



بررسی دما و کیفیت سطح در ماشین کاری متعامد استخوان کورتیکال با استفاده از روش سطح پاسخ و تحلیل حساسیت

مهدی قاسمی*، وحید طهماسبی، پرهام کارخانه، محمدحسین اسلامی

گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اراک، اراک، ایران

* ایمیل نویسنده مسئول: m.qasemi@arakut.ac.ir

اطلاعات مقاله	چکیده
مقاله پژوهشی	
دریافت: ۳۰ شهریور ۱۴۰۳	
پذیرش: ۱۳ بهمن ۱۴۰۳	
کلیدواژگان:	
ماشین کاری متعامد استخوان دما	دمای برش و کیفیت سطح ماشین کاری شده دو عامل تأثیرگذار در ماشین کاری استخوان حین جراحی‌های ارتوپدی مانند شکستگی، تعویض مفصل و دندان‌پزشکی است. بالا رفتن دمای فرایند از مقداری مشخص، نکرور حرارتی (مرگ سلولی) و در نتیجه آسیب دیدن بافت را به همراه دارد. از سوی دیگر عدم کیفیت سطح مطلوب منجر به نفوذ نامتقارن استخوان درون مفصل مصنوعی و شل شدن آن می‌شود. برش متعامد به‌عنوان پایه دیگر فرایندهای ماشین کاری در این پژوهش مورد استفاده واقع شده است. تخمین عملکرد دما و کیفیت سطح در ماشین کاری متعامد استخوان برحسب سرعت خطی ابزار، عمق برش و زاویه براده استخراج می‌شود. همچنین بهینه‌سازی پاسخ فرایند و برهم‌کنش‌های مؤثر بر آن بررسی می‌شود. جهت بررسی تأثیر کمی نتایج از روش تحلیل حساسیت سوبل استفاده شده است. نتایج نشان می‌دهد حداقل دمای بهینه، با سرعت ابزار ۱۴۰ میلی‌متر بر ثانیه، زاویه براده ۹٫۷ درجه و عمق برش ۰٫۱ میلی‌متر و برش در راستای بافت استخوان و مقدار کمینه دما برابر با ۱۷٫۹ درجه سانتی‌گراد حاصل می‌شود. حداقل زبری سطح بهینه با سرعت ابزار ۲۷۵ میلی‌متر بر ثانیه، زاویه براده ۹٫۶ درجه و عمق برش ۰٫۱ میلی‌متر و برش در راستای بافت استخوان و برابر با ۱٫۰۷ میکرومتر حاصل می‌شود. نتایج حاصله می‌تواند در بررسی و تحلیل دیگر فرایندهای ماشین کاری در ارتوپدی (مانند سوراخکاری و فرزکاری) مورد استفاده واقع شود.
زبری سطح	
روش سطح پاسخ	
تحلیل حساسیت	

Temperature and surface quality investigation in orthogonal machining of cortical bone using response surface method and sensitivity analysis

Mahdi Qasemi*, Vahid Tahmasbi, Parham Karkhane, Mohammad Hossein Eslami

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

* Corresponding Author's Email: m.qasemi@arakut.ac.ir

Article Information

Original Research Paper

Received: 20 September 2024

Accepted: 1 February 2025

Keywords:

Orthogonal Machining

Bone

Temperature

Surface Roughness

Response Surface Method

Sensitivity Analysis

Abstract

The cutting temperature and surface quality of machined bone are two significant factors influencing bone machining during orthopedic surgeries such as fracture repair, joint replacement, and dental procedures. An increase in process temperature beyond a certain threshold can lead to thermal necrosis (cell death) and, consequently, tissue damage. Conversely, inadequate surface quality can result in asymmetric bone penetration into the prosthetic joint, leading to loosening of the implant. Orthogonal cutting is utilized as a foundational method for other machining processes in this study. The estimation of temperature performance and surface quality in the orthogonal machining of bone is derived based on tool linear velocity, cutting depth, and rake angle. Furthermore, the optimization of process responses and the interactions affecting them are examined. To quantitatively assess the impact of the results, the Sobol sensitivity analysis method is employed. The findings indicate that the minimum optimal temperature occurs at a tool speed of 140 mm/s, a rake angle of 9.7 degrees, and a cutting depth of 0.1 mm, with cutting aligned to the bone structure yielding a minimum temperature of 17.9 degrees Celsius. The minimum optimal surface roughness is achieved at a tool speed of 275 mm/s, a rake angle of 9.6 degrees, and a cutting depth of 0.1 mm, also aligned with the bone structure, resulting in a surface roughness of 1.07 micrometers. The obtained results can be applied in the investigation and analysis of other machining processes in orthopedics (such as drilling and milling).

Please cite this article using:

Qasemi M, Tahmasbi V, Karkhane P, Eslami MH. Temperature and surface quality investigation in orthogonal machining of cortical bone using response surface method and sensitivity analysis. Iranian Journal of Manufacturing Engineering. 2025 Feb 19;11(12):64-78. doi: 10.22034/ijme.2025.477672.2007 [In Persian]

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

۱- مقدمه

در جراحی ارتوپدی عملیات ترمیم استخوان، پیوند استخوان، جاسازی مفصل مصنوعی و نمونه‌برداری از استخوان انجام می‌شود [۱]. به همین منظور از فرایندهای ماشین‌کاری؛ مانند برش، سوراخکاری و فرزکاری در جراحی ارتوپدی استفاده می‌شود. ماشین‌کاری استخوان با توجه به مشکلاتی نظیر عدم کیفیت سطح مناسب برای قرارگیری مفصل مصنوعی و ایجاد نکرز حرارتی چالش‌برانگیز است. موریتز و هنریکز [۲] نشان دادند زمانی که استخوان در دمای بالای ۴۷ درجه سانتی‌گراد برای ۱ دقیقه قرار می‌گیرد، دچار نکرز می‌شود. این آستانه دمایی عمده‌تاً توسط محققین ماشین‌کاری در حوزه استخوان مورد استفاده قرار می‌گیرد. از طرف دیگر برای آنکه استخوان به طور یکنواخت بتواند داخل مفصل مصنوعی رشد کند و موجب پیوند قوی با مفصل شود، حداکثر زبری موجود باید بین ۳ تا ۵ میکرومتر باشد [۳].

در بررسی دما در ماشین‌کاری استخوان العبدالله و همکاران [۴] فرزکاری بر روی کنسلوس استخوان انجام دادند و از روش شبکه عصبی مصنوعی (ANN) برای تحلیل نتایج استفاده کردند. بر اساس نتایج بدست آمده با افزایش پیشروی دمای ابزار افزایش و دمای سطح تازه فرزکاری شده کاهش می‌یابد. دنیس و همکاران [۳] با انجام فرزکاری روی استخوان نتیجه گرفتند که با افزایش پیشروی دما کم و نیرو زیاد می‌شود. فدراسپیل و همکاران [۵] پارامترهای ماشین‌کاری بهینه در عملیات فرزکاری روی استخوان مجموعه جهت حداقل کردن نیروی برش و دما را به دست آوردند. مالویسی و همکاران [۶] دما را در فرزکاری و اهر کاری استخوان مقایسه کردند. آن‌ها از ابزارهای مختلفی برای بررسی دما و اندازه‌گیری آن استفاده کردند. قاسمی و همکاران [۷] دما و نیروی فرزکاری استخوان را به صورت عددی بررسی کردند. آن‌ها یک مدل دوبعدی از فرایند فرزکاری توسعه دادند. نتایج بدست آمده صحت و دقت مدل را تایید می‌کند. شین و یون [۸] یک مدل حرارتی تحلیلی برای بررسی دما بکار گرفتند. در این مدل حداکثر دما و توزیع دمای ایجاد شده حین فرزکاری استخوان که توسط دو دوربین ترمومتر اندازه‌گیری می‌شود، بررسی می‌شود. اساس این مدل بررسی منبع حرارتی متحرک ایجادشده توسط ابزار ماشین‌کاری است. بر این اساس حداکثر دما تا ۱۱۵ درجه سانتی‌گراد اندازه‌گیری شد. عمق نکرز تا ۲ میلی‌متر زیر سطح استخوان نفوذ کرد. بطور کلی با افزایش پیشروی و کاهش عمق برش، بیشینه دما کاهش یافت. در مطالعه‌ای دیگر سوچیتا و همکاران [۹] توزیع دما را با استفاده از یک منبع حرارتی متحرک خطی روی یک صفحه‌ی نیمه بی‌نهایت در فرزکاری استخوان خوک بررسی کردند [۹]. نفوذ نکرز تا حدود ۰٫۱ میلی‌متر زیر سطح استخوان ادامه پیدا کرد. ضمن اینکه با افزایش پیشروی دمای برش، روند افزایشی نشان داد. لیائو و همکاران [۱۰] با توسعه یک مدل مکانیستیک دما و نیروی برش را در فرزکاری استخوان کورتیکال بدست آوردند. بر این اساس تحت سرعت برش و پیشروی بالا عمق نفوذ نکرز به ۲۰۰ میکرومتر رسید و تنها یک استئون دچار آسیب شد؛ اما در بررسی رفتار زبری سطح بعد از ماشین‌کاری استخوان، فادا و همکاران [۱۱] زبری را در برش استخوان ران در آرترولاستی توسط ابزار فرزکاری بدست آورد. زبری و تختی در حدود ۰٫۲ و ۰٫۳ میلی‌متر بدست آمد. علاوه بر بالا بودن مقدار زبری در فرزکاری، آزمایش‌ها محدود و بدون بررسی نتایج و اثر پارامترهاست. ون هم و همکاران [۱۲] با استفاده از روش کنترل نیرو-سرعت در حین ماشین‌کاری آرتروپلاستی نیرو و صافی سطح را اندازه گرفتند. مقدار تختی با استفاده از ربات بین ۰٫۱ تا ۰٫۲ میلی‌متر و با روش دستی بین ۰٫۶ تا ۱٫۶ میلی‌متر حاصل شد. گورمیت سینق و همکاران [۱۳] زبری و نرخ برداشت ماده را در سوراخکاری استخوان بررسی کردند. آزمایش‌ها با سه ابزار سوراخکاری با هندسه متفاوت انجام و نتایج مقایسه شد. نورالدین و همکاران [۱۴] تأثیر برش مناسب در صافی سطح استخوان را بررسی کردند. پارامترهای ورودی پیشروی، سرعت برش و عمق برش و روش پاسخ سطح برای تحلیل و بررسی نتایج مورد استفاده واقع شد. الم و همکاران [۱۵] دو روش سوراخکاری ارتعاشی و سوراخکاری معمولی را برای مقایسه زبری در ماشین‌کاری استخوان مورد استفاده قرار داد. نتایج نشان داد در سوراخکاری معمولی زبری سطح بیشتر از سوراخکاری ارتعاشی است. همچنین سینق و همکاران [۱۶] نشان دادند که سوراخکاری اولتراسونیک کیفیت سطح بهتری نسبت به روش معمولی دارد. ایگار و همکاران [۱۷] در ماشین‌کاری اورتوگونال استخوان نشان دادند نیروی برش و در نتیجه زبری سطح ماشین‌کاری در جهت عمود بر استئون حدوداً دوبرابر حالت موازی با آن است. سورن توکسویگ و همکاران [۱۸] زبری و تختی سطح را در کاربردهای دندانپزشکی بررسی کردند. حداکثر زبری ۲٫۳۹ میلی‌متر و حداکثر تختی ۰٫۴ میلی‌متر بدست آمد. قاسمی و همکاران [۱۹] زبری سطح را در فرزکاری استخوان کورتیکال با روش سطح پاسخ بررسی کردند. برای کیفیت سطح مطلوب باید حداقل پیشروی، حداکثر سرعت، قطر ابزار بزرگ‌تر و روش فرزکاری موافق لحاظ شود. در مطالعه‌ای دیگر قاسمی و همکاران [۲۰] زبری سطح ماشین‌کاری شده

