

## تجزیه و تحلیل کارکردهای بیومکانیکی بلیدپلیت غیر یکپارچه: آنالیز المان محدود

## 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 است. 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 و وسیله فیکساسیون وجود دارد.

ژنو والگوم معمولاً اختلال در دیستال فمور است و با استئوتومی این ناحیه اصلاح می‌شود. همواره بهترین تکنیک فیکساسیون مورد بحث و اختلاف نظر بوده و دست جراح و راحتی گذاشتن وسیله یکی از فاکتورهای مهم در انتخاب وسیله است. از گذشته، بلیدپلیت گزینه‌ای جذاب برای فیکساسیون بوده که به دست جراحان جوانتر ممکن است سخت‌تر از روش‌های جدیدتر مثل پلاک‌های قفل‌شونده باشد. در این مطالعه هدف ما طراحی جدیدی از بلیدپلیت برای راحتی بیشتر در وسیله‌گذاری بود و تست المان محدود جهت اطمینان از اثر بخشی وسیله جدید در نظر گرفته شد.

هدف این مطالعه طراحی نمونه مدولار بلیدپلیت و مقایسه بیومکانیکی این دو حالت به صورت المان محدود است. در این پژوهش رفتار بیومکانیکی دو روش با بارگذاری شبه‌استاتیک روی مدل ساخته‌شده در نرم‌افزارهای المان محدود بررسی می‌شود.

**روش‌ها:** مدل‌سازی و شبیه‌سازی برای این که تا حد ممکن نزدیک به آناتومی واقعی موضع محل بررسی باشد، از تصاویر ثبت شده به روش سی‌تی‌اسکن از یک مرد ۳۷ ساله، در ۳۸۴ مقطع به صورت محوری استفاده شد. تصاویر سی‌تی‌اسکن به نرم‌افزار میمیکس (mimics) منتقل شد، سپس، مدل تحت آنالیز بیومکانیکی به صورت شبه‌استاتیک در محیط نرم‌افزار آباکوس (abaqus19.0) قرار گرفت. برای دستیابی به مدل واقعی از لحاظ خواص، استخوان به صورت ارتوتروپیک و ایمپلنت استیل ضدزنگ در نظر گرفته شد.

**نتایج:** در مقایسه تنش در محل اتصال بلید و پلیت استخوان، در نوع بلیدپلیت مدولار تنش هم روی پلاک و هم روی استخوان کمتر می‌شود که احتمالاً به دلیل اتلاف انرژی در محل اتصال بلید و پلیت است. کرنش (strain) در بلیدپلیت مدولار به میزان قابل توجهی کمتر از بلیدپلیت‌های قدیمی است، منتها از این نظر کرنش استخوان بدون ارتز شباهت بیشتری به گذاشتن بلیدپلیت‌های قبلی دارد.

**واژه‌های کلیدی:** پلاک‌های استخوانی، تحلیل المان محدود، ژنو واروم، ژنو والگوم، فیکساتورهای داخلی.

دریافت مقاله: ۴ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۳ بار؛ پذیرش مقاله: ۲۰ روز قبل از چاپ

\* سعیده فاطمی فر، \*\* دکتر بهروز سپهری، \*\*\* دکتر علیرضا موسویان، \*\*\*\* پگاه خزاعی نژاد

