ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

ارائه یک مدل تحلیلی و بررسی تجربی رفتار پارامترهای موثر در نیروی محوری فرآیند سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال

حامد حیدری [1]، مجتبی ذوالفقاری [2*]، نوید اسدی پور [1]

1- کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک

*اراک، صندوق پستی 3815688349، m-zolfaghari@araku.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 09 اسفند 1395

پذیرش: 19 فروردین 1396

ارائه در سایت: 11 اردیبهشت 1396

کلید واژگان:

ماشین‌کاری

سوراخ‌کاری

استخوان

مدل تحلیلی

نیرو

چکیده

یکی از مهم‌ترین فرآیندهای ماشین‌کاری در حوزه جراحی‌ها و مهندسی پزشکی، فرآیند سوراخ‌کاری استخوان می‌باشد. سوراخ‌کاری استخوان کاربرد عمده‌ای در جراحی‌های ارتوپدی، نمونه‌برداری‌های استخوانی و همچنین دندان‌پزشکی دارد. در طول عمل سوراخ‌کاری استخوان، اعمال نیروی بیش از حد به بافت استخوان سبب ایجاد شکست و ترک‌خوردگی و ایجاد آسیب جدی در بافت استخوان می‌گردد. در این مقاله، یک مدل تحلیلی بهبودیافته براساس کارهای انجام شده توسط بونو و نی، چاندراسخاران و لی برای پیش‌بینی رفتار نیروی محوری در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان ارائه شده است، در این مدل عمل برش در راس مته به سه ناحیه تقسیم می‌شود: لبه‌های برش اولیه، بخش بیرونی لبه اسکنه (لبه برش ثانویه) و بخش داخلی لبه اسکنه (ناحیه دندانه). در مدل تحلیلی ارائه شده فرآیند برش در هریک از این سه ناحیه مورد - بررسی قرار گرفته است. به‌منظور صحه‌گذاری مدل تحلیلی، آزمایش‌های تجربی با بهره‌گیری از استخوان تازه گاو انجام شده است. نرخ پیشروی و سرعت دورانی ابزار به‌عنوان پارامترهای موثر در سوراخ‌کاری در نظر گرفته شده و مدل آماری برای بدست‌اوردن مدل ریاضی و ارائه نمودارهای برهم‌کنش متغیرهای ورودی ازمایش، به روش سطح پاسخ و تحلیل تجربی فرایند سوراخ‌کاری استخوان ارائه گردیده است. انطباق نتایج حاصل از مدل تحلیلی و آزمایش‌های تجربی مناسب ارزیابی می‌گردد. نتایج به‌دست آمده از مدل تحلیلی و مدل تجربی بدین‌صورت است که با کاهش مقدار پیشروی و افزایش سرعت دورانی ابزار نیروی وارده به بافت استخوان کاهش می‌یابد.

Providing an analytical model and experimental study of the behavior of cortical bone drilling the thrust force

Hamed Heydari, Mojtaba Zolfaghari*, Navid Asadipoor

Department of Mechanical Engineering, University of Arak, Arak, Iran

* P.O.B. 3815688349, Arak, Iran, m-zolfaghari@araku.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 27 February 2017
Accepted 08 April 2017
Available Online 01 May 2017

Keywords:
Machining
Drilling
Bone
Analytical Model
Force

ABSTRACT

One of the most important machining processes in the field of orthopedic surgeries and biomedical engineering is the drilling process. Applying excessive force on the bone tissue can cause cracking and damage bone tissue during the drilling process. In this paper, an improved analytical model is produced based on early work done by Bono and Ni, Chandrasekharan, and Lee to predict the thrust force in the bone drilling process. In this model, the cutting action at the drill point is divided into three regions: the primary cutting lips, outer portion of the chisel edge (the secondary cutting edges), and inner portion of the chisel edge (the indentation zone). All three regions have been investigated for the cutting process by the analytical model. In order to validate the model, some experiments are performed on the fresh bovine bone. Feed rate and rotational speed are adapted as the effective parameter in the drilling process, The statistical model to obtain the mathematical model and provide interaction diagrams of input variables experiments, to response surface methodology and experimental investigation of bone drilling have been offered. Comparing the analytical model and experimental results shows good agreement. From both analytical model and experiments, it can be concluded that with decreasing feed rate and increasing rotational speed, thrust force on the bone tissue decreases.

1- مقدمه

هدف از انجام عمل جراحی شکستگی استخوان کنار هم قرار دادن دقیق و ثابت نگه‌داشتن اجزای شکسته شده استخوان در کنار یکدیگر است تا عضو شکسته شده موقعیت قبلی خود را به بهترین نحو بازیابی نماید. به وسیله عمل سوراخ‌کاری استخوان می‌توان پیچ‌ها و ایمپلنت‌هایی را در داخل اعضای شکسته شده قرار داد تا بخش‌های آسیب دیده نسبت به یکدیگر ثابت گردند. در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان بررسی و پیش‌بینی رفتار دما و نیرو نقش بسزایی در موفقیت و بهبود بسیاری از عمل‌های جراحی ارتوپدی دارد واگر نیروی محوری بیش از حد باشد، ممکن است مته از طریق قشر دیستال فرو برود و به محیط نرم اطراف ان اسیب برساند و یا اگر گشتاور مته بیش از حد

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

H. Heydari, M. Zolfaghari, N. Asadipoor, Providing an analytical model and experimental study of the behavior of cortical bone drilling the thrust force, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 5, pp. 175-184, 2017 (in Persian)

بزرگ باشد، تمایل برای گیر کردن مته و یا حتی شکستن در استخوان وجود دارد، پرایس و همکاران و پایچلر و همکاران نرخ شکستگی ابزار در طول مراحل ارتوپدی و اثرات ان، پس از عمل را در افراد مورد بررسی قرار دادند [2,1]. هم اکنون استفاده از ربات‌های اتوماتیک جراحی و بهره‌گیری از سیستم‌های روباتیک در اعمال جراحی و بهبود ابزار جراحی مورد توجه محققان و پژوهشگران این زمینه قرار گرفته است. استفاده از سیستم‌های کنترل عددی سبب می‌گردد که خطاهای تصادفی در حین عمل جراحی به کمترین مقدار خود برسد و از آسیب‌های ناخواسته به بافت استخوان جلوگیری گردد [3]. عزیز و همکاران با ارائه یک الگوریتم کنترل نیرو، نیروی اعمالی حاصل از سوراخ‌کاری را بهبود داده و دقت ابزار را در حین جراحی بالا بردند [4]. لوردو و همکاران با استفاده از یک سیستم رباتیکی توانستند دقت ابزار سوراخ‌کاری را هنگام لایه‌برداری و اعمال نیرو به بافت استخوان بهبود دهند [5] و این موضوع در حال تحقیق و بررسی توسط دیگر محققان این زمینه بوده و به سرعت در حال پیشرفت می‌باشد [6]. رفتار دما و نیرو در فرایند سوراخ‌کاری استخوان از اهمیت بالایی برخوردار بوده و برای دستیابی به نتایج رضایت بخش در عمل جراحی می‌بایست به دقت مورد بررسی قرار گیرد [7]. نیروی ایجاد شده در بافت استخوان با بالا رفتن دما و افزایش حرارت ایجاد شده در استخوان رابطه مستقیم دارد [8]. افزایش دما سبب ایجاد عارضه نکروز حرارتی و مرگ سلولی در بافت استخوان می‌گردد [9]. نکروز حرارتی سبب می گردد که پیچ‌های ایمپلت شل شده و موجب ناموفق بودن عمل جراحی می‌گردد [7]. افزایش نیروی اعمالی به بافت استخوان سبب ایجاد میکروترک‌ها در اطراف سوراخ و آسیب به بافت استخوان می‌گردد و این مورد نیز موجب شکست عمل جراحی و افزایش مدت زمان درمان و تأخیر در بهبودی کامل بیمار می‌گردد [10]. همچنین اعمال نیروی بیش از حد ممکن است باعث شکسته شدن مته در داخل استخوان گردد [11]. مهمترین پارامترهایی که بر رفتار دما و نیرو در سوراخ‌کاری استخوان اثر دارند سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی، قطر و هندسه ابزار است. با وجود تحقیقات فراوان بر روی رفتار نیرو و دما، اما نتایج بررسی فاکتورهای فرآیند سوراخ‌کاری استخوان در بهبود رفتار این دو خروجی مهم مورد اختلاف محققان این حوزه است [12]. نتایج تحقیقات صورت گرفته درباره اثر سرعت برشی بر روی نیرو توسط محققین مختلف با یکدیگر متفاوت گزارش شده است. جاکوب و همکاران [13] علم و همکاران [14] و بسیجا و همکاران [15] بیان داشتند که افزایش سرعت دورانی ابزار موجب کاهش نیرو در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان می‌گردد. میکاولیا و همکاران نشان دادند که افزایش سرعت دورانی باعث کاهش نیروی محوری و گشتاور برای استخوان ران انسان می شود ولی برای استخوان ران مصنوعی اثر کمی دارد [16]، اما لی و همکاران ابراز داشتند که افزایش سرعت برشی موجب افزایش نیرو در حین فرایند می‌گردد [17]. شکوری و همکاران [19,18] و همچنین پاندا و پاندی [20] کمترین مقدار سرعت دورانی ابزار و کمترین مقدار پیشروی را به منظور دستیابی به کمترین مقدار نیرو ارائه نمودند. یودیلجاک و همکاران دریافتند که سرعت دورانی ابزار نقش بسیار کمی در تغییرات نیروی محوری داشته و فاکتوری کم تاثیر است [21]. همان گونه که ملاحظه می‌گردد محققین گذشته درباره رفتار نیرو در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان دارای اختلاف‌نظر هستند. برخی از مطالعات به این نتیجه رسیدند که سرعت دورانی ابزار نقش بسیار کمی در تغییرات نیروی محوری داشته و فاکتوری کم تاثیر است [21] و شمار اندکی از مطالعات ، اقدام به توسعه مدل نیرویی و حرارتی برای عملیات سوراخ‌کاری استخوان جهت گرفتن اثرات شرایط سوراخ‌کاری و هندسه مته روی نیروهای سوراخ‌کاری و درجه حرارات، انجام شده است. در این مطالعه ،یک مدل مکانیکی بهبود یافته براساس کارهای انجام شده توسط بونو و نی، چاندراسخاران و لی و همکاران برای پیش‌بینی نیروی محوری و گشتاور در هنگام سوراخ‌کاری استخوان گاو توسعه داده شد، در مدل مکانیکی بهبود یافته، شرح تحلیلی از نیروهای سوراخ‌کاری با توجه به هندسه مته و شرایط سوراخ‌کاری در هر بخش از مته مارپیچ توسعه داده شده است [23,22,17].

