

Sobol Sensitivity Analysis and Optimization of Cortical Bone Milling Parameters for Temperature and Cutting Force Control Using Response Surface Methodology (RSM)

Ali Akhondi¹, Vahid Tahmasbi², and Mahdi qasemi³

Abstract—This experimental study investigates the cortical bone milling process, focusing on the sensitivity analysis of key machining parameters such as spindle speed, cutting depth, feed rate, and tool diameter. Bone milling plays a critical role in orthopedic and neurosurgical procedures, where controlling temperature and cutting forces is a significant challenge. Experiments were conducted on bovine bone samples to evaluate the effects of these four parameters on cutting temperature and cutting force. A Sobol sensitivity analysis was employed to assess the contribution of each parameter to the variations in temperature and force. The results revealed that cutting depth had the most significant impact on temperature, contributing 90.7%, while tool diameter was identified as the dominant factor affecting cutting force, accounting for 59.7%. Furthermore, multi-objective optimization using Response Surface Methodology (RSM) was applied to determine the optimal process conditions. These findings provide valuable insights for optimizing machining parameters in surgical and biomedical applications.

Keywords—Bone milling, Temperature, Optimization, Sensitivity analysis, Cutting force.

1. INTRODUCTION

Bone-machining techniques, particularly milling, are essential in orthopedic surgeries for preparing implant sites and preserving bone stability[1, 2]. As the volume of orthopedic procedures increases, enhancing the efficiency and safety of these processes becomes increasingly important. Bone milling, frequently used in joint and spinal surgeries, requires high precision and preservation of adequate bone blood supply[3]. However, challenges such as elevated temperatures and high cutting forces may lead to thermal damage and reduced treatment quality. This study investigates the effects of machining parameters, including spindle speed, cutting depth, feed rate, and tool diameter, on temperature and force during bone milling. Predictive models and sensitivity analysis are employed to optimize the process, aiming to minimize tissue damage and improve surgical tool performance.

2. MODELING AND FORMULATION

This section presents the experimental design model and the

Sobol sensitivity analysis method. Statistical modeling and experimental design, particularly through response surface methodology (RSM), are essential for addressing complex engineering problems, particularly in experimental research and advanced numerical simulations. RSM facilitates the management of experimental design complexity by providing accurate mathematical models, generating interactive plots, and ensuring alignment between models and experimental data. The general form of the relevant equation is provided in Equation (1), systematically representing the variables and interactions that influence the results.

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

Sensitivity analysis is a robust approach for evaluating the impact of input uncertainties on model outputs and identifying key influencing factors. Sobol's statistical sensitivity analysis, based on variance decomposition, is well-suited for analyzing nonlinear models and complex interactions without requiring simplifying assumptions. The variance decomposition approach enables the calculation of both the independent contribution of each parameter and higher-order interactions, as shown in Equation (2).

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

The total sensitivity index, defined in Equation (3), quantifies the overall impact of a parameter on output variance, encompassing both main effects and interactions.

$$S_{Ti} = s_i + \sum_{j \neq i} s_{ij} + \dots \quad (3)$$

3. MATERIALS AND METHODS

In this study, temperature and force were measured as response variables during cortical bone milling, with spindle speed, cutting depth, feed rate, and tool diameter as input variables. Fresh bovine femur bone (3-4 years old) was used, as it has properties similar to human bones [4-6]. The bone ends were cut to ensure consistency. Tungsten carbide tools with spherical tips (4, 6, and 8 mm) were chosen based on their frequent use in previous research[4]. Milling was conducted on a Siemens VMC 850 machine, and temperature and force were measured

¹ Master degree, Department of mechanical engineering, Arak university of technology, Arak, Iran.

² Associate Professor, Department of mechanical engineering, Arak university of technology, Arak, Iran.

³ Corresponding author. assistant Professor, Department of mechanical engineering, Arak university of technology, Arak, Iran,

using a force gauge and an infrared camera. A total of 27 experiments were conducted, with each experiment repeated three times for accuracy. The experiments were randomized, and a 95% confidence level was used; factors with p-values less than 0.05 were considered significant.

4. Result and discution

a. Temperature

This study investigates the effects of spindle speed, feed rate, tool diameter, and cutting depth on milling temperature in cortical bone. Increasing spindle speed from 3000 to 5000 RPM raises the temperature by 2-3°C, with a weak positive effect on temperature due to increased tool-tissue contact and friction. Increasing the feed rate from 20 to 60 mm/min leads to a 2-3°C temperature rise as more tissue is shaved, thereby enhancing friction and heat. Increasing the tool diameter from 4 to 8 mm results in a smaller temperature increase (1-2°C) due to a larger contact area, although cooling effects reduce the slope of the temperature change. Cutting depth has the greatest effect, with a nearly linear increase in temperature from 32°C to 50°C as depth increases from 0.1 to 0.6 mm, driven by increased shear force and friction. Higher cutting depths and feed rates generate more heat, increasing the potential for thermal damage to bone tissue.

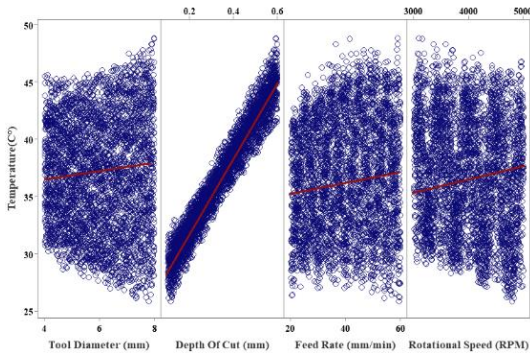


Figure 1 The effect of independent factors on temperature.

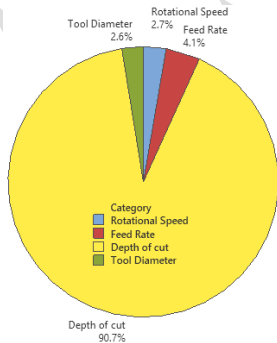


Figure 2 The percentage of the effect of input factors on milling temperature

b. Cutting force

This study examines the impact of input factors, spindle speed, feed rate, tool diameter, and cutting depth on shear force during cortical bone milling. Increasing spindle speed from 3000 to 5000 RPM reduces shear force by about 40-50% due to lower friction between the tool and bone. Feed rate increases result in a mild increase in shear force, with a rise from 0.6-0.7

Newtons to 1.1-1.2 Newtons. Higher cutting depths cause a significant increase in force, with shear force rising linearly from 0.4-0.5 Newtons to 1.3-1.5 Newtons. Tool diameter shows a nonlinear effect: force decreases by 70-80% as the diameter increases from 4 to 6.5 mm, then increases again beyond 6.5 mm. Moreover, the cutting force is higher when milling perpendicular to the bone (62.5 Newtons) compared to parallel (48.5 Newtons). These findings highlight the importance of controlling these factors to optimize bone milling performance and reduce the risk of tissue damage and tool wear.

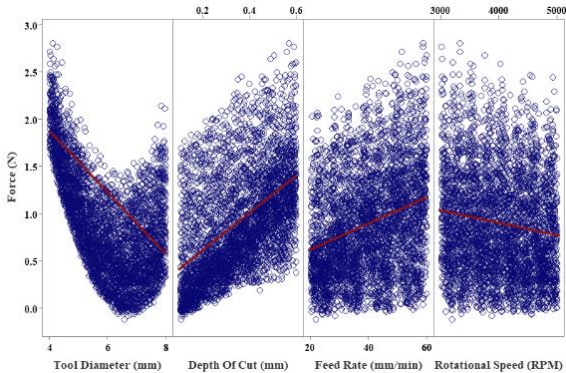


Figure 3 The effect of independent factors on force.

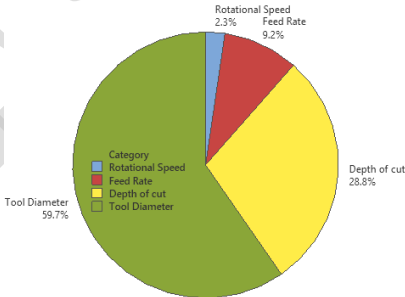


Figure 4 The percentage of the effect of input factors on milling Force

c. Optimization

The optimization of shear force and temperature in the milling process, using the Dringer desirability function, resulted in a minimum shear force of 0.6494 Newtons and a minimum temperature of 29.5870°C, with a composite desirability index of 0.9213. This optimization helps simulate real surgical conditions and can guide the initial settings and control strategies for surgical systems.

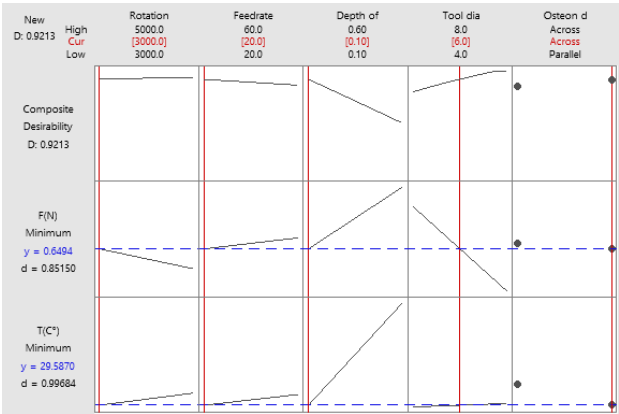


Figure 5 The optimization of temperature and cutting force

5. Conclusion

This study investigates the effects of spindle speed, feed rate, cutting depth, and tool diameter on temperature and force in cortical bone milling. A second-order regression model was developed using Response Surface Methodology (RSM) to predict these variables in both parallel and transverse directions to the osteon structure. Sensitivity analysis revealed that tool diameter was the most significant factor. The optimal conditions for minimizing temperature (29.4°C) and force (1.4 N) were cutting depth of 0.1 mm, feed rate of 20 mm/min, tool diameter of 8 mm, and transverse milling. These findings can help optimize process conditions and tool selection in orthopedic surgery.

- [1] P. Zawadzki, R. Talar, A. Patalas, and S. Legutko, "Influence of machining parameters on cutting and chip-formation process during cortical bone orthogonal machining," *Materials*, vol. 15, no. 18, p. 6414, 2022.
- [2] A. B. Harris and J. K. Oni, "Cementless, Cruciate-Retaining Primary Total Knee Arthroplasty Using Conventional Instrumentation: Technical Pearls and Intraoperative Considerations," *JBJS Essential Surgical Techniques*, vol. 14, no. 3, p. e23, 2024.
- [3] M. Axenhus, M. Salemyr, S. Mukka, M. Magnéli, and O. Sköldenberg, "Long-term follow-up of bone density changes in total hip arthroplasty: comparative analysis from a randomized controlled trial of a porous titanium construct shell vs. a porous coated shell," *International Orthopaedics*, vol. 48, no. 11, pp. 2835-2842, 2024.
- [4] A. Babbar *et al.*, "Experimental analysis of wear and multi-shape burr loading during neurosurgical bone grinding," *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 12, pp. 15-28, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2021.02.060>.
- [5] T. Enomoto, H. Shigeta, T. Sugihara, and U. Satake, "A new surgical grinding wheel for suppressing grinding heat generation in bone resection," *CIRP Annals*, vol. 63, no. 1, pp. 305-308, 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2014.03.026>.
- [6] A. Danda, Y. T. Kao, M. A. Kuttalamadam, and B. L. Tai, "Characterization of forces in high-speed bone cutting and grinding for haptics rendering," in *International Manufacturing Science and Engineering Conference*, 2016, vol. 49903: American Society of Mechanical Engineers, p. V002T03A012, doi: <https://doi.org/10.1115/MSEC2016-8794>.

تحلیل حساسیت سوبول و بهینه‌سازی پارامترهای فرزکاری استخوان کورتیکال برای کنترل دما و نیروی برشی با روش سطح پاسخ

چکیده

این مطالعه تجربی به بررسی فرایند فرزکاری استخوان کورتیکال و تحلیل حساسیت پارامترهای کلیدی مانند سرعت دورانی، عمق برش، نرخ پیشروی و قطر ابزار می‌پردازد. فرزکاری استخوان در جراحی‌های ارتوپدی و مغز و اعصاب از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است و کنترل دما و نیروی برشی یکی از چالش‌های اصلی این فرایند است. در این تحقیق، آزمایش‌ها بر روی نمونه‌های استخوانی گاو انجام شد و تأثیر این چهار پارامتر بر دما و نیروی برشی مورد بررسی قرار گرفت. تحلیل حساسیت سوبول برای ارزیابی سهم هر پارامتر در تغییرات دما و نیرو به کار گرفته شد. نتایج نشان داد که عمق برش با سهم ۹۰/۷ درصد بیشترین تأثیر را بر دما داشته، در حالی که قطر ابزار با ۵۹/۷ درصد به‌عنوان مهم‌ترین عامل در تغییرات نیروی برشی شناسایی شد. در نهایت، بهینه‌سازی فرایند با استفاده از روش سطح پاسخ (RSM) برای دستیابی به شرایط بهینه انجام شد. این یافته‌ها می‌تواند به انتخاب بهینه پارامترها در فرایندهای جراحی و کاربردهای زیست‌پزشکی کمک کند.

واژگان کلیدی: فرزکاری، دما، بهینه‌سازی، تحلیل حساسیت، نیرو.

Sobol Sensitivity Analysis and Optimization of Cortical Bone Milling Parameters for Temperature and Cutting Force Control Using Response Surface Methodology (RSM)

Abstract

This experimental study investigates the cortical bone milling process, focusing on the sensitivity analysis of key machining parameters such as spindle speed, cutting depth, feed rate, and tool diameter. Bone milling plays a critical role in orthopedic and neurosurgical procedures, where controlling temperature and cutting forces is a significant challenge. Experiments were conducted on bovine bone samples to evaluate the effects of these four parameters on cutting temperature and cutting force. A Sobol sensitivity analysis was employed to assess the contribution of each parameter to the variations in temperature and force. The results revealed that cutting depth had the most significant impact on temperature, contributing 90.7%, while tool diameter was identified as the dominant factor affecting cutting force, accounting for 59.7%. Furthermore, multi-objective optimization using Response Surface Methodology (RSM) was applied to determine the optimal process conditions. These findings provide valuable insights for optimizing machining parameters in surgical and biomedical applications.

