

Determining the optimal arrangement of screws in the fixation of femoral neck fractures

Ramezani, Alireza¹ / Mehrabani Nia, Reyhaneh² / Saeed-Banadaky, Seyed Houssein³ / Jafari, Mohammad^{4*} / Jalili, Mohammad Mahdi⁵

¹ - M.Sc. Student, Department of Mechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - M.Sc. Student, Department of Mechanical Engineering, University of Yazd, Yazd, Iran

³ - Associate Professor, Trauma Research Center, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

⁴ - Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, University of Yazd, Yazd, Iran

⁵ - Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, University of Yazd, Yazd, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2025.2048157.1939

Received: 15/12/2024

Revised: 26/4/2025

Accepted: 7/5/2025

KEYWORDS

Femur
Cancellous screws
Self-locking screws
Finite element method
Optimal arrangement

ABSTRACT

Femoral neck fracture is one of the most common fractures at different ages. Various treatment methods are available to stabilize femoral neck fractures, often using a variety of orthopedic screws. The standard treatment involves the use of cancellous screws and the application of preloading force to keep the fractured parts together. However, one of the main challenges in this method is the long-term stability of the screw arrangement. Locking screws, when used with a plate, play a significant role in maintaining stability; however, their use alone reduces the compressive force at the fracture site. In this study, a combination of cancellous and locking screws is utilized to achieve both adequate compression and sufficient stability. In the following, the compression and relative displacement in fractured components for different arrangements of cancellous and self-locking screws, as well as their combinations, were compared using the finite element method to determine the optimal arrangement. Simulation results indicated that combining both types of screws in a single arrangement provides the best compression and stability. Compression should be applied at the upper region of the bone because this area is subjected to tensile forces due to the weight loading on the bone, which can lead to separation. Therefore, it is recommended to use cancellous screws at the upper part of the bone to achieve adequate compression in this area, while self-locking screws apply at the lower part to reduce relative displacement in the fractured components and enhance overall stability.



تعیین آرایش بهینه پیچ‌ها در درمان شکستگی گردن استخوان ران

رضانی برشنه، علی‌رضا^۱ / مهربانی‌نیا، ریحانه^۲ / سید حسین، سعید^۳ / محمد، جعفری^{۴*} / محمد مهدی، جلیلی^۵

- ^۱ - دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
- ^۲ - دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران
- ^۳ - دانشیار، مرکز تحقیقات تروما، دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی، یزد، ایران
- ^۴ - استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران
- ^۵ - دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2025.2048157.1939

پذیرش: ۱۴۰۴/۲/۱۷

بازنگری: ۱۴۰۴/۲/۶

ثبت در سامانه: ۱۴۰۳/۹/۲۵

چکیده

واژه‌های کلیدی

شکستگی استخوان ران در ناحیه گردن یکی از شکستگی‌های رایج در سنین مختلف است. روش‌های درمانی گوناگونی برای تثبیت شکستگی در گردن استخوان ران وجود دارد که در آنها از پیچ‌های گوناگون ارتوپدی بهره گرفته شده است. روش درمانی رایج، استفاده از پیچ اسفنجی و اعمال نیروی پیش‌بار برای نگهداری اجزا شکسته‌شده کنار یکدیگر می‌باشد. با این حال، یکی از چالش‌های اساسی در این روش، پایداری بلندمدت آرایش پیچ‌ها است. پیچ‌های قفل‌شونده با استفاده از پلاک نقش بسزایی در پایداری آرایش ایفا می‌کنند؛ اما استفاده از آن‌ها به تنهایی باعث کاهش نیروی فشردگی در سطح مقطع شکستگی می‌شود. در این پژوهش از پیچ اسفنجی و قفل‌شونده در یک آرایش استفاده شده است تا فشردگی مناسب به همراه پایداری مطلوب حاصل شود. در ادامه با استفاده از روش اجزای محدود، مقدار فشردگی و جابجایی نسبی در اجزای شکسته‌شده برای آرایش‌های مختلف پیچ‌های اسفنجی و قفل‌شونده و همچنین ترکیب آنها با یکدیگر، با هم مقایسه شده تا بهینه‌ترین آرایش حاصل شود. نتایج شبیه‌سازی نشان داده است که بهتر است از ترکیب هر دو پیچ در یک آرایش استفاده شود تا فشردگی مناسب به همراه پایداری مطلوب حاصل شود. فشردگی باید در ناحیه بالای استخوان اعمال شود زیرا با اعمال نیروی وزن بر روی استخوان، این ناحیه تحت کشش قرار گرفته و در معرض جدایی قرار خواهد گرفت. بدین منظور بهتر است تا پیچ‌های قرار گرفته در بالای استخوان از نوع اسفنجی باشند تا فشردگی مناسبی در این ناحیه ایجاد کنند و پیچ‌های پایین از نوع قفل‌شونده باشند تا جابجایی نسبی در اجزای شکسته‌شده را کاهش دهند و سبب افزایش پایداری گردند.

استخوان ران
پیچ‌های اسفنجی
پیچ‌های قفل‌شونده
روش اجزای محدود
آرایش بهینه

۱- مقدمه

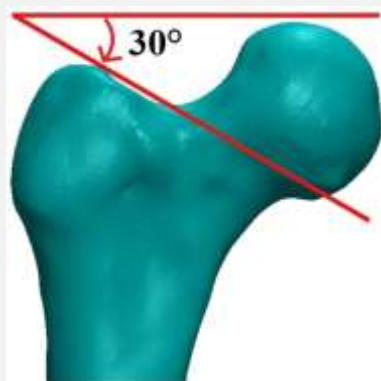
استخوان ران، بلندترین و ضخیم‌ترین استخوان بدن است که توسط یک مفصل گوی و کاسه با لگن خاصره مفصل می‌گردد. یکی از شکستگی‌های شایع در سالمندان، شکستگی گردن استخوان ران می‌باشد که ممکن است با زمین خوردن در سطح هم‌تراز هم ایجاد شود [۱]؛ شکستگی گردن استخوان ران در جوانان ممکن است به علت ضربات شدید، تصادف و یا سقوط شدید رخ دهد [۲ و ۳]. این نوع شکستگی در زنان به علت پوکی استخوان شایع‌تر است [۴ و ۵].

درمان شکستگی گردن استخوان ران یک موضوع مشکل‌ساز و چالش برانگیز برای جراحان ارتوپد محسوب می‌شود. درمان‌های نامناسب می‌توانند سبب بروز عوارض فاجعه‌باری از جمله جوش نخوردن استخوان شوند. برای درمان شکستگی استخوان ران از پیچ‌های ارتوپدی استفاده می‌شود؛ همچنین برای افزایش پایداری از پلاک‌های ارتوپدی برای ثابت نگه داشتن آرایش پیچ‌ها استفاده می‌شود. در روش درمانی رایج، از پیچ‌های اسفنجی^۱ به تنهایی استفاده می‌شود ولی امروزه در روش‌های نوین، برای افزایش پایداری از پیچ‌های قفل‌شونده به همراه یک پلاک نیز استفاده می‌شود. شکستن پیچ یا پلاک یک عامل بسیار خطرناک در درمان شکستگی گردن ران محسوب می‌شود؛ همچنین جابه‌جا شدن پیچ‌ها در طولانی مدت ممکن است منجر به کوتاه شدن پا شود و سبب جوش نخوردن استخوان شود [۶]؛ بنابراین تحلیل پیچ‌ها از لحاظ تنش، جابجایی و همچنین مقدار فشردگی ایجاد شده در سطح مقطع شکستگی حائز اهمیت است.