را با استفاده از تحلیل حساسیت در عملیات فرزکاری روی پلی متیل متاکریلات بررسی کردند. نتایج نشان می‌دهد پارامترهای مؤثر روی مقدار زبری به ترتیب سرعت دورانی، نرخ پیشروی ابزار، قطر ابزار و عمق برش هستند. محمدی و همکاران [۲۱] تحلیل تجربی تأثیر سرعت دورانی و پیشروی روی دما را در سوراخکاری استخوان کورتیکال بررسی کردند. طبق نتایج بدست آمده با افزایش پیشروی دما کاهش می‌یابد؛ ولی رفتار سرعت دورانی نوسانی است. طهماسبی و همکاران [۲۲] نیروی برش در میکرو فرزکاری استخوان را با روش منطق فازی بررسی کردند. از آنجایی افزایش نیرو منجر به افزایش دما می‌شود، بررسی رفتار نیروی برش اهمیت بسزایی در کاهش نکرور دارد. نتایج بدست آمده از افزایش نیروی برش با افزایش نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار خبر می‌دهد؛ اگرچه افزایش سرعت دورانی منجر به کاهش نیروی برش می‌شود. در مطالعات انجام شده اختلاف نظری که نویسندگان روی تأثیر پارامترها روی دما یا زبری دارند به عدم وجود روش دقیقی از تحلیل و بررسی نتایج بر می‌گردد. روش‌های آماری می‌تواند تحلیل دقیق‌تری از نتایج تجربی ارائه دهند. همچنین عمده‌تاً فرایندهای مختلف ماشین‌کاری از اره‌کاری، فرزکاری و سوراخکاری مورد استفاده واقع شده است؛ ولی تحلیل و بررسی برش متعامد به عنوان پایه و اساس دیگر روش‌های ماشین‌کاری مورد توجه واقع نشده است. این فرایند می‌تواند در شناخت هرچه بهتر فرایندهای ماشین‌کاری در استخوان مفید باشد.

اما یکی از بهترین روش‌های آماری به‌منظور مدل‌سازی و تحلیل مسائل مهندسی با ارتباط متغیرهای ورودی با پاسخ خروجی، روش سطح پاسخ است. از این روش برای مدل‌سازی آماری فرایند و بهینه‌سازی پارامترهای خروجی استفاده می‌شود. این روش قابلیت‌های مهمی همچون ارائه رابطه ریاضی حاکم بر مسئله، بررسی دقت آزمایش، ترسیم نمودارهای برهمکنش، بهینه‌سازی پاسخ خروجی و انطباق دقیق مدل بر نتایج آزمایش را ارائه می‌دهد. این روش می‌تواند ارتباط بین ورودی‌ها و خروجی‌های یک آزمایش را به‌صورت معادله ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم نشان دهد [۴]. از سوی دیگر تحلیل حساسیت ابزاری مناسب برای بررسی و تعیین میزان تاثیر پارامترهای ورودی روی پاسخ خروجی در فرایند است. تحلیل حساسیت به روش‌های ترسیمی - ریاضیاتی - آماری طبقه بندی می‌شود که برحسب کاربرد به انواع قطعی یا احتمالی یا برحسب شکل مدل تقسیم‌بندی می‌شود. اما حساسیت آماری سوبل به‌عنوان یکی از روش‌های تحلیل حساسیت آماری است. پایه این روش بر تجزیه واریانس استوار است. از این روش می‌توان برای توابع و مدل‌های غیرخطی و غیریکنواخت استفاده کرد [۲۳].

در این مقاله به بررسی ماشین‌کاری متعامد استخوان به‌عنوان فرایندی که پایه اصلی دیگر فرایندهای ماشین‌کاری است پرداخته شده است. به‌عنوان مثال فرایند تراشکاری یا سوراخکاری از حیث ضخامت براده نتراشیده شبیه به برش متعامد عمل می‌کنند و می‌توان با بررسی فرایند متعامد در مورد چگونگی دیگر فرایندها اطلاعات کسب کرد. اما باید دقت داشت بررسی فرایند متعامد از حیث تجهیزات ارزان‌تر و همچنین بررسی پارامترهای خروجی مثل دما، نیرو و زبری سطح آسان‌تر است و از نتایج بدست آمده می‌توان در دیگر فرایندها بهره برد. ضمن آنکه در این مقاله بررسی فرایند متعامد در جهت عمود بر جهت الیاف استخوان‌ها کمتر مورد توجه محققین واقع شده بررسی شده است و تحلیل حساسیت هم به‌عنوان روشی نو در بررسی نتایج تجربی مورد استفاده قرار گرفته است. در این مطالعه نگاه کامل‌تر و دقیق‌تری به پارامترهای تأثیرگذار روی دما و زبری در ماشین‌کاری متعامد استخوان شده است و از روش‌های تجربی و آماری برای بررسی نتایج مورد استفاده واقع شده است. تا جایی که نویسندگان بررسی کردند این فرایند ماشین‌کاری روی استخوان و روش تحلیل و بررسی نتایج مورد توجه محققین واقع نشده است. بر این اساس در این مطالعه دما و زبری به‌عنوان دو عامل تأثیرگذار و تعیین‌کننده حین جراحی اورتوپدی، هم‌زمان بررسی خواهد شد. روش سطح پاسخ و تحلیل حساسیت سوبل برای بهینه‌سازی و بررسی پارامترهای مؤثر برش متعامد استخوان و اثرات پارامترهای ورودی و برهمکنش آن‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. بنابراین رفتار هر سه پارامتر ورودی مهم سرعت ابزار، عمق برش و زاویه براده و برهم‌کنش‌های مؤثر آن‌ها در دو مسیر بافت استخوان برای پیش‌بینی رفتار دما و زبری سطح به‌طور کامل مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- جزئیات آزمایش

۲-۱- ماده استخوان

ماده مورد استفاده در آزمایش‌ها استخوان ران گاو (سن حدود ۳ الی ۴ سال) است. بخش میانی استخوان به نام دیافیز با طول حدوداً ۱۰۰ میلی‌متر و ضخامت ۸ الی ۱۰ میلی‌متر بریده و مورد استفاده واقع شد (شکل ۱). علت این انتخاب به دلیل مشابهت خواص

فیزیکی و مکانیکی استخوان کورتیکال ران گاو با استخوان‌های انسان است [۲۴]. هیچ حیوانی به‌منظور و با هدف انجام این تحقیق قربانی نشده است.

