

فرآیندهای نوین در مهندسی مواد

ma.iaumajlesi.ac.ir

بررسی عددی و تجربی مقاومت خمشی پیچ تیتانیوم Ti6Al4V در استخوان فمور

مقاله پژوهشی

علی فتی^{۱*}، پیمان مشهدی کشتیبان^۲

۱- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه هرمزگان، بندرعباس.

۲- دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی ارومیه، ارومیه.

* fata@hormozgan.ac.ir

اطلاعات مقاله

دریافت: ۱۴۰۳/۰۵/۲۶

پذیرش: ۱۴۰۳/۰۹/۲۵

کلید واژگان:

المان محدود

آزمون خمش

استخوان فمور.

چکیده

پیچ‌های ارتوپدی که جهت اتصال ایمپلنت‌های ارتوپدی استفاده می‌شوند، همیشه نقش مهمی در افزایش استحکام و مقاومت در برابر شکست استخوان دارند. بدون پیچ، استفاده از بسیاری وسایل ثابت‌کننده مانند صفحات استخوانی، ناخن‌های داخل مدولاری و حتی برخی از پروتزهای رایج کمتر مؤثر و یا حتی غیرممکن خواهد بود. هنگام کاربرد و بعد از بستن ایمپلنت‌ها، پیچ‌های تحت فشار، تحت انواع بارهای خمشی، کششی یا فشاری قرار می‌گیرند و نتیجتاً در جهت بارهای وارده باید تغییر فرم الاستیک در محدوده مجاز داشته باشند. جهت بررسی دقیق عملکرد پیچ، در این کار مقاومت خمشی پیچ ارتوپدی تیتانیوم به روش اجزای محدود بررسی شد و نتایج به‌دست آمده با آزمایش‌های تجربی مقایسه و تأیید شد. رفتار پیچ در آزمایش خمش از نظر تنش، نیرو و جابجایی مورد بحث قرار گرفت. مقایسه نتایج ماکزیم نیرو نشان‌دهنده تفاوت ۱۶ درصدی بین شبیه‌سازی و کار عملی در بارگذاری خمشی است. از آنجایی که لنگر خمشی نیروهای بیشتری را به نواحی بیرونی وارد می‌کند، این نتیجه حاصل شد که سطح استخوان حداکثر تنش را در نازک‌ترین قسمت رزوه داخلی نشان می‌دهد. به دلیل ناپوستگی اتصال رزوه پیچ با استخوان، در ناحیه بسته شده پایین، مقدار تنش بالایی در نوک پیچ رخ می‌دهد. مشابه قسمت رزوه دار بالایی، حداکثر مقادیر تنش برای استخوان نیز در بخش بالا قرار می‌گیرد.

Numerical and Experimental Investigation of Bending Strength of Ti6Al4V Titanium Screw in Femur Bone

Ali Fata^{1*}, Peyman Mashhadi Keshtiban²

1- Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, University of Hormozgan, Bandar Abbas, Iran.

2- Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, University of Urmia, Urmia, Iran.

* fata@hormozgan.ac.ir

Article Information

Original Research Paper

Doi: 10.71753/ma.2025.1129328

Keywords:

Finite Element

Bending Test

Femur Bone.

Abstract

Orthopedic screws, which are used to connect orthopedic implants, always play an important role in increasing strength and resistance to bone fracture. Without screws, the use of many fixation devices such as bone plates, intramedullary nails and even some common prostheses will be less effective or even impossible. During application and after closing the implants, screws under pressure are subjected to various bending, tensile or compressive loads, and as a result, they must have an elastic deformation within the permissible range in the direction of the applied loads. In order to accurately check the performance of the screw, in this work, the bending strength of the titanium orthopedic screw was investigated using the finite element method, and the results obtained were compared and confirmed with experimental tests. The behavior of the bolt in the bending test was discussed in terms of stress, force and displacement. Comparing the maximum force results shows a 16% difference between simulation and practical work in bending loading. Since the bending moment exerts more forces on the outer regions, it was concluded that the bone surface shows the maximum stress in the thinnest part of the inner thread. Due to the discontinuity of the connection of the screw thread with the bone, in the lower closed area, a high amount of stress occurs at the tip of the screw. Similar to the upper threaded part, the maximum stress values for the bone are also located in the upper part.

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

Ali Fata, Peyman Mashhadi Keshtiban, Numerical and Experimental Investigation of Bending Strength of Ti6Al4V Titanium Screw in Femur Bone, New Process in Material Engineering, 2025, 19(2), 15-23.

