



# 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



## ARTICLE INFO

### Authors

Negahdari F.<sup>1</sup>,  
Akhoundi B.<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup> Department of Mechanical Engineering, Zanjan University, Iran.

<sup>2</sup> Department of Mechanical Engineering, Sirjan University of Technology, Sirjan, Kerman Province, Iran.

### \* Correspondence

Address: Sirjan, Kerman province  
B.Akhoundi@sirjantech.ac.ir

### How to cite this article

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.

## ABSTRACT

In orthopedic surgery, the drilling process is used to internally fix the fracture zone. During bone drilling, if the temperature exceeds the limit of 47 °C, it results in altered bone alkaline phosphatase nature, occurrence of thermal necrosis, non-fixation and inadequate bone fusion. In order to investigate the effective parameters of the drilling process, after three-dimensional modeling of the femur bone in Mimics software and determination of bone coefficients based on the Johnson-Cook model, numerical simulation of the cortical and trabecular bone oblique drilling process have been performed. The drilling process was performed in both normal and high speed modes based on reverse heat transfer theory using DEFORM-3D software. The results of numerical simulation after validation with experimental results showed that this theory is capable of estimating the temperature and heat flux in this process and the occurrence of necrosis in both processes (normal and high speed) is imminent. The temperature in the drilling area of the trabecular bone is higher than the cortical bone at all speeds and feed rates and the axial force of the trabecular bone is less than the cortical bone at all speeds and feed rates. The optimum point leading to the minimum temperature in normal drilling of trabecular and cortical bone is the feed rate of 150 mm/min and the rotational speed of 2000 rpm. This optimum point is obtained in the high-speed drilling of trabecular and cortical bone at the feed rate of 150 mm/min and rotational speed of 4,000 rpm and 7,000 rpm.

**Keywords** Bone Drilling, Thermal Necrosis, Inverse Heat Transfer, Johnson-Cook Model, Oblique Cutting

ماهنامه علمی مهندسی مکانیک مدرس، ویژهنامه مجموعه مقالات دومین کنفرانس ملی ماشین‌کاری و ماشین‌های ابزار پیشرفته، مهر ۱۴۰۱، دوره ۲۲، شماره ۱۰، صفحه ۴۳-۵۱.



## بهینه‌سازی پارامترهای مؤثر بر کاهش دما و شار حرارتی محل سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال و تراپیکولار فمور بر اساس تئوری انتقال حرارت معکوس



### چکیده

در جراحی‌های ارتوپدی فرآیند سوراخ‌کاری به‌منظور ثابت‌سازی داخلی محل شکستگی به کار می‌رود. در نتیجه سوراخ‌کاری استخوان اگر دما از حد مجاز ۴۷ درجه سانتی‌گراد فراتر رود، منجر به تغییر ماهیت آلكالین فسفاتاز استخوان، وقوع پدیده‌ی نكروز حرارتی، عدم ثابت‌سازی و جوش‌خوردگی نادرست استخوان می‌شود. به‌منظور بررسی پارامترهای مؤثر بر این فرآیند در پژوهش حاضر پس از مدل‌سازی هندسی استخوان فمور در نرم‌افزار Mimics، به‌تخصیص جنس استخوان بر اساس مدل جانسون-کوک و شبیه‌سازی عددی فرآیند سوراخ‌کاری و براده‌برداری مایل استخوان کورتیکال و تراپیکولار پرداخته شده است. فرآیند سوراخ‌کاری در دو حالت معمولی و سرعت‌بالا بر اساس تئوری انتقال حرارت معکوس به کمک نرم‌افزار DEFORM-3D انجام شد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی عددی پس از صحت‌سنجی با نتایج تجربی نشان داد که ضمن توانمندی این تئوری در تخمین دما و شار حرارتی تولیدی، وقوع پدیده نكروز در هر دو فرآیند حتمی است. دمای محل سوراخ‌کاری استخوان تراپیکولار نسبت به استخوان کورتیکال در تمامی بازه‌های سرعت و نرخ‌های پیشروی بیشتر است و همچنین نیروی محوری کمتری را متحمل می‌شود. نقطه بهینه که منجر به حصول حداقل دما در سوراخ‌کاری معمولی استخوان تراپیکولار و کورتیکال می‌شود مربوط به نرخ پیشروی ۱۵۰mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰rpm است. این نقطه بهینه در سوراخ‌کاری سرعت‌بالای استخوان تراپیکولار و کورتیکال در نرخ پیشروی ۱۵۰mm/min و به ترتیب سرعت دورانی ۴۰۰۰rpm و ۷۰۰۰rpm به دست می‌آید.

### مشخصات مقاله

#### نویسنده‌ها

فاطمه نگهداری<sup>۱</sup>  
بهنام آخوندی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه زنجان، زنجان، ایران  
<sup>۲</sup> دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سیرجان، سیرجان، ایران

#### \* نویسنده مسئول

آدرس: سیرجان - کیلومتر ۱ جاده بافت - دانشگاه صنعتی سیرجان  
B.Akhoundi@sirjantech.ac.ir

