مجله مهندسی مکانیک مدرس، آبان ۱۳۹۴، دوره ۱۵، شماره ۱۳، ویژه‌نامه مجموعه مقالات کنفرانس، ص‌ص ۱۱۳-۱۱۹

مجموعه مقالات کنفرانس ماشین‌کاری و ماشین‌های ابزار پیشرفته، تهران، دانشگاه تربیت مدرس، ۱۳ و ۱۴ آبان ۱۳۹۴

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

# مدل‌سازی و بهینه‌سازی چندمنظوره پارامترهای مؤثر در سوراخ‌کاری استخوان

وحید طهماسبی[1*]، مجید قریشی[2]، مجتبی ذوالفقاری[3]

۱- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران
۲- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیر الدین طوسی، تهران
۳- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک
* تهران، صندوق پستی ۱۹۹۹-۱۹۳۹۵، Vtahmasbi@Mail.kntu.ac.ir

## چکیده

سوراخ‌کاری استخوان یکی از متداول‌ترین فرآیندهای عمل جراحی ارتوپدی به منظور درمان و ثابت نگهداشتن اجزاء استخوان شکسته شده در کنار یکدیگر می‌باشد. مهمترین عارضه‌ای که ممکن است در عمل جراحی مذکور ایجاد شود، بالا رفتن دمای فرآیند سوراخ‌کاری از محدوده مجاز (۴۷ درجه سانتی‌گراد) و ایجاد نکروز حرارتی یا مرگ سلولی و سوختگی موضعی در بافت استخوان باشد. همچنین اعمال نیروی بیش از حد به استخوان سبب ایجاد شکست و ترک خوردگی و ایجاد آسیب جدی در استخوان می‌شود. در این مقاله یک مدل ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم به منظور پیش‌بینی رفتار دمای فرآیند در حین عمل سوراخ‌کاری استخوان برحسب سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی و برهم کنش‌های مؤثر آنها ارائه شده است. این مدل می‌تواند حداکثر سرعت عمل جراح را در محدوده مجاز دمایی مشخص نماید. همچنین با طراحی آزمایش‌ها و مدل‌سازی و بهینه‌سازی پارامترهای مؤثر در فرآیند سوراخکاری استخوان برای نخستین بار به روش سطح پاسخ، بهینه‌ی مقدار سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی به منظور دستیابی به کمترین و بهترین مقدار نیرو و زبری‌سطح ایجاد شده که نقش مهمی در باز تولید سلول‌های استخوانی و کاهش طول دوره درمان دارد، در محدوده دمایی مجاز سوراخ‌کاری استخوان و عدم آسیب به بافت آن، ضمن یک بهینه‌سازی چند منظوره ارائه گردیده است. تغییرات سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی در بازه‌های وسیع به ترتیب از ۵۰۰ تا ۲۵۰۰ دور بر دقیقه و۴۰ تا ۶۰ میلیمتر بر دقیقه در نظر گرفته شده‌اند. نتایج به دست آمده بدین صورت است که کمترین افزایش دما و بهترین مقدار زبری سطح به ازای کمترین مقدار سرعت برشی و کمترین مقدار نرخ پیشروی صورت می‌پذیرد و با افزایش این دو پارامتر دما بالا رفته و البته در سرعت‌های برشی بالا دوباره از نرخ افزایش دما کاسته می‌شود و رویه‌ی مدل سطح پاسخ دما یک رفتار زینی شکل دارد. همچنین کمترین مقدار نیروی وارده به بافت استخوان در نرخ‌های پیشروی کمتر و حداکثر سرعت دوران ابزار حاصل می‌شود. لازم به ذکر است کمترین آسیب به استخوان حین عمل جراحی با در نظر گرفتن تمامی موارد فوق در سرعت دوران ابزار ۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۴۰ میلی‌متر بر دقیقه حاصل می‌شود.

***کلید واژگان:*** ماشین‌کاری، سوراخ‌کاری، استخوان، بهینه‌سازی، روش سطح پاسخ

# Modeling and multi objective optimization of effective parameters in drilling cortical bone

**Vahid Tahmasbi[1*], Majid Ghoreishi[1], Mojtaba Zolfaghari[2]**

1- Department of Mechanical Engineering, Khajeh Nasir Toosi University of Technology, Tehran, Iran
2- Department of Mechanical Engineering, Arak University, Arak, Iran
* P.O.B. 19395-1999 Tehran, Iran, Vtahmasbi@Mail.kntu.ac.ir

