



تأثیر چیدمان پیچ‌ها و پارامترهای سوراخ‌کاری بر استحکام ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران

علی امانی رفتار^۱، محمد مهدی ابوترابی^{۲*}

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

۲- دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

* ایمیل نویسنده مسئول: abootorabi@yazd.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی

دریافت: ۱۲ مهر ۱۴۰۲

پذیرش: ۲۹ دی ۱۴۰۲

کلیدواژگان:

استحکام ثابت‌سازی

شکستگی گردن استخوان ران

سرعت دورانی

زاویه رأس مته

شبیه‌سازی المان محدود

چکیده

برای ثابت کردن شکستگی گردن استخوان ران با استفاده از پیچ، نظرهای متفاوتی بین جراحان ارتوپد در مورد چیدمان پیچ‌ها وجود دارد. همچنین پارامترهای سوراخ‌کاری استخوان از جمله زاویه رأس مته و سرعت دورانی مته نیز می‌تواند در استحکام ثابت‌سازی تأثیر داشته باشد. در این تحقیق، به صورت تجربی و به کمک شبیه‌سازی تأثیر سه نوع چیدمان مثلث، مثلث معکوس و خطی و پارامترهای سرعت دورانی و زاویه رأس مته بر استحکام ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران برای نخستین بار بررسی شده است. در آزمایش‌های تجربی، بیشترین نیروی تحمل‌شده برای چیدمان مثلث معکوس و نسبت به چیدمان‌های مثلث و خطی به ترتیب ۲۵٪ و ۳۷٪ بیشتر است. سرعت دورانی مته ۲۰۰۰ دور بر دقیقه نسبت به ۱۰۰۰ دور بر دقیقه و زاویه رأس مته ۶۰° نسبت به ۱۱۸° به ترتیب به‌طور میانگین ۱۱ و ۷/۵ درصد استحکام اتصال را افزایش داده‌اند. آنالیز واریانس نشان داد که میزان تأثیر نوع چیدمان پیچ‌ها، سرعت دورانی مته و زاویه رأس مته بر استحکام ثابت‌سازی به ترتیب ۸۳/۲۶، ۶/۹۸ و ۳/۲۴ درصد است. نتایج به‌دست آمده از شبیه‌سازی عددی نشان داد که چیدمان مناسب، مثلث معکوس با پارامترهای سوراخ‌کاری سرعت دورانی مته ۲۰۰۰ دور بر دقیقه و زاویه رأس مته ۶۰° است که ۴۷۸۲ نیوتون نیرو را تحمل کرده‌است.

The effect of screw arrangement and drilling parameters on the fracture fixation strength of femoral neck

Ali Amani Raftar¹, Mohammad Mahdi Abootorabi^{2*}

1- MSc Student, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

2- Associate Professor, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

* Corresponding Author's Email: abootorabi@yazd.ac.ir

Article Information

Original Research Paper

Received: 4 October 2023

Accepted: 19 January 2024

Keywords:

Fracture Fixation
Femoral Neck Fracture
Rotational Speed
Drill Tip Angle
FEM

Abstract

To fix the femoral neck fracture using screws, there are different opinions among orthopedic surgeons about screw placement. Also, the parameters of bone drilling, including the angle of the drill tip and the rotational speed of the drill, can also have an effect on the fixation strength. In this research, experimentally and with the help of simulation, the effect of three types of arrangement including triangle, inverted triangle and linear, and parameters of rotational speed and angle of the drill tip on the strength of femoral neck fracture fixation has been investigated for the first time. In experimental tests, the maximum force tolerated by for the inverted triangle arrangement is 25% and 37% higher than the triangle and linear arrangements, respectively. The rotational speed of the drill 2000 rpm compared to 1000 rpm and the tip angle of the drill 60° compared to 118° have increased the connection strength by 11 and 7.5 percent, respectively. The analysis of variance showed that the effect of the type of screw arrangement, respectively, the rotational speed of the drill and the angle of the drill tip on the fixation strength is 83.26, 6.98 and 3.24%, respectively. The results obtained from the numerical simulation showed that the proper arrangement is the inverted triangle with the drilling parameters of the rotational speed of the 2000 rpm and the tip angle of the 60°, which has endured N4782 force.

Please cite this article using:

Amani Raftar A, Abootorabi MM. The effect of screw arrangement and drilling parameters on the fracture fixation strength of femoral neck. Iranian Journal of Manufacturing Engineering. 2023 December 22;10(10):70-81. doi: 10.22034/IJME.2024.417897.1839 [In Persian]

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

۱- مقدمه

استخوان ران یکی از بزرگ‌ترین و مستحکم‌ترین استخوان‌های بدن است که شکسته شدن آن مستلزم نیروی زیادی است. این عارضه بیشتر در حین حوادث رانندگی و سقوط از ارتفاع رخ می‌دهد. به ناحیه‌ای که در زیر استخوان ران قرار گرفته، گردن استخوان ران^۱ می‌گویند. شکستگی گردن استخوان ران در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱ شکستگی گردن استخوان ران [۱]