مدل‌های تجربی انجام شده عمدتاً شامل اثرات نرخ پیشرویی و قطر مته روی نیروهای سوراخ‌کاری می‌باشند، درحالی که اثرات سرعت محوری دورانی و هندسه مته نادیده گرفته شده‌اند. علاوه بر این آزمایش‌های کالیبراسیون متعدد برای به‌دست آوردن ضرایب این معادله‌های تجربی نیز موردنیاز است. در مدل‌های تحلیلی امکان استفاده از خواص مواد استخوان و هندسه مته فراهم می‌باشد و نیاز چندانی به آزمایش کالیبراسیون ندارند اما این مدل‌ها در دسترس نیستند، چون مدل تحلیلی استخوان به‌طور کامل درک نشده و خواص مواد استخوان مانند انعطاف‌پذیری و شروع و انتشار صدمه در دسترس نیست و نیز خواص استخوان نمونه به‌طور گسترده‌ای برای سن، جنس و بیماری فرد متفاوت است. بنابراین مدل‌های تحلیلی برای جلوگیری از انجام تعداد زیادی آزمایش در مدل‌های تجربی و استفاده از خواص مواد در محاسبه نیرو، کارآمدتر است و همچنین می‌توانند نیروی محوری و گشتاور را با استفاده از خواص مواد و تنها با چند آزمایش کالیبراسیون پیش‌بینی کنند. مدل‌های تحلیلی برای فرایند سوراخ‌کاری فلزات موفقیت‌آمیز بود [23] و لی و همکاران برای اولین بار یک مدل تحلیلی برای سوراخ‌کاری استخوان معرفی کردند و نشان دادند که نیروی محوری و گشتاور می‌تواند به خوبی پیش‌بینی شود [17]، با این حال، تبدیل نیرو بر روی لبه‌های برش با استفاده از این مدل شامل برخی از اشتباه‌ها بود و منطقه دندانه آن که از موچ و لادربرگ گرفته شده بود [24]، نادرست می‌باشد و توسط بونو و نی اصلاح شد [22]. دیویدسون و جیمز برای اولین بار یک مدل تولید وانتقال حرارت ساده شده برای سوراخ‌کاری استخوان را ارائه دادند [25]. یان_کان و همکاران به بررسی اثر شرایط سوراخ‌کاری روی دما پرداختند [27,26]. سیزیک و همکاران یک مدل المان محدود در MSC به‌منظور ارزیابی اثر سرعت، نرخ پیشرویی، به‌کارگیری نیروی مته، قطر مته، چگالی استخوان و جنس استخوان روی درجه حرارت انجام دادند [28].

با توجه به پیچیدگی‌های تحلیل، مدل‌سازی و شبیه‌سازی فرایند سوراخ‌کاری استخوان، در داخل کشور نیز در این زمینه مطالعات محدودی انجام شده است. طهماسبی و همکاران [29] مدل‌سازی و بهینه‌سازی چند منظوره پارامترهای مؤثر در سوراخ‌کاری استخوان را ارائه دادند. در همین زمینه، شکوری و همکاران به مطالعه تجربی نکروز حرارتی در فرایندهای سوراخ‌کاری معمولی و سرعت بالای استخوان پرداختند [30] و نیز تاثیر سوراخ‌کاری استخوان با دریل دورانی- ارتعاشی در کاهش نکروز حرارتی را بررسی کردند [31]. شکوری و همکاران بررسی تجربی و تحلیلی نیرو در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک را ارائه دادند [32]. تحقیقات انجام گرفته در زمینه مدل‌های تحلیلی استفاده شده در سوراخ‌کاری بسیار محدود بوده و در مقاله حاضر یک مدل تحلیلی سوراخ‌کاری برای استخوان بکار گرفته شده و نتایج ان با مقادیر تجربی اعتبارسنجی شده است.

در این مطالعه، یک مدل تحلیلی براساس کارهای انجام شده توسط بونو و نی، چاندراسخاران و لی و همکاران برای پیش‌بینی نیروی محوری و گشتاور در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان گاو [23,22,17] توسعه داده شده است. دراین مدل بهبودیافته، تحلیل نیروها با توجه به هندسه مته و شرایط سوراخ‌کاری در هر بخش از مته توسعه داده شده است. سپس مجموعه‌ای از ازمایش‌های کالیبراسیون برای تعیین ضرایب معادلات انرژی‌های ویژه برش، برای محاسبه نیروها انجام شد. درنهایت یک سری از ازمایش‌ها تحت دامنه وسیعی از شرایط سوراخ‌کاری برای ارزیابی مدل تحلیلی انجام شد.

2- مدل نیرویی

بیشترین استفاده از مته‌ها، مته رأس مخروطی[1] است و معمولا مته‌های جراحی از این نوع مته با تغییرات جزئی ساخته می‌شوند. بنابراین در این مقاله، مدل نیرویی سوراخ‌کاری برای این نوع مته توسعه داده شده است. پارامترهای مهم که هندسه یک مته راس مخروطی را توصیف می‌کنند "شکل 1" شامل قطر مته[2] (D=2R)، زاویه رأس[3] (q2)، زاویه مارپیچ[4] (h_0)، ضخامت جان مته[5] (2b) و زاویه لبه اسکنه[6] (ψ) می‌باشد. فرض می‌شود نیروهای سوراخ‌کاری که از اصطکاک بین طوقه مته و سطح سوراخ به وجود می‌ایند در مقایسه با نیروهای حاصل از لبه برش اولیه[7] و لبه اسکنه[8] به اندازه کافی کوچک می‌باشند و از آن‌ها طرف‌نظر می‌شود. علاوه‌براین، فرض می‌شود افزایش درجه حرارت در طول فرایند سوراخ‌کاری تأثیر اندکی در تغییر نیروی سوراخ‌کاری دارد و تأثیر آن نیز نادیده گرفته می‌شود. بنابراین، عمل برش در رأس مته را می‌توان به سه ناحیه مجزا تقسیم کرد: لبه‌های برش اولیه، لبه برش ثانویه[9]، ناحیه دندانه[10] (شکل1). مدل‌هایی که برای تحلیل فرایند برش برای هر یک از این سه ناحیه شرح داده شد، فرمول‌بندی شده‌اند.

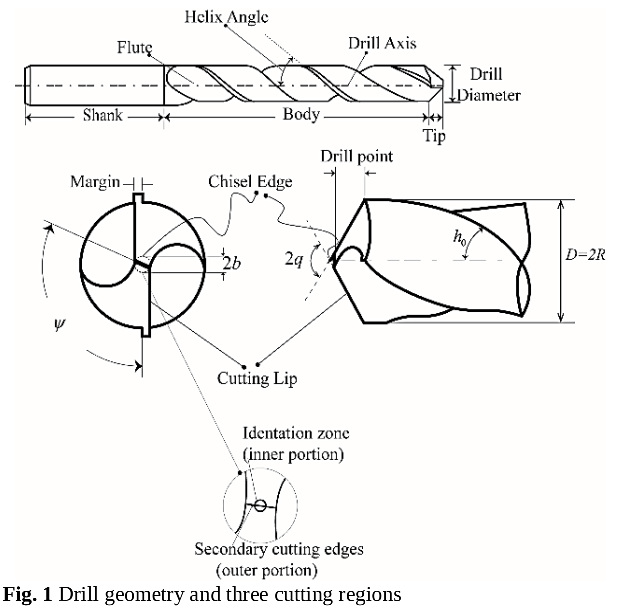


Fig. 1 Drill geometry and three cutting regions

شکل 1 هندسه مته و سه ناحیه برش

[1] Conical Point Drill
[2] Drill Diameter
[3] Point Angle
[4] Helix Angle
[5] Web Thickness
[6] Chisel Edge Angle
[7] Primary Cutting Lips
[8] Chisel Edge
[9] Secondary Cutting Edges
[10] Indentation Zone