## ABSTRACT

Bone drilling is one of the common processes in orthopedic operations for therapy and maintaining different parts of a broken bone with together. The most important possible problem during operation is the unwanted increase in drilling process temperature (higher than 47o C) which causes thermal necrosis or cell death and local burnt in bone tissue. Applying higher forces to the bone may lead to break or crack and consequently serious damage in the bone. In this paper, a second order linear regression model is introduced to predict process temperature during bone drilling as a function of drilling speed, feed rate and effective interactions. This model can specify the maximum speed of the surgery to stay within the acceptable range. Applying design of experiments, modeling and optimization of effective parameters using response surface method in bone drilling, optimized drilling speed and feed rate were obtained to minimize force and surface roughness. Using multi objective optimization, this was done within the acceptable temperature range without tissue damage which can remarkably reduce the regeneration of the bone cells and less therapy period. Drilling speed and feed rate variations were considered in wide ranges of 500 to 2500 rpm and 40 to 60 mm/s, respectively. Results showed that the minimum temperature increase and the best surface roughness are obtained when drilling speed and feed rate is minimum. Increasing these two parameters induced to the higher temperatures. At high drilling speeds, "temperature increase rate" decreases in the way that the response surface model represents horse saddle shape. Also, the minimum force imposed to bone tissue is ascertained in lower feed rates and the most tool drilling speed. It is noted that the lowest damage to the bone during orthopedic surgery occurs with drilling speed of 500 rpm and feed rate of 40 mm/min considering all aforementioned parameters.

***Keywords:*** Bone, Drilling, Machining, Optimization, Response Surface Methodology.

## ۱- مقدمه

فرآیند سوراخ‌کاری استخوان یکی از متداول‌ترین و پرکاربردترین فرآیندهای ماشین‌کاری است که در جراحی‌های دهان، ارتوپدی و درمان شکستگی‌ها و نمونه‌برداری‌ها، از استخوان کاربرد فراوانی دارد [۱]. بالارفتن دما در حین فرآیند سوراخ‌کاری از محدوده مجاز می‌تواند موجب ایجاد آسیب جدی به بافت استخوان گردد [۲]. افزایش حرارت در بافت استخوان موجب ایجاد

**برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:**

**Please cite this article using:**

V. Tahmasbi, M. Ghoreishi, M. Zolfaghari, Modeling and multi objective optimization of effective parameters in drilling cortical bone, *Modares Mechanical Engineering, Proceedings of the Advanced Machining and Machine Tools Conference*, Vol. 15, No. 13, pp. 113-119, 2015 (in Persian فارسی)

Archive of SID

www.SID.ir

مرگ سلولی در استخوان یا به اصطلاح نکروز حرارتی[1] می‌شود [۳] که ضایعه‌ای جبران‌ناپذیر بوده و علاوه بر این به علت عدم بازیابی و ترمیم سلول-های استخوان موجب عدم درگیری پیچ و یا ایمپلنت[2] در داخل سوراخ و همچنین طولانی شدن دوره درمان می‌گردد [۴]. عارضه نکروز حرارتی استخوان بر اثر بالا رفتن دما در آن ایجاد می‌گردد و در نتیجه‌ی آن خون-رسانی به بافت استخوان با مشکل مواجه می‌شود و این امر باعث ایجاد مرگ سلولی و از بین رفتن موضعی بافت استخوان و ضعیف شدن ساختار آن می-گردد [۵].