درمان شکستگی گردن استخوان ران در افراد جوان و مسن نیاز به عمل جراحی دارد و عدم جراحی این شکستگی معمولاً موجب می‌شود بیمار تا آخر عمر توانایی راه رفتن را از دست بدهد [۲]. انتخاب نوع عمل جراحی بسته به تشخیص جراح، شدت جابجایی، درجه فعالیت و سن بیمار متفاوت است. در شکستگی‌های بدون جابجایی، درمان معمولاً به صورت ثابت کردن قطعات شکسته شده توسط سه عدد پیچ انجام می‌شود [۳]. یکی از مهم‌ترین بخش‌های ثابت‌سازی، انتخاب روش مناسب است که با توجه به شرایط بیمار تعیین می‌شود. اگر روش مناسب توسط جراح به درستی انتخاب شود، تا حد زیادی از شکستگی و جراحی مجدد جلوگیری می‌شود. امروزه سوراخ‌کاری استخوان با مته دستی و کنترل آن توسط جراح انجام می‌شود و کیفیت آن به تجربه پزشک بستگی دارد [۴]. در مورد تعداد پیچ مورد نیاز برای اتصال استخوان و نحوه چیدمان آن‌ها، نظر واحدی وجود ندارد و معمولاً پزشکان بر اساس تجربه خود آن را انتخاب می‌کنند. هاوکس^۲ و همکاران [۵] برای ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران با پیچ، از پیچ تقویت‌کننده به نام تروخانتر^۳ با چیدمان مثلث معکوس برای ثابت‌سازی استفاده کردند. آن‌ها با استفاده از آزمایش‌های تجربی ثابت کردند که استفاده از این پیچ می‌تواند زمان جوش خوردگی را بهبود بخشد. لیو^۴ و همکاران [۶] برای ثابت کردن شکستگی گردن استخوان ران، سه عدد پیچ متفاوت نسبت به پیچ‌های رایج استفاده کردند که دو عدد از پیچ‌ها طول روزه بیشتری داشتند. آن‌ها با استفاده از آزمایش‌های تجربی نتیجه گرفتند که در ثابت‌سازی گردن استخوان ران، استفاده از این دو عدد پیچ نسبت به پیچ‌های معمولی دارای استحکام بیشتری است و با استفاده از این پیچ‌ها می‌توان مقدار جابه‌جایی در صورت ضربه مجدد را به حداقل رساند. لی و همکاران [۷] برای ثابت‌سازی گردن استخوان ران، استحکام سه روش با استفاده از سه نوع ایمپلنت SCAP FN، ایمپلنت DHS+DS و ایمپلنت CCS را مورد بررسی و مقایسه قرار دادند. آن‌ها با استفاده از مدل‌سازی نشان دادند که ثابت‌سازی با استفاده از ایمپلنت‌های SCAP FN استحکام بیشتری دارد و در کاهش زمان جوش خوردگی استخوان مؤثر است. تیانی^۵ و همکاران [۸] ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران را توسط دو روش سه عدد پیچ با چیدمان مثلث همراه با صفحه تثبیت داخل و سه عدد پیچ با چیدمان خطی همراه با صفحه تثبیت داخل مقایسه کردند. آن‌ها با شبیه‌سازی المان محدود^۶ نتیجه گرفتند که روش ثابت کردن شکستگی توسط سه عدد پیچ با چیدمان خطی همراه با صفحه تثبیت داخلی یک تکنیک مناسب برای بهبود شکستگی است و برای درمان این نوع شکستگی توصیه می‌شود.

¹ Femoral Neck

² Hawks

³ Trochanter Screw

⁴ Liu

⁵ Tianye

⁶ Finite Element (FE)

یکی از عوامل مهم مؤثر بر کیفیت اتصال استخوان، دمای ایجاد شده در فرآیند سوراخ‌کاری است. پیرجمالی نیسیانی و همکاران [۹] تأثیر زاویه رأس مته بر افزایش دما حین سوراخ‌کاری استخوان را مورد بررسی قرار دادند و نتیجه گرفتند که در بین زوایای رأس مته 70° ، 90° و 118° ، زاویه رأس 70° کمترین افزایش دما را در بافت استخوان پدید می‌آورد. لی و همکاران [۱۰] بعد از بررسی پارامترهای مؤثر در سوراخ‌کاری استخوان دریافتند که در سرعت دورانی‌های بالاتر، براده سریع‌تر از سوراخ خارج و زمان کلی سوراخ‌کاری و در نتیجه دما کاهش می‌یابد. شکوری و همکاران [۱۱] با مطالعه تجربی روی استخوان گاو به این نتیجه رسیدند که با افزایش سرعت دورانی مته از 500 تا 1000 دور بر دقیقه میزان دمای موضع سوراخ‌کاری در هر سه نرخ پیشروی 50 ، 100 و 150 میلی‌متر بر دقیقه کاهش می‌یابد. نگهداری و آخوندی [۱۲] با بهینه‌سازی پارامترهای اثرگذار بر دما دریافتند که در سوراخ‌کاری معمولی استخوان کورتیکال و تراپکولار فمور، حداقل دما در نرخ پیشروی 150 میلی‌متر بر دقیقه و سرعت دورانی 2000 دور بر دقیقه اتفاق می‌افتد.

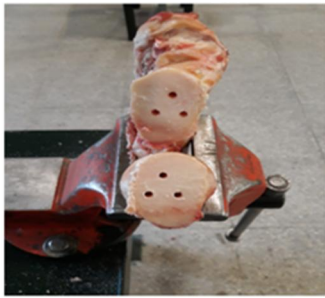
در این مقاله، اثر چیدمان پیچ‌ها و پارامترهای سوراخ‌کاری سرعت دورانی و زاویه رأس مته بر استحکام ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران مورد بررسی تجربی و المان محدود قرار گرفته است. بررسی‌های انجام شده نشان داد که مطالعه‌ای در مورد اثر نحوه چیدمان پیچ‌ها در ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران و همچنین تأثیر پارامترهای سرعت دورانی و زاویه رأس مته بر استحکام ثابت‌سازی استخوان انجام نشده است. بیشتر مطالعات منتشر شده، در مورد مدت زمان جوش خوردگی استخوان به‌ویژه در افراد مسن و تأثیر پارامترهای سوراخ‌کاری بر روی دما است.

۲- آزمون‌های تجربی

جهت انجام آزمایش‌های تجربی و اندازه‌گیری استحکام ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران با پیچ در چیدمان‌های مختلف، نیاز به آماده‌سازی تجهیزات لازم و تنظیمات مربوطه است. آماده‌سازی استخوان جهت سوراخ‌کاری، آماده‌سازی دستگاه و بستن مته برای سوراخ‌کاری، تنظیم و بستن استخوان در گیره دستگاه جهت سوراخ‌کاری، ثابت کردن گردن استخوان ران در گیره توسط سه عدد پیچ و آماده‌سازی دستگاه آزمون فشار برای اعمال فشار روی سر استخوان ران کارهای اصلی انجام شده برای بررسی تجربی میزان استحکام اتصال استخوان است. برای سوراخ‌کاری استخوان از دستگاه فرز مدل FP4M ساخت شرکت ماشین‌سازی تبریز و مته سوراخ‌کاری از جنس فولاد تندبر^۱ با قطر $4/5$ میلی‌متر و طول 200 میلی‌متر ساخت شرکت ATM چین که پارامترهای هندسی مشابه با ابزارهای استاندارد جراحی دارد استفاده شد. این مته دارای زاویه مارپیچ 30° ، زاویه براده 5° و زاویه آزاد 20° و بدون پوشش است. از سرم نمکی به‌عنوان محلول خنک‌کار به روش معمولی استفاده شده است. برای اعمال فشار روی سر استخوان ران از دستگاه آزمون فشار مدل STM-250 ساخت شرکت طراحی مهندسی سنتام استفاده شد. پیچ کنسلوس با قطر $6/5$ و طول 110 میلی‌متر برای ثابت‌سازی استخوان بکار رفت. به دلیل محدودیت‌ها و با توجه به تشابه ویژگی‌های فیزیکی استخوان ران شتر به استخوان‌های بلند انسان، در این مطالعه از استخوان ران شتر که پس از کشتار به مدت حداکثر سه روز در یخچال نگهداری شده بود، برای آزمایش‌های تجربی و شبیه‌سازی المان محدود استفاده شد. در آزمون‌های تجربی ابتدا یک برش به فاصله 180 میلی‌متر توسط کمان‌اره از سر استخوان ران تا قسمت تنه استخوان ران ایجاد شد، سپس نمونه استخوان به نحوی در گیره سوراخ‌کاری بسته شد که سطح پشت استخوان ران دقیقاً موازی با لبه گیره قرار گیرد و سه عدد سوراخ طبق یکی از سه چیدمان مورد بررسی با فاصله‌های 15 میلی‌متر ایجاد شد. بعد از ایجاد سه عدد سوراخ، یک برش موازی با سطح پشت و وسط گردن استخوان ران ایجاد و در نهایت، دو استخوان جدا شده از یکدیگر با سه عدد پیچ کنسلوس ثابت‌سازی شد (شکل ۲).