**کلیدواژه‌ها** سوراخ‌کاری استخوان، نكروز حرارتی، انتقال حرارت معکوس، مدل جانسون-کوک، برش مایل

## ۱- مقدمه

در جراحی‌های ارتوپدی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان جهت ثابت سازی داخلی محل شکستگی‌های حاد، مرحله‌ی بسیار مهمی است. بر اثر عواملی همچون اصطکاک بین مته و استخوان، اصطکاک بین براده‌ها و جداره سوراخ و پایین بودن ضریب رسانایی گرمایی هدایتی استخوان دمای محل سوراخ‌کاری نیز افزایش می‌یابد. فراتر رفتن دمای محل سوراخ‌کاری از حد مجاز  $47^{\circ}\text{C}$  پدیده‌ی نکرور حرارتی و مرگ سلول‌های استخوانی را به دنبال دارد که منجر به افت استحکام مکانیکی محل سوراخ‌کاری، شل‌شدگی پیچ‌های قرار داده‌شده درون سوراخ و جوش خوردگی نادرست استخوان می‌شود<sup>[1,2]</sup>. با توجه به چالش‌های ناشی از نکرور حرارتی، بررسی عوامل مؤثر بر جلوگیری از آن حائز اهمیت است. از عوامل مؤثر می‌توان به هندسه‌ی مته، فرسایش مته، کیفیت و خواص حرارتی و مکانیکی استخوان، نیروی محوری مته، عمق سوراخ‌کاری، سرعت فرآیند سوراخ‌کاری، انواع خنک کاری‌های داخلی و خارجی اشاره نمود. هیلاری و شعیب<sup>[1]</sup> اثرات هندسه مته و سرعت‌های دورانی مختلف را بر میزان افزایش دمای محل سوراخ‌کاری به صورت تجربی بررسی نموده‌اند. باچوس و همکاران<sup>[2]</sup> اثر مقدار نیروی محوری مته در حین فرآیند سوراخ‌کاری استخوان بر تغییرات دما و مدت‌زمان مواجهه با آن را مورد مطالعه قرار دادند. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که دو پارامتر دما و زمان ماندگاری در آن دما با افزایش مقدار نیروی محوری کاهش می‌یابد. آگوستین و همکاران<sup>[3]</sup> با استفاده از گرماسنجی مادون قرمز به توزیع فضایی گرمای تولیدشده در محل سوراخ‌کاری استخوان پرداختند. شکوری و همکاران<sup>[4]</sup> به بررسی تجربی فرآیند سوراخ‌کاری به کمک ارتعاشات التراسونیک پرداختند. آن‌ها سرعت دورانی  $1000\text{rpm}$  را برای پیشگیری از نکرور حرارتی در جراحی‌های ارتوپدی توصیه کردند. علت این امر را دستیابی به حداقل نیروهای برشی، کاهش اصطکاک، مستقل بودن نیرو از نرخ پیشروی مته و افزایش سرعت تخلیه براده گزارش نمودند. در تحقیقی دیگر شکوری و همکاران<sup>[5]</sup> به تحلیل آماری و تجربی دو فرآیند سوراخ‌کاری معمولی و سوراخ‌کاری با خنک کاری خارجی گاز نیتروژن پرداختند. آن‌ها مشاهده کردند که با به‌کارگیری سیال خنک کار دمای جدار سوراخ به صورت مطلوبی کاهش یافته به گونه‌ای که تغییرات دما پایین‌تر از آستانه حد مجاز پدیده نکرور حرارتی بوده و مستقل از سرعت دورانی مته است. یودیلجاک و همکاران<sup>[6]</sup> با استفاده از روش آزمایشگاهی و اندازه‌گیری دما حین فرآیند سوراخ‌کاری استخوان در بازه‌ای پراکنده از سرعت‌های برشی دست یافتند که در سوراخ‌کاری معمولی افزایش سرعت دورانی با دما ارتباط مستقیم دارد. دیویدسون و جیمز<sup>[7]</sup> بر اساس تئوری ماشین‌کاری یک مدل ترمومکانیکی به منظور تخمین تغییرات دما آسیب‌های حرارتی

وارد بر بافت استخوان ارائه کردند. شکوری و همکارانش با انجام فرایند سوراخ‌کاری سرعت‌بالا به صورت تجربی مشاهده کردند که در تمامی بازه‌های سرعت برشی به جز  $6000\text{rpm}$ – $7000$  پدیده نکرور حرارتی حتمی است. غلام پور و شکوری<sup>[8]</sup> به بررسی تأثیر دو پارامتر جهت و عمق سوراخ‌کاری استخوان تیپا برافزایش دمای جدار سوراخ با طراحی و ساخت ابزار برش جدید جهت به‌کارگیری سه سیال خنک کار نیتروژن، کربن‌دی‌اکسید و نرمال سالین پرداختند. مدیونی و همکاران<sup>[9]</sup> با شبیه‌سازی عددی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان نشان دادند که با کاهش سرعت پیشروی مته که منجر به کاهش دمای جدار سوراخ می‌شود می‌توان از عوارض درمان و زمان بهبود عمل جراحی ارتوپدی کاست. سانتیموس و همکاران<sup>[10]</sup> با مدل‌سازی دوبعدی استخوان کورتیکال با برش متعام و در نظر گرفتن ماهیت ناهمسانگردی ذاتی آن و مقایسه با ماده کامپوزیتی به تجزیه و تحلیل این رفتار با رویکرد یک ماده همسانگرد پرداخت. فلدمان و همکاران<sup>[11]</sup> هدایت حرارتی استخوان کورتیکال و تراپیکولار انسان و گاو را مورد بررسی قرار داده و در آزمایش خود از نمونه‌های سالم و سرطانی استفاده کردند. در نهایت وابستگی و ارتباط خطی هدایت حرارتی در کسر حجمی استخوان برای سلول‌های سالم و سرطانی استخوان یافت شد. منافذ و تخلخل استخوان به صورت مستقیم بر ویژگی‌های مکانیکی و حرارتی بافت تأثیر می‌گذارد. استخوان کورتیکال به علت تراکم مواد معدنی در برابر تنش‌های وارده مقاومت بیشتری از خود نشان می‌دهد. از سوی دیگر استخوان تراپیکولار به علت داشتن تخلخل تحمل بیشتری در برابر کرنش‌ها دارد و کمتر دچار شکستگی می‌شود<sup>[12]</sup>. مولگادا و همکاران<sup>[13]</sup> با استفاده از روش المان محدود رفتار مکانیکی ساختار استخوان و پیش‌بینی شکست آن را مدل‌سازی کردند. شکوری و همکاران<sup>[14]</sup> میزان شار حرارت ورودی به استخوان گاو را بر اساس روش انتقال حرارت معکوس به صورت تجربی اندازه‌گیری نمودند. محل فرآیند سوراخ‌کاری استخوان به منظور ثابت سازی داخلی، در جراحی‌های ارتوپدی تأثیر بسزایی بر دقت انجام آن دارد. پارامترهای سوراخ‌کاری بخش کورتیکال و تراپیکولار استخوان فمور با یکدیگر متفاوت بوده و نیازمند انتخاب صحیح و دقیق است. در اکثر تحقیقات صورت گرفته سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال مدنظر بوده و تئوری انتقال حرارت معکوس به صورت تجربی اعمال شده است و تاکنون نتایج مستندی در خصوص شبیه‌سازی عددی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال و تراپیکولار فمور با روش اجزاء محدود بر اساس تئوری انتقال حرارت معکوس گزارش نشده است که به این مهم در پژوهش حاضر پرداخته شد. نتایج عددی حاصل از مدل کردن تئوری انتقال حرارت معکوس با حل گر گرایان مزدوج با نتایج تجربی به دست آمده از این تئوری مورد مقایسه قرار گرفت. هدف از انجام این کار، بهینه‌سازی نرخ پیشروی و سرعت دورانی به عنوان دو

استخوان کورتیکال و تراپیکولار به واقعیت، به نرم‌افزار DEFORM-3D تعریف شده است [15].

$$\sigma = (A + B\varepsilon^n)(1 + C \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}) \left(1 - \left(\frac{T - T_w}{T_m - T_w}\right)^m\right) \quad (1)$$

در معادله ۱،  $\sigma$  مقدار تنش سیلان،  $\dot{\varepsilon}$  نرخ کرنش مؤثر،  $\dot{\varepsilon}_0$  نرخ کرنش مرجع و  $\varepsilon$  معرف کرنش استخوان است. همچنین  $T$  و  $T_m$  به ترتیب بیانگر دمای استخوان و دمای ذوب آن است. علاوه بر آن پارامترهای  $A$ ،  $B$ ،  $C$ ،  $m$  و  $n$  ثوابتی هستند که از آزمایش به دست می‌آیند. در جدول ۱ پارامترهای مدل جانسون-کوک برای هر دو استخوان کورتیکال و تراپیکولار فمور آورده شده است [10,13].