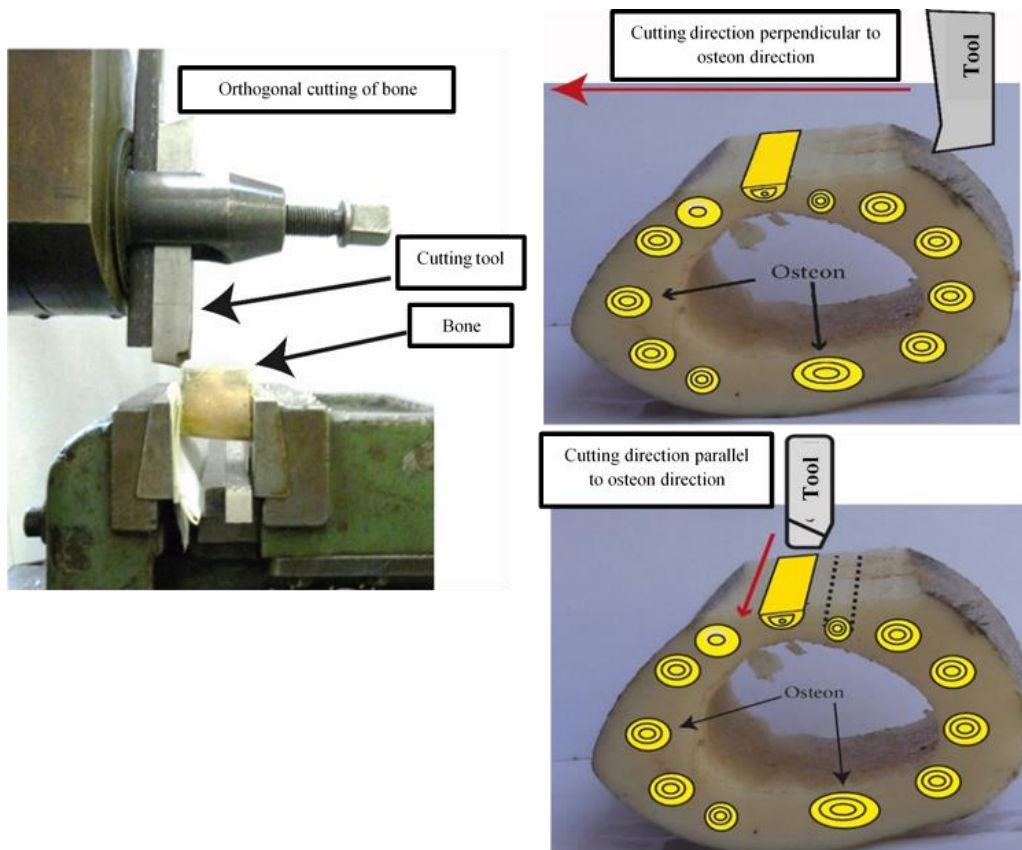
تازه بودن استخوان برای حفظ حداکثری خواص مکانیکی و ترموفیزیکی چگالی ضروری است. نگهداری استخوان در فریزر با دمای منفی ۲۵ درجه سانتی‌گراد به‌منظور حفظ خواص آن برای عملیات بعدی می‌تواند مفید باشد. البته دو ساعت قبل از استفاده استخوان باید در محلول آب‌نمک قرار داده شود [۳].



شکل ۱ استخوان ران گاو و برش خورده آن جهت انجام آزمایش

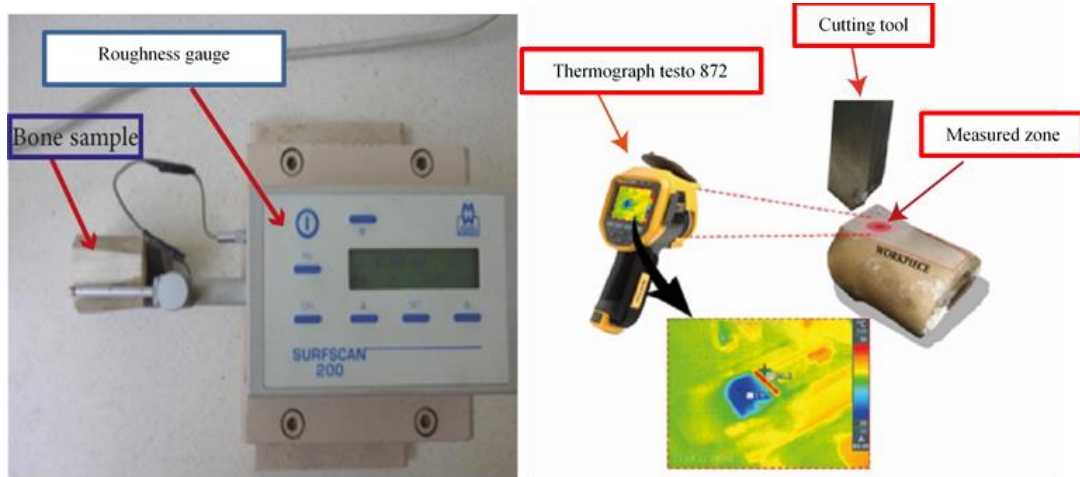
۲-۲- تجهیزات آزمایش

ابزار استفاده شده در این فرایند از سری فولاد تندبر انتخاب شده است و به‌منظور حذف اثر سایش ابزار از ابزارهای تک لبه نو استفاده شده است. زاویه براده این ابزارها ۶، ۹ و ۱۲ و زاویه آزاد آن‌ها ۶ درجه سنگ زده شده‌اند. از یک دستگاه ماشین صفحه‌تراش دقیق جهت انجام فرایند برش متعامد استفاده شد (شکل ۲).



شکل ۲ ماشین کاری متعامد استخوان کورتیکال توسط دستگاه صفحه‌تراش. عمود بر جهت استئون (بالا)، در جهت استئون (پایین)

برای اندازه‌گیری دما از دوربین حرارتی testo 872 با رزولوشن 240×180 پیکسل استفاده شده است که دما را به صورت تصویری ارائه می‌دهد. زبری سطوح ماشین کاری شده توسط زبری‌سنج مدل surfscan200 مدل ۱۳۷-۲۰۳۶ s/n 134 اندازه‌گیری می‌شود (شکل ۳).



شکل ۳ اندازه‌گیری دما و زبری در ماشین کاری متعامد استخوان کورتیکال

۳-۲- طراحی آزمایش

در بررسی رفتار دما و زبری سطح در فرایند برش کاری استخوان، متغیرهای سرعت رفت و برگشت ابزار (v)، عمق برش (d) و زاویه براده به عنوان فاکتورهای ورودی فرایند در نظر گرفته شده و یک فاکتور به صورت کاتگوریکال به عنوان مسیر براده برداری [۱] در راستای بافت استخوان (موازی با جهت استخوان) و عمود بر جهت بافت (عمود بر راستای استخوان) به صورت x, y تعریف شده است. تغییرات دما و زبری سطح هنگام ماشین کاری استخوان به متغیرهای ذکر شده بستگی دارد.

دمای فرایند در حین برش کاری و میزان زبری سطح ماشین کاری شده به عنوان پاسخ خروجی فرایند مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است. مقادیر و محدوده‌های در نظر گرفته شده برای پارامترهای ورودی در جدول ۱ ارائه شده است. بنابراین نتایج آزمایش‌ها با استفاده از روش طرح مرکب مرکزی مرکز سطح استخراج شد (جدول ۲). هر آزمایش جهت افزایش میزان دقت و صحت سه بار تکرار شده و مقادیر ثبت شده مقدار میانگین از سه پاسخ دما و زبری سطح است. آزمایش‌ها به جهت کاهش خطاهای پیش‌بینی نشده تصادفی انجام شده است. در ادامه توسط نرم افزار میننی تب^۱ نسخه ۱۹ و تحلیل داده‌ها روابط رگرسیون خطی مرتبه دوم برای دما و زبری سطح بر حسب متغیرهای ورودی استخراج شده است (رابطه ۱).

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

برای انجام تحلیل حساسیت روش‌های مختلفی نظیر مبتنی بر رگرسیون و مبتنی بر واریانس وجود دارد. روش‌های مبتنی بر واریانس به علت دقت بالاتر بهتر هستند. در میان روش‌های مبتنی بر واریانس مانند ای-فست و فست توسعه یافته، روش سوپل که مبتنی بر جداسازی تابع هدف است، توانایی ارائه پاسخ حساسیت دقیق را داراست. 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 و واریانس خروجی مدل (V) به صورت مجموع واریانس‌های هر ترم تجزیه شده به صورت رابطه ۲ است:

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

که در آن، V_i تأثیر مرتبه‌ی اول برای هر فاکتور ورودی و $V_{ij} = V[E(Y|x_i, x_j)] - V_i - V_j$

¹ Minitab

شاخص‌های حساسیت به صورت نسبت واریانس هر مرتبه به واریانس کلی به دست می‌آیند ($S_i = \frac{V_i}{V}$) شاخص حساسیت مرتبه‌ی اول، $S_{ij} = \frac{V_{ij}}{V}$ شاخص حساسیت مرتبه‌ی دوم و غیره).
 شاخص حساسیت کلی یا همان تأثیر کلی هر پارامتر به صورت مجموع همه‌ی مرتبه‌های شاخص حساسیت برای آن پارامتر به صورت رابطه ۳ به دست می‌آید [۲۳]:

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

جدول ۱ مقادیر کد شده در پارامترهای ورودی ماشین کاری متعامد استخوان

-1	.	+1	پارامترهای ورودی
140	194	275	سرعت (میلی‌متر بر ثانیه)
6	9	12	زاویه براده (درجه)
0.1	0.2	0.3	عمق برش (میلی‌متر)

جدول ۲ مقادیر دما و زبری سطح با انجام طرح آزمایش

شماره آزمایش	سرعت	زاویه براده	عمق برش	جهت	زبری (میکرومتر)	دما (سانتی‌گراد)
1	140	6	0.1	x	5.02	24.3
2	275	6	0.1	x	3.12	33.2
3	140	12	0.1	x	3.7	21.5
4	275	12	0.1	x	1.54	29.5
5	140	6	0.2	x	6.8	33.6
6	275	6	0.2	x	3.5	42
7	140	12	0.2	x	4.4	29.4
8	275	12	0.2	x	2.22	37.8
9	140	9	0.15	x	4	21.2
10	275	9	0.15	x	2.26	31.3
11	194	6	0.15	x	4.9	36.3
12	194	12	0.15	x	4.38	30.2
13	194	9	0.1	x	2.22	25.5
14	194	9	0.2	x	3.4	29.8
15	194	9	0.15	x	3.22	30.5
16	194	9	0.15	x	2.92	31
17	194	9	0.15	x	2.96	27.6
18	140	6	0.1	y	6.28	28.9
19	275	6	0.1	y	4.76	38.5
20	140	12	0.1	y	6.02	27.1
21	275	12	0.1	y	3.44	33.3
22	140	6	0.2	y	6.7	39.1
23	275	6	0.2	y	5.72	47.5
24	140	12	0.2	y	6.18	35.4
25	275	12	0.2	y	4.58	42.1
26	140	9	0.15	y	4.5	28.1
27	275	9	0.15	y	2.86	38.6
28	194	6	0.15	y	6.86	42.6
29	194	12	0.15	y	5.2	39.1
30	194	9	0.1	y	2.78	32.4
31	194	9	0.2	y	4.9	38.2
32	194	9	0.15	y	3.58	35.3
33	194	9	0.15	y	3.8	36.8
34	194	9	0.15	y	3.62	36.7

نرم‌افزار سیم‌لب^۱ جهت تفسیر نتایج تحلیل حساسیت آماری و میزان تأثیر هر یک از پارامترهای ورودی روی دما و زبری سطح مورد استفاده واقع شد.

