



## بررسی تحلیلی تاثیر سرعت دورانی و نرخ پیشروی بر افزایش دما در سوراخکاری استخوان فک

محمد مقداد فلاح<sup>۱\*</sup>، مسعود محمدی<sup>۲</sup>، محمد مراد شیخی<sup>۳</sup>، احسان شکوری<sup>۴</sup>، ولی اله پناهی زاده<sup>۱</sup>

۱- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران  
 ۲- دانشجوی دکتری، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران  
 ۳- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران  
 ۴- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران شمال  
 \* تهران، صندوق پستی ۱۶۷۸۸۱۵۸۱۱، m.fallah@sru.ac.ir

### چکیده

### اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل  
 دریافت: ۲ اسفند ۱۴۰۰  
 داوری اولیه: ۲۶ فروردین ۱۴۰۱  
 پذیرش: ۲۸ خرداد ۱۴۰۱

### کلیدواژگان:

سوراخکاری استخوان فک  
 نکرز حرارتی  
 تفاضل محدود

در حین سوراخ کردن استخوان فک، دما افزایش می‌یابد و باعث آسیب حرارتی استخوان شود. بنابراین، بررسی افزایش دما حین سوراخکاری استخوان ضروری به نظر می‌رسد. با توجه به دشوار بودن بررسی تجربی افزایش دما در سوراخکاری فک، پیش‌بینی حرارت منتقل شده به استخوان در جراحی، سبب انتخاب صحیح فاکتورهای مؤثر بر دما می‌شود. لذا در این تحقیق برای اولین بار با استفاده از روش تفاضل محدود و ضرایب واینر، دمای استخوان فک در حین فرایند سوراخکاری، پیش‌بینی و تأثیر سه فاکتور ورودی نرخ پیشروی، سرعت دوران و زاویه‌ی نوک ابزار بررسی شد. تغییرات سرعت دوران ابزار در بازه‌ی ۲۰۰، ۴۰۰، ۸۰۰، ۱۲۰۰ و ۲۵۰۰ دوربر دقیقه، نرخ پیشروی ۵۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ میلی‌متر بر دقیقه و زاویه‌ی نوک ابزار ۷۰ تا ۱۱۸ درجه در نظر گرفته شد. بر اساس نتایج به‌دست‌آمده، با افزایش سرعت دوران ابزار و کاهش نرخ پیشروی، دما افزایش می‌یابد. همچنین با افزایش زاویه نوک از ۷۰ به ۱۱۸ درجه، دما ۱۰ درجه سانتی‌گراد افزایش می‌یابد. در نهایت، استفاده از نرخ پیشروی ۱۲۰ mm/min و ۹۰ mm/min به همراه سرعت دورانی از ۲۰۰ تا ۲۵۰۰ rpm و مته با زوایای نوک ۷۰ و ۹۰ درجه پیشنهاد می‌شود. استفاده از ماده خنک‌کننده، دمای سوراخکاری را تا ۹°C کاهش می‌دهد.

## Analytical investigation of influence of rotational speed and feed rate on temperature elevation in jawbone drilling

Mohammad Meghdad Fallah<sup>1\*</sup>, Masoud Mohammadi<sup>1</sup>, Mohammadmorad Sheikhi<sup>1</sup>, Ehsan Shakouri<sup>2</sup>, Valiollah Panahizadeh<sup>1</sup>

1- Department of Mechanical Engineering, Shahid Rajaei University, Tehran, Iran

2- Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University, North Tehran Branch, Tehran, Iran

\* P.O.B. 1678815811, Tehran, Iran, m.fallah@sru.ac.ir

### Article Information

Original Research Paper  
 Received: 21 February 2022  
 First Decision: 15 April 2022  
 Accepted: 18 June 2022

### Keywords:

Jawbone Drilling  
 Thermal necrosis  
 Finite difference

### Abstract

During the drilling of the jawbone, the temperature could increase and cause thermal injury in the bone. So, it appears necessary to investigate the temperature rise during bone drilling. Due to the difficulty of experimental study of temperature increase during the jawbone drilling, predicting the heat transferred to the bone during surgery, leads to the correct selection of factors affecting the temperature. Therefore, in this paper, for the first time, using the finite difference method and Wiener coefficients, the temperature of the jawbone during drilling was predicted and the influence of different drilling parameters on the temperature rise was evaluated. Spindle speed were 200, 400, 800, 1200 and 2500 rpm, feed rate 50, 60, 90 and 120 mm/min and drill point angle 70, 90 and 118 degrees. Results showed that an increase in spindle speed and decrease in feed rate caused an increase in bone temperature. Also, with an increase in drill point angle from 70 to 118 degrees, the temperature increases by 10 degrees Celsius. Finally, the following combination of parameter values is suggested: feed rate of 90 to 120mm/min, spindle speeds of 200 to 2500rpm and point angle of 70° and 90°. With irrigation, the decrease in temperature was almost equal to 9°C.

### ۱- مقدمه

ایمپلنت بعد از کاشت آن می‌شود. لذا مطالعات فراوانی برای تخمین دما در استخوان حین جراحی صورت گرفته است. کاراکا و همکاران [۱] با اندازه‌گیری دما به‌وسیله‌ی چند ترموکوپل

افزایش دما به بالای ۴۷ درجه سانتی‌گراد در استخوان، منجر به آسیب بافت استخوان می‌شود که این آسیب منجر به لق شدگی

### Please cite this article using:

M. Meghdad Fallah, M. Mohammadi, M.M. Sheikhi, E. Shakouri, V. Panahizadeh, Analytical investigation of influence of rotational speed and feed rate on temperature elevation in jawbone drilling, Iranian Journal of Manufacturing Engineering, Vol. 9, No. 1, pp. 54- 62, 2022 (in Persian). <https://www.doi.org/10.22034/IJME.2022.155986>

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

نتایج ناشی از این مدل می‌تواند به‌خوبی نتایج تجربی را پیش‌بینی کند. همچنین این مدل می‌تواند دمای نقاط نزدیک سوراخ را که به‌سختی قابل‌اندازه‌گیری است را پیش‌بینی کند. شیخی و همکاران [۱۰] در یک بررسی تحلیلی و تجربی به بررسی ضرایب واینر در سوراخکاری استخوان پرداختند و ضرایب اصلاح‌شده را با توجه به نتایج تجربی ارائه کردند.