جدول ۱) پارامترهای مدل جانسون-کوک برای استخوان کورتیکال و تراپیکولار [10,13]

نوع استخوان	کورتیکال	تراپیکولار
A(MPa)	۵۰	۴/۵
B(MPa)	۱۰۱	۱۹
C	۰/۰۳	۰/۰۳
n	۰/۰۸	۰/۰۸
m	۰/۰۴	۰/۰۴
$\dot{\varepsilon}_0$ ( $s^{-1}$ )	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
$T_m$ (k)	۱۵۷۳	۱۵۷۳
$T_w$ (k)	۲۹۳	۲۹۳

همچنین جدول ۲ خواص مکانیکی و حرارتی برای هر دو استخوان کورتیکال و تراپیکولار فمور که از مراجع مختلف استخراج شده است را نشان می‌دهد.

### ۲-۲- شرایط مرزی

در این تحقیق برای تمامی سطوح بیرونی استخوان‌ها به جز سطح رویی که مته روی آن قرار دارد شرط مرزی ثابت در نظر گرفته شده است. همچنین با توجه به سه‌بعدی بودن فرآیند سوراخ‌کاری، نیروی برشکاری به صورت مایل در نظر گرفته شده است که این امر دقت مدل‌سازی را در مقایسه با منابع بررسی‌شده مشابه که متعام در نظر گرفته شده است را افزایش خواهد داد.

شرط توقف عملیات شبیه‌سازی رسیدن مته به عمق ۸mm خواهد بود و دمای اولیه استخوان فمور و مته به ترتیب  $37^\circ C$  و  $22^\circ C$  و دمای محیط نیز  $20^\circ C$  در نظر گرفته شده است. علاوه بر

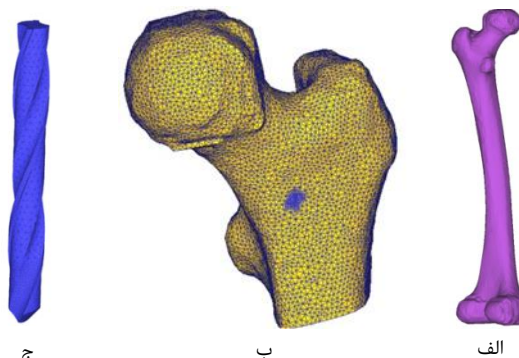
جدول ۲) خواص مکانیکی و حرارتی استخوان کورتیکال و تراپیکولار

نوع استخوان	کورتیکال	تراپیکولار	مراجع
مدول یانگ (MPa)	۱۷۰۰۰	۶۰۰	[۹-۱۰]
ضریب پواسون	۰/۳۶	۰/۲	[۱۳ و ۹]
ضریب رسانایی حرارتی ( $\frac{W}{m \cdot K}$ )	۰/۵۶	۰/۳۸	[۱۴ و ۹]
ظرفیت گرمایی ویژه ( $\frac{J}{kg \cdot K}$ )	۲۳۷۰	۱۲۶۰	[۱۷ و ۱۴]
ضریب انبساط حرارتی	۲۷/۵۰۶	۱۲/۰۰۶	[۱۰-۱۳]
چگالی ( $\frac{kg}{m^3}$ )	۲۱۰۰	۸۰۰	[۹-۱۶]
ضریب تابش	۰/۹۶	۰/۹۶	[۱۸]
حجم استخوان کل ( $\frac{BV}{TV}$ )	۱	۰/۳۷۱۶	[۹]

پارامتر مؤثر بر کاهش دمای محل سوراخ‌کاری و شار حرارت تولیدی در استخوان کورتیکال و تراپیکولار فمور است.

### ۲- روش انجام کار

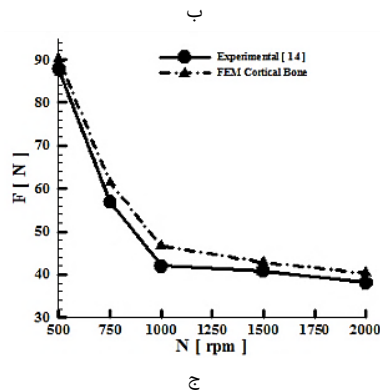
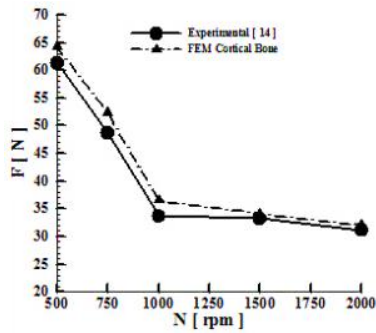
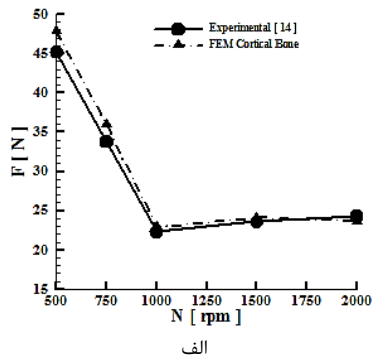
در این تحقیق برای ایجاد مدل دقیق سه‌بعدی استخوان فمور انسان به کمک نرم‌افزار Mimics از ۷۶۰ تصویر دوبعدی CT Scan که در بیمارستان آیت‌الله موسوی زنجان تهیه گردید استفاده شده است. همچنین شبیه‌سازی عددی فرآیند سوراخ‌کاری دو استخوان کورتیکال و تراپیکولار به ترتیب برای بررسی اثر محیط متراکم و متخلخل بر تغییرات دمای محل سوراخ‌کاری به کمک نرم‌افزار DEFORM-3D انجام شده است. برای اجرای این فرآیند مته‌ای با جنس فولاد زنگ نزن و قطر ۳/۲mm با زاویه رأس و ماریج به ترتیب ۹۰ و ۲۰ درجه در این نرم‌افزار طراحی شده است. استخوان کورتیکال در نرم‌افزار DEFORM-3D، الاستیک-پلاستیک و استخوان تراپیکولار، متخلخل و مته صلب در نظر گرفته شده است. بنابراین پس از تغییر شکل در هر گام زمانی شبکه‌بندی مجدد که یکی از لازمه‌های شبکه‌بندی لاگرانژی ارتقا یافته است صورت می‌گیرد. از آنجایی که سر مته در هنگام سوراخ‌کاری بیشترین درگیری را با استخوان دارد، شبکه‌بندی سر مته و محل سوراخ‌کاری ریزتر در نظر گرفته شده است. در شکل ۱ به ترتیب مدل نهایی استخوان فمور در نرم‌افزار Mimics، تراکم شبکه‌بندی در محل سوراخ‌کاری استخوان تراپیکولار و سر مته در نرم‌افزار DEFORM-3D نشان داده شده است.