¹ Sim lab

۳- تحلیل واریانس دما و زبری ماشین کاری

با توجه به تحلیل صورت گرفته بر روی آزمایش‌ها، نتایج حاصل از تحلیل واریانس با در نظر داشتن پارامترهای مختلف ورودی و برهم کنش‌های آن‌ها در جدول ۳ و ۴ ارائه گردیده است. قابلیت اطمینان ۹۶ درصدی آزمایش‌ها با مقدار پی ویو [۱] کمتر از ۰,۰۵ نشان از شواهد قوی بر رد فرضیه صفر است [۴]. از دیگر موارد مهم در بررسی صحت و دقت مدل، مقدار خطای مجموع مربعات است. هر چه این مقدار کمتر باشد مدل ارائه شده خطای پیش‌بینی کمتری دارد. در این مقاله مقدار پایین این عدد برای مدل رگرسیون مرتبه دوم کامل حاصل شد. مقادیر R-sq برای دما و زبری به ترتیب ۹۴,۱۷ و ۷۳,۱۱ درصد گزارش می‌شود که نشان‌دهنده دقت قابل قبول روش پاسخ سطح است.

جدول ۳ تحلیل واریانس دما

ترم	DF	جمع مربعات SS	میانگین مربعات MS	مقدار Fvalue	مقدار Pvalue
مدل	6	1215.18	202.530	113.46	0.000
خطی	4	1095.26	273.815	153.40	0.000
سرعت	1	362.95	362.952	203.33	0.000
زاویه براده	1	82.42	82.418	46.17	0.000
عمق برش	1	325.62	325.625	182.42	0.000
جهت	1	324.26	324.265	181.66	0.000
مربع پارامترها	2	133.96	66.981	37.52	0.000
سرعت × سرعت	1	82.23	82.228	46.07	0.000
زاویه براده × زاویه براده	1	117.01	117.015	65.55	0.000
خطا	27	48.19	1.785		
فیت	23	40.05	1.741	0.85	0.650
خطای خالص	4	8.15	2.037		
مجموع	33	1263.38			

جدول ۴ تحلیل واریانس زبری سطح

ترم	DF	جمع مربعات SS	میانگین مربعات MS	مقدار Fvalue	مقدار Pvalue
مدل	5	61.0845	12.2169	50.23	0.000
خطی	4	44.7716	11.1929	46.02	0.000
سرعت	1	19.7963	19.7963	81.39	0.000
زاویه براده	1	7.2000	7.2000	29.60	0.000
عمق برش	1	4.5315	4.5315	18.63	0.000
جهت	1	13.2438	13.2438	54.45	0.000
مربع پارامترها	1	18.6757	18.6757	76.78	0.000
زاویه براده × زاویه براده	1	18.6757	18.6757	76.78	0.000
خطا	28	6.8104	0.2432		
فیت	24	6.7299	0.2804	13.93	0.012
خطای خالص	4	0.0805	0.0201		
مجموع	33	67.8950			

بر این اساس با در نظر گرفتن کمترین مقدار خطای مجموع مربعات معادله رگرسیون خطی درجه ۲، معادله حاکم بر دمای تولیدی فرایند و زبری سطح به ترتیب به صورت رابطه ۴ ارائه شده است.

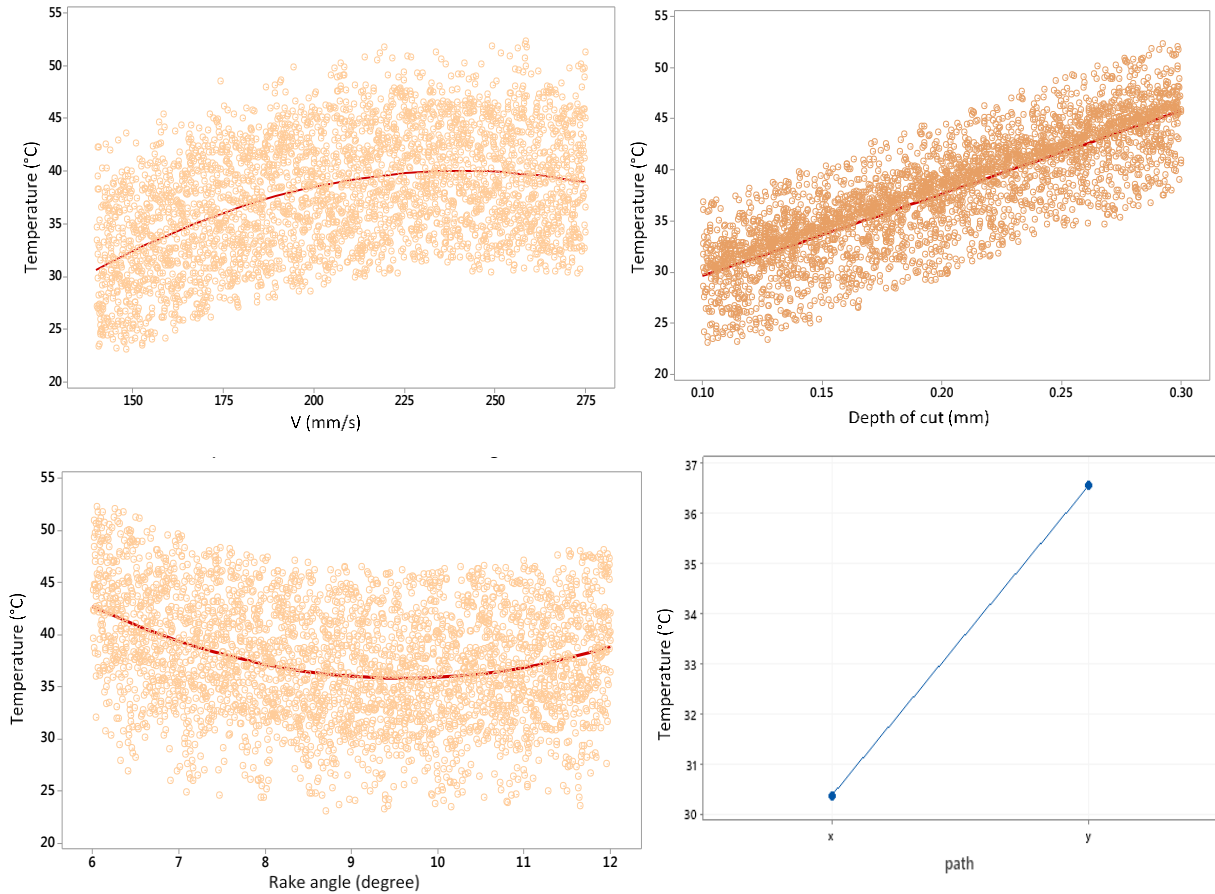
$$\begin{aligned}
 x \text{ Temperature}(c^{\circ}) &= 18.37 + 0.4148 v(mm/s) - 9.47 R (degree) + 40.35 d(mm) \\
 &\quad - 0.000847 v(mm/s) \times v(mm/s) + 0.4884 R \times R \\
 y \text{ Temperature}(c^{\circ}) &= 24.55 + 0.4148 v(mm/s) - 9.47 R + 40.35 d(mm) - 0.000847 v(mm/s) \\
 &\quad \times v(mm/s) + 0.4884 R \times R \\
 x \text{ Ra}(\mu m) &= 20.06 - 0.01465 v(mm/s) - 3.218 R + 4.76 d(mm) + 0.1677 R \times R \\
 y \text{ Ra}(\mu m) &= 21.31 - 0.01465 v(mm/s) - 3.218 R + 4.76 d(mm) + 0.1677 R \times R
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

۴- تحلیل و بررسی

در این بخش فاکتورهای اصلی و برهم کنش آن‌ها بر روی هر دو پاسخ مدنظر بررسی می‌شود. شکل‌های ۴ و ۷ اثر فاکتورهای اصلی را روی دما و زبری نشان می‌دهد. این اشکال بر طبق روش سوبل استخراج شده‌اند. در این روش بر خلاف دیگر روش‌ها که همه پارامترهای ورودی به جز یکی ثابت فرض می‌شوند، با استفاده از الگوریتمی خاص تمامی پارامترها به طور هم‌زمان تغییر می‌نمایند [۲۵]. همین‌طور شکل ۶ و ۹ اثرات برهم‌کنش را نشان می‌دهد را طبق روش RSM نشان می‌دهد. بدین منظور ابتدا به بررسی و تحلیل نمودار هر یک از پارامترها و نمودارهای برهم‌کنش مؤثر آن‌ها روی پاسخ پرداخته می‌شود.