حل عددی به روش المان محدود به‌شدت به مشخصه‌ها حل عددی به روش المان محدود به‌شدت به مشخصه‌ها و ثوابت معادله ساختاری ماده وابسته است. تعیین مقدار دقیق این ثوابت در فرایند ماشین‌کاری که دربردارنده رفتارهای غیرخطی و نرخ کرنش‌های بالایی است با دشواری و خطای زیادی همراه بوده و دقت حل را به‌شدت تحت تأثیر قرار می‌دهد. خطای به وجود آمده در این حالت در صورت استفاده از روش تفاضل محدود تا حدودی کاهش می‌یابد [۱۱]. اندازه‌گیری دما در حین سوراخکاری استخوان با استفاده از ترموکوپل و دوربین ترموگرافی مادون‌قرمز انجام می‌شود. اندازه‌گیری دما توسط ترموکوپل به دلیل هدایت حرارتی ضعیف و خواص ناسازگار استخوان روش رضایت‌بخشی نیست و تعداد زیادی سوراخ برای قرارگیری ترموکوپل مورد نیاز است. دوربین ترموگرافی مادون‌قرمز نیز فقط دمای سطح را تشخیص می‌دهد، بنابراین نمی‌تواند به‌طور دقیق دما را در محل سوراخ واقعی پیش‌بینی کند [۱۲]. با توجه به دشواری بررسی تجربی دما در حین سوراخکاری استخوان فک، محدودیت‌های اندازه‌گیری دما و مزیت روش تفاضل محدود که در بالا ذکر شد، در این مقاله برای اولین بار به بررسی و پیش‌بینی دمای ایجادشده در سوراخکاری فک با استفاده از روش تفاضل محدود و بر اساس تئوری واینر پرداخته شده است.

## ۲- تخمین تولید گرما در سوراخکاری

از آن جایی که لبه‌های مته نیروی برشی به استخوان وارد می‌کنند [۱۳] و اینکه در برش متعامد، جداسازی براده از طریق شکست انجام می‌پذیرد [۱۴] در این تحقیق از تئوری ماشین-کاری فلزات برای محاسبه‌ی گرما استفاده شده است.

اگرچه عمل برش در سوراخکاری پیچیده‌تر از برشکاری متعامد می‌باشد، اما مکانیزم براده‌برداری یکسانی دارند و بنابراین تئوری ماشین‌کاری متعامد در اینجا نیز قابل استفاده است. همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود، سه ناحیه‌ی تغییر شکل وجود دارد. علاوه بر ناحیه تغییر شکل اولیه که انرژی برش مواد به گرما تبدیل می‌شود، دو ناحیه تولید گرمای دیگر نیز

دریافتند که با افزایش سرعت چرخشی، دما افزایش و با افزایش نرخ پیشروی، دما کاهش می‌یابد. همچنین مشخص شد که با افزایش قطر مته تا ۴/۵ میلی‌متر دما افزایش و در قطر ۶ میلی‌متر دما کاهش می‌یابد. جمشیدی و همکاران [۲] به بررسی تأثیر زاویه‌ی نوک مته بر دمای سوراخکاری پرداختند و به این نتیجه رسیدند که نوک مته با زاویه‌ی ۷۰ درجه برای انجام سوراخکاری استخوان فک از نظر کمترین میزان افزایش دما نسبت به زوایای ۹۰ و ۱۱۸ درجه مناسب‌تر است. شکوری و همکاران [۳] با به‌کارگیری روش انتقال حرارت رسانشی معکوس، میزان حرارت ورودی به استخوان را محاسبه و با حرارت تئوری مقایسه کردند. نتایج ایشان نشان دادند که حرارت‌های تئوری و تجربی در شرایط مختلف فرایندی مختلف به یکدیگر نزدیک بوده و مشخص شد که تئوری ماشین‌کاری واینر قادر به پیش‌بینی میزان حرارت ورودی به استخوان است. شاو و همکاران [۴] با ارائه یک مدل المان محدود الاستوپلاستیک دینامیکی به همراه صحنه‌گذاری تجربی نشان دادند که با افزایش نرخ پیشروی و سرعت چرخشی، افزایش دمای ناشی از سوراخکاری کاهش و با افزایش قطر مته و دانسیته‌ی استخوان افزایش می‌یابد. اقوامی و همکاران [۵] یک مدل ریاضی انتقال حرارت در دانسیته‌های مختلف ارائه کردند و با نتایج تجربی صحنه‌گذاری کردند و به این نتیجه رسیدند که علاوه بر متغیرهایی چون نرخ پیشروی و سرعت چرخشی و قطر مته، دانسیته نیز روی آسیب حرارتی، مؤثر است. اخبار و همکاران [۶] با شبیه‌سازی سوراخکاری استخوان توسط نرم‌افزار دفرم و صحنه‌گذاری تجربی دریافتند که شرایط هندسی مناسب برای مته جهت کاهش دما، زاویه‌ی نوک مته  $110^{\circ}$  تا  $140^{\circ}$ ، زاویه‌ی مارپیچ  $5^{\circ}$  تا  $30^{\circ}$  و ضخامت جان  $0.5\%$  تا  $0.4\%$  می‌باشد. بانث و همکاران [۷] با استفاده از روابط ریاضی یک مدل نیمه‌تحلیلی بر مبنای حرکت چشمه‌ی حرارتی برای تخمین دما ارائه کردند و سپس آن را با نتایج تجربی مقایسه کردند و اذعان داشتند که نتایج تئوری تخمین خوبی از افزایش حرارت را ارائه کرده است. سرپرست و همکاران [۸] برای اولین بار یک مدل مکانیکی حرارتی المان محدود برای بررسی نیرو و حرارت در سوراخکاری با سرعت بالا به همراه صحنه‌گذاری تجربی ارائه کردند و نرخ پیشروی ۵۰ میلی‌متر در دقیقه و سرعت چرخشی ۱۲۰۰۰ دور را پیشنهاد کردند. ژنگ و همکاران [۹] با استفاده از بازخورد دمای در لحظه‌ی برشکاری استخوان توسط ربات جراحی، یک مدل از دمای سوراخکاری استخوان ارائه کردند و به مقایسه نتایج مدل و نتایج تجربی پرداختند و بیان کردند که

در این رابطه  $N$  سرعت دورانی به rpm می‌باشد.

نیروی برش از رابطه‌ی (۶) محاسبه می‌شود [۱۵]:

$$F_s = \tau_s \cdot A_s \quad (6)$$

در این رابطه  $\tau_s$  تنش برشی برای استخوان و  $A_s$  مساحت سطح برشی می‌باشد. از آن جایی که با توجه به جنس استخوان تنش برشی نهایی با تغییر نرخ برشی تغییر می‌کند، نرخ برش بایستی مشخص گردد. با فرض اینکه ماده‌ای که به وسیله‌ی ابزار از ناحیه تغییر شکل برداشته می‌شود، از مسیر هایپربولیک نشان داده شده در شکل ۲ و طبق رابطه‌ی (۷) عبور می‌کند [۱۹]:

$$y^2 \tan \alpha - xy = a \quad (7)$$

در این رابطه  $x$  و  $y$  در مختصات کارتزین به مبدأ نوک مته هستند به طوری که در شکل ۲ نشان داده شده است. ثابت  $a$  انحنای هذلولی را مشخص می‌کند و از رابطه‌ی (۸) به دست می‌آید [۱۹].