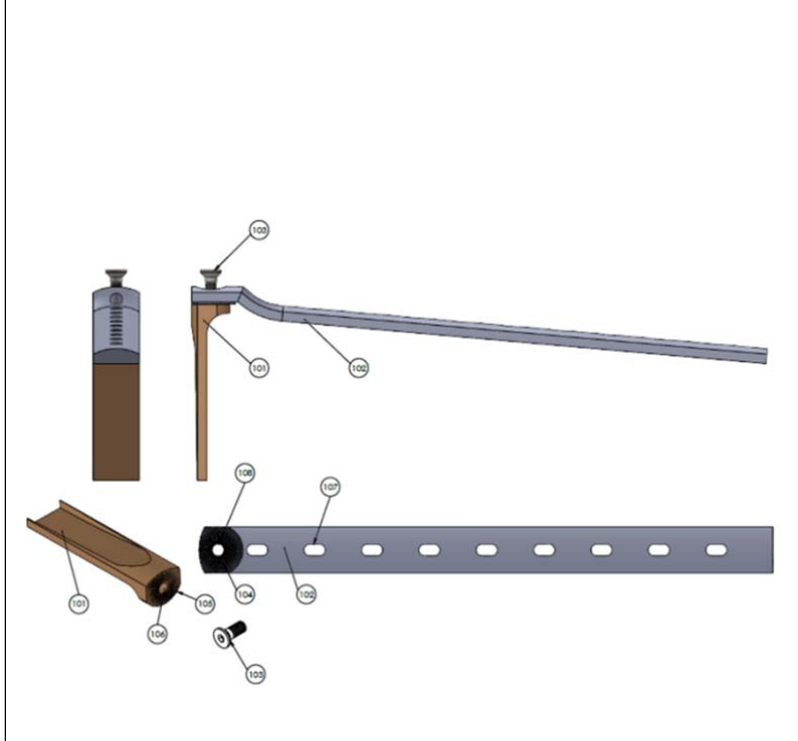
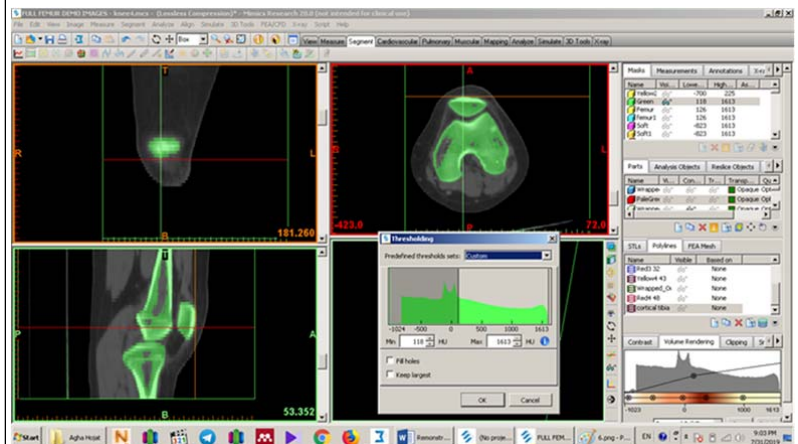
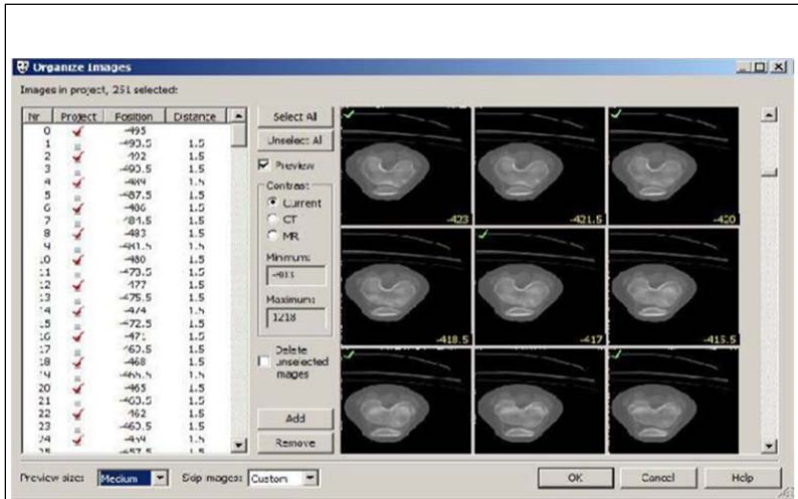
## مقدمه

