



Experimental Investigation, Mathematical Modeling and Optimization of Cutting Forces in the Automatic Process of Cortical Bone Milling

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Qasemi M.¹ MSc,
Morad Sheikh M.^{*1} PhD,
Zolfaghari M.² PhD,
Tahmasbi V.² PhD

How to cite this article

Qasemi M, Morad Sheikh M, Zolfaghari M, Tahmasbi V. Experimental Investigation, Mathematical Modeling and Optimization of Cutting Forces in the Automatic Process of Cortical Bone Milling. Modares Mechanical Engineering, 2020;20(4):987-997.

¹Mechanical Engineering Department, Mechanical Engineering Faculty, Shahid Rajaee Teacher Training University, Tehran, Iran

²Mechanical Engineering Department, Mechanical Engineering Faculty, Arak University, Arak, Iran

*Correspondence

Address: Mechanical Engineering Department, Mechanical Engineering Faculty, Shahid Rajaee Teacher Training University, Tehran, Iran.
Postal Code: 1678815811
Phone: +98 (21) 22970060
Fax: -
m.sheikhi@sru.ac.ir

Article History

Received: May 12, 2019
Accepted: August 04, 2019
ePublished: April 17, 2020

ABSTRACT

Cortical bone milling is used in orthopedic surgeries such as knee replacement, otological, spinal cord, and hip replacement. The cutting forces created by the cutting tool during cortical bone milling in order to control the wear of the tool as well as applying allowable force to the bone to prevent fracture should be controlled. In this paper, the effective parameters in the bone milling including cutting speed, feed rate, cutting depth and tool diameter has been investigated using the response surface method in order to predict the cutting forces. In this method, a second-order linear regression equation can be presented in order to predict the behavior of the bone milling process precisely. Also, Sobel's sensitivity analysis method was used to study the effect of input parameters on the behavior of cutting force. In this research, the behavior of different input parameters and the effect of their interactions on the machining force has been evaluated and analyzed. The components of cutting force were measured and investigated in three directions of feed, perpendicular to the feed and perpendicular to the bone surface. The results show that the mathematical model governing the problem has a proper function within the range of the defined parameters and it can provide a good prediction of force behavior. The minimum cutting force can be achieved in a rotational speed of 1500 rpm, feed of 12 mm/min, tool diameter of 2 mm, and cutting depth of 0.2 mm. Also, about the sensitivity of the force behavior based on the input parameters variation in the range of experiments, the greatest effect was related to the cutting depth with 36.3% of the effect, and feed rate with 28.4% of the effect, the diameter of the tool with 27.5% of the effect and the rotational speed with 7.8% of the effect.

Keywords Bone Milling; Response Surface Method; Cutting Forces

CITATION LINKS

[1] Total knee ... [2] Effect of applied force and blade ... [3] Lateral drill holes decrease strength of the femur ... [4] Neurosurgical bone grinding temperature ... [5] A review on recent advances in numerical ... [6] A method for identifying otological drill milling ... [7] Robotically assisted unicompartmental knee arthroplasty ... [8] Orthopaedic bone drills-can they be improved ... [9] Drilling of bone: A comprehensive ... [10] Influence of bone milling parameters on the temperature ... [11] Experimental analysis of drilling process ... [12] Physics-based haptic simulation of bone ... [13] A physically realistic voxel-based method for ... [14] A novel toolpath force prediction algorithm using CAM ... [15] Modeling and design of robotized tools and ... [16] Research on establishment and validation of cutting ... [17] Machining and accuracy studies for a tibial knee implant ... [18] Optimal control of cutting feed rate in the robotic milling for ... [19] Experimental robotic milling in skull-base ... [20] Adaptive controlled milling robot for orthopedic ... [21] Modelling and optimization of bone-cutting forces ... [22] Experimental investigation of thermal necrosis in conventional ... [23] Bone sawing and milling in computer-assisted total knee ... [24] State recognition of pedicle drilling with force sensing in a ... [25] Vibration-based milling condition monitoring in ... [26] Fuzzy force control and state detection in vertebral lamina ... [27] Model-based state recognition of bone drilling with robotic ... [28] Experimental investigations of forces and torque ... [29] Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters ... [30] Optimization of bone drilling using Taguchi methodology ... [31] Optimization of material removal rate in dry electro-discharge ... [32] Parameters optimization of a nano-particle wet milling ... [33] Design and analysis of ... [34] Modeling the thermomechanical effects on baking ... [35] An investigation on stability of laser hybrid arc ... [36] Sensitivity analysis of nano-contact mechanics models ... [37] An experimental evaluation of the force requirements for robotic ... [38] Experimental and analytical investigation of thrust ... [39] Machining of cortical bone: Surface texture ... [40] Multi-grooved cutting tool to reduce cutting ...

بررسی تجربی، مدل‌سازی ریاضی و بهینه‌سازی نیروهای برش در فرآیند اتوماتیک فرزکاری استخوان کورتیکال

مهدی قاسمی MSc

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران

محمد مرادشخی PhD*

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران

مجتبی ذوالفقاری PhD

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک، ایران

وحید طهماسبی PhD

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک، ایران

چکیده

فرزکاری استخوان کورتیکال در جراحی‌های اورتوپدی مانند تعویض مفصل زانو، اوتولوژیک، ستون فقرات و تعویض مفصل ران استفاده می‌شود. نیروهای برش ایجاد شده توسط ابزار برشی در طول فرزکاری استخوان کورتیکال به‌منظور کنترل سایش ابزار و همچنین اعمال نیروی مجاز به استخوان برای جلوگیری از شکستگی باید کنترل شود. این مطالعه به‌طور مشخص به مدل‌سازی پارامترهای موثر در فرزکاری استخوان شامل سرعت برش، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار با استفاده از روش سطح پاسخ برای پیش‌بینی نیروهای برش می‌پردازد. در این روش می‌توان به‌صورت روشمند یک معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم به‌منظور پیش‌بینی دقیق رفتار فرآیند فرزکاری استخوان ارایه نمود. همچنین از روش تحلیل حساسیت آماری سوبل برای بررسی دقیق میزان تاثیر پارامترهای ورودی روی رفتار نیروی برش بهره گرفته شده است. در این پژوهش رفتار پارامترهای مختلف ورودی به‌صورت جداگانه و برهم‌کنش آنها با یکدیگر روی نیروی ماشین‌کاری مورد ارزیابی و تحلیل قرار گرفته است. مولفه‌های نیروی برش در سه جهت پیشروی، عمود بر پیشروی و عمود بر سطح استخوان اندازه‌گیری و بررسی شد. نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهد مدل ریاضی حاکم بر مساله عملکرد مناسبی در بازه پارامترهای تعریف شده دارد و می‌تواند پیش‌بینی بسیار خوبی از رفتار نیرو ارایه نماید. با انتخاب سرعت دورانی ۱۵۰۰ دور بر دقیقه، نرخ پیشروی ۱۲ میلی‌متر بر دقیقه، قطر ابزار ۲ میلی‌متر و عمق برش ۰/۲ میلی‌متر می‌توان به‌حداقل نیروی برش دست یافت. همچنین در خصوص حساسیت رفتار نیرو براساس تغییر پارامترهای ورودی در بازه آزمایش‌ها، بیشترین اثر مربوط به‌اثر عمق برش با ۳/۳۶٪ تاثیر و پس از به‌ترتیب نرخ پیشروی با ۴/۲۸٪، قطر ابزار با ۵/۲۷٪ و سرعت دورانی با ۸/۷٪ است.

کلیدواژه‌ها: فرزکاری استخوان، پاسخ سطح، نیروهای برش

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۲/۲۲

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۰۵/۱۳

*نویسنده مسئول: m.sheikhi@sru.ac.ir

۱- مقدمه

امروزه به‌دلیل صنعتی‌شدن جوامع، فعالیت جسمی کم، کهولت سن و آسیب‌های ورزشی، جراحی اورتوپدی برای درمان بیماری‌های مربوط به مفاصل و استخوان رو به گسترش است [1]. در بخشی از این جراحی بایستی استخوان ماشینکاری شود.