Keywords:

Bone milling, Temperature, Optimization, Sensitivity analysis, Force

۱- مقدمه

در جراحی‌های ارتوپدی، استفاده از روش‌های کنترل‌شده‌ی ماشین‌کاری استخوان، از جمله سوراخ‌کاری، اره‌کاری و فرز‌کاری، نقش اساسی در آماده‌سازی محل کاشت ایمپلنت، شکل‌دهی ساختارهای استخوانی و برداشت بافت‌های بیمار در اعمالی نظیر بازسازی مفصل و فیکساسیون شکستگی‌ها دارد [۱، ۲]. حجم سالانه‌ی درمان‌های ارتوپدی در سراسر جهان از ۲۰ میلیون مورد فراتر رفته و همچنان رو به افزایش است؛ امری که ضرورت بهبود کارایی، ایمنی و تکرارپذیری فرآیندهای برش استخوان را برجسته می‌سازد [۷، ۸]. فرز‌کاری استخوان به‌طور گسترده در آرتروپلاستی مفصل ران و زانو و همچنین جراحی‌های ستون فقرات به‌منظور ایجاد هندسه‌های سه‌بعدی پیچیده به کار می‌رود؛ در این کاربردها، دقت در کانتورینگ و حفظ خون‌رسانی مناسب استخوان برای پایداری بلندمدت ایمپلنت‌ها امری حیاتی است [۳، ۹]. با این حال، تنش‌های ترمومکانیکی ایجادشده در فصل مشترک ابزار-استخوان می‌توانند منجر به ریزترک‌ها، تحلیل موضعی استخوان و نکرز حرارتی شوند که در نهایت استحکام تثبیت پروتز را تضعیف کرده و دوره‌ی نقاهت پس از عمل را طولانی می‌کنند [۱۰، ۱۱]. این ملاحظات، ضرورت انجام مطالعات جامع پیرامون تأثیر پارامترهای ماشین‌کاری و طراحی ابزار بر افزایش دما، نیروهای برشی و کیفیت سطح در فرز‌کاری استخوان را آشکار می‌سازد.

افزایش بیش‌ازحد دما در حین ماشین‌کاری استخوان یکی از عوامل اصلی بروز نکرز حرارتی و اختلال در استخوان‌سازی و یکپارچگی استخوان است. تیان و همکاران [۱۲] با ارائه‌ی یک مدل پیش‌بینی دما برای فرز‌کاری ربائیک، عمق برش را به‌عنوان مهم‌ترین عامل مؤثر بر افزایش دما معرفی کرده و نقش جهت برش را نیز مورد تأکید قرار دادند. همچنین، ال‌عبدالله و همکاران [۱۳] با استفاده از نمونه‌ی جانشین استخوان اسفنجی، نشان دادند که افزایش نرخ پیشروی و سرعت اسپیندل موجب افزایش قابل‌توجه دما و نیروی برش می‌شود، در حالی که کاهش نرخ پیشروی می‌تواند آسیب حرارتی را کاهش دهد. بای و همکاران [۱۱] گزارش کردند که در فرز‌کاری لامینای ستون فقرات، افزایش عمق فرز‌کاری به‌طور قابل‌توجهی دمای سطح استخوان و ابزار را افزایش می‌دهد، در حالی که سرعت پیشروی تأثیر ناچیزی دارد. ربیعی و همکاران [۱۴] نشان دادند که در مقیاس میکرو، قطر ابزار مهم‌ترین پارامتر مؤثر بر دما در میکروفرز‌کاری استخوان است و پس از آن سرعت اسپیندل و نرخ پیشروی قرار دارند. طهماسبی و همکاران نیز با استفاده از مدل‌های تحلیلی و تعادل گرمایی نشان دادند که نرخ پیشروی، زمان تماس ابزار با استخوان را تحت تأثیر قرار می‌دهد و سرعت دورانی بالاتر، دمای فرآیند را افزایش می‌دهد [۱۵]. در همین راستا، الام و همکاران تأثیر فرسایش مته بر دمای سوراخ‌کاری را بررسی کرده و افزایش دما تا ۷ درجه سانتی‌گراد را در شرایط فرسایش بالا گزارش نمودند [۱۶].

نیروهای برشی ایجادشده در هنگام فرز‌کاری استخوان از اهمیت بالایی برخوردارند، زیرا بر انحراف ابزار، ارتعاش، آغاز ریزترک‌ها و احتمال بروز شکست مکانیکی در محل تماس استخوان و ایمپلنت تأثیر می‌گذارند. در بررسی این نیروها، طهماسبی و همکاران در مطالعه‌ی دیگر عمق برش را مهم‌ترین عامل مؤثر بر نیروی برش شناسایی کرده و شرایطی با کمترین نیروی برش را معرفی نمودند [۱۷]. از سوی دیگر، ژانگ و همکاران نشان دادند که سرعت دورانی و عمق برش نسبت به نرخ پیشروی تأثیر بیشتری بر نیروهای مماسی و عمودی دارند [۱۸]. سان و همکاران با بررسی میکرو سنگ‌زنی همراه با ارتعاشات اولتراسونیک، دریافتند که این تکنیک به کاهش ضخامت براده تغییر شکل نیافته، گسترش ناحیه برداشت استخوانی و کاهش نیرو کمک می‌کند؛ به‌طوری‌که مدل پیش‌بینی نیرو با انحراف کمتر از ۱۱ درصد نسبت به داده‌های تجربی تطابق داشت [۱۹]. ایکار و همکاران نیز مشخص کردند که ماشین‌کاری عمود بر ساختار استخوان بیشترین نیرو را تولید کرده و ابزارهایی با زاویه برش منفی منجر به افزایش چشمگیر نیروهای برشی می‌شوند [۲۰].

در مسیر بهینه‌سازی این فرآیندها، تحلیل حساسیت ابزاری مهم برای ارزیابی نقش هر پارامتر به‌شمار می‌رود. شیخی و همکاران روش متغیرهای مختلط توسعه یافته برای تحلیل حساسیت مرتبه اول و دوم را معرفی کردند که با به‌کارگیری هم‌زمان بخش‌های حقیقی و موهومی، کارایی را نسبت به روش متغیرهای مختلط افزایش داد. از روش متغیرهای مختلط توسعه یافته برای مسائل دارای حل بسته استفاده و نتایج با روش متغیرهای مختلط و تفاضل محدود مقایسه شد. نتایج نشان داد که حساسیت مرتبه اول در هر دو روش نسبت به اندازه گام تغییر محسوسی ندارد. اما در حساسیت مرتبه دوم، متغیرهای مختلط توسعه یافته

مستقل از اندازه گام عمل کرده و کارایی ودقت بالاتری ارائه می‌دهد. همچنین دامنه نتایج دقیق در مرتبه دوم با متغیرهای مختلط توسعه یافته حدود 2 تا 4 برابر گسترده‌تر از روش متغیرهای مختلط و تفاضل محدود بیان شد [۲۱]. سوسن‌آبادی و همکاران با استفاده از تحلیل حساسیت e-FAST دریافتند که سرعت دوران مته بیشترین اثر را بر نیروی سوراخ‌کاری دارد و مدل رگرسیونی مرتبه دوم می‌تواند پیش‌بینی دقیقی از رفتار نیرو داشته باشد [۲۲]. قاسمی و همکاران نیز در فرآیند برش متعامد استخوان نشان دادند که سرعت ابزار، زاویه براده و عمق برش تأثیر چشمگیری بر دما دارند، به‌طوری که دمای برش در شرایط بهینه به ۱۷/۹ درجه سانتی‌گراد کاهش یافت [۲۳]. ستوده و همکاران با بهره‌گیری از روش تاگوچی توانستند دما و نیروی محوری را در سوراخ‌کاری بهینه‌سازی کنند و تأکید کردند که کنترل دقیق پارامترها، کیفیت درمان را افزایش می‌دهد [۲۴]. صفری و همکاران در تحلیل دما طی سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال دریافتند که افزایش زاویه مارپیچ مته از تجمع براده جلوگیری کرده و موجب کاهش چشمگیر دما می‌شود [۲۵]. سوسن‌آبادی و همکاران در پژوهشی دیگر نشان داد که پوشش ابزار با نیتريد تیتانیوم نانوساختار باعث کاهش قابل توجه نیروی محوری می‌شود [۲۶]. در حالی که طاهری و همکاران با تحلیل سوبول مشخص کردند که پوشش نانو موجب افزایش سهم سرعت دورانی در فرآیند از ۴۵ درصد به ۷۳ درصد شده و کنترل نیروی محوری را بهبود می‌بخشد [۲۷].

در راستای بهینه‌سازی فرآیندهای ماشین‌کاری، تحقیقات مختلفی در جهت بررسی تأثیر پارامترهای فرایند انجام شده است. مختاری و همکاران با ارزیابی دما و نیروی محوری تحت شرایط مختلف، بهترین پارامترها را برای کاهش ترک و زبری سطح تعیین کردند [۲۸]. همچنین، ذوالفقاری و همکاران از روش سطح پاسخ برای بهینه‌سازی نیرو در سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال استفاده کرده و با انتخاب ابزارهایی با قطر کمتر، سرعت دوران بالا و نرخ پیشروی پایین، آسیب به بافت استخوان را به حداقل رساندند [۲۹]. براهنی و همکاران به بررسی اثر پارامترهای ماشین‌کاری بر سایش ابزار و زبری سطح در فرآیند تراشکاری اینکونل ۷۱۸ پرداختند. نتایج نشان داد نرخ پیشروی و عمق برش بیشترین تأثیر را بر زبری سطح دارند. آنها شرایط بهینه فرسایش ابزار و زبری سطح را در مطالعه خود شناسایی کردند [۳۰].

باوجود پیشرفت‌های چشمگیر در زمینه ماشین‌کاری استخوان، هنوز چالش‌هایی در تحلیل دقیق و کمی تأثیر پارامترهای مختلف بر دما و نیرو در این فرایند وجود دارد. هدف از این تحقیق پر کردن خلأ علمی موجود و بررسی تأثیر چهار پارامتر اصلی شامل سرعت دورانی، عمق برش، نرخ تغذیه و قطر ابزار در فرایند فرزکاری استخوان کورتیکال است. آزمایش‌ها در دو جهت موازی و عمود بر ساختار استخوان انجام خواهد شد. برای پیش‌بینی دما و نیرو، از مدل رگرسیونی خطی مرتبه دوم با استفاده از روش سطح پاسخ بهره‌گیری خواهد شد. علاوه بر این، برای نخستین‌بار در این حوزه، تحلیل حساسیت جهانی سوبول به‌منظور تعیین سهم نسبی هر پارامتر در تغییرات دما و نیرو به کار گرفته می‌شود. این روش با اولویت‌بندی عواملی که بیشترین تأثیر را دارند، شرایطی برای بهینه‌سازی فرایند فراهم می‌آورد. نتایج این تحقیق می‌تواند به بهبود عملکرد ابزارهای جراحی، کاهش آسیب به بافت‌های زیستی، پیشگیری از نکرور حرارتی و جلوگیری از ایجاد ریزترک‌ها در طول جراحی کمک کند.

۲- مدل‌سازی و فرمول‌بندی

در بخش نخست، مدل طراحی آزمایش ابتدا مورد بررسی قرار می‌گیرد و پس از آن، روش تحلیل حساسیت Sobol توضیح داده می‌شود. سپس، روند انجام تحلیل حساسیت به طور کامل مورد بحث قرار خواهد گرفت.

۲-۱- مدل‌سازی آماری و طراحی آزمایش‌ها با بهره‌گیری از روش سطح پاسخ

در مواجهه با مسائل پیچیده مهندسی، به‌ویژه در تحقیقات تجربی و شبیه‌سازی‌های عددی پیشرفته، روش‌های آماری مانند روش سطح پاسخ نقش مهمی در طراحی، مدل‌سازی و بهینه‌سازی فرایندها ایفا می‌کنند. این روش به دلیل توانایی در مدیریت پیچیدگی‌های طراحی آزمایش، ارائه مدل ریاضی دقیق، ایجاد نمودارهای تعاملی میان متغیرها، ابزاری مؤثر برای تحلیل‌های چندمتغیره محسوب می‌شود. همچنین، امکان تنظیم شرایط بهینه آزمایش و هم‌راستاسازی مدل با داده‌های تجربی را فراهم می‌سازد. نمایش کلی این معادله در قالب معادله (۱) مشخص شده است که به طور سیستماتیک متغیرهای مرتبط و تعاملات تأثیرگذار بر نتایج مطالعه را بیان می‌کند [۳۱].

$$y = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_k x_k + \varepsilon$$

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

در این معادلات، y متغیر پاسخ (مانند دما یا نیروی برشی) است و β_0 عرض از مبدأ را نشان می‌دهد. متغیرهای x_i پارامترهای فرایند (مثل سرعت اسپیندل، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار) و k تعداد کل عوامل را بیان می‌کند. ضرایب β_i اثرات خطی هر عامل را بر پاسخ نشان می‌دهند، ضرایب β_{ii} اثرات درجه دوم را مدل می‌کنند، و ضرایب β_{ij} اثرات متقابل بین دو عامل x_i و x_j را بیان می‌کنند؛ یعنی حالتی که اثر یک عامل به سطح عامل دیگر وابسته است. در نهایت، ε خطا باقیمانده است که اختلاف بین مقادیر اندازه‌گیری شده و مقادیر پیش‌بینی شده توسط مدل را شامل می‌شود و معمولاً شامل نویز آزمایش، خطای اندازه‌گیری و عوامل کنترل نشده است.

۲-۲- روش تحلیل حساسیت

تحلیل حساسیت ابزاری مؤثر برای ارزیابی میزان تأثیر عدم قطعیت ورودی‌ها بر خروجی مدل است و برخلاف تحلیل عدم قطعیت که تنها به ارزیابی کلی نوسانات خروجی می‌پردازد، عوامل اصلی مؤثر را شناسایی می‌کند. این روش در علوم زیستی و زیست‌پزشکی، به دلیل خطای ذاتی داده‌ها و پیچیدگی مدل‌ها، اهمیت بیشتری دارد. تحلیل حساسیت می‌تواند به کاهش پیچیدگی مدل، بهبود طراحی آزمایش‌ها، تفسیر دقیق‌تر نتایج و ارزیابی شناسایی پذیری مدل در شرایطی که پارامترها به‌سختی قابل اندازه‌گیری هستند، کمک کند [۳۲].