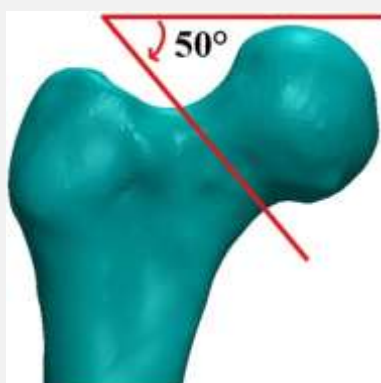
مطالعات بسیاری توسط پژوهشگران برای بررسی تأثیر پارامترهای مختلف بر درمان شکستگی استخوان ران صورت گرفته است. میر و همکاران [۷]، با الهام‌گیری از درمان مفصل شانه، استفاده از پلاک را به عنوان یک تکیه‌گاه داخلی پیشنهاد دادند. استفاده از پلاک در شکستگی‌های عمودی در گردن ران، مقاومت در برابر نیروی برشی را افزایش می‌دهد و باعث می‌شود تا روند درمان بهبود یابد. در ادامه بعضی از جراحان از پلاک‌های پروگزیمال قفل‌شونده^۲ که مشابه آنها در درمان مفصل شانه استفاده می‌شد، در درمان شکستگی گردن ران استفاده کردند. ونگ و همکاران [۸] به منظور افزایش پایداری، با ترکیب پیچ‌های اسفنجی و پیچ قفل‌شونده، یک مدل جدید برای پلاک پیشنهاد دادند. در این مدل از سه پیچ اسفنجی در گردن استخوان ران و یک پیچ قفل‌شونده در تنه استخوان ران استفاده شده بود. در مقابل، مدلی تهیه شده بود که در آن تنها از سه

پیچ اسفنجی در گردن استخوان ران استفاده شده بود. سپس با استفاده از روش اجزای محدود و مقایسه مقاومت دو مدل در برابر نیروی وزن، جابجایی استخوان ران در محل اعمال نیروی وزن در مدل پیشنهاد شده کمتر بود و در نتیجه عملکرد بهتری نسبت به روش رایج درمانی داشت. سمسامی و همکاران [۹]، پایداری را در پیچ‌های قفل‌شونده و اسفنجی را با یکدیگر مقایسه کردند. بدین منظور مدل‌هایی آماده کردند که در آنها از پیچ‌های قفل‌شونده استفاده شده بود و در مقابل مدل‌هایی وجود داشت که از روش سنتی استفاده شده بود و تنها دارای پیچ اسفنجی بود؛ در نتیجه مشخص شده که جابجایی در محل شکستگی برای پیچ‌های قفل‌شونده کمتر از پیچ‌های اسفنجی است و پایداری آنها بیشتر است و می‌تواند در مدت زمان طولانی آرایش را حفظ کنند و باعث جوش خوردن بهتر استخوان شوند و عوارض را کاهش دهند. پرن [۱۰] نشان داد که ۴۳ درصد گشتاور اعمالی بر روی پیچ، به دلیل اصطکاک بین پیچ و پلاک و ۴۲ درصد از این گشتاور، به دلیل اصطکاک بین پیچ و استخوان تلف می‌شود و تنها ۱۵ درصد از گشتاور به نیروی پیش بار تبدیل خواهد شد. در پژوهشی مشابه، هیوز و جردن [۱۱] نشان دادند که در مجموع ۶۰ درصد از گشتاور بدلیل اصطکاک بین پیچ و پلاک و همچنین اصطکاک بین پیچ و استخوان تلف می‌شود و ۳۵ درصد از آن صرف ایجاد روزه در استخوان خواهد شد و تنها ۵ درصد از این گشتاور به نیروی پیش بار تبدیل خواهد شد. در مطالعه‌ای که توسط جعفروف و همکاران [۱۲] انجام شده است، یک ایمپلنت نوین تحت عنوان تیر H شکل سوراخ‌دار برای تثبیت شکستگی گردن استخوان ران مورد بررسی بیومکانیکی قرار گرفته است. در این پژوهش، عملکرد مکانیکی این ایمپلنت با روش رایج پیچ‌های اسفنجی کانوله‌شده مقایسه شده است. نتایج نشان داد که ایمپلنت پیشنهادی از نظر پایداری استاتیکی و مقاومت پیچشی عملکردی مشابه یا برتر از پیچ‌های اسفنجی کانوله‌شده دارد. طراحی سوراخ‌دار این ایمپلنت موجب توزیع یکنواخت‌تر تنش‌ها شده و امکان رشد بهتر بافت استخوانی را فراهم می‌آورد. بر این اساس، می‌توان از این ایمپلنت به عنوان جایگزینی مناسب با قابلیت بهبود تثبیت شکستگی‌های گردن استخوان ران بهره گرفت. امانی و ابوترابی [۱۳] به صورت تجربی تأثیر سه نوع آرایش پیچ شامل مثلث، مثلث وارونه و خطی را بر استحکام تثبیت شکستگی گردن استخوان ران با استفاده از پیچ‌های اسفنجی در استخوان ران شتر بررسی کرده‌اند. نتایج

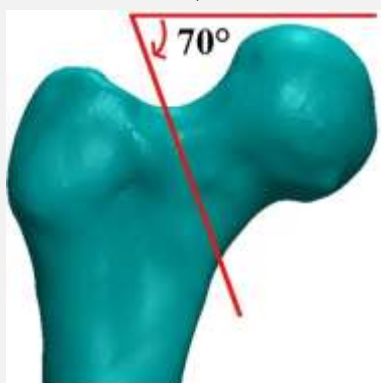
^۱ Proximal femur locking plate (PFLP)^۲ Cancellous screw



(الف)



(ب)



(ج)

شکل (۱) - دسته بندی پاول، زاویه خط شکستگی با خط افق: الف) ۳۰ درجه ب) بین ۳۰ تا ۵۰ درجه و ج) بیشتر از ۵۰ درجه

در این پژوهش، دسته سوم پاول به منظور مدل‌سازی شکستگی در استخوان ران مینا قرار داده شده است.

۲-۱- مدل‌سازی استخوان

به منظور مدل‌سازی استخوان، ابتدا تصاویر استخوان ران یک فرد بالغ ۸۰ کیلوگرمی توسط سی‌تی‌اسکن تهیه شده است و

نشان داد که آرایش مثلث وارونه در مقایسه با سایر آرایش‌ها تنش بالاتری را تحمل می‌کند.

با توجه به بررسی‌های انجام شده، تاکنون پژوهشی به منظور تعیین ترکیب بهینه قرارگیری پیچ‌های اسفنجی و خودقفل‌شونده در آرایش‌های مختلف خطی و مربعی به منظور افزایش فشردگی استخوان‌ها در محل شکستگی و افزایش پایداری انجام نشده است. در این پژوهش، یک آرایش ترکیبی بین روش درمانی رایج و نوین با استفاده از یک مدل جدید، پیشنهاد شده است. بدین منظور، آرایش ترکیبی مختلف بین پیچ‌های قفل‌شونده و اسفنجی برای دو آرایش مختلف مربعی و خطی در نظر گرفته شده است و با استفاده از روش اجزای محدود، عوامل مهم و تاثیر گذار مانند فشردگی در سطح مقطع شکستگی، پایداری و نیروی پیش‌بار برای این آرایش‌ها مختلف با هم مقایسه شده و در نهایت آرایش بهینه برای پیچ‌ها تعیین شده است.

۲- مدل‌سازی

استخوان ران از بالا توسط یک مفصل گوی و کاسه با لگن خاصره مفصل می‌گردد و از پایین به همراه استخوان تیبیا^۱، فیبولا^۲ و پاتلا^۳ (کاسه زانو) مفصل زانو را تشکیل می‌دهد. استخوان ران از لحاظ بافت نیز به دو قسمت تقسیم می‌شود: قسمت اول را استخوان فشرده یا کورتیکال^۴ می‌نامند که لایه خارجی استخوان را تشکیل می‌دهد و ضخامت آن کمتر از ۳ میلی‌متر است [۱۴]؛ قسمت دوم که بافت نرم‌تری دارد، استخوان اسفنجی نامیده می‌شود و لایه داخلی استخوان را تشکیل می‌دهد.