با توجه به پیش‌آزمون‌ها و مقادیر ذکر شده در مقالات [۱۳، ۱۴]، سرعت آزمون فشار 5 میلی‌متر بر دقیقه و طول کورس جابجایی 5 میلی‌متر در نظر گرفته شد. در شکل ۳ نمونه‌هایی از انجام آزمون فشار در این پژوهش مشاهده می‌شود.

¹ High Speed Steel



گردن استخوان ران برش‌خورده



نحوه بستن پیچ‌ها



گیره‌بندی استخوان ثابت‌شده با چیدمان خطی



استخوان ثابت‌شده با چیدمان مثلث



نمای جانبی از استخوان ثابت‌شده



نمای ایستاده از استخوان ثابت‌شده

شکل ۲ مراحل آماده‌سازی نمونه‌های ثابت‌سازی شده جهت انجام آزمون فشار



چیدمان خطی



چیدمان مثلث معکوس



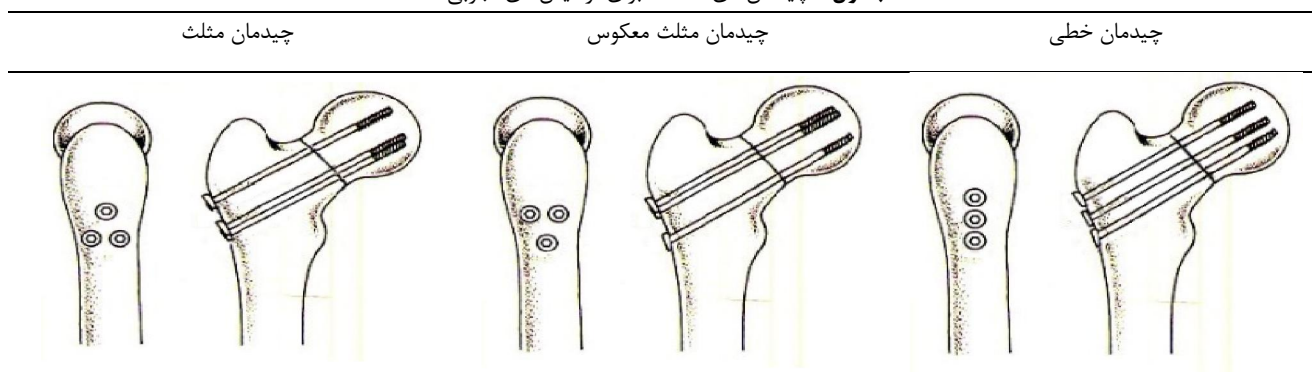
چیدمان مثلث

شکل ۳ آزمون فشار از نماهای مختلف

افزایش دما بیشتر از یک حد معین، به سلول‌های بافت زنده آسیب می‌زند. دمای ۴۷ درجه سانتی‌گراد به مدت ۱ دقیقه یا ۵۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۳۰ ثانیه، باعث نکروز حرارتی استخوان می‌شود. قبل از شروع آزمون‌های مرتبط با استحکام اتصال، دمای سوراخ‌کاری استخوان با استفاده از دماسنج مادون قرمز ساخت شرکت مستک با مدل MS6520B اندازه‌گیری شد. دمای سطح داخلی سوراخ بلافاصله پس از خروج مته از سوراخ، حدود ۳۰ درجه سانتی‌گراد بود که دور از مرز نکروز حرارتی است.

برای بررسی تأثیر پارامترهای سوراخ‌کاری و نوع چیدمان‌های مختلف بر استحکام ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران، چیدمان‌های مختلف پیچ، سرعت دورانی و زاویه رأس مته به‌عنوان پارامترهای ورودی انتخاب شد. در این مطالعه برای چیدمان پیچ‌ها سه، و برای سرعت دورانی و زاویه رأس مته، دو سطح در نظر گرفته و در مجموع ۱۲ آزمایش با طراحی آزمایش کامل انجام شده‌است. چیدمان‌های مختلف پیچ با مشورت با پزشکان متخصص ارتوپدی انتخاب و در جدول ۱ نشان داده شده است. پارامترهای سوراخ‌کاری مورد استفاده در آزمایش‌های تجربی در جدول ۲ ذکر شده‌است. با توجه به پیش‌آزمون‌های انجام شده، نرخ پیشروی مته روی ۴۰ میلی‌متر بر دقیقه تنظیم شد.

