

Modeling and Global Sensitivity Analysis of Surface Roughness in Cortical Bone Grinding process

Ali Akhondi ^a, Vahid Tahmasbi ^a, Mahdi Qasemi ^{a*}

^aDepartment of Mechanical Engineering, Arak University of Technology, Arak ,Iran

Use your device to scan
and read the article online



Citation: Akhondi A, Tahmasbi V, Qasemi M. Modeling and Global Sensitivity Analysis of Surface Roughness in Cortical Bone Grinding process. *Mechanics of Advanced and Smart Materials*. 2024;5(1):20-42.

 <https://10.61882/masm.5.1.20>

KEYWORDS

Bone grinding,
Surface Roughness,
Optimization,
Sensitivity analysis,
Cortical bone.

ABSTRACT

This experimental study investigated the effect of machining parameters on the surface roughness of bone during the grinding process. Bone grinding is commonly used in neurosurgery, spinal operations, and heel spur removal. Despite using CNC machines and robotic systems in this field, selecting optimal process parameters to achieve desirable surface quality remains a significant challenge. In this research, bovine femur bone samples were subjected to experimental trials. Four parameters were examined, including spindle speed, feed rate, depth of cut, and tool diameter. The Sobol sensitivity analysis method was implemented using Python programming to assess surface roughness's sensitivity to these parameters. Subsequently, response surface methodology (RSM) in Minitab software was employed for results analysis and process optimization. The findings revealed that tool diameter, depth of cut, and osteon orientation had the most substantial influence on surface roughness. The optimum roughness value of 1.47 μm was obtained under specific conditions: spindle speed of 3000 rpm, feed rate of 60 mm/min, depth of cut of 0.1 mm, tool diameter of 8 mm, and across osteon orientation. The sensitivity analysis confirmed the dominant role of tool diameter in both longitudinal and across osteon orientations.

Extended Abstract

1. Introduction

Bone is a vital structural and functional component in vertebrates, providing mechanical stability, physiological regulation, and a remarkable capacity for self-healing. Composed of both mineral and organic matrices, bone possesses high mechanical strength while maintaining the ability to regenerate. This dual characteristic makes bone machining a critical yet delicate procedure, especially in orthopedic and neurosurgical operations. Precision in bone machining significantly affects healing outcomes, prosthesis integration, and tissue regeneration. Low surface roughness enhances cellular adhesion and osteogenesis. It reduces healing time by facilitating angiogenesis and releasing growth factors such as TGF- β and VEGF while minimizing postoperative inflammation [1].

Various studies have sought to identify the most influential machining parameters that govern surface quality in bone operations. Tahmasbi et al. investigated cortical bone machining using single-edge tools, employing Response Surface Methodology (RSM) and Sobol sensitivity analysis. Their results showed that rake angle significantly affected surface roughness (52%), providing insight into optimal tool design [2]. Similarly, Ghassami et al. studied the milling of PMMA—a bone-mimicking polymer—and found that reducing spindle speed and feed

* Corresponding author. Tel.: +989183680699

E-mail address: m.qasemi@arakut.ac.ir

DOI: <https://10.61882/masm.5.1.20>

Received: May 03, 2025; Received in revised form: May 24, 2025; Accepted: June 08, 2025.

© Author



rate improved surface finish [3]. As used by Fadaei et al., robotic-assisted high-speed milling achieved surface roughness below 0.2 μm , demonstrating the potential of automation for precision machining [4]. Vanhem et al. highlighted that controlled speed and force during arthroplasty improved surface flatness and accuracy [5].

In drilling operations, parameter control continues to be critical. Tahmasbi et al. reported that low spindle speed and feed rate yielded minimal roughness (0.45 μm) in bone drilling [6]. Igar et al. found that using a negative rake angle in orthogonal cutting produced smoother surfaces, especially when machining along osteonal orientations [7]. Noraldin et al. applied RSM to optimize cutting speed and depth, showing their significant roles in surface quality [8]. Further advancements have come from ultrasonic-assisted drilling; both Suárez et al. and Singh et al. demonstrated their superiority over traditional drilling by reducing surface roughness and surgical duration [9, 10].

In dental applications, Toksvig-Larsen and Reed documented surface roughness values ranging from 1.05 to 2.39 mm and flatness between 0.15 and 0.40 mm during bone sawing, reflecting the challenges in surface quality control [10]. Alam et al. observed a 6% improvement in surface quality using vibratory over conventional drilling methods [11]. Meanwhile, Shuangseri et al. introduced ZrO₂ ceramic tools, outperforming SS316 steel tools in achieving lower surface roughness and better cutting uniformity at high speeds [12].

Recent efforts have focused on optimizing force and thermal effects during machining. Sosn Abadi et al. used e-fast sensitivity analysis to study force generation in bone drilling. Spindle speed was the dominant factor (57%), followed by feed rate (23%) and cutting depth (20%), and a second-order regression model was developed for prediction [13]. Ghassami et al. analyzed orthogonal bone cutting and found optimal conditions for minimal temperature (17.9°C) and surface roughness (1.07 μm), using Sobol analysis for parameter prioritization [14].

To minimize thermal damage and avoid necrosis (> 47°C), Sotoudeh et al. used the Taguchi method to optimize drilling parameters with minimal experiments, showing an effective reduction in cutting temperature and axial force [15]. In subsequent research, Sosn Abadi et al. confirmed that PVD-coated nanostructured TiN tools significantly reduced drilling force, validating the impact of tool coatings [16]. Similarly, Taheri et al. showed that tool rotation speed had the most influence on axial force, especially when using TiN-coated tools—accounting for 73% of the variance compared to 45% in uncoated tools. These findings support the role of coatings in enhancing process sensitivity and control [17].

Despite these advances, quantitative studies specifically addressing the impact of machining parameters on surface roughness during bone grinding remain limited. The present study addresses this gap by examining four key parameters—spindle speed, cutting depth, feed rate, and tool diameter—in grinding cortical bone along two directions (parallel and across osteons). This research identifies the relative importance of each parameter using RSM and second-order regression modeling combined with Sobol global sensitivity analysis. It provides a basis for optimizing surgical bone machining to minimize tissue damage and enhance clinical outcomes.

2. Modeling and Formulation

In analyzing complex engineering problems—especially those involving experimental design and advanced simulations—the response surface methodology is a powerful statistical tool for accurate modeling and optimization. RSM effectively manages input-output relationships, visualizes variable interactions, and optimizes conditions to enhance experimental outcomes. It offers advantages such as precise calibration, second-order regression modeling, and detailed interpretation of influential parameters. By formulating mathematical models (e.g., Equation 1), RSM ensures experimental results are accurately represented and aligned with real system behavior. It is a critical technique in studies requiring high precision and systematic analysis [18].

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

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

3. Sensitivity Analysis Method

Sensitivity analysis evaluates how uncertainty in model outputs can be attributed to uncertainties in input parameters. Unlike uncertainty analysis—which quantifies overall output uncertainty—sensitivity analysis identifies the most influential factors. It is particularly valuable in biological and biomedical models, where inherent randomness and experimental error are common. Due to numerous free parameters, ensuring model identifiability is critical. Sobol's method, a variance-based and model-independent approach, is well-suited for

nonlinear and non-monotonic systems. It decomposes output variance to quantify each input's contribution, offering insights into model behavior and parameter influence, as defined in Equation (2) [19].

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

4. Materials and Methods

In this study, surface roughness behavior during the bone grinding process of cortical bone was considered the output variable. At the same time, spindle speed, cutting depth, feed rate, and tool diameter were taken as the input variables. The maximum surface roughness generated in bone tissue during grinding was also analyzed as the process response. Fresh bovine bone, approximately 3 to 4 years old, was used in these experiments.

a. Modeling and Experimental Method

The experimental design was implemented using the Central Composite Design method. The results were analyzed and interpreted, including the regression equation coefficients governing the experiments, using Minitab software version 2022. Table 1 presents the values and levels of the input parameters for the experiments.

Table 1 Input machining parameters at three levels

Parameter	level			Units
	-1	0	+1	
Rotational Speed	3000	4000	5000	rpm
Feed Rate	20	40	60	mm/min
Cutting Depth	0.1	0.35	0.6	mm
Tool Diameter	4	6	8	mm

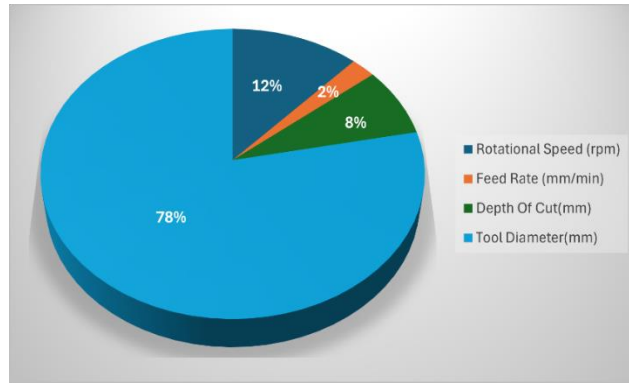
Table 2 Sequence Order and Grinding Data Results

Test Number	Rotational Speed (rpm)	Feed Rate (mm/min)	Cutting Depth (mm)	Tool Diameter (mm)	Surface Roughness (Parallel) (µm)	Surface Roughness (Across) (µm)
1	3000	20	0.1	4	4.3	12
2	5000	20	0.1	4	7.02	13.4
3	3000	60	0.1	4	3.9	12.6
4	5000	60	0.1	4	2.64	11.2
5	3000	20	0.6	4	7	21.4
6	5000	20	0.6	4	6.18	18.9
7	3000	60	0.6	4	3.76	16.1
8	5000	60	0.6	4	5.94	8.8
9	3000	20	0.1	8	1.44	2.28
10	5000	20	0.1	8	1	2.28
11	3000	60	0.1	8	2.3	1.74
12	5000	60	0.1	8	3.38	3.48
13	3000	20	0.6	8	2.12	6.54
14	5000	20	0.6	8	6.32	2.48
15	3000	60	0.6	8	3.18	2.18
16	5000	60	0.6	8	4.04	4.94
17	3000	40	0.35	6	1.2	1.6
18	5000	40	0.35	6	3.14	2.4
19	4000	20	0.35	6	1.85	1.4
20	4000	60	0.35	6	1.86	2.8
21	4000	40	0.1	6	1.74	1.2
22	4000	40	0.6	6	3.48	7
23	4000	40	0.35	4	2.88	10.2
24	4000	40	0.35	8	2.4	3.04
25	4000	40	0.35	6	1.98	1.7
26	4000	40	0.35	6	1.98	1.7
27	4000	40	0.35	6	1.98	1.7

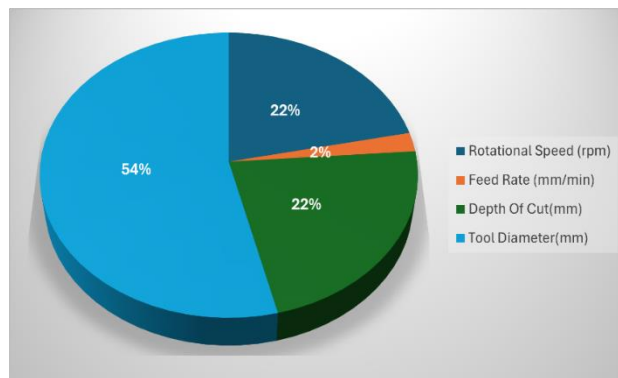
5. Simulation

The Sobol sensitivity analysis of input parameters on surface roughness in bone grinding identified the key factors affecting the process. Tool diameter was found to have the most significant impact, contributing 78% in the across direction and 54% in the parallel direction of the osteon. Rotational speed contributed 22% (parallel)

and 12% (across), while cutting depth contributed 22% (parallel) and 8% (across). The feed rate contributed 2% in both directions. These factors were determined to be the most influential in bone grinding (Figure 7).