بر اساس دسته‌بندی پاول^۵، شکستگی در گردن ران مطابق شکل (۱) به سه دسته تقسیم می‌شود. اساس این دسته بندی، زاویه خط شکست با خط افق است که در سه بازه کمتر از ۳۰ درجه، بین ۳۰ تا ۵۰ درجه و بیشتر از ۵۰ درجه در نظر گرفته می‌شود و بازه‌های مذکور به ترتیب حالت‌های اول تا سوم دسته‌بندی پاول را تشکیل می‌دهند. افزایش زاویه باعث می‌شود که سهم بیشتری از نیروی وزن به نیروی برشی در سطح مقطع شکستگی تبدیل شود و بدین ترتیب نیروی برشی در سومین حالت بیشتر از بقیه حالت‌ها است که اصطلاحاً آن را شکست عمودی در گردن ران می‌نامند و بحرانی‌ترین حالت محسوب می‌شود [۱۵].

^۱ Cortical bone

^۵ Pauwel

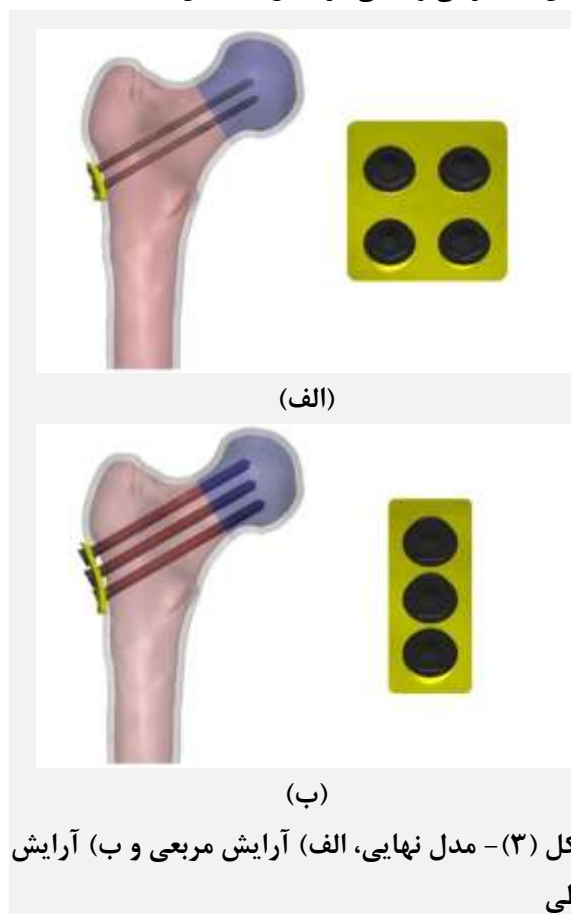
^۱ Tibia bone

^۲ Fibula bone

^۳ Patella bone

۲-۲- مدل‌سازی پیچ و پلاک

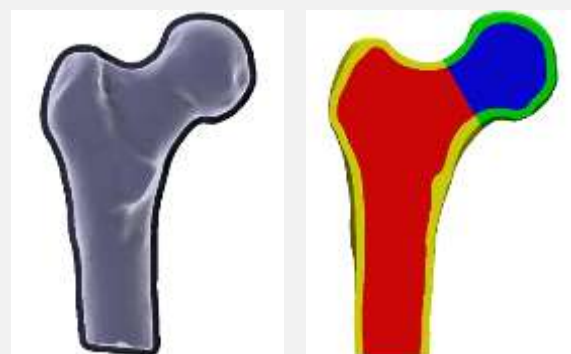
در ادامه، به منظور مدل‌سازی پیچ و پلاک، آرایش‌های مربعی و خطی در نظر گرفته شده‌اند که به ترتیب از چهار و سه عدد پیچ در آن‌ها استفاده می‌شود. در آرایش مربعی از چهار پیچ با قطر ۳/۵ میلی‌متر و در آرایش خطی از سه پیچ با قطر ۶/۵ میلی‌متر استفاده شده است. دلیل استفاده از پیچ‌های با قطر کمتر در آرایش مربعی، محدودیت سطح مقطع گردن استخوان ران است که فضای کافی برای جای‌گیری چهار پیچ با قطر ۶/۵ میلی‌متر را ندارد. متخصصان پزشکی نیز از همین قطرهای پیچ برای این آرایش‌ها استفاده می‌کنند. همچنین، به منظور ساده‌سازی فرآیند حل، در مدل‌سازی پیچ‌ها از رزوه‌ها صرف نظر شده و پیچ‌ها بدون رزوه و با در نظر گرفتن قطر تحت کشش مدل‌سازی شده‌اند. در ادامه برای مدل‌سازی پلاک از رویه استخوان استفاده شده است تا پلاک به طور کامل بر روی تنه استخوان منطبق شود. بدین منظور با استفاده از نرم افزار مش‌میکسر، یک رویه با ضخامت ۲ میلی‌متر از سطح استخوان تهیه شده است و سپس در نرم افزار سالی‌دورکس، مدل پلاک برای آرایش‌های مختلف تهیه شده است. مدل نهایی برای آرایش‌های مربعی و خطی در شکل (۳) قابل مشاهده است.



سپس تصاویر بدست آمده با استفاده از نرم‌افزار میمیکس^۱ به مدل سه‌بعدی استخوان تبدیل شده است. پس از آن مدل سه بعدی با استفاده از نرم‌افزار مش‌میکسر^۲ به دو قسمت اسفنجی و کورتیکال تبدیل شده است. ضخامت کورتیکال به صورت حدودی، ۳ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. سپس مدل تهیه شده وارد نرم افزار سالی‌دورکس^۳ شده است. ابتدا مدل استخوان به دو قسمت تقسیم شده است؛ یک قسمت مربوط به ناحیه سر و گردن ران بعد از شکستگی، و یک قسمت مربوط به تنه و گردن ران قبل از شکستگی است. زاویه خط شکستگی با افق ۶۰ درجه در نظر گرفته شده است. همچنین به منظور ساده‌سازی، تنه استخوان ران تا میانه در نظر گرفته شده است و انتهای آن به صورت صاف و افقی به طوری که بر محور تنه ران عمود باشد برش خورده است. روند آماده سازی مدل استخوان در شکل (۲) قابل مشاهده است.



(الف)



(ج)

(ب)

شکل (۲) - مراحل مدل‌سازی هندسه استخوان ران: الف) ایجاد مدل اولیه استخوان در نرم‌افزار میمیکس بر اساس تصاویر سی‌تی‌اسکن، ب) ایجاد دو بخش اسفنجی و کورتیکال در نرم‌افزار مش‌میکسر و ج) آماده‌سازی هندسه نهایی در نرم‌افزار سالی‌دورکس

به منظور نهایی کردن مدل نیاز است تا مدل پیچ و پلاک به مدل استخوان اضافه گردد. در ادامه به مدل‌سازی پیچ و پلاک پرداخته می‌شود.

^۱ SolidWorks^۲ Mimics^۳ Meshmixer

و کورتیکال، سطح بین جسم صلب و سر استخوان کورتیکال و سطح بین پیچ قفل‌شونده و پلاک اعمال شده است.

مسئله به صورت بارگذاری استاتیکی مدل شده و حلگر استاتیک عمومی در نرم‌افزار برای آن در نظر گرفته شده است. این مسئله به دو مرحله پیش‌بار پیچ و بارگذاری وزن تقسیم می‌شود؛ ابتدا نیروی پیش‌بار پیچ و سپس نیروی وزن بر روی استخوان اعمال می‌گردد.