شکل ۱) الف- مدل استخوان فمور ب- قسمتی از شبکه‌بندی و تراکم آن در محل سوراخ‌کاری استخوان تراپیکولار ج- شبکه‌بندی مته و تراکم آن در سر مته

### ۲-۱- خواص مواد

از موارد مهم در این تحقیق تعیین خواص ترمومکانیکی استخوان است. با توجه به بالا بودن کرنش و همچنین نرخ آن و افزایش دمای استخوان در حین فرآیند سوراخ‌کاری، مدل کردن دقیق‌تر جنس استخوان بسیار حائز اهمیت است. این مهم بر اساس مدل جانسون-کوک طبق معادله ۱ که تنش را به صورت تابعی از کرنش، نرخ کرنش و دما بیان می‌کند، در نظر گرفته شده و به‌منظور بیان تغییر شکل‌های پلاستیک ماده و نزدیک شدن مدل



شکل ۲) نمودار مقایسه‌ی نیروی محوری عددی و تجربی در سوراخ‌کاری با سرعت معمولی استخوان کورتیکال با نرخ پیشروی الف: ۵۰ mm/min، ب: ۱۰۰ mm/min، ج: ۱۵۰ mm/min

شکل ۳ نیروی محوری ناشی از سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال و تراپکولار حاصل از شبیه‌سازی را برحسب سرعت دورانی مته در سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min نشان می‌دهد. نتایج این شکل بیانگر آن است که در هر دو نوع استخوان کورتیکال و تراپکولار با افزایش نرخ پیشروی مته، مقدار نیروی محوری سوراخ‌کاری افزایش یافته و با افزایش سرعت دورانی مته این نیرو کاهش می‌یابد. همچنین حداکثر کاهش نیروی محوری در استخوان تراپکولار ۱۲N و در استخوان کورتیکال ۲۴/۹N است که مربوط به نرخ پیشروی ۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm است. درحالی‌که حداقل کاهش نیروی محوری در استخوان کورتیکال و تراپکولار به ترتیب برابر با ۶/۳N و ۱۴/۳N است که در هر دو استخوان در نرخ پیشروی ۱۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm است. در خصوص متفاوت بودن روند تغییرات نیروی

پارامترهای مؤثر بر تحلیل دما ناشی از جنس استخوان کورتیکال و تراپکولار و جنس مته، اثر سرعت دورانی و نرخ پیشروی مته نیز بر میزان توزیع دما در جداره استخوان موردبررسی قرار گرفته است. فرآیند سوراخ‌کاری در دو حالت سرعت معمولی و سرعت‌بالا برای هر دو بخش استخوان و در مجموع ۱۵۶ حالت مختلف شبیه‌سازی شده است. این حالت‌ها در جدول ۳ آورده شده است. در کلیه این شبیه‌سازی‌ها هندسه، جنس و کیفیت مته ثابت در نظر گرفته شده است.

جدول ۳) شرایط شبیه‌سازی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال و تراپکولار

سوراخ‌کاری	سرعت دورانی (rpm)	نرخ پیشروی (mm/min)
معمولی	۲۰۰، ۱۵۰، ۱۰۰، ۷۵، ۵۰	۱۵۰، ۱۰۰، ۵۰
سرعت‌بالا	از ۳۰۰۰ تا ۱۸۰۰۰ با گام ۱۰۰۰	۱۵۰، ۱۰۰، ۵۰

### ۳- بررسی استقلال از شبکه‌بندی، صحت‌سنجی و نتایج

قبل از بررسی نتایج مسئله موردنظر به ازای شبکه‌بندی‌های مختلف برای استخوان و مته انجام و مشخص گردید که به ازای تعداد المان‌های شبکه در بخش‌های اپی‌فیز و دیافیز استخوان فمور به ترتیب برابر با ۸۴۷۳۴، ۶۳۵۷۲ المان و برای مته ۲۴۷۶۸ المان نتایج مستقل از شبکه است.

### ۴- نتایج

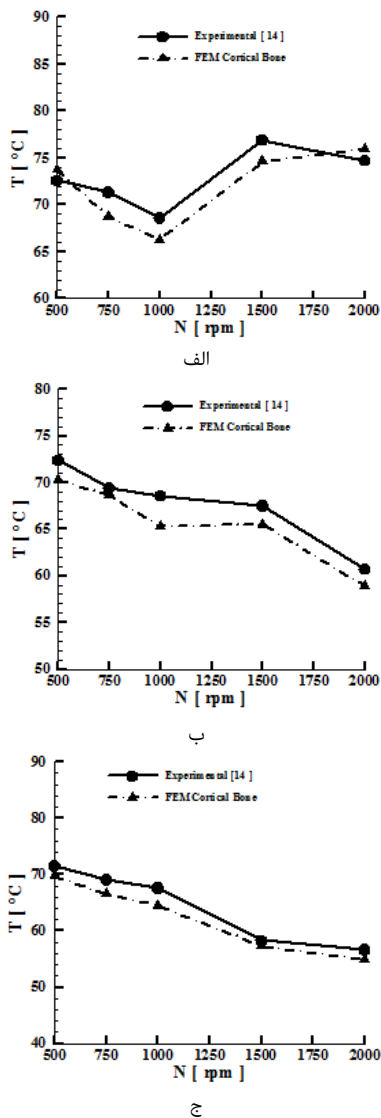
در ادامه نتایج حاصل از شبیه‌سازی عددی فرآیند سوراخ‌کاری سرعت معمولی و سرعت‌بالای استخوان کورتیکال و تراپکولار بر اساس تئوری انتقال حرارت معکوس جهت بررسی اثر پارامترهای مختلف بر نیروی محوری، افزایش دما و تولید شار حرارتی در محل سوراخ‌کاری موردبررسی قرار گرفته و سپس به بررسی نتایج بخش استخوان تراپکولار و بهینه‌سازی پارامترهای مؤثر بر کاهش دما جهت جلوگیری از وقوع پدیده نکرز حرارتی پرداخته شده است.