$$a = \frac{t_1^2}{16C^2 \sin^4(\phi) [\tan(\alpha) \cot(\phi)]} \quad (8)$$

در این رابطه  $t_1$  ضخامت براده‌ی تغییر شکل نیافته است و در اینجا عمق برش در هر دور می‌باشد.  $C$  ثابت ماده است که مقدار ۶ برای آن در نظر گرفته می‌شود [۱۵]. هدف در اینجا یافتن بیشینه نرخ برش  $\dot{\gamma}$  می‌باشد (خط AB در شکل ۲ که در صفحه برش اتفاق می‌افتد و از رابطه‌ی (۹) محاسبه می‌شود [۱۵]):

$$\dot{\gamma}_{AB} = \frac{v}{4\sqrt{a} (\sin \phi)^2 [\tan \alpha + \cot \phi]^{3/2}} \quad (9)$$

مطالعات گذشته نشان می‌دهد که تنش برشی نهایی به نسبت مشخصی از نرخ کرنش رفتار می‌کند، به صورتی که در رابطه‌ی زیر آورده شده است [۲۰]:

$$\tau_s \propto \dot{\gamma}^{0.06} \quad (10)$$

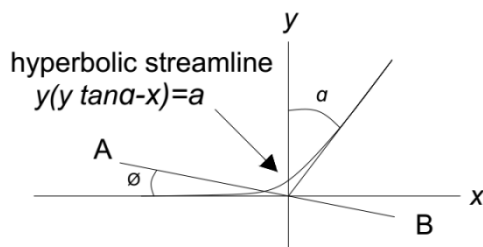


Fig. 2 Hyperbolic streamline through the primary deformation zone  
شکل ۲ مسیر جریان هایپربولیک ناحیه‌ی اولیه‌ی تغییر شکل

بر اساس مطالعات گذشته [۱۵] ثابت تناسب در این رابطه مقدار ۸۰ می‌باشد، یعنی:

$$\tau_s = 80\dot{\gamma}^{0.06} \quad (11)$$

وجود دارد. یکی از آن‌ها ناحیه‌ی ثانویه است و از برش در امتداد سطح بیرونی ابزار ناشی می‌شود. گرمای تولید شده در این ناحیه بین براده و ابزار تقسیم می‌شود و با توجه به اینکه در اینجا میزان گرمای ورودی به قطعه‌کار در نظر گرفته شده است، لذا این ناحیه در نظر گرفته نمی‌شود. ناحیه سوم نیز حرارت در آن از اصطکاک بین ابزار و قطعه‌کار به وجود می‌آید. اصطکاک در اثر کندی ابزار افزایش می‌یابد و از آن جایی که در جراحی از ابزار تند استفاده می‌گردد در اینجا نیز از این ناحیه صرف نظر شده است [۱۵].

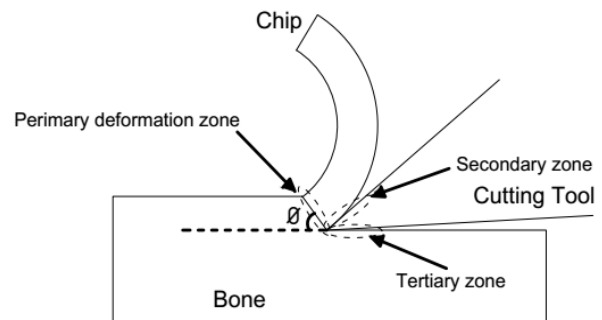


Fig. 1 Zones of heat generation [14]

شکل ۱ نواحی تولید گرما

حزرات تولید شده با رابطه (۱) تخمین زده می‌شود [۱۶]:

$$\frac{\partial Q}{\partial t} = F_s \cdot v_s \quad (1)$$

که  $Q$  حرارت تولید شده در فرایند برش می‌باشد،  $F_s$  نیروی برش در صفحه برش و  $v_s$  سرعت برشی می‌باشد و از رابطه (۲) به دست می‌آید [۱۵]:

$$v_s = \frac{v}{\cos \phi} \quad (2)$$

برای محاسبه مقدار  $\phi$  از رابطه‌ی (۳) بر مبنای اصل حداقل کار استفاده می‌شود [۱۷]:

$$2\phi + \beta - \alpha = 90 \quad (3)$$

در این رابطه  $\alpha$  زاویه براده ابزار بوده و  $\beta$  برابر  $0.644$  می‌باشد [۱۷] زاویه‌ی براده در طول لبه مته تغییر می‌کند. به همین دلیل از رابطه‌ی (۴) برای محاسبه‌ی زاویه براده استفاده می‌شود [۱۸]:

$$\tan \alpha = \frac{\frac{2r}{D} \tan(\theta) - \tan[\sin^{-1}(\frac{d_0}{2r}) \sin(p)] \cos(p)}{\sin(p)} \quad (4)$$

در این رابطه  $D$  قطر مته،  $d_0$  قطر مرکز مته،  $\theta$  زاویه‌ی مارپیچ و  $p$  نصف زاویه‌ی نوک مته می‌باشد.

سرعت برشی از رابطه‌ی (۵) به دست می‌آید [۱۴]:

$$v = \frac{2\pi r N}{60} \quad (5)$$

سطح خارجی آن را  $37^{\circ}\text{C}$  در نظر گرفت. حرارت تولید شده در نوک مته به شکل یک منبع حرارتی استوانه‌ای روی محیط یک سطح داخلی مدل‌سازی در نظر گرفته می‌شود که این منبع حرارتی از نقطه‌ی  $z=0$  به نقطه‌ی  $z=H$  حرکت می‌کند.

جدول ۱ ضرایب حرارت ورودی به استخوان

Table 1 Fraction of heat coefficients

سهم حرارت ورودی	$R \tan \phi$	نرخ پیشروی (mm/min)	سرعت برشی (m/min)	سرعت دورانی (rpm)
۰/۱۸	۵/۱۰۴	۵۰	۱/۲۵	۲۰۰
۰/۱۷	۶/۱۲۴	۶۰	۱/۲۵	۲۰۰
۰/۱۲	۹/۱۸۷	۹۰	۱/۲۵	۲۰۰
۰/۱	۱۲/۲۴۹	۱۲۰	۱/۲۵	۲۰۰
۰/۱۸	۵/۱۰۴	۵۰	۲/۵۱۳	۴۰۰
۰/۱۷	۶/۱۲۴	۶۰	۲/۵۱۳	۴۰۰
۰/۱۲	۹/۱۸۷	۹۰	۲/۵۱۳	۴۰۰
۰/۱	۱۲/۲۴۹	۱۲۰	۲/۵۱۳	۴۰۰
۰/۱۸	۵/۱۰۴	۵۰	۵/۰۲۶	۸۰۰
۰/۱۷	۶/۱۲۴	۶۰	۵/۰۲۶	۸۰۰
۰/۱۲	۹/۱۸۷	۹۰	۵/۰۲۶	۸۰۰
۰/۱	۱۲/۲۴۹	۱۲۰	۵/۰۲۶	۸۰۰
۰/۱۸	۵/۱۰۴	۵۰	۷/۵۳۹	۱۲۰۰
۰/۱۷	۶/۱۲۴	۶۰	۷/۵۳۹	۱۲۰۰
۰/۱۲	۹/۱۸۷	۹۰	۷/۵۳۹	۱۲۰۰
۰/۱	۱۲/۲۴۹	۱۲۰	۷/۵۳۹	۱۲۰۰
۰/۱۸	۵/۱۰۴	۵۰	۱۵/۷۰۷	۲۵۰۰
۰/۱۷	۶/۱۲۴	۶۰	۱۵/۷۰۷	۲۵۰۰
۰/۱۲	۹/۱۸۷	۹۰	۱۵/۷۰۷	۲۵۰۰
۰/۱	۱۲/۲۴۹	۱۲۰	۱۵/۷۰۷	۲۵۰۰

