ارتوپدی در مدل‌سازی‌های المان محدود است چراکه به علت حذف رزوه پیچ‌ها در مدل‌سازی تمرکز تنش در دندان‌های پیچ حذف می‌شود و نتایج حاصل از تحقیق با واقعیت اختلاف خواهد داشت. شکل ۹ تنش فون میسز حالت پلاک خمیده با جهت پیچ واگرا را در حالت رزوه‌دار و بدون رزوه نشان می‌دهد بر این اساس حداکثر تنش فون میسز برای استخوان در حالت بدون رزوه ۴۴/۱۴ مگاپاسکال بود و این مقدار با در نظر گرفتن رزوه پیچ‌های ارتوپدی به ۷۷/۲۶ مگاپاسکال افزایش یافت.

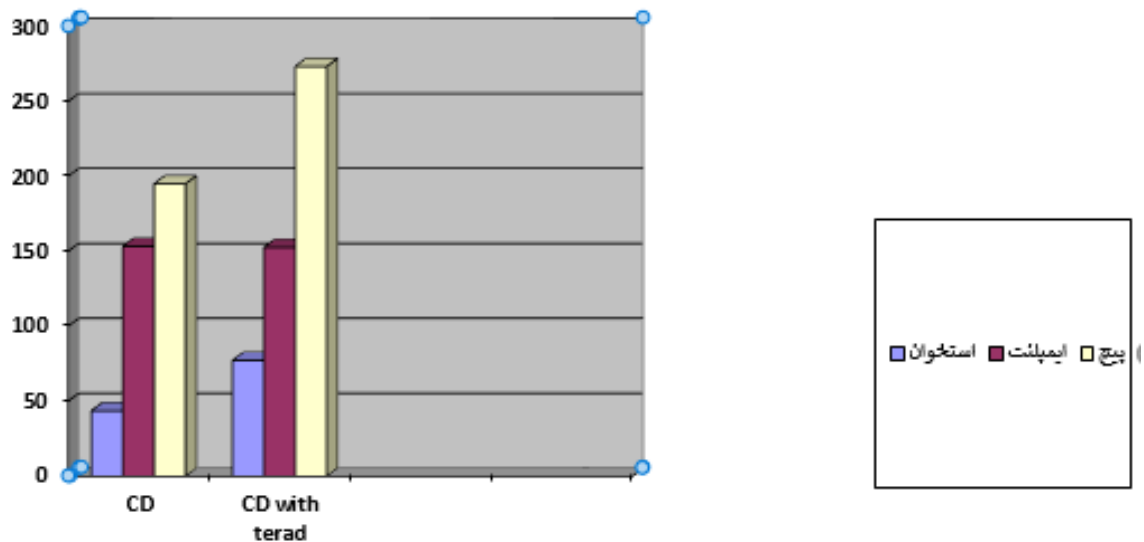
جهت پیچ واگرا می‌تواند خطر شکستگی همه اجزا را کاهش دهد و پایداری سازه بهتری را فراهم کند، در حالی که به نظر می‌رسد، پروفیل پلاک خمیده دارای اثرات معکوس باشد. از طرفی احتمال رخ دادن پدیده سپر تنش‌ی در حالت پلاک صاف با جهت پیچ واگرا (SD) نسبت