۱- مقدمه

پیچ‌ها و پلاک‌های ارتوپدی که برای استحکام‌بخشی و افزایش مقاومت استخوان در برابر شکست استفاده می‌شوند، همیشه نقش مهمی در اتصال مناسب و ایمن ایمپلنت‌های ارتوپدی به استخوان دارند. به‌منظور بهینه‌سازی طراحی پیچ‌ها که اثرات مخرب را کاهش می‌دهد و همچنین کارایی ایمپلنت را بهبود می‌بخشد، مهندسان اغلب از شبیه‌سازی‌های عددی همراه با الگوریتم‌های بهینه‌سازی استفاده می‌کنند؛ بنابراین یکی از اهداف اصلی قطعات ایمپلنت فلزی [۱] یا پلیمری [۲]، تقویت حداکثری استخوان و همچنین ترمیم مؤثر شکستگی است. اگرچه مطالعات تجربی می‌تواند کمک زیادی به بهبود نتایج اتصال پیچی کند اما پارامترهای زیادی وجود دارد که یافتن آنها بدون استفاده از شبیه‌سازی اجزای محدود دشوار است. محققان تحقیقات زیادی برای شبیه‌سازی شرایط استخوانی، پلاک‌های ارتوپدی و پیچ‌ها انجام داده‌اند. کیم و همکاران^۱ [۳]، از روش تاگوجی و المان محدود برای بهینه‌سازی هندسه پیچ و پلاک استفاده کردند. آنها به این نتیجه رسیدند که پلاک‌ها و پیچ‌های پیشنهادی می‌توانند اطلاعات خوبی برای استفاده از کوچک‌ترین اندازه‌ها در کاربردهای بالینی ارائه دهند. در مطالعه دیگری، هو و همکاران^۲ [۴]، از روش اجزای محدود و آزمایش‌های تجربی برای به دست آوردن قدرت حفظ استخوان توسط پیچ استفاده کردند. آنها به این نتیجه رسیدند که حفظ استحکام استخوان توسط پیچ‌های ارتوپدی را می‌توان با تجزیه و تحلیل اجزای محدود محاسبه کرد درحالی‌که اثر همه عوامل هندسی، حتی برای پیچ‌های رزوه دار نامشخص، می‌تواند با شبیه‌سازی محاسبه شود. چائو و همکاران^۳ [۵]، از آزمایش مکانیکی و شبیه‌سازی اجزای محدود برای افزایش مقاومت خمشی پیچ تیتانیوم استفاده کرد. نتیجه‌گیری شد که المان محدود می‌تواند به‌عنوان ابزاری قابل‌اعتماد برای به دست آوردن استحکام پیچ‌ها استفاده شود و از نظر زمان و هزینه کارآمد است. همچنین نتیجه‌گیری شد که با افزایش شعاع رزوه، استحکام خستگی پیچ تیتانیوم در مقایسه با پیچ‌های

فولادی افزایش می‌یابد. همچنین در تحقیق دیگری، هاس و همکاران^۴ [۶]، از شبیه‌سازی اجزای محدود برای به دست آوردن پروفیل‌های تنش و کرنش در پیچ‌های ارتوپدی استفاده کردند. وو و همکاران^۵ [۷]، از روش اجزای محدود برای ارزیابی اثر روان کننده بر قابلیت اطمینان پیچ ایمپلنت دندان استفاده کردند. نتیجه نشان می‌دهد که پیچ روغن کاری شده با گشتاور کمتر بسته می‌شود ولی باعث شل شدن اتصال می‌شود؛ بنابراین کاربرد روان کننده در این نوع اتصالات مناسب نیست. کشتیبان و همکاران [۱] به بررسی استحکام کششی پیچ تیتانیوم در استخوان فمور با استفاده از المان محدود و آزمون‌های تجربی پرداختند. نتایج ماکزیم نیرو نشان‌دهنده تفاوت ۱۴ درصدی بین کارهای شبیه‌سازی و آزمایشی در بارگذاری نوع کششی است. علاوه بر این، این نتیجه حاصل شد که روند منحنی‌های نیرو در هر دو آزمون تجربی و شبیه‌سازی عددی شباهت بالایی را نشان می‌دهد و المان محدود فرآیند را با دقت قابل قبولی پیش‌بینی می‌کند. علاوه بر این، نتیجه‌گیری شد که مقادیر تنش در هنگام حرکت به سمت سطح بالایی استخوان بالاتر است. مطالعه‌ای توسط کتاتا و همکاران^۶ [۸] روی پیچ‌های ارتوپدی کورتیکال دوطرفه به صورت تجربی و عددی انجام شد. تجزیه و تحلیل المان محدود سه بعدی بر روی آزمون‌های خروجی انجام شد. نشان داده شد که پیچ‌های خودکار استخوانی، اتصال محکم‌تری را تضمین می‌کنند که منجر به قدرت بیرون کشی بالاتر می‌شود. با این حال، پیچ‌های غیر خودکار سفتی تثبیت را بهبود می‌بخشد. مائو و همکاران^۷ [۹] پیچ تداخل رباط متقاطع قدامی را با استفاده از روش اجزای محدود طراحی کردند. در این مطالعه از پیچ‌های منیزیمی که از بهبود استخوان پشتیبانی می‌کنند استفاده شد. نتیجه‌گیری شد که شکست کاهش می‌یابد و میزان موفقیت جراحی افزایش خواهد یافت. نایدوبابو و همکاران^۸ [۱۰] از روش اجزای محدود برای به دست آوردن توزیع تنش در یک استخوان شکسته استفاده کردند. سه ماده مختلف ایمپلنت، یعنی منیزیم، فولاد ضد زنگ ۳۱۶L و تیتانیوم مورد مطالعه و مقایسه قرار گرفتند. استنباط شد