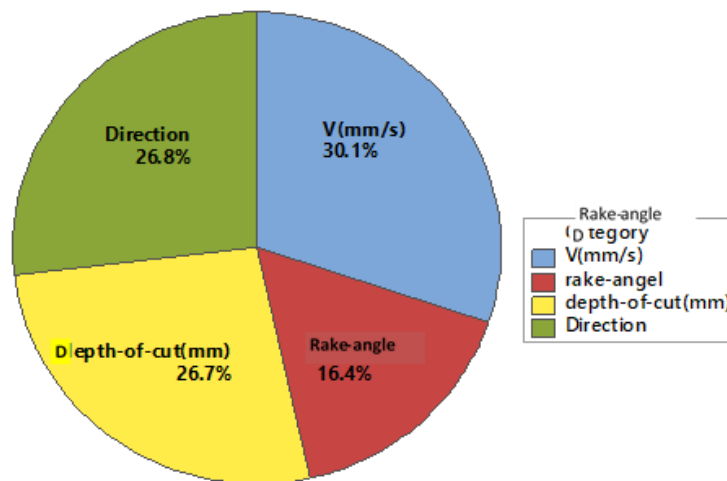
۴-۱- اثر و برهم‌کنش پارامترهای مؤثر بر پاسخ دما

سرعت برشی ابزار یکی از فاکتورهای مؤثر در پاسخ دمای فرایند است همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است دما در برش کاری استخوان با افزایش سرعت ابزار روبه بالا رفتن است. در سرعت حدود ۲۵۰ میلی‌متر بر ثانیه مقدار دما حدود ۴۰ درجه سانتی‌گراد ثابت شد. این مقدار در سرعت‌های بالای ۲۵۰ میلی‌متر بر ثانیه دچار مقداری کاهش می‌شود و به‌صورت سهمی در می‌آید. افزایش سرعت برشی با افزایش نیروی فرایند همراه خواهد بود و این اتفاق باعث افزایش دمای فرایند می‌شود. در ادامه افزایش سرعت برشی باعث کاهش انرژی موردنیاز برای تغییر شکل پلاستیک و شکل‌گیری آسان و خروج بهتر براده می‌شود و در نتیجه نیروی فرایند و دما کاهش می‌یابد [۳]. این مسئله در تحلیل حساسیت در شکل ۴ تأیید می‌شود. زاویه براده ابزار یکی دیگر از فاکتورهای مؤثر در پاسخ دمای فرایند است که تا کنون به دلیل عدم توجه به آن پرداخته نشده است. همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است دما در برش کاری استخوان با افزایش زاویه براده روند کاهشی دارد. این مقدار دما در زاویه بین ۹ تا ۱۰ درجه در حدود ۳۶ درجه سانتی‌گراد است که مقدار مناسبی به حساب می‌آید. با افزایش دوباره زاویه مقدار دما نیز افزایش خواهد یافت و همین باعث به وجود آمدن نمودار سهمی شکل خواهد شد. می‌توان گفت که افزایش زاویه براده در حالت کلی سبب کاهش نیرو می‌شود و این کاهش نیرو با کم کردن اصطکاک بین ابزار و سطح استخوان کاهش دما را به همراه دارد. البته زمانی که زاویه براده از ۱۰ درجه بیشتر می‌شود به دلیل کاهش زاویه برش و در نتیجه استحکام ابزار، سایش ابزار را به دنبال خواهد داشت و منجر به افزایش نیرو و افزایش دما خواهد شد. عمق برش یکی دیگر از فاکتورهای مؤثر در پاسخ دمای فرایند است همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است دما در برش کاری استخوان با عمق برش یک رابطه خطی دارد به طوری که با افزایش عمق برش دما افزایش می‌یابد و با کاهش عمق برش دمای فرایند کاهش می‌یابد. در کمترین عمق برش با مقدار ۰٫۱ میلی‌متر حداقل دما (۳۰ درجه سانتی‌گراد) و در عمق بالاتر یعنی ۰٫۳ میلی‌متر دما به حدود ۴۵ درجه سانتی‌گراد می‌رسد. در واقع درگیری ابزار با سطح استخوان افزایش پیدا کرده و همین امر منجر به افزایش مقدار براده و اصطکاک شده و در نتیجه افزایش دما را به دنبال خواهد داشت. اثر جهت براده‌برداری از استخوان به‌عنوان یک فاکتور کنتوریکال در طراحی آزمایش با دو عنوان براده‌برداری در راستای بافت استخوان و هم جهت با استئونها (X) و براده‌برداری عمود بر جهت بافت استخوان یا استئونها (Y) بررسی شده است. همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است دما در برش کاری استخوان هنگامی که براده برداری در جهت بافت استخوان باشد مقدار کمتری نسبت به حالت دیگر که در خلاف جهت بافت استخوان است دارد. حرکت ابزار در راستای بافت استخوان نیروی موردنیاز کمتری برای جدایش بافت استخوان نسبت به خلاف جهت بافت استخوان دارد همین امر منجر به کاهش ۶ تا ۷ درجه‌ای دما می‌شود [۵].



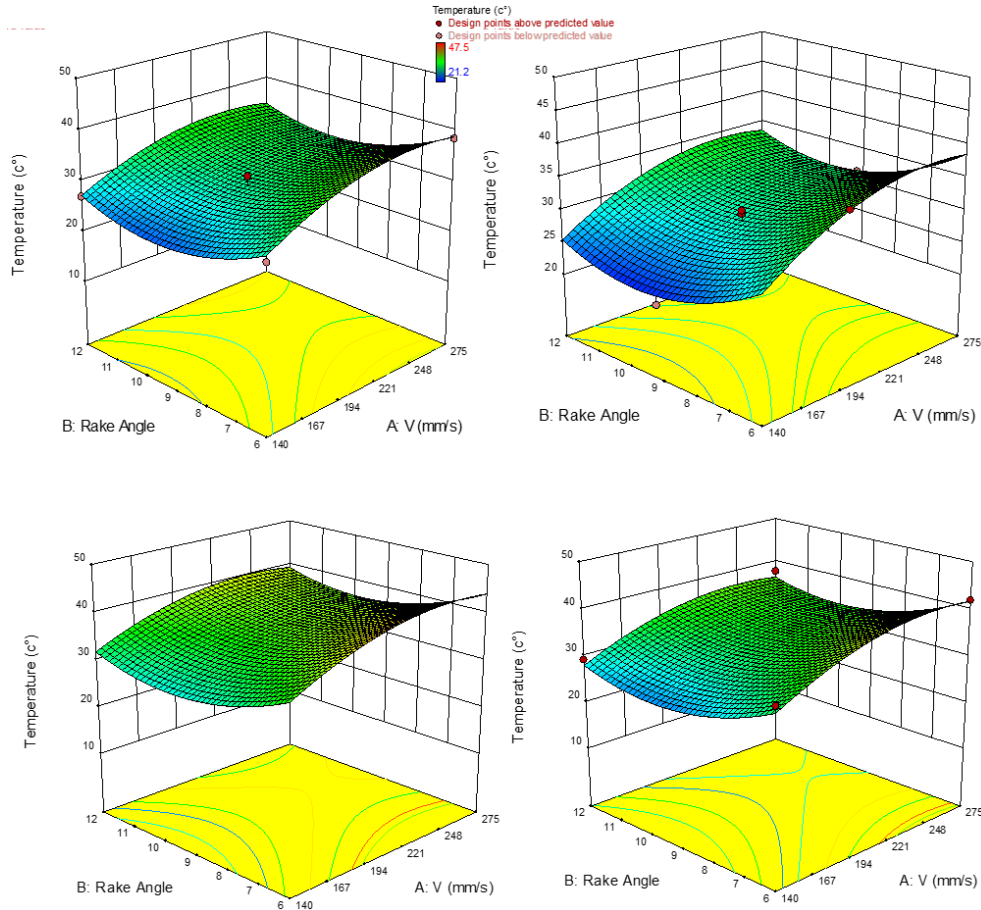
شکل ۴ تأثیر پارامترهای سرعت دورانی، عمق برش، زاویه براده و مسیر باربرداری روی دما

شکل ۵ درصد تأثیر پارامترها به روش سوبل را نشان می‌دهد. بر این اساس با بررسی حساسیت رفتار دما در فرایند برش کاری متعامد استخوان در بین پارامترهای ورودی سرعت ابزار دارای اثر ۳۰ درصدی و پس از آن جهت براده برداری و عمق برش با ۲۶ درصد و زاویه براده با ۱۷ درصد تأثیرگذارند. در روش تحلیل حساسیت سوبل می‌توان تأثیر کیفی پارامترهای ورودی را در کنار تأثیر کمی آن‌ها بررسی کرد. همچنین می‌توان میزان تأثیر پارامترها از حداکثر تا حداقل را شناسایی و تحلیل کرد. در مقابل روش سطح پاسخ توصیف دقیقی از تحلیل اثر برهم‌کنش پارامترها و رفتار بهینه آن‌ها ارائه می‌دهد.