نیروی وزن از طریق تماس استخوان با حفره استابولوم^۴ لگن خاصره بر روی استخوان اعمال می‌شود. به منظور ساده‌سازی مدل، در نرم‌افزار آباکوس از یک جسم صلب برای شبیه‌سازی حفره استابولوم استفاده شده است. ابتدا با استفاده از رویه سر استخوان ران یک سطح کوچک ایجاد شده است و سپس در نرم‌افزار آباکوس، این سطح به عنوان یک جسم صلب در نظر گرفته شده است. فاصله نقاط بر روی جسم صلب تغییر نمی‌کند و می‌توان یک نقطه مرجع را به عنوان نماینده تمامی نقاط جسم صلب در نظر گرفت؛ در ادامه با اعمال بارگذاری وزن بر روی نقطه مرجع، تمام نقاط با همدیگر جابه‌جا می‌شوند و باعث می‌شوند نیرو به شکل یکنواخت از سطح جسم صلب به استخوان انتقال یابد. البته به دلیل اعمال نیروی وزن از طریق سطح کوچک، مقداری تمرکز تنش در ناحیه سر استخوان ران ایجاد می‌شود. با این حال، از آنجا که هدف این پژوهش بررسی میزان فشردگی در سطح مقطع شکستگی و ارزیابی پایداری آرایش است، این موضوع قابل چشم‌پوشی است.

جهت نیروی وزن موازی با محور تنه ران در نظر گرفته شده است. اگرچه نیرویی که به استخوان ران اعمال می‌شود حالت گسترده دارد، زیرا نیروی وزن از طریق حفره استابولوم به استخوان ران منتقل می‌شود که سطح تماس آنها کروی است و تنها در جهت محور تنه استخوان ران نیست؛ اما با توجه به اینکه هدف پژوهش، فشردگی و پایداری در آرایش پیچ‌ها است و عامل بحرانی در شکست استخوان نیروی برشی است، تمام نیروی وزن به صورت موازی با تنه استخوان ران بر روی استخوان اعمال شده است تا بحرانی‌ترین حالت در نظر گرفته شود.

با توجه به اینکه مدل استخوان مربوط به فردی با جرم ۸۰ کیلوگرم است، مقدار نیروی وزن برابر ۸۰۰ نیوتون در نظر گرفته شده است. در این پژوهش از نیروی عضله ابداکتور^۵ صرف نظر شده است و از مدل ساده بارگذاری بر روی استخوان ران

۳- تحلیل با استفاده از روش اجزای محدود

به منظور تحلیل اجزای محدود مدل در این پژوهش از نرم‌افزار آباکوس^۱ استفاده شده است. به این منظور در ابتدا مدل ایجاد شده در نرم‌افزار سالیدورکس وارد نرم‌افزار آباکوس شده و پس از آن خواص مکانیکی اجزای مختلف طبق جدول (۱) تخصیص داده شده است.

جدول (۱) - خواص مکانیکی اجزای مختلف [۱۶]

اجزا	مدول الاستیک (GPa)	نسبت پواسون
بافت اسفنجی	۰/۸۴	۰/۲
بافت کورتیکال	۱۶/۸	۰/۳
پیچ و پلاک	۲۰۰	۰/۳

در این پژوهش، برای تعریف تماس در نرم‌افزار آباکوس، از تماس عمومی استفاده شده است. این نوع تماس برای تمامی سطوحی که ممکن است در طول حل با یکدیگر تماس پیدا کنند، از یک خاصیت گلوبال^۲ استفاده می‌کند که در اینجا بدون اصطکاک در نظر گرفته شده است. در مقابل، می‌توان برای سطوحی که تماس آن‌ها پیش‌بینی می‌شود و خاصیت مشخصی دارند، نوع تماس مناسب با خاصیت مربوطه را اعمال کرد. در این بخش، برای سطوحی که در طول حل با یکدیگر تماس دارند و نسبت به یکدیگر حرکت می‌کنند، تماس اصطکاک در نظر گرفته شده است و ضریب اصطکاک طبق جدول (۲) اعمال شده است.

جدول (۲) - ضریب اصطکاک بین اجزا [۱۷]

ضریب اصطکاک	سطح تماس
۰/۴۵	تماس در سطح مقطع شکستگی
۰/۲۵	تماس بین سطح پیچ و استخوان
۰/۳۵	تماس بین پلاک و استخوان کورتیکال
۰/۴	تماس بین پیچ و پلاک

در ادامه، برای تعریف تماس بین سطوحی که با یکدیگر تماس دارند اما نسبت به یکدیگر حرکتی ندارند، از قید تای^۳ استفاده شده است. این قید تمامی درجات آزادی دو سطح را یکسان در نظر می‌گیرد و در زمان حل، دو سطح حرکتی نسبت به یکدیگر نخواهند داشت. قید تای برای سطح بین دو استخوان اسفنجی

^۴ Acetabulum

^۵ Abductor

^۱ Abaqus

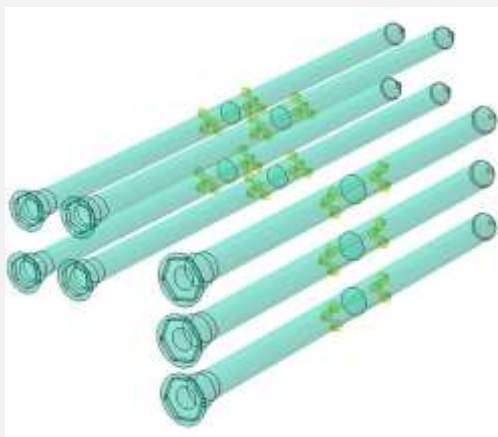
^۲ Global

^۳ Tie

اعمال بار وزن
نقطه مرجع



(الف)



(ب)

شکل (۴) - بارگذاری و شرایط مرزی، الف) بارگذاری وزن و شرایط مرزی و ب) اعمال نیروی پیش‌بار بر روی پیچ‌ها

اندازه شبکه بندی به قدر کافی ریز انتخاب شده است تا شبکه بندی به منظم‌ترین شکل بر روی اجزا اعمال گردد؛ همچنین اندازه مش باید به قدر کافی ریز باشد تا نتایج مستقل از شبکه بندی باشند. بنابراین اندازه شبکه بندی به قدر کافی ریز انتخاب شده است تا تنش‌ها به یک مقدار همگرا شوند. همچنین با توجه به اینکه هدف از پژوهش، مقایسه نتایج بین آرایش‌های مختلف است، از یک اندازه شبکه بندی برای اجزا در آرایش‌های مختلف استفاده شده است تا نتایج قابل قیاس باشند. نمونه‌ای از شبکه بندی اجزا برای آرایش خطی در شکل (۵) قابل مشاهده است.

استفاده شده است [۱۸ و ۱۹]. هنگام راه رفتن، نیروی عضله ابداکتر باعث افزایش نیروی وارد بر استخوان ران می‌شود و استخوان ران تا چند برابر نیروی وزن را تحمل خواهد کرد. برای ارزیابی ایمنی ایمپلنت‌ها، می‌توان نیروی وارد بر استخوان را تا چند برابر وزن بدن افزایش داد و توزیع تنش را بر روی ایمپلنت‌ها بررسی کرد. با این حال، در این پژوهش هدف اصلی مقایسه آرایش‌ها است و نتایج به صورت مطلق برای یک آرایش خاص تحلیل نمی‌شوند.

اصطکاک در رزوه‌های پیچ باعث می‌شود تا مقداری از گشتاور سفت کردن پیچ به نیروی محوری در پیچ تبدیل شود و پیچ را تحت کشش قرار دهد؛ این نیرو را پیش‌بار می‌نامند. پیش‌بار پیچ باید به گونه‌ای باشد که از جدایش اتصال در برابر بار خارجی جلوگیری کند و همچنین پیچ‌ها به حد تسلیم نزدیک نشوند. نیروی پیش‌بار برای پیچ‌ها با توجه به مشخصات آنها محاسبه می‌شود، اما در این مسئله نیروی پیش‌بار پیچ توسط پزشک تعیین می‌شود و به مهارت و تجربه پزشک بستگی دارد. به منظور اعمال شرایط مرزی، تمامی درجات آزادی سطح پایینی استخوان ران صفر در نظر گرفته شده است. این موضوع به دلیل آناتومی استخوان ران است؛ استخوان ران در بخش پایینی خود دارای دو برآمدگی به نام کندیل^۱ داخلی و خارجی است. این برآمدگی‌ها با سطح مفصلی استخوان تیبیا و پاتلا تماس دارند. بنابراین، زمانی که نیروی وزن بر روی استخوان ران اعمال می‌شود، سطح پایینی استخوان ران در محل مفصل زانو، کاملاً ثابت باقی می‌ماند. به منظور ساده‌سازی مدل، از ناحیه پایین استخوان ران صرف‌نظر شده است، زیرا آن ناحیه مورد بررسی قرار نخواهد گرفت و جزء اهداف پژوهش محسوب نمی‌شود. بدین ترتیب، تمامی درجات آزادی پایین‌ترین سطح مدل استخوان ران، صفر در نظر گرفته شده است. بارگذاری وزن، نیروی پیش‌بار و شرایط مرزی اعمال شده در شکل (۴) قابل مشاهده است.