تحلیل حساسیت آماری سوپول یک رویکرد جامع و مستقل از مدل برای ارزیابی میزان تأثیر پارامترهای ورودی بر خروجی سیستم است که بر پایه تجزیه واریانس بنا شده است. این روش به طور خاص برای تحلیل توابع و مدل‌های غیرخطی و دارای برهم‌کنش‌های پیچیده میان پارامترها مناسب بوده و وابستگی به فرضیات ساده‌کننده ندارد. تجزیه واریانس امکان محاسبه سهم مستقل هر پارامتر و همچنین سهم برهم‌کنش‌های مرتبه بالاتر را فراهم می‌سازد که روابط ریاضی آن در معادله (۲) ارائه شده است.

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

به‌گونه‌ای که واریانس پاسخ $V(Y)$ به مجموع سهم‌های منتسب به ورودی‌ها و برهم‌کنش‌های آن‌ها تفکیک می‌گردد. در این بیان، n به‌عنوان تعداد پارامترهای ورودی در نظر گرفته می‌شود و V_i سهم واریانس ناشی از اثر اصلی (مرتبه اول) پارامتر i به‌تنهایی را نشان می‌دهد. همچنین، V_{ij} (برای $n \geq j \geq i$) به سهم واریانس ناشی از اثر متقابل (مرتبه دوم) بین دو پارامتر i و j اختصاص داده می‌شود و عبارت‌های بعدی که با «...» نمایش داده شده‌اند، سهم‌های مربوط به برهم‌کنش‌های مرتبه بالاتر را بیان می‌کنند. در نهایت، $V_{1, \dots, n}$ به سهم واریانس منتسب به برهم‌کنش هم‌زمان تمامی ورودی‌ها اطلاق می‌گردد؛ از این‌رو، این تجزیه مبنایی برای تبیین نحوه توزیع تغییرپذیری پاسخ بین اثرات اصلی و تعامل‌های چندگانه فراهم می‌آورد و به‌عنوان پایه تعریف شاخص‌های سوپول از جمله شاخص مرتبه اول و شاخص کل جهت رتبه‌بندی اهمیت پارامترها مورد استفاده قرار می‌گیرد. شاخص حساسیت کلی که به‌عنوان تأثیر کلی نیز شناخته می‌شود، برای هر پارامتر از طریق جمع‌آوری تمامی مرتبه‌های شاخص حساسیت مربوط به آن پارامتر و با استفاده از معادله ۳ محاسبه می‌شود [۳۳].

$$S_{Ti} = s_i + \sum_{i \neq j} s_{ij} + \dots \quad (3)$$

در رابطه، کمیت S_i شاخص مرتبه اول بوده و سهم واریانس خروجی را که صرفاً به تغییرات پارامتر i به‌تنهایی نسبت داده می‌شود، بیان می‌کند. همچنین S_{ij} شاخص مرتبه دوم بوده و سهم ناشی از اثر متقابل بین پارامتر i و پارامتر j را نمایش می‌دهد، در حالی که عبارت «...» به شاخص‌های مراتب بالاتر (مانند S_{ijk} و ...) اشاره دارد که برهم‌کنش هم‌زمان چند پارامتر را شامل

می‌شوند. از این رو، ST_i به عنوان معیاری برای سنجش اهمیت کلی پارامتر t تفسیر می‌شود و نشان می‌دهد حذف یا تثبیت آن پارامتر (به همراه تعامل‌های مرتبط با آن) چه میزان از واریانس خروجی را کاهش خواهد داد.

۲-۳- مواد و روش‌ها

در این مطالعه، دما و نیرو به عنوان متغیرهای پاسخ در فرایند فرزکاری استخوان کورتیکال در نظر گرفته شده‌اند و تأثیر پارامترهای سرعت دورانی، عمق برش، نرخ پیشروی و قطر ابزار به عنوان متغیرهای ورودی مورد بررسی قرار گرفته است. حداکثر میزان دما و نیرو ایجاد شده در طی فرایند فرزکاری به عنوان معیار اصلی تحلیل انتخاب شده است. برای انجام آزمایش‌ها، از استخوان ران تازه گاو با سن تقریبی ۳ تا ۴ سال استفاده گردیده است؛ استخوانی که از نظر خواص فیزیکی و مکانیکی شباهت زیادی به استخوان‌های بلند انسان دارد [۴]. برای تسهیل در انجام مراحل آزمایش، بخش‌های ابتدایی و انتهایی استخوان ران با استفاده از اره شکل ۱ بریده شده‌اند. با توجه به اینکه ویژگی‌های ساختاری و فیزیکی استخوان در طول زمان تغییر می‌کنند، در این تحقیق سعی شده است تا مدت زمان میان نمونه‌برداری و اجرای آزمایش‌ها به حداقل برسد؛ به گونه‌ای که خواص مکانیکی، ترموفیزیکی و چگالی نمونه‌ها تا حد ممکن مشابه ویژگی‌های بافت زنده باشد که در شرایط جراحی قرار دارد.



شکل ۱ استخوان کورتیکال ران گاو تازه

در این تحقیق، از ابزارهای برش استاندارد تنگستن کاربیدی مطابق شکل ۲ با سر کروی و قطرهای ۴، ۶ و ۸ میلی‌متر به عنوان تیغه فرز استفاده شده است. انتخاب این ابزارها بر اساس فراوانی استفاده از ابزارهای سر کروی در محدوده قطر ۴ تا ۱۰ میلی‌متر در تحقیقات گذشته [۴-۶، ۳۴]، دسترسی آسان به این قطرها در بازار و امکان تنظیم آن‌ها در ست‌آپ آزمایشی صورت گرفته است. تمامی ابزارها به صورت نو و با لبه‌های کاملاً تیز تهیه شده‌اند تا از تأثیر احتمالی سایش بر نتایج آزمایش جلوگیری شود.



شکل ۲ فرزهای سر کروی استفاده شده در آزمایش‌ها (۴، ۶ و ۸ میلی‌متر)

۳- مدل‌سازی و روش انجام آزمایش

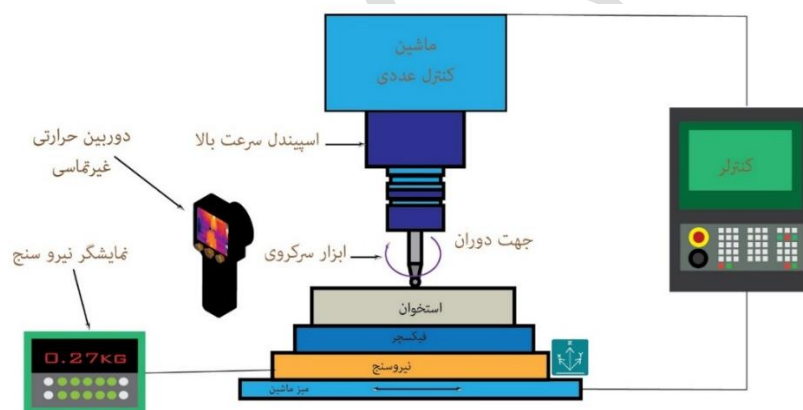
برای اجرای فرایند فرزکاری، از دستگاه ماشین فرز زیمنس VMC 850 ساخت ماشین ابزارسازی اصفهان بادقت بالا استفاده شده است. قطعه کار در فک گیره ثابت شده و سطح استخوان پیش از آغاز فرایند فرزکاری با استفاده از ابزار کف تراش صاف‌سازی گردیده است. در طول آزمایش‌ها، ابزار تنها مجاز به فرزکاری مسافتی حدود ۳۰ میلی‌متر بر روی سطح استخوان کورتیکال بوده است. در حین انجام عملیات فرزکاری، دما و نیرو نمونه‌ها با استفاده از نیروسنج بادقت ۰/۰۵ نیوتن و دوربین حرارتی غیرتماسی بادقت ۰/۰۱ درجه اندازه‌گیری گردیده است. این اندازه‌گیری‌ها در دو جهت موازی و عرضی نسبت به راستای استخوان انجام شده است. طراحی آزمایش‌ها بر اساس روش سطح پاسخ مکعب مرکزی صورت گرفته و تحلیل داده‌ها به منظور استخراج ضرایب

معادله رگرسیون با استفاده از نرم افزار مینی تب نسخه ۲۰۲۲ انجام شده است. جدول ۱، سطوح و مقادیر در نظر گرفته شده برای متغیرهای ورودی در آزمایش ها را نمایش می دهد.

جدول ۱ پارامترهای ورودی ماشین کاری در سه سطح

سطح				
واحد	-۱	۰	+۱	
rpm	۳۰۰۰	۴۰۰۰	۵۰۰۰	سرعت دورانی (N)
mm/min	۲۰	۴۰	۶۰	نرخ پیشروی (F)
mm	۰/۱	۰/۳۵	۰/۶	عمق برش (Ap)
mm	۴	۶	۸	قطر ابزار (D)

طرحواره ای از روش تحقیق در فرایند فرزکاری استخوان تحت شرایط آزمایشگاهی در شکل ۳ ارائه شده است. این طرحواره، مراحل مختلف آزمایش و پارامترهای مورد استفاده برای انجام تحقیق را به طور واضح و ساختاریافته نشان می دهد. در این تحقیق، شرایط آزمایشگاهی به طور دقیق کنترل شده و تمامی متغیرها مانند سرعت دورانی، عمق برش، نرخ پیشروی و نوع ابزار جراحی برای بررسی تأثیر آن ها بر فرایند فرزکاری استخوان تنظیم شده اند. از این رو، شکل ۳ نقش مهمی در درک فرایند تحقیق و توصیف دقیق تر مراحل آزمایش دارد.



شکل ۳ طرحواره ای از فرایند فرزکاری استخوان کورتیکال

شکل ۴ نحوه انجام فرایند فرزکاری استخوان در شرایط واقعی و نمونه استخوان پس از انجام آزمایش را نمایش می دهد. این شکل، مراحل مختلف فرزکاری را به طور واضح نشان داده و تغییرات ایجاد شده در سطح استخوان بعد از فرایند آزمایش را به طور دقیق نمایش می دهد.



شکل ۴ طبقه انجام آزمایش در فرایند فرزکاری استخوان

آزمایش‌ها در مجموع شامل ۲۷ آزمایش و در دو جهت موازی و عرضی نسبت به ساختار استخوان انجام شده‌اند. نتایج به‌دست‌آمده از این آزمایش‌های تجربی در جدول ۲ ارائه گردیده‌اند. به‌منظور افزایش دقت اندازه‌گیری، هر آزمایش سه بار تکرار شده و میانگین مقادیر حاصل به‌عنوان مقدار نهایی دما و نیرو ثبت شده است. همچنین، برای کاهش خطاهای سیستماتیک و حذف سوگیری‌های احتمالی، ترتیب انجام آزمایش‌ها به‌صورت تصادفی تنظیم گردید.

جدول ۲ ترتیب توالی و نتایج داده‌های فرزکاری

شماره آزمایش	سرعت دورانی (rpm)	نرخ پیشروی (mm/min)	عمق برش (mm)	قطر ابزار (mm)	دما موازی (C°)	دما عرضی (C°)	نیرو موازی (N)	نیرو عرضی (N)
۱	۳۰۰۰	۲۰	۰/۱	۴	۳۲/۰	۳۱/۴	۲/۳۰	۱/۲۰
۲	۵۰۰۰	۲۰	۰/۱	۴	۳۳/۲	۳۲/۴	۱/۹۲	۰/۹۸
۳	۳۰۰۰	۶۰	۰/۱	۴	۳۴/۷	۳۱/۷	۲/۰۵	۲/۲۰
۴	۵۰۰۰	۶۰	۰/۱	۴	۳۷/۰	۳۲/۷	۱/۶۲	۱/۵۲
۵	۳۰۰۰	۲۰	۰/۶	۴	۴۲/۶	۳۹/۹	۲/۱۷	۲/۶۰
۶	۵۰۰۰	۲۰	۰/۶	۴	۴۸/۵	۴۷/۹	۱/۹۴	۱/۵۲
۷	۳۰۰۰	۶۰	۰/۶	۴	۴۸/۴	۴۵/۶	۲/۶۸	۳/۸۰
۸	۵۰۰۰	۶۰	۰/۶	۴	۵۰/۵	۵۲/۲	۲/۲۳	۲/۲۲
۹	۳۰۰۰	۲۰	۰/۱	۸	۳۱/۳	۲۹/۹	۰/۴۲	۰/۱۶
۱۰	۵۰۰۰	۲۰	۰/۱	۸	۳۳/۴	۳۱/۰	۰/۲۰	۰/۱۳
۱۱	۳۰۰۰	۶۰	۰/۱	۸	۲۹/۵	۳۱/۰	۰/۳۴	۰/۲۱
۱۲	۵۰۰۰	۶۰	۰/۱	۸	۳۲/۰	۳۲/۵	۰/۴۳	۰/۱۵
۱۳	۳۰۰۰	۲۰	۰/۶	۸	۴۹/۶	۴۶/۹	۰/۵۸	۲/۱۰
۱۴	۵۰۰۰	۲۰	۰/۶	۸	۵۰/۵	۴۹/۲	۰/۴۴	۰/۶۲
۱۵	۳۰۰۰	۶۰	۰/۶	۸	۴۹/۶	۵۴/۴	۲/۵۸	۲/۶۰
۱۶	۵۰۰۰	۶۰	۰/۶	۸	۵۳/۱	۵۷/۰	۲/۳۰	۱/۳۸
۱۷	۳۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۴۲/۱	۳۷/۶	۰/۴۲	۰/۴۳
۱۸	۵۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۴۴/۲	۳۹/۶	۰/۳۳	۰/۴۹
۱۹	۴۰۰۰	۲۰	۰/۳۵	۶	۳۹/۸	۳۸/۰	۰/۳۵	۰/۳۲
۲۰	۴۰۰۰	۶۰	۰/۳۵	۶	۳۸/۱	۳۹/۴	۰/۵۰	۰/۶۲
۲۱	۴۰۰۰	۴۰	۰/۱	۶	۳۴/۲	۲۹/۷	۰/۱۰	۰/۲۳
۲۲	۴۰۰۰	۴۰	۰/۶	۶	۴۹/۸	۴۷/۷	۰/۷۵	۱/۳۰
۲۳	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۴	۴۳/۲	۳۹/۰	۲/۰۹	۱/۷۰
۲۴	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۸	۴۱/۵	۴۲/۳	۱/۱۲	۱/۲۹
۲۵	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۴۰/۵	۴۰/۱	۰/۷۶	۰/۶۸
۲۶	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۴۰/۶	۴۰/۴	۰/۸۰	۰/۶۳
۲۷	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۴۰/۵	۴۰/۶	۰/۸۳	۰/۶۱

نتایج مربوط به تحلیل دما و نیرو در جدول ۳ برای دما و در جدول ۴ برای نیرو تحت عنوان آنالیز واریانس (ANOVA) ارائه شده‌اند. همچنین شکل ۵ نمودار پارتو فاکتورهای موثر و غیر فرایند فرزکاری استخوان را نشان می‌دهد. در این تحلیل، میزان تأثیر پارامترهای مختلف در معادله رگرسیون تعیین شده است و به‌عنوان ابزار اصلی در مدل‌سازی و تحلیل داده‌های آزمایشی استفاده گردیده است. این آنالیز با ارزیابی معناداری آماری عوامل ورودی و تعاملات آن‌ها، تأثیر هر یک از این عوامل بر متغیر پاسخ مشخص گردیده است [۱۶]. به‌منظور بهبود دقت مدل و افزایش قابلیت پیش‌بینی، پارامترهایی که اثر معناداری نداشتند از مدل حذف شده‌اند.