شرایط مرزی در  $z=H$  و  $z=0$  عایق در نظر گرفته شده است. هر چند در شرایط اشاره شده به صورت همرفتی اتلاف حرارتی خواهیم داشت، اما به دلیل عدم اطلاع دقیق از شرایط زیر سطح استخوان و عدم امکان محاسبه دقیق این مقدار اتلاف و ناچیز بودن آن، این مرز عایق در نظر گرفته شد. البته برای سطح بالا در محاسبات، دمای محیط لحاظ گردید اما تأثیر ملموسی حاصل نشد. از مقدار حرارت اتلافی در اطراف استخوان به دلیل ناچیز بودن مقدار آن صرف‌نظر می‌شود [۱۵]. دما در مرز  $r=R_0$  برابر  $37^{\circ}\text{C}$  در نظر گرفته می‌شود. همچنین دما در زمان اولیه  $29^{\circ}\text{C}$  و برابر دمای استخوان فک انسان در نظر گرفته می‌شود [۲۴]. به دلیل تقارن شرایط مرزی و اولیه، بر اساس معادله‌ی انتقال حرارت فوریه، مختصات زاویه‌ای به‌عنوان یک متغیر در نظر گرفته نمی‌شود و مسأله برای یافتن دما در دو دامنه‌ی  $(r, z)$  نوشته می‌شود.

مساحت صفحه برش از رابطه‌ی (۱۲) به دست می‌آید:

$$A_s = \frac{t_1(D - d_0)}{\cos(90^\circ - p) \sin \phi} \quad (12)$$

عمق برش در هر دور نیز از رابطه‌ی (۱۳) به دست می‌آید:

$$t_1 = \frac{f/2}{N/60} \sin(p) \quad (13)$$

در این رابطه  $f$  نرخ تغذیه می‌باشد.

گرمای تولید شده توسط عملیات برش به قطعه کار، مته و براده منتقل می‌شود. تعیین مقداری از حرارت که به قطعه کار منتقل می‌شود بسیار مشکل است. بر اساس آزمایش‌هایی که در گذشته انجام گرفته، این مقدار ۵۰٪ در نظر گرفته شده است [۱۵]. با ترکیب معادلات گذشته، رابطه‌ی (۱۴) برای مقدار حرارت منتقل شده به قطعه کار به دست می‌آید:

$$\frac{\partial Q_w}{\partial t} = \eta \frac{\partial Q}{\partial t} = \eta A_s \tau_s v_s (j/s) \quad (14)$$

برای تعیین مقادیر سهم حرارت ورودی به استخوان در این تحقیق برای اولین بار از تئوری واینر استفاده می‌شود تا نتایج به دست آمده مورد بحث و بررسی قرار گیرد. واینر معادلات انتقال حرارت را با شرایط مفروض برای قطعه کار حل کرد و سهم حرارت ورودی را به صورت تابعی از  $R \tan \phi$  به دست آورد. برای به دست آوردن مقادیر سهم حرارت ورودی از مقادیر داده شده از جدول ۱ استفاده می‌شود. در اینجا  $R$  از رابطه (۱۵) محاسبه می‌شود [۲۱].

$$R = \frac{\rho c v a_c}{k} \quad (15)$$

مقادیر سهم حرارت ورودی برای نرخ پیشروی، سرعت دورانی‌های مختلف بر اساس رابطه‌ی (۱۵) محاسبه شده و نتایج طبق جدول ۱ به دست آمد.

### ۳- مدل‌سازی

#### ۳-۱- مدل ریاضی توزیع دما

همان‌طور که در شکل ۳ نشان داده شده است در این تحقیق از مدل مقطع فک پایین در ناحیه دندان آسیاب اول استفاده شده است. ضخامت استخوان برای این منطقه ۲ میلی‌متر در نظر گرفته شده است [۲۲]. منطقه‌ی مورد نظر برای مدل‌سازی اطراف مته که حرارت بیشتری تولید می‌شود، در نظر گرفته شده است. بنابراین دامنه کار محاسباتی یک حلقه در اطراف سوراخ ایجاد شده توسط مته در نظر گرفته شده است [۲۳].

در این مختصات استوانه‌ای، سطح داخلی دارای شعاع  $r=R_i$  که توسط مته ایجاد شده است و این شعاع برابر شعاع مته در نظر گرفته شده است. شعاع خارجی برابر  $R_0=R_i + 5\text{mm}$  در نظر گرفته شده است، ضخامتی که بتوان دمای شرایط مرزی در

می‌شود. یک معادله دیفرانسیل پاره‌ای معادله‌ای است که شامل مشتقات جزئی باشد. تفاوت آن با معادلات دیفرانسیل معمولی در این است که تابع وابسته به چند متغیر مستقل می‌باشد. جملات مشتقات با معادل خود از روش تفاضل محدود جایگزین می‌شوند.

بسیاری از پدیده‌های فیزیکی از جمله پدیده‌ی انتقال حرارت هدایتی درون یک میله عموداً از یک معادله دیفرانسیل سهموی تبعیت می‌کند. در این نوع معادلات که پارامتر زمان وجود دارد معمولاً از روش‌های صریح و یا ضمنی استفاده می‌شود [۲۶].

### ۳-۲-۱- روش صریح

در این روش جملات مشتق نسبت به زمان در گذشته در نظر گرفته می‌شوند لذا جواب به صورت صریح به دست می‌آید. در این روش در زمان‌های ابتدایی دقت بسیار ناچیز است و همچنین در انتخاب  $\Delta x$  و  $\Delta t$  محدودیت وجود دارد [۲۶].

### ۳-۲-۲- روش ضمنی

روش ضمنی با کمی پیچیدگی در محاسبات، مشکلات روش صریح را مرتفع می‌سازد. در این روش مشتق نسبت به مکان در زمان جدید  $(n+1)$  نوشته می‌شود. در این روش برای تمامی مقادیر  $\Delta x$  و  $\Delta t$  معادله پایدار است [۲۶].