(b)



(a)

Figure 7. The impact of grinding parameters on surface roughness percentage. (a) in the across direction and (b) in the Parallel direction

6. Optimization

The bone grinding process is optimized for minimal surface roughness, as shown in Figure 8. Setting the feed rate to 60 mm/min, cutting depth to 0.1 mm, tool diameter to 8 mm, and grinding direction across osteon achieves an optimal surface roughness of 1.475 microns, as determined from experimental data and desired outcomes.

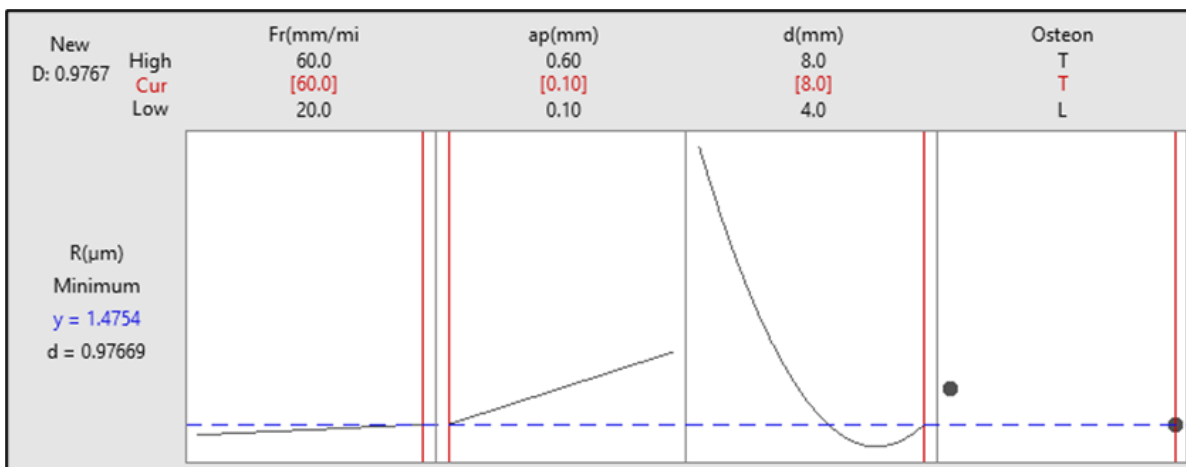


Figure 8. Optimization of parameters to achieve the minimum surface roughness value.

7. Conclusion

This paper examines the influence of rotational speed, feed rate, cutting depth, and tool diameter on bone grinding. A second-order regression model predicts surface roughness in parallel and across osteon directions. Sensitivity analysis reveals tool diameter as the most significant factor, with a 78% impact in the across-cutting direction. Specific parameters achieve the optimal surface roughness of 1.48 microns, providing insights for optimizing grinding tools in orthopedic surgeries.



مدل سازی و تحلیل حساسیت جهانی پارامترهای مؤثر بر زبری سطح در فرایند سنگ زنی استخوان کورتیکال

علی آخوندی الف، وحید طهماسبی ب، مهدی قاسمی ج*

الف کارشناسی ارشد، گروه مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، صنعتی اراک، اراک، ایران، A.akhondi6019@arakut.ac.ir

ب دانشیار، گروه مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، صنعتی اراک، اراک، ایران، tahmasbi@arakut.ac.ir

ج استادیار، گروه مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، صنعتی اراک، اراک، ایران، m.qasemi@arakut.ac.ir

واژگان کلیدی	چکیده
سنگ زنی، زبری سطح، بهینه سازی، تحلیل حساسیت، استخوان کورتیکال.	در این پژوهش تجربی، تأثیر پارامترهای ماشین کاری بر زبری سطح استخوان در فرایند سنگ زنی بررسی شده است. سنگ زنی استخوان روشی پرکاربرد در جراحی های مغز، اعصاب و برداشت خار پاشنه محسوب می شود. با وجود استفاده از دستگاه های CNC و سامانه های رباتیک در این حوزه، انتخاب پارامترهای بهینه جهت دستیابی به کیفیت سطح مناسب، همچنان یک چالش اساسی است. در این تحقیق، نمونه هایی از استخوان قلم گاو تحت آزمایش قرار گرفتند. چهار پارامتر شامل سرعت دورانی، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار مورد بررسی قرار گرفتند. به منظور تحلیل حساسیت زبری سطح نسبت به این پارامترها، از روش سوپول با کدنویسی در محیط پایتون استفاده شد. سپس، تحلیل نتایج و بهینه سازی شرایط فرایند با بهره گیری از روش سطح پاسخ در نرم افزار مینی تب انجام پذیرفت. نتایج نشان دادند که قطر ابزار، عمق برش و جهت استتون بیشترین تأثیر را بر زبری سطح دارند. مقدار بهینه زبری برابر با ۱/۴۷ میکرون، در شرایطی شامل سرعت دورانی ۳۰۰۰ دور بر دقیقه، نرخ پیشروی ۶۰ میلی متر بر دقیقه، عمق برش ۰/۱ میلی متر، قطر ابزار ۸ میلی متر و جهت عرضی استتون حاصل شد. تحلیل حساسیت نیز نقش غالب قطر ابزار در هر دو جهت استتون را تأیید کرد.
تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۰۸/۲۱	
تاریخ بازنگری: ۱۴۰۳/۰۹/۲۳	
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۱۲/۲۴	

۱- مقدمه

استخوان یکی از اجزای کلیدی و بنیادین ساختار آناتومیکی در موجودات مهره دار است که نقش بی بدیلی در حفظ عملکرد فیزیولوژیکی، پایداری مکانیکی بدن و یکپارچگی سیستم های زیستی ایفا می کند. این بافت زنده، ترکیبی از ساختارهای معدنی و آلی است که موجب استحکام بالا در عین خاصیت ترمیم پذیری می شود. از این رو، هرگونه مداخله جراحی و به ویژه ماشین کاری بر روی استخوان، باید با دقت بالا و درک صحیح از رفتار مکانیکی آن انجام شود. در این میان، جراحی های ارتوپدی از جمله مهم ترین حوزه های کاربردی در علوم پزشکی و مهندسی محسوب می شوند که نیازمند بهره گیری از فرایندهای ماشین کاری دقیق هستند.

ماشین کاری استخوان در طیف وسیعی از جراحی ها مورد استفاده قرار می گیرد؛ از جمله در جراحی مغز و اعصاب برای برداشت تومورها، در جراحی ستون فقرات برای ترمیم دیسک کمر، و در درمان مشکلات ارتوپدی نظیر برداشتن خار پاشنه یا آرتروپلاستی^۱ مفصل ران. در این فرایندها، تکنیک هایی نظیر فرز کاری، سوراخ کاری، اره کاری و سنگ زنی برای برش یا شکل دهی به استخوان مورد استفاده قرار می گیرند. کیفیت سطح حاصل از این فرایندها، تأثیر مستقیمی بر روند بهبودی، یکپارچگی اتصال با پروتز و

^۱ Arthroplasty

بازسازی بافتی دارد. زبری سطح پایین، نه تنها موجب افزایش چسبندگی سلولی و رشد بهتر بافت استخوانی می‌شود، بلکه زمان ترمیم را نیز کاهش می‌دهد. بهبود کیفیت سطح استخوان در جراحی‌های ارتوپدی (مانند خار پاشنه و دیسک کمر) موجب افزایش عروق‌زایی، فعال‌سازی سلول‌های استخوان‌ساز و تسریع روند بازسازی بافت استخوانی می‌شود. تراش یکنواخت سطح، آزادسازی فاکتورهای رشد مانند TGF- β و VEGF را تقویت کرده و التهاب پس از عمل را کاهش می‌دهد [۱۱]. از این رو، مطالعه، مدل‌سازی و بهینه‌سازی پارامترهای ماشین‌کاری در راستای ارتقای کیفیت سطح، از اهمیت فراوانی برخوردار است.

مطالعات متعددی تلاش کرده‌اند تا پارامترهای مؤثر بر کیفیت سطح در فرآیندهای مختلف ماشین‌کاری استخوان را شناسایی و مدل‌سازی نمایند. طهماسبی و همکاران در پژوهشی جامع، تأثیر پارامترهای هندسی ابزار تک‌لبه را بر زبری سطح در ماشین‌کاری استخوان‌های کورتیکال^۱ بررسی کرده‌اند. با استفاده از روش پاسخ سطح (RSM) و تحلیل حساسیت سوبل، آن‌ها نشان دادند که زاویه ریک^۲ با سهم ۵۲٪ بیشترین تأثیر را بر زبری سطح دارد. این یافته‌ها مبنایی برای طراحی بهینه ابزارهای برشی فراهم می‌سازد [۱۲].

در ادامه این مسیر، قاسمی و همکاران به تحلیل فرایند فرزندکاری پلی‌متیل‌متاکریلات (PMMA) به‌عنوان ماده‌ای شبیه‌سازی‌شده از نظر مکانیکی با استخوان پرداختند. نتایج آنان نیز حاکی از آن بود که کاهش پارامترهایی نظیر نرخ پیشروی و سرعت اسپیندل منجر به بهبود کیفیت سطح می‌شود. از سوی دیگر، پژوهش‌هایی که از فناوری رباتیک بهره گرفته‌اند، نشان داده‌اند که کنترل نیرو و سرعت در حین برش می‌تواند منجر به تولید سطوحی یکنواخت‌تر و با زبری کمتر شود [۱۳].

فادا و همکاران با به‌کارگیری ربات و ابزار فرزندکاری پرسرعت، به مقادیر زبری سطحی پایین‌تر از ۰/۲۲ میکرون متر دست یافتند [۱۴].

درحالی‌که ونهم و همکاران با کنترل نیرو و سرعت در فرایند آرتروپلاستی، تختی و دقت بالاتری را در سطح برش ایجاد کردند. این مطالعات نشانگر نقش تعیین‌کننده پارامترهای دینامیکی در بهبود کیفیت ماشین‌کاری استخوان هستند [۱۵].

تحقیقات دیگری نیز به بررسی تأثیر پارامترهای ماشین‌کاری در سوراخ‌کاری استخوان پرداخته‌اند. به‌عنوان مثال، طهماسبی و همکاران نشان دادند که ترکیب سرعت دورانی پایین با پیشروی کم منجر به کم‌ترین زبری سطح (۰/۴۵ میکرون متر) در فرایند سوراخ‌کاری می‌شود [۱۶].

همچنین، ایگار و همکاران با مطالعه ماشین‌کاری اورتوگنال^۳ در جهات مختلف نسبت به استئون^۴، نشان دادند که زاویه منفی ابزار منجر به زبری سطح مطلوب‌تری می‌گردد [۱۷].

نورالدین و همکاران نیز با استفاده از روش سطح پاسخ بهینه‌سازی فرایند تراشکاری را دنبال کرده و اثر پارامترهایی چون سرعت برشی و عمق برش را بر زبری سطح مورد بررسی قرار دادند [۱۸].

سوارز و همکاران و سینق و همکاران در حوزه سوراخ‌کاری به مقایسه بین فرآیندهای سنتی و اولتراسونیک^۵ پرداختند. یافته‌های آنان نشان داد که سوراخ‌کاری اولتراسونیک نه تنها منجر به کاهش زبری سطح می‌شود، بلکه باعث کاهش زمان جراحی نیز می‌گردد [۹، ۱۰].