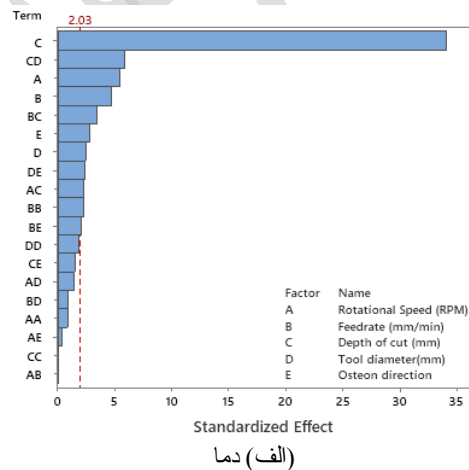
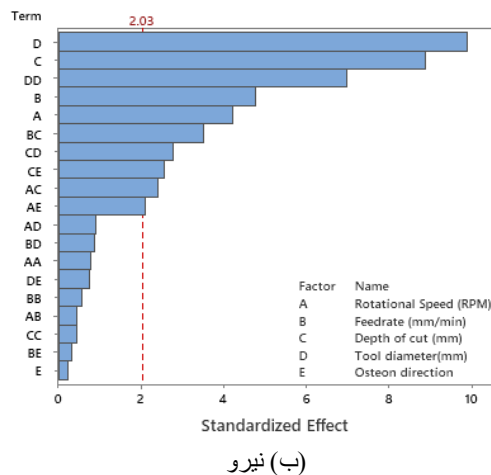
جدول ۲ تحلیل تحلیل واریانس دما در فرایند فرزکاری استخوان

منبع	درجه آزادی	Adj MS	Adj SS	توزیع	Seq SS	مقدار F	مقدار P
مدل	۱۹	۱۵۱/۱۲	۲۸۷۱/۲۹	۹۷/۴۶٪	۲۸۷۱/۲۹	۶۸/۵۹	۰/۰۰۰
Linear	۵	۵۴۱/۷۲	۲۷۰۸/۵۸	۹۱/۹۳٪	۲۷۰۸/۵۸	۲۴۵/۸۸	۰/۰۰۰
سرعت دورانی (RPM)	۱	۶۵/۸۸	۶۵/۸۸	۲/۲۴٪	۶۵/۸۸	۲۹/۹۰	۰/۰۰۰
پیشروی (mm/min)	۱	۴۸/۷۷	۴۸/۷۷	۱/۶۶٪	۴۸/۷۷	۲۲/۱۳	۰/۰۰۰
عمق برش (mm)	۱	۲۵۶۳/۷۳	۲۵۶۳/۷۳	۸۷/۰۲٪	۲۵۶۳/۷۳	۱۱۶۳/۶۴	۰/۰۰۰
قطر ابزار (mm)	۱	۱۳/۲۰	۱۳/۲۰	۰/۴۵٪	۱۳/۲۰	۵/۹۹	۰/۰۲۰
جهت استئون	۱	۱۷/۰۰	۱۷/۰۰	۰/۵۸٪	۱۷/۰۰	۷/۷۲	۰/۰۰۹
مربعات	۴	۴/۱۴	۱۶/۵۵	۰/۵۶٪	۱۶/۵۵	۱/۸۸	۰/۱۳۷
سرعت * سرعت دورانی دورانی	۱	۱/۶۵	۱/۶۵	۰/۰۶٪	۱/۸۹	۰/۷۵	۰/۳۹۳
پیشروی * پیشروی	۱	۱۱/۳۳	۱۱/۳۳	۰/۲۲٪	۶/۵۶	۵/۱۴	۰/۰۳۰
عمق برش * عمق برش	۱	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۳٪	۰/۸۱	۰/۰۰	۰/۹۵۱
قطر ابزار * قطر ابزار	۱	۷/۲۹	۷/۲۹	۰/۲۵٪	۷/۲۹	۳/۳۱	۰/۰۷۸
بر همکنش دوتایی	۱۰	۱۴/۶۲	۱۴۶/۱۶	۴/۹۶٪	۱۴۶/۱۶	۶/۶۳	۰/۰۰۰
سرعت دورانی * پیشروی	۱	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۰۰٪	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۹۶۲
سرعت دورانی * عمق برش	۱	۱۱/۵۲	۱۱/۵۲	۰/۳۹٪	۱۱/۵۲	۵/۲۳	۰/۰۲۹
سرعت دورانی * قطر ابزار	۱	۴/۲۱	۴/۲۱	۰/۱۴٪	۴/۲۱	۱/۹۱	۰/۱۷۶
سرعت دورانی * جهت استئون	۱	۰/۳۴	۰/۳۴	۰/۰۱٪	۰/۳۴	۰/۱۵	۰/۶۹۷
پیشروی * عمق برش	۱	۲۶/۶۵	۲۶/۶۵	۰/۹۰٪	۲۶/۶۴	۱۲/۰۹	۰/۰۰۱
پیشروی * قطر ابزار	۱	۱/۸۰	۱/۸۰	۰/۰۶٪	۱/۸۱	۰/۸۲	۰/۳۷۲
پیشروی * جهت استئون	۱	۸/۹۰	۸/۹۰	۰/۳۰٪	۸/۹۰	۴/۰۴	۰/۰۵۲
عمق برش * قطر ابزار	۱	۷۵/۶۴	۷۵/۶۴	۲/۵۷٪	۷۵/۶۴	۳۴/۳۳	۰/۰۰۰
عمق برش * جهت استئون	۱	۴/۸۴	۴/۸۴	۰/۱۶٪	۴/۸۴	۲/۲۰	۰/۱۴۸
قطر ابزار * جهت استئون	۱	۱۲/۲۵	۱۲/۲۵	۰/۴۲٪	۱۲/۲۵	۵/۵۶	۰/۰۲۴
Error	۳۴	۲/۲۰	۷۴/۹۱	۲/۵۴٪	۷۴/۹۱		
Lack-of-Fit	۳۰	۲/۴۹	۷۴/۷۸	۲/۵۴٪	۷۴/۷۸	۷۴/۷۸	۰/۰۰۰
Pure Error	۴	۰/۰۳	۰/۱۳	۰/۰۰٪	۰/۱۳		
Total	۵۳			۱۰۰/۰۰٪	۲۹۴۶/۲۰		

جدول ۳ تحلیل واریانس نیرو در فرایند فرزکاری استخوان

منبع	درجه آزادی	Adj MS	Adj SS	توزیع	Seq SS	مقدار F	مقدار P
مدل	۱۹	۲/۰۳۸۸	۳۸/۷۳۷۲	۹۱/۲۱٪	۳۸/۷۳۷۲	۱۸/۵۶	۰/۰۰۰
Linear	۵	۴/۷۷۸۹	۲۳/۸۹۴۳	۵۶/۲۶٪	۲۳/۸۹۴۳	۴۳/۵۱	۰/۰۰۰
سرعت دورانی (RPM)	۱	۱/۹۶۹۳	۱/۹۶۹۳	۴/۶۴٪	۱/۹۶۹۳	۱۷/۹۳	۰/۰۰۰
پیشروی (mm/min)	۱	۲/۴۹۶۴	۲/۴۹۶۴	۵/۸۸٪	۲/۴۹۶۴	۲۲/۷۳	۰/۰۰۰
عمق برش (mm)	۱	۸/۶۵۳۴	۸/۶۵۳۴	۲۰/۳۷٪	۸/۶۵۳۴	۷۸/۷۸	۰/۰۰۰
قطر ابزار (mm)	۱	۱۰/۷۶۹۳	۱۰/۷۶۹۳	۲۵/۳۶٪	۱۰/۷۶۹۳	۹۸/۰۵	۰/۰۰۰

جهت استئون	۱	۰/۰۰۵۸	۰/۰۰۵۸	۰/۰۱٪	۰/۰۰۵۸	۰/۰۰۵۸	۰/۸۲۰
مربعات	۴	۲/۶۳۲۰	۱۰/۵۲۸۰	۲۴/۷۹٪	۱۰/۵۲۸۰	۲۳/۹۶	۰/۰۰۰
سرعت * سرعت دورانی دورانی	۱	۰/۰۶۶۳	۰/۰۶۶۳	۸/۶۳٪	۰/۰۶۶۳	۳/۶۶۶۸	۰/۴۴۳
پیشروی* پیشروی	۱	۰/۰۳۵۹	۰/۰۳۵۹	۱/۹۲٪	۰/۰۳۵۹	۰/۸۱۵۱	۰/۵۷۱
عمق برش* عمق برش	۱	۰/۰۲۱۱	۰/۰۲۱۱	۱/۶۶٪	۰/۰۲۱۱	۰/۷۰۶۲	۰/۶۶۴
قطر ابزار* قطر ابزار	۱	۵/۳۳۹۹	۵/۳۳۹۹	۱۲/۵۷٪	۵/۳۳۹۹	۵/۳۳۹۹	۴۸/۶۲
بر همکنش دوتایی	۱۰	۰/۴۳۱۵	۴/۳۱۴۹	۱۰/۱۶٪	۴/۳۱۴۹	۴/۳۱۴۹	۳/۹۳
سرعت دورانی* پیشروی	۱	۰/۰۲۱۵	۰/۰۲۱۵	۰/۰۵٪	۰/۰۲۱۵	۰/۰۲۱۵	۰/۶۶۱
سرعت دورانی* عمق برش	۱	۰/۶۴۱۳	۰/۶۴۱۳	۱/۵۱٪	۰/۶۴۱۳	۰/۶۴۱۳	۵/۸۴
سرعت دورانی* قطر ابزار	۱	۰/۰۹۱۴	۰/۰۹۱۴	۰/۲۲٪	۰/۰۹۱۴	۰/۰۹۱۴	۰/۸۳
سرعت دورانی* جهت استئون	۱	۰/۴۸۰۷	۰/۴۸۰۷	۱/۱۳٪	۰/۴۸۰۷	۰/۴۸۰۷	۴/۳۸
پیشروی* عمق برش	۱	۱/۳۶۵۴	۱/۳۶۵۴	۳/۲۱٪	۱/۳۶۵۴	۱/۳۶۵۴	۱۲/۴۳
پیشروی* قطر ابزار	۱	۰/۰۸۵۱	۰/۰۸۵۱	۰/۲۰٪	۰/۰۸۵۱	۰/۰۸۵۱	۰/۷۷
پیشروی جهت استئون	۱	۰/۰۱۲۱	۰/۰۱۲۱	۰/۰۳٪	۰/۰۱۲۱	۰/۰۱۲۱	۰/۱۱
عمق برش* قطر ابزار	۱	۰/۸۴۱۸	۰/۸۴۱۸	۱/۹۸٪	۰/۸۴۱۸	۰/۸۴۱۸	۷/۶۶
عمق برش* جهت استئون	۱	۰/۷۱۴۰	۰/۷۱۴۰	۱/۶۸٪	۰/۷۱۴۰	۰/۷۱۴۰	۶/۵۰
قطر ابزار جهت استئون	۱	۰/۰۶۱۷	۰/۰۶۱۷	۰/۱۵٪	۰/۰۶۱۷	۰/۰۶۱۷	۰/۵۶
Error	۳۴	۰/۱۰۹۸	۳/۷۳۴۵	۸/۷۹٪	۳/۷۳۴۵	۳/۷۳۴۵	۰/۰۰۰
Lack-of-Fit	۳۰	۰/۱۲۴۳	۳/۷۲۹۴	۸/۷۸٪	۳/۷۲۹۴	۳/۷۲۹۴	۹۸/۱۴
Pure Error	۴	۰/۰۰۱۳	۰/۰۰۵۱	۰/۰۱٪	۰/۰۰۵۱	۰/۰۰۵۱	۰/۰۰۰
Total	۵۳			۱۰۰/۰۰٪		۴۲/۴۷۱۷	



شکل ۵ نمودار پارتو الف) دما (ب) نیرو

سطح قابلیت اطمینان تحلیل‌ها بر روی ۹۵٪ تنظیم گردیده است. براین اساس، عواملی که مقدار p آن‌ها کمتر از ۰۰۰۵ گزارش شده است، به عنوان عوامل مؤثر و معنادار در نتایج در نظر گرفته شده‌اند. معادله رگرسیون اصلاح شده پیشنهادی برای مدل سازی دما (Temperature) و نیرو در دو جهت مختلف یعنی جهت موازی با استئون‌ها (Parallel Cutting Direction) و جهت عمود بر استئون‌ها (Across Cutting Direction) به صورت زیر ارائه شده است.