دو تغییر شکل شایع در مفصل زانو، والگوس و واروس، یا چرخش نامتناسب یا بیش از حد است. والگوس، نوعی اختلال در راستای طبیعی اندام تحتانی است که در آن زانوها به هم نزدیک‌تر می‌شوند و مچ پاها از یکدیگر فاصله پیدا می‌کنند. به طور طبیعی زانوی افراد بالغ حدود ۱ تا ۹ درجه به سمت داخل انحراف دارد. افزایش انحراف زانو بیش از ۹ درجه والگوس نامیده می‌شود که بیشتر موارد آن مربوط به ضایعات دیستال استخوان فمور است. هنگامی که والگوس شدید باشد و برای بیمار ایجاد درد کرده باشد، شبیه آنچه در شکستگی‌های دیستال فمور دیده می‌شود. شکستگی‌های دیستال فمور شامل متافیز دیستال فمور و سطح مفصلی دیستال فمور است<sup>(۱)</sup>. جاناندازی آناتومیک سطح مفصلی، برقراری امتداد صحیح اندام و راه‌اندازی سریع بیمار به نظر می‌رسد که راه‌های مؤثری در مدیریت درمان شکستگی‌های دیستال فمور باشد. علی‌رغم پیشرفت‌های رخ داده در تکنیک‌ها و وسایل به کار رفته، باز هم درمان شکستگی‌های دیستال فمور یک موضوع چالش برانگیز است. ناتوانی طولانی‌مدت می‌تواند در آسیب‌های شدید بافت نرم، آسیب وسیع غضروف مفصلی و خرد شدن قابل توجه استخوان ایجاد شود<sup>(۲،۳)</sup>. تاکنون تکنیک‌های مختلفی برای درمان این شکستگی‌ها پیشنهاد و به کار گرفته شده است. یکی از این تکنیک‌ها، استفاده از بلیدپلیت‌ها است. پرسش بعدی، یافتن بهترین روش بازسازی و فیکساسیون با کمترین آسیب نسج نرم است. امروزه استفاده از بلیدپلیت‌های زاویه‌دار برای تثبیت موقت اصلاح و استحکام استخوان در سر پروکسیمال و دیستال توصیه می‌شود<sup>(۴)</sup>. بلیدپلیت‌های دیستال فمور در دو زاویه ۹۵ و ۱۳۰ درجه موجود است. بلید با کنترل دقیق در سه جهت فضا در ناحیه متافیز-اپیفیز کوبیده می‌شود و بدون برداشتن استخوان، استحکام بالایی به وسیله می‌دهد و قسمت ساید پلیت روی استخوان در وضعیت اصلاحی قرار می‌گیرد<sup>(۵)</sup>. تکنیک صحیح نیاز به محاسبات دقیق سر عمل در لحظه کوبیدن بلید دارد که هر گونه اشتباه در محاسبات یا جهت کوبیدن در هر یک از پلان‌های فضایی باعث عدم اصلاح

\* دانش آموخته کارشناسی ارشد، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران  
\*\* گروه مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران  
\*\*\* ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران  
\*\*\*\* گروه مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

نویسنده مسئول:  
پگاه خزاعی نژاد

Email:  
p.khazaei1994@gmail.com



یا ایجاد بدشکلی‌های جدید در الاین‌منت استخوان و مفصل خواهد شد. در نتیجه، اگر جایگذاری درست انجام نشود، نیاز به جایگذاری مجدد است که در هر دفعه، مقداری از استحکام وسیله کم خواهد شد. برای این منظور در این پژوهش، نمونه‌ای از بلیدپلیت‌ها طراحی شد که در آن، قسمت بلید و پلیت به صورت غیریکپارچه بوده و حالت مدولار داشته باشد. در این پژوهش، کارکردهای بیومکانیکی نمونه مدولار ارائه شده با مکانیزم‌های متداول مورد استفاده، مورد مقایسه آنالیز محدود قرار گرفت.

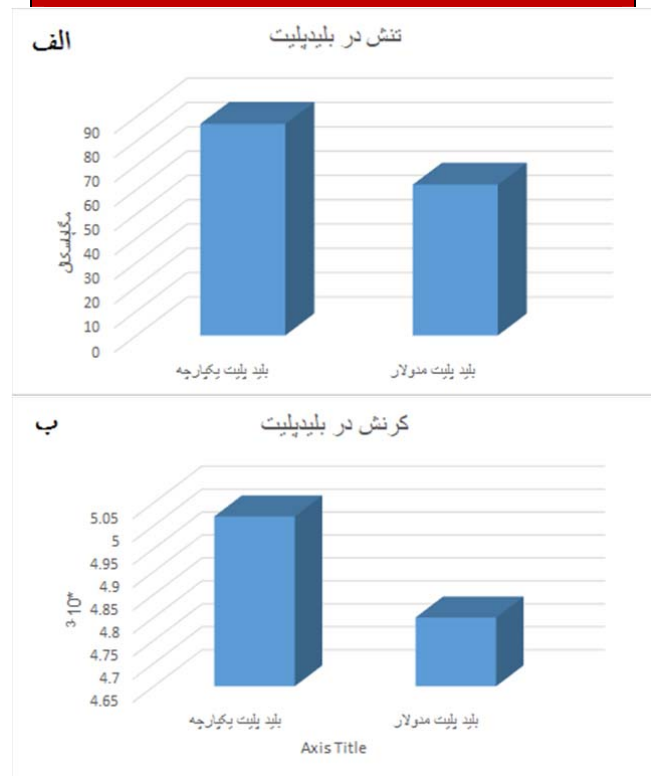
این پژوهش بر اساس نرم افزاری بوده و هیچ گونه تست و تداخل با موجودات زنده نداشته است.