این امر نشانگر پتانسیل بالای فناوری‌های نوین در ارتقا عملکرد ماشین‌کاری زیستی است. در همین راستا، مطالعه توکسویگ - لارسن و رید در زمینه آره‌کاری استخوان در کاربردهای دندانپزشکی، مقادیر زبری بین ۱/۵ تا ۲/۳۹ میلی‌متر و تختی سطح بین ۰/۱۵ تا ۰/۴ میلی‌متر را گزارش کرده است که نشان‌دهنده چالش‌های موجود در کنترل کیفیت سطح در این فرایند است [۱۰].

¹ Cortical bones

² Rake angle

³ Orthogonal

⁴ Osteon

⁵ Ultrasonic

همچنین، عالم و همکاران با مقایسه سوراخ کاری ارتعاشی و معمولی در استخوان قشری، بهبود ۶ درصدی در کیفیت سطح را برای روش ارتعاشی گزارش کردند [۱۱].

در ادامه روند پیشرفت‌های نوین، شوانگسری و همکاران ابزار برشی سرامیکی ZrO_2 را معرفی کرده و نشان دادند که این ابزار در مقایسه با ابزارهای فولادی SS316 منجر به کاهش زبری سطح و افزایش یکنواختی برش در سرعت‌های بالا می‌شود. این نوآوری، چشم‌اندازی تازه در طراحی ابزارهای ماشین کاری استخوان ارائه می‌دهد [۱۲].

در ادامه این تلاش‌ها برای بهینه‌سازی فرایندهای ماشین کاری استخوان، سوسن‌آبادی و همکاران با استفاده از روش آنالیز حساسیت ای - فست^۱ به بررسی تأثیر پارامترهای ماشین کاری بر نیروهای سوراخ کاری استخوان پرداختند. نتایج نشان داد که سرعت دورانی مته با ۵۷ درصد بیشترین تأثیر را دارد، در حالی که سرعت پیشروی (۲۳ درصد) و عمق برش (۲۰ درصد) به ترتیب در رتبه‌های بعدی قرار گرفتند. این مطالعه با ارائه یک مدل رگرسیون خطی مرتبه دوم، ابزاری برای پیش‌بینی رفتار نیروهای سوراخ کاری در جراحی‌های ارتوپدی فراهم کرد [۱۳].

قاسمی و همکاران در پژوهش خود با بررسی برش متعامد استخوان، تأثیر سرعت ابزار، زاویه براده و عمق برش را بر دمای فرایند و زبری سطح تحلیل کرده است. نتایج نشان داد که حداقل دمای برش ($17.9^\circ C$) در سرعت ۱۴۰ میلی‌متر بر ثانیه، زاویه ۹.۷ درجه و عمق ۰.۱ میلی‌متر حاصل می‌شود. همچنین، کمترین زبری سطح ($1/0.7 \mu m$) در سرعت ۲۷۵ میلی‌متر بر ثانیه، زاویه ۹.۶ درجه و عمق برش مشابه ثبت شد. تحلیل سوبل^۲ برای شناسایی عوامل مؤثر و بهینه‌سازی استفاده شد [۱۴].

ستوده و همکاران در مطالعه‌ای تجربی به بررسی سوراخ کاری استخوان به‌عنوان یکی از فرایندهای کلیدی در جراحی‌های ارتوپدی پرداختند. آن‌ها باهدف جلوگیری از بروز نکرور حرارتی که در دماهای بالاتر از ۴۷ درجه سانتی‌گراد رخ می‌دهد، به بهینه‌سازی پارامترهای فرایند پرداختند. در این راستا، از روش طراحی آزمایش تاگوچی^۳ برای تحلیل تأثیر سرعت برش، نرخ تغذیه و عمق سوراخ کاری استفاده شد. نتایج نشان داد که این روش با حداقل تعداد آزمایش، قادر به کاهش دما و نیروی محوری با دقت بالا است. یافته‌ها تأکید می‌کنند که کنترل دقیق این پارامترها نقشی حیاتی در پیشگیری از آسیب‌های حرارتی و بهبود کیفیت درمان دارد [۱۵].

سوسن‌آبادی و همکاران در پژوهشی دیگر به بررسی بهینه‌سازی و تحلیل حساسیت ای - فست نیروی محوری در فرایند سوراخ کاری ارتوپدی پرداختند. آن‌ها از ابزارهای پوشش داده شده با نیتريد تیتانیوم نانو ساختار به روش PVD استفاده کردند. پارامترهایی نظیر سرعت چرخش، نرخ پیشروی و قطر ابزار مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داد که پوشش TiN موجب کاهش چشمگیر نیروی سوراخ کاری می‌شود [۱۶].

طاهری و همکاران به بررسی بهینه‌سازی نیروی محوری در سوراخ کاری ارتوپدی با ابزار پوشش داده شده نیتريد تیتانیوم و آنالیز حساسیت سوبل پرداختند. آن‌ها دریافتند که سرعت دورانی ابزار بیشترین تأثیر را بر نیروی محوری دارد؛ سهم آن در حالت بدون پوشش ۴۵٪ و با پوشش ۷۳٪ بود و نتیجه‌گیری کردند که نانوپوشش نیتريد تیتانیوم با افزایش حساسیت‌پذیری فرایند، کنترل بهتر نیروی محوری و ارتقای عملکرد سوراخ کاری را ممکن می‌سازد. [۱۷].

باوجود پیشرفت‌های چشمگیر در زمینه‌ی ماشین کاری استخوان، همچنان کاستی‌هایی در تحلیل دقیق و کمی اثر پارامترهای فرایند بر کیفیت سطح باقی مانده است. به‌ویژه، تاکنون استفاده محدودی از روش‌های آماری پیشرفته مانند تحلیل حساسیت برای بررسی رفتار پیچیده زبری سطح در فرایندهایی نظیر سنگ‌زنی استخوان صورت گرفته است. سنگ‌زنی استخوان که در جراحی‌های دقیق ارتوپدی کاربرد فراوان دارد، نیازمند شناخت کامل و کمی از عوامل مؤثر بر زبری سطح است. مطالعه حاضر باهدف پر کردن این خلأ علمی، به بررسی تأثیر چهار پارامتر کلیدی شامل سرعت دورانی، عمق برش، نرخ تغذیه و قطر ابزار در سنگ‌زنی استخوان کورتیکال می‌پردازد. آزمایش‌ها در دو جهت ماشین کاری موازی و عمود بر ساختار استخوان انجام شده و برای

¹ E- Fast

² Sobol

³ Taguchi

پیش‌بینی زبری سطح، از مدل ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم مبتنی بر روش سطح پاسخ استفاده گردیده است. همچنین، برای نخستین بار در این حوزه، از تحلیل حساسیت جهانی سوپول جهت تعیین سهم نسبی هر پارامتر در تغییرات زبری سطح بهره‌گیری شده است. این روش با اولویت‌بندی عوامل مؤثر، امکان طراحی بهینه فرایند را فراهم کرده و یافته‌های آن می‌تواند به بهبود عملکرد ابزارهای جراحی و کاهش آسیب به بافت‌های زیستی کمک کنند.

۲- مدل‌سازی و فرمول‌بندی

در بخش نخست، ابتدا مدل طراحی آزمایش مورد بررسی قرار گرفته و سپس روش تحلیل حساسیت Sobol شرح داده می‌شود. در ادامه، نحوه انجام تحلیل حساسیت به تفصیل مورد بحث قرار خواهد گرفت.

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

در تجزیه و تحلیل جامع چالش‌های مهندسی پیچیده، به‌ویژه در اجرای دقیق تحقیقات تجربی و استفاده از تکنیک‌های شبیه‌سازی عددی پیشرفته که در آن پاسخ‌های مسئله به‌طور قابل توجهی تحت تأثیر پارامترهای مختلف ورودی قرار می‌گیرد، اجرای استراتژیک روش‌های آماری باهدف طراحی آزمایش‌ها نقش اساسی در ارتقای طراحی کلی، مدل‌سازی دقیق، تجزیه و تحلیل دقیق و بهینه‌سازی دقیق این فرایندهای پیچیده دارد. در این زمینه، یکی از مؤثرترین و شناخته‌شده‌ترین روش‌های آماری مورد استفاده، روش سطح پاسخ است که به دلیل توانایی آن در هدایت کارآمد پیچیدگی‌های مرتبط با طراحی آزمایشی برجسته است. روش سطح پاسخ که یک تکنیک آماری پیچیده است که برای طراحی و بهینه‌سازی تجربی استفاده می‌شود، چندین مزیت قابل توجهی را ارائه می‌دهد، از جمله توضیح جامع دقت آزمایش انجام شده، فرمول‌بندی مدل ریاضی مربوطه که پایه چارچوب تجربی است، ارائه نمودارهای تعامل که به‌صورت بصری روابط بین متغیرهای مختلف ورودی را نشان می‌دهند، بهینه‌سازی دقیق شرایط آزمایش برای بهبود نتایج و اطمینان دقیق از اینکه مدل به‌طور دقیق کالیبره شده و سازگار است تا یافته‌های تجربی به‌دست‌آمده از آزمایش‌ها را منعکس کند. علاوه بر این، این روش دارای قابلیت قابل توجهی برای مدل‌سازی و بیان مؤثر رابطه پیچیده بین متغیرهای ورودی و خروجی‌های حاصل از یک تحقیق تجربی است و در نتیجه امکان نمایش این رابطه را به‌عنوان یک معادله ریاضی که به ساختار رگرسیون خطی درجه دوم پایبند است امکان‌پذیر می‌کند. به‌طور خاص، نمایش کلی این معادله در قالب معادله (۱) مشخص شده است که به‌طور سیستماتیک متغیرهای مربوطه را در برمی‌گیرد و تعامل معناداری را که بر نتایج مطالعه تأثیر می‌گذارد، بیان می‌کند [۱۸].

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

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

۲-۲- روش تحلیل حساسیت

تحلیل حساسیت، روشی برای بررسی این موضوع است که چه میزان از عدم قطعیت موجود در خروجی یک مدل، ناشی از عدم قطعیت در ورودی‌های آن است. این تحلیل با تحلیل عدم قطعیت متفاوت است؛ تحلیل عدم قطعیت صرفاً میزان کلی نامطمئن بودن خروجی مدل را تعیین می‌کند، درحالی‌که تحلیل حساسیت به شناسایی عوامل اصلی مؤثر بر این عدم قطعیت می‌پردازد. به‌کارگیری این نوع تحلیل در مدل‌های ریاضی می‌تواند به کاهش پیچیدگی مدل، بهبود طراحی آزمایش‌ها و تفسیر دقیق‌تر نتایج منجر شود. در علوم زیستی و زیست‌پزشکی، به دلیل ماهیت تصادفی فرایندهای زیستی و وجود خطا در داده‌های تجربی، اهمیت این تحلیل بیشتر است. مدل‌های زیستی معمولاً شامل پارامترهای آزاد زیادی هستند که بر رفتار و تفسیر مدل تأثیر می‌گذارند، اما اندازه‌گیری دقیق این پارامترها دشوار است. از سوی دیگر، برازش داده‌ها به‌تنهایی ممکن است در صورت غیرقابل‌شناسایی بودن مدل، منجر به تخمین‌های نامطمئن شود. تحلیل حساسیت در این موارد، به‌عنوان ابزاری برای بررسی شناسایی‌پذیری مدل و تضمین دقت و یکتایی استنتاج پارامترها کاربرد دارد [۱۹].