که ایمپلنت منیزیم اثر تنش برشی حاصل از اختلاف جنس استخوان و پیچ را کاهش می‌دهد و نهایتاً به عنوان بهترین ماده ایمپلنت پیشنهاد شد. یان و همکاران^۹ [۱۱] ایمپلنت‌های ارتوپدی پرینت سه بعدی را بررسی کردند. تثبیت شکستگی با آنالیز اجزای محدود ایمپلنت و استخوان مورد ارزیابی قرار گرفت. مزیت روش مزبور در این است که مدول یانگ و سوراخ‌های پیچ استفاده نشده را می‌توان به راحتی با فرآیند چاپ سه بعدی تغییر داد؛ بنابراین تغییرات لازم برای تعیین اثرات مرتبط بر تحکیم شکستگی انجام شد. لی و همکاران^{۱۰} [۱۲] شکستگی گردن را با استفاده از تحلیل المان محدود مورد مطالعه قرار دادند. سه ایمپلنت مختلف تحکیم شکستگی گردن از نظر توزیع تنش، زوایای چرخشی و تنش ماکزیمم مقایسه شدند. تنه و مک کالو^{۱۱} [۱۳] بر روی پروفیل رزوه و تأثیر هندسه پروفیل بر انتقال تنش در استخوان با استفاده از تحلیل اجزای محدود بررسی کردند. نتیجه‌گیری شد که شکل رزوه دوزنقه‌ای پیچ منیزیمی بیشترین تنش را منتقل می‌کند. زین و همکاران^{۱۲} [۱۴] توزیع تنش ایمپلنت‌های ارتوپدی پیچ شده در استخوان ترابکولار که یک بافت بیولوژیکی بسیار متخلخل است را مورد مطالعه قرار دادند. نتایج تجزیه و تحلیل اجزای محدود نشان داد که سر پیچ به عنوان تخلخل استخوان ترابکولار تسلیم می‌شود. شکستگی استخوان گردن فمور بسیار مهم است و در اغلب موارد در صورت عدم اصلاح، سبب ایجاد دردهای زیاد و مرگ می‌شود. یکی از پرکاربردترین درمان‌ها برای این نوع شکستگی، استفاده از پیچ‌های کانوله‌دار است که با عوارضی همراه است. لی و همکاران^{۱۳} [۱۵] در یک جراحی شکستگی استخوان گردن فمور از پیچ‌های کانوله‌دار برای مهار شکستگی استخوان به سه روش مختلف استفاده کردند. یکی از این روش‌ها استفاده از صفحه مهار جانبی استخوان گردن فمور توسط پیچ بود که این روش با توجه به موقعیت استخوان ران و توزیع تنش، پیک تنش و زوایای چرخشی، پایداری بهتری نسبت به سایر روش‌ها دارد. با استفاده از تحلیل المان محدود مشخص شد که علاوه بر پایداری بهتر در نگهداری استخوان

(جابه‌جایی کمتر)، عملکرد بهتری در مقاومت به نیروهای برشی و خمشی دارد. در مطالعه دیگری که توسط دینگ و همکاران انجام شد از نوع جدیدی پیچ کانوله‌دار زیست تخریب پذیر آلایژ منیزیم استفاده شد که هدف آن بررسی خواص بیومکانیکی این آلایژ در مقایسه با دو پیچ دیگر کانوله‌دار آلایژ تیتانیوم بود. اثر بیومکانیکی سه نوع پیچ بر شکستگی گردن فمور با استفاده از توزیع و جابه‌جایی تنش فون میسر ارزیابی و مقایسه شد. توزیع تنش در پیچ منیزیمی نزدیک تر به تنش نرمال است و در نتیجه عملکرد بیومکانیکی بهتری را نسبت به دو مدل دیگر داشت و انتظار می‌رود عوارض این پیچ بعد از عمل کمتر باشد [۱۶]. با بررسی کارهای گذشته و اینکه خمش پیچ مورد بررسی کامل قرار نگرفته است، در این کار برای بررسی استحکام خمشی پیچ‌های ارتوپدی تیتانیوم از روش اجزای محدود استفاده شد و نتایج با آزمایش‌های تجربی مقایسه شد. با توجه به اینکه استخوان فمور قسمت استخوانی ران انسان است که خواص مشابه استخوان ران گاو دارد، در این مقاله از استخوان فمور گاو و پیچ تیتانیوم Ti6Al4V استفاده شده است. رفتار پیچ در آزمایش خمش از نظر تنش، نیرو و جابه‌جایی به طور کامل مورد بحث قرار گرفت.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- آزمایش‌های تجربی