#### ۴-۱- نیروهای ماشین‌کاری

شکل ۲ تغییرات نیروی محوری حاصل از شبیه‌سازی عددی سوراخ‌کاری معمولی استخوان کورتیکال در سه نرخ پیشروی مختلف در مقایسه با نتایج تجربی در شرایط یکسان نشان داده شده است. با توجه به این شکل حداکثر اختلاف بین نتایج عددی حاصل از شبیه‌سازی سوراخ‌کاری و نتایج تجربی برای سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min در سرعت‌های دورانی ۷۵۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ rpm به ترتیب برابر با ۶/۶٪، ۸٪ و ۱۱٪ است که نشان‌دهنده هم‌خوانی خوب آن با نتایج تجربی است.

برای سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min به ترتیب برابر با ۴٪، ۸٪/۴ و ۱۶٪ است.

روند تغییرات دمای محل سوراخ‌کاری معمولی استخوان کورتیکال و تراپیکولار حاصل از نتایج عددی در شکل‌های ۵الف تا ۵ج نشان داده شده است که در هر دو استخوان کورتیکال و تراپیکولار با افزایش نرخ پیشروی دمای محل سوراخ‌کاری کاهش می‌یابد. حداکثر میزان کاهش دما در استخوان کورتیکال و تراپیکولار به ترتیب برابر با ۵۴/۹°C و ۷۲°C است که مربوط به نرخ پیشروی ۱۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm است.

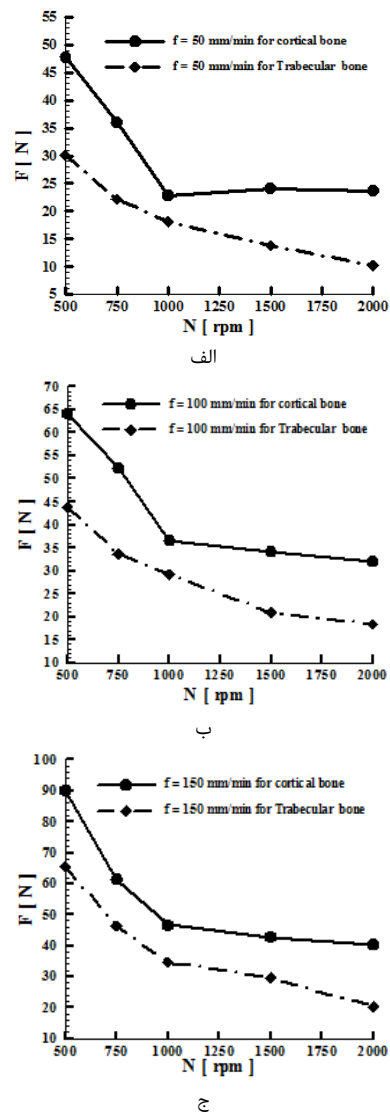


شکل ۴) نمودار مقایسه‌ی روند تغییرات دمای ماکزیمم عددی و تجربی محل سوراخ‌کاری معمولی استخوان کورتیکال با نرخ پیشروی الف: ۵۰ mm/min، ب: ۱۰۰ mm/min و ج: ۱۵۰ mm/min

در سرعت دورانی ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ rpm با افزایش نرخ پیشروی دمای محل سوراخ‌کاری در هر دو استخوان کاهش می‌یابد که این میزان کاهش همچنان فراتر از آستانه‌ی مجاز نکرورز حرارتی است. تغییرات دما در سرعت دورانی ۱۰۰۰ تا ۲۰۰۰ rpm در دو نرخ

محوری سوراخ‌کاری در هر دو استخوان می‌توان به زاویه آزاد مته و زاویه براده برداری اشاره کرد.

با افزایش نرخ پیشروی زاویه آزاد مته در استخوان تراپیکولار کاهش می‌یابد. سطح تماس مته با استخوان تراپیکولار و در نتیجه نیروی اصطکاک افزایش می‌یابد که منجر به کاهش اندازه براده، نیروی شکل‌گیری براده و در نتیجه کاهش نیروی سوراخ‌کاری می‌شود.



شکل ۳) نیروی محوری حاصل از شبیه‌سازی برای سوراخ‌کاری معمولی در استخوان کورتیکال و تراپیکولار با نرخ پیشروی الف: ۵۰ mm/min، ب: ۱۰۰ mm/min و ج: ۱۵۰ mm/min

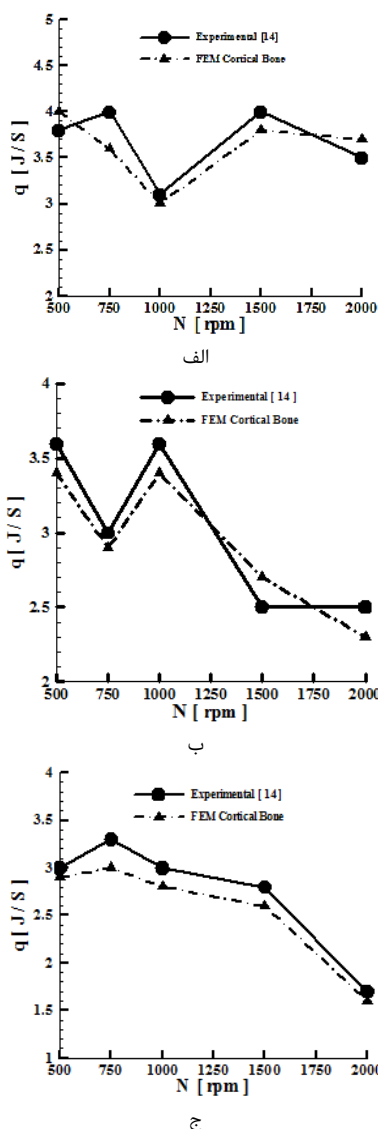
#### ۴-۲- دمای محل سوراخ‌کاری سرعت معمولی حاصل از شبیه‌سازی عددی

شکل ۴ تغییرات دمای ماکزیمم حاصل از شبیه‌سازی سوراخ‌کاری معمولی استخوان کورتیکال را برای نرخ پیشروی‌های مختلف در مقایسه با نتایج تجربی نشان می‌دهد. مطابق این شکل حداکثر اختلاف بین نتایج این شبیه‌سازی و نتایج تجربی

کورتیکال برای سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min به ترتیب برابر با ۱۰٪، ۸٪ و ۹٪ است که مربوط به سرعت‌های دورانی ۷۵۰، ۱۵۰۰ و ۲۲۵۰ rpm است. شار حرارتی حاصل از نتایج عددی سوراخ‌کاری معمولی استخوان تراپکولار در مقایسه با استخوان کورتیکال در شکل ۷ نشان داده شده است. قابل ملاحظه است که در هر دو استخوان کورتیکال و تراپکولار با افزایش نرخ پیشروی شار حرارتی تولیدی کاهش یافته است.