معادله‌ی (۱۶) به صورت عددی و با استفاده از روش ضمنی و توسط نرم‌افزار متلب حل شده است. تعداد تقسیمات تا زمان در جهت  $r$  و  $z$  هر کدام ۱۲۰ عدد و در مجموع ۱۴۴۰۰ المان در نظر گرفته شده است. گام زمانی نیز  $0.05s$  در نظر گرفته شده است. اندازه تقسیمات طوری در نظر گرفته شده است که حل عددی مسأله به یک جواب واحد همگرا شده است.

معادله برای حل به روش ضمنی به صورت رابطه‌ی (۱۷)

نوشته می‌شود:

$$T_{i,j}^n \left( -\frac{1}{\alpha \Delta t} \right) = T_{i-1,j}^{n+1} \left( \frac{1}{\Delta r^2} \right) + T_{i,j}^{n+1} \left( \frac{-2}{\Delta r^2} - \frac{2}{\Delta z^2} - \frac{1}{i \Delta r} - \frac{1}{\alpha \Delta t} \right) + T_{i+1,j}^{n+1} \left( \frac{1}{\Delta r^2} + \frac{1}{\Delta r} \right) + T_{i,j-1}^{n+1} \left( \frac{1}{\Delta z^2} \right) + T_{i,j+1}^{n+1} \left( \frac{1}{\Delta z^2} \right)$$

$$B.C. \quad T(61, j) = 37^\circ C$$

$$T(i, 1) = T(i, 2)$$

$$T(i, 61) = T(i, 60)$$

$$T(1, j) = T(2, j) + q(r, z)$$

$$I.C. \quad T^{n=0}(i, j) = 29^\circ C \quad (17)$$

در این رابطه  $T$  دما در نقطه‌ی مورد نظر،  $i$  و  $j$  شماره‌ی نقطه‌ها بر روی محور  $r$  و  $z$ ،  $n$  شماره‌ی گام زمانی،  $\Delta r$  طول المان‌ها در امتداد محور  $r$ ،  $\Delta z$  طول المان‌ها در امتداد محور  $z$ ،  $\Delta t$  فاصله‌ی زمانی و  $\alpha$  ضریب نفوذ استخوان می‌باشند. شار حرارتی

این دامنه دوبعدی در شکل ۳ نشان داده شده است. معادله‌ی انتقال حرارت در نهایت به صورت روابط (۱۶) نوشته می‌شود:

$$K \left( \frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T}{\partial r} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) = \rho c \frac{\partial T}{\partial t}$$

$$B.C.: \frac{\partial T}{\partial z} \Big|_{z=0} = \frac{\partial T}{\partial z} \Big|_{z=H} = 0$$

$$T(R_0, z, t) = 37^\circ C$$

$$\frac{\partial T}{\partial r} \Big|_{r=R_i} = q(z, t)$$

$$I.C.: T(r, z, 0) = 29^\circ C \quad (16)$$

در این روابط،  $T$  دما،  $K$  ضریب هدایت حرارتی،  $\rho$  چگالی، و  $c$  گرمای ویژه می‌باشد که مقادیر آن‌ها در جدول ۲ آورده شده است [۱۵]. همچنین  $q(z, t)$  نیز شار حرارتی در مرز  $r=R_i$  می‌باشد.

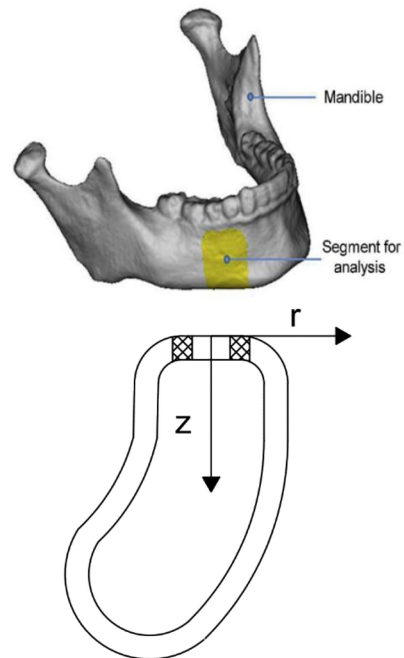


Fig. 3 a) Location of analysis section in a mandible [25] b) Region of bone modelled

شکل ۳ (a) موقعیت ناحیه آنالیز [۲۵] (b) ناحیه‌ی مدل شده‌ی استخوان

جدول ۲ خصوصیات فیزیکی استخوان مورد استفاده در شبیه‌سازی عددی

مقدار	مشخصه فیزیکی
۲۲۰۰	چگالی $\frac{kg}{m^3}$
۰.۵۶	هدایت حرارتی $\frac{mK}{mK}$
۱۳۰۰	گرمای ویژه $\frac{J}{KgK}$

### ۳-۲- روش حل معادله

برای حل معادله‌ی (۱۶) از روش تفاضل محدود استفاده شده است. برای حل معادلات دیفرانسیل پاره‌ای از این روش استفاده

بین مته با جداره سوراخ و مته با براده، دمای ایجاد شده در سوراخکاری افزایش می‌یابد. البته مقدار این افزایش دما به نرخ پیشروی نیز بستگی دارد، به عبارت دیگر در نرخ‌های پیشروی مختلف، تأثیر سرعت دورانی متفاوت خواهد بود. به عنوان مثال در نرخ پیشروی ۵۰ mm/min بیشینه دما در سرعت‌های دورانی ذکر شده، ۴۸/۷۳ درجه است اما در نرخ پیشروی ۱۲۰ mm/min بیشینه دما ۴۰/۶۱ درجه است. دلیل این امر را می‌توان ناشی از میزان تأثیرپذیری ضریب واینر از نرخ پیشروی و سرعت دورانی دانست و با توجه به اینکه نمودار واینر ناشی از آزمایش‌های تجربی است می‌توان گفت نتایجی که در این مقاله به دست آمده است صرفاً تحلیلی نبوده و شرایط ماشین‌کاری نیز که در ضرایب واینر در نظر گرفته شده است را در بر دارد. هرچند با افزایش نرخ پیشروی حرارت تولید شده در سوراخکاری افزایش می‌یابد، اما به دلیل اینکه زمان سوراخکاری کاهش می‌یابد و همچنین ضریب واینر نیز در نرخ پیشروی بیشتر کم‌تر می‌شود، دمای به دست آمده در نرخ‌های پیشروی بالاتر، کم‌تر است. از این رو مشخص می‌شود زمان ماشین‌کاری از پارامترهای مهم در بحث دمای سوراخکاری است که باید در نظر گرفته شود. محدودیتی که در نرخ‌های پیشروی بالا وجود دارد، افزایش نیروی سوراخکاری است که می‌تواند سبب آسیب دیدن استخوان شود و نمی‌توان از نرخ‌های پیشروی بالا استفاده کرد، هرچند باعث کاهش قابل توجه دما شود. با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان گفت که استفاده از یک نرخ پیشروی خاص توصیه نمی‌شود، بلکه ترکیب نرخ پیشروی و سرعت‌های دورانی باید در نظر گرفته شود. جمشیدی و همکاران [۲۷] و احمدی و همکاران [۲۸] نیز با بررسی دمای سوراخکاری فک در این بازه و با استفاده از نرم‌افزار دفرم روند افزایش دما با افزایش سرعت دورانی و کاهش دما با افزایش نرخ پیشروی را گزارش کرده‌اند. تفاوتی که بین نتایج این مقاله و نتایج ناشی از نرم‌افزار شبیه‌سازی به چشم می‌خورد مقدار دمای به دست آمده در این سرعت‌هاست. در تحقیق جمشیدی و همکاران [۲۷] در نرخ پیشروی 60 mm/min بیشترین مقدار دما ۴۶/۴۲°C گزارش شده است، در حالی که در تحقیق احمدی و همکاران [۲۸] این دما ۶۰°C گزارش شده است که مهم‌ترین علت این تفاوت می‌تواند ناشی از مکان گزارش دما باشد. جمشیدی و همکاران دما در فاصله ۰/۵ میلی‌متر از دیواره‌ی سوراخ را گزارش کرده‌اند در حالی که احمدی و همکاران دمای محل سوراخکاری، که به طور طبیعی بالاتر از مکان‌های اطراف سوراخ می‌باشد. به همین علت نتایج این مقاله به نتایج گزارش شده از مقاله جمشیدی و