تحلیل حساسیت آماری سوپل نشان‌دهنده رویکردی مستقل از مدل برای تحلیل حساسیت است که بر تجزیه واریانس متکی است. این تکنیک برای توابع و مدل‌های غیرخطی و غیریکنواخت مناسب است. در روش سوپول تابع مدل تعریف شده $Y=f(X)$ که Y خروجی مدل ایجاد شده و $X=x_1, x_2, \dots, x_n$ بردار پارامترهای ورودی است و V واریانس خروجی به صورت مجموع واریانس‌های هر یک از ترم‌ها تجزیه شده است که در معادله ۲ قابل مشاهده است:

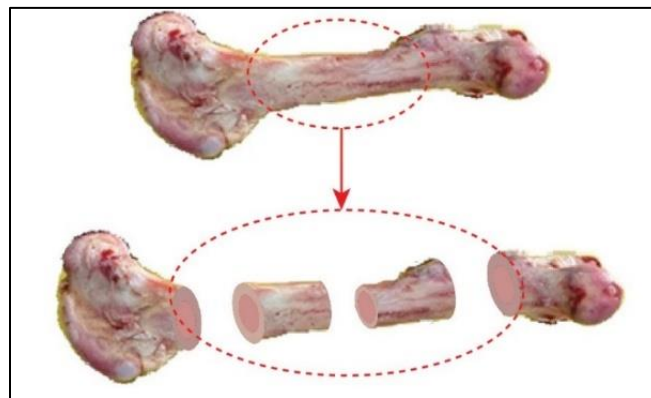
$$V(Y) = \sum_{i=1}^n V_i + \sum_{i \leq j \leq n} V_{ij} + \dots + V_{1, \dots, n} \quad (2)$$

که در آن V_i نشان‌دهنده اثر اولیه مرتبط با هر متغیر ورودی x_i ($V_i = V[E(Y|x_i)]$) و V_{ij} برهمکنش بین متغیر ۲ است. شاخص‌های حساسیت به شکل نسبت واریانس هر مرتبه به واریانس کل محاسبه می‌شوند. 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 [۲۰].

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

۲-۳- مواد و روش‌ها

در این مطالعه، زبری سطح به‌عنوان متغیر پاسخ در فرایند سنگ‌زنی استخوان کورتیکال در نظر گرفته شده و تأثیر پارامترهای سرعت دورانی، عمق برش، نرخ پیشروی و قطر ابزار به‌عنوان متغیرهای ورودی بررسی شده است. حداکثر میزان زبری سطح ایجادشده در طی فرایند سنگ‌زنی به‌عنوان معیار اصلی تحلیل انتخاب گردیده است. برای انجام آزمایش‌ها، از استخوان ران تازه گاو با سن تقریبی ۳ تا ۴ سال استفاده شده است؛ استخوانی که از نظر خواص فیزیکی و مکانیکی شباهت زیادی با استخوان‌های بلند انسان دارد [۲۱]. به‌منظور سهولت در انجام مراحل آزمایش، قسمت‌های ابتدایی و انتهایی استخوان ران با استفاده از اره جدا شده‌اند. از آنجاکه ویژگی‌های ساختاری و مکانیکی استخوان در گذر زمان دستخوش تغییر می‌شوند، در این پژوهش تلاش شده است تا فاصله زمانی اندکی بین نمونه‌برداری و انجام آزمایش‌ها وجود داشته باشد؛ به‌گونه‌ای که خواص مکانیکی، ترموفیزیکی و چگالی نمونه‌ها تا حد امکان به ویژگی‌های بافت زنده‌ای که در شرایط جراحی قرار دارد، نزدیک باشد (شکل ۱).



شکل ۱ استخوان کورتیکال ران گاو تازه

در این پژوهش، از تیغه‌فرزهای استاندارد تنگستن کاربیدی^۱ سر کروی با قطرهای ۴، ۶ و ۸ میلی‌متر به‌عنوان ابزار برش استفاده شده است. انتخاب این ابزارها با توجه به فراوانی کاربرد ابزارهای سر کروی در بازه‌ی قطر ۴ تا ۱۰ میلی‌متر در مطالعات پیشین [۲۱-۲۴]، در دسترس بودن قطرهای مذکور در بازار، و قابلیت تنظیم آن‌ها در ست‌آپ آزمایشی انجام گرفته است. تمامی ابزارها به‌صورت نو و با لبه‌های کاملاً تیز تهیه شده‌اند تا از تأثیر احتمالی سایس ابزار بر نتایج جلوگیری شود (شکل ۲).

^۱ Tungsten carbide



شکل ۲ فرزهای سر کروی استفاده شده در آزمایش‌ها

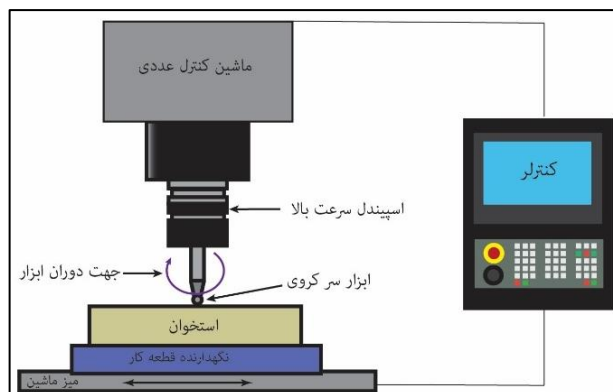
۳- مدل‌سازی و روش انجام آزمایش

برای اجرای فرایند سنگ‌زنی، از یک دستگاه ماشین فرز کنترل عددی^۱ آزمایشگاهی با دقت بالا استفاده شده است. قطعه کار درون فک گیره تثبیت گردیده و سطح استخوان پیش از آغاز فرایند سنگ‌زنی با استفاده از ابزار کف‌تراش، صاف‌سازی شده است. در طول آزمایش‌ها، ابزار مجاز به سنگ‌زنی مسافتی در حدود ۳۰ میلی‌متر بر روی سطح استخوان کورتیکال بوده است. پس از انجام عملیات سنگ‌زنی، زبری سطح نمونه‌ها با استفاده از دستگاه زبری‌سنج SURFACECAN 200 با دقت ۰/۰۱ میکرون اندازه‌گیری شده است. این اندازه‌گیری‌ها در دو جهت موازی و عرضی نسبت به راستای استخوان صورت گرفته است. طراحی آزمایش‌ها بر پایه روش سطح پاسخ مکعب مرکزی^۲ انجام گرفته و تحلیل داده‌ها به منظور استخراج ضرایب معادله رگرسیون با استفاده از نرم‌افزار مینی‌تب^۳ نسخه ۲۰۲۲ صورت پذیرفته است. جدول ۱ سطوح و مقادیر در نظر گرفته شده برای متغیرهای ورودی در آزمایش‌ها را نمایش می‌دهد.

جدول ۱ پارامترهای ورودی ماشین‌کاری در سه سطح

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

طرح‌واره‌ای از روش تحقیق در فرایند سنگ‌زنی استخوان در شرایط آزمایشگاهی در شکل ۳ نمایش داده شده است



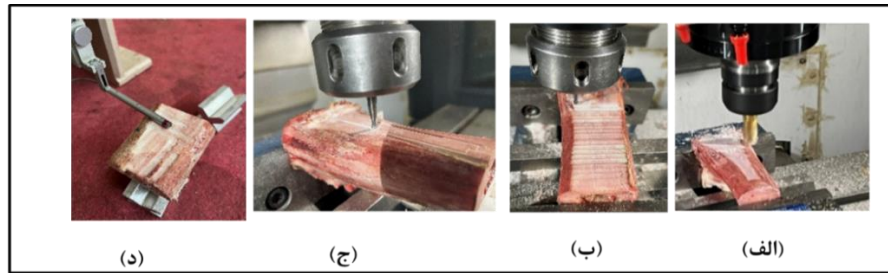
شکل ۳ طرح‌واره‌ای از فرایند سنگ‌زنی استخوان کورتیکال

شکل ۴ طریقه انجام فرایند سنگ‌زنی استخوان و نمونه بعد از انجام آزمایش را نمایش می‌دهد.

^۱ CNC

^۲ Central Composite Design

^۳ Minitab



شکل ۴. طریقه انجام آزمایش در فرایند سنگ زنی استخوان الف) کف تراشی استخوان ب) سنگ زنی در جهت عرضی استخوان ج) سنگ زنی در جهت موازی با استخوان د) زبری سنجی استخوان

آزمایش‌ها در تعداد ۲۷ آزمایش و در دو جهت موازی و عرضی نسبت به ساختار استخوان انجام گرفته‌اند. نتایج حاصل از این آزمایش‌های تجربی در جدول ۲ ارائه شده‌اند. به منظور افزایش دقت اندازه‌گیری، هر آزمایش سه بار تکرار شده و میانگین مقادیر حاصل به عنوان مقدار نهایی زبری سطح ثبت گردیده است. همچنین به منظور کاهش خطاهای سیستماتیک و حذف سوگیری‌های احتمالی، ترتیب اجرای آزمایش‌ها به صورت تصادفی تنظیم شده است.

جدول ۲. ترتیب توالی و نتایج داده‌های سنگ زنی

شماره آزمایش	سرعت دورانی (rpm)	نرخ پیشروی (mm/min)	عمق برش (mm)	قطر ابزار (mm)	زبری موازی (μm)	زبری عرضی (μm)
۱	۳۰۰۰	۲۰	۰/۱	۴	۴/۳	۱۲
۲	۵۰۰۰	۲۰	۰/۱	۴	۷/۰۲	۱۳/۴
۳	۳۰۰۰	۶۰	۰/۱	۴	۳/۹	۱۲/۶
۴	۵۰۰۰	۶۰	۰/۱	۴	۲/۶۴	۱۱/۲
۵	۳۰۰۰	۲۰	۰/۶	۴	۷	۲۱/۴
۶	۵۰۰۰	۲۰	۰/۶	۴	۶/۱۸	۱۸/۹
۷	۳۰۰۰	۶۰	۰/۶	۴	۳/۷۶	۱۶/۱
۸	۵۰۰۰	۶۰	۰/۶	۴	۵/۹۴	۸/۸
۹	۳۰۰۰	۲۰	۰/۱	۸	۱/۴۴	۲/۲۸
۱۰	۵۰۰۰	۲۰	۰/۱	۸	۱	۲/۲۸
۱۱	۳۰۰۰	۶۰	۰/۱	۸	۲/۳	۱/۷۴
۱۲	۵۰۰۰	۶۰	۰/۱	۸	۳/۳۸	۳/۴۸
۱۳	۳۰۰۰	۲۰	۰/۶	۸	۲/۱۲	۶/۵۴
۱۴	۵۰۰۰	۲۰	۰/۶	۸	۶/۳۲	۲/۴۸
۱۵	۳۰۰۰	۶۰	۰/۶	۸	۳/۱۸	۲/۱۸
۱۶	۵۰۰۰	۶۰	۰/۶	۸	۴/۰۴	۴/۹۴
۱۷	۳۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۱/۲	۱/۶
۱۸	۵۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۳/۱۴	۲/۴
۱۹	۴۰۰۰	۲۰	۰/۳۵	۶	۱/۸۵	۱/۴
۲۰	۴۰۰۰	۶۰	۰/۳۵	۶	۱/۸۶	۲/۸
۲۱	۴۰۰۰	۴۰	۰/۱	۶	۱/۷۴	۱/۲
۲۲	۴۰۰۰	۴۰	۰/۶	۶	۳/۴۸	۷
۲۳	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۴	۲/۸۸	۱۰/۲
۲۴	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۸	۲/۴	۳/۰۴
۲۵	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۱/۹۸	۱/۷
۲۶	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۱/۹۸	۱/۷
۲۷	۴۰۰۰	۴۰	۰/۳۵	۶	۱/۹۸	۱/۷

نتایج مربوط به تحلیل زبری سطح در جدول ۳ تحت عنوان آنالیز واریانس (ANOVA) ارائه شده‌اند. آنالیز واریانس، نقش کلیدی در تعیین میزان تأثیر پارامترهای موجود در معادله رگرسیون ایفا کرده و به‌عنوان ابزار اصلی در تحلیل و مدل‌سازی داده‌های آزمایشی مورد استفاده قرار گرفته است. این تحلیل، با ارزیابی معناداری آماری عوامل ورودی و تعاملات آن‌ها، میزان تأثیر هر یک بر متغیر پاسخ را تعیین می‌کند [۱۶]. به‌منظور بهبود دقت مدل و افزایش قابلیت پیش‌بینی، پارامترهای فاقد اثر معنادار از مدل حذف گردیده‌اند.