ابعاد هندسی پیچ کورتیکال مورد استفاده در این مطالعه دارای قطر ۴/۵ میلی‌متر، طول کل ۵۰ میلی‌متر و طول گام ۱/۷۵ میلی‌متر است. شکل پیچ، پروفیل دندانه‌ها و جزئیات آن در شکل (۱) نشان داده شده است. مطابق شکل، زوایای رزوه پیچ در جلو و پشت رزوه به ترتیب ۳۰ درجه و ۱۰ درجه است [۱]. شعاع رزوه در قسمت جلو و عقب به ترتیب ۰/۵۵ میلی‌متر و ۰/۲۰ میلی‌متر است [۱]. ابعاد هندسی رزوه استخوان دقیقاً مطابق با پیچ و بدون لقی است. برای ایجاد رزوه در استخوان، ابتدا سوراخی به قطر ۳ میلی‌متر با مته کاری در قسمت میانی استخوان ایجاد شد. هر دو قسمت بالایی و پایینی استخوان در یک جهت



(ب)



(7)



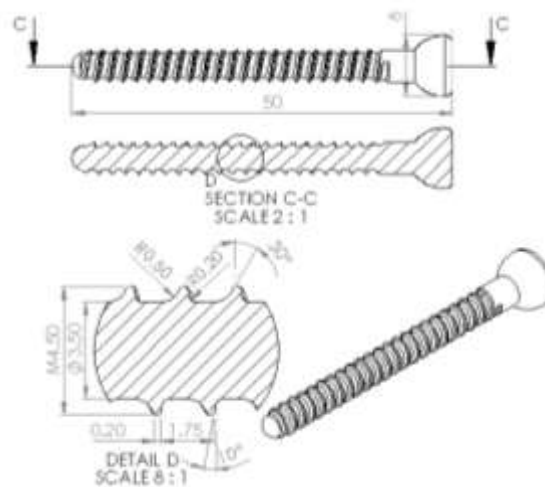
(5)

شکل (۲: الف) برش قطعه استخوانی استوانه‌ای، (ب) تراشکاری سطوح استخوان، (ج) آزمون خمشی و (د) اتصال پیچ و مهره.

٢-٢- خواص مواد و مدل المان محدود

استخوان مورد استفاده در این تحقیق استخوان فمور گاوی است. استخوان فمور گاو از نظر ساختار داخلی و مواد دارای خواص مشابه با استخوان فمور انسان است [۱۵]. لازم به ذکر است که تازگی استخوان باعث می‌شود که خواص مکانیکی و ترموفیزیکی و تراکم بافت استخوان به بافت زنده تحت عمل جراحی نزدیک شود [۱]. پیچ از $Ti6Al4V$ ساخته شده است، مشخصات پیچ تیتانیوم و استخوان فمور در جدول (۱) نشان داده شده است [۱۵]. مدل ضریب اصطکاک بین دندان‌های پیچ و

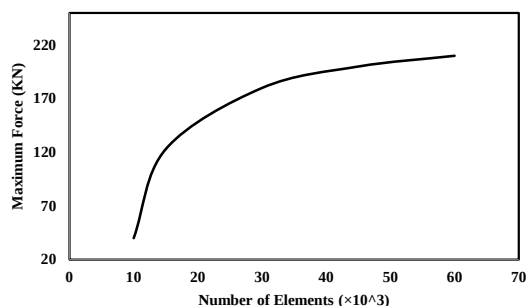
و در یک مرحله سوراخ کاری شدند و سپس پیچ در هر دو بخش بسته شد. همان طور که در شکل (۲-ب) نشان داده شده است، پیچ علاوه بر عبور از بالا، به اندازه ۴ میلی متر به استخوان قسمت پایینی نیز نفوذ می کند. به منظور گیره بندی مناسب در طول آزمایش خمش، فیکسچری مطابق شکل (۲-ج) طراحی و ساخته شد. عرض استخوان ۱۰ میلی متر و موقعیت پیچ در داخل استخوان دقیقاً در وسط استخوان قرار دارد و پیچ ۹۰ درجه با سطح استخوان زاویه دارد.



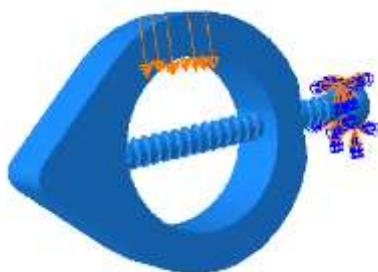
شکل (۱): هندسه، پروفیل رزوه‌ها و جزئیات ابعادی پیچ.