2-1- فرمول‌بندی مدل نیرویی لبه‌های برش اولیه:

عمل برش در امتداد لبه‌های برش اولیه توسط یک فرآیند برش مورب سه بعدی انجام می‌شود (شکل 2). سرعت برشی[11]، زاویه انحراف[12] و زاویه براده نرمال[13] در امتداد لبه‌های برش اولیه مته با فاصله شعاعی (r) تغییر می‌کنند. فاصله یک نقطه روی لبه‌های برش اولیه از محور مته ،که در یک صفحه عمود بر محور مته اندازه‌گیری شده است، فاصله شعاعی می‌باشد. "شکل 3" تغییر زاویه‌های برش با فاصله شعاعی درامتداد لبه‌های برش اولیه را نشان می‌دهد. همان‌طور که در "شکل 3" دیده می‌شود، زاویه براده نرمال در امتداد لبه‌های برش اولیه از مقادیر منفی روی لبه اسکنه به سمت مقادیر مثبت در نزدیکی شعاع بیرونی مته تغییر می‌کند. سرعت برشی مماسی یک تابع خطی از فاصله شعاعی است و با افزایش شعاع، افزایش می‌یابد. برای فاصله شعاعی (r)، معادلات حاکم بر سرعت برشی مماسی ($V_{s(r)}$)، زاویه انحراف ($\gamma_{(r)}$) و زاویه براده نرمال ($\theta_{n(r)}$)، [33]، به شرح زیر می‌باشند:

$$V_{s(r)} = \frac{[2\pi r N_s]}{60} \tag{1}$$

$$\gamma_{(r)} = \sin^{-1}([b \sin q]/r) \tag{2}$$

$$\theta_{n(r)} = \tan^{-1}\left(\frac{\left(\sqrt{r^2-b^2}\right)\tan h_r}{(r\sin q)-(b\cos q\tan h_r)}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{b\cos q}{\sqrt{r^2-b^2}}\right) \tag{3}$$

$$h_r = \tan^{-1}\left(\frac{r\tan h_0}{R}\right) \tag{4}$$

که در آن N_s سرعت دورانی[14] برحسب دور بر دقیقه، b نصف ضخامت جان مته برحسب میلی‌متر، q نصف زاویه راس برحسب رادیان، h_r زاویه مارپیچ در شعاع r، h_0 زاویه مارپیچ در شعاع بیرونی R، می‌باشند.

تغییر در زاویه براده نرمال و سرعت برشی باعث تغییر نیروها در لبه‌های برش مته می‌شود. عمل برش در بخش بیرونی لبه‌های برش اولیه با زاویه براده نرمال بزرگ مثبت و سرعت برشی بالاتر، نسبت به مناطق داخلی از لبه‌های برش با زاویه براده نرمال منفی و سرعت برشی پایین‌تر، بسیار کارآمدتر است. بنابراین می‌توان مدلی برای پیش‌بینی نیروها روی لبه‌های برش اولیه با تغییر پارامترهای برش، به‌دست آورد. برای محاسبه این مدل، لبه‌های برش به تعدادی از المان‌های برش تقسیم خواهد شد و برای هر المان، نیروهای برش[15] (نیروی عمودی (dB_n) و نیروی اصطکاکی (dB_f))

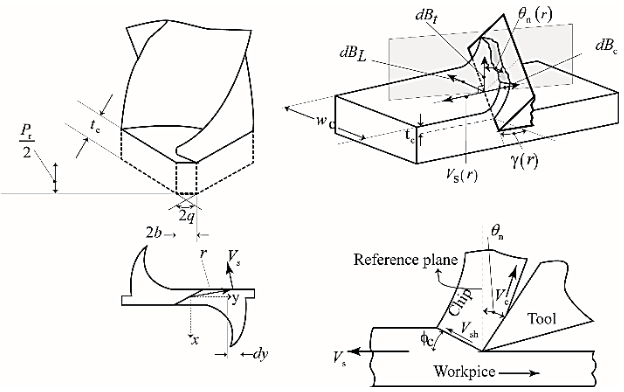


Fig. 2 Cut along the primary cutting edge

شکل 2 برش در امتداد لبه‌های برش اولیه

[11] Cutting Velocity
[12] Inclination Angle
[13] Normal Rake Angle
[14] Spindle Speed
[15] Cutting Forces

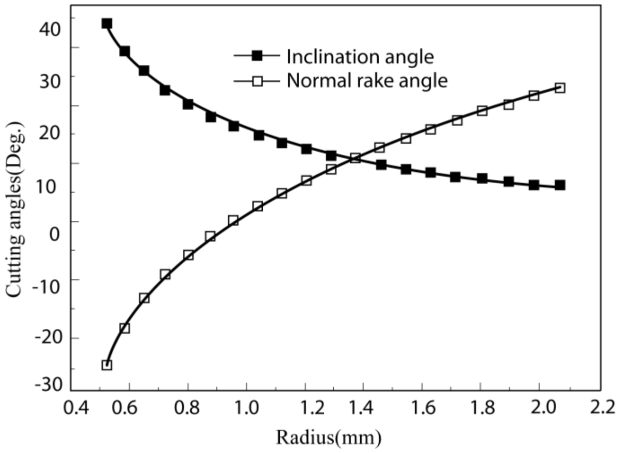


Fig. 3 Variation of cutting angles with radial distance for conical point drill

شکل 3 تغییر زاویه‌های برش با فاصه شعاعی برای یک مته راس مخروطی

برروی ابزار اثر می‌کنند، که فرض می‌شود متناسب با مساحت براده جدا نشده[1] (dS_c) می‌باشند (5-الف) و (5- ب)، (شکل 4). مساحت براده جدا نشده در یک صفحه عمود بر بردار سرعت برش محاسبه می‌شود (معادله 6).

$$dB_n = C_n dS_c \qquad (5\text{-الف})$$

$$dB_f = C_f dS_c \qquad (5\text{- ب})$$

$$dS_c = \frac{P_r \sin q}{2}\frac{dy}{\sin q}\cos\gamma_{(r)} = \frac{P_r dy}{2}\cos\gamma_{(r)} \qquad (6)$$

که P_r پیشروی در هر دور[2] برحسب میلی‌متر بر دور، dy عرض یک المان از لبه برش در امتداد y می‌باشد (شکل 2). انرژی ویژه نرمال[3] C_n و انرژی ویژه اصطکاکی[4] C_f وابسته به ضخامت براده جدا نشده (t_c)، زاویه براده نرمال (θ_n) و سرعت برشی (V_s) می‌باشند. مطالعات تجربی نشان داده است انرژی‌های ویژه برش را می توان توسط ضخامت براده و سرعت برش، توسط قانون قدرت برای فلزات [34] و استخوان توصیف کرد [35,13]. بنابراین، از قانون قدرت نمی‌تواند مستقیما برای مدل کردن اثر زاویه براده نرمال استفاده کرد، زیرا زاویه براده نرمال مته راس مخروطی می‌تواند یک مقدار بزرگ و منفی باشد و برای حل این مشکل، تبدیل ($1-\sin\theta_n$) برای متناسب کردن تغییرات گسترده زاویه براده نرمال استفاده می‌شود و این تبدیل وقتی که زاویه براده نرمال در حدود ± 90 است، یکنواخت می‌باشد. بنابراین، انرژی‌های ویژه برش[5] با توجه به زاویه براده نرمال می‌توانند توسط قانون قدرت با استفاده از این تبدیل محاسبه شوند. بدون در نظر گرفتن اثر متقابل میان، انرژی ویژه نرمال و اصطکاکی می‌توان آن‌ها را به عنوان عبارات خطی در حوزه لگاریتمی توصیف کرد، که به شرح زیر می‌باشند [23]:

$$\ln C_n = m_0 + m_1 \ln t_c + m_2 \ln V_s + m_3 \ln(1-\sin\theta_n) \qquad (7\text{- الف})$$

$$\ln C_f = n_0 + n_1 \ln t_c + n_2 \ln V_s + n_3 \ln(1-\sin\theta_n) \qquad (7\text{- ب})$$

هر مقطع برش مورب المان، شامل سه جزء نیرویی: نیروی برش dB_c، نیروی محوری dB_t، نیروی محیطی dB_l می‌باشد "شکل 2" و این سه جزء نیرویی می‌توانند وابسته به نیروهای عمودی و اصطکاکی المان باشند، که به‌صورت زیر نشان داده شده است [17]:

[1] Uncut Chip Area
[2] Feed Rate
[3] Specific Normal Pressure
[4] Specific Friction Pressure
[5] Specific Cutting Pressures

$$\begin{Bmatrix} dB_t \\ dB_c \\ dB_l \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\emptyset\cos\theta_n & -\sin\theta_n \\ \sin\emptyset\sin\gamma + \cos\emptyset\cos\gamma\cos\theta_n & \cos\gamma\cos\theta_n \\ \cos\emptyset\sin\gamma\sin\theta_n - \sin\emptyset\cos\gamma & \sin\gamma\cos\theta_n \end{bmatrix} \times \begin{Bmatrix} \mathrm{dB_f} \\ \mathrm{dB_n} \end{Bmatrix} \qquad (8)$$