$$\begin{aligned}
 \text{Temperature (Parallel)} = & 43.6 - 0.00300 N(\text{RPM}) + 0.304 F(\text{mm/min}) - 3.52 A_p(\text{mm}) - 3.67 D(\text{mm}) \\
 & + 0.000001 N(\text{RPM}) * N(\text{RPM}) - 0.00371 F(\text{mm/min}) * F(\text{mm/min}) \\
 & + 0.7 A_p(\text{mm}) * A_p(\text{mm}) + 0.298 D(\text{mm}) * D(\text{mm}) - 0.000001 N(\text{RPM}) \\
 & * F(\text{mm/min}) + 0.00240 N(\text{RPM}) * A_p(\text{mm}) - 0.000181 N(\text{RPM}) * D(\text{mm}) \\
 & + 0.1825 F(\text{mm/min}) * A_p(\text{mm}) - 0.00594 F(\text{mm/min}) * D(\text{mm}) \\
 & + 3.075 A_p(\text{mm}) * D(\text{mm})
 \end{aligned} \quad (۹)$$

$$\begin{aligned} \text{Temperature (Across)} = & 35.2 - 0.00280 N(\text{RPM}) + 0.354 F(\text{mm/min}) - 0.58 A_p(\text{mm}) - 3.09 D(\text{mm}) \\ & + 0.000001 N(\text{RPM}) * N(\text{RPM}) - 0.00371 F(\text{mm/min}) * F(\text{mm/min}) \\ & + 0.7 A_p(\text{mm}) * A_p(\text{mm}) + 0.298 D(\text{mm}) * D(\text{mm}) - 0.000001 N(\text{RPM}) * F(\text{mm/min}) \\ & + 0.00240 N(\text{RPM}) * A_p(\text{mm}) - 0.000181 N(\text{RPM}) * D(\text{mm}) + 0.1825 F(\text{mm/min}) \\ & * A_p(\text{mm}) - 0.00594 F(\text{mm/min}) * D(\text{mm}) + 3.075 A_p(\text{mm}) * D(\text{mm}) \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \text{Force (Parallel)} = & 10.22 + 0.00088 N(\text{RPM}) + 0.0119 F(\text{mm/min}) - 0.65 A_p(\text{mm}) - 3.623 D(\text{mm}) - \\ & 0.000000 N(\text{RPM}) * N(\text{RPM}) - 0.000209 F(\text{mm/min}) * F(\text{mm/min}) + 1.02 A_p(\text{mm}) * A_p(\text{mm}) \\ & + 0.2547 D(\text{mm}) * D(\text{mm}) - 0.000001 N(\text{RPM}) * F(\text{mm/min}) - 0.000566 N(\text{RPM}) \\ & * A_p(\text{mm}) + 0.000027 N(\text{RPM}) * D(\text{mm}) + 0.0413 F(\text{mm/min}) * A_p(\text{mm}) \\ & + 0.00129 F(\text{mm/min}) * D(\text{mm}) + 0.324 A_p(\text{mm}) * D(\text{mm}) \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} \text{Force (Across)} = & 10.41 + 0.00065 N(\text{RPM}) + 0.0138 F(\text{mm/min}) + 0.47 A_p(\text{mm}) - 3.582 D(\text{mm}) - \\ & 0.000000 N(\text{RPM}) * N(\text{RPM}) - 0.000209 F(\text{mm/min}) * F(\text{mm/min}) + 1.02 A_p(\text{mm}) \\ & * A_p(\text{mm}) + 0.2547 D(\text{mm}) * D(\text{mm}) - 0.000001 N(\text{RPM}) * F(\text{mm/min}) - 0.000566 N(\text{RPM}) \\ & * A_p(\text{mm}) + 0.000027 N(\text{RPM}) * D(\text{mm}) + 0.0413 F(\text{mm/min}) * A_p(\text{mm}) \\ & + 0.00129 F(\text{mm/min}) * D(\text{mm}) + 0.324 A_p(\text{mm}) * D(\text{mm}) \end{aligned} \quad (7)$$

در این معادله، N نمایانگر سرعت دورانی، F نرخ پیشروی، A_p عمق برش و D قطر ابزار فرزکاری است. اثر پارامترهای مختلف فرایند فرزکاری، از جمله عمق برش، نرخ پیشروی، قطر ابزار و سرعت دورانی، بر عملکرد فرزکاری با استفاده از نیروسنج برای اندازه‌گیری نیرو و دماسنج حرارتی برای اندازه‌گیری دما به‌منظور بهینه‌سازی فرایند فرزکاری مورد بررسی قرار گرفت. نتایج تجربی با استفاده از روش‌های تحلیل دامنه و واریانس به‌منظور تعیین ترتیب اهمیت پارامترهای فرایند، تحت تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند.

۴- تحلیل نتایج حساسیت سوبول

با استفاده از روش سطح پاسخ، مدلی برای دما و نیرو در فرایند فرزکاری ارائه شده است. این مدل با داده‌های تجربی اعتبارسنجی گردیده و تأثیر پارامترهای سرعت دورانی، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار بر روی متغیرهای خروجی مورد بررسی قرار گرفته است. تحلیل حساسیت سوبول مدل بر روی هر یک از پارامترهای ورودی با استفاده از نرم‌افزار پایتون نسخه ۱۳ کدنویسی و ارزیابی شده و تأثیر آن‌ها بر دما و نیرو تحلیل گردیده است. تحلیل در دو جهت موازی و عرضی استخوان انجام شده است.

۴-۱- مطالعه تأثیر فاکتورهای ورودی بر روی دمای فرزکاری

در این قسمت تأثیر فاکتورهای ورودی سرعت دورانی، نرخ پیشروی، قطر ابزار و عمق برش و بر همکنش‌های آنها بر روی دمای فرزکاری تولید شده مورد بررسی قرار می‌گیرد.

۴-۱-۱- تأثیر پارامتر سرعت دورانی

بر اساس نمودار

شکل ۶ (الف)، با افزایش سرعت دورانی ابزار از حدود ۳۰۰۰ به ۵۰۰۰ دور بر دقیقه، مقدار متوسط دما از تقریباً ۳۹-۴۰ درجه سانتیگراد به حدود ۴۱-۴۲ سانتیگراد می‌رسد که بیانگر افزایشی در حدود ۲ تا ۳ درجه سانتیگراد در کل بازه سرعت است. شیب خط روند تقریباً ۰.۰۰۱ تا ۰.۰۰۱۵ درجه سانتیگراد به ازای هر دور بر دقیقه برآورد می‌شود که نشان‌دهنده اثر کمی ضعیف اما مثبت سرعت دورانی بر دمای فرزکاری استخوان کورتیکال است. افزایش سرعت دوران باعث می‌شود که ابزار بیشتر با بافت در تماس باشد و در نتیجه اصطکاک بیشتری تولید شود، که به افزایش دما منجر می‌شود. با افزایش سرعت دورانی، دمای سطح ممکن است افزایش یابد، ولی از آنجا که استخوان ماده‌ای با رسانش حرارتی پایین است، دما به راحتی در سطح باقی می‌ماند و انتشار حرارت به درون ماده به کندی صورت می‌گیرد. با این حال، پس از رسیدن به یک حد خاص در سرعت دوران، تأثیر آن بر دما کاهش می‌یابد. این کاهش معمولاً به دلیل کاهش نیروی برشی و تغییرات در نحوه انتقال حرارت بین ابزار و بافت است، همان‌طور که در برخی از مطالعات قبلی نیز مشاهده شده است [۳۵]. به طور کلی، دماهای بالاتر از ۴۷ °C می‌توانند باعث تخریب بافت استخوان شوند، به‌ویژه در صورتی که مدت زمان تماس طولانی باشد. این تغییرات ممکن است شامل آسیب به

ماتریکس کلاژنی و تغییر در ساختار میکروسکوپی استخوان باشد که در نهایت می‌تواند به کاهش استحکام و افزایش احتمال نکرور حرارتی و آسیب به بافت‌های زنده به دلیل گرما و کاهش قدرت ترمیمی استخوان پس از فرایند جراحی منجر شود.

۴-۱-۲- تأثیر پارامتر نرخ پیشروی

نمودار

شکل ۶ (ب) نشان می‌دهد که بر اساس نمودار، با افزایش نرخ پیشروی از حدود ۲۰ به ۶۰ میلی‌متر بر دقیقه، مقدار متوسط دما از تقریباً ۳۹ درجه سانتی‌گراد به حدود ۴۲ درجه سانتی‌گراد افزایش می‌یابد که نشان‌دهنده افزایشی در حدود ۲ تا ۳ درجه سانتی‌گراد در کل بازه پیشروی است. در اینجا، افزایش سرعت حرکت ابزار باعث می‌شود که ماده بیشتری از بافت تراشیده شود و این امر منجر به افزایش اصطکاک و گرما می‌شود. در جراحی‌های استخوانی، این افزایش دما می‌تواند به سلول‌های بافت‌های زنده آسیب رسانده و از پاسخ‌های ترمیمی طبیعی جلوگیری کند. یافته‌های این تحقیق با نتایج پژوهش‌های پیشین در این زمینه مطابقت دارد، همان‌طور که در تحقیقات الام و همکاران نیز مشاهده می‌شود [۳۵].

۴-۱-۳- تأثیر فاکتور قطر ابزار

در

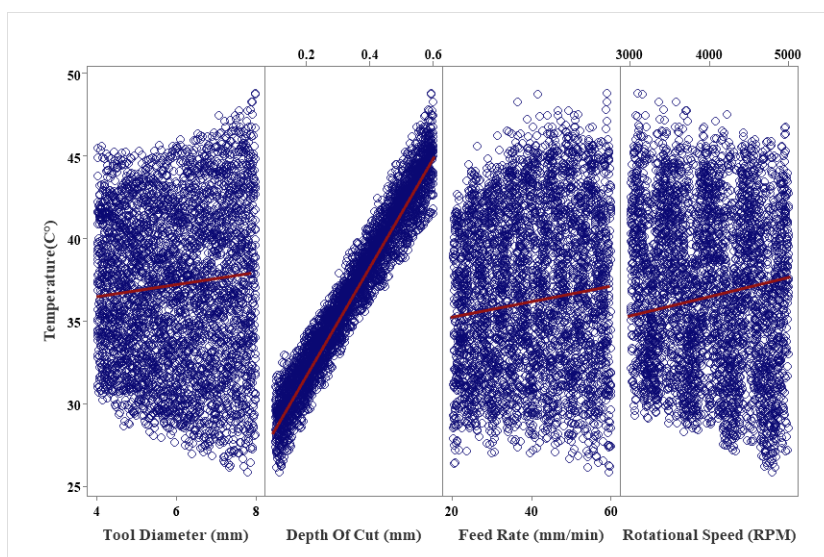
شکل ۶ (ج)، مشاهده می‌شود که با افزایش قطر ابزار از حدود ۴ به ۸ میلی‌متر، مقدار متوسط دما از تقریباً ۴۰ درجه سانتی‌گراد به حدود ۴۲ درجه سانتی‌گراد افزایش می‌یابد که معادل افزایشی در حدود ۱ تا ۲ درجه سانتی‌گراد در کل بازه قطر ابزار است. افزایش قطر ابزار باعث افزایش سطح تماس بین ابزار و بافت استخوان می‌شود و این به نوبه خود موجب افزایش اصطکاک و تولید گرما می‌گردد. با این حال، در قطرهای بزرگتر، تأثیرات خنک‌کننده ناشی از تماس بیشتر ابزار با هوا و همچنین سهولت در جداسازی تراشه‌ها، باعث می‌شود که شیب تغییرات دما کاهش یابد و این روند به نوعی ثابت می‌شود. بنابراین، هرچند که قطر ابزار تأثیرگذار است، این تأثیر در مقایسه با سرعت دوران و نرخ پیشروی نسبتاً کم است. براساس داده‌های برهمکنش ارائه‌شده در شکل ۷ (الف)، مشاهده می‌شود که با افزایش قطر ابزار و عمق برش، دمای اعمال‌شده به‌طور پیوسته افزایش می‌یابد. در نواحی با قطر ابزار بیشتر (حدود ۷ تا ۸ میلی‌متر) و عمق برش بیشتر (حدود ۰/۶ میلی‌متر)، دما به بیش از ۴۹ درجه سانتی‌گراد می‌رسد. در مقابل، در نواحی با قطر ابزار کمتر (حدود ۴ میلی‌متر) و عمق برش کمتر (حدود ۰/۱ میلی‌متر)، دما به کمتر از ۳۱ درجه سانتی‌گراد کاهش می‌یابد. این نشان‌دهنده آن است که با افزایش قطر ابزار و عمق برش، گرمای بیشتری در فرآیند فرزکاری استخوان کورتیکال تولید می‌شود، که این امر می‌تواند بر روی کیفیت برش و آسیب‌های احتمالی به بافت تأثیر بگذارد. به‌طور خاص، در نواحی با قطر ابزار بالاتر و عمق برش بیشتر، احتمال ایجاد حرارت زیاده‌تر و آسیب حرارتی به بافت‌های استخوانی بیشتر است.

۴-۱-۴- تأثیر فاکتور عمق برش

نمودار

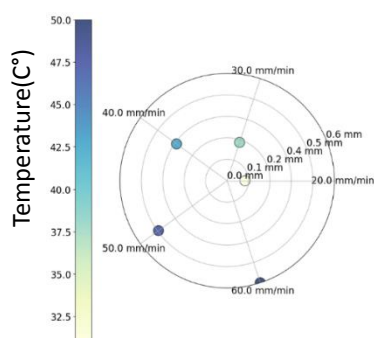
شکل ۶ (د) نشان می‌دهد که با افزایش عمق برش از ۰.۱ به ۰.۶ میلی‌متر، دمای فرایند فرزکاری استخوان کورتیکال به‌طور تقریباً خطی از حدود ۳۲ درجه سانتی‌گراد به حدود ۵۰ درجه سانتی‌گراد افزایش می‌یابد. مقدار افزایش دما در کل این بازه حدود ۱۶ تا ۱۸ درجه سانتی‌گراد است که بیانگر اثر کمی بسیار قوی عمق برش بر تولید حرارت می‌باشد. هرچه عمق برش بیشتر باشد، نیروی برشی که برای تراشیدن مواد نیاز است افزایش می‌یابد و این باعث افزایش اصطکاک و در نتیجه تولید گرما می‌شود. دماهای بالا می‌توانند باعث مختل شدن فرآیندهای طبیعی ترمیم و بازسازی استخوان شوند. تولید کلاژن و واکنش‌های ترمیمی در دماهای بالا کاهش می‌یابد، که می‌تواند به تأخیر در بهبود استخوان یا ایجاد آسیب‌های دائمی به بافت‌های آسیب‌دیده منجر شود. این نتایج با تحقیقات قبلی نیز همخوانی دارد که نشان می‌دهند عمق برش بیشتر منجر به افزایش دما می‌شود زیرا در این حالت، حجم بیشتری از ماده باید تراشیده شود و نیروی بیشتری برای برش نیاز است [۳۶]. در فرایندهای جراحی و فرزکاری استخوان، این نکته بسیار مهم است، زیرا دمای بالا می‌تواند منجر به آسیب‌های حرارتی و نکرور بافت شود. بنابراین، کنترل عمق برش یکی از عوامل کلیدی در مدیریت دما در این فرایندها است. براساس داده‌های ارائه‌شده در شکل ۷ ب، مشاهده

می‌شود که با افزایش نرخ پیشروی و عمق برش، دمای اعمال شده به‌طور پیوسته افزایش می‌یابد. در نواحی با نرخ پیشروی بالا (حدود ۶۰ میلی‌متر در دقیقه) و عمق برش زیاد (حدود ۰/۶ میلی‌متر)، دما به بیش از ۴۹ درجه سانتی‌گراد می‌رسد. در مقابل، در نواحی با نرخ پیشروی پایین‌تر (حدود ۲۰ میلی‌متر در دقیقه) و عمق برش کمتر (حدود ۰/۱ میلی‌متر)، دما به کمتر از ۳۱ درجه سانتی‌گراد کاهش می‌یابد. این نشان‌دهنده آن است که با افزایش نرخ پیشروی و عمق برش، گرمای بیشتری در فرآیند فرزکاری استخوان کورتیکال تولید می‌شود. این افزایش دما می‌تواند موجب آسیب‌های حرارتی به بافت استخوانی شود که می‌تواند در کیفیت برش تأثیر بگذارد. به‌ویژه در نواحی با نرخ پیشروی بالا و عمق برش زیاد، دمای بالاتر ممکن است به تغییرات فیزیکی در بافت استخوان منجر شود.