اره‌کاری [2]، سوراخکاری [3]، سنگ‌زنی [4] و فرزکاری [5] در جراحی اورتوپدی رایج است. اما فرزکاری با ابزارهای گوناگون کمک شایانی در جراحی‌های اورتوپدی می‌کند. امروزه در جراحی‌های تعویض مفصل زانو و ران، شنوایی و کاشت سمک، دندانپزشکی و ستون فقرات از ابزارهای مختلف فرز استفاده می‌شود. به‌عنوان مثال آرتروپلاستی یا تعویض مفصل زانو یکی از پرتقاضاترین جراحی‌های اورتوپدی، به‌شدت تحت تاثیر ابزارهای فرزکاری قرار دارد [6, 7]. در جراحی آرتروپلاستی قسمتی از مفصل استخوان‌های ران و استخوان ساق ماشینکاری و کف‌تراشی شده تا محل مناسب برای قرارگیری مفصل مصنوعی فراهم شود. با این کار می‌توان دردی را که بر اثر ساییدگی یا آرتروز و روماتیسم در زانو ایجاد شده است را برطرف نمود [1]. بدین ترتیب عملیات فرزکاری به‌عنوان یکی از روش‌های ماشینکاری جهت برش یا ایجاد شیار روی بافت استخوان به‌کار گرفته می‌شود. نیروی برش استخوان اهمیت حیاتی در ماشینکاری استخوان دارد. نیروی برش اضافی منجر به آسیب مکانیکی به بافت استخوان، شکستن ابزار در بافت و افزایش دما و ایجاد نکرور می‌شود [8, 9]. در جراحی تعویض مفصل زانو، نکرور مانع رشد سلولی بین استخوان و مفصل مصنوعی شده و در نتیجه اتصال محکمی بین استخوان و مفصل مصنوعی شکل نمی‌گیرد [10]. آسیب به بافت استخوان طی فرزکاری استخوان توسط بهینه‌سازی پارامترهای فرزکاری مبتنی بر مدل ریاضی نیرو، کاهش می‌یابد [9]. این مدل ارتباط بین پارامترهای فرزکاری (متغیرهای مستقل) و نیرو (متغیر وابسته) را ارایه می‌دهد. با توجه به اینکه تا همین اواخر از نظر فنی به فرزکاری در جراحی استخوان نگریده نشده است، بنابراین مطالعات کمی در این حوزه انجام شده است. نکته مهمی که در ماشینکاری استخوان وجود دارد، استفاده از ربات‌های اتوماتیک جراحی و بهره‌گیری از سیستم‌های رباتیک در اعمال جراحی و بهبود ابزار جراحی توسط محققان و پژوهشگران است. همچنین استفاده از قید و بندهای مناسب برای هدایت ابزار، باعث می‌شود که خطاهای تصادفی حین عمل جراحی به کمترین مقدار خود برسد و از آسیب‌های ناخواسته به بافت استخوان جلوگیری شود [11].

ریاب‌تفتی و همکاران و مقدم و همکاران، مدل‌هایی برای اندازه‌گیری نیرو در فرزکاری استخوان ارایه دادند [12, 13]. مدل نیروی آنها بر اساس انرژی ثابت مورد نیاز جهت برداشت حجم واحد ماده فرمول‌بندی شده است. این مدل نیروی مورد نیاز برای برداشت حجم واحد استخوان توسط یک ابزار فرز سر کروی در سرعت بالا را تخمین می‌زند. لبه برش ابزار سر کروی به لبه‌های برش بی‌نهایت کوچک تقسیم می‌شود. سپس نیروهای برشی که روی هر المان عمل می‌کند، توسط انرژی برش مخصوص محاسبه شده و در نهایت با جمع همه المان‌ها نیروی برش به‌دست می‌آید. البته بایستی آزمایش‌های تجربی برای به‌دست‌آوردن ضرایب معادلات نیرو انجام شود. کیان‌مجد و همکاران [14]، با استفاده از یک نرم‌افزار تولید با کمک کامپیوتر و موقعیت ابزار فرز و نرخ

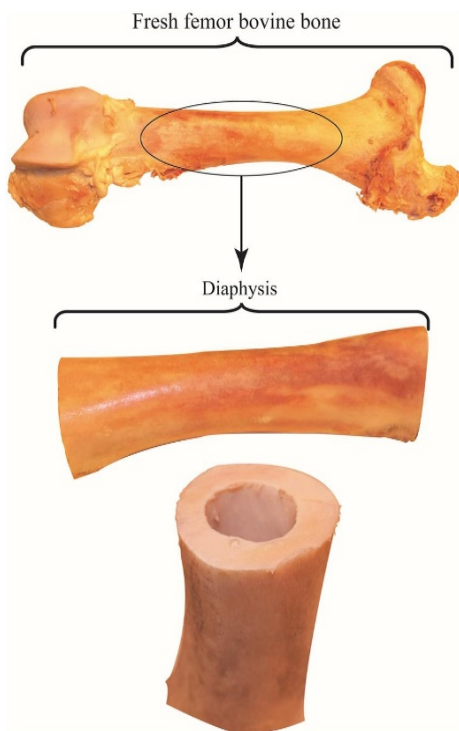
پایداری و کنترل بهتر پارامترهای برش انجام شد^[15]. شکوری و همکاران^[22] در ماشینکاری استخوان با سرعت بالا به این نتیجه رسیدند که در محدوده سرعت‌های ۳۰۰۰ تا ۵۰۰۰rpm هر چه پیشروی بالاتر باشد، مقدار نیروی محوری بالاتر است. ضمن آنکه افزایش سرعت دورانی تأثیر چندانی روی نیروی محوری ندارد. یک افت ناگهانی برای نیرو در سرعت ۷۰۰۰rpm با پیشروی ۵۰mm/min مشاهده می‌شود و پس از آن با افزایش سرعت دورانی در هر نرخ پیشروی تغییری در نیرو رخ نمی‌دهد. مارکو و همکاران، طی یک مقاله مروری انواع فرآیندهای ماشینکاری از جمله فرزکاری روی استخوان را جمع‌آوری کردند و روی پیشرفت‌های اخیر در مدل‌سازی عددی برش استخوان بحث کردند^[5]. در گذشته از اره برای برش استفاده می‌شد که این کار منجر به تولید نیرو و دمایی بالاتر از حد مجاز می‌شود^[23]. بنابراین ابزار فرز جایگزین مناسبی برای این امر است؛ زیرا با کنترل پارامترهای برش می‌توان تغییرات ماشینکاری مانند دما، نیرو و صافی سطح را کنترل کرد.

در زمینه فرزکاری استخوان با ابزار انگشتی به‌طور کلی تحقیقات کمی انجام شده است. همچنین در بحث نیرو در فرزکاری استخوان در مطالعات محققین گذشته مدل‌سازی تجربی دیده نمی‌شود و صرفاً به بیان چند نتیجه تجربی بسنده شده است. در واقع مدل‌های نیروی ماشینکاری به‌کارگرفته‌شده برای تشخیص وضعیت استخوان استفاده می‌شود. این وضعیت‌ها بر اساس تفاوت چگالی استخوان در نقاط مختلف است. در بعضی عمل‌های جراحی، شناسایی شرایط ماشینکاری در نقاط مختلف استخوان بسیار مهم است تا از صحت فرآیند ماشینکاری و تسهیل بهبودی بیمار مطمئن شد^[24]. تکنیک‌های بسیاری برای شناسایی شرایط فرزکاری و سوراخکاری استخوان استفاده شده است^[25-27]. اگرچه شناسایی وضعیت استخوان به‌طور گسترده برای توقف فرآیند برش قبل از آسیب به بافت‌های نرم اطراف استفاده می‌شود، تنظیم و بهینه‌سازی پارامترهای ماشینکاری و ابزار می‌تواند در خدمت این تکنیک‌ها قرار بگیرد تا بتوان در ماشینکاری کنسولوس یا کورتیکال استخوان، پارامترهای ماشینکاری بهینه و موثر را اعمال کرد.

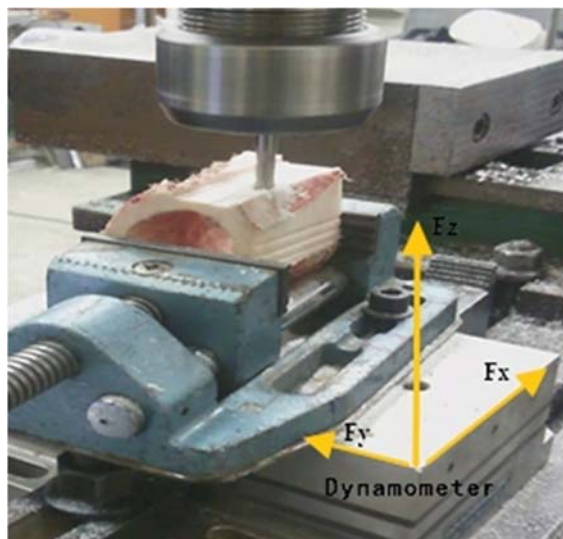
بنابراین با توجه به حساسیت بالای کورتیکال که بافتی سخت است و ماشینکاری آن گرما و نیروی بیشتری تولید می‌کند، نویسندگان قصد دارند عمل فرزکاری را روی استخوان کورتیکال انجام دهند و نیروی فرزکاری را اندازه گرفته و رنج وسیع‌تری از پارامترهای برش یعنی سرعت برش، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار را در آزمایشات در نظر بگیرند و برای اولین بار با روش سطح پاسخ مدل‌سازی ریاضی مناسبی روی داده‌ها انجام داده و معادله رگرسیون آماری مرتبه دوم حاکم بر مدل استخراج شود و صحت آزمایش‌ها و تأثیر متغیرها و مدل آماری حاکم بر فرآیند بررسی شود و از دقت آن اطمینان حاصل شود. همین‌طور برهم‌کنش پارامترها بر هم، تحلیل و بررسی می‌شود و بهینه‌سازی پارامترهای برش با در نظر گرفتن رفتار هر چهار پارامتر ورودی مهم