$\emptyset$ زاویه جریان براده است، که در این‌جا برای راحتی محاسبات با زاویه انحراف، برابر گرفته می‌شود [36]. بنابراین، گشتاور المان dM_z و نیروی محوری dB_z با استفاده از سه جزء نیرویی محاسبه می‌شوند [17]:

$$\begin{Bmatrix} dB_z \\ dM_z \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \dfrac{\cos\beta_n \sin w}{\cos\gamma} & 0 & -\dfrac{\cos w}{\cos\gamma} \\ 0 & r & 0 \end{bmatrix} \times \begin{Bmatrix} dB_t \\ dB_c \\ dB_l \end{Bmatrix} \qquad (9)$$

بنابراین، مقدار کل نیروی محوری B_{z-l} و گشتاور M_{z-l} سوراخ‌کاری از دو لبه برش، با جمع کل نیروهای المان‌ها به‌دست می‌آید:

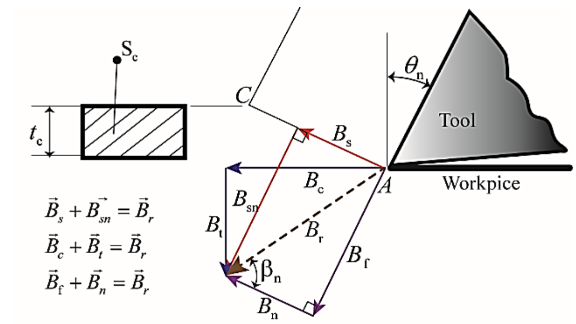
$$B_{z-l} = 2\int_{r_0}^{R} dB_z \qquad (10\text{- الف})$$

$$M_{z-l} = 2\int_{r_0}^{R} dM_z \qquad (10\text{- ب})$$

r_0 کمترین مقدار r در امتداد لبه‌های برش اولیه می‌باشد که معادل نصف طول لبه اسکنه است، بنابراین $r_0 = b/\sin(\pi-\psi)$ که ψ زاویه لبه اسکنه می‌باشد.

2-2- فرمول‌بندی مدل نیرویی لبه اسکنه

در ناحیه اطراف مرکز یک مته، فرض می‌شود مواد با اکستروژن پلاستیک برداشته می‌شود، در واقع ماده استخوان براساس شکست برشی جدا می‌شود و ماده جدا شده که دچار تغییر شکل پلاستیک شده و دمای قابل توجهی دارد تحت فشار ناشی از نیروی محوری در شیارهای مته جریان یافته و عملا فرآیند اکستروژن شکل می‌گیرد، این بخش به نام منطقه دندانه می‌باشد و قسمت باقی‌مانده از لبه اسکنه، لبه برش ثانویه نامیده می‌شود، که حذف مواد به وسیله برش متعامد با یک زاویه براده نرمال بزرگ و منفی انجام می‌شود. "شکل 5" دو ناحیه را بر روی لبه اسکنه نشان می‌دهد. فرض می‌شود منطقه دندانه به‌عنوان یک گوه[6] صلب دندانه‌دار باشد. برای تعیین نیروهای روی گوه،



B_c =Horizontal force component along cutting velocity vector
B_t = Vertical force component along cutting velocity vector
B_s = Force component parallel to shear plane (AC)
B_{sn} = Force component normal to shear plane (AC)
B_f = Force component parallel to tool rake face
B_n = Force component normal to tool rake face

Fig. 4 Cutting forces components in directions parallel and normal to the cutting velocity vector, shear plane, and rake face

شکل 4 اجزاء نیروهای برش در جهات موازی و عمود بر بردار سرعت برش، سطح برشی و سطح براده

[6] Wedge

لازم است شعاع r_i از منطقه دندانه را پیدا کرد. با استفاده از یک تحلیل هندسی دو بعدی عبارت $r_i = P_r/(2\tan[\pi/2 - k])$ برای منطقه دندانه به‌دست آمد [24]، که توسط لی و همکاران برای مدل‌سازی نیروی سوراخ‌کاری استخوان تایید شد [17]، اما بونو و نی بیان بهتری از ناحیه دندانه را با استفاده از یک مدل ریاضی سه بعدی برای هندسه ناحیه دندانه را گسترش دادند و دقت ان نیز تایید شد [22]. معادله شعاع ناحیه دندانه با استفاده از این مطالعه توسعه داده شد، بنابراین:

$$r_i = \frac{P_r \tan w}{2\pi} \tag{11}$$

w نصف زاویه گوه است (شکل 5) و برابر با مقدار زاویه براده نرمال $\theta_{\mathrm{n,ch}}$ لبه اسکنه است، (شکل 6)، [23]:

$$\theta_{n,ch} = -\tan^{-1}[\tan q \cos(\pi - \psi)] \tag{12}$$

راه حل حوزه خط_لغزش[1] توسط کاچانف در ایجاد دندانه با یک گوه صلب، برای تعیین نیروهای برش در ناحیه دندانه توسعه یافته است [37]. نیروی محوری B_{t-i} و گشتاور T_i در ناحیه دندانه، به‌صورت زیرمحاسبه می‌شوند:

$$B_{t-i} = \frac{2\sigma_y(1+\varepsilon)P_r r_i \sin\theta_{n,ch}}{\cos\theta_{n,ch} - \sin(\theta_{n,ch} - \varepsilon)} \tag{13-الف}$$

$$T_i = \frac{\sigma_y(1+\varepsilon)P_r r_i^2 \cos\theta_{n,ch}}{\cos\theta_{n,ch} - \sin(\theta_{n,ch} - \varepsilon)} \tag{13-ب}$$

که σ_y تنش برشی تسلیم[2] ماده تحت سوراخ‌کاری می‌باشد و در این باره برای قسمت فشرده[3] استخوان گاو، که بیشترین شباهت را به استخوان انسان دارد، $\sigma_y = 112.1\mathrm{MPa}$ می‌باشد [38،13]. ε حل خطوط میدان لغزش و از شرایط مرزی مسئله مشخص می‌شود که به‌صورت زیر محاسبه شده است، (شکل 6):

$$2|\theta_{n,ch}| = \varepsilon + \cos^{-1}\left[\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\varepsilon}{4}\right)\right] \tag{14}$$

نیروهای لبه برش ثانویه به روشی مشابه، روش محاسبه نیروها در لبه‌های برش اولیه محاسبه می‌شوند. با توجه به این‌که سرعت برشی مماسی کوچک است، سرعت پیشروی در محاسبه زاویه براده دینامیکی موثر می‌باشد. زاویه پیشروی[4] (ψ_f) به عنوان زاویه بین سرعت برشی مماسی و سرعت حاصله[5] (V_R) تعریف شده، "شکل 6" و برابر است با:

$$\psi_f = \tan^{-1}\left(\frac{P_r}{2\pi r}\right) \tag{15}$$

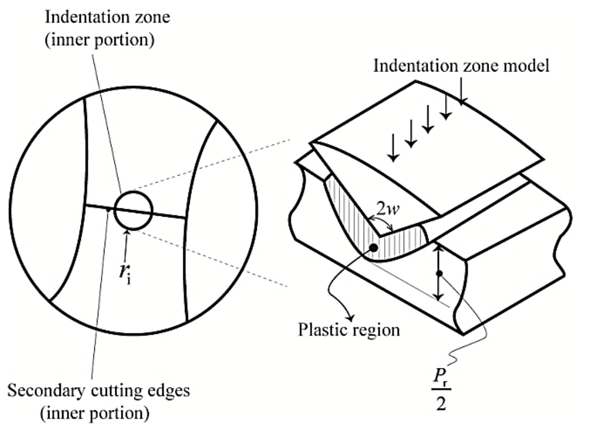


Fig. 5 chisel edge of the drill point

شکل 5 لبه اسکنه راس مته

[1] Slip-Line
[2] Yield Shear Stress
[3] Cortical
[4] Feed Angle
[5] Resultant Velocity

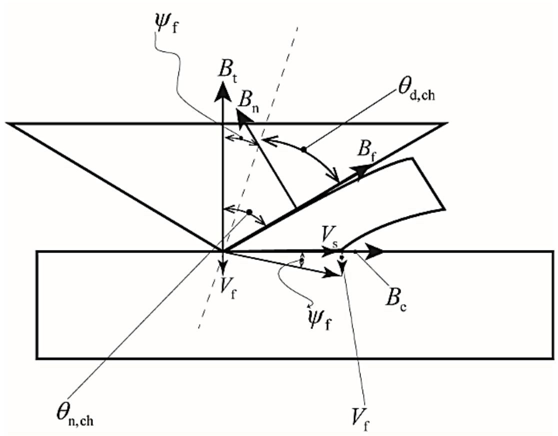


Fig. 6 Force systems and effect of feed velocity at secondary cutting edge

شکل6 سیستم نیرویی و اثر سرعت پیشرویی در لبه برش ثانویه

بنابراین، زاویه براده دینامیکی[6] برابر است با:

$$\theta_{d,ch} = \theta_{n,ch} + \psi_f = -\tan^{-1}[\tan k \cos(\pi - \psi)] + \tan^{-1}\left(\frac{P_r}{2\pi r}\right) \tag{16}$$