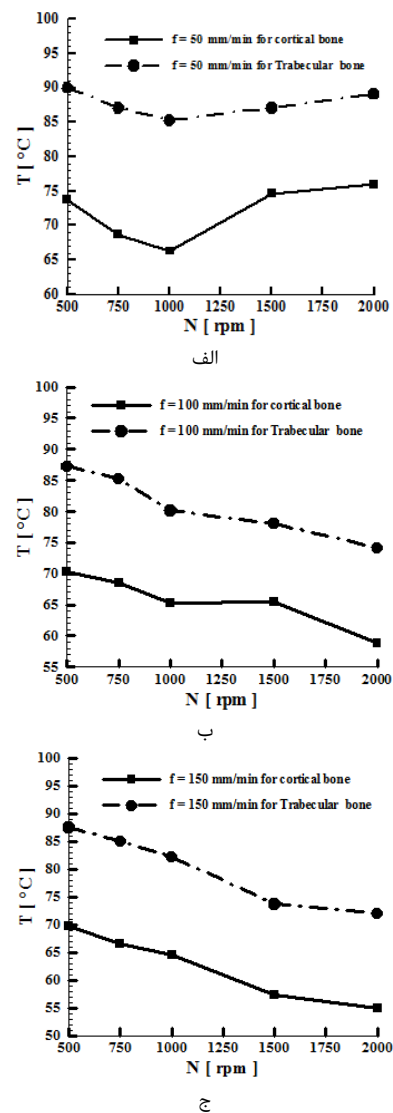
#### ۳-۴- دمای محل سوراخ‌کاری سرعت بالا حاصل از شبیه‌سازی عددی

شکل‌های ۸ هم‌خوانی خوب نتایج عددی و تجربی حاصل از سوراخ‌کاری سرعت بالای استخوان کورتیکال را نشان می‌دهد.

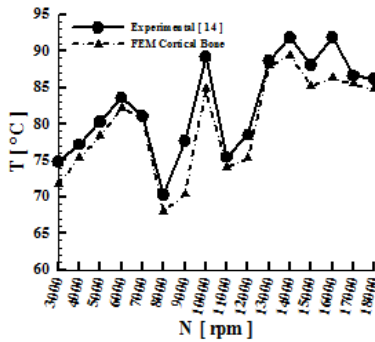


شکل ۵) مقایسه دمای ماکزیم محل سوراخ‌کاری معمولی استخوان کورتیکال و تراپکولار حاصل از شبیه‌سازی عددی با نرخ پیشروی الف: ۵۰ mm/min، ب: ۱۰۰ mm/min و ج: ۱۵۰ mm/min

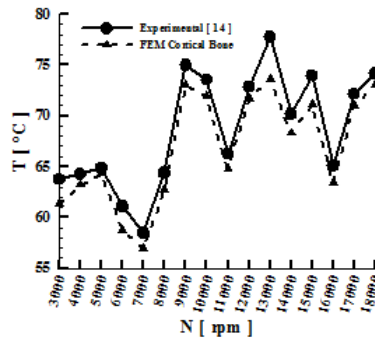
پیشروی ۱۰۰ mm/min و ۱۵۰ mm/min برای هر دو استخوان روندی نزولی دارد درحالی‌که در نرخ پیشروی ۵۰ mm/min روندی صعودی پیدا می‌کند. لازم به ذکر است اگرچه روند تغییرات دما در سوراخ‌کاری معمولی استخوان تراپکولار کمتر از کورتیکال است اما در کلیه‌ی حالت‌های سوراخ‌کاری معمولی دمای محل سوراخ‌کاری در استخوان تراپکولار بیشتر است. علت این امر با توجه به کمتر بودن ضریب رسانندگی گرمایی استخوان تراپکولار قابل توجیه است. با افزایش بیشتر سرعت دورانی از ۱۰۰۰ تا ۲۰۰۰ rpm روند تغییرات دما در استخوان کورتیکال قابل صرف نظر کردن بوده اما در استخوان تراپکولار هم چنان روند نزولی خود را حفظ کرده است.



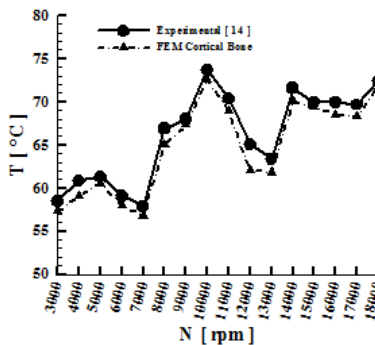
شکل ۶) هم‌خوانی خوب نتایج عددی و تجربی شار حرارتی حاصل از فرآیند سوراخ‌کاری معمولی استخوان کورتیکال را نشان می‌دهد به‌گونه‌ای که حداکثر اختلاف بین نتایج تجربی و نتایج عددی حاصل از شبیه‌سازی عددی سوراخ‌کاری استخوان



الف



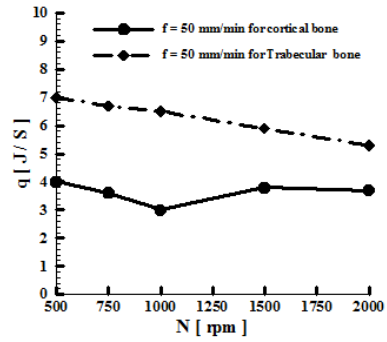
ب



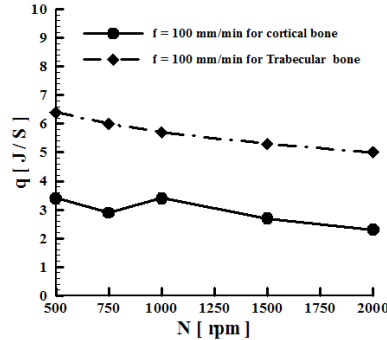
ج

شکل ۸) نمودار مقایسه‌ی روند تغییرات دمای ماکزیمم عددی و تجربی محل سوراخ‌کاری سرعت‌بالای استخوان کورتیکال با نرخ پیشروی الف: ۵۰mm/min، ب: ۱۰۰ mm/min، ج: ۱۵۰ mm/min