میزان آسیب حرارتی وارده با میزان بالارفتن دما و زمان مواجه بافت استخوان با حرارت ایجاد شده رابطه مستقیم دارد [۶]. طبق مطالعات مختلف صورت گرفته امکان ایجاد نکروزحرارتی در یک فاصله وسیع دمایی از ۴۴ تا ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد گزارش شده‌است. و در صورت بالارفتن دما از ۷۰ درجه، به سرعت، نکروز حرارتی ایجاد خواهدشد [۷]. بالارفتن دما از مقدار ۴۷ تا ۵۰ درجه به مدت یک دقیقه برروی بافت استخوان اثرگذار خواهدبود و اثرات دمایی در دمای زیر ۴۴ درجه سانتی‌گراد به مدت یک دقیقه بر روی استخوان ناچیز است [۸]. با این وجود اکثر محققان بر این باورند که بالارفتن دما از مقدار ۴۷ درجه سانتی‌گراد به مدت ۱ دقیقه سبب ایجاد نکروزحرارتی در بافت استخوان انسان خواهد شد [۹]. پیش‌بینی نیروی وارده به استخوان در حین عمل جراحی نیز تأثیر به سزایی در موفقیت عمل جراحی دارد [۱۰]. اعمال نیروی بیش از حد موجب ایجاد شکست و ترک و پارگی در بافت و رشته‌های عصبی استخوان و در مواردی باعث فلج شدن استخوان می‌گردد [۱۱]. همچنین کیفیت سطح سوراخ ایجاد شده در استخوان در مدت درمان و کیفیت استخوان بازیابی شده مؤثر است [۱۲]. از جمله مهمترین متغیرهای ورودی مؤثر در سوراخ‌کاری استخوان سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی ابزار می‌باشد که محققین فراوانی در گذشته و تا کنون رفتار این دو متغیر را در سوراخ‌کاری استخوان مورد بررسی و مطالعه قرار داده‌اند. اما جالب این‌که، نتایج مطالعات صورت گرفته تفاوت‌های بسیاری با یکدیگر دارند [۹]. تامسون دریافت که با افزایش سرعت از ۱۲۵ rpm تا ۲۰۰۰rpm در فرآیند پین‌گذاری در داخل بدن، دمای استخوان افزایش می‌یابد [۱۳]. واگان و همکارش با مطالعه اثر سرعت دورانی بر روی دما اعلام داشتند که با افزایش سرعت دریل دمای فرآیند افزایش می یابد [۱۴]. ماتئوس و همکارش با تحقیق بر روی استخوان ران انسان دریافتند افزایش سرعت دورانی از ۳۴۵rpm تا ۲۹۰۰rpm اثر خاصی بر روی تغییرات دما ندارد [۱۵]. اگوستین و همکارانش بیان داشتند که بیشینه دما در طول ماشین‌کاری با افزایش نرخ پیشروی کاهش می‌یابد [۱۶]. در تحقیقی توسط بریسمن آمده است که با تغییر مستقل هر یک از پارامترهای سرعت دورانی از ۱۸۰۰ تا ۲۴۰۰ دور بر دقیقه و نیروی فشاری از ۱/۲ تا ۲/۴ کیلوگرم در طول ماشین‌کاری استخوان گاو، دمای استخوان افزایش می‌یابد اما با تغییرات همزمان سرعت دورانی و نیروی اعمالی، اثر خاصی بر روی دمای استخوان مشاهده نشده است [۱۷]. هیلاری و شعیب بیان داشتند که با افزایش سرعت از ۴۰۰ دور بر دقیقه تا ۲۰۰۰ دور بر دقیقه با قطر مته ۳/۲ میلی‌متر دمای سوراخ‌کاری کاهش می یابد [۱۸]. باچوس و همکارانش با تحقیق بر روی استخوان ران جسد انسان دریافتند میزان دمای بیشینه با افزایش نیروی فشاری محوری با سرعت دورانی ۸۲۰ دور بر دقیقه کاهش می‌یابد [۱۹]. نام و همکارانش با تحقیق بر روی استخوان دنده گاو بیان داشتند که افزایش هریک از پارامترهای سرعت از ۶۰۰ تا ۱۰۰۰ دور بر دقیقه و نیروی پیشروی از ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ گرم درجه حرارت فرآیند افزایش می‌یابد [۲۰]. در پژوهشی توسط شاراوی و همکاران با تحقیق بر روی فک خوک با در نظر گرفتن سرعت برشی در سه سطح ۱۲۲۵، ۱۶۶۷ و ۲۵۰۰ دور بر دقیقه و استفاده از چهار ترموکوپل برای اندازه گیری دما، دریافتند با بالارفتن سرعت برشی میانگین دمای داخلی استخوان افزایش می یابد [۲۱]. شاید بتوان گفت با در نظر گرفتن تحقیق ماتئوس، هیلاری و شاراوی می‌توان به این نتیجه رسید که با افزایش سرعت دورانی تا ۱۰۰۰۰ دور بر دقیقه دمای ماشین‌کاری افزایش می‌یابد. ماشین‌کاری با سرعت بالا نیز توسط بوین [۲۲]، موس [۲۳] و اسپارتز [۲۴] مورد بررسی قرار گرفت. در این پژوهش‌ها بیان شده است که اثر نکروز حرارتی در سرعت‌های بالا کمتر از موارد مشابه در سرعت های پایین است. ابوزیجا و همکارش با انجام آزمایش بر روی استخوان گاو با سرعت ۴۹۰۰۰ دور بر دقیقه بدون خنک‌کاری و در محدوده نیرویی ۱/۵ تا ۹ نیوتن دریافتند که با افزایش نیرو تا ۴ نیوتن دمای فرآیند افزایش می‌یابد و با افزایش نیرو بیش از ۴ نیوتن دما کاهش می‌یابد. اما افزایش نیروی محوری ممکن است باعث ایجاد میکرو ترک در اطراف سوراخ و آسیب رساندن به استخوان شده و یا منجر به شکسته شدن مته در داخل استخوان گردد [۲۵] که در شکل ۱ این موضوع نشان داده شده است.