زاویه براده دینامیکی برای محاسبه انرژی‌های ویژه نرمال و اصطکاکی استفاده می‌شود و این ضرایب همراه با ضخامت براده جدا نشده المان، برای تعیین نیروهای عمودی و اصطکاکی برای هر المان، در امتداد لبه‌های برش ثانویه استفاده می‌شوند. بنابراین، نیروی محوری و گشتاور با استفاده از یک تبدیل دورانی، از طریق زاویه براده نرمال استاتیکی، در لبه‌های برش ثانویه تعیین می‌شوند:

$$\begin{Bmatrix} dB_{z-s} \\ dM_{z-s} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & r \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sin\theta_{n,ch} & -\cos\theta_{n,ch} \\ \cos\theta_{n,ch} & \sin\theta_{n,ch} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} dB_f \\ dB_n \end{Bmatrix} \tag{17}$$

پس کل نیروی محوری و گشتاور برای لبه‌های برش ثانویه به‌صورت زیر تعیین می‌شوند:

$$B_{z-s} = 2\int_{r_i}^{r_0} dB_{z-s} \tag{18-الف}$$

$$M_{z-s} = 2\int_{r_i}^{r_0} dM_{z-s} \tag{18-ب}$$

3- آزمایش‌های صحه‌گذاری مدل

در این مطالعه، مدل کالیبره شده و اعتبارسنجی سوراخ‌کاری استخوان فشرده ران گاو با مته راس مخروطی انجام می‌شود. در بررسی رفتار نیرو در فرایند سوراخ‌کاری استخوان در این مطالعه، پارامترهای سرعت دورانی ابزار (N_s)، نرخ پیشروی (P_r) به‌عنوان متغیرهای ورودی فرآیند در نظر گرفته شده است. همچنین بیشترین مقدار نیروی ایجاد شده در بافت استخوان در حین سوراخ‌کاری به‌عنوان پاسخ فرآیند (B) ، مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته-است. در انجام آزمایش‌ها از استخوان تازه گاو (سن حدود 3 الی 4 سال) استفاده شده است [1]. از قسمت دیافیز ران گاو (بخش میانی) که طولی به اندازه 90 میلی‌متر دارد و ضخامت استخوان کورتیکال در این محدوده در حدود 8_10 میلی‌متر است، استفاده شده است (شکل 7). ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی استخوان ران گاو به استخوان‌های بلند انسان نزدیک است [30,13]. از این رو بسیاری از محققین برای بررسی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان از استخوان ران گاو استفاده نموده‌اند [17,12,1]. هیچ حیوانی به

[6] Dynamic Rake Angle

منظور و با هدف انجام این تحقیق قربانی نشده است. به‌منظور سهولت در انجام تحقیقات قسمت ابتدایی و انتهایی استخوان ران به‌وسیله اره جدا شده است، عمق سوراخ‌کاری انجام شده در نمونه‌ها 8 میلی‌متر در نظر گرفته شده است.

در انجام این تحقیق نباید مدت زمان زیادی از زنده بودن بافت استخوان گذشته باشد تا خواص مکانیکی و ترموفیزیکی و چگالی بافت استخوان حفظ گردد و به بافت زنده مورد عمل جراحی شباهت داشته باشد. خواص ماده استخوان با گذشت زمان بسیار تغییر خواهد کرد و دیگر مشابهت لازم را به شرایط عمل جراحی نخواهد داشت [35-37].

مته‌های استفاده شده در فرایند مته‌های استاندارد فولاد تند بر می‌باشد و به منظور حذف اثر سایش ابزار از مته‌های نو استفاده شده است. مته‌های به قطر 4.2 میلی‌متر تهیه شده است. این مته‌های استاندارد دارای زاویه مارپیچ مته 30 درجه، زاویه براده 55 درجه و زاویه راس مته 118 می‌باشد و زاویه لبه اسکنه (125.57 درجه) و طول لبه اسکنه (0.1 میلی‌متر) می‌باشد.

از دریل سوراخ‌کاری اتوماتیک تبریز جهت انجام فرآیند سوراخ‌کاری بهره گرفته شده است. برای اندازه‌گیری نیروی محوری از یک نیروسنج آزمایشگاهی بهره گرفته شده است. نمونه‌ای از نحوه پژوهش در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان در حالت آزمایشگاهی در "شکل 8" ارائه شده است.

برای تشخیص نیروهای لبه برش اولیه از نیروهای لبه اسکنه، ابتدا یک سوراخ نمونه درپوش "شکل 9- الف"، با قطر معادل طول لبه اسکنه ایجاد شد. روش سوراخ‌کاری مشابه نیز توسط چاندراسخاران و همکاران [39] و لی و همکاران [17] تایید شده است.

در زمان ایجاد سوراخ نمونه، لبه‌های برش به تدریج در برش درگیر می‌شوند و به همان نسبت نیروها افزایش می‌یابند (منطقه I)، (شکل 9- ب). پس از این‌که لبه‌های برش به‌طور کامل در برش درگیر شدند و قبل از این‌که لبه اسکنه به پایین سوراخ نمونه برسد، نیروها ثابت نگه‌داشته می‌شوند

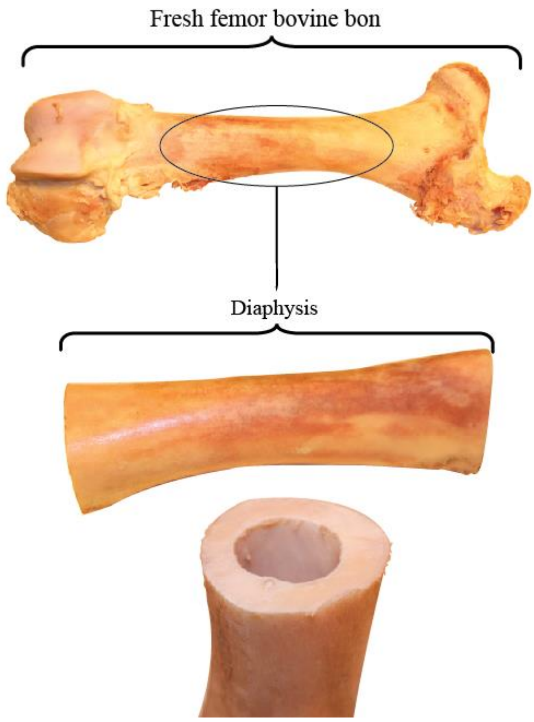


Fig. 7 bovine femur with specified area of diaphysis

شکل 7 استخوان ران گاو با ناحیه مشخص شده دیافیز

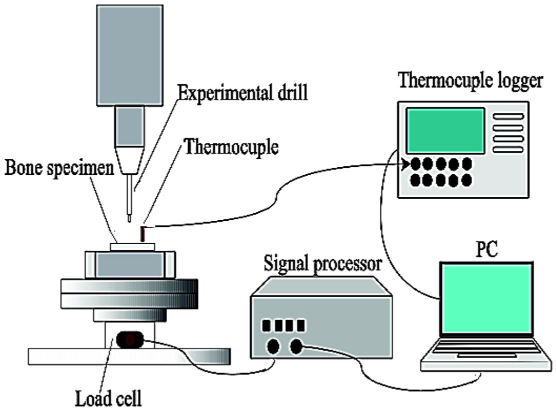


Fig. 8 bone-drilling process in the laboratory

شکل8 فرایند سوراخ‌کاری استخوان در حالت ازمایشگاهی

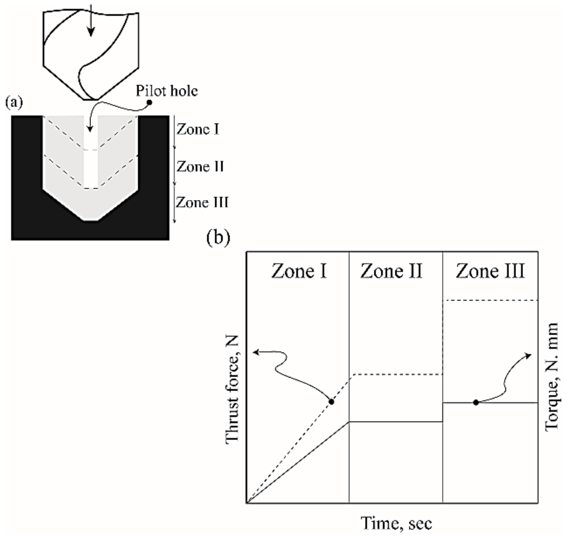


Fig. 9 Drilling process with a pilot hole: (a) three drilling zones and (b) corresponding drilling forces

شکل 9 فرایند سوراخ‌کاری سوراخ نمونه: (الف) سه ناحیه سوراخ‌کاری و (ب) نیروهای سوراخ‌کاری متناظر

(منطقه II). هنگامی که لبه اسکنه پایین سوراخ نمونه می‌رسد، نیروها در یک سطح جدید وارد می‌شوند (منطقه III).