شکل ۵ نمودار درصد تأثیر پارامترهای فرایند در رفتار دما

همان‌طور که در شکل ۶ مشخص است رفتار سببعدی منحنی با ثابت در نظر گرفتن عمق برش به صورت زینی شکل است. به‌طور کلی در عمق برش‌های کم، سرعت‌های پایین و مقدار زاویه براده بین ۹ و ۱۰ درجه دما در شرایط مطلوب خود قرار دارد. با استفاده از این کانتور پلات‌ها می‌توان بهترین شرایط برش کاری برای استخوان را اتخاذ کرد.

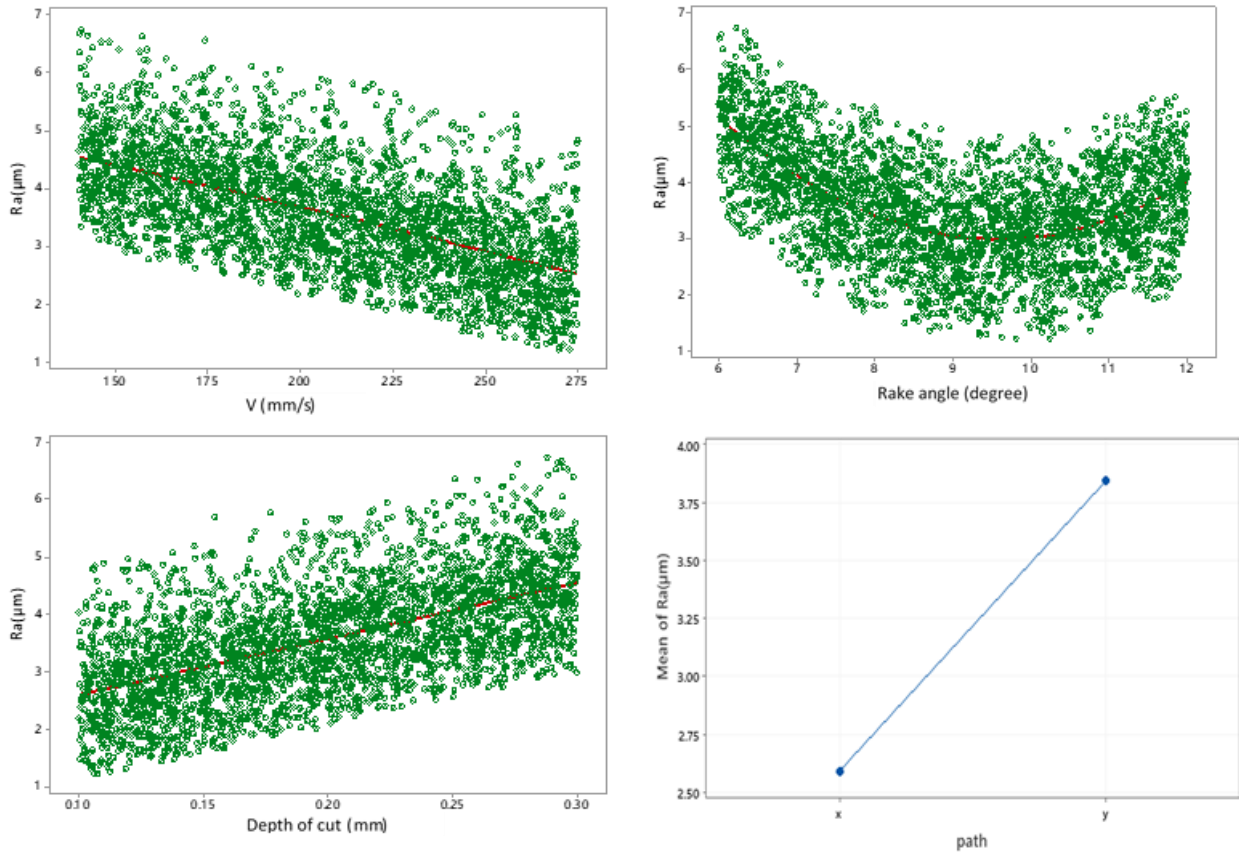


شکل ۶ نمودارهای برهم کنش سرعت ابزار، زاویه براده و عمق برش در جهت (X سمت راست) و (Y سمت چپ) در رفتار دما. بالا: عمق برش ۰,۱۵ میلی‌متر، پایین: عمق برش ۰,۲ میلی‌متر

۴-۲- اثر و برهمکنش پارامترهای مؤثر بر زبری سطح

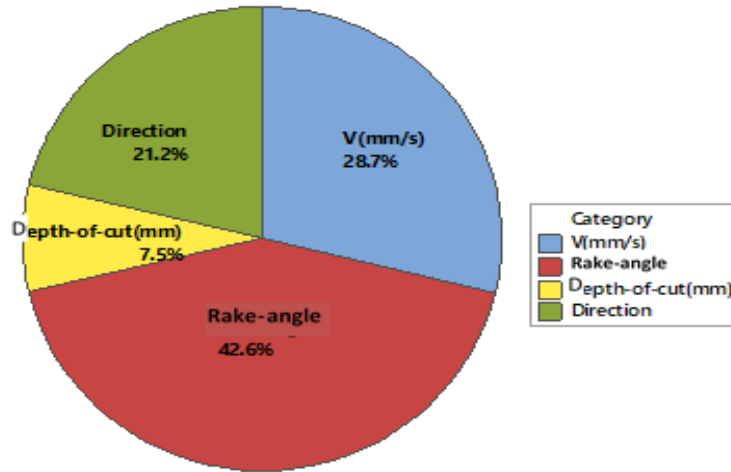
سرعت حرکت ابزار یکی از فاکتورهای مؤثر در پاسخ زبری سطح فرایند است همان‌طور که در شکل ۷ مشخص است سرعت در برش کاری استخوان با زبری سطح یک رابطه خطی دارد. افزایش سرعت باعث کاهش زبری سطح می‌شود. افزایش سرعت به‌طور کلی باعث کاهش اصطکاک و تماس بین استخوان و ابزار می‌شود و در نتیجه زبری سطح کاهش می‌یابد. به طور مثال در سرعت ۲۷۵ میلی‌متر بر ثانیه مقدار زبری سطح به مقدار ۲,۲۲ میکرومتر می‌رسد. زاویه براده ابزار یکی از فاکتورهای مؤثر در پاسخ دمای فرایند است. همان‌طور که در شکل ۷ مشخص است در برش کاری استخوان با افزایش زاویه براده مقدار زبری کاهش می‌یابد تا در زاویه‌های حدود ۸ الی ۹ درجه به حداقل خود می‌رسد (حدود ۳ میکرومتر). اما مقدار زاویه براده همچنان که زیاد می‌شود افزایش زبری سطح را به همراه دارد. افزایش زاویه براده در حالت کلی سبب کاهش نیرو می‌شود و این کاهش نیرو با کم کردن اصطکاک بین ابزار و سطح استخوان، همان‌طور که کاهش دما را به همراه دارد زبری سطح را نیز کاهش می‌دهد. اما همان‌طور که در بحث دما مطرح شد افزایش زاویه براده با کاهش استحکام ابزار و افزایش سایش آن همراه می‌شود و در نتیجه افزایش اصطکاک و افزایش زبری را به همراه خواهد داشت. عمق برش یکی دیگر از فاکتورهای مؤثر در پاسخ زبری سطح فرایند است همان‌طور که در شکل ۷ مشخص است زبری سطح در برش کاری استخوان با عمق برش یک رابطه خطی دارد به‌طوری که با افزایش عمق برش مقدار زبری سطح نیز افزایش دارد. در مقادیر پایین عمق برش (۰,۱ میلی‌متر) حداقل زبری سطح (حدود ۲,۵ میکرومتر) حاصل می‌شود. با افزایش عمق برش درگیری ابزار با

سطح استخوان افزایش پیدا کرده و همین امر منجر به افزایش مقدار براده و اصطکاک بیشتر بین ابزار و استخوان می‌شود. در این شرایط زبری سطح زیاد می‌شود. از طرفی افزایش مقدار درگیری ابزار با استخوان افزایش ارتعاش و کاهش کیفیت سطح را به دنبال دارد. اثر جهت براده‌برداری از استخوان به‌عنوان یک فاکتور کتگوریکال در طراحی آزمایش با دو عنوان براده‌برداری در راستای بافت استخوان (X) و براده‌برداری در راستای عمود بر آن (Y) یکی از فاکتورهای مؤثر در پاسخ زبری سطح فرایند است.