(حالت SC) (شکل ۸)، حداکثر تنش فون میسز برای ایمپلنت برابر ۲۱۷/۸ مگاپاسکال و برای پیچ‌های ارتوپدی نیز برابر ۲۵۴/۲ مگاپاسکال بود (حالت CC). در حالی که مقادیر فوق‌الذکر در حالت همسانگرد برای استخوان برابر ۴۲/۶ مگاپاسکال و برای ایمپلنت برابر ۲۱۳ مگاپاسکال و برای پیچ ارتوپدی نیز برابر ۲۵۹ مگاپاسکال بود که این اختلاف به علت اعمال خواص ناهمسانگرد در مدل‌سازی المان محدود است. در رابطه با تغییر شکل، حداکثر مقدار تغییر شکل استخوان در حالت ناهمسانگرد نسبت به همسانگرد حدود ۱۵ درصد کاهش یافت (حالت CC). بر اساس نتایج حاصل از مدل‌سازی المان محدود پروژه حاضر می‌توان گفت حالت پلاک خمیده و جهت پیچ همگرا دارای بیشترین مقدار تنش فون میسز روی ایمپلنت و پیچ‌های ارتوپدی و کمترین مقدار تنش فون میسز روی استخوان تیبیا است (۳۳/۵۲ مگاپاسکال). بنابراین سهم بار بیشتری را ایمپلنت متحمل می‌شود و احتمال رخ دادن پدیده سپر تنش‌ی در این حالت نیز بسیار زیاد خواهد بود.

در تحقیق حاضر حالت پیچ واگرا با ایمپلنت خمیده (CD) با پیچ‌های رزوه‌دار نیز شبیه‌سازی شد که حداکثر تنش فون میسز برای استخوان از



شکل ۸- حداکثر تنش فون میسز (von Mises stress) در حالت پلاک صاف و جهت پیچ همگرا (SC)



شکل ۹: تنش فون میسز (von Mises stress) حالت پلاک خمیده با جهت پیچ واگرا در حالت رزوه دار و بدون رزوه

حالت دیگر کمتر است و می‌توان گفت تکنیک مذکور از منظر بیومکانیکی دارای بهترین خواص است.

عدم تعارض منافع

این بررسی بدون هیچ کمک مالی یا روابط شخصی و تجاری انجام شده و اصول صداقت آکادمیک و رفتار اخلاقی در جریان انجام آن رعایت شده است. مبنای این بررسی پایان‌نامه کارشناسی ارشد ابوالفضل مجیدی یزدی یکی از پژوهشگران همین تحقیق بوده است.

به سایر حالت‌ها دارای کمترین مقدار است، در نهایت، اگر پایداری سازه نگرانی اصلی باشد، پلاک صاف با جهت پیچ واگرا (SD) برای بیماران سنگین وزن و دارای اندازه پروگزیمال تیبیای بزرگتر توصیه می‌شود. برای بیماران لاغر و سبک وزن، پلاک خمیده ممکن است برای رفع نگرانی از تحریک بافت نرم مناسب باشد. در خصوص تکنیک درج پیچ مخالف، حداکثر تنش فون میسز برای پیچ ۶/۵ میلی‌متری کنسلوس روی پیچ و ایمپلنت نسبت به دو حالت دیگر دارای کمترین مقدار بود بنابراین احتمال رخ دادن پدیده سپر تنشی در این حالت نسبت به دو