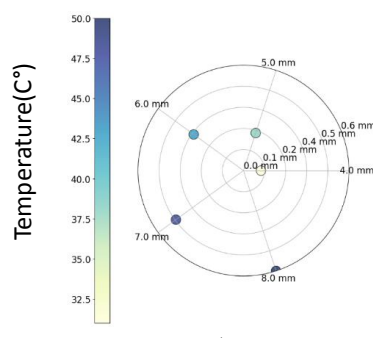


الف) سرعت دورانی (ب) نرخ پیشروی (ج) عمق برش (د) قطر ابزار

شکل ۶ تأثیر فاکتورهای مستقل بر روی دما



ب) عمق برش نرخ پیشروی



ب) عمق برش قطر ابزار

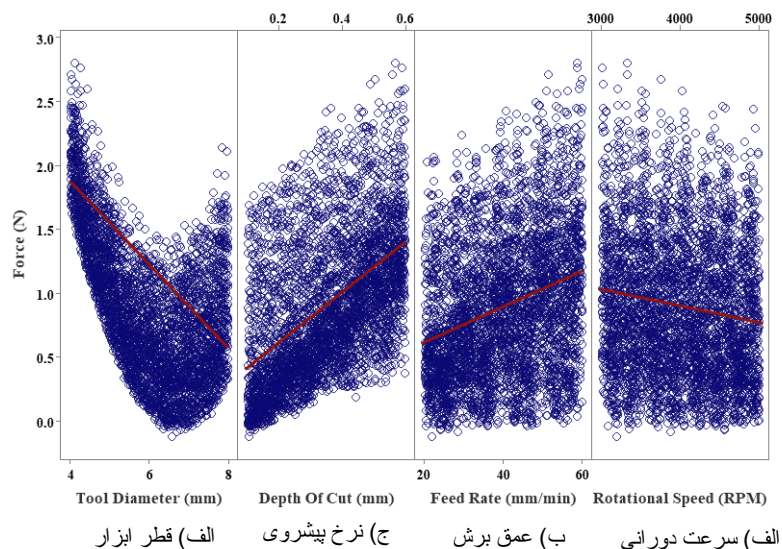
شکل ۷ برهمکنش‌های موثر بر دمای فرزکاری استخوان

۴-۲- مطالعه تأثیر فاکتورهای ورودی بر روی نیروی فرزکاری

باتوجه به اینکه افزایش بیش از حد نیرو می‌تواند منجر به آسیب و ترک‌خوردگی بافت استخوان، نکرز حرارتی، ازبین‌رفتن سلول‌های عصبی و همچنین فرسایش و شکست ابزار شود، ضرورت بررسی اثر شرایط ماشین‌کاری بر نیروهای برشی احساس می‌شود. در این زیربخش، تأثیر متغیرهای اصلی بر نیرو در دو جهت موازی و عمود بر استئونها مورد بررسی قرار گرفته است.

۴-۲-۱ تأثیر پارامتر سرعت دورانی

نمودار

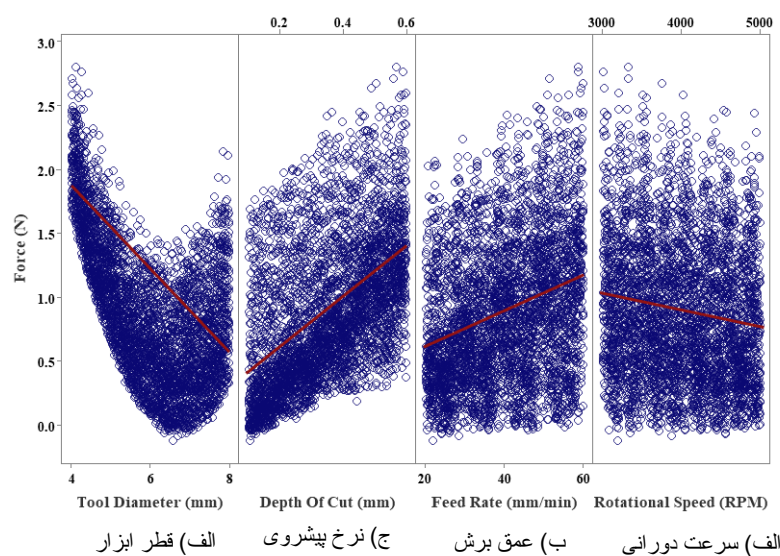


شکل ۸ (الف) نشان می‌دهد با افزایش سرعت دورانی ابزار از حدود ۳۰۰۰ به ۵۰۰۰ دور بر دقیقه، مقدار متوسط نیروی برشی کاهش می‌یابد. به‌طور کمی، نیروی متوسط از حدود ۱/۲-۱/۱ نیوتن در سرعت‌های پایین به حدود ۰/۶-۰/۵ نیوتن در سرعت‌های بالا می‌رسد که معادل کاهشی در حدود ۴۰ تا ۵۰ درصد است. این تغییرات ناشی از کاهش اصطکاک بین ابزار و بافت استخوان است. افزایش سرعت دورانی باعث می‌شود که ابزار به راحتی از بافت عبور کرده و اصطکاک کمتری تولید شود، که در نتیجه نیروی کمتری به بافت اعمال می‌شود. داده‌ها نشان می‌دهند که افزایش سرعت دورانی به طور چشمگیری موجب کاهش نیروی اعمالی می‌شود. این روند با نتایج مطالعات قبلی که بر کاهش نیرو با افزایش سرعت چرخش تأکید دارند، هم‌راستا

است [۳۷]. از این رو، کنترل سرعت دورانی به عنوان یک عامل مؤثر در کاهش نیروی اعمالی و بهبود عملکرد فرایند فرزکاری پیشنهاد می‌شود. براساس داده‌های ارائه‌شده در کانتور پلات شکل ۹ (ب)، مشاهده می‌شود که با افزایش عمق برش، نیروی وارد بر بافت استخوان به‌طور چشمگیری افزایش یافته است. در مقابل، افزایش سرعت دورانی منجر به کاهش نیروی اعمال‌شده شده است. بیشترین مقدار نیرو (بیش از ۱۲ نیوتن) در ناحیه‌ای با عمق برش بالا (نزدیک به ۰/۶ میلی‌متر) و سرعت دورانی پایین (حدود ۳۰۰۰ دور بر دقیقه) مشاهده شده است. در حالی که در سرعت‌های بالاتر (بیش از ۴۵۰۰ دور بر دقیقه) و عمق‌های برش پایین‌تر (حدود ۰/۲ میلی‌متر)، نیروی اعمال‌شده به کمتر از ۲ نیوتن کاهش یافته است. کاهش نیروی برشی می‌تواند به روند بهبود و ترمیم استخوان کمک کند. این شرایط به سلول‌های استخوانی اجازه می‌دهد تا با فشار کمتری مراحل ترمیم را به‌طور مؤثرتری انجام دهند.

۱-۲-۴ تأثیر پارامتر نرخ پیشروی

نمودار

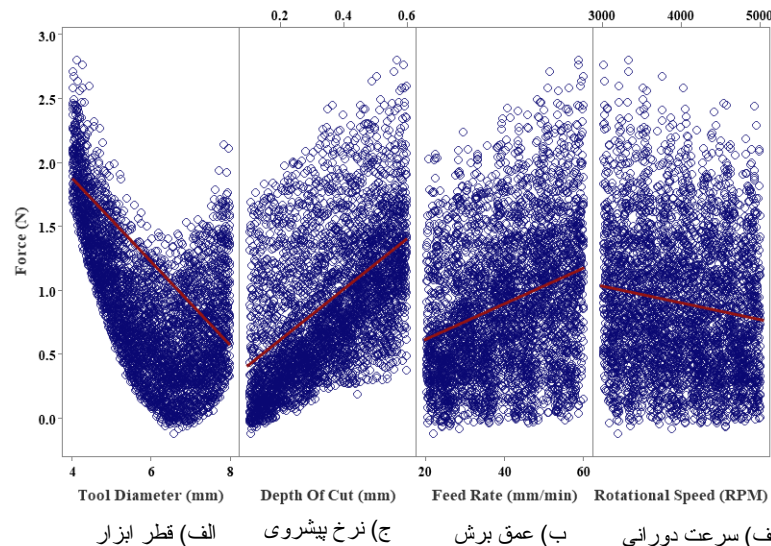


5-

شکل ۸ (ب) نشان می‌دهد با افزایش نرخ پیشروی از حدود ۲۰ به ۶۰ میلی‌متر بر دقیقه، نیروی خروجی فرایند فرزکاری استخوان کورتیکال روند افزایشی ملایمی دارد. به‌طور کمی، مقدار متوسط نیرو از حدود ۰/۶-۰/۷ نیوتن در پیشروی‌های پایین به حدود ۱/۱-۱/۲ نیوتن در پیشروی‌های بالا می‌رسد که بیانگر افزایشی در حدود ۰/۴ تا ۰/۵ نیوتن در کل بازه است. با افزایش نرخ پیشروی، نیروی اعمالی نیز افزایش می‌یابد. این تغییرات به این دلیل است که با افزایش نرخ پیشروی، ابزار بیشتر در تماس با بافت قرار می‌گیرد و در نتیجه نیروی بیشتری برای حرکت ابزار و برش بافت نیاز است. خط رگرسیون قرمز نشان‌دهنده این روند است که با افزایش نرخ پیشروی، نیروی اعمالی به‌طور تدریجی افزایش می‌یابد. این رفتار مشابه با نتایج مقاله است که بیان می‌کند افزایش نرخ پیشروی منجر به افزایش نیروی اعمالی می‌شود [۳۷]. در نتیجه، نرخ پیشروی به‌عنوان یک پارامتر کلیدی در کنترل نیروی برش و بهبود کارایی فرایند فرزکاری استخوان باید مورد توجه قرار گیرد.

۱-۲-۴ تأثیر پارامتر عمق برش

نمودار 5-1-1

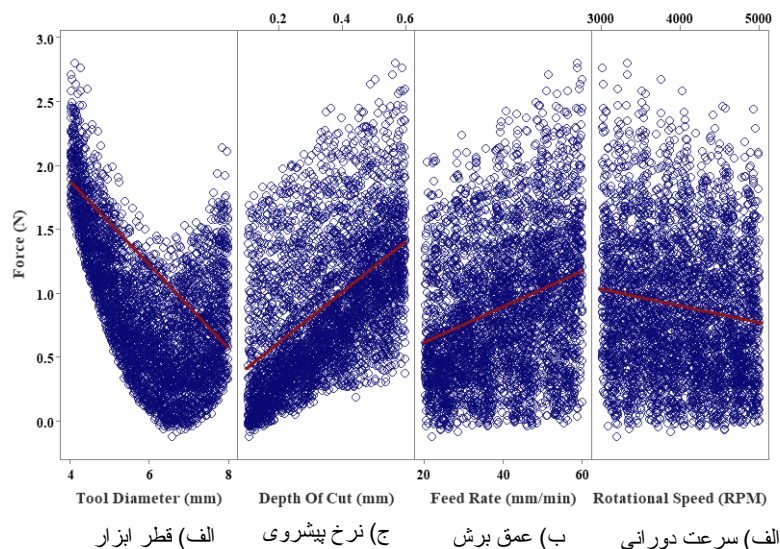


5-1-2-

شکل ۸ ج) نشان می‌دهد با افزایش عمق برش از حدود ۰/۱ به ۰/۶ میلی‌متر، نیروی خروجی فرایند فرزکاری استخوان کورتیکال به‌صورت تقریباً خطی افزایش می‌یابد. به‌طور کمی، مقدار متوسط نیرو از حدود ۰/۴-۰/۵ نیوتن به حدود ۱/۳-۱/۵ نیوتن می‌رسد که بیانگر افزایشی در حدود ۰/۸ تا ۱ نیوتن در کل بازه عمق برش است. شیب خط روند را می‌توان حدود ۱/۶ تا ۲ نیوتن به ازای هر میلی‌متر عمق برش برآورد کرد که نشان‌دهنده اثر کمی قوی این پارامتر بر نیروی برش است. با افزایش عمق برش، نیروی اعمالی بر بافت استخوان افزایش می‌یابد. این افزایش نیرو به این دلیل است که با عمق بیشتر برش، حجم بیشتری از بافت باید برداشته شود که در نتیجه نیروی بیشتری برای برش نیاز است. خط رگرسیون قرمز که در نمودار رسم شده است، نشان‌دهنده این روند است که با افزایش عمق برش، نیروی اعمالی به‌طور تدریجی افزایش می‌یابد. این روند مشابه با نتایج مقاله است که به تأثیر افزایش عمق برش بر افزایش نیروی اعمالی اشاره کرده است [۳۷]. بنابراین، عمق برش به‌عنوان یکی از پارامترهای کلیدی در بهینه‌سازی فرایند فرزکاری استخوان باید در نظر گرفته شود. براساس داده‌های ارائه‌شده در کانتور پلات شکل ۹ ج)، مشاهده می‌شود که با افزایش نرخ پیشروی، نیروی وارد بر بافت استخوان به‌طور چشمگیری افزایش می‌یابد. در مقابل، افزایش عمق برش تأثیر کمتری بر افزایش نیروی برشی دارد. بیشترین مقدار نیروی برشی (حدود ۱۴ نیوتن) در ناحیه‌ای با نرخ پیشروی بالا (نزدیک به ۶۰ میلی‌متر در دقیقه) و عمق برش بالا (حدود ۰/۶ میلی‌متر) مشاهده شده است. در حالی که در نرخ‌های پیشروی پایین‌تر (حدود ۲۰ میلی‌متر در دقیقه) و عمق‌های برش کمتر (حدود ۰/۲ میلی‌متر)، نیروی برشی به کمتر از ۲ نیوتن کاهش یافته است. این نتایج نشان می‌دهند که افزایش نرخ پیشروی می‌تواند به‌عنوان یک عامل مؤثر در افزایش نیروی برشی در فرایند فرزکاری استخوان کورتیکال مورد توجه قرار گیرد، در حالی که عمق برش تأثیر کمتری بر این نیروی برشی دارد.

