

آنالیز تجربی، مدل‌سازی ریاضی و تحلیل حساسیت آماری زبری سطح در فرآیند فرزکاری (پلی متیل متاکریلات)

مهدی قاسمی^۱، محمد مراد شیخی^۲، وحید طهماسبی^{۳*} و مجتبی ذوالفقاری^۴

^۱ دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران ^۲ دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران
^۳ استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اراک، اراک ^۴ دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک

یادداشت تحقیقاتی، تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۵/۱۹؛ تاریخ بازنگری: ۱۳۹۹/۰۵/۰۶؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۶/۲۶

چکیده

از جمله درمان‌های رایج در جراحی اورتوپدی، ماشین‌کاری مفصل‌های زانو برای جاسازی مفصل مصنوعی است. در این جراحی آماده‌سازی سطوح تیبیا و فمور برای کسب سینماتیک صحیح مفصل و تعادل رباط‌ها لازم است. بدین منظور، فرزکاری برای ماشین‌کاری دقیق سطوح استخوان بکار می‌رود. در این مطالعه، عملیات فرزکاری روی پلی متیل متاکریلات به‌عنوان قطعه کار و جایگزین استخوان انجام شد و برای اولین بار روی مدل‌سازی و بهینه‌سازی پارامترهای موثر در فرزکاری (سرعت برش، پیشروی، عمق برش و قطر ابزار) با روش سطح پاسخ جهت بررسی زبری سطح متمرکز شده است. معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم حاکم بر مدل استخراج گردیده است و تأثیر پارامترهای ورودی و بر همکنش آنها روی پارامتر خروجی زبری سطح به دقت بررسی شده است؛ همچنین با بهره‌گیری از روش تحلیل حساسیت آماری سوپل، مقدار کمی اثر پارامترهای ورودی مشخص شده است. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که برای رسیدن به کیفیت سطح مطلوب باید حداقل پیشروی، حداقل سرعت دورانی، قطر ابزار کوچکتر و عمق برش کم لحاظ شود. نتایج نشان می‌دهد، از بین پارامترهای ورودی با در نظر گرفتن تغییرات همزمان تمامی پارامترها، به ترتیب سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی، قطر ابزار و عمق برش بیشترین اثر را در رفتار زبری سطح داشته‌اند.

کلمات کلیدی: فرزکاری پلی متیل متاکریلات؛ زبری سطح؛ روش سطح پاسخ؛ آنالیز حساسیت آماری.

Experimental Analysis, Mathematical Modeling and Sobol Sensitivity Analysis of Surface Roughness in Orthopedic Milling Process (Polymethylmethacrylate)

M. Qasemi¹, M.M. Sheikhi², V. Tahmasbi^{3,*}, M. Zolfaghari⁴

¹ Ph.D. Student, Mech. Eng., Shahid Rajaei Teacher Training Univ., Tehran, Iran.

² Assoc. Prof., Mech. Eng., Shahid Rajaei Teacher Training Univ., Tehran, Iran.

³ Assis. Prof., Mech. Eng., Arak University of Technology., Arak, Iran.

⁴ Assoc. Prof., Mech. Eng., Arak Univ., Arak, Iran.

Abstract

One of the common treatments in orthopedic surgery is machining of knee to attach the artificial joint. In fact preparation of tibia and femur surfaces is necessary to obtain proper joint kinematics and ligament balancing. milling is involved in surgery requiring accurate machining of bone surfaces. In this paper, polymethylmethacrylate is considered as workpiece and substitute for bone and for the first time, it is focused on modeling and optimizing the effective parameters in milling (cutting speed, feed rate, tool diameter and cutting depth) for analyzing the surface roughness using the surface response methodology. The second-order regression equation governing the model is derived and the influence of the input parameters and their interaction on the surface roughness is carefully investigated. Also, sobol statistical sensitivity analysis is used to ascertain the effect of input parameters quantitatively. The results show that in order to achieve the desirable surface quality, minimum feed, minimum rotational speed, smaller tool diameter and low cutting depth should be considered. Also among all effective input parameters tool rotational speed, feed rate, tool diameter and cutting depth have the highest influence on roughness respectively. The behavior of each output parameters with variation in each input parameter is further investigated.

Keywords: Polymethylmethacrylate Milling; Roughness Surface; Response Surface Method; Sensitivity Analysis.

۱- مقدمه

جراحی اورتوپدی یکی از روش‌های جراحی برای درمان مشکلات مربوط به مفاصل و استخوان محسوب می‌شود. امروزه تعداد کسانی که به درمان‌های اورتوپدی نیازمند هستند، رو به افزایش است. کهولت سن و آسیب‌های ورزشی، از علل رایج مراجعه کنندگان به درمان‌های اورتوپدی هستند. در جراحی اورتوپدی به‌طور معمول از برشکاری و ماشینکاری استفاده می‌شود. در این جراحی‌ها به‌طور گسترده از اهر کاری، سوراخکاری، سنگ زنی و فرزکاری استفاده می‌شود. آرتروپلاستی یکی از مهم‌ترین و پرتقاضاترین جراحی‌ها در حوزه درمان و تعویض مفصل زانو محسوب می‌شود. در جراحی آرتروپلاستی، سطح مفصلی پایینی استخوان‌های ران و بالای استخوان ساق در مفصل زانو با یک سطح مصنوعی جایگزین می‌شود. مهم‌ترین هدف تعویض مفصل زانو، از بین بردن دردی است که در زانو بر اثر ساییدگی و آرتروز، روماتیسم و یا تخریب سطح مفصلی ایجاد شده است. جهت قرار گرفتن صحیح مفصل مصنوعی، بایستی دو سطح استخوان‌های ران و ساق کف تراشی شود و بستر مناسب برای مفصل مصنوعی فراهم شود. در این شرایط وجود کیفیت سطح بهتر می‌تواند به جاسازی بهتر مفصل مصنوعی کمک شایانی کند؛ همچنین به دلیل جلوگیری از خونریزی‌های احتمالی و عوارض ناشی از بیهوشی، بایستی عملیات ماشینکاری در کوتاه‌ترین زمان ممکن انجام شود؛ بنابراین نیاز به نرخ بالای برداشت ماده احساس می‌شود [۱]. استفاده از ربات‌های اتوماتیک و سیستم ماشین‌های کنترل عددی باعث می‌شود که خطاهای احتمالی در حین عمل جراحی حداقل شود و از آسیب‌های ناخواسته به بافت استخوان جلوگیری شود؛ فادا و همکاران با استفاده از یک ربات و ابزار فرزکاری سرعت بالا تلاش کردند، سطحی صاف با حداقل زبری در برش استخوان ران در آرتروپلاستی تولید کنند. آنها ماشین‌کاری را روی استخوان خوک انجام دادند و زبری و تختی را اندازه گرفتند. در این روش، هشت نمونه استخوان در چهار گروه بررسی شدند که دارای پارامترهای ماشینکاری مشخصی بودند. اندازه‌گیری تختی و زبری در نقاط مشخصی از استخوان با روش CMM^۱ انجام شد. سپس