در روش اجزای محدود، هندسه مورد نظر به المان‌های کوچکتری تقسیم خواهد شد که اصطلاحاً به آن شبکه بندی می‌گویند. المان‌های متفاوتی با توجه به شرایط مسئله و هندسه وجود دارند. در این پژوهش برای اجزای مختلف مدل، با توجه به اینکه تماس در مسئله وجود دارد از المان‌های مرتبه اول استفاده شده است و همچنین به دلیل هندسه پیچیده از المان‌های هرمی استفاده شده است؛ در نهایت نوع المان اجزای مختلف در این مدل چهار وجهی خطی^۲ است و همچنین المان مربوط به جسم صلب نیز از نوع چهار ضلعی خطی می‌باشد.

² C3D4¹ Condyle

۴- نتایج

در این مطالعه، شبیه‌سازی اجزای محدود برای آرایش‌های مربعی و خطی پیچ‌ها انجام شده و نتایج برای ترکیب‌های مختلف پیچ‌ها از نوع اسفنجی و قفل‌شونده برای هر یک از آرایش‌ها به دست آمده است که در ادامه مورد بحث قرار می‌گیرد. در تمامی آرایش‌ها، نیروی پیش‌بار برای پیچ‌های اسفنجی ۱۰۰۰ نیوتون در نظر گرفته شده است. از نیروی پیش‌بار برای پیچ‌های قفل‌شونده صرف نظر شده است، زیرا درصد کمی از گشتاور اعمال شده در این پیچ‌ها به نیروی پیش‌بار تبدیل خواهد شد. نحوه توزیع نیروی پیش‌بار در قسمت‌های مختلف پیچ به اصطکاک در قسمت‌های مختلف آن وابسته است. در صورت استفاده از پیچ قفل‌شونده، مقداری از گشتاور به نیروی پیش‌بار برای قفل شدن پیچ در پلاک تبدیل می‌شود؛ در حالی که در پیچ‌های اسفنجی، بخش اعظم گشتاور به پیش‌بار در قسمت شکستگی تبدیل خواهد شد.



شکل (۵) - شبکه‌بندی اجزا برای آرایش خطی

۴-۱- فشردگی در سطح مقطع شکستگی

در ابتدا با استفاده از روش اجزای محدود، مقدار فشردگی در اجزای شکسته‌شده برای آرایش مربعی و سپس آرایش خطی و برای ترکیب‌های مختلف پیچ‌های اسفنجی و قفل‌شونده بررسی می‌شود تا بهینه‌ترین ترکیب برای این آرایش‌ها از لحاظ فشردگی در بین اجزای شکسته‌شده حاصل شود. با توجه به رنگ‌بندی ارائه شده در شکل (۶)، ترکیب‌بندی‌های مختلف پیچ‌ها در جدول (۳) برای آرایش مربعی مشخص شده است.

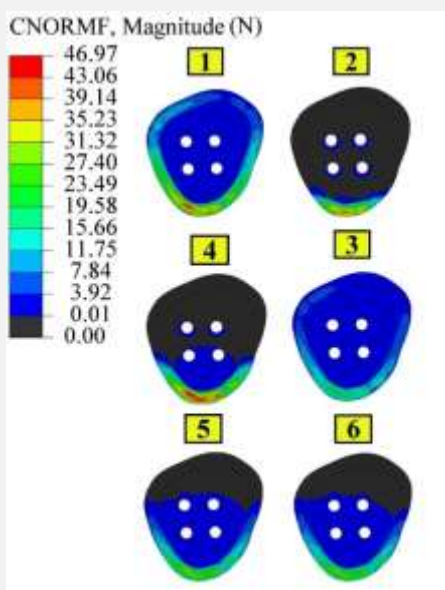


شکل (۶) - رنگ‌بندی پیچ‌ها در آرایش مربعی

جدول (۳) - ترکیب پیچ‌ها در آرایش مربعی

ترکیب	پیچ بنفش	پیچ سبز	پیچ قرمز	پیچ آبی
۱	اسفنجی	اسفنجی	اسفنجی	اسفنجی
۲	قفل‌شونده	قفل‌شونده	قفل‌شونده	قفل‌شونده
۳	اسفنجی	اسفنجی	قفل‌شونده	قفل‌شونده
۴	قفل‌شونده	قفل‌شونده	اسفنجی	اسفنجی
۵	قفل‌شونده	اسفنجی	اسفنجی	قفل‌شونده
۶	اسفنجی	قفل‌شونده	قفل‌شونده	اسفنجی

نیروی فشردگی در سطح مقطع شکستگی برای ترکیب‌های مختلف در شکل (۷) قابل مشاهده است.



شکل (۷) - نیروی فشردگی در سطح مقطع شکستگی برای ترکیب‌های مختلف آرایش مربعی

مناسبی در این ناحیه برخوردار نیستند. در نتیجه از دید فشردگی، ترکیب‌های ۱ و ۳ برای آرایش مربعی و ترکیب‌های ۱ و ۲ برای آرایش خطی مناسب هستند. به منظور درک بهتر، نمودار میانگین نیروی فشردگی بخش بالایی سطح مقطع شکستگی (ناحیه‌ای که در معرض جدایش قرار دارد) نسبت به گام حل در شکل (۱۰) قابل مشاهده است.

با توجه به نتایج شکل (۱۰) می‌توان مشاهده کرد که نیروی فشردگی در ناحیه بالایی سطح مقطع شکستگی (ناحیه‌ای که از لحاظ جدایش بحرانی است) برای تمامی ترکیب‌های منتخب در انتهای زمان حل غیر صفر است؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که پس از اعمال نیروی وزن، ناحیه بالایی سطح مقطع شکستگی همچنان در معرض فشردگی قرار دارد و در معرض جدایش قرار نگرفته است. این امر نشان می‌دهد که این ترکیب‌ها از لحاظ نیروی فشردگی مناسب هستند. این نتیجه را می‌توان در شکل‌های (۷) و (۹) مشاهده کرد. همانطور که پیش‌تر بیان شد، آرایش بهینه باید دارای فشردگی مناسب به همراه پایداری مطلوب باشد؛ بنابراین، در بخش بعد به بررسی پایداری پیچ‌ها پرداخته خواهد شد و آرایش بهینه از بین ترکیب‌ها مناسب از لحاظ نیروی فشردگی انتخاب خواهد شد.

با توجه به شکل (۷)، توزیع نیروی فشردگی برای هر یک از ترکیب‌های مختلف را نشان می‌دهد. به دلیل اینکه مدول الاستیک استخوان کورتیکال از استخوان اسفنجی بیشتر است، سهم این استخوان از پیش‌فشردگی که پیچ‌ها ایجاد کرده‌اند بسیار بیشتر است؛ زیرا هر دو استخوان نسبت به یکدیگر حرکتی ندارند و مانند دو فنر موازی عمل می‌کنند که سفتی‌های آنها با مدول الاستیک رابطه مستقیم دارد.