برای تعیین ضرایب انرژی‌های ویژه نرمال و اصطکاکی، چهار ازمایش در دو سرعت محوری (500 و 1500 دور بر دقیقه) و دو نرخ پیشرویی (0.04 و 0.08 میلی‌متر بر دور) انجام شد. هر لبه برش به تعدادی از المان‌ها (20 عدد در این مطالعه) تقسیم شده است و نیروی محوری و گشتاور برای هر المان از داده‌های نیرویی اندازه‌گیری شده در منطقه‌ی I، به‌دست می‌آید. با به‌کاربردن تبدیلات معکوس استفاده شده در معادلات (8) و (9) نیروهای اصطکاکی و نرمال المان به‌دست می‌آید. سپس با استفاده از معادلات (5- الف) و (5- ب)، انرژی‌های ویژه نرمال و اصطکاکی برای هر المان تعیین می‌شود. از آن‌جا که ضخامت براده جدا نشده، سرعت برش و زاویه برداه نرمال برای هر المان با استفاده از هندسه مته و شرایط سوراخ‌کاری تعیین می‌شود، ضرایب را می‌توان با استفاده از رگرسیون خطی چندگانه نیز به‌دست آورد. جدول 1 ضرایب کالیبراسیون به‌دست آمده را نشان می‌دهد. با تعمیم معادلات انرژی ویژه نرمال و اصطکاکی برای لبه برش ثانویه با زاویه براده نرمال بزرگتر و منفی و سرعت برش کمتر از لبه برش اولیه، نیروها برای لبه برش ثانویه تخمین زده می‌شوند.

جدول 1 ضرایب انرژی های ویژه نرمال و اصطکاکی به‌دست آمده از آزمایش کالیبراسیون

Table 1 Coefficients of specific normal and friction pressures obtained from calibration experiments

3	2	1	0	X
1.338	-0.097	-0.359	5.549	m_x
-0.217	-0.064	-0.679	3.734	n_x

نیروهای ناحیه دندانه با استفاده از نظریه‌ی میدان لغزش_خط (معادلات (13- الف) و (13- ب)) محاسبه می‌شوند و کل نیروی محوری و گشتاور با اضافه کردن نیروهای سوراخ‌کاری لبه‌های برش اولیه و لبه‌های برش ثانویه تعیین می‌شوند((10- الف) و (10- ب) و (18- الف) و (18- ب))

4- اعتبارسنجی تجربی

مجموعه‌ای از آزمایش‌های سوراخ‌کاری برای ارزیابی مدل تحلیلی نیرو انجام شد.

در بررسی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان در این تحقیق سرعت دورانی ابزار (N_s) و نرخ پیشروی (P_r) به عنوان متغیرهای ورودی فرآیند در نظر گرفته شده است. همچنین از مهم‌ترین متغیرهای خروجی، نیرو است که مورد تحلیل و بررسی قرار گرفته است.

در انجام آزمایش‌ها از استخوان ران گاو و در قسمت فشرده بهره گرفته شده است، استخوان گاو از ان جهت انتخاب شده که از میان حیوانات، استخوان‌های گاو، سگ و خوک بیشترین شباهت را از لحاظ خواص به استخوان انسان دارند. در واقع شرایط سوراخ‌کاری و استخوان همانند آزمایش کالیبراسون می‌باشد. جدول 2 ویژگی‌ها و شباهت‌های استخوان کورتیکال گاو و انسان را نشان می‌دهد [40]. مته جراحی از جنس فولاد تندبر با همان هندسه ازمایش کالیبراسون می‌باشد و از دریل سوراخ‌کاری 3 محوره جهت سوراخ‌کاری بهره گرفته شده است. سوراخ‌های ایجاد شده برای تحلیل نیز به عمق 8 میلی‌متر می‌باشند. هر آزمایش سه با تکرار شده و بیشترین مقدار اندازه‌گیری شده نیرو در جدول 3 ارائه شده است.

متغیرهای ورودی و مقادیر متغیر خروجی نیرو ($B_{\exp}$) برای هر 9 آزمایش در کنار مقادیر مدل تحلیلی (B) در جدول 3 آورده شده است.

جدول 2 ویژگی‌های استخوان کورتیکال گاو و انسان[36]

Table 2 Properties of human cortical bone and cow bone[36]

نوع استخوان: انسان	نوع استخوان: گاو	خواص استخوان
130–200	140–250	استحکام کششی [1] (MPa)
40–145	45–150	استحکام فشاری [2] (MPa)
10–17	10–22	مدول یانگ [3] (GPa)
3	3	مدول برشی [4] (MPa)
1800–2000	1950–2100	چگالی [5] (Kg/m3)
0.4	0.33	نسبت پواسن [6]
1330	1300	گرمای ویژه [7] (J/KgK)
0.1–0.43	0.1–0.3	رسانایی گرمایی [8] (W/mK)

[1] Tensile Strength
[2] Compressive Strength
[3] Young's Modulus
[4] Shear Modulus
[5] Density
[6] Poisson's Ratio
[7] Specific Heat
[8] Thermal Conductivity

جدول3 مقادیر نیرویی بدست امده از مدل تحلیلی و ازمایش‌های تجربی

Table 3 Force values obtained from analytical modeling and experimental testing

$B_{\exp}$ (N)	B (N)	N_S (rpm)	P_r (mm/min)	شماره آزمایش
12.28	20.4	500	40	1
19.74	21.8414	500	50	2
30.85	38.3	500	60	3
9.53	19.5	1500	40	4
13.36	20.63	1500	50	5
20.22	25.762	1500	60	6
8.01	16.773	2500	40	7
10.14	17.72	2500	50	8
16.03	18.54	2500	60	9

با توجه به مقادیر نیرو به‌دست آمده از مدل تحلیلی و آزمایش‌های تجربی می‌توان گفت مدل تحلیلی با دقت مناسبی می‌تواند مقدار نیرو را پیش‌بینی کند. نمونه‌ای از نحوه انجام آزمایش‌ها در "شکل 10" ارائه شده است.

5- نقش سرعت دورانی و نرخ پیشروی ابزار بر روی نیرو

مدل تحلیلی پیشنهادی متشکل از سه مدل تحلیلی ماشین‌کاری به صورت جداگانه برای لبه‌های برش اولیه، لبه برش ثانویه و ناحیه دندانه می‌باشد. لبه‌های برش اولیه و لبه برش ثانویه به تعدادی از المان‌های برشی تقسیم می‌شوند و برای هر المان، نیروهای برش با استفاده از انرژی‌های ویژه برش همراه با مساحت براده تعیین می‌شوند. نیروهای منطقه دندانه با استفاده از نظریه میدان لغزش_خط تعیین می‌شود. انرژی‌های ویژه برش لبه‌های برش اولیه کالیبره شده و برای محاسبه نیروهای لبه‌های برش ثانویه تعمیم داده می‌شود. بنابراین، دقت مدل تحلیلی پیشنهادی به طور عمده به ازمایش کالیبراسیون ، برون‌یابی از انرژی‌های ویژه برش برای لبه‌های برش ثانویه و راه حل لغزش خط برای منطقه دندانه، بستگی دارد.

ضرایب انرژی‌های ویژه برش با توجه به ضخامت براده جدا نشده، سرعت برش و زاویه براده نرمال از تجزیه و تحلیل رابطه رگرسیون تمام المان‌ها روی لبه‌های برش اولیه به‌دست آمده‌اند، حتی زمانی که شرایط سوراخ‌کاری تغییر می‌کند و ضخامت براده جدا نشده و برخی از سرعت‌های برش خارج از محدوده کالیبره هستند. نیروهای پیش‌بینی شده توسط انرژی‌های ویژه برش همراه با مساحت براده می‌توانند به سادگی متناسب با داده‌های تجربی باشند

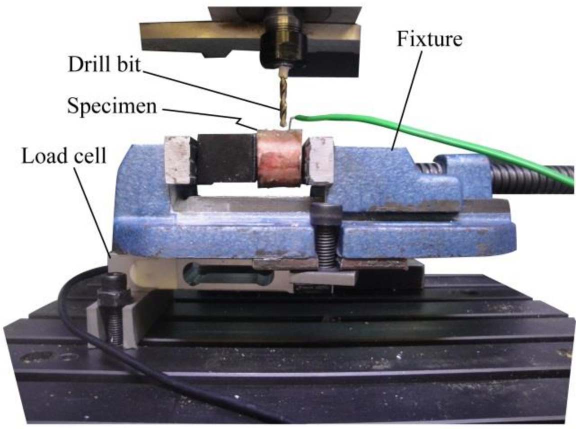


Fig. 10 test method for the drilling process

شکل 10 نحوه انجام ازمایش در فرایند سوراخ‌کاری

به‌دلیل این‌که ضرایب ضخامت براده جدانشده و سرعت برش کوچک هستند و انرژی‌های ویژه برش با توجه به این دو عامل قانون قدرت را دنبال می‌کنند.

در تحلیل مسائل مهندسی به ویژه در انجام آزمایش‌های تجربی که در آن‌ها پاسخ مسئله تحت تأثیر متغیرهای مختلف ورودی است، بهره‌گیری از روش‌های آماری آزمایش‌ها کمک شایانی به طراحی، مدل‌سازی و تحلیل و بهینه‌سازی دقیق این فرآیندها می‌نماید. در این زمینه یکی از بهترین روش‌های آماری، روش سطح پاسخ است [41]. این روش این قابلیت را دارد که رابطه بین ورودی‌ها و خروجی‌های یک آزمایش را مدل‌سازی نموده و به صورت یک معادله ریاضی رگرسیون[1] خطی مرتبه دوم ارائه نماید [42].