رینگ‌ویرتز و همکارش با مطالعه سوراخ‌کاری سرعت بالای استخوان ران گاو نتیجه‌گیری کردند که افزایش دما در محدوده ۴۰۰ تا ۷۰۰۰ دور بر دقیقه با سرعت دورانی رابطه مستقیم دارد. همچنین این نتیجه حاصل شد که در محدوده سرعت‌های پایین ۴۰۰ تا ۸۰۰ دور بر دقیقه تغییرات نرخ پیشروی از ۸۰ تا ۲۰۰ نیوتن تأثیری بر روی افزایش دما ندارد [۲۶]. کاراکا و همکارانش در سال‌های اخیر اثر سرعت دورانی ابزار و نیروی اعمالی در جراحی ارتوپدی استخوان مورد بررسی قرار دادند و به بررسی بافت استخوان ران گاو پرداختند با انجام آزمایش‌ها و تحلیل آماری نتیجه‌گیری کردند که با افزایش نیروی پیشروی اعمالی و همچنین افزایش سرعت دوران ابزار، دما کاهش می‌یابد. همچنین کیفیت سطح سوراخ ایجاد شده در مدت درمان و کیفیت استخوان بازیابی‌شده مؤثر بوده است [۱۲]. لی و همکارانش با بررسی آزمایشگاهی استخوان ران گاو و مطالعه اثر نرخ پیشروی و سرعت دورانی در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان به این نتیجه رسیده‌اند که بیشینه دما با افزایش سرعت اسپیندل افزایش می‌یابد و با افزایش نرخ پیشروی کاهش می‌یابد [۲۷]. دوباره کاراکا و همکارانش با تحقیق آزمایشگاهی بر روی استخوان گاو و استفاده از ترموکوپل‌های دقت بالا دریافتند که با افزایش سرعت برشی، دمای استخوان افزایش می‌یابد و همچنین کاهش نرخ پیشروی و نیرو، دمای فرآیند را افزایش می‌دهد. وندوک و همکارانش بیان داشتند که افزایش سرعت دوران ابزار در یک مقدار پیشروی ثابت سبب کاهش نیروی اعمالی به استخوان می-گردد و همچنین با افزایش سرعت دورانی از ۵۵۰ تا ۲۵۰۰ دور بر دقیقه

**شکل ۱** شکستن مته در حین عمل سوراخ‌کاری به واسطه نیروی بیش از حد [۲۵]

1. Thermal necrosis
2. Implant



Archive of SID
www.SID.ir

گشتاور اعمالی تا ۳۰ درصد کاهش می‌یابد. پاندا و پاندی نیز با انجام تحقیقاتی در این زمینه و استفاده از روش تاگوچی که در تحلیل و تفسیر اینگونه آزمایش‌ها از قابلیت اطمینان مطلوبی نیست [۲۸] و همچنین روش الگوریتم فازی کاهش سرعت دورانی و نرخ پیشروی ابزار را در بهبود درجه حرارت و نیرو پیشنهاد داده‌اند [۲۹]. شکوری و همکاران نیز در بخشی از تحقیقات خود بیان داشته‌اند که با افزایش سرعت دورانی ابزار تا ۷۰۰۰ دور بر دقیقه بیشینه دمای فرآیند کاهش می یابد [۳۰]. همان‌گونه که ملاحظه می‌گردد نمی‌توان از تحقیقات گذشته به نتیجه‌ی واحدی درباره‌ی رفتار دمایی سوراخ‌کاری استخوان برحسب سرعت دورانی و نرخ پیشروی دست یافت. همچنین با وجود تحقیقات فراوان آزمایشگاهی، تاکنون طراحی - آزمایش و مدل‌سازی آماری مناسب و تحلیل دقیق، بهینه‌سازی پارامترها و بهینه‌سازی همزمان دما و نیرو با بهره‌گیری از دقیق‌ترین مدل‌های آماری در این حوزه صورت نگرفته است. همچنین اثر برهم‌کنش این دو پارامتر مهم مورد مطالعه دقیق قرار نگرفته است. در این تحقیق ضمن مدل‌سازی فرآیند به روش سطح پاسخ، صحت آزمایش‌ها و تأثیر متغیرها و مدل آماری حاکم بر فرآیند و همچنین بهینه‌سازی چند منظوره فرآیند مورد بررسی قرار می‌گیرد.