این نمونه از استخوان توسط روش‌های عکسبرداری (CT) و روش CAD^۲، مدل‌سازی شد و نتایج بدست آمده مقایسه گردید. در این روش زبری‌ها و تختی‌هایی به ترتیب در حدود ۰/۲ و ۰/۰۳ میلی‌متر بدست آمد. این مقدار زبری برای فرزکاری به نظر بالا می‌آید، ضمن اینکه آزمایش‌های آنها بسیار محدود و بدون بررسی نتایج و تاثیر پارامترهاست [۲]. دنیس و همکاران، با کمک ربات و ابزار فرز سطح استخوان تیپیا را ماشین‌کاری کردند و دما، نیرو و صافی سطح استخوان را اندازه گرفتند [۳] و با کنترل پارامترهای سرعت پیشروی و سرعت اسپیندل، به اندازه‌گیری موارد فوق پرداختند. محدوده‌زبری سطح بین ۰/۱۵ تا ۰/۲۹ میلی‌متر متغیر بود و این محدوده زبری را برای رشد استخوان ما بین مفصل مصنوعی مناسب عنوان کردند؛ اما بطور کلی تحلیلی از نتایج ارائه نشده است. ونهم و همکاران، با استفاده از ربات و روش کنترل نیرو-سرعت حین ماشینکاری آرتروپلاستی به کنترل نیرو و صافی سطح پرداختند. آنها تختی را با استفاده از روش دستی بین ۰/۶ تا ۱/۶ میلی‌متر و با استفاده از ربات بین ۰/۱ تا ۰/۲ میلی‌متر بدست آوردند [۴]. علیرغم اینکه محدوده تختی در نتایج بدست آمده برای رشد استخوان بین مفصل مصنوعی و استخوان کافی به نظر می‌رسد، اما انتظار می‌رود، با استفاده از فرزکاری بتوان صافی سطح بهتری بدست آورد. عده دیگری از محققان به بررسی زبری سطح روی استخوان در فرآیندهای دیگر ماشینکاری پرداختند. سینق و همکاران، به مطالعه زبری و نرخ برداشت ماده در سوراخکاری استخوان پرداختند. آنها سوراخکاری را با سه ابزار با هندسه مختلف انجام دادند و نتایج بدست آمده از هر ابزار را با هم مقایسه کردند. آنها از روش تاگوچی برای بهینه‌سازی و مدل‌سازی روی پارامترهای فرآیند استفاده کردند [۵]. طهماسبی و همکاران، زبری سطح را در فرآیند سوراخکاری استخوان بررسی کردند [۶]. در این فرآیند با تغییر پارامترهای ماشینکاری (سرعت دورانی ابزار و پیشروی) و استفاده از روش سطح پاسخ، مقدار زبری سطح بهینه‌سازی شد. کمترین مقدار زبری سطح ۰/۴۵ میکرومتر شد که این مقدار در کمترین سطوح آزمایش‌ها یعنی پیشروی ۳۰ میلی‌متر بر دقیقه و سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه بدست

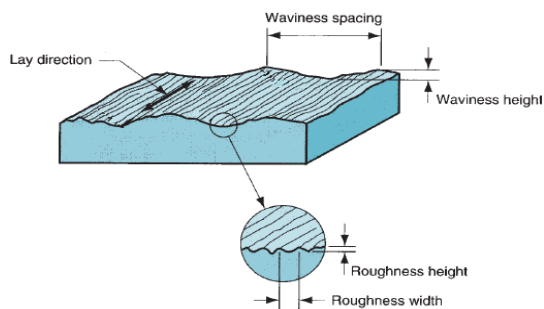
^۲ Computer Aided Design^۱ Co-Ordinate Measuring Machine

است. در آرتروپلاستی علاوه بر کیفیت سطح مناسب سطح استخوان، نیاز به ایجاد شیارهای باریک و دقیق است که با استفاده از فرآیند فرزکاری می‌توان بدان دست یافت؛ بنابراین با کنترل پارامترهای ماشینکاری، می‌توان تغییرات ماشینکاری مانند، دما، نیرو و صافی سطح را به مراتب نسبت به اره کاری بهبود بخشید و هندسه‌های مختلف با پیچیدگی‌های زیاد را تولید کرد. پس فرزکاری به عنوان یک روش موثر می‌تواند جایگزین اره کاری شود [۱۵]. با توجه به آنکه استخوان انسان به راحتی قابل دسترس نیست و چگالی آن در قسمت‌های مختلف متفاوت است و همچنین سختی کار روی کورتیکال به خاطر هندسه و ضخامت آن، از پلی متیل متاکریلات^۱ به جای استخوان استفاده شد. قابل توجه است که محققان در استفاده از PMMA دو هدف را مدنظر قرار دادند؛ اول آنکه از این ماده به دلیل شباهت‌های فیزیکی و مکانیکی به استخوان به عنوان ماده‌ای به جای استخوان استفاده کردند؛ مانند پاندی و همکاران [۱۶]، لی و همکاران [۱۷] و رامش و همکاران [۱۸]. رامش و همکاران، در بررسی تجربی دما و نیرو در سوراخکاری PMMA نتایج متفاوت و با اختلاف زیاد نسبت به سوراخکاری استخوان بدست آوردند؛ اما در بررسی زبری نتایج نزدیک به هم بدست آوردند. لی و همکاران، با بررسی دما توسط جایگذاری‌های مختلف ترموکوپل در استخوان و PMMA اختلاف حدود ۱۰ درجه سانتیگراد بدست آوردند؛ دوم آنکه از PMMA به عنوان ماده‌ای برای استفاده در مفصل‌ها و ایمپلنت‌ها استفاده شده است. مانند چارنلی و همکاران از PMMA در جراحی مفصل لگن استفاده کردند [۱۹] و یا کالیدینی [۲۰] که در دندانپزشکی و استفاده در ایمپلنت‌ها از این ماده استفاده کرد.

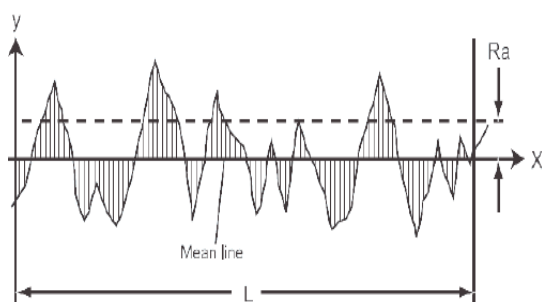
با توجه به کاربردهای ذکر شده برای PMMA، نویسندگان اقدام به مطالعه روی این ماده کردند؛ بنابراین نویسندگان برای اولین بار فرزکاری روی پلی متیل متاکریلات را به منظور بررسی زبری سطح انجام داده و رنج وسیع‌تری از پارامترهای برش یعنی، سرعت برش، نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار را در آزمایش‌ها در نظر گرفته اند. برای اولین بار با روش سطح پاسخ مدل‌سازی

آمد. الم و همکاران، به بررسی زبری سطح در سوراخکاری استخوان پرداختند و از دو روش سوراخکاری معمولی و سوراخکاری ارتعاشی برای این منظور استفاده کردند و نتایج را مقایسه کردند. نتایج بدست آمده نشان داد که زبری سطح در سوراخکاری معمولی حدود ۶ درصد بیشتر از سوراخکاری ارتعاشی است [۷]. سینق و همکاران، توپوگرافی سطح استخوان را در دو روش سوراخکاری معمولی و سوراخکاری آلتراسونیک مقایسه کردند و نتیجه گرفتند که سوراخکاری آلتراسونیک کیفیت سطح بهتری نسبت به روش معمولی ارائه می‌دهد و همچنین زمان جراحی با استفاده از آلتراسونیک کوتاه‌تر می‌شود [۸]. ایگار و همکاران، از ماشینکاری اورتوگونال برای بررسی کیفیت سطح ماشینکاری بهره بردند. ماشینکاری را در سه جهت، متناسب با جهت استخوان انجام دادند. نتایج نشان داد که در جهت عمود بر استخوان بیشترین مقدار زبری حاصل شد. محدوده نتایجی که برای زبری ارائه داده شد، بین ۱ تا ۷۰ میکرومتر بود؛ همچنین نتیجه گرفته شد که زاویه براده منفی، بهترین کیفیت سطح را موجب می‌شود [۹]. توکسویگ و همکاران، به بررسی میزان صافی سطح در استخوان توسط اره در کاربردهای دندانپزشکی پرداختند. در این روش زبری و تختی اندازه گرفته شد که بیشترین میزان زبری بین ۱/۰۵ تا ۲/۳۹ میلی‌متر و بیشترین میزان تختی، بین ۰/۱۵ تا ۰/۴ میلی‌متر بود [۱۰]. در آرتروپلاستی رشد استخوان برای پایداری اولیه و متعاقب آن پیوند قوی و طولانی مدت با مفصل مصنوعی ضروری است [۱۱، ۱۲]؛ بنابراین ناصافی محل برش در مفصل زانو، باعث رشد ناموزون استخوان در مفصل شده و سبب لقی و عملکرد نامناسب مفصل مصنوعی می‌شود، پس سینماتیک نامناسب مفصل و عدم تعادل رباط را به دنبال دارد [۱۳]. کاهش دوره درمان و بهبود سریعتر و همچنین کاهش فرسایش سطح استخوان از دیگر مزایای کیفیت سطح بهتر و زبری کمتر است. در گذشته از اره برای برش و ایجاد سطح صاف استفاده می‌شد که البته این کار منجر به تولید دمایی بالاتر از حد مجاز و بروز نکرورز می‌شد [۱۴]. بدین ترتیب عملیات فرزکاری به عنوان یکی از روش‌های ماشینکاری در این حوزه به خدمت گرفته شده است. با توجه به اینکه تا همین اواخر از نقطه نظر فنی به فرزکاری در جراحی استخوان نگریده نشده است؛ بنابراین مطالعات کمی در این حوزه انجام شده

^۱ Polymethylmethacrylate (PMMA)



شکل ۱- پروفیل زبری و موجی [۲۱]



شکل ۲- نمودار زبری سطح [۲۱]

شده در ماشینکاری اورتوپدی را نشان می‌دهد و در خصوص استخوان زبری کمتر در یکپارچگی استخوان با مفصل و پایداری و ثبات آن در طول بهبود درمان موثر است.