جدول ۳ تحلیل واریانس اصلاح‌شده زبری سطح برحسب فاکتورهای مؤثر در سنگ‌زنی استخوان

منبع	درجه آزادی	مجموع مربعات ترتیبی	مجموع مربعات تعدیل‌شده	توزیع	میانگین مربعات تعدیل‌شده	مقدار F	مقدار P
مدل	۷	۹۳۴/۸۳	۹۳۴/۸۲۸	۸۲/۱۰٪	۱۳۳/۵۴۷	۳۰/۱۳	۰/۰۰۰
Linear	۴	۵۵۷/۲۲	۵۵۷/۲۲۳	۴۸/۹۳٪	۱۳۹/۳۰۶	۳۱/۴۳	۰/۰۰۰
نرخ پیشروی (mm/min)	۱	۱۴/۸۱	۱۴/۸۱۰	۱/۳۰٪	۱۴/۸۱۰	۳/۳۴	۰/۰۷۴
عمق برش (mm)	۱	۵۰/۰۳	۵۰/۰۳۲	۴/۳۹٪	۵۰/۰۳۲	۱۱/۲۹	۰/۰۰۲
قطر ابزار (mm)	۱	۳۵۵/۳۲	۳۵۵/۳۲۲	۳۱/۲۰٪	۳۵۵/۳۲۲	۸۰/۱۷	۰/۰۰۰
جهت استنون	۱	۱۳۷/۰۶	۱۳۷/۰۵۹	۱۲/۰۴٪	۱۳۷/۰۵۹	۳۲/۹۲	۰/۰۰۰
برهم‌کنش‌های دوتایی	۲	۱۹۱/۱۱	۱۹۱/۱۱۲	۱۶/۷۸٪	۹۵/۵۵۶	۲۱/۵۶	۰/۰۰۰
قطر ابزار*نرخ پیشروی	۱	۲۱/۱۶	۲۱/۱۵۸	۱/۸۶٪	۲۱/۱۵۸	۴/۷۷	۰/۰۳۴
جهت استنون* قطر ابزار	۱	۱۶۹/۹۵	۱۶۹/۹۵۵	۱۴/۹۳٪	۱۶۹/۹۵۵	۳۸/۳۵	۰/۰۰
خطا	۴۶	۲۰۳/۸۸	۲۰۳/۸۸۱	۱۷/۹۰٪	۴/۴۳۲		
Lack-of-Fit	۴۲	۲۰۳/۸۸	۲۰۳/۸۸۱	۱۷/۹۰٪	۴/۸۵۴		
خطای خالص	۴	۰	۰	۰٪	۰		
جمع کل	۵۳	۱۱۳۸/۷۱		۱۰۰٪			

سطح قابلیت اطمینان تحلیل‌ها بر روی ۹۵٪ تنظیم گردیده است. بر این اساس، عواملی که مقدار p آن‌ها کمتر از ۰/۰۵ گزارش شده است، به‌عنوان عوامل مؤثر و معنادار در نتایج در نظر گرفته شده‌اند. معادله رگرسیون اصلاح‌شده پیشنهادی برای مدل‌سازی زبری سطح در دو جهت مختلف یعنی جهت موازی با استنون‌ها (Parallel Cutting Direction) و جهت عمود بر استنون‌ها (Across Cutting Direction) به‌صورت زیر ارائه شده است:

$$\begin{aligned}
 \text{Parallel cutting direction}(\mu\text{m}) = & 37/0 - 0/00182 V(RPM) - 0/105 Fr(mm/min) - 1/ \\
 & 5 ap(mm) - 10/22 d(mm) + 0/000000 V(RPM) * V(RPM) + 0/ \\
 & 00025 Fr(mm/min) * Fr(mm/min) + 23/6 ap(mm) * ap(mm) + 0/ \\
 & 688 d(mm) * d(mm) - 0/000003 V(RPM) * Fr(mm/min) - 0/ \\
 & 00107 V(RPM) * ap(mm) + 0/000205 V(RPM) * d(mm) - 0/ \\
 & 1221 Fr(mm/min) * ap(mm) + 0/02033 Fr(mm/min) * d(mm) - 0/ \\
 & 446 ap(mm) * d(mm)
 \end{aligned} \quad (۴)$$

$$\begin{aligned}
 \text{Across cutting direction}(\mu\text{m}) = & 57/6 - 0/00287 V(RPM) - 0/134 Fr(mm/min) + 1/ \\
 & 5 ap(mm) - 12/39 d(mm) + 0/000000 V(RPM) * V(RPM) + 0/ \\
 & 00025 Fr(mm/min) * Fr(mm/min) + 23/6 ap(mm) * ap(mm) + 0/ \\
 & 688 d(mm) * d(mm) - 0/000003 V(RPM) * Fr(mm/min) - 0/ \\
 & 00107 V(RPM) * ap(mm) + 0/000205 V(RPM) * d(mm) - 0/ \\
 & 1221 Fr(mm/min) * ap(mm) + 0/02033 Fr(mm/min) * d(mm) - 0/ \\
 & 446 ap(mm) * d(mm)
 \end{aligned} \quad (۵)$$

که در آن V نشان‌دهنده سرعت دورانی، Fr نرخ پیشروی، ap عمق برش و d نشان‌دهنده قطر ابزار سنگ‌زنی است. اثر

پارامترهای فرایند سنگ‌زنی (از جمله عمق برش، نرخ پیشروی، قطر ابزار و سرعت دورانی) بر روی عملکرد سنگ‌زنی با استفاده از زبری سنج برای اندازه‌گیری زبری سطح به منظور بهینه‌سازی فرایند سنگ‌زنی بررسی شد. نتایج تجربی با استفاده از روش‌های تحلیل دامنه و واریانس به منظور تعیین ترتیب اهمیت پارامترهای فرایند مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند.

۴- تحلیل حساسیت پارامترهای ورودی بر روی زبری سطح

با استفاده از روش سطح پاسخ، مدلی برای زبری سطح در فرایند سنگ‌زنی ارائه شده است. این مدل با داده‌های تجربی اعتبارسنجی شده 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 توسط نرم‌افزار پایتون^۱ ورژن ۱۳ ارزیابی شده و تأثیر آن‌ها بر زبری سطح تحلیل شده است. تحلیل در دو جهت موازی و عرضی استخوان صورت پذیرفته است.

۴-۱ تأثیر پارامتر قطر ابزار روی زبری سطح در جهت موازی استخوان

نمودار شکل ۵-الف نشان می‌دهد که قطر ابزار تأثیر قابل توجهی بر زبری سطح در فرایند سنگ‌زنی استخوان در جهت موازی با استخوان‌ها دارد. در قطرهای کوچک (بین ۴ تا ۵ میلی‌متر)، مقادیر زبری سطح نسبتاً بالا گزارش شده‌اند؛ که این پدیده احتمالاً ناشی از ناپایداری فرآیند و افزایش نرخ سایش ابزار است. با افزایش قطر ابزار تا حدود ۶/۵ میلی‌متر، کاهش معناداری در زبری سطح مشاهده شده است که می‌تواند به بهبود شرایط تماس بین ابزار و قطعه کار و کاهش ارتعاشات نسبت داده شود که همخوانی بالایی با نتایج تست‌های انجام شده در منبع [۳] دارد. در قطرهای بزرگ‌تر از ۶/۵ میلی‌متر، تغییر محسوسی در مقدار زبری سطح مشاهده نشده و مقادیر آن تقریباً ثابت باقی مانده‌اند. این روند نشان‌دهنده وجود یک بازه‌ی بهینه برای قطر ابزار در فرایند سنگ‌زنی استخوان است؛ به گونه‌ای که افزایش قطر تا محدوده‌ای مشخص منجر به بهبود کیفیت سطح می‌شود، اما افزایش بیش‌ازحد آن، تأثیر افزوده‌ای بر کاهش زبری نخواهد داشت.

۴-۲ تأثیر پارامتر سرعت دورانی بر روی زبری سطح در جهت موازات استخوان

نمودار شکل ۵-ب تأثیر سرعت دورانی ابزار را بر زبری سطح در جهت موازی با استخوان‌ها در فرایند سنگ‌زنی استخوان نشان می‌دهد. نتایج حاکی از آن است که با افزایش سرعت دورانی از حدود ۳۰۰۰ تا ۵۰۰۰ دور در دقیقه، به‌طور کلی کاهش قابل توجهی در زبری سطح مشاهده می‌شود که با نتایج پژوهشگران دیگر کاملاً همخوانی دارد [۳]. در سرعت‌های پایین، مقادیر بالاتری از زبری سطح گزارش شده‌اند که احتمالاً ناشی از نرخ نامناسب براده‌برداری، افزایش اصطکاک بین ابزار و قطعه کار، و بروز پدیده‌های دینامیکی نامطلوب در فرآیند است. افزایش سرعت دورانی ابزار منجر به بهبود پایداری فرآیند، کاهش نیروی سنگ‌زنی در واحد سطح تماس، و در نتیجه بهبود کیفیت سطح شده است. با این حال، روند کاهش زبری یکنواخت نبوده و پراکندگی نسبی در داده‌های اندازه‌گیری شده مشاهده می‌شود؛ این موضوع می‌تواند بیانگر تأثیر سایر عوامل فرآیندی نظیر فشار اعمال شده، نوع و شرایط ابزار، و ویژگی‌های مکانیکی بافت استخوان باشد. به‌طور کلی، این نتایج نشان می‌دهند که افزایش سرعت دورانی تا یک مقدار بهینه می‌تواند در بهبود کیفیت سطح مؤثر باشد، اما برای دستیابی به حداکثر کارایی فرآیند سنگ‌زنی، بهینه‌سازی هم‌زمان سایر پارامترهای فرآیندی ضروری است.