## ۲- روش سطح پاسخ

روش سطح پاسخ از جمله روش‌های ریاضی و آماری می‌باشد که برای مدلسازی و تحلیل مسائلی که پاسخ تحت تاثیر چندین متغیر قرار می‌گیرد، استفاده می‌گردد و هدف آن مدل‌سازی آماری و بهینه‌سازی پاسخ است [۳۱]. اساس روش سطح پاسخ بر طراحی آزمایش‌ها و بهینه‌سازی آماری استوار است. طرح آزمایش به عنوان ابزاری مناسب برای مهندسین در توسعه و اصلاح و صرفه‌جویی در وقت و هزینه‌های آزمایش‌ها و رفع عیوب آنها به کار گرفته می‌شود و استفاده به موقع از آن سبب کاهش زمان تولید و هزینه‌ها می‌گردد [۳۲]. تبیین دقت آزمایش، مدل ریاضی حاکم بر آزمایش، ارائه نمودارهای برهم‌کنش متغیرهای ورودی، بهینه‌سازی آزمایش و کسب اطمینان از دقت مدل منطبق شده بر آزمایش‌ها از مزایای مهم روش سطح پاسخ است [۳۳]. همچنین این روش این قابلیت را دارد که رابطه بین ورودی‌ها و خروجی‌های یک آزمایش را مدل‌سازی نموده و به صورت یک معادله ریاضی رگرسیون[1] خطی مرتبه دوم ارائه نماید [۳۴].

## ۳- خصوصیات و شرایط آزمایش

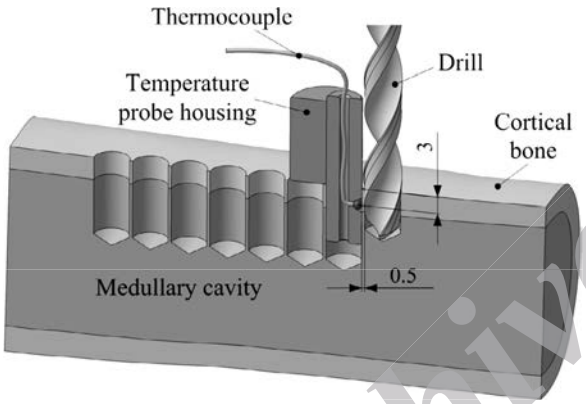
در بررسی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان در این تحقیق سرعت دورانی ابزار ($V$) و نرخ پیشروی ($F$) به عنوان متغیرهای ورودی فرآیند در نظر گرفته شده است. همچنین مهمترین متغیرهای خروجی فرآیند شامل بیشینه دما ($T$)، بیشینه نیرو ($P$) و زبری سطح سوراخ ($SR$) مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته‌اند. از مته جراحی به قطر ۶ میلی‌متر از جنس فولاد تندبر و دریل سوراخ‌کاری ۳ محوره جهت سوراخ‌کاری بهره گرفته شده است. سوراخ‌های ایجاد شده برای تحلیل نیز به عمق ۸ میلی‌متر می‌باشند. برای اندازه گیری دما از ترموکوپل اکستچ نوع $K$ و اندازه‌گیری دما در عمق ۳ میلی‌متری و فاصله ۰/۵ میلی‌متری از سوراخ استفاده شده است. برای اندازه‌گیری نیرو از دینامومتر پیزوالکتریک کیستلر ۹۲۵۷ استفاده شده است. مقدار میانگین زبری سطح نیز با استفاده از دستگاه زبری سنج میتوتویو اندازه‌گیری شده است. هر آزمایش سه با تکرار شده و بیشترین مقدار اندازه‌گیری شده نیرو، دما و زبری سطح در جدول ۲ ارائه شده است. در انجام آزمایش‌ها از استخوان ران گاو و در قسمت فشرده[2] آن که بیشترین شباهت را به استخوان انسان دارد بهره گرفته شده است و برای انطباق هرچه بیشتر شرایط آزمایش با عمل جراحی، نباید بیشتر از چند ساعت از زنده بودن بافت استخوان گذشته باشد [۳۵]. محل قرارگیری ترموکوپل نیز با توجه به آخرین تحقیقات صورت‌گرفته مطابق شکل ۲ لحاظ شده است [۳۶].