(الف)



شکل (۳): مطالعه استقلال نتایج از تعداد مش.



شکل (۴): شرایط مرزی و جهت اعمال جابجایی.

۳- نتایج و بحث

کانتور تنش برای نواحی مختلف پیچ و استخوان از نتایج المان محدود استخراج شد. حداکثر مقدار تنش پیچ در نقاط دور از محور رخ می‌دهد و تنها نیمی از قسمت استخوان رزوه شده تنش‌های بیشتری را نشان می‌دهد (شکل ۵-الف). علاوه بر این به دلیل درگیری پیچ و استخوان در بالا، ناحیه رزوه شده به‌طور مؤثر مقادیر تنش قسمت‌های پایین‌تر را کاهش می‌دهد (شکل ۵-ب). همان‌طور که در شکل ۵-الف نشان داده شده است، مستطیل قرمز مقادیر تنش پیچ را نشان می‌دهد که به دلیل خمش در یک طرف محور طبیعی توزیع شده است و در قسمت میانی به دلیل وجود تار خنثی تنش‌ها کمتر و به صفر می‌رسند. از آنجایی که لنگر خمشی نیروهای بیشتری را به مناطق بیرونی وارد می‌کند، سطح استخوان حداکثر تنش را نشان می‌دهد که با دایره زرد نشان داده شده است. به دلیل جابه‌جایی بیشتر پیچ، مشخصاً ماکزیمم تنش استخوان در روی سطح آن رخ می‌دهد. ناحیه بست پایینی در شکل ۵-ب نشان داده شده است. به دلیل خالی بودن بخش داخلی استخوان و ناپیوستگی اتصال پیچ و

استخوان کولمب بوده و مقدار آن ۰/۳ در نظر گرفته شد [۱۶]. خواص استخوان و مواد پیچ همگن و همسانگرد در نظر گرفته می‌شود.

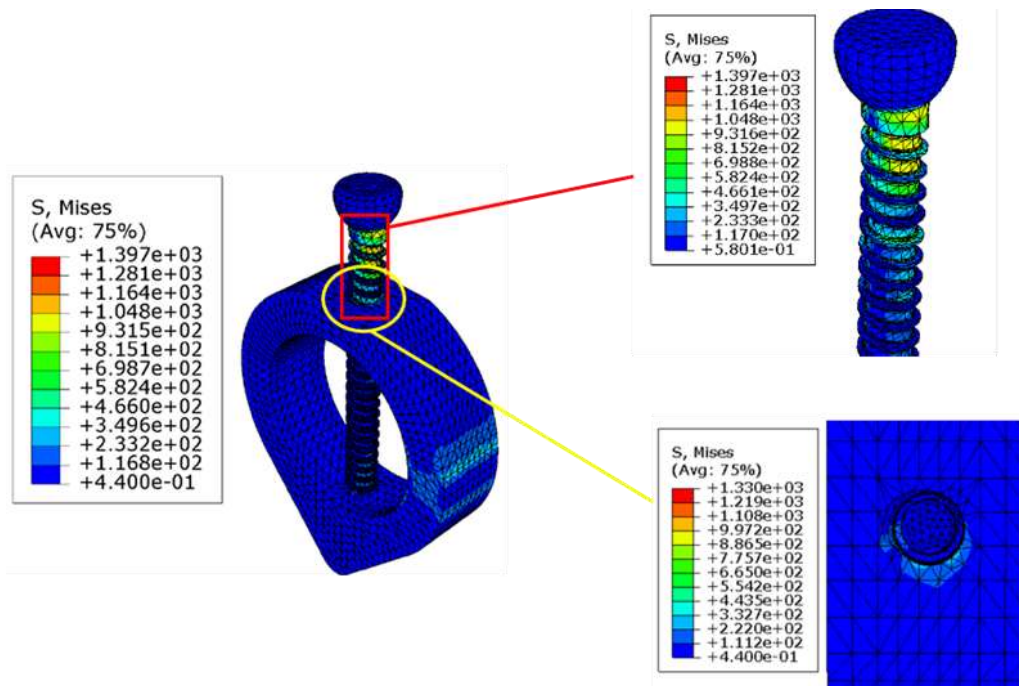
جدول (۱): خواص مکانیکی استخوان و پیچ.