### مواد روشی ها

در این پژوهش مدل‌سازی و شبیه‌سازی تا حد ممکن نزدیک به آناتومی واقعی پا انجام شد، مسئله‌ای که همواره مورد توجه محققان بیومکانیک بوده است. در این مدل، نیاز به ایجاد مدل‌های هندسی از استخوان‌های زانوی فرد بود، برای این منظور تصاویر ثبت شده به روش سی‌تی‌اسکن از یک مرد ۳۷ ساله استفاده شد. این تصاویر در ۳۸۴ مقطع به صورت محوری گرفته و استخوان‌ها و بافت نرم تفکیک شدند. سپس برای پردازش به نرم‌افزار میمیکس (mimics 19.0) منتقل شد<sup>(۷)</sup>.

طراحی نمونه بلیدپلیت جدید نیز در نرم‌افزار سولید ورک (solid work) صورت گرفت. بلیدپلیت طراحی شده شامل دو بخش بوده است<sup>(۸)</sup>. بخش اول قسمت بلید در دیستال استخوان فمور جایگذاری شد و بخش دوم پلیت بر روی استخوان فمور قرار داده شد و این دو بخش از انتهای پلیت و ابتدای بلید توسط پیچ و رزوه در ناحیه هزارخاری به یکدیگر متصل شدند. در نهایت کاشتنی و استخوان وارد نرم‌افزار آباکوس (abaqus) شدند و نمونه تجاری بلیدپلیت‌ها و نیز نمونه مدولار طراحی شده، تحت آنالیز المان محدود قرار گرفتند و مقایسه شدند<sup>(۹)</sup>. خواص مکانیکی برای استخوان کورتیکال و اسفنجی، الاستیک و ناهمسانگرد (ارتوتروپ)، بافت نرم به صورت هایپروالاستیک و ایمپلنت از جنس استیل ضدزنگ در نظر گرفته شد<sup>(۱۰ تا ۱۳)</sup>.

**شکل ۴- الف: تنش در بلیدپلیت، ب: کرنش در بلیدپلیت.**  
با توجه به نتایج نمودارها بیشترین تنش و بیشترین کرنش در ایمپلنت در حالت یکپارچه مشاهده شد.