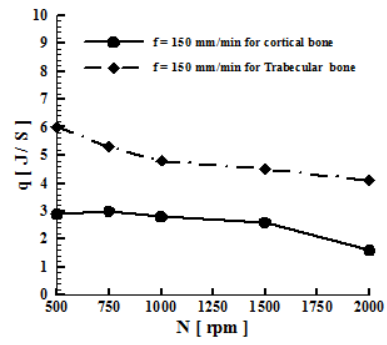
حداکثر دمای محل سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال برابر با ۸۹/۳°C در نرخ پیشروی ۵۰mm/min و سرعت دورانی ۱۴۰۰۰rpm است. حداکثر دما در استخوان تراپیکولار برابر با ۱۰۵/۲°C مربوط به نرخ پیشروی ۵۰mm/min و سرعت دورانی ۱۸۰۰۰rpm است. حداقل دمای محل سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال برابر با ۵۶/۸°C مربوط به نرخ پیشروی ۱۵۰mm/min و سرعت دورانی ۷۰۰۰rpm است. حداقل دمای استخوان تراپیکولار برابر با ۸۴/۱°C مربوط به نرخ پیشروی ۱۵۰mm/min با سرعت دورانی ۴۰۰۰rpm است. در هر دو استخوان با افزایش سرعت دورانی از ۳۰۰۰ تا ۱۸۰۰۰rpm، در مجموع، نمودار تغییرات دمای محل سوراخ‌کاری روندی صعودی از خود نشان می‌دهد. سایش مته بر اثر سرعت‌های دورانی بالا و شوک‌های مکانیکی، صافی سطح و نیروهای سوراخ‌کاری را تحت تأثیر قرار می‌دهد و منجر به کاهش زاویه براده و قدرت برش می‌شود. کاهش قدرت برش، افزایش



الف



ب



ج

شکل ۷) مقایسه شار حرارتی محل سوراخ‌کاری معمولی استخوان کورتیکال و تراپیکولار حاصل از شبیه‌سازی عددی با نرخ پیشروی الف: ۵۰mm/min، ب: ۱۰۰ mm/min، ج: ۱۵۰ mm/min

نتایج این شکل نشان می‌دهد که حداکثر اختلاف بین نتایج تجربی و نتایج عددی حاصل از شبیه‌سازی سوراخ‌کاری سرعت‌بالای استخوان کورتیکال برای سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰mm/min به ترتیب برابر با ۹/۵٪، ۸/۴٪ و ۵٪ که مربوط به سرعت‌های دورانی ۹۰۰۰، ۱۳۰۰۰ و ۱۲۰۰۰rpm است که نشان‌دهنده هم‌خوانی خوب این دو نتایج با یکدیگر است. همچنین شکل ۹ تغییرات دمای محل سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال و تراپیکولار حاصل از شبیه‌سازی عددی را نشان می‌دهد، قابل‌ملاحظه است که با افزایش نرخ پیشروی، میزان ازدیاد دما در هر دو استخوان کورتیکال و تراپیکولار کاهش‌یافته است.

تصویر دوبعدی CT Scan که در بیمارستان آیت الله موسوی زنجان تهیه گردید استفاده شده است. همچنین از نرم افزار DEFORM-3D جهت تحلیل نیرو، دما و شار حرارتی و همچنین بهینه سازی سرعت دورانی و نرخ پیشروی به منظور کاهش دما و شار حرارتی تولیدی ناشی از این فرآیند، بکار گرفته شده است. نتایج نشان می دهد که تئوری انتقال حرارت معکوس در پیاده سازی فرآیند سوراخ کاری استخوان بسیار توانمند بوده و با درصد خطای ناچیزی نسبت به حالت تجربی، قادر به تخمین دما و شار حرارتی تولیدی در محل سوراخ کاری است. بیشترین مقدار این خطاها برای نیروی محوری، دما و شار حرارتی به ترتیب ۱۱٪، ۴٪/۸ و ۹٪/۱ است. حداکثر میزان کاهش دما در محل سوراخ کاری معمولی استخوان کورتیکال و تراپیکال و تراپیکال برابر با ۵۴/۹°C و ۷۲°C است که بسیار بالاتر از حد آستانه مجاز نکرور حرارتی است و وقوع این پدیده در هردو استخوان حتمی است. در فرآیند سوراخ کاری معمولی در هر دو استخوان، تنها یک نقطه وجود دارد که نسبت به دیگر بازه ها کمترین نیروی محوری، دما و شار حرارتی حاصل می شود که مربوط به سرعت دورانی ۲۰۰۰rpm و نرخ پیشروی ۱۵۰mm/min است. در فرآیند سوراخ کاری سرعت بالای استخوان کورتیکال و تراپیکال تنها یک نقطه بهینه وجود دارد که به ترتیب مربوط به نرخ پیشروی ۱۵۰mm/min و سرعت های ۷۰۰۰rpm و ۴۰۰۰rpm است. تغییرات نیرو و دما در بازه های سرعت بعد از نقطه بهینه در فرآیند سوراخ کاری سرعت بالای استخوان کورتیکال و تراپیکال، مستقل از سرعت دورانی است. در فرآیند سوراخ کاری سرعت بالا وقوع نکرور حرارتی حتمی است و در تمامی بازه ها دما از حد ۴۷ درجه سانتی گراد فراتر رفته است. نیروی محوری فرآیند سوراخ کاری استخوان تراپیکال در تمامی بازه های سرعت و نرخ پیشروی به علت داشتن منافذ و تخلخل کمتر از استخوان کورتیکال است. دمای جدار سوراخ استخوان تراپیکال در تمامی بازه های سرعت و نرخ های پیشروی به علت ضعیف تر بودن در رسانندگی گرمایی، نسبت به استخوان کورتیکال بیشتر است.

**تأییدیه اخلاقی:** نویسندگان متعهد می شوند کلیه نتایج به دست آمده، حاصل تحقیقات و محاسبات ایشان می باشد.

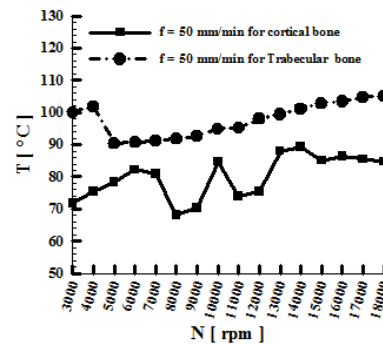
**تعارض منافع:** نویسندگان متعهد می شوند کلیه نتایج به دست آمده هیچ گونه تعارضی با منافع اشخاص یا سازمان های حقیقی و حقوقی ندارد.