۴-۲-۱ تأثیر پارامتر قطر ابزار

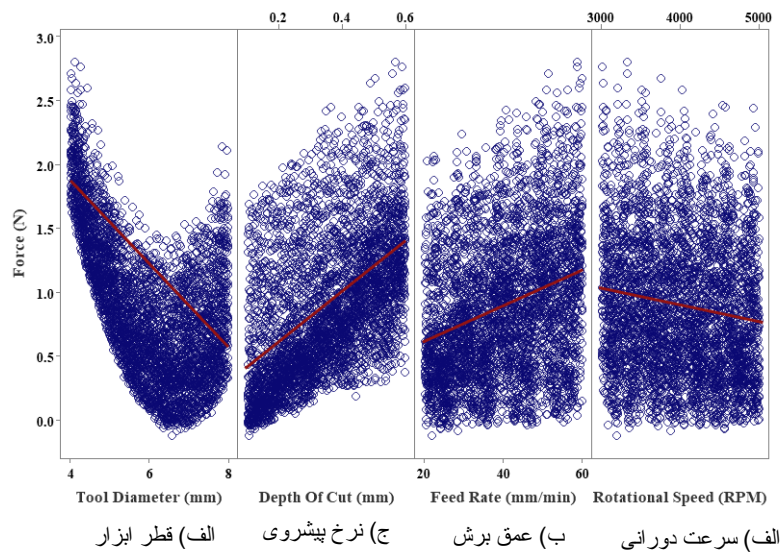
نمودار



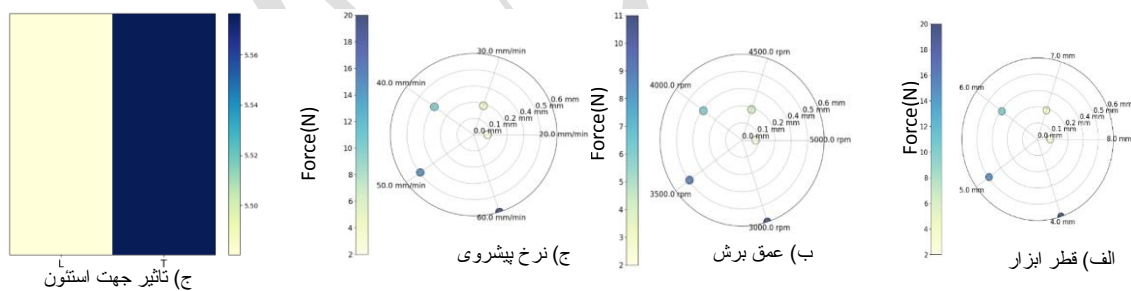
شکل ۸ (د) نشان می‌دهد که نیروی برشی خروجی بر حسب قطر ابزار رفتاری غیرخطی و شبه سهموی دارد. با افزایش قطر ابزار از حدود ۴ تا نزدیک ۶-۶.۵ میلی‌متر، مقدار متوسط نیرو از حدود ۲-۲/۲ نیوتن به حدود ۰/۴-۰/۶ نیوتن کاهش می‌یابد که بیانگر کاهش تقریبی ۷۰-۸۰٪ نیروی برش است. پس از این مقدار بحرانی، با افزایش قطر تا حدود ۸ میلی‌متر، نیرو مجدداً افزایش یافته و به حدود ۱-۱/۲ نیوتن می‌رسد. این منحنی نشان می‌دهد که در قطرهای کمتر، نیروی جانبی بیشتر بوده و با افزایش قطر، این نیرو کاهش می‌یابد. علت این پدیده می‌تواند به افزایش سطح تماس ابزار با ماده مربوط باشد. وقتی سطح تماس بیشتر می‌شود، فشار در ناحیه برش کاهش می‌یابد، زیرا نیروی اعمالی به سطح وسیع‌تری توزیع می‌شود. توجه به کاهش نیروی برشی در قطرهای بزرگ‌تر ابزار، احتمال آسیب‌های میکروسکوپی به بافت استخوان که ناشی از فشارهای بالا است، کاهش می‌یابد. این کاهش نیروی برشی می‌تواند باعث بهبود عملکرد در جراحی‌های استخوانی و کاهش ریسک ترک‌ها و شکستگی‌های ناخواسته در بافت استخوانی شود. بر اساس داده‌های ارائه شده در کانتور پلات شکل ۹ (الف)، مشاهده می‌شود که با افزایش عمق برش و قطر ابزار، نیروی وارد بر بافت استخوان به‌طور چشمگیری افزایش می‌یابد. بیشترین مقدار نیروی برشی (بیش از ۲۰ نیوتن) در ناحیه‌ای با قطر ابزار ۴ میلی‌متر و عمق برش ۰/۶ میلی‌متر مشاهده شده است. در مقابل، در نواحی با قطر ابزار کمتر (حدود ۳ میلی‌متر) و عمق برش پایین‌تر (حدود ۰/۲ میلی‌متر)، نیروی برشی به کمتر از ۲ نیوتن کاهش می‌یابد. این نتایج نشان‌دهنده آن است که ترکیب خاصی از قطر ابزار و عمق برش می‌تواند تأثیر زیادی بر نیروی برشی در فرآیند فرزکاری استخوان کورتیکال داشته باشد.

۲-۲-۴ جهت برشی نسبت به استئون

باتوجه به نمودار شکل ۹ (د) مشاهده می شود که نیروی برشی در دو جهت مختلف ماشینکاری (عمود بر بافت استخوان و موازی با آن) مقایسه شده است. طبق داده ها، نیروی برشی در جهت عمود بر استخوان (T) کمی بیشتر از جهت موازی با استخوان (L) است. در این نمودار، نیروی برشی در جهت عمود بر استئون حدود ۵/۶۲ نیوتن و در جهت موازی استئون حدود ۵/۴۸ نیوتن گزارش شده است. اگرچه این تفاوت کوچک است، اما نشان می دهد که در فرایند فرزکاری، نیروی برشی در جهت عمود بر استخوان کمی بیشتر از جهت موازی است. این تحلیل نشان می دهد که شرایط خاص ماشینکاری، مانند استفاده از ابزار با ابعاد کوچک و انتخاب مقادیر پایین برای عمق برش و نرخ پیشروی، می تواند تأثیر زیادی بر نیروی برشی در جهت های مختلف ماشینکاری داشته باشد.



شکل ۸ نمودار پراکندگی تاثیر فاکتورهای ورودی بر روی نیرو



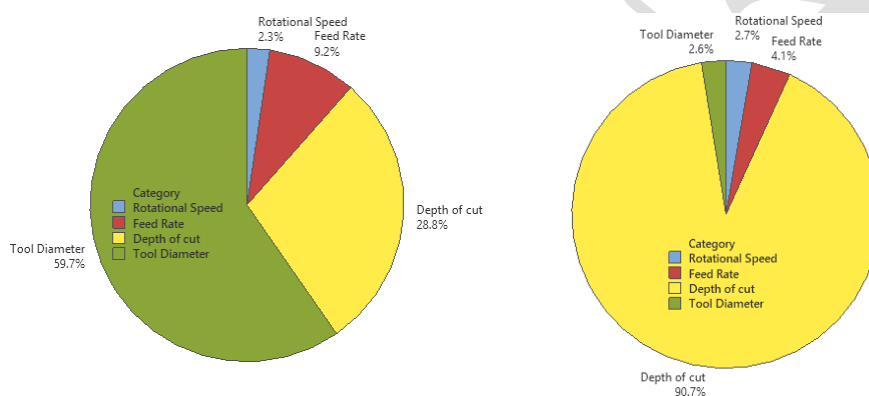
ج) تاثیر جهت استئون

شکل ۹ برهمکنش های موثر بر نیرو فرزکاری استخوان

۶- جمع‌بندی نتایج تحلیل حساسیت پارامترهای ورودی بر دما و نیرو

تحلیل حساسیت پارامترها به روش سوپول به‌منظور شناسایی عوامل مؤثر در فرایند فرزکاری استخوان انجام گرفته است. بر اساس داده‌های نمودار دایره‌ای شکل ۱۰ الف، بیشترین تأثیر بر دمای تولید شده در فرایند فرزکاری به عمق برش اختصاص دارد که حدود ۹۰/۷٪ از تغییرات دما را توضیح می‌دهد. این نشان‌دهنده آن است که عمق برش عامل اصلی در ایجاد تغییرات دمایی در این فرآیند است. پس از آن، سرعت دوران با ۴/۱٪ و نرخ پیشروی با ۲/۷٪ تأثیر کمتری بر دما دارند. در نهایت، قطر ابزار کمترین تأثیر را با ۲/۶٪ بر دما دارد. این تحلیل نشان می‌دهد که برای کنترل دما در فرایند فرزکاری، تغییرات در عمق برش باید اولویت بیشتری داشته باشد، چرا که این پارامتر به‌طور عمده‌ای بر دما تأثیر می‌گذارد.

بر اساس داده‌های نمودار دایره‌ای شکل ۱۰ ب) مربوط به نیروی برشی بیشترین تأثیر بر نیروی برشی به قطر ابزار اختصاص دارد که ۵۹/۷٪ از تغییرات نیروی برشی را توضیح می‌دهد. این نشان می‌دهد که قطر ابزار عامل اصلی در تغییرات نیروی برشی در این جهت است. پس از آن، عمق برش با ۲۸/۸٪ تأثیر قابل‌توجهی دارد. نرخ پیشروی با ۹/۲٪ و سرعت دوران با ۲/۳٪ کمترین تأثیر را بر نیروی برشی در جهت موازی دارند. این نتایج نشان می‌دهند که برای بهینه‌سازی نیروی برشی در فرایند فرزکاری در جهت موازی، باید بیشتر به قطر ابزار و عمق برش توجه شود، چرا که این دو پارامتر بیشترین تأثیر را بر نیروی برشی دارند.



ب) درصد تأثیر فاکتورهای ورودی بر نیروی فرزکاری

الف) درصد تأثیر فاکتورهای ورودی بر دمای فرزکاری

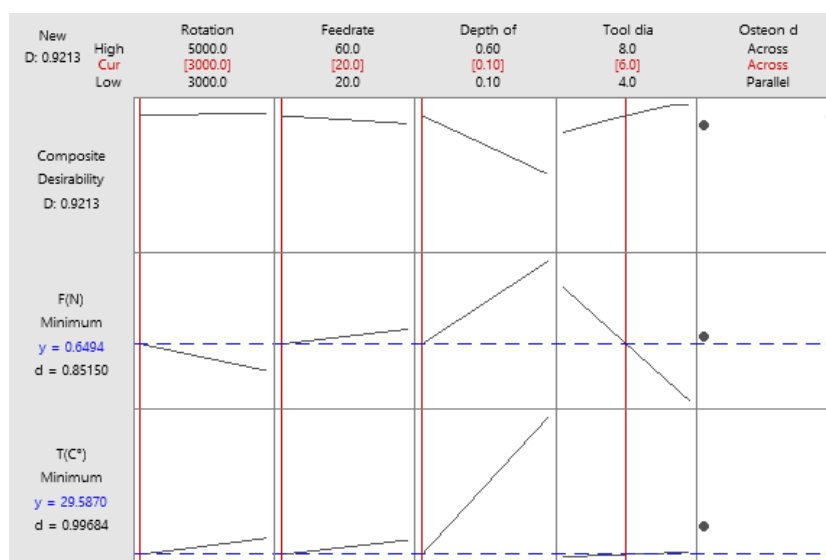
شکل ۱۰ تأثیر پارامترهای فرزکاری بر حسب درصد بر دما و نیرو

۷- بهینه‌سازی دما و نیرو در فرایند فرزکاری استخوان

نتایج بهینه‌سازی برای کاهش نیروی برشی و دما در فرایند فرزکاری در شکل ۱۱ به نمایش گذاشته شده است. بهینه‌سازی هم‌زمان دو خروجی می‌تواند در شبیه‌سازی شرایط واقعی فرایندهای جراحی مفید باشد. در این تحلیل از تابع مطلوبیت درینگر برای بهینه‌سازی استفاده شده است. در این روش، برای هر پاسخ ورودی، یک تابع مطلوبیت منحصر به فرد $y_i(x)$ انتخاب شده و دامنه تغییرات آن در بازه $0 \leq D_i \leq 1$ قرار دارد. مقادیر مطلوبیت بین صفر و یک تغییر می‌کنند و هرچه این مقدار به یک نزدیک‌تر باشد، مطلوبیت بیشتر است. بهینه‌سازی انجام شده از دقت بالایی برخوردار است و نتایج به‌دست آمده به طور قابل‌توجهی با داده‌های تجربی تطابق دارند. بر اساس نتایج، نیروی برش کمینه برابر با ۰/۶۴۹۴ نیوتن و دمای فرایند کمینه برابر با ۲۹.۵۸۷۰ درجه سانتیگراد محاسبه گردید. همچنین، شاخص مطلوبیت کلی فرایند (Composite Desirability) معادل ۰/۹۲۱۳ به دست آمد. در این نمودار، مقادیر بهینه‌شده برای نیروی برشی و دما در کمترین مقادیر ممکن تنظیم شده‌اند و مقادیر مطلوبیت در بازه‌های مختلف، نشان‌دهنده بهترین شرایط بهینه‌شده برای هر یک از متغیرها هستند.