### بحث

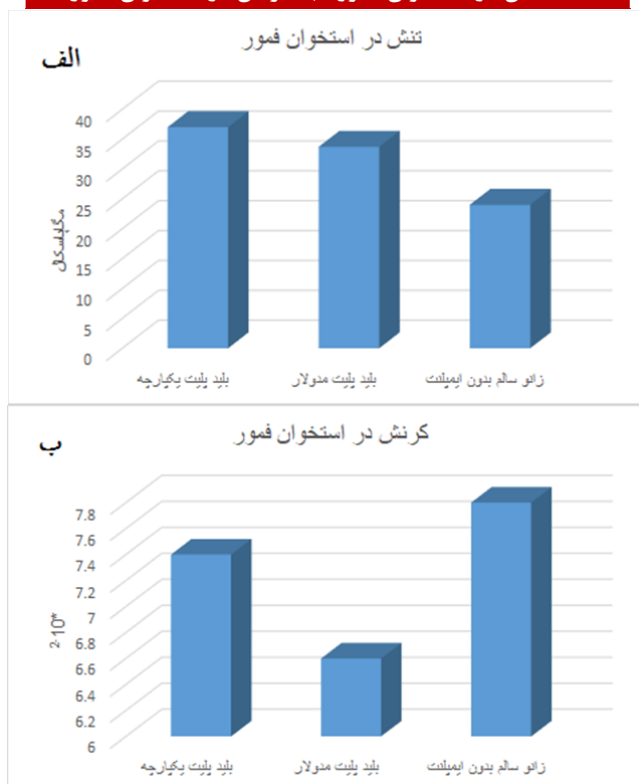
استفاده از بلیدپلیت برای سالیان طولانی تا به امروز جزو روش‌های برتر ثابت کردن استنوتومی‌های دیستانال و پروگزیمال فمور بوده، بنابراین کارایی عملی این نوع وسایل برای ارتوپدها تأیید شده است. اما کنترل این مشکل و تکنیک جایگذاری سخت این وسایل کم‌کم تمایل به استفاده باز این وسایل را محدود ساخته است<sup>(۱۵،۱۴)</sup>. در مقایسه‌ای که در این پژوهش انجام شد سعی بر این بود تا شکل تغییر یافته‌ای از این وسیله ساخته شود که استفاده از آن برای جراح آسان و در زمان کوتاه‌تر عمل قابل انجام باشد. هدف از بررسی تنش‌ها، یافتن ضریب اطمینان تسلیم بود. با فرض این که ثبات تحت تأثیر ضریب اطمینان باشد، تنش به عنوان شاخصی برای یافتن ضریب اطمینان ناشی از بارهای اعمال شده به استخوان و ایمپلنت برای جلوگیری از رسیدن به نقطه تسلیم آنها تعیین شد. جهت اعتبارسنجی مطالعه حاضر، نمونه زانوی سالم بدون قرار دادن ایمپلنت تحت بارگذاری قرار گرفت و با مقاله مشابه مقایسه شد<sup>(۱۳)</sup>. با توجه به نتایج به دست آمده، الگوی توزیع تنش تحت بارگذاری مشابه، در هر دو بررسی تقریباً یکسان بود و میزان حداکثر تنش در بارگذاری یکسان (۶۹ کیلوگرم)، با ۲/۳ درصد اختلاف مشاهده شد (شکل ۵).

تحلیل به صورت شبه‌استاتیک تحت نیروی وزن یک فرد ۶۹ کیلوگرمی به سر پروگزیمال فمور اعمال شد. توزیع تنش‌های برآیند<sup>۱</sup> وارده بر استخوان فمور و تیبیا محاسبه شد<sup>(۱۳)</sup>.

### نتایج

با توجه به نتایج به دست آمده در نرم‌افزار آباکوس، تنش برآیند در استخوان فمور در حالت مدولار به حالتی که پا سالم و بدون ایمپلنت بود، نزدیک‌تر بود و در هر دو استخوان فمور و تیبیا میزان تنش کمتری مشاهده شد. اما کرنش در استخوان کورتیکال مدل یکپارچه با ۵/۱ درصد کمترین اختلاف و مدل مدولار با ۱۵ درصد، بیشترین اختلاف را با زانوی بدون کاشت<sup>۲</sup> دارد. با توجه به نتایج نمودارها، در نمونه بلیدپلیت یکپارچه بیشترین تنش در استخوان فمور است و میزان کرنش در استخوان فمور در حالت بلیدپلیت یکپارچه شباهت بیشتری به حالت بدون پلاک دارد.