q که به وسیله‌ی مته ایجاد می‌شود و در شرایط مرزی  $r=R_i$  قرار دارد، فقط در نقاطی دارای مقدار است که مته در آن زمان در آن نقاط قرار دارد و در بقیه‌ی نقاط صفر می‌باشد و از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود:

$$q_j = \frac{\partial Q_w}{\partial t} \frac{\Delta r}{2\pi\Delta z R_i k} \quad (18)$$

برای مدل‌سازی خنک‌کاری از رابطه‌ی (19) استفاده شد.

$$k \frac{\partial T}{\partial r} = h(T - T_\infty) \quad (19)$$

در این رابطه  $h$  و  $T_\infty$  به ترتیب ضریب انتقال حرارت و دمای محیط هستند. ضریب انتقال حرارت آب در این مقاله  $4000 \text{ W/m}^2$  و دما  $12^\circ\text{C}$  در نظر گرفته شد.

برای حل مدل ارائه شده از نرم‌افزار Matlab R2014a و رایانه با مشخصات Intel(R) Core(TM) i7-6500U CPU و Ram 8GB استفاده شد.

#### ۴- نتایج

تمام دماهای ثبت شده در فاصله ۰/۵ میلی‌متر از جداره سوراخ و در عمق ۱ میلی‌متر به دست آمده‌اند. علت این امر به دلیل مقایسه نتایج با نتایج تجربی است که برای به دست آوردن دما از ترموکوپل در این ناحیه استفاده کرده‌اند.

مقدار افزایش دما در سرعت‌های دورانی از ۲۰۰ rpm تا ۲۵۰۰ rpm و در نرخ پیشروی ثابت بررسی شد. کمترین افزایش دما در سرعت دورانی ۲۰۰ rpm و بیشترین در سرعت ۲۵۰۰ rpm به دست آمد.

مقدار دما در نرخ‌های پیشروی ۵۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ mm/min در سرعت‌های دورانی ۲۰۰ تا ۲۵۰۰ rpm بررسی شد. کمترین دما در نرخ پیشروی ۱۲۰ mm/min و بیشترین آن در نرخ پیشروی ۵۰ mm/min به دست آمد.

مقدار افزایش دما در اثر سوراخکاری با مته‌های با زاویه‌ی نوک ۷۰، ۹۰ و ۱۱۸ درجه مورد بررسی قرار گرفت. کمترین مقدار افزایش دما در مته با زاویه‌ی نوک ۷۰ و بیشترین مقدار در زاویه‌ی ۱۱۸ درجه به دست آمد.

با استفاده از خنک‌کاری توسط آب با ضریب انتقال حرارت  $4000 \text{ W/m}^2\text{K}$ ، دما ۹ درجه کاهش یافت.

#### ۵- بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به شکل ۴ می‌توان نتیجه گرفت که مهم‌ترین عوامل تأثیرگذار روی افزایش دما، سرعت‌های پیشروی و دورانی می‌باشند. با افزایش سرعت دورانی به دلیل افزایش اصطکاک

خنک‌کار بسیار مهم است.

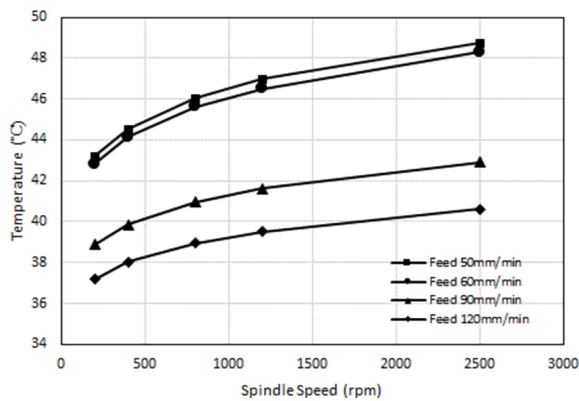


Fig.4 The variation of maximum temperature with spindle speed and feed rate

شکل ۴ نمودار تغییرات بیشینه دما با تغییر سرعت دورانی و نرخ پیشروی

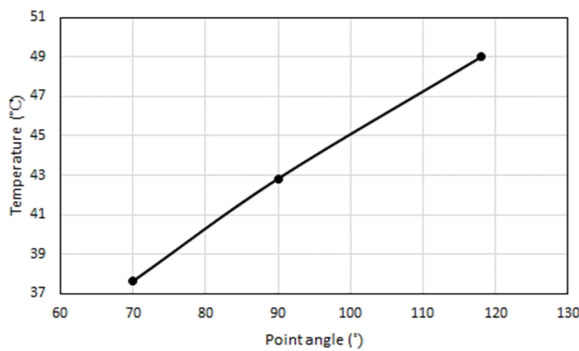


Fig.5 The variation of maximum temperature with point angle (feed rate 60mm/min spindle speed 200rpm)