جدول ۱ چیدمان‌های مختلف برای آزمایش‌های تجربی



جدول ۲ پارامترهای سوراخ‌کاری ورودی آزمایش‌های تجربی

پارامتر	واحد	مقدار
سرعت دورانی مته	rpm	۲۰۰۰ و ۱۰۰۰
زاویه رأس مته	درجه	۱۱۸ و ۶۰

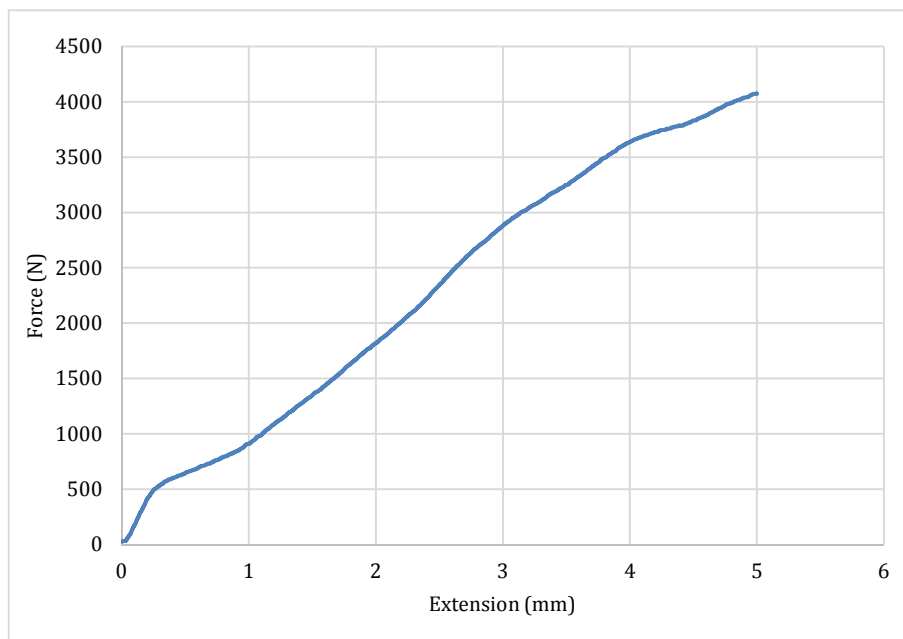
۳- نتایج تجربی و بحث

چیدمان پیچ‌ها نقش کلیدی در استحکام ثابت‌سازی استخوان و بهبود هر چه سریع‌تر بیمار دارد [۱۵]. باید اشاره کرد که در مورد نوع چیدمان که توسط جراحان به‌طور سلیقه‌ای انتخاب می‌شود و تعداد پیچ‌ها نظرهای متفاوتی وجود دارد [۱۶]. در آزمایش‌های تجربی انجام شده در این تحقیق، نیروی تحمل شده توسط چیدمان‌های مختلف در ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران اندازه‌گیری شده است. در جدول ۳ پارامترهای ورودی و مقادیر نیروی تحمل‌شده توسط چیدمان‌های مختلف ذکر شده است.

جدول ۳ پارامترهای ورودی آزمایش‌ها و مقادیر نیروی تحمل‌شده تجربی

شماره آزمایش	حالت چیدمان	سرعت دوران مته (rpm)	زاویه رأس مته (درجه)	نیرو (N)	میانگین نیرو (N)
۱	خطی	۱۰۰۰	۶۰	۲۲۳۷	۲۱۸۱
۲	خطی	۱۰۰۰	۱۱۸	۲۱۲۸	
۳	خطی	۲۰۰۰	۶۰	۲۲۹۳	
۴	خطی	۲۰۰۰	۱۱۸	۲۰۶۶	
۵	مثلث	۱۰۰۰	۶۰	۲۴۷۱	۲۶۱۹
۶	مثلث	۱۰۰۰	۱۱۸	۲۳۴۸	
۷	مثلث	۲۰۰۰	۶۰	۲۹۴۳	
۸	مثلث	۲۰۰۰	۱۱۸	۲۷۱۷	
۹	مثلث معکوس	۱۰۰۰	۶۰	۳۲۱۹	۳۴۹۳
۱۰	مثلث معکوس	۱۰۰۰	۱۱۸	۳۲۳۸	
۱۱	مثلث معکوس	۲۰۰۰	۶۰	۴۰۷۱	
۱۲	مثلث معکوس	۲۰۰۰	۱۱۸	۳۴۴۶	

با توجه به جدول ۳، چیدمان مثلث معکوس به دلیل نوع چیدمان پیچ‌ها و آسیب کمتر به بافت استخوان که ناشی از کاهش پدیده نکرروز است [۱۷]، با میانگین تحمل نیروی ۳۴۹۳ نیوتون بالاترین استحکام را دارد. از نظر استحکام ثابت‌سازی، چیدمان مثلث در جایگاه دوم قرار دارد و نیروی کمتری نسبت به چیدمان مثلث معکوس تحمل کرده است. در بین سه چیدمان بررسی شده، چیدمان خطی پایین‌ترین استحکام را دارد و چیدمان مناسبی برای ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران نیست. چیدمان خطی نسبت به چیدمان مثلث و مثلث معکوس به‌طور میانگین به ترتیب ۱۶/۷ و ۳۷/۵ درصد نیروی کمتری تحمل کرده است. در هر سه چیدمان، بیشترین نیروی تحمل شده با پارامترهای سوراخ‌کاری سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه و زاویه رأس مته ۶۰° به‌دست آمده است. بیشترین نیروی تحمل شده در مجموع آزمایش‌ها، مربوط به حالت چیدمان مثلث معکوس با پارامترهای سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه و زاویه رأس مته ۶۰° با مقدار ۴۰۷۱ نیوتون است (شکل ۴).



شکل ۴ نمودار نیرو - جابجایی در حالت چیدمان مثلث معکوس با سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه و زاویه رأس مته ۶۰°

یکی از مهم‌ترین پارامترهایی که بر رفتار دما و نیرو در سوراخ‌کاری استخوان اثر دارد، سرعت دورانی مته است [۱۸]. اگر هنگام سوراخ‌کاری، دمای مته افزایش یابد، دمای بافت استخوانی اطراف محل سوراخ‌کاری هم بالا خواهد رفت و منجر به آسیب دیدن بافت استخوان خواهد شد. چنین آسیبی از نظر بیومکانیکی، استحکام ثابت‌سازی را به‌طور قابل توجهی کاهش می‌دهد و در نتیجه بهبود شکستگی را به تأخیر می‌اندازد [۱۷]. با توجه به نتایج تجربی به‌دست‌آمده، سرعت دورانی مته ۲۰۰۰ دور بر دقیقه نسبت به سرعت دورانی ۱۰۰۰ دور بر دقیقه به‌طور میانگین ۱۱ درصد استحکام را افزایش داده است. یکی دیگر از پارامترهایی که در این پژوهش مورد بررسی قرار گرفت، زاویه رأس مته است. در تحقیقات پیشین، محققان نتیجه گرفتند که زاویه رأس مته بر نیرو و گرمای تولید شده در سوراخ‌کاری استخوان تأثیرگذار است اما هنوز توافق نظری در مورد زاویه رأس بهینه وجود ندارد [۱۷، ۱۹]. در آزمایش‌های تجربی، زاویه رأس مته ۶۰° نسبت به زاویه رأس ۱۱۸°، به‌طور میانگین ۷/۵ درصد استحکام اتصال استخوان را افزایش داده است. عالم و همکاران [۲۰] با بررسی دو مته با زاویه رأس‌های ۹۰° و ۱۱۸° دریافتند که مته با زاویه رأس ۹۰° به دلیل نفوذ بهتر، نیروی کمتری حین سوراخ‌کاری استخوان ایجاد می‌کند. نتایج به‌دست آمده توسط عالم و همکاران در مورد نحوه اثر زاویه رأس مته کوچک‌تر، با نتایج به‌دست آمده در این پژوهش مطابقت دارد.