با توجه به نتایج ارائه شده در شکل (۷)، مقدار نیروی فشردگی در قسمت‌هایی که دارای رنگ سیاه است، برابر با صفر می‌باشد و این به معنای جدایش این نواحی است که بسیار نامطلوب است. دلیل جدایش در این ترکیب‌ها خمش حاصل از نیروی وزن است؛ به عبارتی دیگر، ناحیه بالای سطح مقطع شکستگی تحت کشش نیروی وزن و ناحیه پایینی تحت فشار قرار می‌گیرد. اگر از پیچ‌های قفل‌شونده در ناحیه بالایی استفاده شود، فشردگی مطلوب حاصل نمی‌شود و کشش حاصل از نیروی وزن می‌تواند این ناحیه را در معرض جدایش قرار دهد. بنابراین دو ترکیب ۱ و ۳ که دارای پیچ‌های اسفنجی در ناحیه بالایی هستند، توزیع فشردگی بهتری دارند. در ترکیب ۱، به دلیل استفاده از پیچ‌های اسفنجی در نواحی پایینی و سپس اعمال نیروی وزن، مشاهده می‌شود که فشردگی در این ناحیه شدت یافته است؛ اما در ترکیب ۳ به دلیل استفاده از پیچ‌های قفل‌شونده در ناحیه پایینی، توزیع نیروی فشردگی در این ناحیه یکنواخت‌تر است. در هر دو ترکیب ۱ و ۳، می‌توان مشاهده کرد که به دلیل استفاده از دو پیچ اسفنجی در ناحیه بالایی، جدایش صورت نگرفته و توزیع فشردگی در این دو ترکیب مشابه است. برای فشردگی بیشتر در نواحی بالایی می‌توان از پیش‌بار بیشتر استفاده کرد. بنابراین از لحاظ فشردگی، دو ترکیب ۱ و ۳ مطلوب هستند و در ادامه پایداری این دو ترکیب مورد بحث قرار خواهد گرفت.

در ادامه، با استفاده از روش اجزای محدود، مقدار فشردگی در اجزای شکسته‌شده برای آرایش خطی و ترکیب‌های مختلف پیچ‌های اسفنجی و قفل‌شونده بررسی می‌شود. با توجه به رنگ‌بندی ارائه شده در شکل (۸)، ترکیب‌بندی‌های مختلف پیچ‌ها در جدول (۴) برای آرایش خطی مشخص شده است. نیروی فشردگی در سطح مقطع شکستگی برای آرایش خطی در شکل (۹) قابل مشاهده است.

با توجه به نتایج شکل (۹)، تنها ترکیب‌های (۱) و (۲) مناسب هستند که هر دو از پیچ اسفنجی در نواحی بالایی بهره‌مند می‌شوند. بقیه ترکیب‌ها بدلیل استفاده از پیچ قفل‌شونده در ناحیه بالایی، در معرض جدایش قرار گرفته‌اند و از فشردگی



شکل (۸) - رنگ‌بندی پیچ‌ها در آرایش خطی

جدول (۳) - ترکیب پیچ‌ها در آرایش خطی

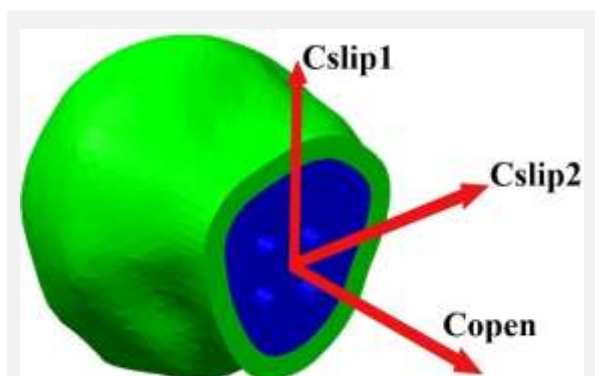
ترکیب	پیچ قرمز	پیچ سبز	پیچ آبی
۱	اسفنجی	اسفنجی	اسفنجی
۲	اسفنجی	اسفنجی	قفل‌شونده
۳	اسفنجی	قفل‌شونده	قفل‌شونده
۴	قفل‌شونده	قفل‌شونده	قفل‌شونده
۵	قفل‌شونده	قفل‌شونده	اسفنجی
۶	قفل‌شونده	اسفنجی	اسفنجی
۷	قفل‌شونده	اسفنجی	قفل‌شونده
۸	اسفنجی	قفل‌شونده	اسفنجی

۲-۴- پایداری

بر اساس نتایج ارائه شده در بخش پیشین می‌توان نتیجه گرفت که با توجه به فشردگی در سطح مقطع شکستگی، ترکیب‌هایی که دارای پیچ اسفنجی در نواحی بالایی باشند، مطلوب هستند؛ اما در این بخش بررسی خواهد شد که آیا ترکیب‌هایی که دارای پیچ قفل‌شونده هستند از پایداری بیشتری برخوردار هستند یا خیر. به منظور بررسی پایداری بین ترکیب‌های مطلوب، جابجایی و لغزش در سطح مقطع شکستگی مورد نظر است. به طور کلی سه نوع جابجایی در سطح مقطع شکستگی می‌تواند رخ بدهد؛ یک جابجایی سبب باز شدن اجزای شکسته‌شده از همدیگر می‌شود و دو جابجایی دیگر، لغزش در دو جهت مماسی می‌باشند. مقدار کل جابجایی در سطح مقطع شکستگی طبق رابطه (۱) محاسبه خواهد شد.

$$Slip = \sqrt{Cslip_1^2 + Cslip_2^2 + Copen^2} \quad (1)$$

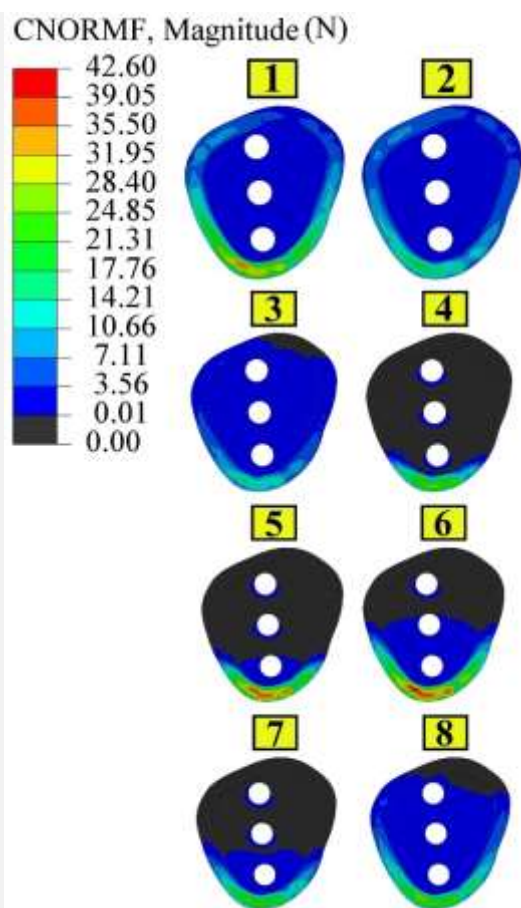
که در آن $Cslip_1$ و $Cslip_2$ نشان دهنده لغزش در جهت‌های مماسی هستند و $Copen$ نشان دهنده باز شدن اجزای شکسته‌شده است. این جابجایی‌ها در شکل (۱۱) قابل مشاهده هستند.