۳- روش‌های مدل‌سازی تجربی

در این مقاله از دو روش سطح پاسخ برای استخراج معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم بر حسب پارامترهای ورودی و تحلیل آماری حساسیت سوبل برای بررسی کمی تأثیر پارامترهای ورودی روی زبری سطح استفاده شده است.

۳-۱- روش سطح پاسخ

روش سطح پاسخ که مبتنی بر حل ریاضی و آماری است، برای تحلیل مسائلی که پاسخ خروجی متأثر از چندین متغیر است، استفاده می‌شود و بر این اساس می‌توان مدل‌سازی آماری و بهینه‌سازی پاسخ را با دقت مناسبی انجام داد. روش سطح پاسخ با طراحی آزمایش‌ها و بهینه‌سازی آماری پی ریزی می‌شود. در واقع مهندسان از طرح آزمایش در توسعه و افزایش راندمان طرح و از طرفی جهت صرفه‌جویی در وقت و هزینه‌های آزمایش‌ها و رفع عیوب

ریاضی مناسبی روی داده‌ها انجام می‌شود و معادله رگرسیون آماری مرتبه دوم حاکم بر مدل استخراج و صحت آزمایش‌ها و تأثیر متغیرها و مدل آماری حاکم بر فرآیند بررسی و از دقت آن اطمینان حاصل می‌شود. همینطور بر همکنش پارامترها بر همدیگر تحلیل و بررسی می‌شود و بهینه‌سازی با در نظر گرفتن رفتار هر چهار پارامتر ورودی برای دستیابی به حداقل زبری سطح صورت می‌پذیرد. از دیگر سو برای نخستین بار، میزان کمی تأثیر پارامترهای ورودی روی پاسخ خروجی با روش آنالیز حساسیت آماری سوبل تحلیل و بررسی می‌شود. این روش برای شناسایی پارامترهای مؤثر و غیرمؤثر در خروجی مدل، مورد استفاده قرار می‌گیرد.

۲- کیفیت سطح

کیفیت سطح یا سطح پایانی طبق استاندارد ANSI متشکل از مواردی چون، پروفایل، زبری، موجی، خواب و عیوب است. آنچه در ماشین‌کاری استخوان بویژه فرزکاری روی کیفیت سطح موثر هستند، زبری و موجی است. زبری در واقع بی‌نظمی‌های سطح است که منجر به ایجاد فضاهای ریز شده است. مجموعه مشخصی از زبری‌ها در یک بازه مشخص دارای رفتار موجی شکل و نامنظم هستند که به آن موجی شدن می‌گویند. (شکل ۱).

زبری به دلیل پارامترهای ماشینکاری نظیر، پیشروی یا سرعت برش و یا به دلیل هندسه ابزار و موجی شدن به دلیل ارتعاشات ماشین و ابزار و صلب نبودن مجموعه دستگاه ایجاد می‌شود؛ بنابراین انتظار می‌رود، با توجه به کاربرد ربات‌ها و مجموعه‌های CNC در ماشینکاری نسبت به صلیبیت دستگاه مشکلی نباشد و مشکلات کیفیت سطح عمدتاً ناشی از عدم تنظیم پارامترهای ماشینکاری و هندسه‌ی ابزار باشد. پس اندازه‌گیری زبری در این مطالعه انجام می‌شود. روش‌های مختلفی برای بیان زبری وجود دارد که در این مطالعه، از روش زبری متوسط استفاده شد که با Ra نشان داده می‌شود. در این روش، معدل ارتفاعات نسبت به یک خط مرکزی اندازه‌گیری می‌شود. همانطور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود، خط میانگین باعث می‌شود که مساحت بالا و پایین در طول مشخص L برابر شوند. γ نیز مختصات منحنی پروفایل است [۲۱] کیفیت سطح مقدار آسیب‌های ایجاد

دارند [۲۴]. روش آماری آنالیز حساسیت سوبل، نسبت به آنالیز واریانس این برتری را دارد که علاوه بر تأثیر کیفی پارامترهای ورودی بر پارامتر خروجی، می‌توان تأثیر کمی و دقیق این پارامترها را به طور همزمان بررسی کرد؛ بنابراین برای تابع $Y=f(X)$ که Y خروجی مدل و $X(x_1, x_2, \dots, x_n)$ بردار پارامترهای ورودی است، واریانس خروجی مدل (V) ، 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 مرتبه اول برای هر فاکتور ورودی $(V_{ij} = V[E(Y|x_i, x_j)] - V_i - V_j) V_{ij}$ و $x_i(V_i = V[E(Y|x_i)])$ تا $V_{1, \dots, n}$ برهم کنش بین n فاکتور را نشان می‌دهند. شاخص‌های حساسیت که با S_i نشان می‌دهند، به صورت نسبت واریانس هر مرتبه به واریانس کلی به دست می‌آیند $(S_i = \frac{V_i}{V})$ شاخص حساسیت مرتبه اول، $S_{ij} = \frac{V_{ij}}{V}$ شاخص حساسیت مرتبه دوم و ...).

۴- مواد و روش‌ها

۴-۱- قطعه کار

همانطور که اشاره شد، قطعه کار مورد استفاده در این مطالعه پلی متیل متاکریلات است. PMMA پلیمری شیشه‌ای با ساختار آمورف و جذب آب در آن بسیار پایین است. بازه ضریب شکست آن بین ۱/۴۹ تا ۱/۵۱ است. قطعات ساخته شده از PMMA دارای استحکام مکانیکی بالا و پایداری ابعادی خوب هستند. از دیگر خواص آن می‌توان به مدول یانگ بالا، سختی خوب با حداقل افزایش طول در شکست اشاره کرد. PMMA یکی از سخت‌ترین ترموپلاست‌ها با مقاومت به سایش بالا هستند [۲۵]. خواص گرمایی PMMA، مشابه به استخوان انسان است. دیگر خواص نزدیک PMMA و استخوان در جدول ۱ ارائه شده است. هندسه یکنواخت آن عملیات ماشینکاری را آسان می‌کند؛ بنابراین نتایج ماشینکاری روی آن در فرآیند جراحی می‌تواند هم از جهت بررسی به عنوان ماده ای به جای استخوان و هم از جهت استفاده در قطعات پزشکی مثل ایمپلنت‌ها حائز اهمیت باشد [۲۶، ۱۶]. قطعه PMMA در اندازه 30cm×7.5cm×2cm انتخاب شد (شکل ۳).

آن‌ها کمک می‌گیرند؛ بنابراین روشی دقیق و مطمئن برای کاهش زمان تولید و هزینه‌ها است. از مزایای مهم روش سطح پاسخ نسبت به سایر روش‌های آماری مثل روش تاگوچی می‌توان به دقت بالای آزمایش‌ها، ارائه نمودارهای برهم‌کنش متغیرهای ورودی و بهینه‌سازی آزمایش اشاره کرد؛ همچنین در این روش، می‌توان محدوده‌های مورد نظر در بین نمودار برهم‌کنش پاسخ‌های خروجی را استخراج کرد [۲۲]. بویژه در مقاله حاضر با توجه به تعداد زیاد پارامترهای ورودی و لزوم بررسی برهم‌کنش آنها روی پاسخ خروجی و بهینه‌سازی لازم جهت کسب حداقل زبری، این روش انتخاب شده است. در این روش می‌توان، رابطه‌ای مناسب بین ورودی‌ها و خروجی‌های یک آزمایش ایجاد و مدل‌سازی کرد و نتیجه را به صورت معادله ریاضی رگرسیون^۱ خطی مرتبه دوم استخراج کرد [۲۳] (رابطه ۱).