## ۴- مدل سازی ریاضی و شیوه انجام آزمایش‌ها

در این تحقیق با درنظر گرفتن سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی به عنوان متغیرهای ورودی تعداد ۳[2]آزمایش صورت گرفته به روش سطح پاسخ و با استفاده از طرح مرکب مرکزی (CCD) مدل‌سازی شده است. در جدول ۱ متغیرهای ورودی و بازه تغییرات آن با توجه به سه سطح کد شده[3] آنها نمایش داده شده است.

مقادیر متغیرهای خروجی نیز برای هر ۹ آزمایش در جدول ۲ آورده شده است. نرم‌افزار مینی‌تب[4] نسخه ۱۶، برای تحلیل و تفسیر نتایج و همچنین به‌دست آوردن ضرایب معادله ریاضی حاکم بر آزمایش استفاده شده است.

با استفاده از روش سطح پاسخ و تحلیل داده‌ها یک معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم برای هر متغیر خروجی برحسب متغیرهای ورودی با در نظر




**شکل ۲** محل قرار گیری ترموکوپل در سوراخ‌کاری استخوان [۳۶]

**جدول ۱** مقادیر کد شده متغیرهای ورودی در سوراخ‌کاری استخوان

| ورودی های آزمایش | -۱ | ۰ | ۱ |
|---|---|---|---|
| سرعت دوران ابزار ($V$) | ۵۰۰ | ۱۵۰۰ | ۲۵۰۰ |
| نرخ پیشروی ($F$) | ۴۰ | ۵۰ | ۶۰ |

**جدول ۲** آزمایش‌های صورت گرفته و مقادیر دما، نیرو و زبری سطح

| شماره آزمایش | $V$ (rpm) | $F$ (mm/min) | دما (ºC) | نیرو (N) | زبری سطح (µm) |
|---|---|---|---|---|---|
| ۱ | -۱ | -۱ | ۴۵/۷ | ۱۲/۲۸ | ۱/۰۴ |
| ۲ | -۱ | ۱ | ۴۶/۵ | ۳۰/۸۵ | ۱/۳۱ |
| ۳ | ۱ | -۱ | ۵۰/۷ | ۸/۰۱ | ۱/۴۸ |
| ۴ | ۱ | ۱ | ۵۲/۶ | ۱۶/۰۳ | ۱/۷۸ |
| ۵ | ۰ | -۱ | ۴۹/۱ | ۹/۵۳ | ۱/۳۵ |
| ۶ | ۰ | ۱ | ۵۱/۲ | ۲۰/۲۲ | ۱/۵۱ |
| ۷ | -۱ | ۰ | ۴۴/۵ | ۱۹/۷۴ | ۱/۲۱ |
| ۸ | ۱ | ۰ | ۵۰/۱ | ۱۰/۱۴ | ۱/۷۰ |
| ۹ | ۰ | ۰ | ۴۸/۴ | ۱۳/۳۶ | ۱/۴۶ |

1. Regression
2. Cortical
3. Coded unit
4. Minitab



Archive of SID
www.SID.ir

گرفتن دقت مدل منطبق شده که از داده‌های آزمایش و یا از نزدیک‌ترین نقاط به آن‌ها در مدل‌سازی صورت گرفته عبورکرده حاصل گشته و تفسیر نتایج و همچنین بهینه‌سازی مورد نظر بر روی مدل انجام شده است.

## ۵- تحلیل داده‌ها و تفسیر مدل سازی فرآیند

تحلیل داده‌ها برای هر سه متغیر خروجی دما، نیرو و زبری سطح به صورت جداگانه صورت پذیرفته است.

### ۵-۱- دما

با توجه به نتایج به‌دست آمده از تحلیل دما، نتایج حاصل از تحلیل واریانس[1] در جدول ۳ آمده است.

با توجه به قابلیت اطمینان ۹۵ درصد در آزمایش‌های مهندسی، مقدار *P*value کمتر از ۰/۰۵ به منظور تعیین اثر ترم‌های مدل در نظر گرفته می‌شود [۳۲]. با درنظر گرفتن کمترین مقدار خطای مجموع مربعات[2] برای مدل، معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم حاکم بر دما به صورت رابطه (۱) است:

$$T = 80.4611 + 0.005059V - 1.5946F - 0.0000012166\,V^2 + 0.016333F^2 + 0.000275V \times F \quad (۱)$$

با در نظر داشتن مقادیر *R-sq*= 99.66% و *R-sq (pred)*= 95.95% و همچنین پراکندگی مناسب تحلیل باقیمانده‌ها می‌توان گفت که مدل‌سازی صورت گرفته از دقت بسیار خوب و مناسبی برخوردار است.