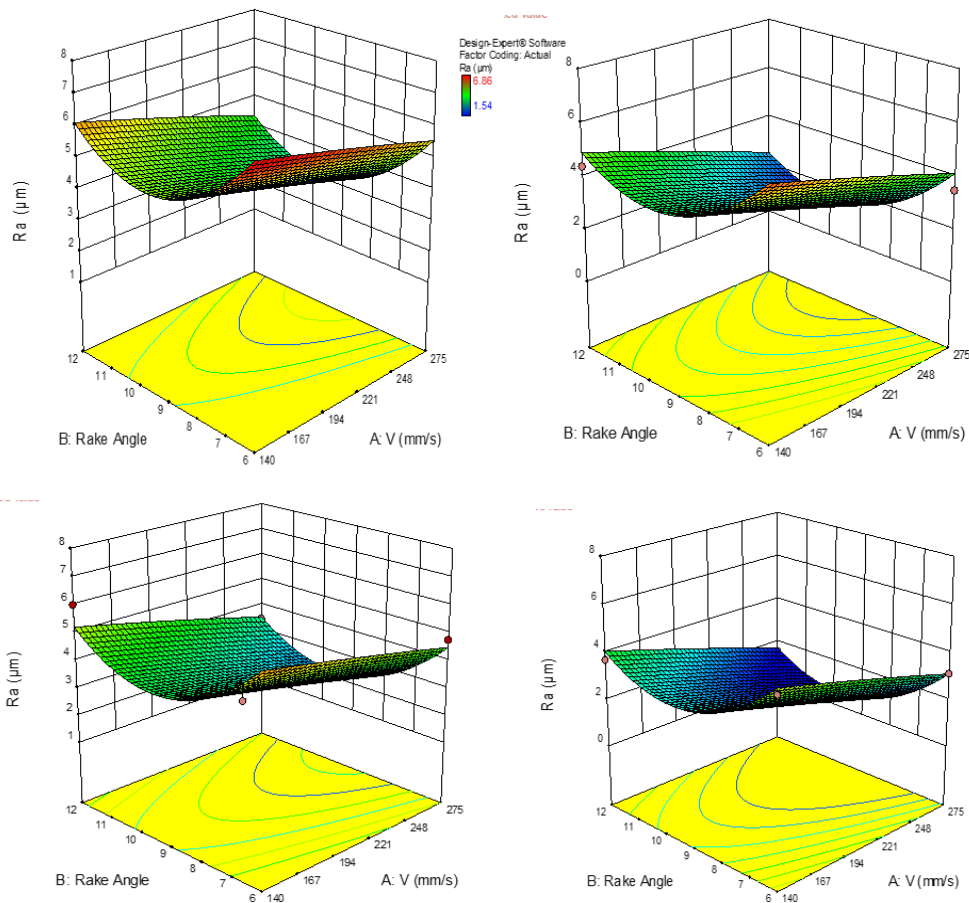


شکل ۷ تأثیر پارامترهای سرعت دورانی، عمق برش، زاویه براده و مسیر باربرداری روی زبری سطح

همان‌طور که در شکل ۷ مشخص است زبری سطح در برش کاری استخوان هنگامی که براده‌برداری در جهت بافت استخوان باشد مقدار کمتری نسبت به حالت دیگر که در خلاف جهت بافت استخوان است دارد. حرکت ابزار در راستای بافت استخوان نیروی موردنیاز کمتری برای جدایش بافت استخوان نسبت به جهت عمود بر بافت استخوان دارد؛ بنابراین زبری سطح ۳٫۵ تا ۴ میکرومتر کمتر شده است. شکل ۸ تحلیل حساسیت پارامترهای ورودی به روش سوبل و درصد تأثیر آن‌ها بر زبری سطح را ارائه می‌دهد. با تحلیل حساسیت زبری سطح در عملیات ماشین کاری متعامد استخوان، طبق درصدهای نتایج به دست آمده از روش آماری سوبل، زاویه براده ۴۲ درصد، سرعت ابزار ۲۸ درصد، جهت باربرداری ۲۱ درصد و عمق برش ۷ درصد مؤثر هستند. زاویه براده به دلیل احتمال ساییش و تشکیل لبه انباشته و تأثیر روی کیفیت سطح دارای بیشترین تأثیر است. جهت باربرداری باتوجه‌به نوع و مسیر برخورد ابزار با استخوان‌ها و الیاف استخوان کیفیت سطح را دستخوش تغییر می‌کند و پارامتر تأثیرگذاری است. شکل ۹ برهم‌کنش پارامترهای ورودی روی زبری را نشان می‌دهد. از میان نمودارهای برهم‌کنش به بررسی برهم‌کنش سرعت خطی ابزار و زاویه براده در عمق برش ۰٫۱ و ۰٫۲ میلی‌متر و جهت X و Y پرداخته شده است. باتوجه‌به اثر خطی عمق برش و جهت باربرداری از برهم‌کنش آن‌ها با دیگر پارامترها صرف‌نظر شده است؛ ولی اثر سرعت دورانی و زاویه براده که به‌صورت سهمی است نشان داده شده است. در عمق برش‌های کم سرعت‌های بالا و مقدار زاویه براده بین ۹ و ۱۰ درجه زبری سطح در شرایط مطلوب خود قرار دارد. با استفاده از این کانتور پلات‌ها می‌توان بهترین شرایط برش کاری برای استخوان را اتخاذ کرد (شکل ۹).



شکل ۸ نمودار درصد تأثیر پارامترهای فرایند در رفتار زبری سطح

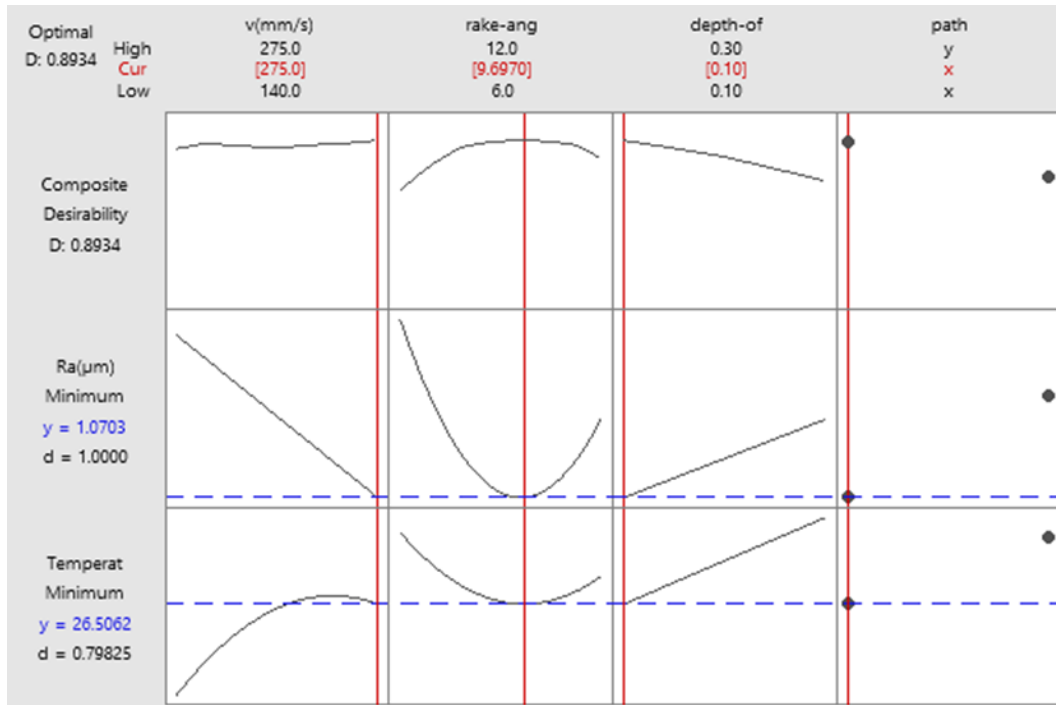


شکل ۹ نمودارهای برهم کنش سرعت ابزار، زاویه براده و عمق برش در جهت (x سمت راست) و (y سمت چپ) در رفتار زبری سطح. بالا: عمق برش ۰,۲ میلی‌متر، پایین: عمق برش ۰,۱ میلی‌متر

۵- بهینه‌سازی

باتوجه به موارد مطرح شده در تحلیل پارامترهای ورودی آزمایش، در این بخش بهینه‌سازی فرایند به منظور دستیابی به کمترین مقدار دما و زبری سطح در فرایند صورت گرفته است. با در نظر گرفتن حد کمینه مدل منطبق شده بر آزمایش‌ها و لحاظ نمودن، بهینه‌سازی صورت گرفته بر روی مدل حد مطلوبیت آزمایش‌ها در شکل ۱۰ ارائه شده است. کمترین مقدار دما و زبری سطح با استفاده

از عمق برش ۰,۱ میلی‌متر و سرعت ۲۷۵ میلی‌متر بر ثانیه و زاویه براده ۹,۶۹ درجه و براده‌برداری در جهت بافت استخوان حاصل می‌شود که مقدار دما ۲۶ درجه سانتی‌گراد و زبری سطح ۱,۰۷ میکرومتر است. این بهینه‌سازی در خصوص برش متعامد استخوان می‌تواند بسیار کارآمد برای فعالان حوزه‌های پزشکی و دامپزشکی در خصوص عمل‌های جراحی مرتبط با استخوان باشد.



شکل ۱۰ بهینه‌سازی همزمان پاسخ‌ها

۶- نتیجه گیری

در این پژوهش مدل‌سازی و بهینه‌سازی به روش سطح پاسخ در فرایند برش متعامد استخوان و تحلیل حساسیت به روش سوپل انجام شده است. سرعت رفت و برگشت ابزار، عمق برش و زاویه براده ابزار به‌عنوان متغیرهای ورودی و برش کاری نسبت به جهت استخوان به‌عنوان فاکتور کاتگوریکال در نظر گرفته شده است. دما و زبری سطح به‌عنوان متغیرهای خروجی در نظر گرفته شده است. بدین ترتیب معادله ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم برای دما و همچنین زبری سطح بر حسب متغیرهای ورودی استخراج گردید و دقت مدل‌سازی، اهمیت و اثر هر یک از ورودی‌ها بر روی رفتار دما و زبری سطح مورد مطالعه قرار گرفته است. در این مقاله برای تحلیل حساسیت نتایج به‌دست‌آمده از روش آماری سوپل استفاده شد که اثرگذاری پارامترهای مؤثر در فرایند به‌صورت دقیق‌تر مشخص می‌شود. نتایج به دست آمده به شرح زیر است:

- دقت طراحی آزمایش برای زبری سطح ۷۳,۱۱ درصد و برای دما ۹۴,۱۷ درصد به‌دست‌آمده است.
- در بررسی حساسیت رفتار دما در بین پارامترهای ورودی سرعت ابزار دارای اثر ۳۰,۱ درصدی، جهت براده‌برداری ۲۶,۸ درصدی و عمق برش با ۲۶,۷ درصد و زاویه براده با ۱۶,۴ درصد تأثیرگذار هستند، همچنین برای زبری سطح زبری سطح زاویه براده ۴۲,۶ درصد و پس از آن سرعت ابزار ۲۸,۷ درصد، جهت براده‌برداری ۲۱,۲ درصد و عمق برش ۷,۵ درصد تأثیرگذار هستند.
- در بهینه‌سازی کمترین مقدار دما و زبری سطح با استفاده از عمق برش ۰,۱ میلی‌متر و سرعت ۲۷۵ میلی‌متر بر ثانیه و زاویه براده ۹,۶۹ درجه و براده‌برداری در جهت بافت استخوان حاصل می‌شود که مقدار دما ۲۶ درجه سانتی‌گراد و زبری سطح ۱,۰۷ میکرومتر است.
- دمای بهینه به‌صورت مستقل، با سرعت ابزار ۱۴۰ میلی‌متر بر ثانیه، زاویه براده ۹,۷ درجه و عمق برش ۰,۱ میلی‌متر و برش کاری در راستای بافت استخوان و مقدار کمینه دما برابر با ۱۷,۹ درجه سانتی‌گراد حاصل می‌شود.