**منابع مالی:** کلیه هزینه های پروژه انجام شده توسط خود محققین تأمین گردیده است.

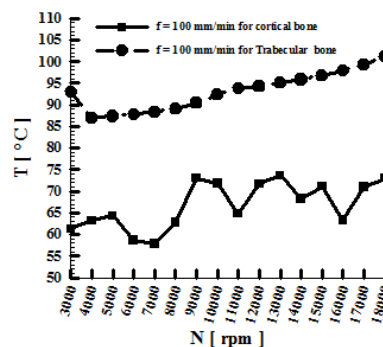
## مراجع

- Hillery, M.T. and Shuaib, I. 1999. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *Journal of Materials Processing Technology*, 92: 302-308.

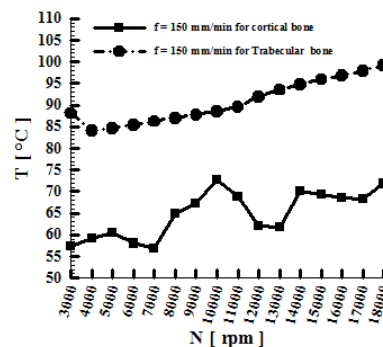
دمای جدار سوراخ را به دنبال دارد که این مهم در شبیه سازی نیز لحاظ شده است. در فرآیند سوراخ کاری استخوان کورتیکال اگرچه سایش مته نسبت به سوراخ کاری تراپیکال بیشتر است اما به علت ضریب رسانندگی گرمایی بیشتر استخوان کورتیکال دمای محل سوراخ کاری آن کمتر است. از سویی دیگر با افزایش قابل ملاحظه ای سرعت برشی در این فرآیند زاویه آزاد مته کاهش یافته که منجر به افزایش نیروی اصطکاک و در نتیجه افزایش دما می گردد.



الف



ب



ج

**شکل ۹** مقایسه دمای ماکزیمم محل سوراخ کاری سرعت بالای استخوان کورتیکال و تراپیکال حاصل از شبیه سازی عددی با نرخ پیشروی الف: ۱۵۰mm/min، ب: ۱۰۰mm/min، ج: ۵۰mm/min

## ۵- نتیجه گیری

در این پژوهش به شبیه سازی عددی فرآیند سوراخ کاری استخوان کورتیکال و تراپیکال در دو حالت معمولی و سرعت بالا بر اساس تئوری انتقال حرارت معکوس پرداخته شده است. جهت انجام این پژوهش، از نرم افزار Mimics برای مدل سازی به کمک ۷۶۰



drilling temperature in orthopaedic surgery. *The Open Materials Science Journal*, 9(1).

- 17- Alam, K., Khan, M. and Silberschmidt, V.V. 2014. 3D finite-element modelling of drilling cortical bone: Temperature analysis. *J Med Biol Eng*, 34(6): 618-623.
- 18- Stumme, L.D., Baldini, T.H., Jonassen, E.A. and Bach, J.M. 2003. *Emissivity of bone*. Paper presented at the Summer bioengineering conference.

- 2- Bachus, K.N., Rondina, M.T. and Hutchinson, D.T. 2000. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical engineering & physics*, 22(10): 685-691.
- 3- Augustin, G., Davila, S., Udiljak, T., Vedrina, D.S. and Bagatin, D. 2009. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 129(5): 703-709.
- 4- Shakouri, E., Sadeghi, M.H., Maerefat, M., Karafi, M.R. and Memarpour, M. 2014. Experimental and analytical investigation of thrust force in ultrasonic assisted drilling of bone. *Modares Mechanical Engineering*, 14(6): 194-200. (In Persian)
- 5- Shakouri, E., Haghghi Hassanali Deh, H. and Gholampour, S. 2017. Experimental evaluating and statistical modeling of temperature elevation in bone drilling with internal cooling with gas. *Modares Mechanical Engineering*, 17(3): 47-54. (In Persian)
- 6- Udiljak, T., Ciglar, D. and Skoric, S. 2007. Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. *Advances in Production Engineering & Management*, 2(3): 103-112.
- 7- Davidson, S.R. and James, D.F. 2003. Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution. *J. Biomech. Eng.*, 125(3): 305-314.
- 8- Gholampour, S., Shakouri, E. and Deh, H.H.H. 2018. Effect of drilling direction and depth on thermal necrosis during tibia drilling: an in vitro study. *Technology and Health Care*(Preprint): 1-11.
- 9- Mediouni, M., Schlatterer, D.R., Khoury, A., Von Bergen, T., Shetty, S.H., Arora, M., Dhond, A., Vaughan, N. and Volosnikov, A. 2017. Optimal parameters to avoid thermal necrosis during bone drilling: a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(11): 2386-2391
- 10- Santiuste, C., Rodríguez-Millán, M., Giner, E. and Miguélez, H. 2014. The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone. *Composite Structures*, 116: 423-431.
- 11- Feldmann, A.N., Wili, P., Maquer, G.B. and Zysset, P. 2018. The thermal conductivity of cortical and cancellous bone. *European cells & materials eCM*, 35: 25-33
- 12- M. Maerefat, A.Omidvar, Thermal Comfort, pp. 15-21, Tehran: Kelid Amoozesh, 2008. (In Persian)
- 13- Moulgada, A., Zagane, M., Benouis, A., Sahli, A., Cherfi, M. and Benbarek, S. 2018. Modelling of the Femoral Fracture Under Dynamic Loading. *Journal of the Serbian Society for Computational Mechanics/Vol*, 12(1): 96-107.
- 14- Shakouri, E. and Maerefat, M. 2017. Theoretical and Experimental Investigation of Heat Generation in Bone Drilling: Determination of the Share of Heat Input to the Bone Using Machining Theory and Inverse Conduction Heat Transfer. *Modares Mechanical Engineering*, 17(7): 131-140. (In Persian)
- 15- Johnson, G.R. 1983. A constitutive model and data for materials subjected to large strains, high strain rates, and high temperatures. *Proc. 7th Inf. Sympto. Ballistics*: 541-547.
- 16- Hou, Y., Li, C., Ma, H., Zhang, Y., Yang, M. and Zhang, X. 2015. An experimental research on bone