شکل ۵ نمودار تغییرات بیشینه دما با زاویه‌ی نوک

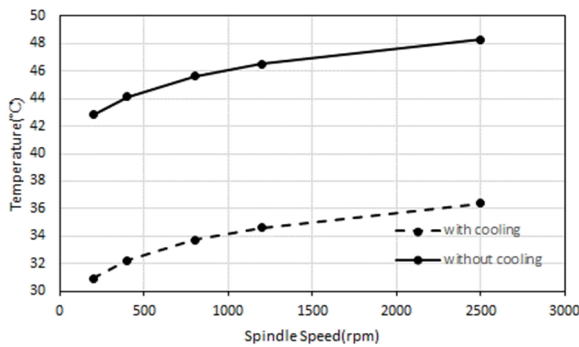


Fig.6 Variation of the maximum temperature as a function of spindle speed with and without the cooling (feed rate 60mm/min)

شکل ۶ نمودار تغییرات بیشینه دما با تغییر سرعت دورانی با خنک کاری و بدون خنک کاری

جمشیدی و همکاران، کاهش دمای ناشی از استفاده از ماده خنک‌کار را  $7^{\circ}\text{C}$  بیان کردند در حالی که احمدی و همکاران این کاهش دما را  $12^{\circ}\text{C}$  ذکر کرده‌اند. شعراوی و همکاران [۳۱] در

همکاران نزدیک ترست. البته مقدار دمای ورودی که افزایش دمای حاصل از سوراخکاری را مشخص می‌کند، در هیچ کدام از مقالات ذکر شده مشاهده نشد.

یانگ و همکاران [۲۹] با آزمایش تجربی روی استخوان خوک با ضخامت ۳ میلی‌متر و در نرخ پیشروی  $50\text{mm/min}$  و سرعت دورانی ۱۰۰۰ به افزایش دمای  $12^{\circ}\text{C}$  درجه‌ای رسیدند که با نتایج این مقاله در شرایط نزدیک به هم اختلاف  $0.5\%$  را نشان می‌دهد. داهیبیت و همکاران [۳۰] در نرخ پیشروی  $50\text{mm/min}$  و  $60$  و سرعت دورانی  $1000\text{rpm}$  به دمای  $41^{\circ}\text{C}$  در سوراخکاری استخوان دنده‌ی گوسفند دست یافتند و با توجه به ضخامت دنده، با دمای حاصل شده در تحقیق حاضر  $5^{\circ}\text{C}$  درجه اختلاف دارد. در مقاله پیش رو این دما بدون استفاده از ماده‌ی خنک‌کننده  $46^{\circ}\text{C}$  به دست آمد. در تحقیق‌های ذکر شده به‌جز داهیبیت کمترین دما در نرخ‌های پیشروی بالاتر و سرعت دورانی کمتر به دست آمده است که این روند با روند به دست آمده در این مقاله تطابق دارد. در نتایج داهیبیت کاهش دمای در حدود  $0.5^{\circ}\text{C}$  درجه با افزایش سرعت دورانی مشاهده می‌شود. علت این امر را می‌توان ناشی از سهولت خروج براده از سوراخ با سرعت دورانی بیشتر و کم بودن ضخامت دنده عنوان کرد. فونسکا و همکاران [۲۳] با سوراخکاری استخوان فک پایین خوک به ضخامت  $2\text{mm}$  و در نرخ پیشروی  $50\text{mm/min}$  و سرعت دورانی  $450\text{rpm}$  با استفاده از دوربین مادون قرمز افزایش دمای  $14^{\circ}\text{C}$  که با افزایش دما در این مقاله در این شرایط تقریباً مطابق است. فونسکا دما در هنگام استفاده از ماده‌ی خنک‌کننده را  $5^{\circ}\text{C}$  بیان کردند که این مقدار در مقاله‌ی حاضر  $9^{\circ}\text{C}$  است.

زاویه نوک مته نیز در این مقاله مورد بررسی قرار گرفت که نتایج آن در شکل ۵ مشاهده می‌شود. هر چند زاویه‌ی نوک مته تأثیر مستقیم روی ضریب واینر دارد و با افزایش آن ضریب واینر کاهش می‌یابد اما به دلیل تأثیر بیشتر در معادلات تولید گرما و افزایش نیروی سوراخکاری، با افزایش آن دمای به دست آمده در سوراخکاری افزایش می‌یابد. علت این امر را می‌توان در افزایش نیروی محوری با افزایش زاویه‌ی نوک مته دانست. در تحقیق جمشیدی حداکثر دما در زاویه  $70^{\circ}$  درجه،  $39/36^{\circ}\text{C}$  گزارش شده است در این تحقیق و در نرخ پیشروی  $60\text{mm/min}$  دمای  $37/5^{\circ}\text{C}$  به دست آمد.

نتایج تأثیر خنک‌کاری بر دمای سوراخکاری استخوان در شکل ۶ نشان داده شده است.  $9^{\circ}\text{C}$  درجه کاهش دما با استفاده از خنک کاری به دست آمد. لازم به ذکر است که شرایط ماده

$\Delta r$	اندازه المان‌ها در راستای محور $r$	مطالعه تجربی روی استخوان فک خوک در شرایط خنک‌کاری
$\Delta z$	اندازه المان‌ها در راستای محور $z$	خارجی و سرعت دورانی ۲۵۰۰-۱۲۲۶ rpm، $3^{\circ}\text{C}$ - $2^{\circ}\text{C}$ افزایش
$\Delta t$	گام زمانی	دما را گزارش کرده‌اند و در تحقیق حاضر افزایش دما در این
$\eta$	درصد حرارت ورودی به استخوان	بازه‌ی سرعت دورانی $6^{\circ}\text{C}$ - $4^{\circ}\text{C}$ به دست آمد. در پایان ذکر این
$\theta$	زاویه مارپیچ	نکته ضروری است که استفاده از ماده‌ی خنک‌کننده در نرخ
$\rho$	چگالی	پیشروی $50\text{mm/min}$ که باعث افزایش دمای سوراخکاری بیش
$\tau_s$	تنش برشی نهایی	از حد مجاز می‌شود، می‌تواند دما را کمتر از حد مجاز نگه دارد.
$\phi$	زاویه برش	

### ۶- فهرست علائم

$A_s$	مساحت صفحه برش
$a$	انحنای خط جریان براده
$C$	ثابت نرخ برش ماده
$c$	ظرفیت گرمایی ویژه
$D$	قطر مته
$d_0$	ضخامت جان مته
$F_s$	نیروی برش
$f$	نرخ پیشروی
$H$	ضخامت استخوان
$i, j$	شماره‌ی المان‌ها
$k$	رسانش حرارتی
$N$	سرعت دورانی مته
$n$	شماره‌ی المان
$p$	نصف زاویه رأس مته
$q$	شار حرارتی
$Q$	گرمای تولید شده ضمن سوراخکاری
$R_i, R_o$	شعاع داخلی و خارجی مدل تحلیلی
$r$	فاصله از محور دوران
$T$	درجه حرارت
$t$	زمان
$t_1$	ضخامت براده تغییر شکل نیافته
$v$	سرعت
$v_s$	سرعت برشی
$x, y$	مختصات کارتزین
$z$	فاصله از سطح فوقانی استخوان

