



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

حامد حیدری¹، مجتبی ذوالفقاری^{2*}، نوید اسدی پور¹

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

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک

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

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 09 اسفند 1395

پذیرش: 19 فروردین 1396

ارائه در سایت: 11 اردیبهشت 1396

کلید واژگان:

ماشین کاری

سوراخ کاری

استخوان

مدل تحلیلی

نیروی

چکیده

یکی از مهم‌ترین فرآیندهای ماشین‌کاری در حوزه جراحی‌ها و مهندسی پزشکی، فرآیند سوراخ کاری استخوان می‌باشد. سوراخ کاری استخوان کاربرد عمده‌ای در جراحی‌های ارتوپدی، نمونه‌برداری‌های استخوانی و همچنین دندان‌پزشکی دارد. در طول عمل سوراخ کاری استخوان، اعمال نیروی بیش از حد به بافت استخوان سبب ایجاد شکست و ترک خوردگی و ایجاد آسیب جدی در بافت استخوان می‌گردد. در این مقاله، یک مدل تحلیلی بهبودیافته براساس کارهای انجام شده توسط بونو و نی، چاندراسکاران و لی برای پیش‌بینی رفتار نیروی محوری در فرآیند سوراخ کاری استخوان ارائه شده است، در این مدل عمل برش در راس مته به سه ناحیه تقسیم می‌شود: لبه‌های برش اولیه، بخش بیرونی لبه اسکانه (لبه برش ثانویه) و بخش داخلی لبه اسکانه (ناحیه دندان). در مدل تحلیلی ارائه شده فرآیند برش در هر یک از این سه ناحیه مورد بررسی قرار گرفته است. به منظور صحت‌گذاری مدل تحلیلی، آزمایش‌های تجربی با بهره‌گیری از استخوان تازه گاو انجام شده است. نرخ پیشروی و سرعت دورانی ابزار به عنوان پارامترهای موثر در سوراخ کاری در نظر گرفته شده و مدل آماری برای بدست آوردن مدل ریاضی و ارائه نمودارهای برهم‌کنش متغیرهای ورودی آزمایش، به روش سطح پاسخ و تحلیل تجربی فرایند سوراخ کاری استخوان ارائه گردیده است. انطباق نتایج حاصل از مدل تحلیلی و آزمایش‌های تجربی مناسب ارزیابی می‌گردد. نتایج به دست آمده از مدل تحلیلی و مدل تجربی بدین صورت 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

شکسته شده قرار داد تا بخش‌های آسیب دیده نسبت به یکدیگر ثابت گردند. در فرآیند سوراخ کاری استخوان بررسی و پیش‌بینی رفتار دما و نیرو نقش بسزایی در موفقیت و بهبود بسیاری از عمل‌های جراحی ارتوپدی دارد و اگر نیروی محوری بیش از حد باشد، ممکن است مته از طریق قشر دیستال فرو برود و به محیط نرم اطراف آن آسیب برساند و یا اگر گشتاور مته بیش از حد

هدف از انجام عمل جراحی شکستگی استخوان کنار هم قرار دادن دقیق و ثابت نگه داشتن اجزای شکسته شده استخوان در کنار یکدیگر است تا عضو شکسته شده موقعیت قبلی خود را به بهترین نحو بازیابی نماید. به وسیله عمل سوراخ کاری استخوان می‌توان پیچ‌ها و ایمپلنت‌هایی را در داخل اعضای

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)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

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 آن، پس از عمل را در افراد مورد بررسی قرار دادند [21]. هم اکنون استفاده از ربات‌های اتوماتیک جراحی و بهره‌گیری از سیستم‌های رباتیک 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 سوراخ کاری 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 سوراخ کاری 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 سوراخ کاری 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 می‌گردد که پیچ‌های ایمپلنت شل شده و موجب ناموفق بودن عمل جراحی می‌گردد [7]. افزایش نیروی اعمالی به بافت استخوان سبب ایجاد میکروتورک‌ها 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 سوراخ کاری 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 سوراخ کاری 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 سوراخ کاری استخوان می‌گردد. میکالویا و همکاران نشان دادند که افزایش سرعت دورانی باعث کاهش نیروی محوری و گشتاور برای استخوان ران انسان می‌شود ولی برای استخوان ران مصنوعی اثر کمی دارد [16]. اما لی و همکاران ابزار داشتند که افزایش سرعت برشی موجب افزایش نیرو در حین فرایند می‌گردد [17]. شکوری و همکاران [18, 19] و همچنین پاندا و پانندی [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 سوراخ کاری استخوان دارای اختلاف نظر 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 سوراخ کاری استخوان جهت گرفتن اثرات شرایط سوراخ کاری و هندسه مته روی نیروهای سوراخ کاری و درجه حرارت، انجام شده است. در این مطالعه، یک مدل مکانیکی بهبود یافته براساس کارهای انجام شده توسط بونو و نی، چاندراسکاران و لی و همکاران برای پیش‌بینی نیروی محوری و گشتاور در هنگام سوراخ کاری استخوان گاو توسعه داده شد، در مدل مکانیکی بهبود یافته، شرح تحلیلی از نیروهای سوراخ کاری با توجه به هندسه مته و شرایط سوراخ کاری در هر بخش از مته مارپیچ توسعه داده شده است [17, 22, 23].