**شکل ۳- نمودارهای مقایسه میزان تنش و کرنش.**  
**الف: تنش در استخوان فمور، ب: کرنش در استخوان فمور.**



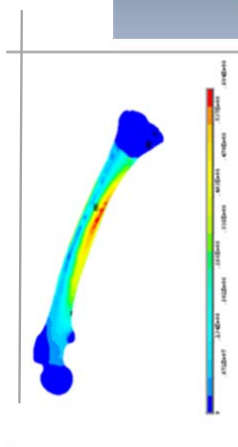
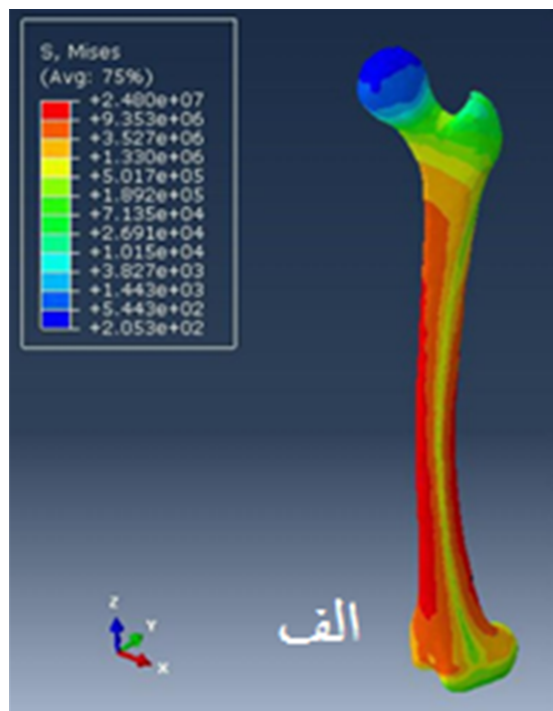
۱. تنش برآیند یا تنش فون میزز (von mises stress) ترکیبی از تنش‌های نرمال و برشی.  
۲. زانو بدون ایجاد استنوتومی و در نتیجه بدون قرار دادن بلیدپلیت.

در مقایسه تنش در بلیدپلیت و استخوان، با این فرض که ماکزیمم تنش اعمالی به استخوان در هر یک از حالات دوگانه شاخصی از میانگین کل تنش اعمالی به استخوان در آن حالت باشد، در نوع بلیدپلیت مدولار، تنش، هم روی پلاک و هم روی استخوان کمتر می‌شود که احتمالاً به دلیل اتلاف انرژی در محل اتصال بلید و پلیت است. این در حالی است که تنش فونمیز در استخوان کورتیکال مدل مدولار با ۴/۱ درصد کمترین اختلاف را با استخوان کورتیکالی که پلاکی روی آن نیست دارد و از این نظر مناسب‌تر از روش یکپارچه است (شکل ۳، الف و ب).

در مقایسه کرنش روی استخوان و بلیدپلیت، با این فرض که ماکزیمم کرنش اعمالی به استخوان در هر یک از حالات دوگانه، شاخصی از میانگین کل کرنش به استخوان و بلیدپلیت در آن حالت باشد، کرنش در بلیدپلیت مدولار به میزان قابل توجهی کمتر از بلیدپلیت‌های قدیمی است؛ منتها از این نظر، کرنش استخوان شباهت بیشتری به بلیدپلیت‌های قبلی یکپارچه دارد؛ لذا کارایی این وسایل باید قبل از استفاده در تست‌های بیومکانیک مورد ارزیابی قرار بگیرد. مدل یکپارچه با ۵/۱ درصد، کمترین اختلاف را با کورتیکال بدون پلاک دارد که از این نظر مناسب‌تر از روش مدولار است.

در پژوهش‌های اخیر، استخوان به صورت ایزوتروپیک در نظر گرفته شده بود و از نقش ماهیچه در بارگذاری صرف نظر شده بود<sup>(۲۰)</sup>. در حالی که در پژوهش حاضر، استخوان به صورت ارتوتروپیک و با در نظر گرفتن بافت نرم تحلیل شد که در این حالت حداکثر تنش محوری با ۲/۳ درصد خطا نسبت به تحقیق مشابه قبلی به دست آمد. این آنالیز بر اساس موضوعی که در قبل، بررسی و اعتبارسنجی شده بود به صورت استاتیک مورد بررسی قرار گرفت. پیشنهاد می‌شود در بررسی‌های آینده تحلیل به صورت دینامیکی نیز بررسی شود. از آنجایی که در این بررسی خواص بافت نرم به صورت هایپرلاستیک در نظر گرفته شده، پیشنهاد می‌شود برای نزدیک‌تر شدن به خواص واقعی، بافت نرم به صورت ویسکوالاستیک نیز بررسی شود.