۴-۳ تأثیر عمق برش روی خروجی زبری سطح در جهت موازات استخوان

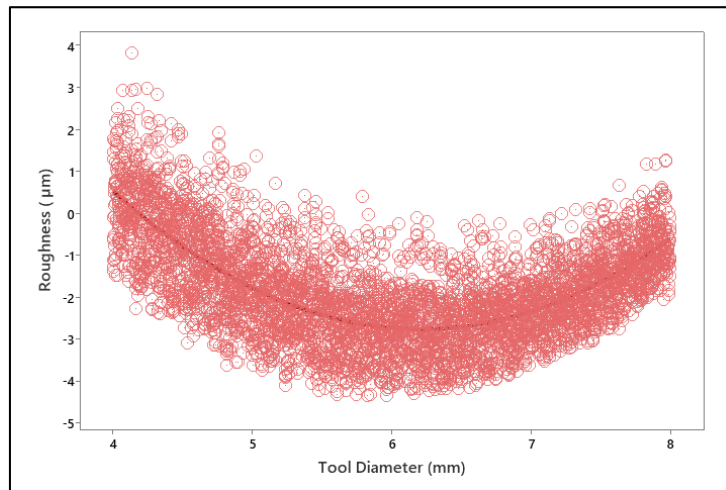
نمودار شکل ۵-ج تأثیر عمق برش را بر زبری سطح در جهت موازی با استخوان‌ها در فرایند سنگ‌زنی استخوان نشان می‌دهد. روند کلی داده‌ها بیانگر آن است که در مقادیر کم عمق برش (تقریباً در بازه ۰/۱ تا ۰/۳ میلی‌متر)، زبری سطح در سطحی نسبتاً پایدار و کمینه باقی می‌ماند. با افزایش عمق برش به مقادیری بیش از ۰/۳ میلی‌متر، زبری سطح به تدریج افزایش یافته است. این افزایش احتمالاً ناشی از بالا رفتن نرخ براده‌برداری، افزایش نیروهای برشی و اصطکاک، و در نتیجه بروز ارتعاشات و ناپایداری در فرآیند سنگ‌زنی است. در اعماق برش زیاد (بیش از ۰/۵ میلی‌متر)، رشد قابل توجهی در زبری سطح مشاهده شده که می‌تواند

^۱ Python

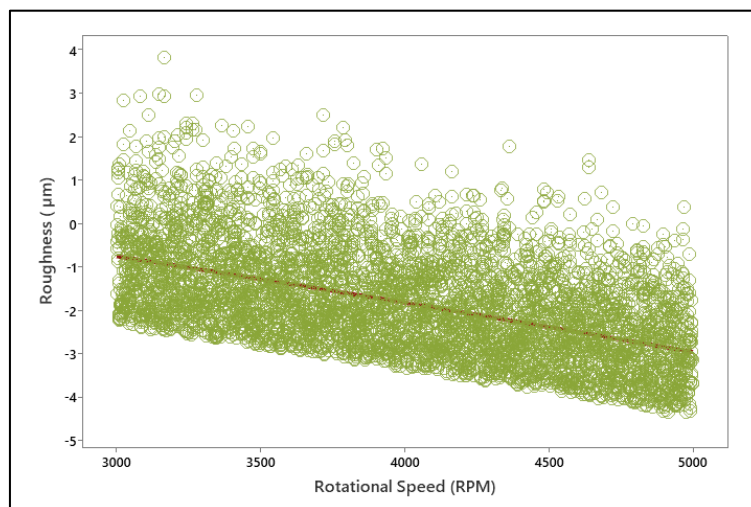
به افزایش تنش‌های مکانیکی و حرارتی در ناحیه تماس ابزار و قطعه کار نسبت داده شود. این یافته‌ها نشان می‌دهند که وجود یک بازه بهینه برای عمق برش می‌تواند دستیابی به حداقل زبری سطح را امکان‌پذیر سازد. در مقابل، افزایش بیش‌ازحد عمق برش ممکن است منجر به افت کیفیت سطح و ایجاد آسیب‌های مکانیکی و حرارتی در بافت استخوانی گردد.

۴-۴ تأثیر فاکتور نرخ پیشروی بر روی زبری سطح در جهت موازات استئون

نمودار شکل ۵-د تأثیر نرخ پیشروی را بر زبری سطح در جهت موازی با استئون‌ها در فرآیند سنگزنی استخوان مورد بررسی قرار می‌دهد. نتایج حاصل نشان می‌دهند که با افزایش نرخ پیشروی از حدود ۲۰ تا ۶۰ میلی‌متر بر دقیقه، به‌طور کلی کاهش قابل‌توجهی در زبری سطح مشاهده شده است که با نتایج دیگر پژوهشگران در یک راستا می‌باشد [۳]. در مقادیر پایین نرخ پیشروی، زبری سطح افزایش یافته است؛ که این پدیده می‌تواند ناشی از افزایش زمان تماس ابزار با سطح قطعه کار و در نتیجه افزایش اصطکاک و سایش باشد. با افزایش نرخ پیشروی، کاهش زمان تماس و بهبود شرایط براده‌برداری منجر به کاهش زبری سطح شده است. با این حال، بررسی پراکندگی داده‌ها نشان می‌دهد که در نرخ‌های پیشروی بالاتر، نوسانات زبری کاهش یافته و مقادیر آن به سمت یک سطح پایدار میل می‌کند. بر اساس این یافته‌ها می‌توان نتیجه گرفت که افزایش نرخ پیشروی تا یک محدوده مشخص می‌تواند در بهبود کیفیت سطح نقش مؤثر داشته باشد؛ اما برای جلوگیری از بروز ناپایداری‌های احتمالی و افت کیفیت نهایی، تعیین دقیق محدوده بهینه نرخ پیشروی در طراحی فرآیند ضروری است.

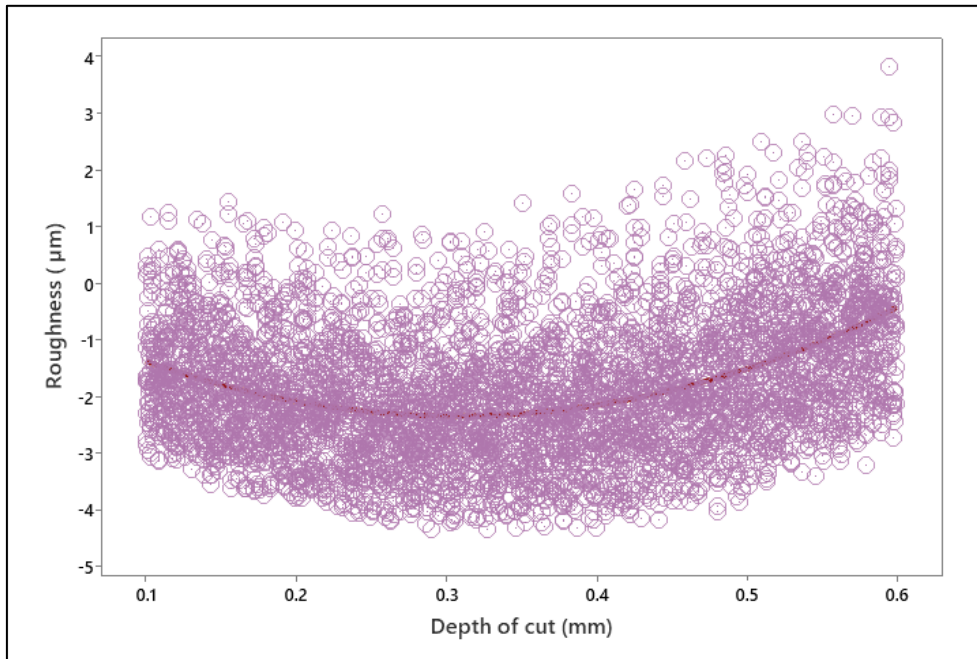


(الف)

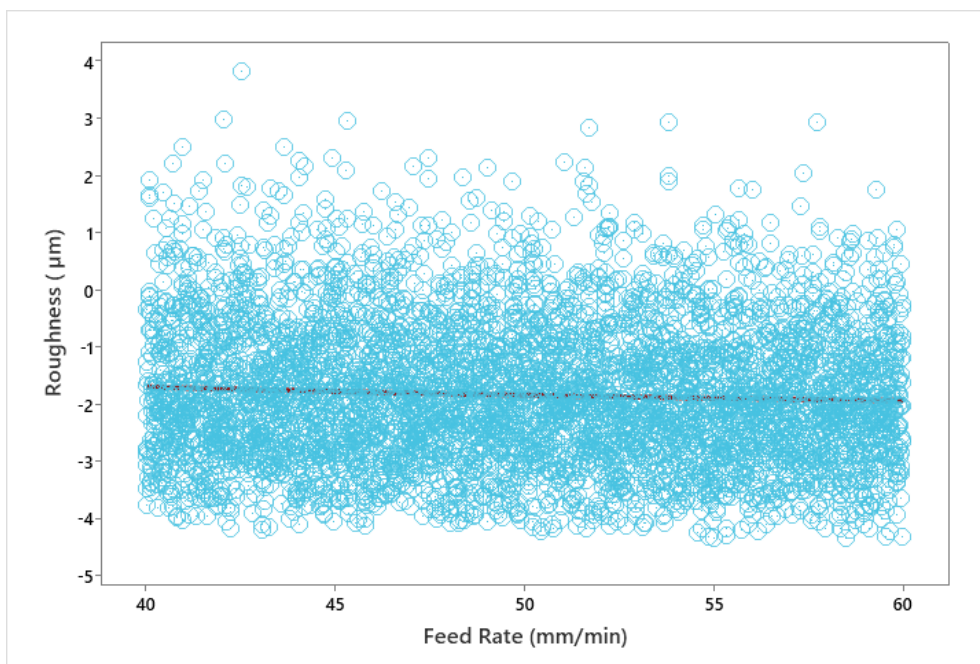


(ب)

شکل ۵ نمودار پراکندگی تأثیر فاکتورهای ورودی بر روی زبری سطح در جهت موازی استئون استخوان (الف) تأثیر فاکتور قطر ابزار بر زبری سطح (ب) تأثیر فاکتور سرعت دورانی بر زبری سطح



(ج)



(د)

شکل ۵ نمودار پراکندگی تاثیر فاکتورهای ورودی بر روی زبری سطح در جهت موازی استخوان (ج) تأثیر فاکتور عمق برش بر زبری سطح (د) تأثیر فاکتور نرخ پیشروی بر زبری سطح

۴-۵ تأثیر پارامتر قطر ابزار روی زبری سطح در جهت عرض استخوان

نمودار شکل ۶-الف تأثیر قطر ابزار را بر زبری سطح در جهت عرضی نسبت به استخوان‌ها در فرآیند سنگ‌زنی استخوان نشان می‌دهد. همان‌طور که در نمودار مشاهده می‌شود، در قطرهای کوچک‌تر ابزار (در حدود ۴ تا ۵ میلی‌متر)، مقادیر زبری سطح نسبتاً بالا گزارش شده‌اند. این وضعیت می‌تواند ناشی از ناپایداری فرآیند، افزایش نرخ سایش ابزار، و بروز ارتعاشات ناخواسته در حین تماس ابزار با قطعه‌کار باشد. با افزایش قطر ابزار، روندی کاهشی در زبری سطح مشاهده شده و در محدوده حدود ۶/۵

میلی‌متر، مقدار زبری به یک سطح نسبتاً ثابت و پایین نزدیک می‌شود. این کاهش می‌تواند به بهبود تماس ابزار با سطح استخوان، کاهش ارتعاشات، و افزایش پایداری دینامیکی فرآیند نسبت داده شود. در قطرهای بزرگ‌تر از ۶/۵ میلی‌متر، تغییرات زبری سطح بسیار ناچیز بوده و تأثیر افزایشی قطر بر کیفیت سطح کاهش می‌یابد. این نتایج حاکی از آن هستند که یک بازه بهینه برای قطر ابزار وجود دارد که می‌تواند حداقل زبری سطح را در جهت عرضی ایجاد کرده و در بهبود کیفیت نهایی فرآیند سنگ‌زنی استخوان نقش بسزایی داشته باشد.