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

در این معادله y پاسخ خروجی بر حسب ورودی‌های آزمایش است. ثابت‌های β ضرایب معادله رگرسیون، x_i فاکتور اصلی ورودی آزمایش، x_i^2 توان دوم فاکتورهای ورودی آزمایش و $x_i x_j$ اثر برهم‌کنش مرتبه دوم فاکتورهای ورودی آزمایش است.

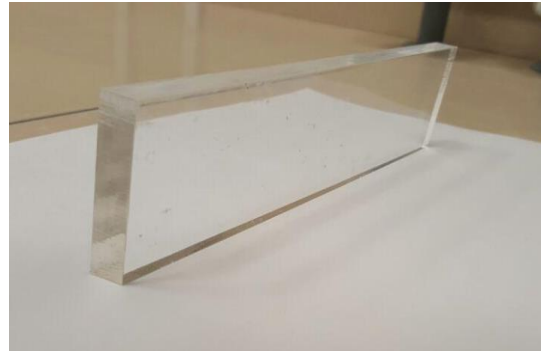
۳-۲- روش تحلیل حساسیت سوبل

تحلیل حساسیت ابزاری مناسب جهت بررسی سیستم‌ها و تشخیص میزان حساسیت و اثر متغیرهای ورودی روی پاسخ‌های خروجی سیستم‌ها است. روش‌های تحلیل حساسیت عبارتند از ترسیم، ریاضیاتی و آماری. از بین این روش‌ها، روش آماری بر اساس توزیع احتمالی، متغیرهای ورودی سیستم را شبیه‌سازی می‌کند. سپس از فاکتورهای ورودی برای مدل‌سازی پاسخ سیستم استفاده می‌کند؛ بنابراین می‌توان اثر متقابل بین پارامترهای مختلف ورودی را روی پاسخ سیستم ارائه کرد. در بین روش‌های آنالیز حساسیت آماری، تحلیل حساسیت آماری سوبل مستقل از مدل است که اساس آن تجزیه واریانس است. در این بین توابع غیرخطی و غیریکنواخت بیشترین استفاده را با این روش

^۱ Regression

جدول ۱- مقایسه خواص استخوان و PMMA [۱۸]

خواص	استخوان	PMMA
چگالی (kg/m^3)	۱۸۰۰	۱۴۰۰
نفوذ گرمایی (m^2/sec)	۰/۳*۶-۱۰	۰/۱۱*۶-۱۰
گرمای ویژه (J/KgK)	۱۳۰۰	۱۴۰۰
هدایت حرارتی (W/mK)	۰/۱ - ۰/۳۵	۰/۱۵ - ۰/۴
استحکام کششی (Mpa)	۱۱۵	۸۳
مدول برشی (Gpa)	۳/۵	۳



شکل ۳- قطعه کار PMMA

۲-۴- طراحی آزمایش

پارامترهای بسیاری در کیفیت سطح در فرآیند فرزکاری استخوان بخصوص در اورتوپدی نقش دارند [۳]؛ اما پارامترهای اساسی که تاثیر مهم روی فرآیند ماشینکاری دارند عبارتند از: سرعت دورانی (V)، نرخ پیشروی (F)، عمق برش (d) و قطر ابزار (D). در جدول ۲ می توان محدوده پارامترهای انتخاب شده را مشاهده کرد. لازم به ذکر است که در این مقاله به تغییرات قطر ابزار روی صافی سطح توجه شده است؛ چرا که مطالعه روی تاثیرات قطر ابزار انجام نشده است و می تواند جراحان را در انتخاب ابزار بهتر یاری کند. PMMA به منظور بررسی زبری سطح با توجه به پارامترهای مختلف فرزکاری شد. این بسیار مهم است که قبل از فرزکاری بتوان تکنیک هایی برای پیش بینی زبری سطح ارائه داد که بتوان روی تاثیر پارامترهای ماشینکاری روی نتایج خروجی و هم روی ارائه کیفیت سطح مطلوب بحث کرد. تکنیکی که باید دقیق، کم هزینه و قابل اعتماد باشد؛ بنابراین با توجه به سه متغیر ورودی تعداد ۲۷ آزمایش به روش سطح پاسخ و با طرح مرکب مرکزی طراحی شد. علت استفاده از روش حاضر نسبت به سایر روش ها از جمله روش تاگوچی، طراحی آزمایش مناسب، تعداد آزمایش های جامع و مانع و همچنین ارائه نمودارها و گراف های بر هم کنش فاکتورها، ارائه معادله ریاضی رگرسیون دقیق و معتبر خطی مرتبه دوم است که می توان تحلیل حساسیت را روی آن اعمال نمود؛ همچنین امکان بهینه سازی به روش الگوریتم درینگر به جهت استفاده از روش سطح پاسخ فراهم شده است. لازم به ذکر است، استفاده از روش تاگوچی این مزیت را دارد که طرح آزمایش با آزمایش های کمتر و هزینه ای کمتر طراحی

جدول ۲- مقادیر کد شده متغیرهای ورودی در

فرزکاری PMMA

ورودی های آزمایش	۱	۰	-۱
سرعت برش (RPM)	۳۰۰۰	۲۰۰۰	۱۰۰۰
پیشروی (mm/min)	۵۰	۳۰	۱۰
قطر ابزار (mm)	۸	۶	۴
عمق برش (mm)	۱/۵	۱	۰/۵

می گردد، ولی به جهت عدم بررسی اثر بر هم کنش بین فاکتورها حتی الامکان برای مطالعاتی که تمام فاکتور ها فاکتور اصلی هستند پیشنهاد نمی گردد [۲۳].

کاربرد اصلی روش تاگوچی در بررسی نویز فاکتورهاست (فاکتور نویز فاکتوری است که در آزمایش ها قابل اندازه گیری است ولی قابل کنترل نیست) [۲۳]؛ همچنین به جهت عدم ارائه مدل رگرسیون مناسب و قابل اطمینان، امکان بررسی تحلیل دقیق حساسیت پارامترها وجود ندارد.

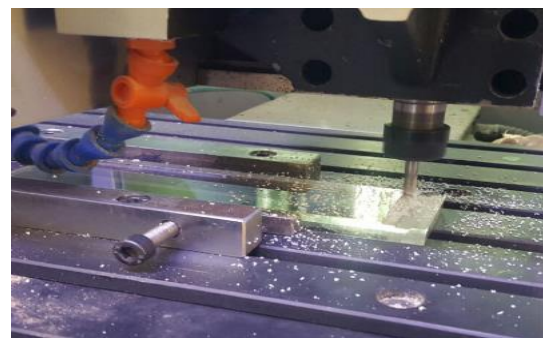
از نرم افزار مینی تب^۱ نسخه ۱۸ برای تحلیل پاسخ و بدست آوردن ضرایب معادله ریاضی حاکم استفاده شده است. روش سطح پاسخ می تواند یک معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم برای هر پاسخ خروجی بر حسب متغیرهای ورودی

^۱ Minitab

جدول ۳- مقادیر زبری سطح (Ra)

شماره	V (RPM)	F (mm/min)	D (mm)	d (mm)	Ra (μm)
۱	۱	-۱	-۱	-۱	۱/۱۴
۲	-۱	-۱	-۱	-۱	۰/۷
۳	۰	۰	۱	۰	۱/۴۴
۴	-۱	۱	-۱	۱	۱/۳۲
۵	-۱	۰	۰	۰	۱/۷۶
۶	-۱	۱	۱	-۱	۱/۸۹
۷	۰	۰	۰	-۱	۱/۵۶
۸	۱	-۱	۱	۱	۱/۰۸
۹	-۱	۱	۱	۱	۰/۷۶
۱۰	۰	۰	۰	۰	۱/۹۶
۱۱	-۱	۱	-۱	-۱	۱/۲۴
۱۲	-۱	-۱	۱	-۱	۱/۸
۱۳	۰	۱	۰	۰	۱/۵۶
۱۴	-۱	-۱	۱	۱	۱/۳۴
۱۵	۱	۱	۱	۱	۳/۳۶
۱۶	۱	۰	۰	۰	۲/۸۶
۱۷	۱	-۱	۱	-۱	۳/۳۶
۱۸	۱	۱	۱	-۱	۵/۰۲
۱۹	۰	۰	-۱	۰	۱/۴۴
۲۰	۱	۱	-۱	-۱	۱/۸
۲۱	۰	۰	۰	۱	۱/۷۸
۲۲	۱	-۱	-۱	۱	۱/۵۸
۲۳	۰	۰	۰	-۱	۲/۴۶
۲۴	۰	-۱	-۱	۱	۱/۴
۲۵	۰	۰	۰	-۱	۱/۹۴
۲۶	۰	-۱	۰	-۱	۱/۷
۲۷	۱	۱	-۱	۱	۳/۴