باید توجه داشت که در این مطالعه جنبه‌های بیومکانیکی ناشی از برهم‌کنش پلاک و ساختار فیزیولوژیک و تأثیر آن در پارامترهای مکانیکی ایجاد شده، مورد توجه بوده است. بدیهی است در تحقیقات آینده می‌توان جنبه‌های متفاوت دیگری از جمله تأثیر برهم‌کنش بافت نرم و نیروهای عضلانی در کارکرد پلاک را مورد بررسی قرار داد. باید توجه داشت که این مسئله موجب پیچیدگی بسیار زیاد در



Loading (Kg)	Max. Stress (Axial)-MPa	Max. Stress (Bending)-MPa
25	6.04	36.31
35	9.31	51.22
69	24.23	100.30*
150	36.41	217.93
250	60.01	363.11
414	99.83*	601.93
500	121.12	733.31

ب

مدل‌سازی مسئله خواهد شد که برخی جنبه‌های آن با امکانات نرم‌افزاری موجود بسیار دشوار و شاید غیرممکن باشد. با این حال، با توجه به انتقال بخش عمده نیروی وزن در موضع مورد مطالعه توسط سیستم اسکلتی و ناچیز بودن سهم بافت‌های نرم و حتی نیروهای عضلانی در حالت پایدار در قیاس با آن در اکثر مطالعات انجام شده تاکنون برای پرهیز از پیچیدگی‌های مشروح فوق، اجزاء اسکلتی لحاظ شده‌اند<sup>(۱۲،۱۳،۲۱)</sup>.

با انجام محاسبات مشروح، ضریب اطمینان بالای ۳ برای تحمل بارهای اعمالی حاصل شده است که به لحاظ بیومکانیکی ضریب اطمینان مطلوبی است و پوشش‌دهنده هرگونه افزایش تنش ناشی از بارهای ناشناخته احتمالی خواهد بود. بنابراین به لحاظ حل استاتیکی احتمال شکست در این ناحیه وجود ندارد. بدیهی است بررسی پدیده خستگی

نصب شده در استخوان است که از جراحات اضافی مشروح فوق جلوگیری خواهد کرد.

از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر، عدم در نظر گرفتن جنبه‌های دیگر از جمله تأثیر برهم‌کنش بافت نرم و نیروهای عضلانی در کارکرد پلاک است که باید مورد بررسی قرار گیرد. همچنین می‌توان خاصیت ویسکوالاستیک استخوان و بارگذاری دینامیک در فاز های مختلف راه رفتن را برای نزدیک‌تر بودن مدل به واقعیت مورد بررسی قرار داد که در پژوهش حاضر مدنظر نبوده است.

یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهند که ممکن است مدولار بودن پلاک کارگذاری راحتی‌تری در زمان جراحی داشته باشد، در صورت تأیید تست‌های بیومکانیک، می‌توان این وسیله را جایگزین بلیدهای قبلی کرد.

و شکست تحت بار دینامیکی موضوع تحقیق حاضر نبوده است که می‌تواند به طور مستقل مورد مطالعه قرار گیرد. البته شایان توجه است که با توجه به فرکانس پایین بارگذاری دینامیکی در ناحیه مذکور که به طور طبیعی عمدتاً ناشی از راه رفتن است، می‌توان پیش‌بینی کرد که این بارگذاری تأثیرات چندانی متفاوتی بر ضریب اطمینان محاسبه شده نخواهد داشت.

لازم به توجه است که نمونه‌های بلیدپلیت‌های یکپارچه که عمدتاً در حال حاضر مورد استفاده قرار می‌گیرند، نمونه‌هایی غیرقابل تنظیم هستند که موجب تأخیر در انجام نصب و ایراد جراحات ناخواسته به بیمار می‌شوند که ناشی از تکرار فرایند نصب برای هم‌راستا شدن بلید با استخوان بیمار است؛ در حالی که در طرح مورد بررسی در این پژوهش، قطعه بلید از طریق اتصال شیاردار قابل تنظیم بر روی پلیت