منابع

- Pape D, Lorbach O, Schmitz C, Busch LC, Van Giffen N, Seil R, et al. Effect of a biplanar osteotomy on primary stability following high tibial osteotomy: a biomechanical cadaver study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010;18(2):204-11. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2005.10.010. PubMed PMID: 30676504.
- Pegah Khazainejad, Behrouz Sepehar, Alireza Mousavian, Biomechanical comparison of plate or rod inside bone canal in Charcot joint, in studies: finite element analysis, thesis for receiving a master's degree in medical engineering, 2018, Azad University.
- Saeede Fatemifar, Behrouz Sepehari, Alireza Mousavian, Pegah Khazainejad. Analysis of the biomechanical functions of non-integral blade plate: Finite element analysis. *Iranian journal of bone and joint surgery*, summer 2021, pages 132-128. doi: 10.22034/ijos.2021.285429.1006.
- Pape D, Lorbach O, Schmitz C, Busch LC, Van Giffen N, Seil R, et al. Effect of a biplanar osteotomy on primary stability following high tibial osteotomy: a biomechanical cadaver study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010;18(2):204-11. Doi: 10.1007/s00167-009-0929-3. PubMed PMID: 19809806.
- van Egmond N, Janssen D, Hannink G, Verdonschot N, van Kampen A. Biomechanical comparison of two different locking plates for open wedge high tibial osteotomy. *Journal of Orthopaedic Science*. 2018;23(1):105-11. DOI: 10.1016/j.jos.2017.09.014. PubMed PMID: 29032860.
- Nadaud JP, Schon LC. Chronic Charcot Midfoot Reconstruction. *Techniques in Foot & Ankle Surgery*. 2010;9(3):123-33. Doi: 10.1097/BTF.0b013e3181ed3fdb.
- Schröter S, Hoffmann T, Döbele S, Welke B, Hurschler C, Schwarze M, et al. Biomechanical properties following open wedge high tibial osteotomy: Plate fixator combined with dynamic locking screws versus standard locking screws. *Clinical Biomechanics*. 2018;60:108-14. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2018.10.010. PubMed PMID: 30340150.
- Liu X, Chen Z, Gao Y, Zhang J, Jin Z. High tibial osteotomy: review of techniques and biomechanics. *Journal of healthcare engineering*. 2019;2019(1):8363128. DOI: 10.1155/2019/8363128. PubMed PMID: 31191853; PubMed Central PMCID: PMC6525872.
- Ün K, Çalık A. Relevance of inhomogeneous–anisotropic models of human cortical bone: a tibia study using the finite element method. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. 2016;30(3):538-47. DOI:10.1080/13102818.2016.1154803.
- Nilofar Faghani, Behrouz Sepehari, Alireza Mousavian. analysis of the biomechanical performance of flat feet compared to the normal condition, master's thesis. Islamic Azad University of Mashhad, fall 2011, pages 7-13.
- Weng PW, Liaw CK, Chen CH, Luo CA, Chen CH, Tsuang YH, et al. Concentrated stress effects of contoured and non-contoured high Tibial osteotomy plates: A finite-element study. *Clinical Biomechanics*. 2020;78:105089. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105089. PubMed PMID: 32593906.
- Ji W, Luo C, Zhan S, Zhan Y, Xie X, Zhang B. Combined proximal tibial osteotomy for varus osteoarthritis of the knee: Biomechanical tests and finite-element analyses. *The Knee*. 2020;27(3):863-70. doi.org/10.1016/j.knee.2020.01.006. PubMed PMID: 32046900.
- Yang JC, Chen CF, Lee OK. Benefits of opposite screw insertion technique in medial open-wedge high tibial osteotomy: A virtual biomechanical study. *Journal of Orthopaedic Translation*. 2020;20:31-6. DOI: 10.1016/j.jot.2019.06.004.
- Hashemi TS, Iravani M, Farahmand F. Effects of high tibia osteotomy on knee ligamentous forces during gait: A finite element study. In 2020 27th National and 5th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME) 2020 (pp. 182-186). IEEE. DOI: 10.1109/ICBME51989.2020.9319433.
- Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, Keaveny TM. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of biomechanics*. 2004;37(1):27-35. DOI: 10.1016/s0021-9290(03)00257-4. PubMed PMID: 14672565.
- Cheng CT, Luo CA, Chen YC. Biomechanical effects of screw orientation and plate profile on tibial condylar valgus osteotomy-Finite-element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2020;23(12):906-13. DOI: 10.1080/10255842.2020.1772763. PubMed PMID: 32478579.
- Sano M, Oshima Y, Murase K, Sasatani K, Takai S. Stress analysis of the proximal tibia using finite element method after unicompartmental knee arthroplasty. *Journal of Nippon Medical School*. 2020:JNMS-2020_87. DOI: 10.1272/jnms.JNMS.2020_87-504. PubMed PMID: 32009074.
- Boström A, Amin AK, Macpherson GJ, Pankaj P, Scott CE. Hinge location and apical drill holes in opening wedge high tibial osteotomy: a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Research®*. 2021;39(3):628-36. DOI: 10.1002/jor.24704. PubMed PMID: 32352597.