استخراج کند که از داده‌های آزمایش و نزدیک‌ترین نقاط به آن‌ها بدست آمده است و بهینه‌سازی موثر روی نتایج را اعمال نماید. نمونه PMMA نشان داده شده در شکل ۴ به صورت شیار کامل فرزکاری شد. از ماشین فرز cnc عمودی برای فرزکاری استخوان استفاده شد. این ماشین می‌تواند تا سرعت ۵۰۰۰ دور بر دقیقه (RPM) و پیشروی mm/min ۲۰۰ را پشتیبانی کند. سه ابزار فرز انگشتی تندبر^۱ چهار پر با قطرهای ۴، ۶ و ۸ میلی‌متر برای این آزمایش استفاده شد. ۲۷ آزمایش با شرایط مختلف ماشین‌کاری انجام شد و هر آزمایش برای حداقل کردن میزان خطا ۳ بار تکرار شد و میانگین آن به عنوان پاسخ نهایی به کار گرفته شد. نمونه پس از هر بار ماشین‌کاری توسط دستگاه زبری سنج surfscan مدل 134 s/n 137-2036 نشان داده شده در شکل ۵ میزان زبری آن بررسی می‌شود. نتایج حاصل از زبری سطح، در جدول ۳ مشاهده می‌شود.



شکل ۴- فرزکاری شیار کامل PMMA



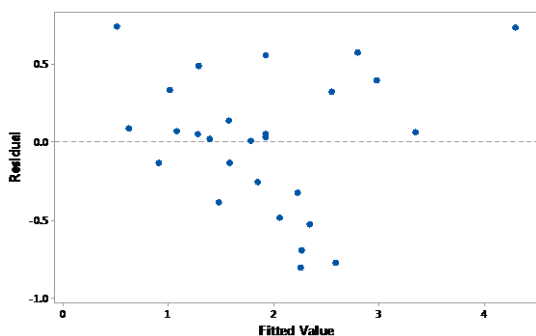
شکل ۵- اندازه گیری زبری سطح PMMA با زبری سنج

^۱ HSS

نقاط تصادفی است، می‌توان نتیجه گرفت که مدل پیشنهاد شده انطباق قابل قبولی با مقادیر واقعی دارد [۲۷].

۶- تحلیل حساسیت پارامترها و بررسی اثر متغیرهای ورودی در رفتار زبری سطح

حال با توجه به مدل منطبق شده بر داده‌های آزمایش‌ها و در نظر گرفتن جملات موثر در مدل، بایستی نقش سرعت دورانی، آهنگ پیشروی، قطر ابزار و عمق برش در رفتار زبری سطح بررسی شود. بدین منظور ضمن بررسی اثرات مولفه‌های اصلی به صورت مجزا در قالب آنالیز حساسیت به تحلیل بر هم کنش سرعت دورانی-آهنگ پیشروی و عمق برش- قطر ابزار در شکل‌های ۸ و ۱۱ پرداخته می‌شود.



شکل ۶- پراکندگی باقیمانده‌ها نسبت به مدل منطبق شده

۵- اجرای مدل سازی و تحلیل داده‌ها

مقادیر منتج از آزمایش‌های زبری سطح توسط نرم افزار مینی‌تب و روش سطح پاسخ، مدل‌سازی و تحلیل واریانس می‌شوند. در جدول ۴ نتایج حاصل از مدل‌سازی و تحلیل واریانس نشان داده شده است. آنالیز واریانس (ANOVA) برای ارائه دقت مدل رگرسیون و میزان تاثیر پارامترهای معادله رگرسیون انجام می‌شود. با توجه به قابلیت اصلاح شده فوق پس از حذف جملات غیر موثر است و معادله ۳، معادله رگرسیون اصلاح شده مدل را نشان می‌دهد. فاصله مقادیر واقعی از مدل رگرسیون منطبق شده بایستی کم و تصادفی باشد.

کم بودن آن از مقدار R_{sq} استنتاج می‌شود و تصادفی بودن آن از نمودار باقیمانده بدست می‌آید. در این مقاله مقدار R_{sq} برابر با ۸۳/۴۳ درصد است و گویای این واقعیت است که مدل‌سازی انجام شده روی داده‌های زبری سطح، بسیار دقیق و قابل اطمینان است.

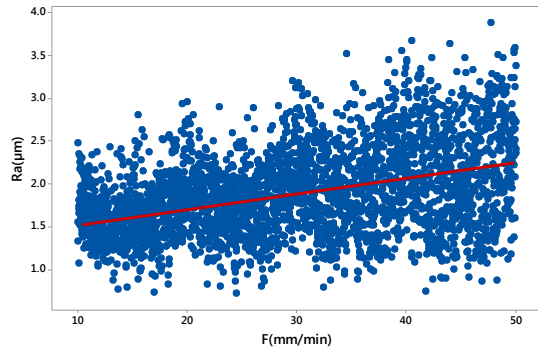
$$Ra(\mu m) = -2/534 + 0/000028 V(RPM) - 0/0230 F(mm/min) + 0/689 D(mm) + 2/855 d(mm) + 0/000020 V(Rpm) \times F(mm/min) - 0/22 D(mm) \times d(mm) \quad (3)$$

در شکل ۶ وضعیت باقیمانده‌ها ارائه شده است. با توجه به آنکه الگو و ساختار مشخصی دیده نمی‌شود و وضعیت

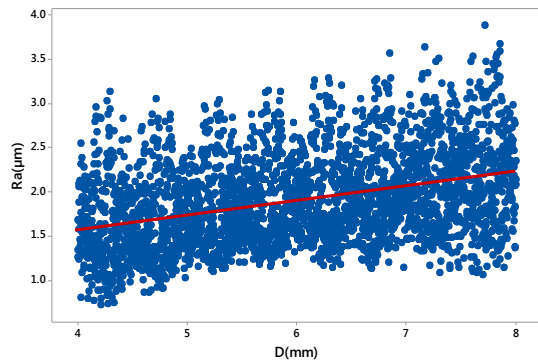
جدول ۴- آنالیز واریانس برای سطح فرزکاری شده

source	DF	Adj SS	Adj MS	F-value	P-value
model	۶	۱۸/۶۹۶۸	۳/۱۱۶۶۳	۱۲/۵۷	۰/۰۰۰
V(RPM)	۱	۷/۲۰۷۳	۷/۲۰۷۳۴	۲۹/۰۶	۰/۰۰
F(mm/min)	۱	۲/۱۷۰۱	۲/۱۷۰۴	۸/۷۵	۰/۰۰۸
D(mm)	۱	۲/۰۲۰۰	۲/۰۲۰۵	۸/۱۵	۰/۰۱
d (mm)	۱	۰/۳۴۴۴	۰/۳۴۴۴۵	۱/۳۹	۰/۲۵۲
۲-way interaction	۲	۶/۹۵۷۸	۳/۴۷۸۹۱	۱۴/۰۳	۰/۰۰
V×F	۱	۲/۶۰۰۲	۲/۶۰۰۱۶	۱۰/۴۸	۰/۰۰۴
D×d	۱	۴/۳۵۷۷	۴/۳۵۷۶۶	۱۷/۵۷	۰/۰۰

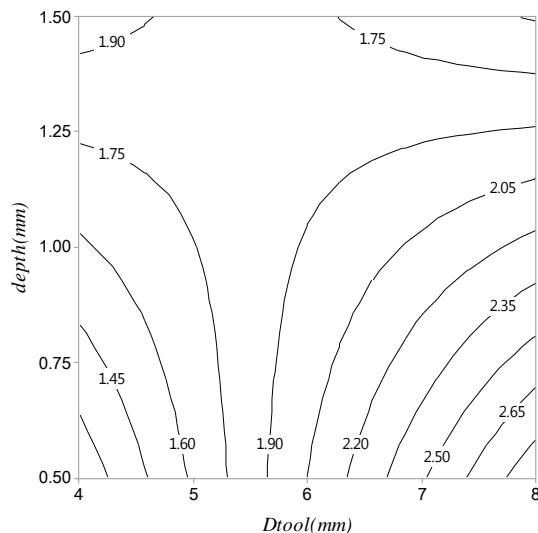
شده و در نتیجه پیوند قوی تری با آن برقرار می کند [۲۸].
[۲۹]. بر این اساس لزوم بررسی کیفی نتایج احساس می شود.