برداشت ماده، نیروی مورد نیاز برای فرزکاری استخوان در طول کل مسیر ابزار را تخمین زدند. مسیر ابزار به بخش‌های حجمی مختلف تقسیم می‌شود؛ سپس فرمول‌های ریاضی برای تخمین نیروی فرزکاری به‌عنوان تابعی از حجم بخش برش، هندسه ابزار و ضرایب برش استفاده شد. ضرایب برش از آزمایش‌های تجربی به‌دست آمد. با توجه به اینکه استخوان نمونه‌های آزمایش می‌تواند متفاوت باشد، آنها ضرایب برش را بالاتر و محافظه‌کارانه‌تر در نظر گرفتند. پلاسکوس^[15] برش متعامد را روی استخوان گاو انجام داد. ضرایب نیروی برش به‌عنوان تابعی از هندسه ابزار، مسیر ابزار و عمق برش در نظر گرفته شد. برش متعامد در عین سادگی می‌تواند پایه فرآیندهای دیگر ماشینکاری نظیر سوراخکاری و فرزکاری باشد. در مطالعات ذکرشده^[12-15] حتماً بایستی آزمایش‌های تجربی جهت استخراج ضرایب برش انجام شود. از سوی دیگر، وو و همکاران^[16] با استفاده از معادله رگرسیون چندمتغیره و آزمایش‌های تجربی مدل نیروی برش را ارائه دادند. نیروی فرزکاری به‌عنوان تابعی از نرخ پیشروی، سرعت دورانی و عمق شعاعی بود. سرانجام یک مدل ارزیابی ارائه شد تا صحت نتایج تجربی را نشان دهد. مقدار دانسیته استخوان روی نیروی برش موثر است. ون‌هم و همکاران^[17] ارتباط میان دانسیته استخوان و نیروی فرزکاری را بررسی کرد. نیروی متوسط فرزکاری با دانسیته متوسط استخوان که با اسکن توموگرافی اندازه‌گیری شده بود، مرتبط شد. اما این ارتباط به پیشروی‌ها و سرعت‌های مشخص محدود بود. اینو و همکاران^[18] کنترل نیرو را توسط تغییر دادن نرخ پیشروی پیشنهاد دادند. نیروی فرزکاری به‌عنوان تابعی از سختی استخوان که در عکس‌برداری پزشکی تعیین می‌شود، تخمین زده شد. بعضی از محققین اثر پارامترهای فرزکاری را نسبت به نیروی فرزکاری بدون ارائه مدل مناسب بررسی کردند. فدراسپیل^[19] بهترین پارامترهای فرزکاری را برای حداقل نیرو در جراحی جمجمه به‌دست آورد. سوچیتا، فرآیند کنترل‌شده دینامیکی را با استفاده از ابزار فرز برای ماشینکاری استخوان به‌کار برد و توسط دو روش مختلف به کنترل زمان ماشینکاری، نیروی ماشینکاری و دمای ماشینکاری و مقایسه بین آنها پرداخت^[20]. دنیس و همکاران، با کمک ریات و ابزار فرز، سطح استخوان تیبیا را ماشینکاری کردند و دما، نیرو و صافی سطح استخوان را اندازه گرفتند. او با کنترل پارامترهای سرعت پیشروی و سرعت اسپیندل به اندازه‌گیری موارد فوق پرداخت^[10]. ون‌هم و همکاران با استفاده از ریات و روش کنترل نیرو- سرعت حین ماشینکاری آرتروپلاستی به کنترل نیرو و صافی سطح پرداختند. آنها از این طریق به صافی سطح بهتری نسبت به روش‌های قدیمی دست یافتند^[17]. پلاسکوس طی مطالعه‌ای که انجام داد، به طراحی و ساخت مینی‌ریاتی دست زد که طی عمل آرتروپلاستی می‌توانست روی قسمتی از زانو سوار شود و با فراهم کردن موقعیت دقیق، جراح را در برش مناسب توسط ابزار فرز کمک کند^[21]. تحقیقات او که به‌صورت کلینیکی و روی جسد انجام شد، جهت اندازه‌گیری نیروی فرز حین عمل و

اندازه‌گیری نیرو در سه جهت را دارد. همچنین به یک سیستم دریافت و ارایه نتایج مجهز است و فرآیند فرزکاری توسط ماشین فرز سه محوره ساخت تبریز انجام شد. از نرم‌افزار داینوور (Dynoware) برای بررسی خروجی نیروها استفاده شد (شکل ۲).



شکل ۱) استخوان ران گاو مورد استفاده در آزمایش



شکل ۲) نمونه استخوان تحت فرزکاری

۲-۲- روش سطح پاسخ و آنالیز حساسیت آماری سوبل

روش پاسخ سطح جهت مدل‌سازی آماری و بهینه‌سازی پاسخ کاربرد دارد [31]. در این روش بین ورودی‌ها و خروجی‌های آزمایش رابطه‌ای مدل‌سازی می‌شود و یک معادله ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم استخراج می‌شود. با استفاده از این روش می‌توان

سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار برای دستیابی به حداقل نیروی فرزکاری صورت می‌پذیرد. از سوی دیگر برای نخستین بار میزان کمی تاثیر ورودی‌های آزمایش روی پاسخ خروجی یعنی نیرو برش با روش آنالیز حساسیت آماری سوبل تحلیل و بررسی می‌شود. این روش برای شناسایی پارامترهای موثر و غیرموثر در خروجی مدل مورد استفاده قرار می‌گیرد.

در مطالعات انجام‌شده، عمدتاً ابزار مورد استفاده برای فرزکاری ابزار سر کروی است که در مواقعی که شیارهای دقیق با زوایای عمود نیاز است کارایی ندارد؛ بنابراین در این مقاله از ابزار فرز انگشتی استفاده شده است.

۲- مواد و روش آزمایش

۲-۱- مواد و تجهیزات آزمایش

از ابزار فرز انگشتی برای ماشینکاری استفاده شده است. فرز انگشتی از جنس فولاد تندبر (HSS) و در سه قطر مختلف تهیه شده است. پارامترهای هندسی ابزارها مشابه با ابزارهای استاندارد در عمل جراحی است [11]. این ابزارها چهار پره با زاویه مارپیچ ۳۰ درجه، زاویه براده ۵ درجه و زاویه آزاد ۲۰ درجه هستند. استخوان از دو قسمت کورتیکال با بافت سخت و فشرده و تراپکولار با بافت نرم و اسفنجی تشکیل شده است. با توجه به اینکه عمده فرآیندهای ماشینکاری استخوان روی استخوان کورتیکال انجام می‌شود و شرایط بحرانی‌تری نسبت به استخوان تراپکولار دارد، ماده مورد آزمایش، استخوان کورتیکال است. استخوان گاو به دلیل شباهت زیاد به استخوان انسان در این مطالعه استفاده شده است (جدول ۱) [28].

جدول ۱) مقایسه استخوان انسان و گاو

ویژگی	انسان	گاو
استحکام کشش (Mpa)	۲۰۰-۱۳۰	۲۵۰-۱۴۰
استحکام فشاری (Mpa)	۱۴۵-۴۰	۱۵۰-۴۵
مدول یانگ (Gpa)	۱۷-۱۰	۲۲-۱۰
مدول برشی (Mpa)	۳	۳
چگالی (kg/m ³)	۲۰۰۰-۱۸۰۰	۲۱۰۰-۱۹۵۰
ضریب پواسون	۰/۴	۰/۳۳
گرمای ویژه (J/KgK)	۱۳۳۰	۱۳۰۰
هدایت حرارتی (W/mK)	۰/۰-۱/۴۳	۰/۰-۱/۳

استخوان گاو به صورت تازه از قصابی خریداری شده است تا حداقل اختلاف با بافت زنده را داشته باشد و در صورت لزوم بلافاصله در فریزر گذاشته شود. به منظور سهولت بیشتر در انجام آزمایش‌ها قسمت‌های ابتدایی و انتهایی استخوان تازه ران به وسیله اره بریده شده است (شکل ۱).