برای بررسی میزان تأثیر چیدمان پیچ‌ها، سرعت دورانی و زاویه رأس مته بر استحکام ثابت‌سازی استخوان از آنالیز واریانس استفاده شده است. جدول ۴ آنالیز واریانس برای استحکام ثابت‌سازی استخوان را نشان می‌دهد.

جدول ۴ آنالیز واریانس برای استحکام ثابت‌سازی استخوان

مقدار P	مقدار تأثیر	میانگین مربعات	مجموع مربعات	درجه آزادی	منبع تغییرات
۰/۰۱۳	٪۸۳/۲۶	۳۵۷۱۴۶۲	۳۵۷۱۴۶۲	۲	چیدمان پیچ‌ها
۰/۰۷۱	٪۶/۹۸	۲۹۹۲۵۲	۲۹۹۲۵۲	۱	سرعت دورانی مته
۰/۱۳۷	٪۳/۲۴	۱۳۸۸۹۰	۱۳۸۸۹۰	۱	زاویه رأس مته
۰/۲۳۰	٪۳/۶۹	۱۵۸۴۷۷	۱۵۸۴۷۷	۲	چیدمان پیچ‌ها × سرعت دورانی مته
۰/۸۰۴	٪۰/۲۷	۱۱۵۹۳	۱۱۵۹۳	۲	چیدمان پیچ‌ها × زاویه رأس مته
۰/۲۴۶	٪۱/۴۵	۶۲۳۵۲	۶۲۳۵۲	۱	سرعت دورانی مته × زاویه رأس مته
	٪۱/۱۱	۴۷۴۶۵	۴۷۴۶۵	۲	خطا
	٪۱۰۰		۴۲۸۹۴۹۲	۱۱	مجموع

S = ۱/۵۴۵

R² = ۹۸/۸۹ %R²(adj) = ۹۳//۹۱

اگر مقدار P از ۰/۰۵ کمتر باشد، پارامتر مورد نظر بر رفتار سیستم مؤثر و در غیر این صورت غیر مؤثر است. با توجه به این که مقدار P برای پارامتر چیدمان پیچ‌ها کمتر از ۰/۰۵ و برای دیگر پارامترها بزرگ‌تر از ۰/۰۵ است، می‌توان گفت فقط چیدمان پیچ‌ها اثر معناداری بر استحکام ثابت‌سازی دارد. مطابق آنالیز انجام شده در جدول ۴، میزان تأثیر نوع چیدمان پیچ‌ها، سرعت دورانی مته و زاویه رأس مته بر استحکام ثابت‌سازی به ترتیب ۸۳/۲۶، ۶/۹۸ و ۳/۲۴ درصد است. علاوه بر اثر جداگانه هر پارامتر، اثر هم‌زمان پارامترها نیز در جدول ۴ بررسی شده است و مشاهده می‌شود که اثر هم‌زمان پارامترها نیز بر استحکام اتصال اثری نداشته‌اند.

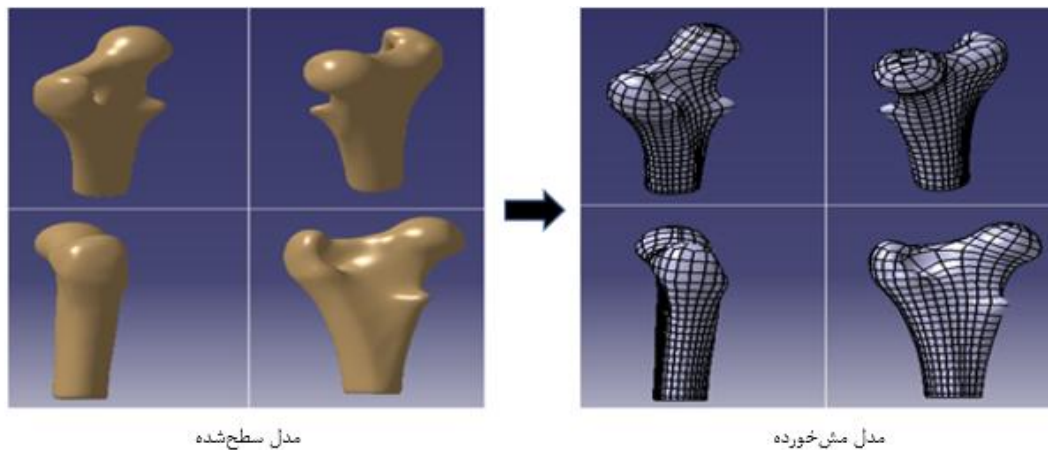
۴- شبیه‌سازی

در شبیه‌سازی انجام شده، تأثیر چیدمان‌های مختلف پیچ‌ها و پارامترهای سوراخ‌کاری سرعت دورانی و زاویه رأس مته بر استحکام ثابت‌سازی گردن استخوان ران مورد بررسی قرار گرفته است. از جمله مراحل شبیه‌سازی می‌توان به اسکن سه‌بعدی استخوان و پیچ، مدل‌سازی نمونه‌های اسکن‌شده و سپس شبیه‌سازی در نرم‌افزار آباکوس^۱ اشاره کرد. برای به‌دست آوردن هندسه استخوان، نمونه توسط دستگاه اسکن سه‌بعدی با دقت ۰/۰۵، اسکن و فایل خروجی به‌صورت ابر نقاط استخراج شد (شکل‌های ۵ و ۶). در شکل ۷ نمونه‌های شبیه‌سازی شده چیدمان‌های مثلث، مثلث معکوس و خطی نشان داده شده‌است.