### ۵-۲- نیرو

نتایج حاصل از تحلیل واریانس و مدل‌سازی صورت گرفته بر روی نیروی ایجاد شده در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان در جدول ۴ نشان داده شده است. بزرگ بودن مقدار *F*value در تحلیل واریانس نشان دهنده تاثیر بیشتر ترم مربوطه است. با توجه به جدول فوق تاثیر مقدار پیشروی بر روی نیروی ایجاد شده در فرآیند به مراتب بیشتر از مقدار سرعت دورانی ابزار است. براساس

**جدول ۳** تحلیل واریانس دما برحسب ترم های مؤثر در سوراخ‌کاری استخوان

| ترم‌ها | درجه آزادی *DF* | جمع مربعات *SS* | میانگین مربعات *MS* | مقدار *F*value | مقدار *P*value |
|---|---|---|---|---|---|
| مدل | ۵ | ۵۸/۹۲ | ۱۱/۷۸ | ۱۷۵/۰۶ | ۰/۰۰۱ |
| *V* | ۱ | ۴۶/۴۸ | ۲۵/۱۶ | ۶۹۰/۵۱ | ۰/۰۰۰ |
| *F* | ۱ | ۳/۸۴ | ۳/۸۴ | ۵۷/۰۵ | ۰/۰۰۵ |
| $V^2$ | ۱ | ۲/۹۶ | ۲/۹۶ | ۴۳/۹۸ | ۰/۰۰۷ |
| $F^2$ | ۱ | ۵/۳۳ | ۵/۳۳ | ۷۹/۲۶ | ۰/۰۰۳ |
| *V·F* | ۱ | ۰/۳۰ | ۰/۳۰ | ۴/۴۹ | ۰/۱۲۴ |

**جدول ۴** تحلیل واریانس نیرو برحسب ترم‌های مؤثر در سوراخ‌کاری استخوان

| ترم‌ها | درجه آزادی *DF* | مجموع مربعات *SS* | میانگین مربعات *MS* | مقدار *F*value | مقدار *P*value |
|---|---|---|---|---|---|
| مدل | ۵ | ۴۰۹/۲۱۶ | ۸۱/۸۴۳ | ۱۰۶/۱۲ | ۰/۰۰۱ |
| *V* | ۱ | ۱۳۷/۱۸۶ | ۱۳۷/۱۸۶ | ۱۷۷/۸۸ | ۰/۰۰۱ |
| *F* | ۱ | ۲۳۱/۶۳۳ | ۲۳۱/۶۳۳ | ۳۰۰/۳۵ | ۰/۰۰۰ |
| $V^2$ | ۱ | ۶/۵۱۶ | ۶/۵۱۶ | ۸/۴۵ | ۰/۰۶۲ |
| $F^2$ | ۱ | ۶/۰۵۵ | ۶/۰۵۵ | ۷/۸۵ | ۰/۰۶۸ |
| *V·F* | ۱ | ۲۷/۸۲۶ | ۲۷/۸۲۶ | ۳۶/۰۸ | ۰/۰۰۹ |

مدل‌سازی صورت گرفته معادله حاکم بر نیرو به شکل رابطه (۲) است:

$$P = 17.0958 + 0.00299083V - 0.723042F - 0.000001805\,V^2 + 0.0174F^2 - 0.00026375V \times F \quad (۲)$$

همچنین مقادیر *R-sq*= 99.44% و *R-sq (pred)*= 93.20% نشان‌دهنده دقت بسیار خوب مدل منطبق شده بر داده‌هاست.

### ۵-۳- زبری سطح

برای زبری سطح مطابق جدول ۵ نتایج حاصل از مدل‌سازی آزمایش‌ها به صورت زیر حاصل شده است.

با دقت در نتایج می‌توان دریافت که تأثیر ترم‌های مرتبه دو در مدل‌سازی صورت گرفته بر روی زبری سطح ناچیز است. با اصلاح مدل به صورت خطی و حذف ترم‌های غیرمؤثر و درن ظر داشتن مقدار خطای حداقل مربعات، جدول ۶ برای زبری سطح حاصل می‌شود.

معادله رگرسیون خطی مرتبه اول حاصله برای زبری سطح به صورت رابطه (۳) بدست می‌آید:

$$SR = 0.468333 + 0.000233333V - 0.0121667F \quad (۳)$$

همچنین با وجود مقادیر *R-sq*= 97.44% و *R-sq (pred)*= 93.89% و پراکندگی مناسب تحلیل باقیمانده‌ها می‌توان دریافت دقت مدل‌سازی صورت گرفته بر روی داده‌های زبری سطح بسیار مناسب و قابل اطمینان است.