لازم به ذکر است که تازه بودن استخوان باعث می‌شود تا خواص مکانیکی و ترموفیزیکی و چگالی بافت استخوان به بافت زنده مورد عمل جراحی نزدیک باشد [28-30]. دستگاه اندازه‌گیری نیرو دینامومتر پیزوالکتریک کیستلر نوع 9572B است که قابلیت

لازم به ذکر است که در این مقاله به تغییرات قطر ابزار بر نیرو نیز توجه شده است. زیرا مطالعه بر تاثیرات قطر ابزار انجام نشده است و می‌تواند جراحان را در انتخاب ابزار بهتر یاری کند. با توجه به سه متغیر ورودی، تعداد ۲۷ آزمایش به روش سطح پاسخ و با استفاده از طرح مرکب مرکزی اجرا شد. نتایج تجربی در جدول ۳ ارائه شده است. نرم‌افزار مینی‌تیب نسخه ۱۸ و دیزاین اکسپرت نسخه ۱۰ برای تحلیل و بررسی خروجی‌ها و استخراج ضرایب معادلات و نمودارهای گرافیکی و برهم‌کنش پارامترها استفاده شد. در روش پاسخ سطح هر پاسخ خروجی با استفاده از یک معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم با توجه به پارامترهای ورودی تعریف می‌شود.

جدول ۳) جدول نتایج تجربی

Fr (N)	Fz (N)	Fy (N)	Fx (N)	d	D	F	V	no
۲/۳۱	۱/۶۰۱	۱/۲۳۲	۱/۱۲	۱	-۱	-۱	۱	۱
۳/۹۵	۳/۳۳۹	۱/۱۰۶	۱/۸۰۶	-۱	۱	-۱	-۱	۲
۱/۵۹	۱/۴۷۴	۱/۲۲۷	۰/۶۹	-۱	-۱	-۱	-۱	۳
۴/۵۴	۳/۳۳۲	۲/۹۱۹	۰/۹۷۵	-۱	-۱	۱	-۱	۴
۵/۶	۳/۹۸	۳/۴	۲	-۱	-۱	۱	-۱	۵
۵/۷۵	۲/۸	۳/۶	۲/۸	-۱	۱	۱	-۱	۶
۲/۹۱	۲/۳۱۹	۰/۸۷۱	۱/۵۳۴	-۱	۱	-۱	۱	۷
۲/۴۳	۲/۰۷۲	۱/۱۱۷	۰/۵۹۴	-۱	-۱	۱	۱	۸
۳/۴۴	۲/۳۱	۱/۹۳۷	۱/۶۶۸	-۱	۰	۰	۰	۹
۳/۵۸	۲/۱	۲/۴۰۴	۱/۶۲۱	۱	-۱	-۱	-۱	۱۰
۶/۵	۴/۹۱۸	۳/۳۳۸	۲/۶۱۶	-۱	-۱	۱	-۱	۱۱
۴/۴۴	۲/۴۸۳	۲/۷۶۷	۲/۴۳	۰	۰	۰	۰	۱۲
۲/۶۳	۱/۷۴۶	۱/۸۶۵	۰/۶۲۳	۰	-۱	۰	۰	۱۳
۴/۳۷	۲/۳۸	۲/۶۸	۲/۵	۰	۰	۰	۰	۱۴
۴/۳۳	۳/۲۸۳	۲	۲	-۱	۱	۱	۱	۱۵
۴/۴۶	۲/۴۱	۲/۸۱	۲/۴۸	۰	۰	۰	۰	۱۶
۱۰/۷۲	۶/۲	۷/۲۶	۴/۸۷	۱	۱	۱	-۱	۱۷
۲/۶۸	۱/۱۶۹	۱/۶۷۶	۱/۷۳۷	۰	۰	-۱	۰	۱۸
۰/۸۲	۰/۳۱۷	۰/۵۹۹	۰/۴۶۴	-۱	-۱	-۱	۱	۱۹
۸/۹	۵/۶۱۶	۴/۷۸۶	۴/۹۷	۱	۱	۱	۱	۲۰
۵/۳۶	۲/۵	۱/۷۵۱	۲/۹۰۱	۱	۰	۰	۰	۲۱
۴/۰۷	۲/۶۱۶	۲/۳	۲/۱۰۱	۰	۰	۰	۱	۲۲
۵/۷۷	۴	۲/۴۷۲	۳/۳۵	۱	۱	-۱	۱	۲۳
۴/۲۳	۲/۱۳۶	۳/۱۱۶	۱/۸۹۴	۱	-۱	۱	۱	۲۴
۶/۵۴	۴/۷	۳/۷۴۹	۲/۵۸۲	۰	۰	۰	-۱	۲۵
۵/۵۴	۲/۰۱۸	۳/۴۳	۳/۸۵۳	۰	۱	۰	۰	۲۶
۵/۸۴	۳/۸۳۵	۳/۳۵۸	۲/۸۴	۱	۱	-۱	-۱	۲۷

۳- تحلیل تجربی

۳-۱- مدل‌سازی رفتار نیروی برش

آنچه از نیرو در این مقاله بحث می‌شود، نیروی برآیندی است که از مولفه‌های نیرو در سه جهت استخراج شده است. نیروی برآیند را از رابطه ۳ می‌توان به دست آورد [37].

$$Fr = \sqrt{F^2x + F^2y + F^2z} \quad (3)$$

نمودارهای گرافیکی برهم‌کنش و بهینه‌سازی لازم را با دقت قابل قبول ارائه داد [32-34]. فرم کلی معادله با توجه متغیرها و برهم‌کنش‌های موثر به صورت معادله ۱ است:

$$y = \beta_0 + \sum_{i=1}^k \beta_i x_i + \sum_{i=1}^k \beta_{ii} x_i^2 + \sum_i \sum_j \beta_{ij} x_i x_j + \varepsilon \quad (1)$$

در این معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم، y به عنوان پاسخ خروجی برحسب ورودی‌های آزمایش توصیف می‌شود که در این معادله ثابت‌های β به عنوان ضرایب معادله رگرسیون، x_i فاکتور اصلی ورودی آزمایش، x_i^2 توان دوم فاکتورهای ورودی آزمایش و $x_i x_j$ اثر برهم‌کنش مرتبه دوم فاکتورهای ورودی آزمایش است [35].

در روش آنالیز حساسیت می‌توان مقدار تاثیر کمی متغیرهای ورودی را روی پاسخ خروجی به دست آورد. آنالیز حساسیت سوبل که از شاخه‌های آنالیز حساسیت آماری است، بر اساس تجزیه واریانس بنا شده است و قابلیت حل توابع غیرخطی و غیریکنواخت را دارد. در این روش برای مدل تعریف شده با تابع $Y=f(X)$ که Y خروجی مدل و $X(x_1, x_2, \dots, x_n)$ بردار پارامترهای ورودی است و واریانس خروجی مدل (V) به صورت مجموع واریانس‌های هر ترم تجزیه شده به صورت رابطه ۲ است:

$$V(Y) = \sum_{i=1}^n V_i + \sum_{i < j \leq n} V_{ij} + \dots + V_{1, \dots, n} \quad (2)$$

که در آن V_i تاثیر مرتبه اول برای هر فاکتور ورودی x_i ($V_i = V[E(Y|x_i, x_j)] - V_i - V_j + V[E(Y|x_i)]$) است. V_{ij} تا $V_{1, \dots, n}$ برهم‌کنش بین n فاکتور را نشان می‌دهند. شاخص‌های حساسیت به صورت نسبت واریانس هر مرتبه به واریانس کلی به دست می‌آیند $S_i = \frac{V_i}{V}$ شاخص حساسیت مرتبه اول، $S_{ij} = \frac{V_{ij}}{V}$ شاخص حساسیت مرتبه دوم و غیره [36].

۳-۲- طراحی آزمایش

فاکتور کلیدی در توسعه یک مدل ریاضی به دست آوردن داده‌های تجربی کافی است تا بتوان در محیط کاری آزمایشگاه، نتایج را به درستی تحلیل کرد. استخوان کورتیکال به منظور بررسی اثرات نیرو با توجه به پارامترهای مختلف فرزکاری مورد آزمایش قرار گرفت. چهار فاکتور قابل کنترل و مستقل که در این فرآیند انتخاب شدند عبارتند از: سرعت دورانی (V)، نرخ پیشروی (F)، قطر ابزار (D) و عمق برش (d). در انتخاب تعداد سطح پارامترها، نظر متخصصان اورتوپدی لحاظ شده است که در جدول ۲ می‌توان محدوده پارامترهای انتخاب شده و جزییات سطوح فاکتورهای کنترل را مشاهده کرد.