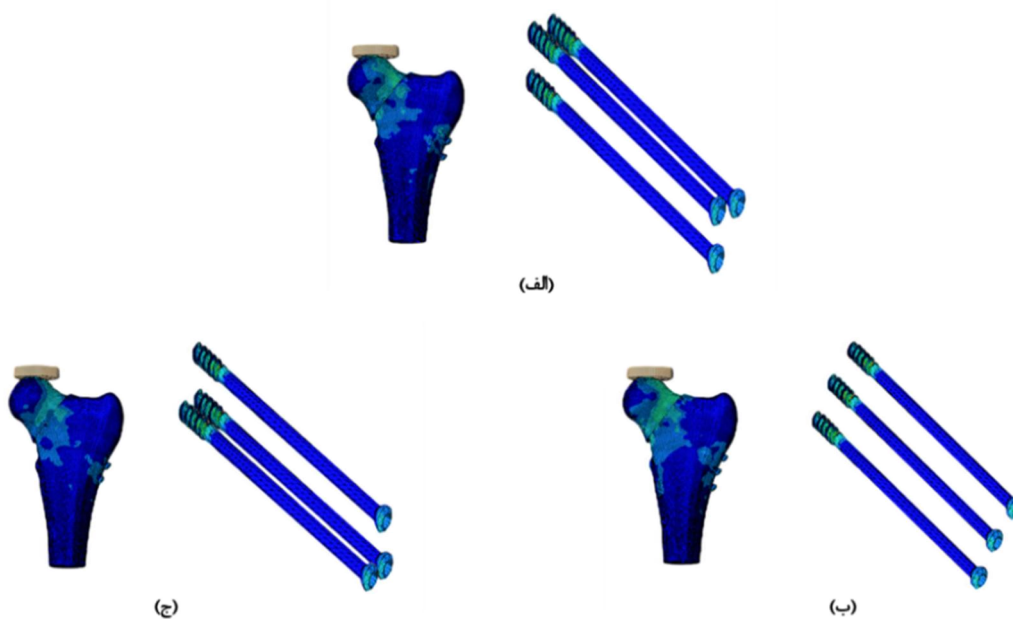


شکل ۵ نمونه استخوان اسکن‌شده برای مدل‌سازی از نماهای مختلف

^۱ Abaqus



شکل ۶ نمونه استخوان مدل‌سازی شده در نرم‌افزار کتیا



شکل ۷ شبیه‌سازی چیدمان‌های الف) مثلث معکوس، ب) خطی و ج) مثلث

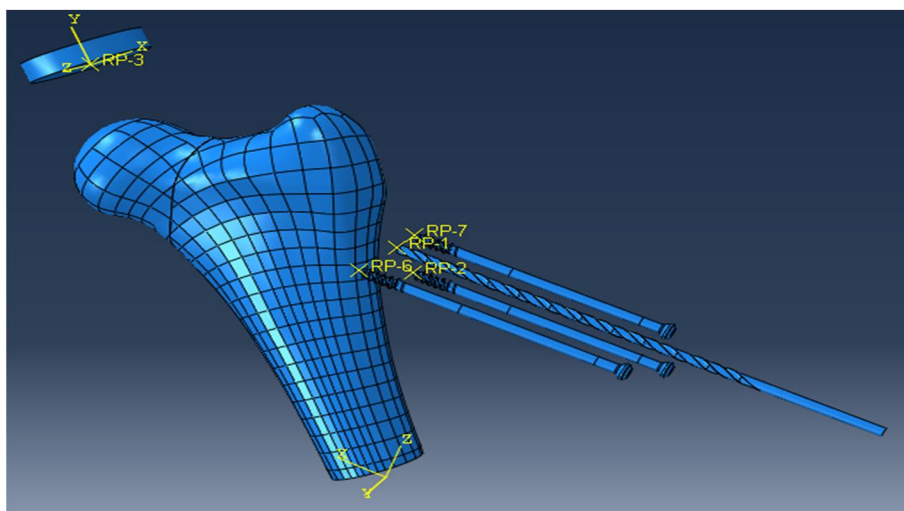
پس از پایان مرحله مدل‌سازی سه‌بعدی، خروجی‌هایی که از نرم‌افزار کتیا گرفته شده بود برای حل مسئله، وارد آباکوس شد. مراحل شبیه‌سازی در ادامه توضیح داده شده است.

ابتدا نمونه استخوان، پیچ، مته و قطعه فشار که به‌عنوان جایگزین فک دستگاه جهت ایجاد فشار استفاده شده است با پسوند CAT Part وارد نرم‌افزار آباکوس شد. برای جلوگیری از آسیب در مدل‌ها، نوع هندسه استخوان و پیچ، تغییر شکل پذیر و مته و قطعه فشار، صلب در نظر گرفته شد. از آنجا که رفتار ناهمسانگرد استخوان ناچیز است [۲۱]، بافت استخوان به‌عنوان ماده همسانگرد و همگن فرض شده است. خصوصیات مکانیکی مدل در جدول ۵ ارائه شده است.

جدول ۵ خواص مکانیکی اجزای مدل در نرم‌افزار آباکوس [۲۲ - ۲۵]

استخوان کورتیکال انسان	استخوان کنسولوس انسان	پیچ کنسولوس	مته	قطعه فشار	
۱۵۰۰۰	۱۰۰	۱۹۳۰۰۰	۲۱۰۰۰۰	۲۱۰۰۰۰	مدول یانگ (pa)
۱۸۰۰	۵۰۰	۸۰۰۰	۷۸۰۰	۸۰۰۰	چگالی (kg/m^3)
۰/۳۳	۰/۳۵	۰/۲۵	۰/۳	۰/۳	نسبت پواسون

در شکل ۸، مونتاژ قطعات در کنار یکدیگر نشان داده شده است.



شکل ۸ مونتاژ مدل‌ها

برای تعریف حل مسئله و سطوح تماس، سیزده گام متوالی از نوع دینامیک صریح^۱ برای حرکت‌های مختلف مته، پیچ و ... با زمان‌های متفاوت تعریف شده است. تماس مورد استفاده در این فرآیند از نوع تماس عمومی^۲ با ضریب اصطکاک ۰/۳ است [۲۶]. در مرحله اعمال شرایط مرزی و بارگذاری، نحوه اعمال بارهای خارجی، شرایط مرزی و تکیه‌گاه‌ها تعریف و ۱۳ گام از بارگذاری‌های مختلف از جمله بارگذاری چرخشی برای چرخش مته و پیچ، جابجایی برای جابجا شدن مته و پیچ و ... استفاده شده است (جدول ۶). برای به دست آوردن استحکام ثابت‌سازی در هر چیدمان، فرآیند به صورت متوالی انجام شده است؛ به این صورت که ابتدا مته به ترتیب در محل‌های تعریف شده، سه عدد سوراخ ایجاد کرده و سپس پیچ‌ها در محل سوراخ‌ها با شرایط تعیین شده بسته شده‌اند. در نهایت، آزمون فشار انجام شده است.