استخوان	مدول یانگ (MPa)	
	۱۷-۱۰	۰/۴
انسان	ضریب پواسون	
	۰/۳۳	
	چگالی (kg/m³)	
	۲۰۰۰-۱۸۰۰	
	استحکام تسلیم (MPa)	
	۲۰۰-۱۳۰	
استخوان	مدول یانگ (MPa)	
	۲۲-۱۰	
فمور	ضریب پواسون	
	۰/۳۳	
	چگالی (kg/m³)	
	۲۱۰۰-۱۹۵۰	
	استحکام تسلیم (MPa)	
	۲۵۰-۱۴۰	
پیچ	مدول یانگ (MPa)	
	۱۱۰۰۰۰	
	ضریب پواسون	
	۰/۳۳	
	چگالی (kg/m³)	
	۴۴۳۰	
	استحکام تسلیم (MPa)	
	۸۸۰	

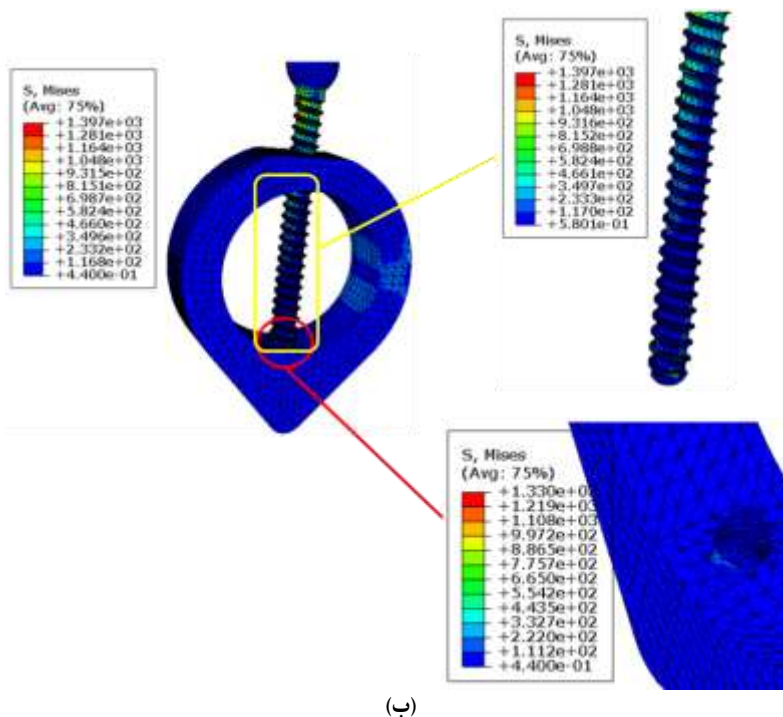
نرم‌افزار المان محدود ABAQUS با در نظر گرفتن مدل سه بعدی برای استخوان و پیچ انجام شد. نوع مش برای قطعات استخوانی و پیچ به‌عنوان مش آزاد انتخاب شد. نوع مش برای هر دو قسمت استخوانی و پیچ مانند C3D10 (یک چهار وجهی درجه دوم ۱۰ گره) انتخاب شد. همان‌طور که در شکل (۲) نشان داده شده است، مطابق شکل (۳) مطالعه همگرایی مش انجام شد و تعداد کل عناصر تقریباً ۴۶۵۰۰ انتخاب شد. بدیهی است که برای رسیدن به دقت کافی نتایج، بالاترین سرعت آنالیز و برای ارضای استقلال مش مدل المان محدود، تعداد عناصر مورد نظر باید در نظر گرفته شود. تعداد المان‌های موجود در پیچ و استخوان به ترتیب حدود ۱۷۹۳۰ و ۲۸۷۲۴ المان بوده و نتایج خروجی تحلیل خمش المان محدود تنش، نیرو و جابجایی است. مجموعه استخوان و پیچ مطابق شکل (۲-ج) بسته شد. جهت جابه‌جایی و شرایط مرزی مورد بررسی در شکل (۴) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود پیچ به‌طور کامل در تمام جهات مقید شده و در جهت خمشی نیروی لازم به بخش استخوان وارد شده است.

اتصالات مهندسی می‌تواند روی دقت مسئله تأثیرگذار باشد [۱۸]. پروفیل جابجایی مجموعه پیچ و استخوان در شکل (۶) نشان داده شده است. از آنجایی که نیروی دستگاه به استخوان وارد می‌شود، مشخص است که نوک استخوان بیشتر از سایر نواحی جابجا شده و حرکت می‌کند [۱۹-۲۱].