مدل‌های تجربی انجام شده عمدتاً شامل اثرات نرخ پیشروی و قطر مته روی نیروهای سوراخ کاری 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 مورد نیاز 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 سوراخ کاری فلزات موفقیت‌آمیز بود [23] و لی و همکاران برای اولین بار یک مدل تحلیلی برای سوراخ کاری 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 دندان آن که از موج و لادبرگ گرفته شده بود [24]، نادرست می‌باشد و توسط بونو و نی اصلاح شد [22]. دیویدسون و جیمز برای اولین بار یک مدل تولید و انتقال حرارت ساده شده برای سوراخ کاری استخوان را ارائه دادند [25]. یان_کان و همکاران به بررسی اثر شرایط سوراخ کاری روی دما پرداختند [26, 27]. سیزیک و همکاران یک مدل المان محدود در MSC به‌منظور ارزیابی اثر سرعت، نرخ پیشروی، 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 سوراخ کاری 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 سوراخ کاری استخوان را ارائه دادند. در همین زمینه، شکوری و همکاران به مطالعه تجربی نکروز حرارتی در فرایندهای سوراخ کاری معمولی و سرعت بالای استخوان پرداختند [30] و نیز تاثیر سوراخ کاری استخوان با دریل دورانی- ارتعاشی در کاهش نکروز حرارتی را بررسی کردند [31]. شکوری و همکاران بررسی تجربی و تحلیلی نیرو در فرآیند سوراخ کاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک را ارائه دادند [32]. تحقیقات انجام گرفته در زمینه مدل‌های تحلیلی استفاده شده در سوراخ کاری بسیار محدود بوده و در مقاله حاضر یک مدل تحلیلی سوراخ کاری برای استخوان بکار گرفته شده و نتایج آن با مقادیر تجربی اعتبارسنجی شده است.

2-1- فرمول بندی مدل نیرویی لبه های برش اولیه:

عمل برش در امتداد لبه های برش اولیه توسط یک فرآیند برش مورب سه بعدی انجام می شود (شکل 2). سرعت برشی¹¹، زاویه انحراف¹² و زاویه براده نرمال¹³ در امتداد لبه های برش اولیه متب با فاصله شعاعی (r) تغییر می کنند. فاصله یک نقطه روی لبه های برش اولیه از محور متب، که در یک صفحه عمود بر محور متب اندازه گیری شده است، فاصله شعاعی می باشد. "شکل 3" تغییر زاویه های برش با فاصله شعاعی در امتداد لبه های برش اولیه را نشان می دهد. همان طور که در "شکل 3" دیده می شود، زاویه براده نرمال در امتداد لبه های برش اولیه از مقادیر منفی روی لبه اسکنه به سمت مقادیر مثبت در نزدیکی شعاع بیرونی متب تغییر می کند. سرعت برشی مماسی یک تابع خطی از فاصله شعاعی است و با افزایش شعاع، افزایش می یابد. 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 می باشند:

$$V_s(r) = \frac{[2\pi r N_s]}{60} \quad (1)$$

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

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

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

که در آن N_s سرعت دورانی¹⁴ بر حسب دور بر دقیقه، b نصف ضخامت جان متب بر حسب میلی متر، q نصف زاویه راس بر حسب رادیان، h_r زاویه مارپیچ در شعاع r ، h_0 زاویه مارپیچ در شعاع بیرونی R ، می باشند.

تغییر در زاویه براده نرمال و سرعت برشی باعث تغییر نیروها در لبه های برش متب می شود. عمل برش در بخش بیرونی لبه های برش اولیه با زاویه براده نرمال بزرگ مثبت و سرعت برشی بالاتر، نسبت به مناطق داخلی از لبه های برش با زاویه براده نرمال منفی و سرعت برشی پایین تر، بسیار کارآمدتر است. بنابراین می توان مدلی برای پیش بینی نیروها روی لبه های برش اولیه با تغییر پارامترهای برش، به دست آورد. برای محاسبه این مدل، لبه های برش به تعدادی از المان های برش تقسیم خواهد شد و برای هر المان، نیروهای برش¹⁵ (نیروی عمودی dB_n) و نیروی اصطکاکی (dB_f)