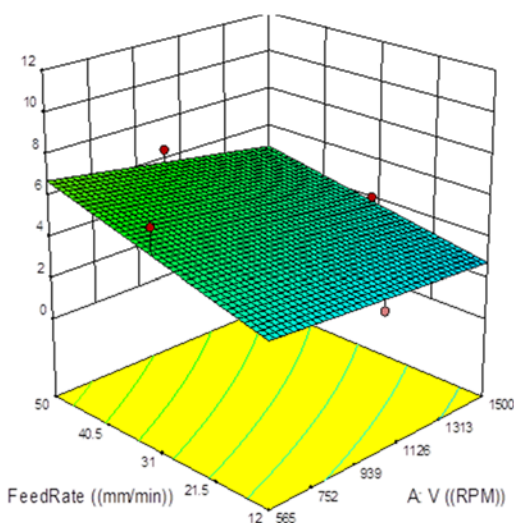
جدول ۲) مقادیر گذشته متغیرهای ورودی فرزکاری استخوان

ورودی‌های آزمایش	علامت	واحد	۱	۰	-۱
سرعت برش	V	U/min	۱۵۰۰	۹۵۰	۵۶۵
پیشروی	F	mm/min	۵۰	۳۳	۱۲
قطر ابزار	D	mm	۶	۴	۲
عمق برش	d	mm	۰/۶	۰/۴	۰/۲

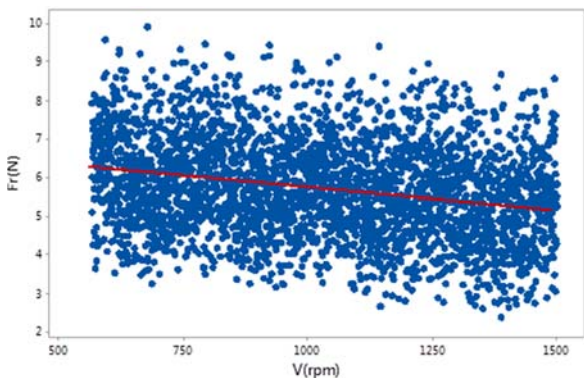
کمی اثر متغیرهای ورودی با توجه به آنالیز حساسیت ارایه شده است.

۳-۲-۱- بررسی اثر سرعت دورانی

با توجه به نمودارهای ۲ و ۳ ملاحظه می‌شود که با افزایش سرعت دورانی ابزار بیشینه نیروی ایجادشده در بافت استخوان کاهش می‌یابد. در واقع با افزایش سرعت دورانی تغییر شکل براده کمتر شده، حجم ناحیه تغییر شکل کاهش می‌یابد و نیروی اصطکاک روی سطح ابزار کم می‌شود. این عوامل سبب کاهش نیرو می‌شوند. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که در ماشینکاری سرعت بالا از بابت نیروی اعمالی به بافت، به بهبود وضعیت فرآیند کمک می‌نماید. تحقیقات آزمایشگاهی در این زمینه ادامه دارد [38]. این مساله به خوبی در نمودار ۳ که از آنالیز حساسیت به دست آمده نشان داده شده است.



نمودار ۲) رویه پاسخ نیروی برش برحسب سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی



نمودار ۳) اثر فاکتور سرعت دورانی در رفتار نیرو

۳-۲-۲- بررسی اثر نرخ پیشروی

همان‌طور که در نمودارهای ۲ و ۴ ملاحظه می‌شود، هر چه نرخ پیشروی کمتر باشد، نیروی ایجادشده در استخوان کمتر است. در واقع کمترین نیروهای وارد به استخوان در سرعت‌های بالا و نرخ پیشروی کمتر ایجاد می‌شود.

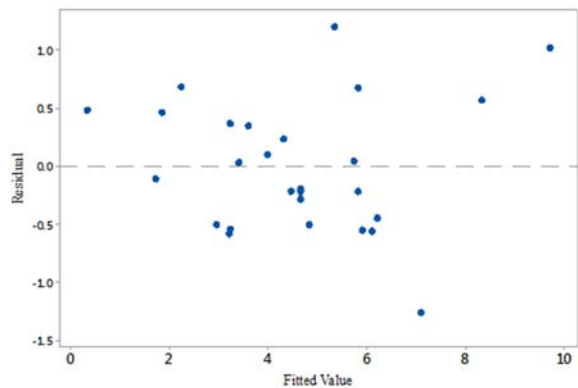
با توجه به مقادیر جدول ۳، نتایج واریانس در جدول ۴ گردآوری شده است. جدول ۴، مقدار اثر هر یک از پارامترهای ورودی و برهم‌کنش آنها را روی پاسخ خروجی ارایه می‌دهد. به منظور تعیین موثر جملات مدل، مقدار p کمتر از ۰/۰۵ لحاظ شده است [33]. بر این اساس معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم حاکم بر نیروی برش به صورت معادله ۴ است:

$$Fr (N) = 0.506 - 0.001466V + 0.06853F + 1.30d + 0.225D + 1.242dD \quad (4)$$

جدول ۴) آنالیز واریانس نیرو برحسب مولفه‌های موثر در فرزکاری استخوان

ترمها	درجه آزادی (df)	جمع مربعات (SS)	میانگین مربعات (MS)	F-value	p-value
مدل	۵	۱۰۸/۷۸۷	۲۱/۷۵۷۵۴	۵۴/۹۴	۰/۰۰۰
V	۱	۸/۴۶۰	۸/۴۵۹۸	۲۱/۳۶	۰/۰۰۰
F	۱	۳۰/۶۲۹	۳۰/۶۲۹۳	۷۷/۳۴	۰/۰۰۰
d	۱	۲۸/۲۵۰	۲۸/۲۵۰۱	۷۱/۳۳	۰/۰۰۰
D	۱	۳۷/۴۹۸	۳۷/۴۹۷۸	۹۴/۶۸	۰/۰۰۰
d×D	۱	۳/۹۵۰	۳/۹۵۰۲	۹/۹۷	۰/۰۰۵

با توجه به $R-sq = 92.90\%$ و $R-sq(pred) = 87.29\%$ و $(adj) = 91.21\%$ و همین‌طور نمودار ۱ که باقی‌مانده‌ها از پراکندگی مناسبی برخوردارند، می‌توان نتیجه گرفت که مدل‌سازی انجام شده دارای دقت بسیار خوب و مناسب است. لازم به ذکر است که هر چه $R-sq$ به ۱۰۰٪ نزدیک‌تر باشد، در واقع نشان‌دهنده آن است که مدل به داده‌های واقعی نزدیک‌تر و منطبق‌تر است یا از نزدیکی مقادیر تجربی رد شده است. این مساله به درستی در این مقاله به دست آمده است.

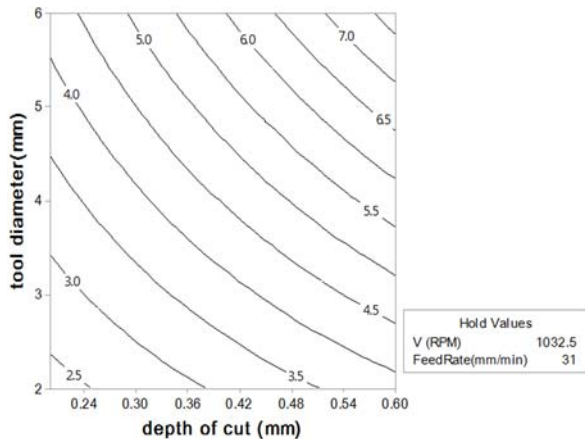


نمودار ۱) پراکندگی باقی‌مانده‌ها نسبت به مدل منطبق شده

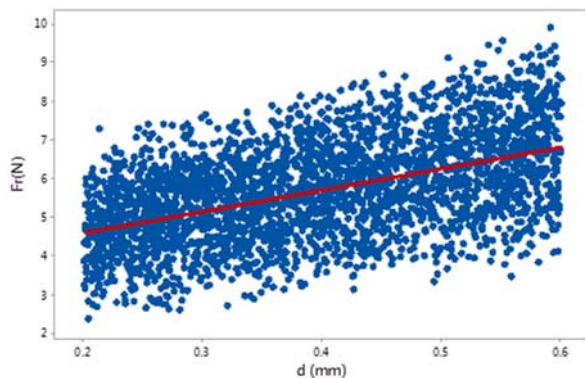
۳-۲-۳- بررسی اثر متغیرهای ورودی بر رفتار نیروی برش

با مدل‌سازی انجام شده و اثر مولفه‌های موثر در مدل، می‌توان نقش سرعت دورانی، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار را در نیروی برش تعیین کرد. این بخش به بررسی و تحلیل منحنی‌های کانتور پلات، برهم‌کنش موثر، سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی و اثر فاکتورهای اصلی می‌پردازد. رویه پاسخ رفتار نیرو برحسب سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی ارایه شده است. همچنین مقدار

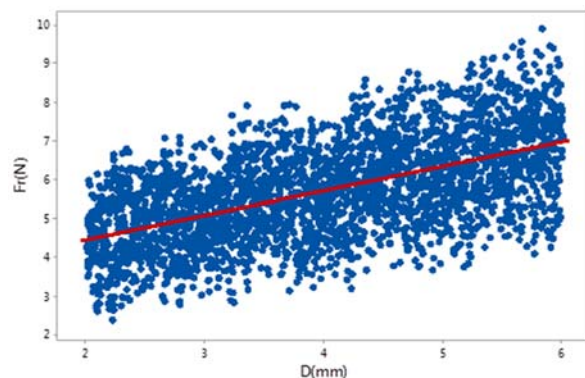
پارامترها را به ترتیب مشخص کرد. بر این اساس با توجه به نمودار ۸ مشخص می‌شود که عمق برش با ۳۶/۳٪ بیشترین تاثیر را دارد و پس از آن پیشروی با ۲۸/۴٪، قطر ابزار با ۲۷/۵٪ و سرعت دوران با ۷/۸٪ قرار دارند. به نظر می‌رسد که علت تاثیر زیاد عمق برش و قطر ابزار به دلیل اثر مستقیمی است که روی نیروی برش می‌گذارد؛ اما همان‌طور که اشاره شد، پیشروی و سرعت دورانی اثر دوگانه و ضد هم روی نیرو می‌گذارد و تاثیر عاملی که در این رقابت پیروز می‌شود، دیده می‌شود.