شکل ۹- اثر نرخ پیشروی در زبری سطح

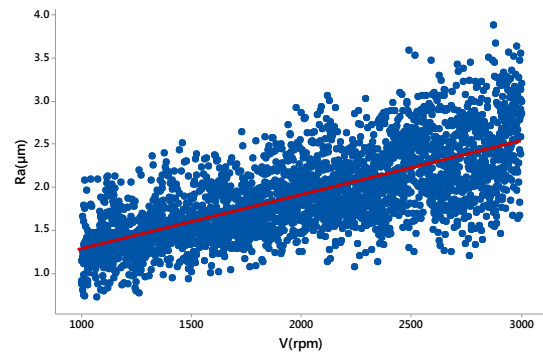


شکل ۱۰- اثر قطر ابزار در زبری سطح

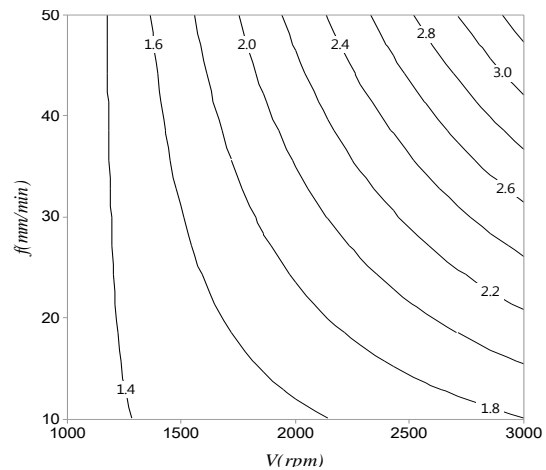


شکل ۱۱- برهم کنش قطر ابزار و عمق برش در رفتار Ra در شرایط $v=2000 \text{ RPM}$ $f=30 \text{ mm/min}$

در شکل های ۷، ۹، ۱۰ و ۱۲ پراکندگی نقاط پاسخ های زبری سطح با تغییرات همزمان پارامترهای ورودی نشان داده شده اند. نقاط پراکنده موجود در این شکل ها با استفاده از نرم افزار سیملب^۱ و به روش سوپل استخراج شده اند. در این جا ذکر این مسئله ضروری است که طبق مطالعات انجام شده حداکثر فاصله بین استخوان و مفصل مصنوعی جهت جوش خوردن آنها به یکدیگر نباید از $0/3$ تا $0/5$ میلی متر بیشتر باشد [۲]. در صورتی که طبق نتایج جدول ۳، بیشترین مقدار زبری $3/4$ میکرومتر است؛ بنابراین تمامی داده ها از این جهت مناسب اند؛ اما از سوی دیگر، هر چقدر سطح ماشینکاری شده صاف تر باشد، باعث رشد همگون تر استخوان به درون مفصل



شکل ۷- اثر سرعت دورانی در زبری سطح



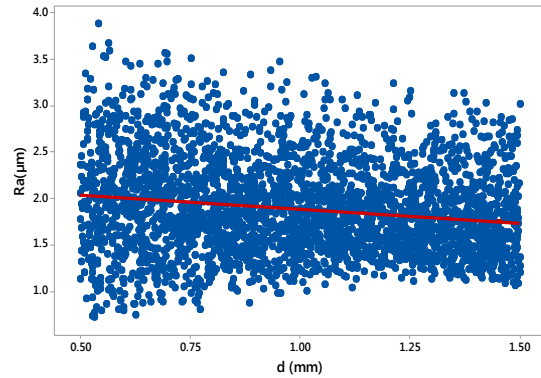
شکل ۸- برهم کنش پیشروی و سرعت دورانی در رفتار Ra در شرایط $D=6 \text{ mm}$ و $d=1 \text{ mm}$

^۱ SimLab

نتیجه نیروی وارد به PMMA به شدت افزایش می یابد و همین عامل باعث افزایش زبری خواهد شد [۳۰]. همچنین مشاهده می شود که در سرعت های دورانی پایین شیب تغییرات زبری با افزایش پیشروی کمتر است؛ زیرا در این سرعت ها مقدار حرارت تولیدی کمتر است و مقدار کمتری از قطعه کار به ابزار می چسبد؛ بنابراین تغییرات زبری کمتر مشاهده می شود. نمودار شکل ۹ نشان می دهد که شیب افزایش زبری با افزایش پیشروی نسبت به افزایش سرعت دورانی کمتر است و این موضوع تاثیر بیشتر سرعت دورانی را روی زبری نشان می دهد. لازم به ذکر است، افزایش زبری با افزایش پیشروی با نتایج سینق و همکاران [۵] و نوالدین و همکاران [۶] در توافق است.

۳-۶- اثر قطر ابزار روی زبری سطح

با توجه به شکل ۱۰ مشاهده می شود که قطر ابزار تاثیر مستقیم روی زبری می گذارد. البته تحلیل اثر قطر ابزار تا اندازه ای پیچیده است. از طرفی مشاهده می شود، با افزایش قطر ابزار سطح تماس ابزار با استخوان بیشتر می شود و همین عامل باعث افزایش مدت زمان درگیری و اصطکاک بیشتر شده و زبری افزایش می یابد؛ همچنین با افزایش قطر ابزار نیروی محوری وارد شده به PMMA افزایش یافته که این مورد نیز باعث افزایش دمای فرآیند و افزایش زبری خواهد شد؛ اما از طرف دیگر با کوچک تر شدن ابزار استحکام آن کاهش می یابد و ارتعاشات فرکانسی زیاد می شود [۳۱]؛ همچنین کاهش قطر باعث انحراف و خیز بیشتر ابزار در مقایسه با ابزار بزرگتر شده و زاویه تقعر بیشتری ایجاد می کند [۳۲]. در واقع با کاهش قطر ابزار سطح تماس ابزار با PMMA کمتر شده، در نتیجه گرمای کمتری تولید می شود و با افزایش تنش سیلان و افزایش نیروی برش، سطح ناهموارتری ایجاد می شود؛ بنابراین آنچه سبب کاهش یا افزایش زبری با افزایش قطر ابزار می شود، بستگی به عامل تاثیر گذارتر دارد. شکل ۱۱ نتیجه بر همکنش قطر ابزار با عمق برش را روی زبری نشان می دهد. بطور کلی در عمق برش کم، با افزایش قطر ابزار، زبری افزایش می یابد؛ اما با افزایش عمق برش به تدریج این نتیجه برعکس شده و در عمق برش های بالاتر با افزایش قطر ابزار، زبری کاهش



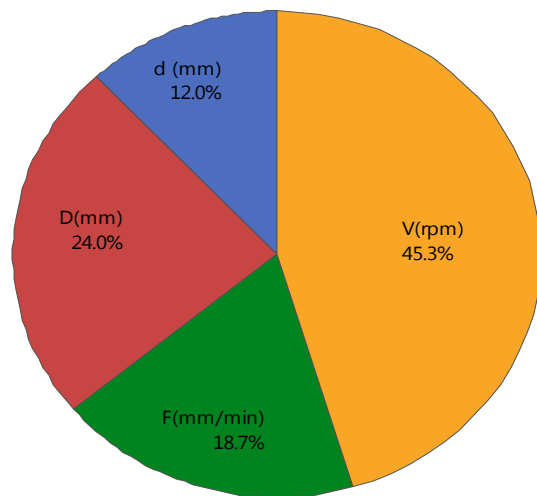
شکل ۱۲- اثر عمق برش در زبری سطح

۶-۱- اثر سرعت دورانی روی زبری سطح

با توجه به شکل ۷ که از آنالیز حساسیت استخراج شده است، با افزایش سرعت دورانی، زبری سطح افزایش می یابد. البته انتظار می رفت که با افزایش سرعت دورانی ابزار، سرعت برشی افزایش یافته و تغییر شکل پلاستیک آسان تر شده و اصطکاک بین سطوح آزاد و سطوح ماشینکاری شده و اصطکاک بین سطح ابزار و براده کاهش یابد و سطوح صافتری به دست آید [۳۰]؛ اما با توجه به جنس PMMA با افزایش سرعت دورانی حرارت منطقه برش افزایش می یابد و سبب چسبیدن PMMA به ابزار و ایجاد پوششی مانند لبه انباشته شده و در نتیجه زبری سطح افزایش یابد. در شکل ۸ برهم کنش سرعت دورانی با پیشروی روی Ra ارائه شده است. همانطور که مشاهده می شود، در یک پیشروی ثابت با افزایش سرعت دورانی شیب تغییرات Ra بیشتر می شود. این موضوع نشان می دهد با افزایش سرعت دورانی حرارت در منطقه ی برش بیشتر شده و ماده بیشتری از قطعه کار به ابزار چسبیده و در نتیجه کیفیت سطح افت می کند.