استخوان، مقدار تنش بالایی در نوک پیچ ایجاد می‌شود. مشابه قسمت رزوه دار بالایی، حداکثر مقادیر تنش برای استخوان، در بالا قرار می‌گیرد که باید برای مقاومت در مقابل شل شدن مدنظر قرار گیرد که با ایجاد تغییرات در طراحی پیچ‌ها مانند افزایش قطر اصلی پیچ، افزایش تعداد رزوه‌ها و کاهش قطر داخلی رزوه، گام و مدول الاستیک، احتمال شل شدن پیچ کاهش پیدا می‌کند [۱۷] همچنین مدل‌سازی مناسب پیچ در

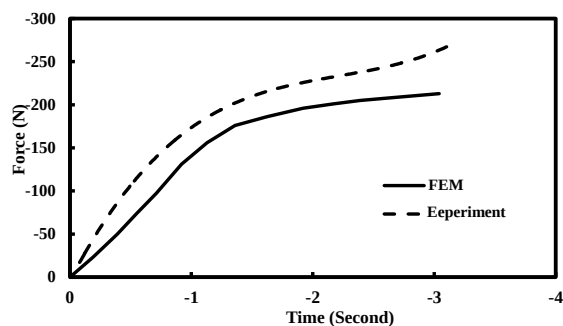


(الف)

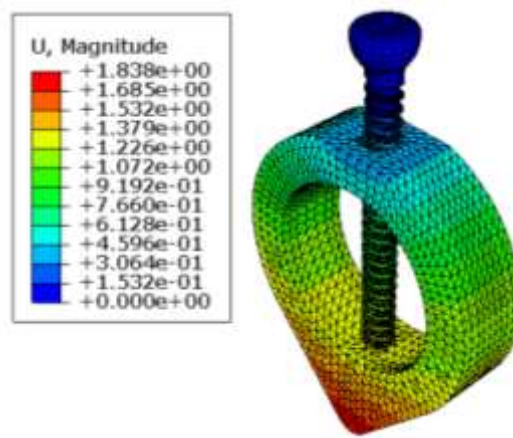


شکل (۵): کانتور تنش روی پیچ و استخوان، الف) ناحیه بالایی و ب) ناحیه پایینی اتصال پیچ و مهره.

بیشتر است. حداکثر اختلاف نیرو بین نتایج المان محدود و آزمایش تجربی ۱۶ درصد است. حداکثر نیروی خمشی پیش‌بینی شده توسط المان محدود ۲۱۳ نیوتن و کار عملی ۲۵۳ نیوتن به دست آمد.



شکل (۷): منحنی نیرو در طول آزمایش خمش، شبیه‌سازی عددی و آزمون عملی.



شکل (۶): جابجایی برای مناطق مختلف.

منحنی‌های تغییرات نیرو برحسب زمان با استفاده از شبیه‌سازی عددی و آزمایش‌های خمش تجربی استخراج شد (شکل ۷). مشاهده می‌شود که روند هر دو منحنی مشابه است و می‌توان استنباط کرد که اختلاف بین منحنی‌ها با نزدیک شدن به پایان آزمون افزایش می‌یابد. تفاوت بین منحنی‌ها می‌تواند به دلیل وجود شکستگی‌های ریز در داخل استخوان یا سنین مختلف گاو باشد. واضح است که استحکام استخوان در گاوهای جوان

[5] C. K. Chao, C. C. Hsu, J. L. Wang & J. Lin, "Increasing bending strength of tibial locking screws: Mechanical tests and finite element analyses", *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 59-66, 2007.

[6] K. Haase & G. Rouhi, "Prediction of stress shielding around an orthopedic screw: Using stress and strain energy density as mechanical stimuli", *Computers in Biology and Medicine*, vol. 43, pp. 1748-1757, 2013.

[7] T. Wu, H. Fan, R. Ma, H. Chen, Z. Li & H. Yu, "Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis", *Materials Science and Engineering: C*, vol. 75, pp. 297-304, 2017.

[8] H. Ketata, F. Affes, M. Kharrat & M. Dammak, "A comparative study of tapped and untapped pilot holes for bicortical orthopedic screws-3D finite element analysis with an experimental test", *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, vol. 64, pp. 563-570, 2019.

[9] J. R. Mau, K. M. Hawkins, S. L. Y. Woo, K. E. Kim & M. B. McCullough, "Design of a new magnesium-based anterior cruciate ligament interference screw using finite element analysis", *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 20, pp. 25-30, 2020.

[10] Y. Naidubabu, V. Kondaiah, R. Dumpala & B. Ratna Sunil, "Assessing the material-dependent stress distribution in fractured bone and orthopedic fixing plate by finite element analysis", *Advances in Materials and Manufacturing: Proceedings of ICAMME 2019*, pp. 337-342, 2020.

[11] L. Yan, J. L. Lim, J. W. Lee, C. S. H. Tia, G. K. O'Neill & D. Y. Chong, "Finite element analysis of bone and implant stresses for customized 3d-printed orthopaedic implants in fracture fixation", *Medical & biological engineering & computing*, vol. 58, pp. 921-931, 2020.

[12] J. Li, Z. Zhao, P. Yin, L. Zhang, P. Tang, "Comparison of three different internal fixation implants in treatment of femoral neck fracture-a finite element analysis", *Journal of orthopaedic surgery and research*, vol. 14, pp. 1-8, 2019.