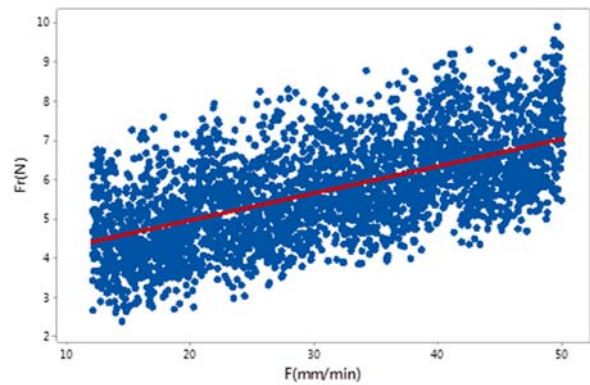
نمودار ۵) برهم‌کنش نیروی برش برحسب قطر ابزار و عمق برش با سرعت دورانی ۱۳۰۲/۵rpm و پیشروی ۳۱mm/min



نمودار ۶) اثر فاکتور عمق برش در رفتار نیرو



نمودار ۷) اثر فاکتور قطر ابزار در رفتار نیرو



نمودار ۴) اثر فاکتور پیشروی در رفتار نیرو

به‌طور کلی با افزایش پیشروی، ضخامت براده نتراشیده بیشتر می‌شود و در نتیجه نیروی لازم برای براده‌برداری بیشتر می‌شود. هر چه مقدار پیشروی کمتر باشد، تغییر شکل براده راحت‌تر انجام شده و نیروی اعمالی به استخوان حین فرزکاری کمتر می‌شود. باید توجه داشت که افزایش پیشروی با کم‌شدن زمان مواجهه ابزار با استخوان و کاهش ضریب اصطکاک در اثر افزایش ضخامت براده تغییرشکل‌نیافته نیز همراه است که این عامل به کاهش نیروی ایجادشده کمک می‌کند؛ اما عامل تاثیرگذار در این آزمایش نیست.

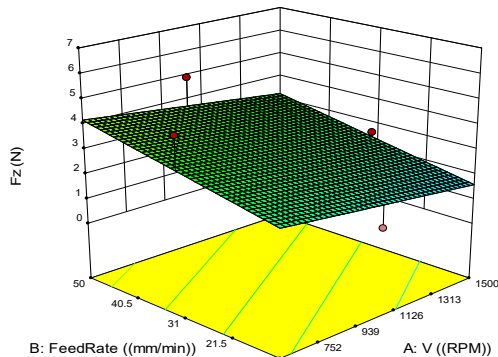
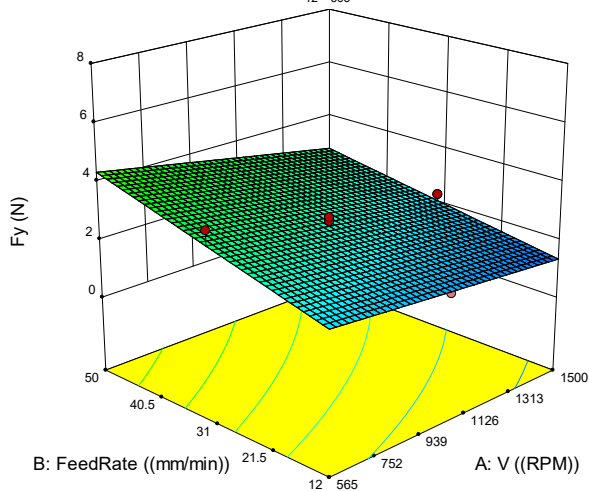
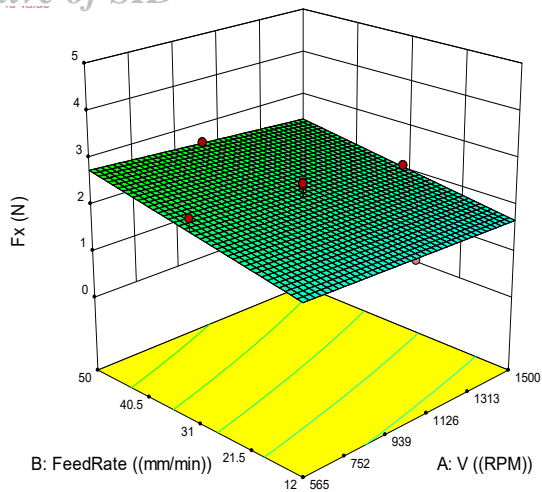
۳-۲-۳- بررسی اثر عمق برش

همان‌طور که در نمودارهای ۵ و ۶ مشاهده می‌شود، به‌طور کلی با افزایش عمق برش، نیروی برش افزایش می‌یابد. در واقع چنانچه عمق برش افزایش یابد، پهنای براده تغییرشکل‌نیافته افزایش می‌یابد و بنابراین سطح مقطع براده تغییرشکل‌نیافته افزایش می‌یابد و در نتیجه نیروی اعمالی به بافت استخوان زیاد می‌شود. همچنین افزایش عمق برش به معنای افزایش سطح اصطکاک و افزایش نیرو است.

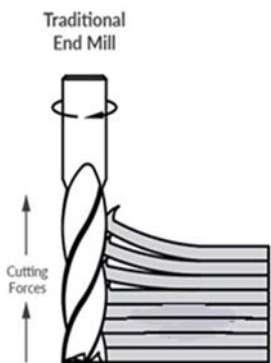
۳-۲-۴- بررسی اثر قطر ابزار

مقدار F و ضریب معادله رگرسیون استخراج‌شده بیانگر آن است که قطر ابزار نقش بسیار مهمی در تولید نیرو دارد. با ملاحظه نمودارهای ۵ و ۷ می‌توان دریافت که با افزایش قطر ابزار نیرو افزایش می‌یابد. با افزایش قطر ابزار فرز، سطح تماس بین استخوان و ابزار فرز بیشتر شده، بنابراین اصطکاک تولیدی بین ابزار فرز و استخوان بیشتر شده و باید نیرو و حرارت بیشتری انتظار داشت. با افزایش قطر ابزار شیب افزایش نیرو نیز بیشتر می‌شود؛ زیرا هم‌زمان افزایش نیرو به دلیل افزایش سطح اصطکاک در سطح آزاد ابزار فرز نیز بیشتر و تاثیرگذار می‌شود. استفاده از ابزارهای با قطر زیاد در جراحی ارتوپدی هم باعث بالارفتن حرارت و نیرو در بافت استخوان می‌شود و هم طول دوره درمان بیشتر می‌شود [29].

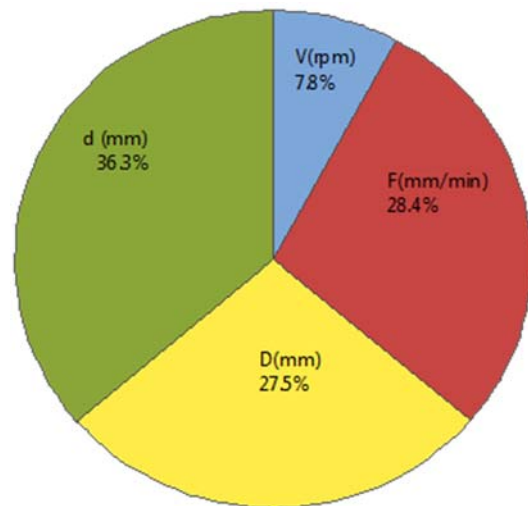
در روش آنالیز حساسیت نسبت به روش سطح پاسخ می‌توان علاوه بر مطالعه کیفی تاثیر پارامترهای ورودی روی پاسخ خروجی، مقدار کمی آن را نیز بررسی نمود و میزان تاثیرگذاری هر یک از



نمودار ۹) رویه‌های مولفه‌های نیروی برش برحسب سرعت دورانی و پیشروی در عمق برش ۰/۴ میلی‌متر و قطر ابزار ۴ میلی‌متر