نتایج بهینه‌سازی پارامتری و تحلیل حساسیت ارائه‌شده در این مطالعه می‌توانند مستقیماً در انتخاب تنظیمات اولیه و طراحی استراتژی‌های کنترل برای سامانه‌های جراحی از جمله ربات‌های جراحی، سیستم‌های ناوبری، و دستگاه‌های دارای کنترل پیشروی به کار روند. مدل‌های رگرسیونی به‌دست آمده برای دما و نیرو امکان پیش‌بینی اثرات ترکیب‌های مختلف پارامترها را فراهم

می‌کنند؛ به گونه‌ای که طراح یا جراح می‌تواند بدون آزمون^e، پنجره پارامتری ایمن $T < 47^{\circ}\text{C}$ و F در محدوده مجاز را شناسایی کند. همچنین نتایج تحلیل حساسیت رتبه‌بندی اهمیت فاکتورها را نشان می‌دهد و می‌تواند به تعیین کدام پارامتر باید به طور دقیق‌تر کنترل شود و کدام یک روی نتیجه حساسیت کمتری دارند کمک کند؛ این موضوع برای طراحی سیستم‌های کنترل فیدبک بر اساس نیرو و دما اهمیت دارد. با این حال باید تأکید شود که چون آزمایش‌های این مطالعه در شرایط خشک، بدون خنک‌کاری و روی استخوان گاوی انجام شده‌اند، این نتایج مبنای آزمایشگاهی برای رتبه‌بندی و انتخاب اولیه پارامترها هستند و قبل از تبدیل به دستورالعمل بالینی، باید در شرایط نزدیک به جراحی اعتبارسنجی شوند. این رویکرد می‌تواند نقطه شروعی برای توسعه کنترل‌کننده‌های هوشمند جراحی و کاهش ریسک آسیب حرارتی و مکانیکی در عمل‌های ارتوپدی و مغز و اعصاب باشد.



شکل ۱۱ بهینه کردن مقادیر برای بدست آوردن کمترین مقدار دما و نیرو فرزکاری

۸- نتیجه‌گیری

در این مطالعه، تأثیر پارامترهای ورودی شامل سرعت دورانی، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار بر دما و نیرو در فرایند فرزکاری استخوان کورتیکال بررسی شد. مدل‌سازی و بهینه‌سازی فرایند با استفاده از روش سطح پاسخ انجام گرفت و یک معادله رگرسیون مرتبه دوم برای پیش‌بینی دما و نیرو در دو جهت موازی و عرضی نسبت به ساختار استخوان توسعه داده شد. این مدل توانست با دقت مناسبی دما و نیرو را در محدوده آزمایش‌ها پیش‌بینی کند. برای تعیین میزان تأثیر پارامترهای ورودی از تحلیل واریانس و تحلیل حساسیت به روش سوپول استفاده شد که بر اساس آن، قطر ابزار به‌عنوان مهم‌ترین عامل تأثیرگذار شناخته شد (۷۸٪ در جهت عرضی و ۵۴٪ در جهت موازی با استخوان). به دنبال آن، سرعت دورانی (۲۲٪ موازی، ۱۲٪ عرضی)، عمق برش (۲۲٪ موازی، ۸٪ عرضی) و نرخ پیشروی (۲٪ در هر دو جهت) در رتبه‌های بعدی قرار گرفتند. همچنین نتایج نشان داد که افزایش عمق برش و فرزکاری در جهت عرضی منجر به کاهش کیفیت سطح می‌شود. شرایط بهینه برای دستیابی به حداقل دما ۲۹/۴ درجه سانتیگراد و نیرو برابر با ۱/۴ نیوتن، شامل عمق برش ۰/۱ میلی‌متر، نرخ پیشروی ۲۰ میلی‌متر بر دقیقه، قطر ابزار ۸ میلی‌متر و فرزکاری در جهت عرضی استخوان تعیین شد. یافته‌های این پژوهش می‌تواند در بهینه‌سازی شرایط فرآیند و انتخاب ابزار مناسب در فرزکاری استخوان و سایر فرآیندهای جراحی ارتوپدی مورد استفاده قرار گیرند.

- [١] P. Zawadzki, R. Talar, A. Patalas, and S. Legutko, "Influence of machining parameters on cutting and chip-formation process during cortical bone orthogonal machining," *Materials*, vol. 15, no. 18, p. 6414, 2022.
- [٢] A. B. Harris and J. K. Oni, "Cementless, Cruciate-Retaining Primary Total Knee Arthroplasty Using Conventional Instrumentation: Technical Pearls and Intraoperative Considerations," *JBJS Essential Surgical Techniques*, vol. 14, no. 3, p. e23, 2024.
- [٣] M. Axenhus, M. Salemyr, S. Mukka, M. Magnéli, and O. Sköldenber, "Long-term follow-up of bone density changes in total hip arthroplasty: comparative analysis from a randomized controlled trial of a porous titanium construct shell vs. a porous coated shell," *International Orthopaedics*, vol. 48 ,no. 11, pp. 2835-2842, 2024.
- [٤] A. Babbar *et al.*, "Experimental analysis of wear and multi-shape burr loading during neurosurgical bone grinding," *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 12, pp. 15-28, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2021.02.060>.
- [٥] T. Enomoto, H. Shigeta, T. Sugihara, and U. Satake, "A new surgical grinding wheel for suppressing grinding heat generation in bone resection," *CIRP Annals*, vol. 63, no. 1, pp. 305-308, 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2014.03.026>.
- [٦] A. Danda, Y. T. Kao, M. A. Kuttolamadom, and B. L. Tai, "Characterization of forces in high-speed bone cutting and grinding for haptics rendering," in *International Manufacturing Science and Engineering Conference*, 2016, vol. 49903: American Society of Mechanical Engineers, p. V002T03A012, doi: <https://doi.org/10.1115/MSEC2016-8794> .
- [٧] A. Sain *et al.*, "RECENT TRENDS IN THE USE OF CELL SALVAGER FOR ORTHOPAEDIC TRAUMA AND ELECTIVE SURGERIES-A NARRATIVE REVIEW," *Georgian medical news*, no. 354, pp. ٢٠٢٤ , ٤٤-٤٢ .
- [٨] F. H. Tummers, J. Hoebink, S. R. Driessen, F. W. Jansen, and A. R. Twijnstra, "Decline in surgeon volume after successful implementation of advanced laparoscopic surgery in gynecology: An undesired side effect?," *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, vol. 100, no. 11, pp. 2082-2090, 2021.
- [٩] G. Scariano *et al.*, "Exploring tribology and material contact science in spine surgery: implications for implant design," *Journal of Neurosurgery: Spine*, vol. 40, no. 6, pp. 801-810, 2024.
- [١٠] M. Gungormus and G. N. H. Erbasar, "Transient heat transfer in dental implants for thermal necrosis-aided implant removal: a 3D finite element analysis," *Journal of Oral Implantology*, vol. 45, no. 3, pp. 196-201, 2019.
- [١١] Y. Zhang *et al.*, "Mechanical and thermal damage in cortical bone drilling in vivo," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 233, no. 6, pp. 621-635, 2019.
- [١٢] H. Tian *et al.*, "Prediction modeling and sensitivity analysis of robot bone milling temperature operated by a doctor," *Mathematical Problems in Engineering*, vol. 2021, no. 1, p. 6806689, 2021, doi: <https://doi.org/10.1155/2021/6806689>.
- [١٣] K. I. A.-I. Al-Abdullah, H. Abdi, C. P. Lim, and W. A. Yassin, "Force and temperature modelling of bone milling using artificial neural networks," *Measurement*, vol. 116, pp. 25-37, 2018.
- [١٤] A. H. Rabiee, V. Tahmasbi, and M. Qasemi, "Experimental evaluation, modeling and sensitivity analysis of temperature and cutting force in bone micro-milling using support vector regression and EFAST methods," *Engineering Applications of*

Artificial Intelligence, vol. 120, p. 105874, 2023, doi:
<https://doi.org/10.1016/j.engappai.2023.105874>.

- [١٥] V. Tahmasbi, M. Ghoreishi, and 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, doi: <http://mme.modares.ac.ir/article-15-11263-fa.html>.
- [١٦] K. Alam, S. Piya, A. Al-Ghaithi, and V. Silberschmidt, "Experimental investigation on the effect of drill quality on the performance of bone drilling," *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, vol. 65, no. 1, pp. 113-120, 2020, doi: <https://doi.org/10.1515/bmt-2018-0184>.
- [١٧] V. Tahmasbi, M. Qasemi, R. Ghasemi, and R. Gholami, "Experimental study and sensitivity analysis of force behavior in cortical bone milling," *Medical Engineering & Physics*, vol. 105, p. 103821, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2022.103821>.
- [١٨] L. Zhang, L. Zou, D. Wen, X. Wang, F. Kong, and Z. Piao, "Investigation of the effect of process parameters on bone grinding performance based on on-line measurement of temperature and force sensors," *Sensors*, vol. 20, no. 11, p. 3325, 2020, doi: <https://doi.org/10.3390/s20113325>.
- [١٩] J. Sun *et al.*, "Material removal mechanism and force modeling in ultrasonic vibration-assisted micro-grinding biological bone," *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, vol. 36, no. 1, p. 129, 2023.
- [٢٠] C. Yeager, A. Nazari, and D. Arola, "Machining of cortical bone: surface texture, surface integrity and cutting forces," *Machining Science and Technology*, vol. 12, no. 1, pp. 100-118, 2008, doi: <https://doi.org/10.1080/10910340801890961>.
- [٢١] M. Sheikhi Azqandi and M. Hassanzadeh, "First- and second-order sensitivity analysis of finite element models using extended complex variables method," *Archive of Applied Mechanics*, vol. 91, no. 10, pp. 4263-4277, 2021/10/01 2021, doi: 10.1007/s00419-021-01996-0.
- [٢٢] A. Sousanabadi Farahani, O. Khalili, and A. Torabi, "Sensitivity analysis of effective parameters on bone drilling force by using E-fast method," *Mechanic of Advanced and Smart Materials*, vol. 3, no. 1, pp. 83-94, 2023.
- [٢٣] M. Qasemi, V. Tahmasbi, P. Karkhane, and M. H. Eslami, "Temperature and surface quality investigation in orthogonal machining of cortical bone using response surface method and sensitivity analysis," *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*, vol. 11, no. 12, pp. 64-78, 2025.
- [٢٤] F. Setoudeh, A. R. Saeidi, V. Tahmasbi, M. Mohammadian, and G. Taheri, "Investigating and analyzing parameters affecting the bone drilling process using the Taguchi method," 2024.
- [٢٥] M. Safari, V. Tahmasbi, P. Hassanpour, and M. Zolfaghari, "Experimental investigation, sensitivity analysis and optimization on the effect of drill bit's point angle and helix angle on cortical bone drilling process temperature," *J. Mech. Eng.*, vol. 52, pp. 11-19, 2022.
- [٢٦] A. Sousanabadi Farahani, M. Taheri, and M. J. Mohammadi, "Investigating the effectiveness of polymethyl methacrylate drilling parameters using coated tools," *Mechanic of Advanced and Smart Materials*, pp. -, 2025, doi: 10.61186/masm.2025.2042384.1136.
- [٢٧] M. Taheri and M. J. Mohammadi, "Sensitivity Analysis of Orthopedic Drilling Process Parameters Using Titanium Nitride Nanocoated Tools," (in eng), *Modares Mechanical Engineering*, vol. 23, no. 10, pp. 3-8, 2023, doi: 10.22034/mme.23.10.3.

- [۲۸] M. Mokhtari, V. Abedini, and M. Azadi, "Experimental investigation and optimization of the effect of process parameters in bone machining on bone surface quality," *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*, vol. 11, no. 8, pp. 51-60, 2024, doi: 10.22034/ijme.2024.471623.1999.
- [۲۹] M. ZOLFAGHARI, M. GHOREISHI, and V. TAHMASBI, "An investigation and optimization of effective parameters on thrust force in drilling cortical bone process using response surface methodology," 2016.
- [۳۰] M. Baraheni, V. Tahmasbi, M. Tavakkolipour, and M. M. Ghazi Esfahani, "Experimental and statistical examination the effects of machining parameters and insert type on tool wear and surface quality in turning of Inconel 718," *Journal Of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, 2025.
- [۳۱] D. C. Montgomery, *Design and analysis of experiments*. John Wiley & sons, 2017.
- [۳۲] G. Qian and A. Mahdi, "Sensitivity analysis methods in the biomedical sciences," *Mathematical biosciences*, vol. 323, p. 108306, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.mbs.2020.108306>.
- [۳۳] A. Saltelli, S. Tarantola, F. Campolongo, and M. Ratto, *Sensitivity analysis in practice: a guide to assessing scientific models*. Wiley Online Library, 2004.
- [۳۴] Y. Kitahama *et al.*, "Advancements and challenges in robot-assisted bone processing in neurosurgical procedures," *Neurospine*, vol. 21, no. 1, p. 97, 2024, doi: <https://doi.org/10.14245/ns.2347164.582>.
- [۳۵] K. Alam and V. V. Silberschmidt, "Analysis of temperature in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone with infrared thermography," *Technology and Health Care*, vol. 22, no. 2, pp. 243-252, 2014.
- [۳۶] E. Shakouri and P. Mirfallah, "Infrared thermography of high-speed grinding of bone in skull base neurosurgery," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 233, no. 6, pp. 648-656, 2019, doi: <https://doi.org/10.1177/0954411919845730>.
- [۳۷] A. Babbar, V. Jain, and D. Gupta, "In vivo evaluation of machining forces, torque, and bone quality during skull bone grinding," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 234, no. 6, pp. 626-638, 2020, doi: <https://doi.org/10.1177/0954411920911499>.

۹- فهرست علائم

میکرومتر	μm
میلی متر	mm
میلی متر بر دقیقه	mm/min
دور بر دقیقه	rpm
حساسیت کل متغیرهای مستقل ورودی	si
حساسیت کل بر همکنش متغیرهای ورودی	sij
حساسیت کل	ST
واریانس کل	V
واریانس متغیرهای مستقل ورودی	Vi
واریانس بر همکنش متغیرهای ورودی	Vij
متغیرهای مستقل ورودی	x
متغیر خروجی	y
ضرایب متغیرهای ورودی	β