[13] E. Tetteh & M. B. McCullough, "Impact of screw thread shape on stress transfer in bone: A finite

۴- نتیجه گیری

برای بررسی استحکام خمش پیچ و استخوان ارتوپدی این مطالعه انجام شد. بررسی به دو روش عددی توسط المان محدود و تجربی توسط دستگاه آزمون کشش انجام گرفت. بررسی روند تغییرات نیرو مطابقت مناسبی بین نتایج شبیه سازی و کار عملی نشان می دهد. رفتار پیچ در آزمایش خمش از نظر تنش، نیرو و جابه جایی مورد بحث قرار گرفت. مقایسه نتایج ماکزیمم نیرو نشان دهنده تفاوت ۱۶ درصدی بین شبیه سازی و کار عملی در بارگذاری خمشی است. از آنجایی که لنگر خمشی نیروهای بیشتری را به نواحی بیرونی وارد می کند، این نتیجه حاصل شد که سطح استخوان حداکثر تنش را در نازک ترین قسمت رزوه داخلی (بخش کم قطر پیچ) نشان می دهد. به دلیل ناپیوستگی بخش تماس رزوه پیچ و استخوان، مقدار تنش بالایی در نوک پیچ رخ می دهد. مشابه قسمت رزوه دار بالایی پیچ، حداکثر مقادیر تنش برای استخوان نیز در بالا قرار می گیرد و باید در کاربرد مورد توجه قرار گیرد.

۵- منابع

[1] P. Mashhadi Keshtiban, M. Regbat & M. Mashhadi Keshtiban, "An investigation of tensile strength of ti6al4v titanium screw inside femur bone using finite element and experimental tests", *Journal of Computational Applied Mechanics*, vol. 51, pp. 91-97, 2020.

[2] G. Kafroudi, "Simulation of degradation reactions of biodegradable poly-lactic acid polymer in the human body", *Journal of Modeling in Engineering*, vol. 9, pp. 29-38, 2011.

[3] J. D. Kim, N. S. Kim, C. S. Hong & C. Y. Oh, "Design Optimization of a xenogeneic bone plate and screws using the taguchi and finite element methods", *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 12, pp. 1119-1124, 2011.

[4] S. M. Hou, C. C. Hsu, J. L. Wang, C. K. Chao & J. Lin, "Mechanical tests and finite element models for bone holding power of tibial locking screws", *Clinical Biomechanics*, vol. 19, pp. 738-745, 2004.

[19] G. Rouhi, M. Tahani, B. Haghighi & W. Herzog, "Prediction of stress shielding around orthopedic screws: Time-dependent bone remodeling analysis using finite element approach", Journal of Medical and Biological Engineering, vol. 35, pp. 545-554, 2015.

[20] S. Hatami & M. Gholikhani, "Lateral behavior of cold-formed steel framed shear walls with steel sheet sheathing using fe method", Journal of Modeling in Engineering, vol. 13, pp. 129-150, 2015.

[21] M. Zabihpoor, H. Rezaei & M. Khavandkar, "Evaluation of effective parameters on bearing strength of bolted joints with glare construction through fem", Journal of Modeling in Engineering, vol. 18, pp. 39-52, 2020.

۶- پی نوشت

- [1] Kim et al
- [2] Chao et al
- [3] Chao et al
- [4] Haase et al
- [5] Wu et al
- [6] Ketata et al
- [7] Mau et al
- [8] Naidubabu et al
- [9] Yan et al
- [10] Li et al
- [11] Tetteh et al
- [12] Zain et al
- [13] Li et al

element study", Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 23, pp. 518-523, 2020.

[14] N. Zain, R. Daud, N. Aziz, K. Ahmad, A. Ismail & B. Izzawati, "Stress analysis prediction on screw orthopedic implant in trabecular bone", Materials Today: Proceedings, vol. 16, pp. 1838-1845, 2019.

[15] J. Li, Z. Zhao, P. Yin, L. Zhang & P. Tang, "Comparison of three different internal fixation implants in treatment of femoral neck fracture - a finite element analysis", Journal of Orthop Surg Res, vol. 14, pp. 1-8, 2019.

[16] K. Ding, W. Yang, J. Zhu, X. Cheng, H. Wang & et al., "Titanium alloy cannulated screws and biodegradable magnesium alloy bionic cannulated screws for treatment of femoral neck fracture: a finite element analysis", Journal of Orthop Surg Res. vol. 16, pp. 1-10, 2021.

[17] K. Alam, A. Mitrofanov & V. V. Silberschmidt, "Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone", Medical engineering & physics, vol. 33, pp. 234-239, 2011.

[18] S. Eberle, C. Gerber, G. Von Oldenburg, S. Hungerer & P. Augat, "Type of hip fracture determines load share in intramedullary osteosynthesis", Clinical Orthopaedics and Related Research®, vol. 467, pp. 1972-1980, 2009.