شکل ۳) اعمال نیروی برش جهت جداکردن استخوان‌ها



نمودار ۸) درصد تاثیر پارامترهای فرآیند روی نیروی برش

۳-۳- بررسی اثر مولفه‌های نیرو

حرکت ابزار در جهت استئون (Osteon) استخوان است. اما چرخش ابزار باعث می‌شود که ابزار به صورت عمود تا موازی با استئون‌ها برخورد کند. نیروی F_x همواره در جهت پیشروی بوده و موازی با جهت استئون‌ها است. نیروی F_y در جهت عمود بر جهت استئون‌ها و نیروی F_z نیروی فشاری است (شکل ۲). با استفاده از نرم‌افزار داینور مولفه‌های نیرو ابتدا فیلتر شدند و سپس میانگین هر مولفه مورد استفاده قرار گرفت. معادلات رگرسیون برای هر مولفه با روش پاسخ سطح طبق رابطه ۵ به دست آمد:

$$F(x) = -0.231 - 0.0017F + 1.135d + 0.064D + 0.00603FD + 0.622Dd$$

$$F(y) = 1.774 - 0.000534V + 0.0196F - 0.87d - 0.315D - 0.000023FV + 0.0536Fd + 0.00786FD + 0.939Dd \quad (5)$$

$$F(z) = 2.93 - 0.00815V + 0.04338F + 2.784d + 0.4264D$$

در نیروی $F(x)$ ، سرعت دورانی نسبت به مولفه‌های دیگر نیرو تاثیر بسیار کمتری دارد تا جایی که عبارت سرعت دورانی در $F(x)$ نادیده گرفته شده است. باید توجه داشت که در جهت پیشروی (که همان جهت استئون‌ها است)، استخوان مقاومت کمتری نسبت به جهات دیگر دارد [39] و بنابراین مقدار $F(x)$ نسبت به مولفه‌های دیگر کمتر است. نمودار ۹ رویه مولفه‌های نیرو را برحسب سرعت دورانی و پیشروی نشان می‌دهد. تاثیر پارامترهای ماشینکاری روی مولفه‌های نیرو همانند تاثیر آنها روی نیروی برآیند است. بنابراین با افزایش نرخ پیشروی، قطر ابزار و عمق برش نیروها بیشتر و با افزایش سرعت دورانی نیروها کمتر می‌شوند. مقدار $F(z)$ نسبت به مولفه‌های دیگر بیشتر است. در واقع استئون‌ها استوانه‌هایی هستند که مانند الوار در کنار هم در ماتریکسی از مواد معدنی قرار گرفتند.

نیروی فشاری جهت جداکردن استئون‌ها از ماتریکس مصرف می‌شود (شکل ۳). بنابراین مقدار مولفه $F(z)$ مورد نیاز افزایش می‌یابد.

مدل‌سازی و اثر هر یک از ورودی‌ها بر رفتار نیرو مورد بحث قرار گرفت.

با افزایش سرعت دورانی، کاهش نرخ پیشروی، کاهش قطر ابزار و کاهش عمق برش نیروی وارد بر استخوان حین فرزکاری کاهش می‌یابد و با در نظر گرفتن معادله حاکم بر نیرو و تنظیم سرعت دوران ابزار روی ۱۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۱۲ میلی‌متر بر دقیقه و قطر ابزار ۲ میلی‌متر و عمق برش ۰/۲ می‌توان به کمینه مقدار نیروی ۳۳۴۱ نیوتن رسید. همچنین با بهینه‌سازی انجام شده روی معادله ریاضی حاکم با همین شرایط آزمایش ۸۲/۰ نیوتن به دست آمد که اختلاف قابل قبولی است.

برای هر کدام از مولفه‌های نیرو به‌طور جداگانه معادله رگرسیون با روش پاسخ سطح ارایه شد و مشاهده شد که نیروی $F(x)$ کمترین تاثیر را در بین مولفه‌های دیگر دارد، زیرا در جهت پیشروی و موازی استخوان‌ها بوده و در این جهت مقاومت استخوان کمتر است. حداکثر مقدار $F(x)$ حدود ۲/۶۶ نیوتن است. همچنین نیروی $F(z)$ به دلیل آنکه باید استخوان‌ها را از یکدیگر در جهت عمود جدا کند از مولفه‌های دیگر بیشتر است و حداکثر مقدار آن در حدود ۴/۲ نیوتن است.

با مقایسه‌ای که بین چهار متغیر ورودی ارایه شده توسط روش آنالیز حساسیت به دست می‌آید، مشخص شد که عمق برش بیشترین تاثیر را با ۳۶/۳٪ در ایجاد و اعمال نیرو دارد و بعد از آن به ترتیب نرخ پیشروی با ۲۸/۴٪، قطر ابزار با ۲۷/۵٪ و سرعت دورانی با ۷/۸٪ نقش دارند. در رابطه با پیشروی و سرعت دورانی وجود دو عامل متضاد باعث کاهش مقدار تاثیر آنها شده است. به خصوص سرعت دورانی که کمترین تاثیر را در بین سایر پارامترها دارد. اگرچه کاهش پارامترهای قطر ابزار، نرخ پیشروی و عمق برش به کاهش نیرو کمک می‌کند؛ اما باید توجه داشت که فرآیند فرزکاری استخوان در عمل جراحی برای حداقل کردن خونریزی باید در حداقل زمان ممکن صورت پذیرد [40].

تشکر و قدردانی: نویسندگان مقاله از دانشکده مکانیک دانشگاه تربیت مدرس و کارگاه ماشینکاری که امکان انجام این پژوهش را فراهم نمود، تشکر می‌نمایند.

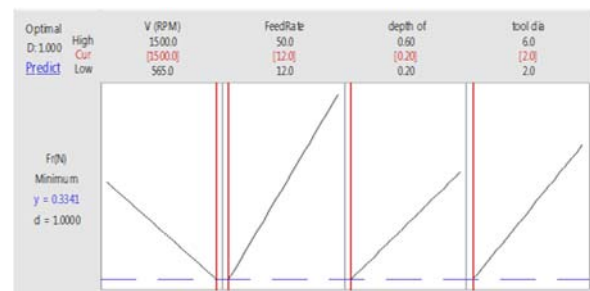
تأییدیه اخلاقی: این مقاله تاکنون در نشریه دیگری (به‌طور کامل یا بخشی از آن) به چاپ نرسیده است. ضمناً محتویات علمی و ادبی مقاله منتج از فعالیت علمی خود نویسندگان بوده و صحت و اعتبار نتایج و متن مقاله بر عهده نویسندگان است.

تعارض منافع: نویسندگان هیچ‌گونه تعارض منافعی برای این اثر ندارند.

سهم نویسندگان: مهدی قاسمی (نویسنده اول)، پژوهشگر اصلی/نگارنده مقاله (۲۵٪)؛ محمد مرادشخی (نویسنده دوم)، روش‌شناس/پژوهشگر کمکی (۲۵٪)؛ مجتبی ذوالفقاری (نویسنده سوم)، روش‌شناس/پژوهشگر کمکی (۲۵٪)؛ وحید طهماسبی (نویسنده چهارم)، تحلیلگر آماری (۲۵٪).

۴- بهینه‌سازی نیروی برش

با توجه به آزمایش و مدل‌سازی که در مورد تحلیل نیرو در فرآیند فرزکاری استخوان انجام شد، در این قسمت برای دستیابی به کمترین مقدار نیرو در فرزکاری استخوان بهینه‌سازی انجام می‌شود. با توجه به حداقل مقدار نیروی به دست آمده در مدل و همچنین اعمال حد مطلوبیت، بهینه‌سازی انجام شده روی مدل ریاضی رگرسیون استخراج شده به صورت نمودار ۱۰ است. مقایسه بین نتیجه به دست آمده از بهینه‌سازی و نتیجه مدل‌سازی و آزمایش صحت‌سنجی در جدول ۵ نشان داده شده است. با توجه به جدول ۵ مشخص می‌شود بهینه‌سازی صورت گرفته از دقت نسبتاً مناسبی برخوردار است.



نمودار ۱۰) بهینه‌سازی انجام شده به منظور دستیابی به کمینه نیروی برش

جدول ۵) بهینه‌سازی انجام شده روی نتایج مدل‌سازی و آزمایش

بهینه‌سازی	V (rpm)	f (mm/min)	d (mm)	D (mm)	Force (N)
مدل‌سازی	۱۵۰۰	۱۲	۰/۲	۲	۳۳۴۱/۰
آزمایش	۱۵۰۰	۱۲	۰/۲	۲	۸۲/۰

بنابراین با سرعت دورانی ۱۵۰۰ دور بر دقیقه، پیشروی ۱۲ میلی‌متر بر دقیقه، قطر ابزار ۲ میلی‌متر و عمق برش ۰/۲ میلی‌متر می‌توان به حداقل نیرو دست یافت. البته توجه به این نکته لازم است که در جراحی ارتوپدی سرعت عملکرد از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است و جراحی بایستی در کوتاه‌ترین زمان ممکن انجام شود و هنگام استفاده از ربات‌های جراحی سرعت عملکرد فرزکاری استخوان به نرخ پیشروی ابزار، قطر ابزار و عمق برش وابسته است. با مراجعه به نمودارهای برهم‌کنش این امکان وجود دارد که (با توجه به قطر و عمق برش)، سرعت دورانی و نرخ پیشروی را با در نظر داشتن نیروی مجاز جراحی در حالت مناسب تنظیم نمود.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله، عملیات فرزکاری استخوان و مدل‌سازی و بهینه‌سازی به روش پاسخ و آنالیز حساسیت سوبل انجام شد. متغیرهای ورودی در این فرآیند سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی، قطر ابزار و عمق برش و مولفه‌های نیروی برش و برآیند آنها به عنوان متغیرهای خروجی در نظر گرفته شدند. معادله ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم برای نیرو استخراج شد و

13- Moghaddam M, Nahvi A, Arbabtafti M, Mahvash M. A physically realistic voxel-based method for haptic simulation of bone machining. In: Ferre M, editor. EuroHaptics 2008: Haptics: Perception, Devices and Scenarios, Lecture Notes in Computer Science, vol 5024. Heidelberg: Springer; 2008.