### علائم یونانی

$\alpha$	زاویه براده
$\beta$	زاویه اصطکاک
$\dot{\gamma}$	نرخ برش
$\dot{\gamma}_{AB}$	نرخ برش در صفحه برش

### ۷- مراجع

- [1] F. Karaca, B. Aksakal, Effects of various drilling parameters on bone during implantology: An in vitro experimental study, *Acta of bioengineering and biomechanics*, Vol. 15, No. 4, pp. 25-32, 2013.
- [2] A.P. Neisiani, N. Jamshidi, M.S. Bid abad, N. Soltani, Effect of drill bit angle on temperature rise during mandible drilling with finite element method. *Journal of Isfahan Dental School*, Vol. 11, No. 4, pp. 284-293, 2015 (in Persian).
- [3] E. Shakouri, M. Maerefat, 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*, Vol. 17, No. 7, pp. 131-140, 2017 (in Persian)
- [4] Y.C. Chen, Y.K. Tu, J.Y. Zhuang, Y.J. Tsai, C.Y. Yen, C.K. Hsiao, Evaluation of the parameters affecting bone temperature during drilling using a three-dimensional dynamic elastoplastic finite element model, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 55, No. 11, pp. 1949-1957, 2017.
- [5] M. Aghvami, J.B. Brunski, U. Serdar Tulu, C.H. Chen, J.A. Helms, A thermal and biological analysis of bone drilling, *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 140, No. 10, 2018.
- [6] M.F. Ali Akhbar, A.R. Yusoff, 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*, Vol. 233, No. 2, pp. 207-218, 2019.
- [7] F. Amewoui, G. Le Coz, A.S. Bonnet, A. Moufki, Bone drilling: a thermal model for bone temperature prediction, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 22, No. 1, pp. S305-S307, 2019.
- [8] M. Sarparast, M.Ghoreishi, T. Jahangirpoor, V. Tahmasbi, 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*, Vol. 42, No. 349, p. 349, 2020.
- [9] Y. Hu, Z. Yan, X. Li, C. Zhang, Q. Zheng, Prediction model of bone drilling temperature based



- Machining and Machine Tools*, pp. 109-129, CRC Press Taylor & Francis, 2005.
- [22] L. Kong, Y. Zhao, K. Hu, D. Li, H. Zhou, Z. Wu, B. Liu, Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis, *Advances in Engineering Software*, Vol. 40, No. 7, pp. 474-478, 2009.
- [23] E. Fonseca, K. Magalhães, M. Fernandes, M. Pinotti Barbosa, G. Sousa, Numerical model of thermal necrosis due a dental drilling process, *Biodental Engineering II, Taylor & Francis Group*, pp. 69-73, 2014.
- [24] R. A. Eriksson, R. Adell. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 44, No. 1, pp. 4-7, 1986.
- [25] Z.H. Jin, M.D. Peng, Q. Li, The effect of implant neck microthread design on stress distribution of peri-implant bone with different level: A finite element analysis, *Journal of Dental Sciences*, Vol. 15, No. 4, pp. 466-471, 2020.
- [26] M. Nikazar, R. Kharrat, *Application of Mathematics in Chemical Engineering*, Vol 2, pp. 441-467, Amirkabir University of Technology Publication, 2002. (in Persian فارسی)
- [27] A.P. Neisiani, N. Jamshidi, M.S. Bidabad, N. Soltani, Thermal numerical assessment of jawbone drilling factor during implantology, *Journal of Dental Medicine*, Vol. 28, No. 4, pp. 266-273, 2016. (in Persian).
- [28] F. Ahmadi, R. Mohammadi, FEM investigation of drilling conditions on heat generation during teeth implantation, *Journal of Computational and Applied Research in Mechanical Engineering*, Vol. 10, No. 1, pp. 25-35, 2020.
- [29] Y. X. Yang, C. Y. Wang, Z. Qin, L. L. Xu, Y. X. Song, H. Y. Chen, Drilling force and temperature of bone by surgical drill. In *Advanced Materials Research*, Vol. 126, pp. 779-784, 2010.
- [30] R.V. Dahibhate, B. J. Santosh, I.S. Rajendra, Development of mathematical model for prediction of bone drilling temperature, *Materials Today: Proceedings*, Vol. 38, pp. 2732-2736. 2021.
- [31] M. Sharawy, C. E. Misch, N.Weller, S. Tehemar. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 60, No. 10, pp. 1160-1169, 2002.
- on heat source method in surgical rehabilitation, *Procedia CIRP*, Vol. 89, pp. 263-269, 2020.
- [10] M. Mohamadi, M.M. Sheikhi, M. Meghdad Fallah, E. Shakuri, Analytical and experimental investigation of influence of rotational speed and feed on temperature elevation in cortical bone drilling, *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*, Vol. 7, No. 3, pp. 22-33, 2020 (in Persian)
- [11] N. Abbasi, M. Razfar, M. Khajehzadeh, Experimental Investigation and Finite Difference Modeling of Cutting Tool Temperature Distribution During Ultrasonically Assisted Turning, *Amirkabir J. Mech. Eng*, Vol. 50, No. 3, pp. 657-670, 2018.
- [12] Pandey, Rupesh Kumar, and S. S. Panda. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, Vol. 4, No. 1, pp. 15-30, 2013.
- [13] V. Klika, *Biomechanics in applications*, BOD-Books on Demand, 2011.
- [14] C. Jacobs, M. Pope, J. Berry, F. Hoaglund, A study of the bone machining process—orthogonal cutting, *Journal of Biomechanics*, Vol. 7, No. 2, pp. 131-136, 1974.
- [15] S. R. Davidson, D. F. James, Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution, *J Biomech Eng*, Vol. 125, No. 3, pp. 305-14, Jun 2003.
- [16] Merchant, M. Eugene. Mechanics of the metal cutting process. I. Orthogonal cutting and a type 2 chip, *Journal of applied physics*, Vol. 16, No. 5, pp. 267-275, 1945.
- [17] C.H. Jacobs, M. H. Pope, J. T. Berry, F. Hoaglund, A study of the bone machining process—orthogonal cutting. *Journal of biomechanics*, Vol. 7, No. 2, pp. 131-136, 1974.
- [18] A. Bhattacharyya, I. Ham, *Design of Cutting Tools-Use of Metal Cutting Theory*, ASTM Publication, 1969.
- [19] A. O. Tay, M. G. Stevenson, G. de Vahl Davis, P. L. B. Oxley. A numerical method for calculating temperature distributions in machining, from force and shear angle measurements, *International Journal of Machine Tool Design and Research*, Vol. 16, No. 4, pp. 335-349, 1976.
- [20] D. R. Carter, W. E. Caler, Cycle-dependent and time-dependent bone fracture with repeated loading, *J. Biomech Eng*, Vol. 105, No. 2, pp. 166-170, 1983.
- [21] G. Boothroyd, W. A. Knight, *Fundamentals of Metal*