با توجه به نتایج به‌دست امده از جدول 3، که نقش سرعت دورانی و نرخ پیشروی ابزار بر روی نیرو را بررسی می‌کند، نتایج حاصل از تحلیل واریانس و مدل‌سازی آماری انجام شده بر روی نتایج حاصل از مدل تحلیلی نیرو در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان در جدول 4 نشان داده شده است.

بزرگ بودن مقدار F در تحلیل واریانس نشان دهنده تاثیر بیشتر ترم مربوطه است. با توجه به جدول 4 تاثیر مقدار پیشروی بر روی نیروی ایجاد شده در فرآیند به مراتب بیشتر از مقدار سرعت دورانی ابزار است. براساس مدل‌سازی صورت‌گرفته معادله حاکم بر نیروی فرآیند به شکل زیر است:

$$P = 17.0958 + 0.00299083V - 0.723042F - 0.000001805V^2 + 0.0174F^2 - 0.00026375V \times F \quad (19)$$

همچنین مقادیر R-sq= 99.44% و R-sq (pred)= 93.20% نشان‌دهنده دقت بسیار خوب مدل منطبق شده بر داده‌هاست (شکل 11).

ملاحظه می‌شود با زیاد شدن سرعت دورانی ابزار مقدار نیروی اعمالی به استخوان کاهش می‌یابد (شکل 12). همچنین هرچه نرخ پیشروی کمتر باشد نیروی ایجاد شده در استخوان کمتر است (شکل 13). می‌توان گفت کمترین نیروهای وارد به استخوان در سرعت‌های بالا و نرخ پیشروی کمتر ایجاد می‌گردد. با افزایش نرخ پیشروی و به سبب آن افزایش ضخامت براده تغییر شکل یافته، نیروی اعمالی به استخوان افزایش می‌یابد. افزایش سرعت دورانی نیز موجب خروج بهتر براده و جلوگیری از گیر کردن براده و در نتیجه کاهش اصطکاک بین جداره سوراخ و مته می‌گردد و به‌سبب آن نیروی فرآیند کاهش می‌یابد. همان‌طور که از روی مدل بیان شد نقش تغییرات نرخ پیشروی نسبت به سرعت دورانی ابزار در نیروی ایجاد شده در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان بیشتر است. هرچه نیروی اعمالی به فرآیند بیشتر باشد امکان ایجاد شکست و آسیب به بافت استخوان افزایش می‌یابد.

جدول 4 تحلیل واریانس نیرو برحسب ترم‌های مؤثر در سوراخ‌کاری استخوان

Table 4 variance analysis of force for terms of efficient in bone drilling

ترم‌ها	درجه ازادی DF	مجموع مربعات SS	میانگین مربعات MS	مقدار Fvalue	مقدار Pvalue
مدل	5	409.216	81.843	106.12	0.001
V	1	137.186	137.186	177.88	0.001
F	1	231.633	231.633	300.35	0.000
V^2	1	6.516	6.516	8.45	0.062
F^2	1	6.055	6.055	7.85	0.068
$V\times F$	1	27.826	27.826	36.08	0.009

[1] Regression

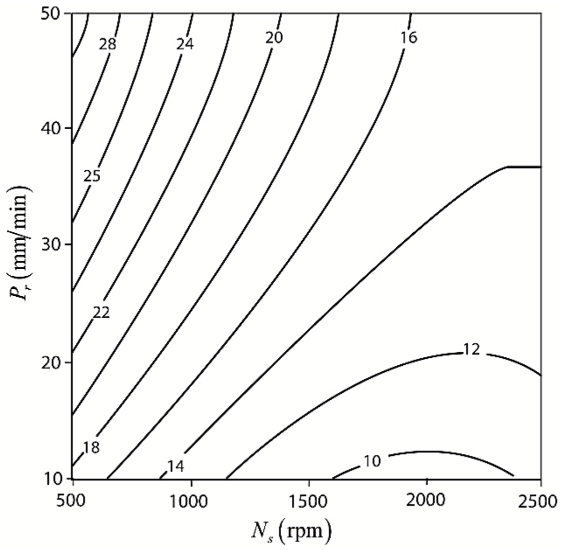


Fig. 11 Effect interaction rotational speed and feed rate of tool on the force

شکل 11 اثر برهم کنش سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی بر نیرو

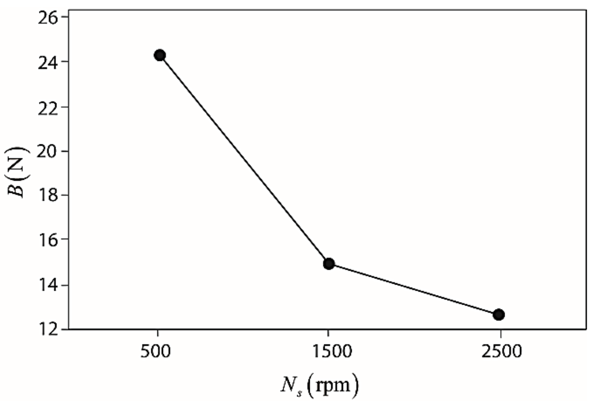


Fig. 12 effect tool speed on the force

شکل 12 اثر سرعت ابزار بر روی نیرو

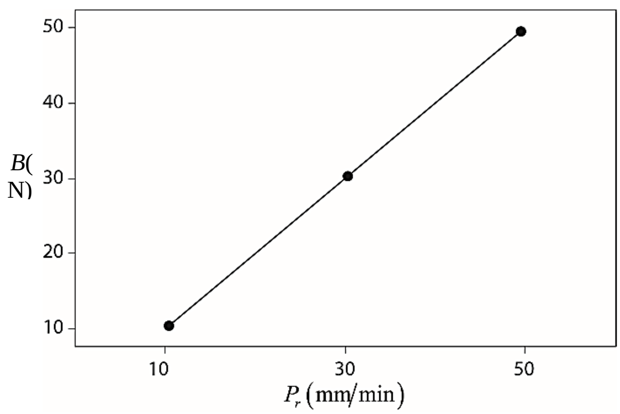


Fig. 13 effect tool feed rate on the force

شکل 13 اثر نرخ پیشروی بر روی نیرو

6- نتیجه‌گیری

در این مطالعه، یک مدل تحلیلی برای پیش‌بینی نیروی سوراخ‌کاری توسعه داده شد و با ازمایش‌های تجربی اعتبار سنجی شده است. عمل برش در مته به سه ناحیه تقسیم شده است و مدل‌های اختصاص داده شده برای مکانیک

برش هر ناحیه، فرمول‌بندی شدند. مدل برای استخوان فشرده گاو کالیبره شده و اعتبارسنجی برای طیف گسترده‌ای از سرعت دورانی و نرخ پیشروی انجام شد. نتایج مدل پیش‌بینی برای مته به خوبی با نتایج تجربی منطبق می‌باشد و ملاحظه می‌شود با زیاد شدن سرعت دورانی ابزار مقدار نیروی اعمالی به استخوان کاهش می‌یابد. همچنین هرچه نرخ پیشروی کمتر باشد نیروی ایجاد شده در استخوان کمتر است. می‌توان گفت کمترین نیروهای وارد به استخوان در سرعت‌های بالا و نرخ پیشروی کمتر ایجاد می‌گردد. محدودیت‌ها برای مدل شامل آزمایش کالیبراسیون برای تعیین ضرایب انرژی‌های ویژه برش اولیه ، برون‌یابی انرژی‌های ویژه برش برای لبه‌های برش ثانویه و فرض یک مکانیزم اکستروژن پلاستیک برای استخوان در منطقه دندانه است. مطالعه بیشتر در مورد مکانیزم اصلی برش برای مواد استخوان در این سه منطقه می‌تواند مدل را بهبود ببخشد.

7- فهرست علایم

V_s سرعت برشی مماسی (ms^{-1})

N_s سرعت دورانی (rpm)

b نصف ضخامت جان مته (mm)

q نصف زاویه راس (rad)

h_r زاویه مارپیچ در شعاع r (rad)

B_n نیروی عمودی (N)

B_f نیروی اصطکاکی (N)

C_n انرژی ویژه نرمال

C_f انرژی ویژه اصطکاکی

S_c مساحت براده جدانشده (mm^2)

P_r نرخ پیشروی ($mmrev^{-1}$)

t_c ضخامت براده جدانشده (mm)

$m_{i(i=0,1,2,3)}$ ضرایب انرژی ویژه نرمال

$n_{i(i=0,1,2,3)}$ ضرایب انرژی ویژه اصطکاکی

B_t نیروی محوری (N)

B_c نیروی برش (N)

B_l نیروی محیطی (N)

w نصف زاویه گوه (rad)

dM_z گشتاور المان (Nm)

dB_z نیروی محوری المان (N)

B_{t-i} نیروی محوری ناحیه دندانه(N)

T_i گشتاور ناحیه دندانه (Nm)

B_{z-s} کل نیروی محوری لبه های برش ثانویه (N)

M_{z-s} کل گشتاور لبه های برش ثانویه (Nm)

r_i شعاع ناحیه دندانه (mm)

علایم یونانی

γ زاویه انحراف (rad)

θ_n زاویه براده نرمال (rad)

$\emptyset$ زاویه جریان براده (rad)

β_n زاویه اصطکاک (rad)

$\theta_{n,ch}$ زاویه براده نرمال لبه اسکنه (rad)

ε حل خطوط میدان لغزش

ψ_f زاویه پیشرویی (rad)

$\theta_{d,ch}$ زاویه براده دینامیکی (rad)

8- مراجع

[1] M. Price, S. Molloy, M. Solan, A. Sutton, D. Ricketts, The rate of instrument breakage during orthopaedic procedures, *International Orthopaedics*, Vol. 26, No. 3, pp. 185-187, 2002.