14- Kianmajd B, Carter D, Soshi M. A novel toolpath force prediction algorithm using CAM volumetric data for optimizing robotic arthroplasty. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. 2016;11:1871-1880.

15- Plaskos C. Modeling and design of robotized tools and milling techniques for total knee arthroplasty [Dissertation]. Grenoble: Université Joseph-Fourier; 2005.

16- Wu D, Zhang L, Liu S. Research on establishment and validation of cutting force prediction model for bone milling. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), 6-9 December 2015, Zhuhai, China. Piscataway: IEEE; 2016.

17- Van Ham G, Denis K, Vander Sloten J, Van Audekercke R, Van der Perre G, De Schutter J, et al. Machining and accuracy studies for a tibial knee implant using a force-controlled robot. Computer Aided Surgery. 1998;3(3):123-133.

18- Inoue T, Sugita N, Mitsuishi M, Saito T, Nakajima Y, Yokoyama Y, et al. Optimal control of cutting feed rate in the robotic milling for total knee arthroplasty. 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, 26-29 Sept. 2010, Tokyo, Japan. Piscataway: IEEE; 2010.

19- Federspil PA, Plinkert B, Plinkert PK. Experimental robotic milling in skull-base surgery. Computer Aided Surgery. 2003;8(1):42-48.

20- Sugita N, Genma F, Nakajima Y, Mitsuishi M. Adaptive controlled milling robot for orthopedic surgery. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 10-14 April 2007, Roma, Italy. Piscataway: IEEE; 2007.

21- Plaskos C, Hodgson AJ, Cinquin P. Modelling and optimization of bone-cutting forces in orthopaedic surgery. In: Ellis RE, Peters TM, editors. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2003, MICCAI 2003. Lecture Notes in Computer Science, vol 2878. Heidelberg: Springer; 2003. 254-261.

22- Shakouri E, Sadeghi M, Maerefat M. Experimental investigation of thermal necrosis in conventional and high speed drilling of bone. Microbial Drug Resistance Journal. 2013;13(10):105-117.

23- Plaskos C. Bone sawing and milling in computer-assisted total knee arthroplasty [Dissertation]. London: University of Western Ontario; 1999.

24- Hu Y, Jin H, Zhang L, Zhang P, Zhang J. State recognition of pedicle drilling with force sensing in a robotic spinal surgical system. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2014;19(1):357-365.

25- Dai Y, Xue Y, Zhang J. Vibration-based milling condition monitoring in robot-assisted spine surgery. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2015;20(6):3028-3039.

26- Deng Z, Jin H, Hu Y, He Y, Zhang P, Tian W, et al. Fuzzy force control and state detection in vertebral lamina milling. Mechatronics. 2016;35:1-10.

27- Jin H, Hu Y, Deng Z, Zhang P, Song Z, Zhang J. Model-based state recognition of bone drilling with robotic orthopedic surgery system. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 31 May-7 June 2014, Hong Kong, China. Piscataway: IEEE; 2014.

منابع مالی: در این مقاله از حمایت مالی مشخصی استفاده نشده است.

فهرست علائم

سرعت دورانی	$V(\text{Rpm})$
پیشروی	$F(\text{mm}/\text{min})$
قطر ابزار	$D(\text{mm})$
عمق برش	$d(\text{mm})$
نیروی برش	$Fr(\text{N})$

منابع

- 1- American Academy of Orthopaedic Surgeons. Total knee replacement [Internet]. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2015 [Unknown Cited]. Available from: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-knee-replacement/>
- 2- James TP, Chang G, Micucci S, Sagar A, Smith EL, Cassidy C. Effect of applied force and blade speed on histopathology of bone during resection by sagittal saw. Medical Engineering & Physics. 2014;36(3):364-370.
- 3- Fox MJ, Scarvell JM, Smith PN, Kalyanasundaram S, Stachurski ZH. Lateral drill holes decrease strength of the femur: An observational study using finite element and experimental analyses. Journal of Orthopaedic Surgery and Research. 2013;8:29.
- 4- Tai BL, Zhang L, Wang A, Sullivan S, Shih AJ. Neurosurgical bone grinding temperature monitoring. Procedia CIRP. 2013;5:226-230.
- 5- Marco M, Rodríguez-Millán M, Santiuste C, Giner E, Henar Miguélez M. A review on recent advances in numerical modelling of bone cutting. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2015;44:179-201.
- 6- Cao T, Li X, Gao Z, Feng G, Shen P. A method for identifying otological drill milling through bone tissue wall. The International Journal of Medical Robotics. 2011;7(2):148-155.
- 7- Lonner JH. Robotically assisted unicompartmental knee arthroplasty with a handheld image-free sculpting tool. Operative Techniques in Orthopaedics. 2015;25(2):104-113.
- 8- Natali C, Ingle P, Dowell J. Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face. The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume. 1996;78(3):357-362.
- 9- Pandey RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma. 2013;4(1):15-30.
- 10- Denis K, Van Ham G, Vander Sloten J, Van Audekercke R, Van der Perre G, De Schutter J, et al. Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot-assisted total knee arthroplasty. International Congress Series. 2001;1230:300-306.
- 11- Wang W, Shi Y, Yang N, Yuan X. Experimental analysis of drilling process in cortical bone. Medical Engineering & Physics. 2014;36(2):261-266.
- 12- Arbabtafti M, Moghaddam M, Nahvi A, Mahvash M, Richardson B, Shirinzadeh B. Physics-based haptic simulation of bone machining. IEEE Transactions on Haptics. 2011;4(1):39-50.

- Materials & Design. 2010;31(8):3845-3851.
- 35- Moradi M, Ghoreishi M, Frostevarg J, Kaplan AFH. An investigation on stability of laser hybrid arc welding. *Optics and Lasers in Engineering*. 2013;51(4):481-487.
- 36- Korayem M, Rastegar Z, Taheri M. Sensitivity analysis of nano-contact mechanics models in manipulation of biological Cell. *Nanoscience and Nanotechnology*. 2012;2(3):49-56.
- 37- Dillon NP, Kratchman LB, Dietrich MS, Labadie RF, Webster RJ, Withrow TJ. An experimental evaluation of the force requirements for robotic mastoidectomy. *Otology and Neurotology*. 2013;34(7):e93-e102.
- 38- Shakouri E, Sadeghi MH, Maerefat M, Karafi MR, Memarpour M. Experimental and analytical investigation of thrust force in ultrasonic assisted drilling of bone. *Modares Mechanical Engineering*. 2014;14(6):194-200. [Persian]
- 39- Yeager C, Nazari A, Arola D. Machining of cortical bone: Surface texture, surface integrity and cutting forces. *Machining Science and Technology*. 2008;12(1):100-118.
- 40- Sugita N, Ishii K, Sui J, Terashima M. Multi-grooved cutting tool to reduce cutting force and temperature during bone machining. *CIRP Annals*. 2014;63(1):101-104.
- 28- Alam K, Mitrofanov AV, Silberschmidt VV. Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone. *Medical Engineering & Physics*. 2011;33(2):234-239.
- 29- Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrına DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2008;128(1):71-77.
- 30- Pandey RK, Panda SS. Optimization of bone drilling using Taguchi methodology coupled with fuzzy based desirability function approach. *Journal of Intelligent Manufacturing*. 2015;26:1121-1129.
- 31- Ghoreishi M, Tahmasbi V. Optimization of material removal rate in dry electro-discharge machining process 2. *Modares Mechanical Engineering*. 2015;14(12):113-121. [Persian]
- 32- Hou TH, Su CH, Liu WL. Parameters optimization of a nano-particle wet milling process using the Taguchi method, response surface method and genetic algorithm. *Powder Technology*. 2007;173(3):153-162.
- 33- Montgomery DC. *Design and analysis of experiments*. Hoboken: John Wiley & Sons; 2008.
- 34- Nekahi A, Dehghani K. Modeling the thermomechanical effects on baking behavior of low carbon steels using response surface methodology.