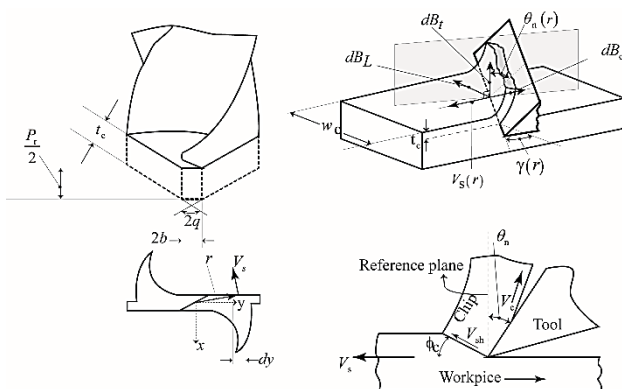


Fig. 2 Cut along the primary cutting edge

شکل 2 برش در امتداد لبه های برش اولیه

در این مطالعه، یک مدل تحلیلی براساس کارهای انجام شده توسط بونو و نی، چاندراسکاران و لی و همکاران برای پیش بینی نیروی محوری و گشتاور در فرآیند سوراخ کاری استخوان گاو [23,22,17] توسعه داده شده است. در این مدل بهبودیافته، تحلیل نیروها با توجه به هندسه متب و شرایط سوراخ کاری در هر بخش از متب توسعه داده شده است. سپس مجموعه ای از آزمایش های کالیبراسیون برای تعیین ضرایب معادلات انرژی های ویژه برش، برای محاسبه نیروها انجام شد. در نهایت یک سری از آزمایش ها تحت دامنه وسیعی از شرایط سوراخ کاری برای ارزیابی مدل تحلیلی انجام شد.

2-2- مدل نیرویی

بیشترین استفاده از متب ها، متب رأس مخروطی¹ است و معمولاً متب های جراحی از این نوع متب با تغییرات جزئی ساخته می شوند. بنابراین در این مقاله، مدل نیرویی سوراخ کاری برای این نوع متب توسعه داده شده است. پارامترهای مهم که هندسه یک متب رأس مخروطی را توصیف می کنند "شکل 1" شامل قطر متب² ($D=2R$)، زاویه رأس³ (q)، زاویه مارپیچ⁴ (h_0)، ضخامت جان متب⁵ ($2b$) و زاویه لبه اسکنه⁶ (ψ) می باشد. فرض می شود نیروهای سوراخ کاری که از اصطکاک بین طوقه متب و سطح سوراخ به وجود می آیند در مقایسه با نیروهای حاصل از لبه برش اولیه⁷ و لبه اسکنه⁸ به اندازه کافی کوچک می باشند و از آن ها طرف نظر می شود. علاوه بر این، فرض می شود افزایش درجه حرارت در طول فرایند سوراخ کاری تأثیر اندکی در تغییر نیروی سوراخ کاری دارد و تأثیر آن نیز نادیده گرفته می شود. بنابراین، عمل برش در رأس متب را می توان به سه ناحیه مجزا تقسیم کرد: لبه های برش اولیه، لبه برش ثانویه⁹، ناحیه دندان¹⁰ (شکل 1). مدلهایی که برای تحلیل فرایند برش برای هر یک از این سه ناحیه شرح داده شد، فرمول بندی شده اند.

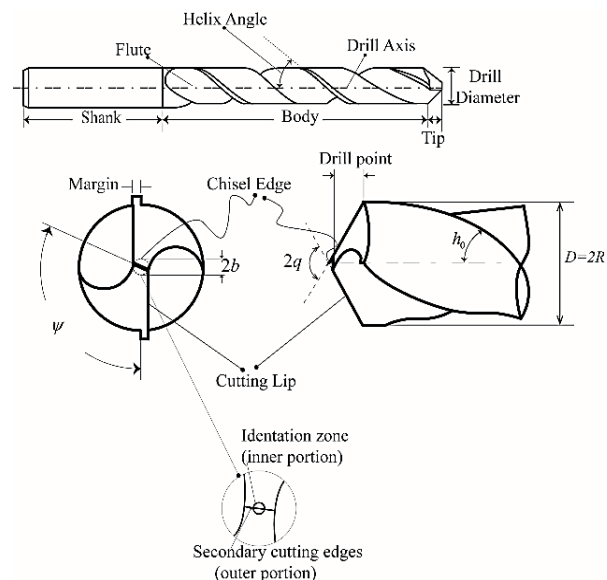


Fig. 1 Drill geometry and three cutting regions

شکل 1 هندسه متب 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

¹¹ Cutting Velocity

¹² Inclination Angle

¹³ Normal Rake Angle

¹⁴ Spindle Speed

¹⁵ Cutting Forces

$$\begin{Bmatrix} dB_t \\ dB_c \\ dB_f \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi \cos \theta_n & -\sin \theta_n \\ \sin \phi \sin \gamma + \cos \phi \cos \gamma \cos \theta_n & \cos \gamma \cos \theta_n \\ \cos \phi \sin \gamma \sin \theta_n - \sin \phi \cos \gamma & \sin \gamma \cos \theta_n \end{bmatrix} \times \begin{Bmatrix} dB_t \\ dB_c \\ dB_f \end{Bmatrix} \quad (8)$$

ϕ زاویه جریان براده است، که در اینجا برای راحتی محاسبات با زاویه انحراف برابر گرفته می شود [36]. بنابراین، گشتاور المان dM_z و نیروی محوری dB_z با استفاده از سه جزء نیرویی محاسبه می شوند [17]:

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

بنابراین، مقدار کل نیروی محوری B_{z-l} و گشتاور M_{z-l} سوراخ کاری از دو لبه برش، با جمع کل نیروهای المان ها به دست می آید:

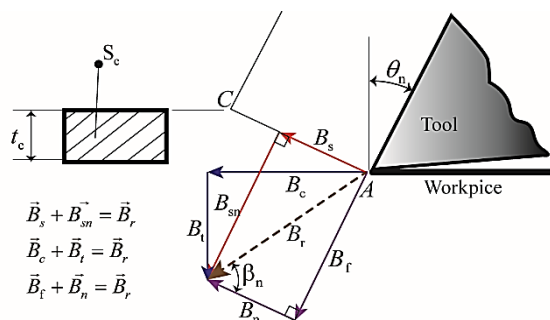
$$B_{z-l} = 2 \int_{r_0}^R dB_z \quad (10-الف)$$

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

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

2-2- فرمول بندی مدل نیرویی لبه اسکنه

در ناحیه اطراف مرکز یک مته، فرض می شود مواد با اکستروژن پلاستیک برداشته می شود، در واقع ماده استخوان براساس شکست برشی جدا می شود 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 عملاً فرآیند اکستروژن شکل می گیرد، این بخش به نام منطقه دندان می باشد و قسمت باقی مانده از لبه اسکنه، لبه برش ثانویه نامیده می شود، که حذف مواد به وسیله برش متعادل با یک زاویه براده نرمال بزرگ و منفی انجام می شود. "شکل 5" دو ناحیه را بر روی لبه اسکنه نشان می دهد. فرض می شود منطقه دندان به عنوان یک گوه⁶ صلب دنداندار باشد. برای تعیین نیروهای روی گوه،



- B_s = Horizontal force component along cutting velocity vector
- B_i = Vertical force component along cutting velocity vector
- B_s = Force component parallel to shear plane (AC)
- B_n = Force component normal to shear plane (AC)
- B_t = Force component parallel to tool rake face
- B_o = 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

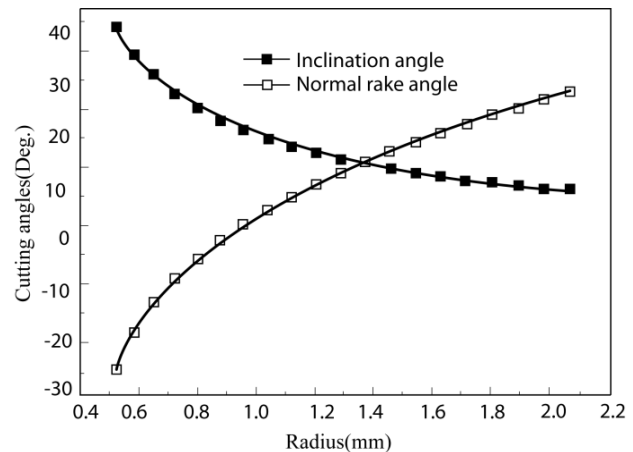


Fig. 3 Variation of cutting angles with radial distance for conical point drill

شکل 3 تغییر زاویه های برش با فاصله شعاعی برای یک مته راس مخروطی

بر روی ابزار اثر می کنند، که فرض می شود متناسب با مساحت براده جدا نشده¹ (dS_c) می باشند (5-الف) و (5-ب)، (شکل 4). مساحت براده جدا نشده در یک صفحه عمود بر بردار سرعت برش محاسبه می شود (معادله 6).

$$dB_n = C_n dS_c \quad (5-الف)$$

$$dB_f = C_f dS_c \quad (5-ب)$$

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

که P_r پیشروی در هر دور² برحسب میلی متر بر دور، dy عرض یک المان از لبه برش در امتداد y می باشد (شکل 2). انرژی ویژه نرمال³ C_n و انرژی ویژه اصطکاکی⁴ C_f وابسته به ضخامت براده جدا نشده (t_c)، زاویه براده نرمال (θ_n) و سرعت برشی (V_s) می باشند. مطالعات تجربی نشان داده است انرژی های 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 نمی تواند مستقیماً برای مدل کردن اثر زاویه براده نرمال استفاده کرد، زیرا زاویه براده نرمال مته راس مخروطی می تواند 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 می شود و این تبدیل وقتی که زاویه براده نرمال در حدود $\pm 90^\circ$ است، یکنواخت می باشد. بنابراین، انرژی های ویژه برش⁵ با توجه به زاویه براده نرمال می توانند توسط قانون قدرت با استفاده از این تبدیل محاسبه شوند. بدون در نظر گرفتن اثر متقابل میان، انرژی ویژه نرمال و اصطکاکی می توان آن ها را به عنوان عبارات خطی در حوزه لگاریتمی توصیف کرد، که به شرح زیر می باشد [23]:

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

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

هر مقطع برش مورب المان، شامل سه جزء نیرویی: نیروی برش dB_c ، نیروی محوری dB_t ، نیروی محیطی dB_l می باشد "شکل 2" و این سه جزء نیرویی می توانند وابسته به نیروهای عمودی و اصطکاکی المان باشند، که به صورت 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

⁶ Wedge

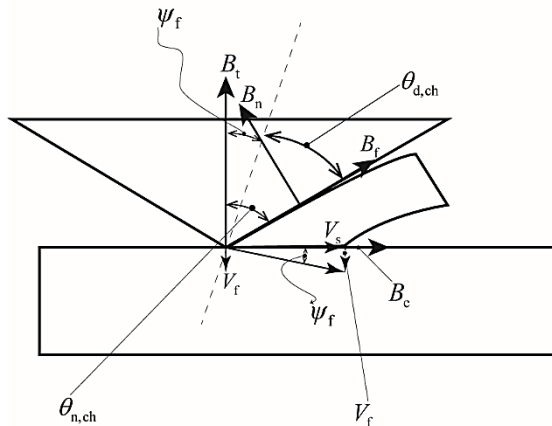


Fig. 6 Force systems and effect of feed velocity at secondary cutting edge

شکل 6 سیستم نیرویی و اثر سرعت پیشروی در لبه برش ثانویه

بنابراین، زاویه براده دینامیکی⁶ برابر است با:

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

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:

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

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

$$B_{z-s} = 2 \int_{r_i}^{r_0} dB_{z-s} \quad (\text{الف-18})$$

$$M_{z-s} = 2 \int_{r_i}^{r_0} dM_{z-s} \quad (\text{ب-18})$$

3- آزمایش‌های صحه‌گذاری مدل

در این مطالعه، مدل کالیبره شده و اعتبارسنجی سوراخ کاری استخوان فشرده ران گاو با مته راس مخروطی انجام می‌شود. در بررسی رفتار نیرو در فرآیند سوراخ کاری 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 سوراخ کاری 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 سوراخ کاری استخوان از استخوان ران گاو استفاده نموده‌اند [17,12,1]. هیچ حیوانی به

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

$$r_i = \frac{P_r \tan w}{2\pi} \quad (11)$$

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

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

راه حل حوزه خط_لغزش¹ توسط کاپچانف در ایجاد دندان با یک گوه صلب، برای تعیین نیروهای برش در ناحیه دندان توسعه یافته است [37]. نیروی محوری B_{t-i} و گشتاور T_i در ناحیه دندان، به‌صورت زیر محاسبه می‌شوند:

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

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

که σ_y تنش برشی تسلیم² ماده تحت سوراخ کاری می‌باشد و در این باره برای قسمت فشرده³ استخوان گاو، که بیشترین شباهت را به استخوان انسان دارد، $\sigma_y = 112.1 \text{ MPa}$ می‌باشد [38,13]. ε حل خطوط میدان لغزش و از شرایط مرزی مسئله مشخص می‌شود که به‌صورت زیر محاسبه شده است، (شکل 6):

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

نیروهای لبه برش ثانویه به روشی مشابه، روش محاسبه نیروها در لبه‌های برش اولیه محاسبه می‌شوند. با توجه به این که سرعت برشی مماسی کوچک است، سرعت پیشروی در محاسبه زاویه براده دینامیکی موثر می‌باشد. زاویه پیشروی⁴ (ψ_f) به عنوان زاویه بین سرعت برشی مماسی و سرعت حاصله⁵ (V_R) تعریف شده، "شکل 6" و برابر است با:

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

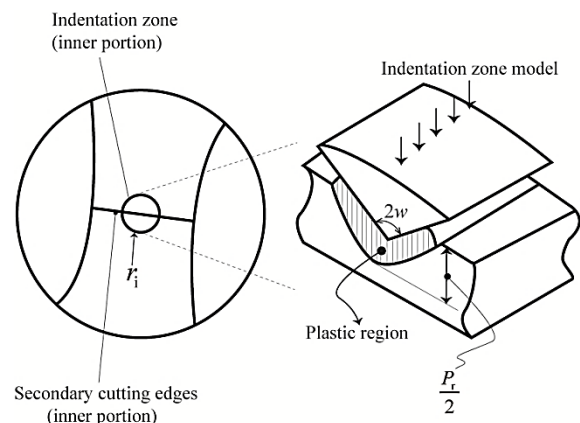


Fig. 5 chisel edge of the drill point

شکل 5 لبه اسکنه راس مته

¹ Slip-Line

² Yield Shear Stress

³ Cortical

⁴ Feed Angle

⁵ Resultant Velocity

⁶ Dynamic Rake Angle

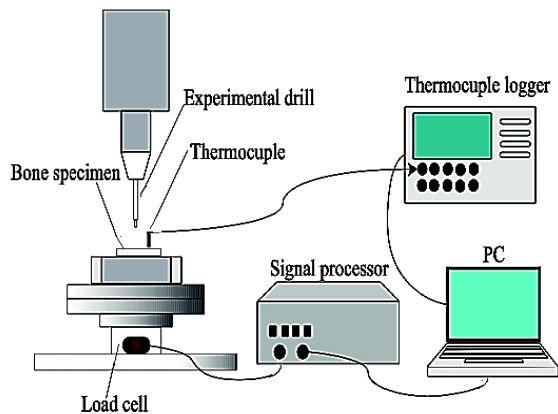


Fig. 8 bone-drilling process in the laboratory

شکل 8 فرایند سوراخ کاری استخوان در حالت آزمایشگاهی

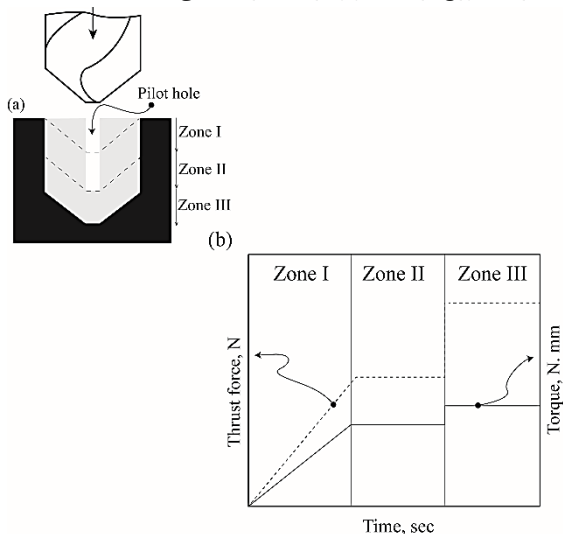


Fig. 9 Drilling process with a pilot hole: (a) three drilling zones and (b) corresponding drilling forces

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

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

برای تعیین ضرایب انرژی‌های ویژه نرمال و اصطکاکی، چهار آزمایش در دو سرعت محوری (500 و 1500 دور بر دقیقه) و دو نرخ پیشروی (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 منطقه 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 براده 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.

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 مشابهنه 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 اسکانه (125.57 درجه) و طول لبه اسکانه (0.1 میلی‌متر) می‌باشد.

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

برای تشخیص نیروهای لبه برش اولیه از نیروهای لبه اسکانه، ابتدا یک سوراخ نمونه درپوش "شکل 9-الف"، با قطر معادل طول لبه اسکانه ایجاد شد. روش سوراخ‌کاری مشابه نیز توسط چاندرا سارخان 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 اسکانه به پایین سوراخ نمونه برسد، نیروها ثابت نگه‌داشته می‌شوند

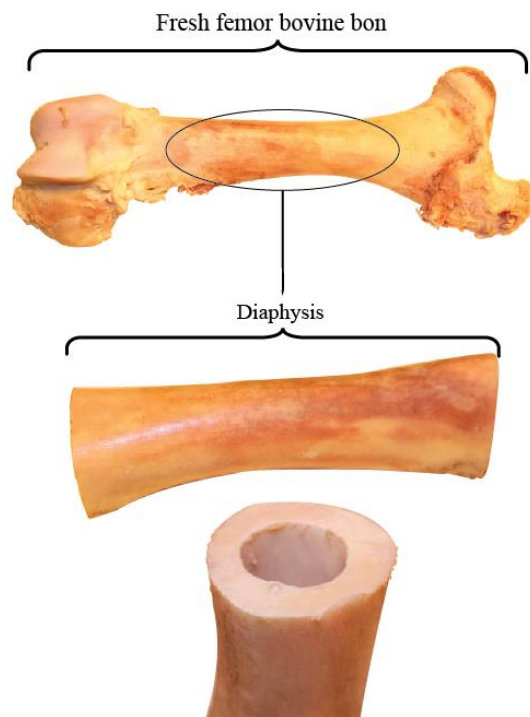


Fig. 7 bovine femur with specified area of diaphysis

شکل 7 استخوان ران گاو با ناحیه مشخص شده دیافیز

جدول 1 ضرایب انرژی های ویژه نرمال و اصطکاکی به دست 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 دندان به استفاده از نظریه میدان لغزش خط (معادلات 13-الف) و (13-ب)) محاسبه می شوند و کل نیروی محوری و گشتاور با اضافه کردن نیروهای سوراخ کاری لبه های برش اولیه و لبه های برش ثانویه تعیین می شوند (10-الف) و (10-ب) و (18-الف) و (18-ب))

4- اعتبارسنجی تجربی

مجموعه ای از آزمایش های سوراخ کاری برای ارزیابی مدل تحلیلی نیرو انجام شد.

در بررسی فرآیند سوراخ کاری 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 مهم ترین متغیرهای خروجی، نیرو است که مورد تحلیل و بررسی قرار گرفته است.