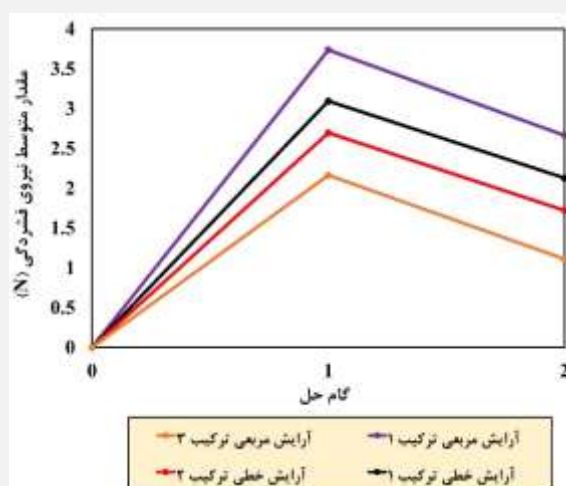
شکل (۱۱) - جابجایی و لغزش در سطح مقطع شکستگی

با استفاده از نرم افزار آباکوس، مقدار لغزش در سطح مقطع شکستگی برای ترکیب‌های مطلوب (ترکیب ۱ و ۳ برای آرایش مربعی و ترکیب ۱ و ۲ برای آرایش خطی) محاسبه شده است و نتایج در شکل (۱۲) قابل مشاهده هستند.

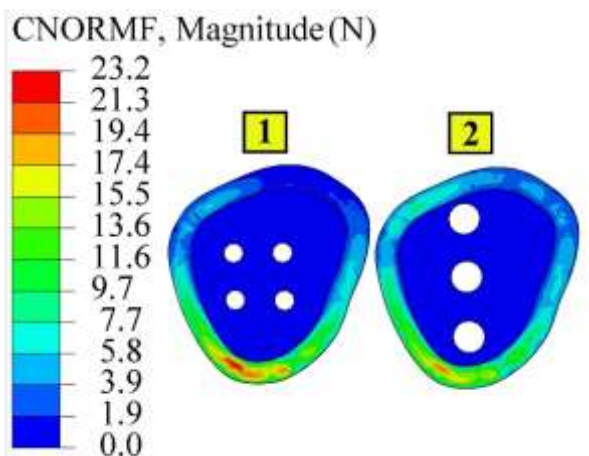
ابتدا ترکیب‌های مطلوب با توجه به پیچ‌های استفاده شده در آنها، به دو دسته تقسیم شده‌اند. یک دسته شامل ترکیب‌هایی



شکل (۹) - نیروی فشردگی در سطح مقطع شکستگی برای ترکیب‌های مختلف آرایش خطی



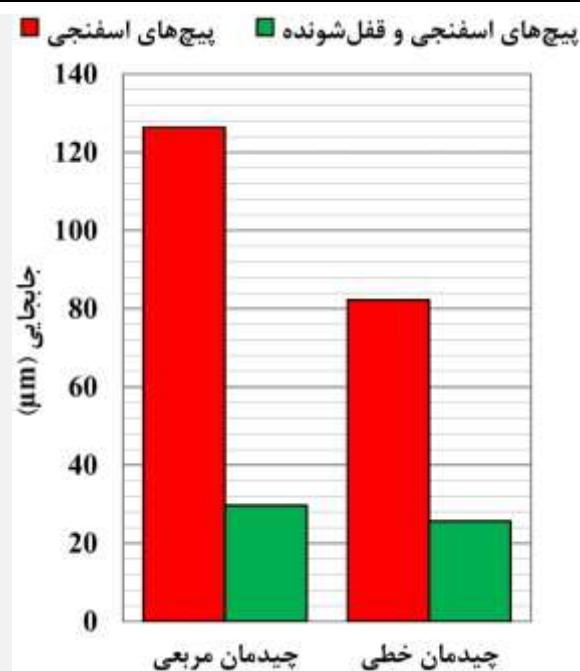
شکل (۱۰) - میانگین نیروی فشردگی در ناحیه بالایی سطح مقطع شکستگی نسبت به گام حل



شکل (۱۳) - فشردگی در سطح مقطع شکستگی: (۱) ترکیب ۳ از آرایش مربعی و (۲) ترکیب ۲ از آرایش خطی

با توجه به نتایج ارائه شده برای این دو ترکیب، مشاهده می‌شود که ناحیه بالای سطح مقطع شکستگی در آرایش خطی، فشردگی بیشتری دارد و باعث می‌شود که ضریب اطمینان آن در برابر جدایش از آرایش مربعی بیشتر باشد؛ همین امر سبب می‌شود تا پایداری آرایش خطی نسبت به آرایش مربعی بیشتر باشد و اجزای شکسته‌شده در این آرایش جابجایی کمتری نسبت به آرایش مربعی داشته باشند. همچنین به منظور درک بهتر، با توجه به شکل (۱۰) نیز می‌توان مشاهده کرد که مقدار میانگین نیروی فشردگی در آرایش خطی (ترکیب ۲) نسبت به آرایش مربعی (ترکیب ۳) در انتهای گام حل و پس از اعمال نیروی وزن، بیشتر است.

همچنین به منظور پایداری بیشتر اجزا می‌توان پیش‌بار در پیچ‌های اسفنجی که در ناحیه بالایی گردن استخوان ران قرار گرفته‌اند را بیشتر کرد تا فشردگی در این ناحیه افزایش یابد؛ اما باید توجه کرد که افزایش پیش‌بار، سبب افزایش تنش در پیچ‌ها خواهد شد و ممکن است پیچ‌ها را در معرض تسلیم قرار دهد. با توجه به وجود سه پیچ در آرایش خطی نسبت به آرایش مربعی، امکان انتخاب پیچ‌های با قطر بزرگتر به خاطر نداشتن محدودیت فضا برای قرارگیری پیچ‌ها وجود دارد. لذا استفاده از پیچ‌های با قطر بزرگتر سبب می‌شود که تنش بر روی پیچ‌ها در این آرایش کمتر شود و ضریب اطمینان پیچ در برابر تسلیم بیشتر باشد. از طرف دیگر باید توجه داشت که افزایش قطر پیچ باعث کاهش ظرفیت جذب انرژی توسط استخوان می‌شود. لذا علاوه بر بررسی تنش در پیچ، استخوان نیز از لحاظ تحمل تنش باید مورد بررسی قرار گیرد. بنابراین با توجه به پایداری بیشتر آرایش خطی نسبت به مربعی، آرایش خطی با ترکیب پیچ‌های



شکل (۱۲) - جابجایی بین اجزای شکسته‌شده

می‌شود که در آنها فقط از پیچ اسفنجی استفاده شده است (ترکیب ۱ برای آرایش خطی و ترکیب ۱ برای آرایش مربعی) و دسته دیگر شامل ترکیب‌هایی می‌شود که از هر دو پیچ اسفنجی و قفل‌شونده در آنها استفاده شده است (ترکیب ۳ برای آرایش مربعی و ترکیب ۲ برای آرایش خطی). با توجه به نتایج، می‌توان مشاهده کرد که ترکیب‌هایی که دارای پیچ قفل‌شونده هستند، دارای پایداری بیشتری هستند و جابجایی اجزای شکستگی در آنها کمتر است. پایداری آرایش، روند جوش خوردن استخوان را در بلند مدت بهبود می‌بخشد و مانع از بروز عوارض خواهد شد. این نتایج به دست آمده با نتایج تحقیقات ونگ [۸] و سمسامی [۹] که جابجایی در محل شکستگی برای پیچ‌های قفل‌شونده کمتر از پیچ‌های اسفنجی است و پایداری آنها بیشتر است مطابقت کیفی دارد. با توجه به تفاوت مدل استخوان، نوع آرایش پیچ‌ها و تعداد پیچ‌های موجود در مدل بررسی شده تحقیق حاضر با کار آنها امکان مقایسه کمی نیست. همچنین آنها به بررسی آرایش و ترکیب‌های مختلف پیچ‌ها برای تعیین آرایش بهینه پرداختند.

با توجه به نتایج شکل (۱۲) و مقایسه نتایج جابجایی بین دو آرایش مربعی و خطی در حالت‌هایی که از ترکیب پیچ‌های قفل‌شونده و اسفنجی استفاده شده است، می‌توان نتیجه گرفت که پایداری در آرایش خطی نیز بیشتر است. برای بررسی دقیق‌تر تفاوت آرایش خطی و مربعی و انتخاب آرایش بهینه بین این دو، میزان فشردگی در سطح مقطع شکستگی برای این دو ترکیب در شکل (۱۳) قابل مشاهده است.