- پاسخ زبری سطح بهینه به صورت مستقل با سرعت ابزار ۲۷۵ میلی متر بر ثانیه، زاویه براده ۹٫۶ درجه و عمق برش ۰٫۱ میلی متر و برش کاری در راستای بافت استخوان و کمینه زبری سطح برابر با ۱٫۰۷ میکرومتر حاصل می شود.
- همچنین با توجه به نتایج به دست آمده و با استفاده از نمودارها می توان با انتخاب بهترین شرایط ماشین کاری به کمترین دماها برای جلوگیری از نکردهای حرارتی و بهترین صافی سطحها دست یافت و فعالان حوزه های پزشکی و دامپزشکی در خصوص عمل های جراحی مرتبط با استخوان می توانند از این نتایج بهره لازم را ببرند.

فهرست علائم

R	زاویه براده (degree)
V	سرعت خطی (mm/s)
d	عمق برش (mm)
$path$	مسیر
$Temperatur$	دما ($^{\circ}C$)
Ra	زبری سطح (μm)

References

- [1] Arrington ED, Smith WJ, Chambers HG, Bucknell AL, Davino NA. Complications of iliac crest bone graft harvesting. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007). 1996 Aug 1;329:300-9. doi: 10.1097/00003086-199608000-00037
- [2] Moritz AR, Henriques Jr FC. Studies of thermal injury: II. The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. *The American journal of pathology*. 1947 Sep;23(5):695.
- [3] Denis K, Van Ham G, Vander Sloten J, Van Audekercke R, Van der Perre G, De Schutter J, Kruth JP, Bellemans J, Fabry G. Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot-assisted total knee arthroplasty. In *International congress series 2001 Jun 1* (Vol. 1230, pp. 300-306). Elsevier. doi: 10.1016/S0531-5131(01)00067-X
- [4] Al-Abdullah KI, Abdi H, Lim CP, Yassin WA. Force and temperature modelling of bone milling using artificial neural networks. *Measurement*. 2018 Feb 1;116:25-37. doi: 10.1016/j.measurement.2017.10.051
- [5] Federspil PA, Plinkert B, Plinkert PK. Experimental robotic milling in skull-base surgery. *Computer Aided Surgery*. 2003 Jan 1;8(1):42-8. doi: 10.3109/10929080309146102
- [6] Malvisi A, Vendruscolo P, Morici F, Martelli S, Marcacci M. Milling versus sawing: comparison of temperature elevation and clinical performance during bone cutting. In *International conference on medical image computing and computer-assisted intervention 2000 Oct 11* (pp. 1238-1244). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. doi: 10.1007/978-3-540-40899-4_133
- [7] Qasemi M, Tahmasbi V, Sheikhi MM, Zolfaghari M. An effect of osteon orientation in end milling operation of cortical bone based on FEM and experiment. *Journal of Manufacturing Processes*. 2022 Sep 1;81:141-54. doi: 10.1016/j.jmapro.2022.06.068
- [8] Shin HC, Yoon YS. Bone temperature estimation during orthopaedic round bur milling operations. *Journal of biomechanics*. 2006 Jan 1;39(1):33-9. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.11.004
- [9] Sugita N, Osa T, Mitsuishi M. Analysis and estimation of cutting-temperature distribution during end milling in relation to orthopedic surgery. *Medical engineering & physics*. 2009 Jan 1;31(1):101-7. doi: 10.1016/j.medengphy.2008.05.001
- [10] Liao Z, Axinte D, Gao D. On modelling of cutting force and temperature in bone milling. *Journal of Materials Processing Technology*. 2019 Apr 1;266:627-38. doi: 10.1016/j.jmatprotec.2018.11.039
- [11] Fadda M, Marcacci M, Toksvig-Larsen S, And TW, Meneghello R. Improving accuracy of bone resections using robotics tool holder and a high speed milling cutting tool. *Journal of medical engineering & technology*. 1998 Jan 1;22(6):280-4. doi: 10.3109/03091909809010012
- [12] Van Ham G, Denis K, Vander Sloten J, Van Audekercke R, Van der Perre G, De Schutter J, Aertbeliën E, Demey S, Bellemans J. Machining and accuracy studies for a tibial knee implant using a force - controlled robot. *Computer Aided Surgery: Official Journal of the International Society for Computer Aided Surgery (ISCAS)*. 1998;3(3):123-33. doi: 10.3109/10929089809149840

- [13] Singh G, Jain V, Gupta D, Ghai A. Optimization of process parameters for drilled hole quality characteristics during cortical bone drilling using Taguchi method. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016 Sep 1;62:355-65. doi: [10.1016/j.jmbbm.2016.05.015](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.05.015)
- [14] Noordin MY, Jiawkok N, Ndaruhadi PY, Kurniawan D. Machining of bone: Analysis of cutting force and surface roughness by turning process. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2015 Nov;229(11):761-8. doi: [10.1177/0954411915606169](https://doi.org/10.1177/0954411915606169)
- [15] Alam K, Mitrofanov AV, Silberschmidt VV. Measurements of surface roughness in conventional and ultrasonically assisted bone drilling. *American Journal of Biomedical Sciences*. 2009;1(4):312-20. doi: [10.5099/aj090400312](https://doi.org/10.5099/aj090400312)
- [16] Singh G, Jain V, Gupta D. Comparative study for surface topography of bone drilling using conventional drilling and loose abrasive machining. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2015 Mar;229(3):225-31. doi: [10.1177/0954411915576945](https://doi.org/10.1177/0954411915576945)
- [17] Yeager C, Nazari A, Arola D. Machining of cortical bone: surface texture, surface integrity and cutting forces. *Machining Science and Technology*. 2008 Mar 7;12(1):100-18. doi: [10.1080/10910340801890961](https://doi.org/10.1080/10910340801890961)
- [18] Toksvig-Larsen S, Ryd L. Surface flatness after bone cutting: a cadaver study of tibial condyles. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1991 Jan 1;62(1):15-8. doi: [10.3109/17453679108993084](https://doi.org/10.3109/17453679108993084)
- [19] Qasemi M, SHEIKHI MM, Zolfaghari M, Tahmasbi V. Experimental analysis, statistical modeling and optimization of effective parameters on surface quality in cortical bone milling process. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. 2020 May 20;20(04):1950078. doi: [10.1142/S0219519419500787](https://doi.org/10.1142/S0219519419500787)
- [20] Qasemi M, Sheikhi MM, Tahmasbi V, Zolfaghari M. Experimental analysis, mathematical modeling and Sobol sensitivity analysis of surface roughness in orthopedic milling process (polymethylmethacrylate). *Journal of Solid and Fluid Mechanics*. 2021 Mar 21;11(1):139-52. (in Persian). doi: [10.22044/jsfm.2020.8788.2991](https://doi.org/10.22044/jsfm.2020.8788.2991)
- [21] Mohamadi M, Sheikhi MM, Fallah MM, Shakouri E. Analytical and experimental investigation of influence of rotational speed and feed on temperature elevation in cortical bone drilling. *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*. 2020 May 21;7(3):22-33. [In Persian]
- [22] Tahmasbi V, Rabiee AH, Qasemi R, Qasemi M. Intelligent modeling of cutting force in bone micromilling process by fuzzy logic. *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*. 2023 Feb 20;9(12):54-62. (in Persian). doi: [10.22034/IJME.2023.407192.1809](https://doi.org/10.22034/IJME.2023.407192.1809)
- [23] Korayem MH, Rastegar Z, Taheri M. Sensitivity analysis of nano-contact mechanics models in manipulation of biological cell. *Nanoscience and Nanotechnology*. 2012;2(3):49-56. doi: [10.5923/j.nn.20120203.02](https://doi.org/10.5923/j.nn.20120203.02)
- [24] Pandey RK, Panda SS. Optimization of bone drilling using Taguchi methodology coupled with fuzzy based desirability function approach. *Journal of Intelligent Manufacturing*. 2015 Dec;26:1121-9. doi: [10.1007/s10845-013-0844-9](https://doi.org/10.1007/s10845-013-0844-9)
- [25] Tahmasbi V, Ghoreishi M, Zolfaghari M. Investigation, sensitivity analysis, and multi-objective optimization of effective parameters on temperature and force in robotic drilling cortical bone. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2017 Nov;231(11):1012-24. doi: [10.1177/0954411917726098](https://doi.org/10.1177/0954411917726098)