جدول ۶ گام‌های تعریف‌شده برای انجام شبیه‌سازی

گام ۱	ایجاد سوراخ اول	گام ۸	حرکت پیچ دوم
گام ۲	حرکت مته	گام ۹	بسته شدن پیچ دوم
گام ۳	ایجاد سوراخ دوم	گام ۱۰	حرکت پیچ سوم
گام ۴	حرکت مته	گام ۱۱	بسته شدن پیچ سوم
گام ۵	ایجاد سوراخ سوم	گام ۱۲	جابجایی فک دستگاه
گام ۶	حرکت پیچ اول	گام ۱۳	فشار تا جابجایی ۵ میلی‌متر
گام ۷	بسته شدن پیچ اول		

در گام بعد، مش‌بندی مدل‌ها انجام شده است. اندازه مش انتخاب شده برای استخوان، پیچ و مته به ترتیب سایز ۲، ۳ و ۱ است. به دلیل پیچیدگی هندسه مدل‌ها، شکل نوع المان چهار وجهی از نوع تنش سه‌بعدی انتخاب شد.

¹ Dynamic Explicit

² General Contact

۴-۱- نتایج شبیه‌سازی

خروجی به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی در نرم‌افزار آباکوس، نیروی تحمل‌شده توسط سه نوع چیدمان مثلث، مثلث معکوس و خطی با پارامترهای سرعت دورانی و زاویه رأس مته مختلف است. در جدول ۷ نتایج به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی نیروی تحمل‌شده ذکر شده است. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی، چیدمان مثلث معکوس با میانگین ۴۱۲۰ نیوتون بیشترین نیرو را تحمل کرده است. بعد از آن، چیدمان مثلث با میانگین نیروی تحمل‌شده ۲۹۶۶ نیوتون، نسبت به چیدمان مثلث معکوس، ۲۸ درصد نیروی کمتری تحمل کرده است. چیدمان خطی در بین سه چیدمان موجود با میانگین نیروی تحمل‌شده ۲۴۷۶ نیوتون پایین‌ترین استحکام را دارد و نسبت به چیدمان‌های مثلث معکوس و مثلث به ترتیب ۳۹ و ۱۶ درصد نیروی کمتری تحمل کرده است.

جدول ۷ پارامترهای ورودی فرآیند و مقادیر نیروی شبیه‌سازی‌شده در حالت‌های مختلف

شماره آزمایش	حالت چیدمان	تعداد دوران مته (rpm)	زاویه رأس مته (درجه)	نیرو (N)	میانگین نیرو (N)
۱	خطی	۱۰۰۰	۶۰	۲۵۳۵	۲۴۷۶
۲	خطی	۱۰۰۰	۱۱۸	۲۴۰۰	
۳	خطی	۲۰۰۰	۶۰	۲۵۸۳	
۴	خطی	۲۰۰۰	۱۱۸	۲۳۸۹	
۵	مثلث	۱۰۰۰	۶۰	۲۸۹۷	۲۹۶۶
۶	مثلث	۱۰۰۰	۱۱۸	۲۹۲۸	
۷	مثلث	۲۰۰۰	۶۰	۳۰۶۲	
۸	مثلث	۲۰۰۰	۱۱۸	۲۹۷۸	
۹	مثلث معکوس	۱۰۰۰	۶۰	۳۸۲۶	۴۱۲۰
۱۰	مثلث معکوس	۱۰۰۰	۱۱۸	۳۸۱۸	
۱۱	مثلث معکوس	۲۰۰۰	۶۰	۴۷۸۲	
۱۲	مثلث معکوس	۲۰۰۰	۱۱۸	۴۰۵۶	

با مقایسه جداول ۵ و ۷ مشاهده می‌شود که نتایج شبیه‌سازی به‌طور میانگین حدود ۱۵ درصد نیروها را بیشتر از نتایج تجربی تخمین زده است. در شبیه‌سازی، سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه نسبت به سرعت دورانی ۱۰۰۰ دور بر دقیقه استحکام ثابت‌سازی را به‌طور متوسط ۷/۳ درصد بهبود بخشیده است. همچنین زاویه رأس مته 60° نسبت به 118° به‌طور میانگین ۵/۵ درصد استحکام را افزایش داده است. این نتایج با نتایج تجربی مطابقت دارد.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله، با استفاده از آزمون‌های تجربی و شبیه‌سازی المان محدود، تأثیر نوع چیدمان پیچ‌های ارتوپدی و پارامترهای سوراخ‌کاری سرعت دورانی و زاویه رأس مته بر استحکام ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران مورد بررسی قرار گرفت. مهم‌ترین نتایج به‌دست‌آمده از این مطالعه به شرح زیر است:

- برای ثابت‌سازی شکستگی گردن استخوان ران، بهترین چیدمان پیچ از نظر استحکام، چیدمان مثلث معکوس است. این چیدمان به‌طور متوسط در آزمون‌های تجربی ۳۴۹۳ نیوتون و در شبیه‌سازی با ۱۸ درصد خطا نسبت به آزمون‌های تجربی، به‌طور میانگین ۴۱۲۰ نیوتون نیرو تحمل کرده است.

- چیدمان مثلث معکوس نسبت به چیدمان‌های مثلث و خطی، میانگین استحکام اتصال اندازه‌گیری شده را به ترتیب ۲۵ و ۳۷ درصد افزایش داده است.
- نیروهای شبیه‌سازی شده در چیدمان‌های مختلف به‌طور متوسط حدود ۱۵ درصد بیشتر از مقادیر تجربی هستند.
- در آزمون‌های تجربی، سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه نسبت به سرعت دورانی ۱۰۰۰ دور بر دقیقه، استحکام ثابت‌سازی را به‌طور متوسط ۱۱ درصد و در شبیه‌سازی، ۷/۳ درصد افزایش داده است. زاویه رأس مته ۶۰° نسبت به زاویه ۱۱۸° استحکام ثابت‌سازی را به‌طور متوسط در آزمون‌های تجربی ۷/۵ درصد و در شبیه‌سازی، ۵/۵ درصد افزایش داده است.
- نتایج تجربی و شبیه‌سازی در نرم‌افزار آباکوس نشان داد که چیدمان مناسب برای ثابت‌سازی گردن استخوان ران، مثلث معکوس با سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه و زاویه رأس مته ۶۰° است. این نتیجه نهایی در اختیار جراحان ارتوپد قرار خواهد گرفت.