در انجام آزمایش ها از استخوان ران گاو و در قسمت فشرده بهره گرفته شده است، استخوان گاو از آن جهت انتخاب شده که از میان حیوانات، استخوان های گاو، سگ و خوک بیشترین شباهت را از لحاظ خواص به استخوان انسان دارند. در واقع شرایط سوراخ کاری و استخوان همانند آزمایش کالیبراسیون می باشد. جدول 2 ویژگی ها و شباهت های استخوان کورتیکال گاو و انسان را نشان می دهد [40]. مته جراحی از جنس فولاد تندبر با همان هندسه آزمایش کالیبراسیون می باشد و از دریل سوراخ کاری 3 محوره جهت سوراخ کاری بهره گرفته شده است. سوراخ های ایجاد شده برای تحلیل نیز به عمق 8 میلی متر می باشند. هر آزمایش سه با تکرار شده و بیشترین مقدار اندازه گیری 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 ویژگی های استخوان کورتیکال گاو و انسان [36]

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

نوع استخوان		خواص استخوان
انسان	گاو	
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/m ³)
0.4	0.33	نسبت پواسن ⁶
1330	1300	گرما و 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

جدول 3 مقادیر نیرویی بدست آمده از مدل تحلیلی و آزمایش های 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 به دست آمده از مدل تحلیلی و آزمایش های تجربی می توان گفت مدل تحلیلی با دقت مناسبی می تواند مقدار نیرو را پیش بینی کند. نمونه ای از نحوه انجام آزمایش ها 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 ماشین کاری به صورت جداگانه برای لبه های برش اولیه، لبه برش ثانویه و ناحیه دندان می باشد. لبه های برش اولیه و لبه برش ثانویه به تعدادی از المان های برشی تقسیم می شوند و برای هر المان، نیروهای برش با استفاده از انرژی های ویژه برش همراه با مساحت براده تعیین می شوند. نیروهای منطقه دندان به استفاده از نظریه میدان لغزش خط تعیین می شود. انرژی های ویژه برش لبه های برش اولیه کالیبره شده و برای محاسبه نیروهای لبه های برش ثانویه تعمیم داده می شود. بنابراین، دقت مدل تحلیلی پیشنهادی به طور عمده به آزمایش کالیبراسیون، برون یابی از انرژی های ویژه برش برای لبه های برش ثانویه و راه حل لغزش خط برای منطقه دندان، بستگی دارد.

ضرایب انرژی های ویژه برش با توجه به ضخامت براده جدا نشده، سرعت برش و زاویه براده نرمال از تجزیه و تحلیل رابطه رگرسیون تمام المان ها روی لبه های برش اولیه به دست آمده اند، حتی زمانی که شرایط سوراخ کاری تغییر می کند و ضخامت براده جدا نشده و برخی از سرعت های برش خارج از محدوده کالیبره هستند. نیروهای پیش بینی شده توسط انرژی های ویژه برش همراه با مساحت براده می توانند به سادگی متناسب با داده های تجربی باشند