۶- مراجع

1. N. A. Christodoulou and E. K. Dretakis, "Significance of muscular disturbances in the localization of fractures of the proximal femur," (in eng), *Clin Orthop Relat Res*, no. 187, pp. 215-7, Jul-Aug 1984.
2. C. M. Robinson, C. M. Court-Brown, M. M. McQueen, and J. Christie, "Hip fractures in adults younger than 50 years of age. Epidemiology and results," (in eng), *Clin Orthop Relat Res*, no. 312, pp. 238-46, Mar 1995.
3. R. R. Protzman and W. E. Burkhalter, "Femoral-neck fractures in young adults," (in eng), *J Bone Joint Surg Am*, vol. 58, no. 5, pp. 689-95, Jul 1976.
4. S. R. Cummings *et al.*, "Bone density at various sites for prediction of hip fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group," (in eng), *Lancet*, vol. 341, no. 8837, pp. 72-5, Jan 9 1993. doi: 10.1016/0140-6736(93)92555-8.
5. D. Lakstein, D. Hendel, Y. Haimovich, and Z. Feldbrin, "Changes in the pattern of fractures of the hip in patients 60 years of age and older between 2001 and 2010: A radiological review," (in eng), *Bone Joint J*, vol. 95-b, no. 9, pp. 12504, Sep 2013, doi: 10.1302/0301620x.95b9.32.
6. W. W. Hung, K. A. Egol, J. D. Zuckerman, and A. L. Siu, "Hip fracture management: tailoring care for the older patient," (in eng), *Jama*, vol. 307, no. 20, pp. 2185-94, May 23 2012, doi: 10/1001jama.2012.4842.
7. H. Mir and C. Collinge, "Application of a medial buttress plate may prevent many treatment failures seen after fixation of vertical femoral neck fractures in young adults," *Medical Hypotheses*, vol. 84, no. 5, pp. 429-433, 2015/05/01, 2015./doi:https://doi.org/10.1016/j.mehy.2015.01.029.
8. G. Wang, Y. Tang, X. Wu, and H. Yang, "Finite element analysis of a new plate for Pauwels type III femoral neck fractures," (in eng), *J Int Med Res*, vol. 48, no. 2, p. 300060520903669, Feb 2020, doi: 10.1177/0300060520903669
9. S. Samsami, P. Augat, and G. Rouhi, "Stability of femoral neck fracture fixation: A finite element analysis," (in eng), *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 233, no. 9, pp. 892-900, Sep 2019, doi: 10.1177/0954411919856138.
10. P. SM, "Technical and biomechanical aspects of screws used in bone surgery," *Int J Orthop Trauma*, vol. 2, pp. 31-48, 1992.
11. A. N. Hughes and B. A. Jordan, "The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice," *Injury*, vol. 4, no. 1, pp. 25-38, 1972/01/01/ 1972, doi: https://doi.org/10.1016/S0020-1383(72)80007-X.
12. A. Jafarov, F. K. E. Elibol, Ch. Alizadeh, M. G. Isxen, E. Togrul, T. Demir, " Perforated H-beam implant can be used in femoral neck fracture" *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 233, no. 3, pp. 354-361, March 2019, doi:10.1177/0954411919827041.
13. A. Amani, M.M. Abootorabi, "The effect of screw arrangement and drilling parameters on the fracture fixation strength of femoral neck", *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*. vol. 10(10), pp. 70-81, 2023. doi: 10.22034/IJME.2024.417897.1839.
14. G. M. Treece and A. H. Gee, "Independent measurement of femoral cortical thickness and cortical bone density

اسفنجی و قفل‌شونده بهینه‌ترین آرایش برای شکستگی گردن استخوان ران می‌باشد.

۵- جمع‌بندی

در این پژوهش با استفاده از روش اجزای محدود، مدل استخوان ران که در ناحیه گردن دچار شکستگی شده است مورد تحلیل تنش قرار گرفته است تا آرایش بهینه برای چیدمان و ترکیب‌های مختلف پیچ‌های متصل‌کننده از نوع اسفنجی و قفل‌شونده به دست آید. شبیه‌سازی برای دو آرایش مربعی و خطی انجام شده است که هر کدام به ترتیب دارای ۶ و ۸ ترکیب مختلف از پیچ‌های اسفنجی و قفل‌شونده هستند. نتایج شبیه‌سازی نشان داد که

- استفاده از پیچ‌های قفل‌شونده باعث کاهش فشردگی در سطح مقطع شکستگی نسبت به پیچ‌های اسفنجی می‌شوند؛ ولی در مقابل پایداری بیشتری نسبت به پیچ‌های اسفنجی دارند. پایداری در بلندمدت کمک شایانی به جوش خوردن استخوان می‌کند و همچنین باعث کاهش عوارض پس از عمل می‌شود.
- هر دو پیچ قفل‌شونده و اسفنجی باید در یک آرایش استفاده شود تا فشردگی مناسب به همراه پایداری مطلوب حاصل شود.
- پایداری آرایش خطی نسبت به آرایش مربعی بهتر می‌باشد.
- در یک آرایش مشخص، پیچ‌های قرار گرفته در بالای پلاک باید از نوع اسفنجی باشند تا فشردگی مناسبی در ناحیه بالای استخوان ایجاد کنند، زیرا این ناحیه پس از اعمال نیروی وزن، تحت کشش قرار می‌گیرد و در صورتی که فشردگی مناسب در این محل وجود نداشته باشد، در معرض جدایی قرار خواهد گرفت.
- یک عامل مهم در فشردگی، نیروی پیش بار است. مقدار نیروی پیش بار باید به حد کافی باشد تا فشردگی کافی در سطح مقطع شکستگی ایجاد شود؛ البته نیروی پیش بار نباید خیلی زیاد باشد، زیرا تنش ایجاد شده در پیچ به استحکام تسلیم پیچ نزدیک می‌شود و باعث تسلیم شدن پیچ خواهد شد. از این رو، آرایش خطی بهتر از آرایش مربعی است، زیرا در این آرایش امکان استفاده از پیچ با قطر بزرگ‌تر وجود دارد که باعث می‌شود تنش در پیچ کمتر شود و ضریب اطمینان تسلیم پیچ افزایش یابد. همچنین میزان فشردگی در این آرایش بیشتر از آرایش مربعی است و پایداری این آرایش نیز بیشتر است.



- using clinical CT," *Medical Image Analysis*, vol. 20, no. 1, pp. 249-264, 2015/02/01/ 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.media.2014.11.012>.
15. J. Bartonicek, "Pauwels' classification of femoral neck fractures: correct interpretation of the original," (in eng), *J Orthop Trauma*, vol. 15, no. 5, pp. 358-60, Jun-Jul 2001, doi: 10.1097/00005131-200106000-00009.
16. S. Lin *et al.*, "Modified F configuration in the treatment of Pauwels type III femoral neck fracture: a finite element analysis," *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 22, no. 1, p. 758, 2021/09/06 2021, doi: 10.1186/s12891-021-04638-2.
17. F. Hamandi, R. Laughlin, and T. Goswami, "Failure analysis of PHILOS plate construct used for pantalar arthrodesis Paper II—Screws and FEM simulations," *Metals*, vol. 8, no. 4, p. 279, 2018.
18. K. Ding *et al.*, "A comparative Study of Novel Extramedullary Fixation and Dynamic Hip Screw in the Fixation of Intertrochanteric Fracture: A Finite-Element Analysis," (in eng), *Front Surg*, vol. 9, p. 91114, 2022,1 doi: 10.3389/fsurg.2022.911141.
19. H. Huang, Z. Feng, W. Wang, C. Yang, J. Liao, and J. Ouyang, "Finite Element Analysis of Femoral Neck Fracture Treated with Bidirectional Compression-Limited Sliding Screw," (in eng), *Med Sci Monit*, vol. 27, p. e929163Mar 30 2021, doi: 10.12659/msm.929163.