References

- [1] Tornetta PW, Ricci WM, Ostrum RF, McQueen MM, McKee MD, Court-Brown CM. Rockwood and Green's fractures in adults. Lippincott Williams & Wilkins; 2019.
- [2] Florschütz AV, Langford JR, Haidukewych GJ, Koval KJ. Femoral neck fractures: current management. Journal of orthopaedic trauma. 2015;29(3):121-9. doi: 10.1097/BOT.0000000000000291
- [3] Shokri A, Bahrami Feraydoni M, Jokar R, Khafri S. Comparing Therapeutic Outcomes of Dynamic Hip Screw and Multiple Cannulated Screws as Internal Fixation in Femoral Neck Fractures. Journal of Mazandaran University of Medical Sciences. 2020;30(187):84-94.
- [4] Dahotre NB, Joshi S. Machining of bone and hard tissues. Springer; 2016.
- [5] Hawks MA, Kim H, Strauss JE, Oliphant BW, Golden RD, Hsieh AH, O'Toole RV. Does a trochanteric lag screw improve fixation of vertically oriented femoral neck fractures? A biomechanical analysis in cadaveric bone. Clinical Biomechanics. 2013;28(8):886-91. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.08.007
- [6] Liu J, Zhang B, Yin B, Chen H, Sun H, Zhang W. Biomechanical evaluation of the modified cannulated screws fixation of unstable femoral neck fracture with comminuted posteromedial cortex. BioMed research international. 2019;5-6:1-8. doi: 10.1155/2019/2584151
- [7] Li J, Zhao Z, Yin P, Zhang L, Tang P. Comparison of three different internal fixation implants in treatment of femoral neck fracture—a finite element analysis. Journal of orthopaedic surgery and research. 2019;14(1):1-8. doi: 10.1186/s13018-019-1097-x
- [8] Tianye L, Peng Y, Jingli X, QiuShi W, GuangQuan Z, Wei H, Qingwen Z. Finite element analysis of different internal fixation methods for the treatment of Pauwels type III femoral neck fracture. Biomedicine & Pharmacotherapy. 2019;112:108658. doi: 10.1016/j.biopha.2019.108658
- [9] Pirjamali Neisiani A, Jamshidi N, Bidabad Ms, Soltani N. Thermal numerical assessment of jawbone drilling factor during implantology. Journal of Dental Medicine. 2016;28(4):266-73.
- [10] Lee J, Chavez CL, Park J. Parameters affecting mechanical and thermal responses in bone drilling: A review. Journal of biomechanics. 2018;71:4-21. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.02.025
- [11] Shakouri E, Sadeghi MH, Maerefat M. Experimental investigation of Thermal Necrosis in conventional and Highspeed drilling of Bone. Modares Mechanical Engineering. 2014;13(10):105-17.
- [12] Negahdari F, Akhondi B. Optimization of Parameters Affecting on Temperature and Heat Flux in the Location of Femoral Cortical and Trabecular Caused by Drilling Process Based on Inverse Heat Transfer Theory. Modares Mechanical Engineering. Proceedings of 2nd Iranian National Conference on Advanced Machining and Machine Tools (CAMMT): 2022;22(10):43-51.
- [13] Samsami S, Saberi S, Sadighi S, Rouhi G. Comparison of three fixation methods for femoral neck fracture in young adults: experimental and numerical investigations. Journal of medical and biological engineering. 2015;35:566-79. doi: 10.1007/s40846-015-0085-9
- [14] Freitas A, Lula WF, Oliveira JSD, Maciel RA, Souto DRDM, Godinho PF. Analysis of mechanical strength to fixing the femoral neck fracture in synthetic bone type Asnis. Acta Ortopédica Brasileira. 2014;22:206-9. doi: 10.1590/1413-78522014220400917
- [15] Filipov O, Gueorguiev B. Unique stability of femoral neck fractures treated with the novel biplane double-supported screw fixation method: a biomechanical cadaver study. Injury: 2015;46(2):218-26. doi: 10.1016/j.injury.2014.11.013
- [16] Kazley J, Bagchi K. Femoral Neck Fractures. 2023 May 8. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL). StatPearls Publishing; 2023 Jan-. PMID: 30726032.

- [17] Pandey RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*. 2013;4(1):15-30. doi: [10.1016/j.jcot.2013.01.002](https://doi.org/10.1016/j.jcot.2013.01.002)
- [18] Chen YC, Tu YK, Tsai YJ, Tsai YS, Yen CY, Yang SC, Hsiao CK. Assessment of thermal necrosis risk regions for different bone qualities as a function of drilling parameters. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2018;162:253-61. doi: [10.1016/j.cmpb.2018.05.018](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2018.05.018)
- [19] Ali Akhbar MF, Yusoff AR. Drilling of bone: Effect of drill bit geometries on thermal osteonecrosis risk regions. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2019 Feb;233(2):207-18. doi: [10.1177/0954411918819113](https://doi.org/10.1177/0954411918819113)
- [20] Alam K, Ghodsi M, Al-Shabibi A, Silberschmidt V. Experimental study on the effect of point angle on force and temperature in ultrasonically assisted bone drilling. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2018;38:236-43. doi: [10.1007/s40846-017-0291-8](https://doi.org/10.1007/s40846-017-0291-8)
- [21] Elkaseer A, Abdelaziz A, Saber M, Nassef A. FEM-based study of precision hard turning of stainless steel 316L. *Materials*. 2019;12(16):2522. doi: [10.3390/ma12162522](https://doi.org/10.3390/ma12162522)
- [22] Sarparast M, Ghoreishi M, Jahangirpoor T, Tahmasbi T. Experimental and finite element investigation of high-speed bone drilling: evaluation of force and temperature. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. 2020;42:1-9. doi: [10.1007/s40430-020-02436-w](https://doi.org/10.1007/s40430-020-02436-w)
- [23] Zheng Q, Xia L, Zhang X, Zhang C, Hu Y. Reduction thermal damage to cortical bone using ultrasonically-assisted drilling. *Technology and Health Care*. 2018;26(5):843-56. doi: [10.3233/THC-181245](https://doi.org/10.3233/THC-181245)
- [24] Haider IT, Speirs AD, Frei H. Effect of boundary conditions, impact loading and hydraulic stiffening on femoral fracture strength. *Journal of biomechanics*. 2013;46(13):2115-21. doi: [10.1016/j.jbiomech.2013.07.004](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.004)
- [25] Wang D, Roy A, Silberschmidt VV. Hybrid cutting of bio-tissues. *Procedia CIRP*. 2016;46:567-70. doi: [10.1016/j.procir.2016.04.024](https://doi.org/10.1016/j.procir.2016.04.024)
- [26] Kulper SA, Fang CX, Ren X, Guo M, Sze KY, Leung FK, Lu WW. Development and initial validation of a novel smoothed-particle hydrodynamics-based simulation model of trabecular bone penetration by metallic implants. *Journal of Orthopaedic Research*. 2018;36(4):1114-23. doi: [10.1002/jor.23734](https://doi.org/10.1002/jor.23734)