### منابع

- Rohlmann, A., Mdssner, U., Bergmann, G. and Kiilbel, R. Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. *J Biomech*, 1983; 16, 727-742.
- G.S Beaupre and D.R.carter ,warping of cross section in the Torsion of long bones with internal fracture fixation plates.*journal of orthopedics reseaech*1987;5,2,296-299.
- Bucholz, Robert W, Heckman, James D, Court Brown, Charles M. Fractures of the Distal Femur. In Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown C. Rockwood and Green's fractures in adults. Sixth ed. Philadelphia Lippincott Williams&Wikins; 2006: 1916-1967.
- Ricci WM, Bellabarba C, Evan off B, Hersovici D, Dipasqual T, Sanders R. Retrograde versus antegrade nailing, of femoral shaft fractures. *J Orthop Trauma* 2001; 15: 161-9.
- E. Vandenbussche, M.LeBaron, M.Ehlinger, X.Flecher, G.Pietud. Blade-plate fixation for distal femoral fractures: A case-control study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* September 2014; 100.5: 555-560.
- Tom Minas, a Primer in Cartilage Repair and Joint Preservation of the Knee, 2011: 978-1-4160-6654-5.
- Paul Simons, Theresia Sommerer, Ivan Zderic, Dieter Wahl, Mark Lenz, Hristo Skulev, Matthias Knobe, Boyoko Gueorguiev, R.Geoff Richards, Kajetan Klos. Biomechanical investigation of two plating system for medial column fusion if foot. *PLOS One*.2017;12(2): e0172563.
- Jing Zhang, Rimei Zhang, Guanghui Ren, Xiaojie Zhang-, A method for using solid modeling CAD software to create an implant library for the fabrication of a custom abutment. *Journal of prosthetic dentistry* February 2017;2,117,209-213.
- JohannesReiner, RezaVaziri, comprehensive composite material, Volume 8, 2018, Pages 61-84.
- Ryan krone, Peter Schuster -an investigation on the importance of a material anisotropic in finite-element modeling of the human femur, California Polytechnic State University, 2006: 01-0064.
- S Eberle, C Gerber, G von Oldenburg, F Ho "gel, P-Augat, A biomechanical evaluation of orthopaedic implants for hip fractures by finite element analysis and in-vitro tests. *Journal of Engineering in Medicine*,2010: 224(10):1141-52.
- majid shahzad- ali Kamran- mohammadzeeshan Siddiqui-mohammad Farhan. *Mechanical Characterization and FE modeling of a hyperelastic material-2015: Materials Research*. 2015; 18(5): 918-924.
- Mughal, U.N.; Khawaja, H.; Moatamedi, M., 'Finite Element Analysis of Human Femur Bone', *The International Journal of Multiphysics*, 9(2), (2015), 101-108.
- SimonGörtz, Guilherme C.Gracitelli, William D.Bugbee, Noyes' *Knee Disorders: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes (Second Edition)*, 2017, Pages 848-857.
- TomMinas, *A Primer in Cartilage Repair and Joint Preservation of the Knee*, Saunders(1st edition), 2011, Pages 146-159.
- Alisdair R.Macleod, Pankaj Pankaj, A.Hamish R.W.Simpson. Does screw-bone interface modelling matter in finite element analyses, *Journal of Biomechanics*,2012: 1;45(9):1712-6.
- S Eberle, C Gerber, G von Oldenburg, F Ho "gel, P-Augat, a biomechanical evaluation of orthopaedic implants for hip fractures by finite element analysis and in-vitro tests, *Journal of Engineering in Medicine*,2010: 224(10):1141-52
- Jalil Nourisa, Amin Baseri, Leszek Sudak, Gholamreza Rouhi, The Effects of Bone Screw Configurations on the Interfragmentary Movement in a Long Bone Fixed by a Limited Contact Locking Compression Plate. *J. Biomedical Science and Engineering*, 2015.
- Shabnam Samsami • Sadegh Saberi • Sanambar Sadighi • Gholamreza Rouhi- Comparison of Three Fixation Methods for Femoral Neck Fracture in Young Adults: Experimental and Numerical Investigations-J. *Med. Biol. Eng* 2015;35(5):566-579.
- Diogo Gerales, Andrew T M Phillips. A comparative study of orthotropic and isotropic bone adaptation in the femur. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, September 2014;30(9).
- N. Harrison, P.E. McHugh, W. Curtin, P. Mc Donnell. Micromotion and friction evaluation of a novel surface architecture for improved primary fixation of cementless orthopaedic implants. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2013;37(46).