۶-۲- اثر پیشروی روی زبری سطح

با توجه به شکل ۸ و ۹، در پیشروی های پایین، نیروی وارد بر PMMA و همچنین اصطکاک بین ابزار و PMMA و همچنین ضخامت براده تغییر شکل یافته کمتر است و همچنین خروج براده به آسانی اتفاق می افتد که این امر موجب کاهش اصطکاک تماسی و همچنین پایین بودن حرارت ایجاد شده در PMMA می شود و مقدار زبری کمتر است. با افزایش پیشروی ضخامت براده تغییر شکل نیافته زیاد می شود و در



شکل ۱۳- نمودار درصد تاثیر پارامترهای فرآیند در رفتار Ra

تاثیر پارامترها نشان داده شده است. پارامترهای ورودی با الگوریتمی خاصی به طور همزمان تغییر داده می شوند و اثر آن بر پارامتر خروجی ارائه می شود؛ اما در بررسی حساسیت رفتار زبری سطح، سرعت دورانی ابزار با اثر ۴۵ درصد و پس از آن به ترتیب قطر ابزار ۲۴ درصد، نرخ پیشروی ۱۸ درصد و عمق برش ۱۲ درصد تأثیر گذار می باشند. عمق برش کمترین تاثیر را دارد، چرا که نویزهای سیستم و ارتعاشات دستگاه روی رفتار عمق برش و تاثیرش روی Ra بسیار موثر است.

۷- بهینه سازی زبری سطح در بازه مورد بررسی

مقدار بهینه زبری سطح با در نظر گرفتن اثر پارامترهای فرآیند بررسی می شود که در طول آزمایش موثر هستند. با بهینه سازی سطح پاسخ و ترکیب اثر پارامترهای فرآیند و در نظر گرفتن حد مطلوبیت^۱، می توان شرایط بهینه را احراز کرد. بهینه سازی به روش درینگر و سوچی^۲ انجام می شود. روش آنها بر اساس بدست آوردن تابع شرایط مطلوب است. به هر پاسخی، عددی بین ۰ و ۱ اختصاص می یابد که با d نشان می دهند. اگر $d=1$ باشد، پاسخ در هدف اصلی قرار گرفته است و اگر $d=0$ باشد، پاسخ خارج منطقه قابل قبول است. حالت بهینه زمانی رخ می دهد که زبری سطح حداقل

¹ Desirability

² Derringer and Suich

می یابد. علت این اتفاق در قسمت بعد بیشتر بحث خواهد شد.

۶-۴- اثر عمق برش روی زبری سطح

با توجه به شکل ۱۲ با افزایش عمق برش، زبری کاهش می یابد، اما اثر آن بسیار کم و تغییرات آن در حدود ۰/۲ میکرومتر است. در واقع برای اندازه گیری زبری سطح، آن قسمتی از قطعه کار بررسی می شود که با کف ابزار در تماس است و این مسئله مستقل از مقدار عمق برش است؛ اما به نظر می رسد، خیز ابزار در عمق های بیشتر کمتر است و این اتفاق باعث بهبود کیفیت سطح می شود [۳۳]؛ اما همانطور که در شکل ۱۱ دیده می شود، در قطر ابزارهای کمتر از ۶ میلی متر با افزایش عمق برش زبری بیشتر شده است؛ زیرا در قطرهای کمتر ارتعاشات ابزار بیشتر است و در نتیجه تاثیر مستقیم روی کیفیت سطح می گذارد و با افزایش عمق، حرارت تولیدی بیشتر هم می شود؛

در نتیجه افزایش سیلان ماده و چسبیدن آن به ابزار باعث افزایش زبری می شود. در قطرهای بیشتر ارتعاشات ابزار کمتر شده و این عامل منجر به زبری کمتر می شود [۳۴]. در هر صورت همانطور که اشاره شد، تاثیر عمق برش بسیار کم است و می توان از آن صرف نظر نمود. نورالدین و همکاران [۶] نیز در مطالعه ای که روی تراشکاری استخوان داشتند نیز، همین نتیجه را گرفتند.

۶-۵- آنالیز سوبل در بررسی حساسیت پارامترهای

موثر روی زبری در فرزکاری PMMA

با توجه به شکل های ۷، ۹، ۱۰ و ۱۲ در تحلیل حساسیت زبری در فرآیند فرزکاری PMMA و تحلیل آنالیز واریانس به روش سطح پاسخ، استنباط می شود که برای پارامترهای ورودی در این مقاله شامل: (سرعت دورانی ابزار، قطر ابزار، نرخ پیشروی و عمق برش) به طور کلی سرعت دورانی ابزار، قطر ابزار، نرخ پیشروی و عمق برش به ترتیب بیشترین اثر را دارند. این مطلب را می توان از شیب تغییرات نمودارهای گرافیکی در بازه های مورد بررسی دریافت. البته همگی پارامترها اثر محسوس دارند، به غیر از عمق برش که تا حدودی قابل صرف نظر کردن است. در شکل ۱۳ صحت نتایج آنالیز حساسیت پارامترها به روش سوبل به صورت درصدی از

روی پاسخ به صورت کمی و مجزا توسط روش آنالیز آماری حساسیت بررسی شد. متغیرهای ورودی سرعت دوران، پیشروی، قطر ابزار و عمق برش و متغیرهای خروجی زبری سطح هستند. بر این اساس نتایج زیر حاصل شد:

- فرزکاری به صورت شیار کامل انجام شد و اثر پارامترهای ورودی (سرعت دورانی، پیشروی، قطر ابزار و عمق برش) روی زبری بررسی و تحلیل شد.
- در این مقاله برای بررسی و تحلیل حساسیت نتایج به دست آمده از روش آماری سوپل استفاده شد. به طور کلی در بررسی حساسیت رفتار زبری در فرآیند فرزکاری PMMA، سرعت دورانی ابزار با اثر ۴۵ درصد و پس از آن به ترتیب قطر ابزار ۲۴ درصد، نرخ پیشروی ۱۸ درصد و عمق برش ۱۲ درصد تاثیر گذار می باشند.
- سرعت دورانی بیشترین تاثیرگذاری را روی زبری دارد و عمق برش کمترین تاثیر را دارد؛ بطوریکه می توان از اثر عمق برش صرف نظر کرد. به همین دلیل می توان برای افزایش نرخ باربرداری که تاثیر بسزایی در کاهش زمان جراحی دارد، میزان عمق برش را حتی الامکان بالا برد.
- افزایش تمامی پارامترها به جز عمق برش با افزایش زبری همراه است؛ بنابراین با حداقل نگه داشتن پارامترها کیفیت سطح بهتری ایجاد می شود.
- بهینه سازی بر اساس مدل سازی صورت گرفته انجام شد و نتایج نشان داد که با $V=1000\text{RPM}$ ، $F=10\text{mm/min}$ و $d=0.5\text{mm}$ میزان زبری $0.6175\mu\text{m}$ بدست می آید و اختلافی در حدود ۱۱ درصد با شرایط آزمایش دارد که قابلیت خوب مدل سازی را در پیش بینی نتایج نشان می دهد.