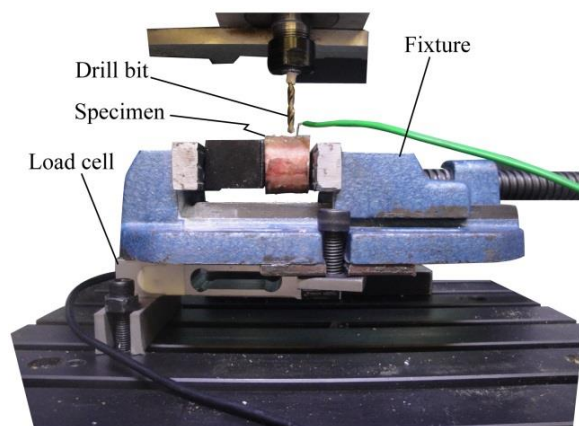


Fig. 10 test method for the drilling process

شکل 10 نحوه انجام آزمایش در فرایند سوراخ کاری

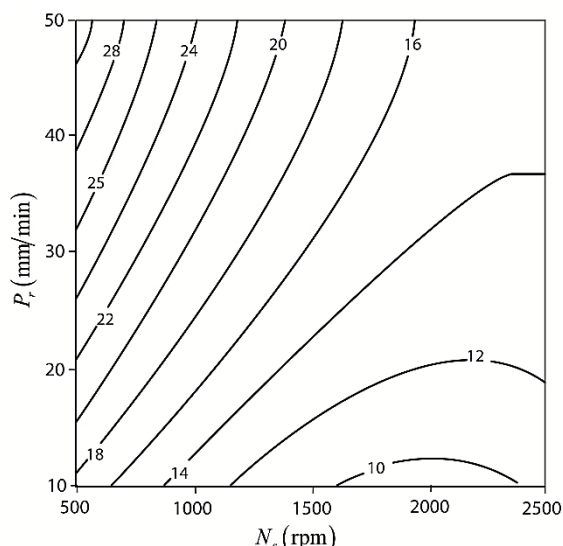


Fig. 11 Effect interaction rotational speed and feed rate of tool on the force

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

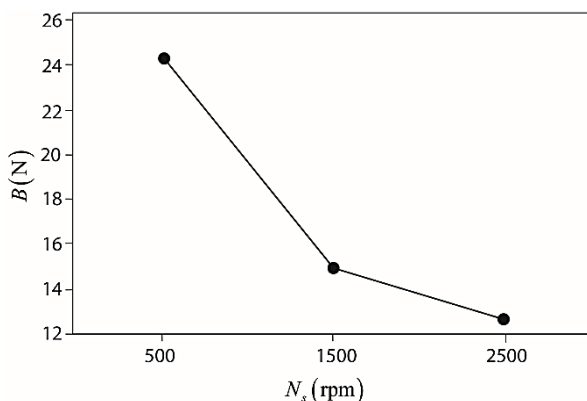


Fig. 12 effect tool speed on the force

شکل 12 اثر سرعت ابزار بر روی نیرو

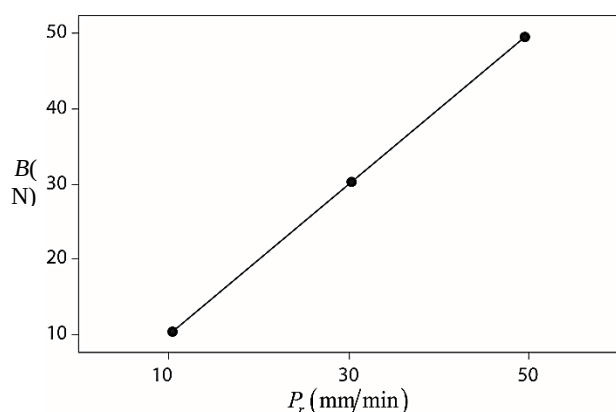


Fig. 13 effect tool feed rate on the force

شکل 13 اثر نرخ پیشروی بر روی نیرو

6- نتیجه گیری

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

به دلیل این که ضرایب ضخامت براده جدا نشده 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 رگرسیون¹ خطی مرتبه دوم ارائه نماید [42].

با توجه به نتایج به دست آمده 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 سوراخ کاری استخوان در جدول 4 نشان داده شده است.

بزرگ بودن مقدار F در تحلیل واریانس نشان دهنده تأثیر بیشتر ترم مربوطه است. با توجه به جدول 4 تأثیر مقدار پیشروی بر روی نیروی ایجاد شده در فرآیند به مراتب بیشتر از مقدار سرعت دورانی ابزار است. براساس مدل‌سازی صورت گرفته 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 $R\text{-sq} = 99.44\%$ و $R\text{-sq (pred)} = 93.20\%$

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 به سبب 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 سوراخ کاری 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 سوراخ کاری استخوان

Table 4 variance analysis of force for terms of efficient in bone drilling					
ترم‌ها	درجه آزادی	مجموع مربعات	میانگین مربعات	مقدار Fvalue	مقدار Pvalue
	DF	SS	MS		
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×F	1	27.826	27.826	36.08	0.009

¹ Regression

$\emptyset$	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 پیشروی (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. Udiljak, 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*

برش هر ناحیه، فرمول بندی شدند. مدل برای استخوان فشرده گاو کالبره شده و اعتبارسنجی برای طیف گسترده ای از سرعت دورانی و نرخ پیشروی انجام شد. نتایج مدل پیش بینی برای مته به خوبی با نتایج تجربی منطبق می باشد و ملاحظه می شود با زیاد شدن سرعت دورانی ابزار مقدار نیروی اعمالی به استخوان کاهش می یابد. همچنین هرچه نرخ پیشروی کمتر باشد نیروی ایجاد شده در استخوان کمتر است. می توان گفت کمترین نیروهای وارد به استخوان در سرعت های بالا و نرخ پیشروی کمتر ایجاد می گردد. محدودیت ها برای مدل شامل آزمایش کالیبراسیون برای تعیین ضرایب انرژی های ویژه برش اولیه، برون یابی انرژی های ویژه برش برای لبه های برش ثانویه و فرض یک مکانیزم اکستروژن پلاستیک برای استخوان در منطقه دندان است. مطالعه بیشتر در مورد مکانیزم اصلی برش برای مواد استخوان در این سه منطقه می تواند مدل را بهبود بخشد.

7- فهرست علائم

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 جدا نشده (mm^2)
P_r	نرخ پیشروی (mmrev^{-1})
t_c	ضخامت براده جدا شده (mm)
m_i	ضرایب انرژی ویژه نرمال ($i=0,1,2,3$)
n_i	ضرایب انرژی ویژه اصطکاکی ($i=0,1,2,3$)
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 دندان (N)
T_i	گشتاور ناحیه دندان (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 دندان (mm)

علائم

یونانی

 γ زاویه انحراف (rad) θ_n زاویه براده نرمال (rad)

- 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 Orthopaedic Surgery*, Vol. 12, No. 2, pp. 52-58, 2014. (in Persian فارسی)
- [32] 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)
- [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