[2] W. Pichler, P. Mazzurana, H. Clement, S. Grechenig, R. Mauschitz, W. Grechenig, Frequency of instrument breakage during orthopaedic procedures and its effects on patients, *The Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, Vol. 90 , No. 12, pp. 2652-2654, 2008.

[3] W. Wang, Y. Shi, N. Yang, X. Yuan, Experimental analysis of drilling process in cortical bone, *Medical engineering & physics*, Vol. 36, No. 2, pp. 261-266, 2014.

[4] M. Aziz, M. Ayub, R. Jaafar, Force control algorithm for detection of break-through bone drilling, *1st Joint International Symposium*, Selangor, Malaysia, 2012.

[5] M. Louredo, I. Diaz, J. J. Gil, DRIBON: A mechatronic bone drilling tool, *Mechatronics*, Vol. 22, No. 8, pp. 1060-1066, 2012.

[6] I. Diaz, J. J. Gil, M. Louredo, Bone drilling methodology and tool based on position measurements, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 112, No. 2, pp. 284-292, 2013.

[7] J. Sui, N. Sugita, K. Ishii, K. Harada M. Mitsuishi, Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation, *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 214, No. 4, pp. 1018-1026, 2014.

[8] J. Lundskog, Heat and bone tissue, An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury, *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, Vol. 9, No. 2, pp. 1-80, 1971.

[9] G. Augustin, T. Zigman, S. Davila, T. Udilljak, T. Staroveski, D. Brezak, Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis, *Clinical Biomechanics*, Vol. 27, No. 4, pp. 313-325, 2012.

[10] R. K. Pandey , S. S. Panda, Optimization of multiple quality characteristics in bone drilling using grey relational analysis, *Journal of Orthopaedics*, Vol. 12, No. 1, pp. 39-45, 2015.

[11] M. B. Abouzgia , D. F. James, Temperature rise during drilling through bone, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, Vol. 12, No. 3, pp. 1-22, 1997.

[12] R. K. Pandey , S. Panda, Optimization of bone drilling parameters using grey-based fuzzy algorithm, *Measurement*, Vol. 47, pp. 386-392, 2014.

[13] C. Jacob, J. Berry, M. Pope, F. Hoaglund, A study of the bone machining process-drilling, *Journal of Biomechanics*, Vol. 9, No. 5, pp. 343-349, 1976.

[14] K. Alam, A. Mitrofanov, V. V. Silberschmidt, Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone, *Medical engineering & physics*, Vol. 33, No. 2, pp. 234-239, 2011.

[15] M. Basiaga, Z. Paszenda, J. Szewczenko, M. Kaczmarek, Numerical and experimental analyses of drills used in osteosynthesis, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 13, No. 4, pp. 29-36, 2011.

[16] T. MacAvelia, M. Salahi, M. Olsen, M. Crookshank, E. H. Schemitsch, A. Ghasempoor, Biomechanical measurements of surgical drilling force and torque in human versus artificial femurs, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 134, No. 12, p. 124503, 2012.

[17] J. Lee, B. A. Gozen, O. B. Ozdoganlar, Modeling and experimentation of bone drilling forces, *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, No. 6, pp. 1076-1083, 2012.

[18] E. Shakouri, M. H. Sadeghi, M. Maerefat, S. Shajari, Experimental and analytical investigation of the thermal necrosis in high-speed drilling of bone, *Proceedings of the Institution of Mechanical*

drilling of bone, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 10, pp. 105-117, 2013. (in Persian فارسی)

[31] E. Shakouri, M.H. Sadeghi, M.R. Karafi, M. Farzin, Effect of rotatory-vibrational bone drilling in lowering thermal necrosis (an animal study), *Iranian Journal of Orthpaedic Surgery*, Vol. 12, No. 2, pp. 52-58, 2014. (in Persian فارسی)

[32] E. Shakouri1, M. H. Sadeghi, M. Maerefat, M. R. Karafi, M. Memarpour, Experimental and analytical investigation of Thrust force in ultrasonic assisted drilling of bone, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 6, pp. 194-*200, 2014*. (in Persian فارسی)

[33] C. Oxford Jr, On the drilling of metals 1: basic mechanics of the process, *Trans. ASME*, Vol. 77, No. 2, pp. 103-111, 1955.

[34] R. Achterberg, Discussion:Rate of Strain Effect in Metal Cutting-(Oxley, PLB, 1963, ASME *Journal of Engineering for Industry*., Vol. 85, No. 4, pp. 335–337, *Journal of Engineering for Industry*, Vol. 85, No. 4, pp. 338-338, 1963.

[35] K. Wiggins, S. Malkin, Drilling of bone, *Journal of biomechanics*, Vol. 9, No. 9, pp. 553-559, 1976.

[36] G. Stabler, The fundamental geometry of cutting tools, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, Vol. 165, No. 1, pp. 14-26, 1951.

[37] L. Kachanov, *Foundations of the theory of plasticity*, North-Holland series in applied mathematics and mechanics, Vol. 12, 1971.

[38] F. G. Evans, Significant differences in the tensile strength of adult human compact bone, *Proceedings of the First European Bone and Tooth Symposium*, HJJ Blackwood (ed.), Pergamon, Oxford, pp. 319-381, 1964.

[39] V. Chandrasekharan, S. G. Kapoor, R. E. DeVor, A mechanistic approach to predicting the cutting forces in drilling: With application to fiber-reinforced composite materials, *Journal of Engineering for Industry*, Vol. 117, pp. 559-570, 1995.

[40] G. Singh, V. Jain, D. Gupta, A. Ghai, Optimization of process parameters for drilled hole quality characteristics during cortical bone drilling using Taguchi method, *Journal of the Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*, Vol. 62, pp. 355-365, 2016.

[41] M. Ghoreishi, V. Tahmasbi, Optimization of material removal rate in dry electro-discharge machining process, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 12, pp. 113-121, 2014. (in Persian فارسی)

[42] A. Nekahi, K. Dehghani, Modeling the thermomechanical effects on baking behavior of low carbon steels using response surface methodology, *Materials & Design*, Vol. 31 , No. 8, pp. 3845-3851, 2010.

Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, No. 4, Vol. 228, pp. 330-341, 2014.

[19] E. Shakouri, M. H. Sadeghi, M. Maerefat, M. R. Karafi, M. Memarpour, Experimental and analytical investigation of thrust force in ultrasonic assisted drilling of bone, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 6, pp. 194-200, 2014. (in Persian فارسی)

[20] R. K. Pandey, S. Panda, Multi-performance optimization of bone drilling using Taguchi method based on membership function, *Measurement*, Vol. 59, pp. 9-13, 2015.

[21] T. Udiljak, D. Ciglar, S. Skoric, Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis, *Advances in Production Engineering & Management*, No. 3, Vol. 2, pp. 103-12, 2007.

[22] M. J. Bono , J. Ni, The Indentation Zone of a Twist Drill, *Transactions-North American Manufacturing Research Institution of SME*, pp. 303-310, 2001.

[23] V. Chandrasekharan, *A model to predict the three-dimensional cutting force system for drilling with arbitrary point geometry*, PhD Thesis, University of Illinois at Urbana-Champaign, 1996.

[24] C. A. Mauch ,L. K. Lauderbaugh, Modeling the drilling process-an analytical model to predict thrust force and torque, *Computer Modeling and Simulation of Manufacturing Processes, ASME PED*, Vol. 48, pp. 59-65, 1990.

[25] S. R. Davidson, D. F. James, Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution, *Transactions-American Society of Mechanical Engineers Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 125, No. 3, pp. 305-314, 2003.

[26] Y. K. Tu, L. W. Chen, J. S. Ciou, C. K. Hsiao, Y. C. Chen, Finite element simulations of bone temperature rise during bone drilling based on a bone analog, *Journal of Medical and Biological Engineering*, Vol. 33, No. 3, pp. 269-74, 2013.

[27] Y. K. Tu, W. H. Lu, L. W. Chen, J. S. Ciou, Y. C. Chen, The effects of drilling parameters on bone temperatures: A finite element simulation, *Bioinformatics and biomedical engineering,(iCBBE) 2011 5th International Conference on*, Wuhan, China, pp. 1-4, 2011.

[28] S. Sezek, B. Aksakal, F. Karaca, Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments, *Computational Materials Science*, Vol. 60, pp. 13-18, 2012.

[29] V. Tahmasbi, M. Ghoreishi, M. Zolfaghari, Modeling and multi objective optimization of effective parameters in drilling cortical bone, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 13, pp. 113-119, 2015. (in Persian فارسی)

[30] E. Shakouri, M. H. Sadeghi, M. Maerefat, Experimental investigation of thermal necrosis in conventional and high speed