۴-۶ تأثیر پارامتر سرعت دورانی روی زبری سطح در جهت عرض استخوان

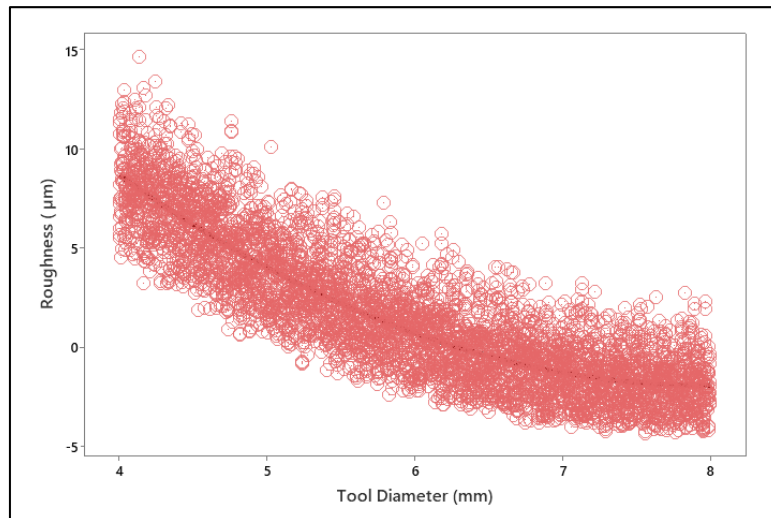
نمودار شکل ۶-ب رابطه میان سرعت دورانی ابزار و زبری سطح در جهت عرضی نسبت به استخوان‌ها را در فرآیند سنگ‌زنی استخوان نمایش می‌دهد. تحلیل داده‌ها نشان می‌دهد که با افزایش سرعت چرخشی از ۳۰۰۰ تا ۵۰۰۰ دور در دقیقه، زبری سطح به تدریج کاهش یافته است. در سرعت‌های پایین، مقادیر بالاتری از زبری سطح مشاهده شده‌اند؛ که این موضوع احتمالاً ناشی از افزایش زمان تماس ابزار با سطح کار، نرخ پایین‌تر براده‌برداری، و تأثیر بیشتر نوسانات دینامیکی فرآیند می‌باشد. با افزایش سرعت چرخشی، کاهش زبری می‌تواند به بهبود پایداری فرآیند، کاهش اصطکاک، و افزایش راندمان براده‌برداری نسبت داده شود. با وجود کاهش کلی زبری، پراکندگی داده‌ها در سرعت‌های بالاتر نشان‌دهنده‌ی آن است که نوساناتی در مقادیر زبری همچنان وجود دارد. این نوسانات ممکن است تحت تأثیر تعامل سایر پارامترهای فرآیندی نظیر نرخ پیشروی و عمق برش باشند. در مجموع، نتایج حاکی از آن‌اند که افزایش سرعت چرخشی ابزار می‌تواند بهبود قابل توجهی در کیفیت سطح ایجاد کند؛ اما برای دستیابی به شرایط بهینه فرآیند، لازم است تعامل این متغیر با سایر پارامترهای مؤثر به‌دقت مورد بررسی و تحلیل قرار گیرد.

۴-۷ تأثیر پارامتر عمق برش بر روی زبری سطح در جهت عرض استخوان

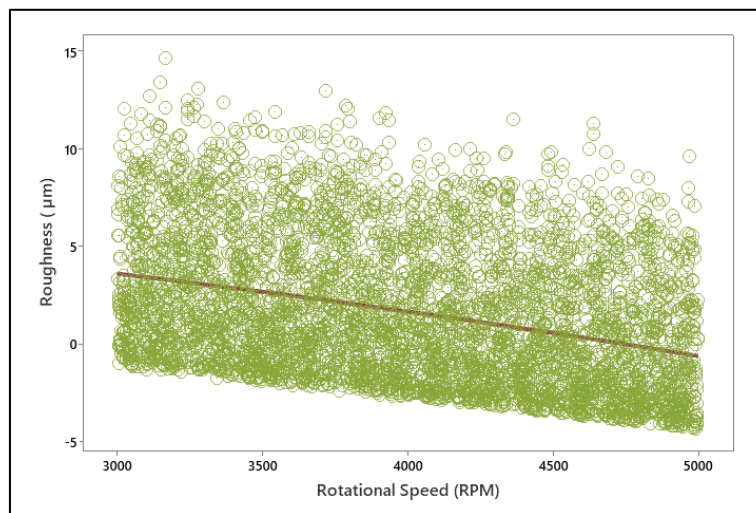
نمودار شکل ۶-ج نشان می‌دهد که با افزایش عمق برش از ۰/۱ تا ۰/۶ میلی‌متر، زبری سطح در فرآیند سنگ‌زنی استخوان در جهت عرضی به‌طور قابل توجهی افزایش می‌یابد. این افزایش می‌تواند ناشی از عوامل مختلفی باشد، از جمله افزایش نیروهای برشی وارد بر سطح، افزایش حجم ماده برداشت‌شده در هر چرخه، و تشدید ارتعاشات و ناپایداری‌های دینامیکی فرآیند. علاوه‌براین، افزایش عمق برش ممکن است منجر به ایجاد ترک‌های ریز سطحی و آسیب‌های مکانیکی موضعی در بافت استخوانی شود؛ عواملی که به‌طور مستقیم موجب افزایش زبری سطح خواهند شد. بنابراین، کنترل دقیق و بهینه‌سازی عمق برش از اهمیت بالایی برخوردار است تا سطحی با زبری کمتر حاصل گردد. با این حال، کاهش عمق برش ممکن است به افزایش زمان فرآیند و کاهش نرخ برداشت ماده منجر شود، که باید در طراحی نهایی فرآیند مورد توجه قرار گیرد.

۴-۸ تأثیر پارامتر نرخ پیشروی بر روی زبری سطح در جهت عرض استخوان

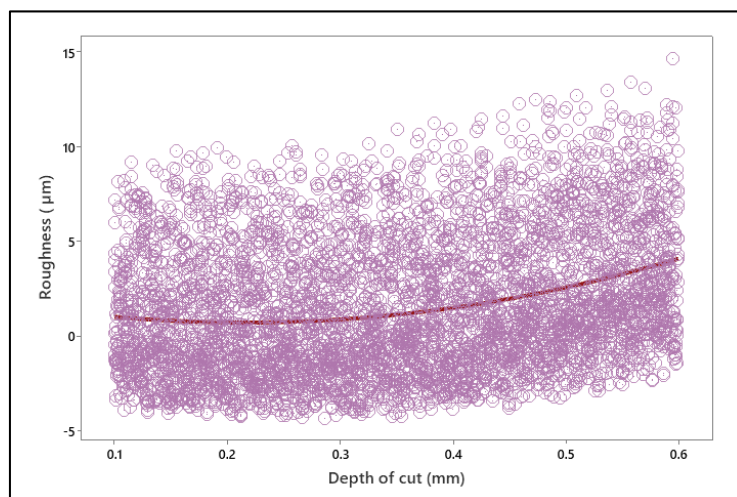
نمودار شکل ۶-د نشان می‌دهد که با افزایش نرخ پیشروی از ۲۰ تا ۶۰ میلی‌متر بر دقیقه، زبری سطح در فرآیند سنگ‌زنی استخوان در جهت عرضی به‌طور قابل توجهی افزایش می‌یابد. این رابطه مثبت را می‌توان به عواملی نظیر کاهش زمان تماس ابزار با سطح کار، افزایش ارتعاشات و ناپایداری‌های دینامیکی، و افزایش نیروهای برشی و گرمای تولید شده نسبت داد. بر اساس شواهد موجود در مطالعات پیشین، افزایش نرخ پیشروی موجب کاهش دقت و کنترل بر فرآیند برداشت ماده شده و در نتیجه ایجاد ناهمواری‌های بیشتر در سطح نهایی را به دنبال دارد. این نتایج نشان می‌دهند که اگرچه نرخ پیشروی بالاتر می‌تواند به کاهش زمان فرآیند کمک کند، اما ممکن است موجب افت کیفیت سطح گردد. بنابراین، تعیین نرخ پیشروی بهینه، با در نظر گرفتن تعادل بین سرعت فرآیند و کیفیت سطح، از اهمیت بالایی برخوردار است.



(الف)

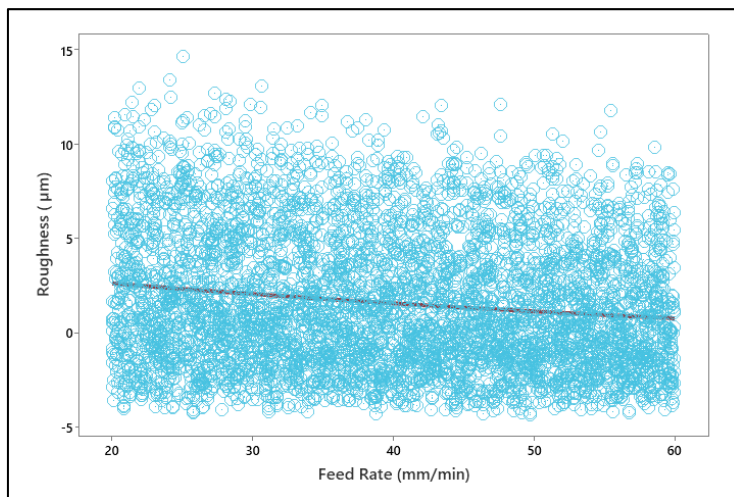


(ب)



(ج)

شکل ۶ نمودار پراکندگی تأثیر فاکتورهای ورودی بر روی زبری سطح در جهت عرض استخوان الف) تأثیر فاکتور قطر ابزار بر زبری سطح ب) تأثیر فاکتور سرعت دورانی بر زبری سطح ج) تأثیر فاکتور عمق برش بر زبری سطح

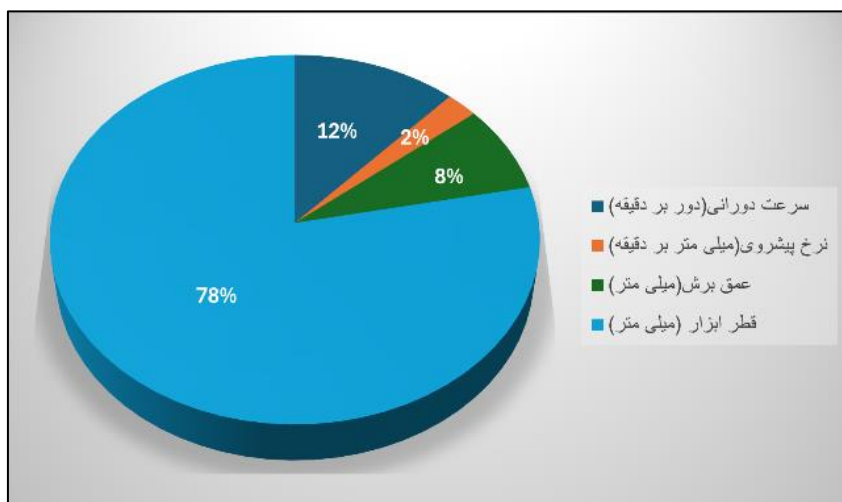


(د)

شکل ۶ نمودار پراکندگی تأثیر فاکتورهای ورودی بر روی زبری سطح در جهت عرض استخوان (د) تأثیر فاکتور نرخ پیشروی بر زبری سطح

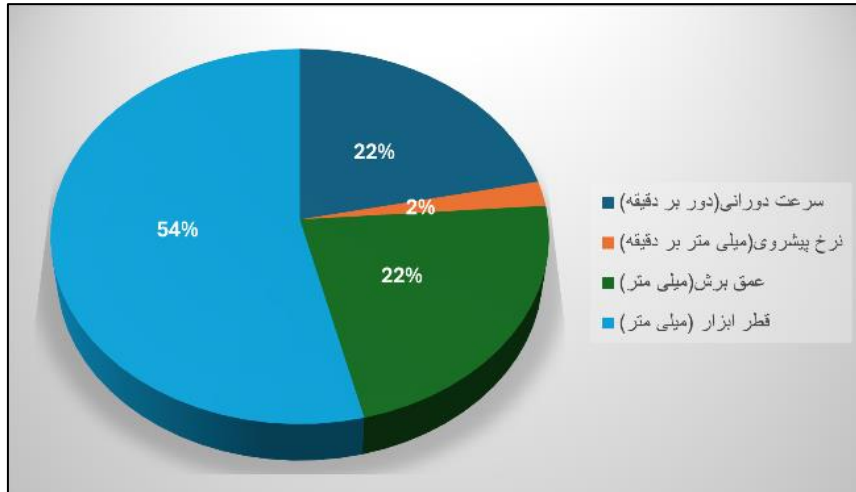
۵- جمع‌بندی نتایج تحلیل حساسیت پارامترهای ورودی بر زبری سطح

تحلیل حساسیت پارامترها به روش سوپول به‌منظور شناسایی عوامل مؤثر در فرایند سنگ‌زنی استخوان انجام‌گرفته است. نتایج این تحلیل (شکل ۷) نشان می‌دهند که قطر ابزار بیشترین سهم تأثیر را بر زبری سطح دارد و به‌عنوان مهم‌ترین متغیر ورودی شناخته می‌شود. به‌طور مشخص، سهم تأثیر این پارامتر ۷۸٪ در جهت عرضی بافت استخوان و ۵۴٪ در جهت موازی با استخوان گزارش شده است. پس‌از آن، سرعت دورانی ابزار با سهم ۲۲٪ در جهت موازی و ۱۲٪ در جهت عرضی، در رتبه دوم اهمیت قرار دارد. همچنین، عمق برش با ۲۲٪ در جهت موازی و ۸٪ در جهت عرضی تأثیرگذاری متوسطی داشته است. در مقابل، نرخ پیشروی با تنها ۲٪ سهم تأثیر در هر دو جهت، کمترین تأثیر را بر متغیر پاسخ (زبری سطح) نشان داده است. این نتایج بر اهمیت ویژه‌ی قطر ابزار در کنترل کیفیت سطح در فرایند سنگ‌زنی استخوان تأکید دارند و می‌توانند راهنمای مؤثری در بهینه‌سازی پارامترهای فرآیند باشند.