۹- علائم، نشانه ها و ارقام

سرعت دورانی، RPM	V
پیشروی، mm/min	F

شود. با توجه به جدول ۵ شرایط بهینه در سرعت ۱۰۰۰ دور بر دقیقه، پیشروی ۱۰ میلی متر بر دقیقه، قطر ابزار ۴ میلی متر و عمق برش ۰/۵ میلی متر حاصل می شود. به منظور بررسی صحت مدل ارائه شده آزمایش صحت سنجی بایستی انجام شود. با توجه به آنکه پارامترهای ارائه شده در بهینه سازی صورت گرفته در بین نتایج تجربی وجود دارد، نیازی به انجام آزمایش دیگری نیست؛ بنابراین صحت نتیجه آزمایش در جدول ۵ نشان داده شده است.

مقادیر زبری سطح در آزمایش و مدل سازی مقایسه و بررسی شد و میزان خطا ۱۱/۷۶ درصد بدست آمد؛ بنابراین معادله پاسخ بدست آمده برای زبری سطح می تواند بطور موثری برای پیش بینی مقادیر زبری سطح در محدوده سرعت برش، پیشروی، قطر ابزار و عمق برش به کار گرفته شود.

جدول ۵- نتایج صحت سنجی آزمایش

input	pridected	experimental	Error%
V(RPM)	۱۰۰۰	۱۰۰۰	-
F(mm/min)	۱۰	۱۰	-
D (mm)	۴	۴	-
d(mm)	۰/۵	۰/۵	-
Ra (μm)	۰/۶۱۷۵	۰/۷	۱۱/۷۶

۸- نتیجه گیری

فرزکاری استخوان یک فرآیند مهم در جراحی اورتوپدی است و باید تحت ملاحظات صحیح و درست انجام شود. فرزکاری استخوان جهت ایجاد شیار یا بستر مناسب برای قرارگیری مفصل مصنوعی در قسمت های مختلف بدن مثل زانو کاربرد دارد؛ بنابراین سطح صاف با حداقل زبری، مورد نیاز است. با توجه به سختی کار روی استخوان به دلیل هندسه ناموزون و چگالی مختلف آن در قسمت های مختلف از ماده ای موسوم به پلی متیل متاکریلات (PMMA) که خواصی نزدیک به استخوان دارد، در این مقاله استفاده شد. در این مقاله برای اولین بار به مدل سازی و بهینه سازی به روش سطح پاسخ در فرزکاری PMMA پرداخته شده است و اثر پارامترهای ورودی

[11] Aspenberg P, Goodman S, Toksvig-Larsen S, Ryd L, Albrektsson T (1992) Intermittent micromotion inhibits bone ingrowth. Titanium implants in rabbits. *Acta Orthop Scand* 63(2): 141-5.

[12] Friedman RJ (1992) Advances in biomaterials and factors affecting implant fixation. *Instr Course Lect* 41: 127-136.

[13] Wu LD, Hahne HJ, Hassenpflug J (2004) The dimensional accuracy of preparation of femoral cavity in cementless total hip arthroplasty. *J Zhejiang Univ Sci* 5(10): 1270-1278.

[14] Dahotre N, Joshi S (2016) *Machining of bone and hard tissues*. Springer International Publishing.

[15] Plaskos C (1999) Bone sawing and milling in computer-assisted total knee arthroplasty. Theses, Univ of western ontario.

[16] Pandey RK, Panda SS (2013) Predicting temperature in orthopaedic drilling using back propagation neural network. *Procedia Eng* 51: 676-682.

[17] Lee J, Ozdoganlar OB, Rabin Y (2012) An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Med Eng Phys* 34(10): 1510-1520.

[18] Kuppaswamy R, Christie-Taylor B (2019) Influence of surgical drill geometry on drilling performance of cortical and trabecular bone. in *Proc of Springer Singapore* 119-131.

[19] Charnley J (1960) Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br* 42-b: 28-30.

[20] Kalidindi V (2004) Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery. Thesis, Univ of Kentucky.

[21] Whitehouse D (2004) *Surfaces and their Measurement*. 1st edn. Butterworth-Heinemann.

[22] Myers RH, Montgomery DC, Vining GG, Borrer CM, Kowalski SM (2004) Response surface methodology: A retrospective and literature survey. *J Qual Technol* 36(1): 53-77.

[23] Montgomery DC (2008) *Design and analysis of experiments*. John Wiley & Sons.

[24] Sobol'IM (2001) Global sensitivity indices for nonlinear mathematical models and their Monte Carlo estimates. *Math Comput Simul* 55(1): 271-280.

[25] Kalidindi V (2004) Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery. MS Thesis, Kentucky.

[26] Saha S, Pal S (1984) Mechanical properties of bone cement: a review. *J Biomed Mater Res* 18(4): 435-462.

[27] Joseph Davidson M, Balasubramanian K, Tagore GRN (2008) Surface roughness prediction of flow-

قطر ابزار،	D
عمق برش،	d
زبری سطح،	Ra

۱۰- مراجع

[1] Marco M, Rodríguez-Millán M, Santiuste C, Giner E, Miguélez MH (2015) A review on recent advances in numerical modelling of bone cutting. *J Mech Behav Biomed Mater* 44: 179-201.

[2] Fadda M, Marcacci M, Toksvig-Larsen S, Wang T, Meneghello R (1998) Improving accuracy of bone resections using robotics tool holder and a high speed milling cutting tool. *J Med Eng Technol* 22(6): 280-284.

[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 (2001) Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot-assisted total knee arthroplasty. *Intl Congress Series* 1230: 300-306.

[4] Van Ham G, Denis K, Vander Sloten J, Van Audekercke R, Van der Perre G, De Schutter J, Aertbelien E, Demey S, Bellemans J (1998) Machining and accuracy studies for a tibial knee implant using a force-controlled robot. *Comput Aided Surg* 3(3): 123-133

[5] Singh G, Jain V, Gupta D, Ghai A (2016) Optimization of process parameters for drilled hole quality characteristics during cortical bone drilling using Taguchi method. *J Mech Behav Biomed Mater* 62: 355-365.

[6] Tahmasbi V, Ghoreishi M, Zolfaghari M, (2015) Modeling and multi objective optimization of effective parameters in drilling cortical bone. *Mod Mech Eng* 14(13): 113-119.

[7] Alam K, A Mitrofanov V, Silberschmidt VV, (2009) Measurements of Surface Roughness in Conventional and Ultrasonically Assisted Bone Drilling. *Am J Biomed Sci* 1: 9.

[8] Singh G, Jain V, Gupta D (2015) Comparative study for surface topography of bone drilling using conventional drilling and loose abrasive machining. *Proc Inst Mech Eng H* 229(3): 225-231.

[9] Yeager C, Nazari A, Arola D (2008) Machining of cortical bone: Surface texture, surface integrity and cutting forces. *Mach Sci Technol* 12(1): 100-118.

[10] Toksvig-Larsen S, Ryd L (1991) Surface flatness after bone cutting. A cadaver study of tibial condyles. *Acta Orthop Scand* 62(1): 15-18.

- [31] Saffar RJ, Razfar MR, Salimi AH, Khani MM (2009) Optimization of machining parameters to minimize tool deflection in the end milling operation using genetic algorithm. *World Appl Sci* 6(1): 64-69.
- [32] Wang W, Kweon SH, Yang SH, (2005) A study on roughness of the micro-end-milled surface produced by a miniaturized machine tool. *J Mater Process Technol* 162-163: 702-708.
- [33] Christie NR (2007) Fundamentals of machining and machine tools. 2nd edn. *Int J Prod Res* 28(1): 215-215.
- [34] Thepsonthi T, Özel T (2015) 3-D finite element process simulation of micro-end milling Ti-6Al-4V titanium alloy: Experimental validations on chip flow and tool wear. *J Mater Process Technol* 221: 128-145.
- formed AA6061 alloy by design of experiments. *J Mater Process Technol* 202(1): 41-46.
- [28] Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T (1988) Implant fixation improved by close fit. Cylindrical implant-bone interface studied in rabbits. *Acta Orthop Scand* 59(3): 272-275.
- [29] Daugaard H, Elmengaard B, Bechtold JE, Jensen T, Soballe K (2010) The effect on bone growth enhancement of implant coatings with hydroxyapatite and collagen deposited electrochemically and by plasma spray. *J Biomed Mater Res* 92(3): 913-921.
- [30] Altintas Y, Ber A (2001) Manufacturing automation: Metal cutting mechanics, machine tool vibrations, and CNC design. *APPL MECH REV* 54(5).