(الف)

شکل ۷ تأثیر پارامترهای سنگ‌زنی برحسب درصد بر روی زبری سطح (الف) سنگ‌زنی در جهت عرض استخوان

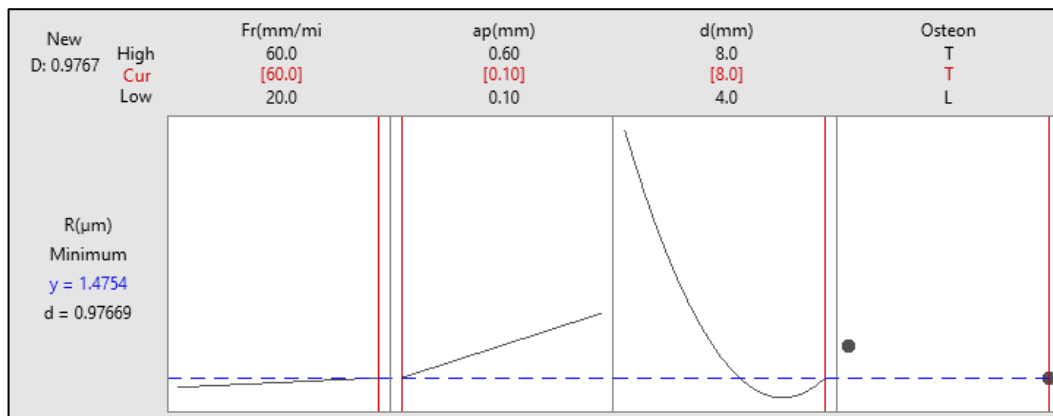


(ب)

شکل ۷ تأثیر پارامترهای سنگ‌زنی بر حسب درصد بر روی زبری سطح (ب) سنگ‌زنی در جهت موازی استئون

۶- بهینه‌سازی زبری سطح در فرایند سنگ‌زنی استخوان

باتوجه به تحلیل‌های انجام‌شده پیرامون زبری سطح در فرایند سنگ‌زنی استخوان، در این بخش فرایند بهینه‌سازی باهدف دستیابی به کمترین مقدار زبری سطح انجام‌گرفته است. این بهینه‌سازی بر اساس مدل رگرسیون منطبق شده با داده‌های تجربی صورت‌گرفته و معیار حداقل‌سازی پاسخ خروجی (زبری سطح) با لحاظ‌کردن محدودیت‌های فرایند مدنظر قرار گرفته است. نتایج حاصل از فرایند بهینه‌سازی، که در شکل ۸ ارائه شده‌اند، نشان می‌دهند که در شرایطی که: نرخ پیشروی برابر با ۶۰ میلی‌متر بر دقیقه، عمق برش برابر با ۰/۱ میلی‌متر، قطر ابزار برابر با ۸ میلی‌متر، و جهت سنگ‌زنی در عرض استئون انتخاب شود، مقدار بهینه زبری سطح برابر با ۱/۴۷۵ میکرون حاصل خواهد شد. این نتایج می‌توانند مبنای مناسبی برای تعیین شرایط مطلوب فرایند سنگ‌زنی استخوان باهدف ارتقای کیفیت سطح و کاهش آسیب‌های بافتی قرار گیرند.



شکل ۸ بهینه‌کردن مقادیر برای به دست آوردن کمترین مقدار زبری سطح

۷- نتیجه‌گیری

در این مطالعه، تأثیر پارامترهای ورودی شامل سرعت دورانی، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار بر زبری سطح در فرایند سنگ‌زنی استخوان کورتیکال بررسی شد. مدل‌سازی و بهینه‌سازی فرایند با استفاده از روش سطح پاسخ انجام گرفت و یک معادله رگرسیون مرتبه دوم برای پیش‌بینی زبری سطح در دو جهت موازی و عرضی نسبت به ساختار استئون توسعه داده شد. این مدل توانست با دقت مناسبی زبری سطح 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 استئون). 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 سنگ‌زنی در جهت عرضی منجر به کاهش کیفیت سطح می‌شود. شرایط بهینه برای دستیابی به حداقل زبری سطح برابر با ۱/۴۸ میکرون، شامل عمق برش ۰/۱ میلی‌متر، نرخ پیشروی ۶۰ میلی‌متر بر دقیقه، قطر ابزار ۸ میلی‌متر و سنگ‌زنی در جهت عرضی استئون تعیین شد. یافته‌های این پژوهش می‌توانند در بهینه‌سازی شرایط فرآیند و انتخاب ابزار مناسب در سنگ‌زنی استخوان و سایر فرآیندهای جراحی ارتوپدی مورد استفاده قرار گیرند.

۸- فهرست علائم

Rpm	دور بر دقیقه
mm/min	میلی‌متر بر دقیقه
Mm	میلی‌متر
μm	میکرومتر
Y	متغیر خروجی
β	ضرایب متغیرهای ورودی
X	متغیرهای مستقل ورودی
V	واریانس کل
V_i	واریانس متغیرهای مستقل ورودی
V_{ij}	واریانس برهمکنش متغیرهای ورودی
ST	حساسیت کل
S_i	حساسیت کل متغیرهای مستقل ورودی
S_{ij}	حساسیت کل برهمکنش متغیرهای ورودی

Authorship Contribution Statement

Ali Akhondi



Biography: MsC student at Arak University of Technology, Department of Mechanical Engineering, University of Arak, Arak, Iran.

Contribution Statement: Methodology, Validation, Formal analysis, Investigation, Software, Visualization, Writing – original draft, Writing – review & editing.

Dr. Vahid Tahmasebi



Biography: Associate Professor at Department of Mechanical Engineering, Arak University of Technology, Arak, Iran.

Contribution Statement: Methodology, Resources, Supervision, Project administration, Investigation.

Dr. Mahdi Qasemi



Biography: Assistant Professor at Department of Mechanical Engineering, Arak University of Technology, Arak, Iran.

Contribution Statement: Methodology, Resources, Supervision, Project administration, Investigation.

۹- مراجع

- [1] Kasagi S, Chen W. TGF-beta1 on osteoimmunology and the bone component cells. *Cell & Bioscience*. 2013; 3: 1–7.
- [2] Tahmasbi V, Safari M, Joudaki J. Statistical modeling, Sobol sensitivity analysis and optimization of single-tip tool geometrical parameters in the cortical bone machining process. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2020; 234: 28–38.
- [3] 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; 20: 1950078.
- [4] 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; 22: 280–284.
- [5] Van Ham G, Denis K, Vander Sloten J, Van Audekercke R, Van der Perre G, De Schutter J, et al. Machining and accuracy studies for a tibial knee implant using a force-controlled robot. *Computer Aided Surgery*. 1998; 3: 123–133.
- [6] Tahmasbi V, Ghoreishi M, Zolfaghari M. Modeling and multi-objective optimization of effective parameters in drilling cortical bone. *Modares Mechanical Engineering*. 2015; 15: 113–119.
- [7] Yeager C, Nazari A, Arola D. Machining of cortical bone: surface texture, surface integrity and cutting forces. *Machining Science and Technology*. 2008; 12: 100–118.
- [8] Noordin M, Jiawkok N, Ndaruhadi P, 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; 229: 761–768.

- [9] Suarez-Ahedo C, Lopez-Reyes A, Martinez-Armenta C, Martinez-Gomez LE, Martinez-Nava GA, Pineda C, et al. Revolutionizing orthopedics: a comprehensive review of robot-assisted surgery, clinical outcomes, and the future of patient care. *Journal of Robotic Surgery*. 2023; 17: 2575–2581.
- [10] 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; 62: 355–365.
- [11] Alam K, Mitrofanov A, Silberschmidt V. Measurements of surface roughness in conventional and ultrasonically assisted bone drilling. *American Journal of Biomedical Sciences*. 2009; 1: 312–320.
- [12] Sawangsri W, Addepalli P, Ghani S. The effects of cutting speed and change in cutting tool materials on surface roughness in bone-cutting procedures. *Archives of Materials Science & Engineering*. 2024; 126.
- [13] Sousanabadi Farahani A, Khalili O, Torabi A. Sensitivity analysis of effective parameters on bone drilling force using E-fast method. *Mechanics of Advanced and Smart Materials*. 2023; 3: 83–94.
- [14] 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; 11: 64–78.
- [15] Setoudeh F, Saeidi AR, Tahmasbi V, Mohammadian M, Taheri G. Investigating and analyzing parameters affecting the bone drilling process using the Taguchi method. 2024.
- [16] Sousanabadi Farahani A, Taheri M, Mohammadi MJ. Investigating the effectiveness of polymethyl methacrylate drilling parameters using coated tools. *Mechanics of Advanced and Smart Materials*. 2025.
- [17] Taheri M, Mohammadi MJ. Sensitivity analysis of orthopedic drilling process parameters using titanium nitride nanocoated tools. *Modares Mechanical Engineering*. 2023; 23: 3–8.
- [18] Montgomery DC. *Design and Analysis of Experiments*. John Wiley & Sons. 2017.
- [19] Qian G, Mahdi A. Sensitivity analysis methods in the biomedical sciences. *Mathematical Biosciences*. 2020; 323: 108306.
- [20] Saltelli A, Tarantola S, Campolongo F, Ratto M. *Sensitivity Analysis in Practice: A Guide to Assessing Scientific Models*. Wiley Online Library. 2004.
- [21] Babbar A, Jain V, Gupta D, Agrawal D, Prakash C, Singh S, et al. Experimental analysis of wear and multi-shape burr loading during neurosurgical bone grinding. *Journal of Materials Research and Technology*. 2021; 12: 15–28.
- [22] Enomoto T, Shigeta H, Sugihara T, Satake U. A new surgical grinding wheel for suppressing grinding heat generation in bone resection. *CIRP Annals*. 2014; 63: 305–308.
- [23] Danda A, Kao YT, Kuttolamadom MA, Tai BL. Characterization of forces in high-speed bone cutting and grinding for haptics rendering. *International Manufacturing Science and Engineering Conference*. ASME. 2016. V002T03A12.
- [24] Kitahama Y, Shizuka H, Nakano Y, Ohara Y, Muto J, Tsuchida S, et al. Advancements and challenges in robot-assisted bone processing in neurosurgical procedures. *Neurospine*. 2024; 21: 97.