## ۶- بررسی اثر متغیرهای ورودی در سوراخ‌کاری استخوان

### ۶-۱ – نقش سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی بر روی دما

نمودار برهم‌کنش رفتار دما برحسب نرخ پیشروی و سرعت برشی در شکل ۳ نشان داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌گردد این نمودار رویه‌ای مرتبه دوم دارای نقطه‌ای زینی‌شکل است. این نقطه زینی در جهت سرعت برشی دارای مقدار بیشینه و در جهت نرخ پیشروی دارای کمینه است. و رفتار فرآیند با توجه به ناحیه اطراف این نقطه متفاوت است. و شاید علت این‌که نتایج محققین قبلی علی‌رغم صحت نتایج در این زمینه اختلافات فراوانی با یکدیگر دارد، رفتارهای متفاوت فرآیند در کنار و اطراف این نقطه زینی است. به عنوان مثال در یک مقدار پیشروی ثابت ابتدا با افزایش سرعت

**جدول ۵** تحلیل واریانس زبری سطح برحسب ترم‌های اصلاح نشده

| ترم‌ها | درجه آزادی *DF* | جمع مربعات *SS* | میانگین مربعات *MS* | مقدار *F*value | مقدار *P*value |
|---|---|---|---|---|---|
| مدل | ۵ | ۰/۴۲۰۵۵۸ | ۰/۰۸۴۱۱۲ | ۴۳/۲۰ | ۰/۰۰۵ |
| *V* | ۱ | ۰/۳۲۶۶۶۷ | ۰/۳۲۶۶۶۷ | ۱۶۷/۷۶ | ۰۰۱ |
| *F* | ۱ | ۰/۰۸۸۸۱۷ | ۰/۰۸۸۸۱۷ | ۴۵/۶۱ | ۰/۰۰۷ |
| $V^2$ | ۱ | ۰/۰۰۰۸۰۰ | ۰/۰۰۰۸۰۰ | ۰/۴۱ | ۰/۵۶۷ |
| $F^2$ | ۱ | ۰/۰۰۴۰۵۰ | ۰/۰۰۴۰۵۰ | ۲/۰۸ | ۰/۲۴۵ |
| *V·F* | ۱ | ۰/۰۰۰۲۲۵ | ۰/۰۰۰۲۲۵ | ۰/۱۲ | ۰/۷۵۶ |

**جدول ۶** تحلیل واریانس زبری سطح برحسب ترم های مؤثر

| ترم‌ها | درجه آزادی *DF* | جمع مربعات *SS* | میانگین مربعات *MS* | مقدار *F*value | مقدار *P*value |
|---|---|---|---|---|---|
| مدل | ۲ | ۰/۴۱۵۴۸۳ | ۰/۲۰۷۷۴۲ | ۱۱۴/۱۸ | ۰/۰۰۰ |
| *V* | ۱ | ۰/۳۲۶۶۶۷ | ۰/۳۲۶۶۶۷ | ۱۷۹/۵۴ | ۰/۰۰۰ |
| *F* | ۱ | ۰/۰۸۸۸۱۷ | ۰/۰۸۸۸۱۷ | ۴۸/۸۲ | ۰/۰۰۰ |

1. ANOVA
2. PRESS



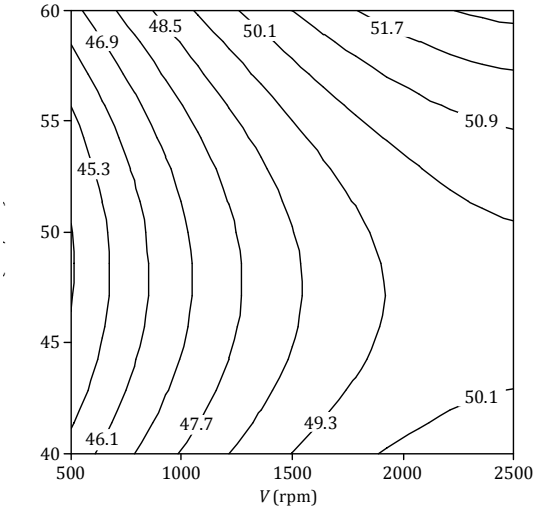
Archive of SID
www.SID.ir

دورانی ابزار، دما افزایش می‌یابد و بعد از نقطه زینی‌شکل و در سرعت‌های بالا مجدد دما کاهش می‌یابد. لذا هر دو نتیجه کاهش دما در سرعت‌های پایین و همچنین بهبود فرآیند در ماشین‌کاری سرعت بالا با وجود این نمودار قابل توجیه است. همچنین در یک مقدار سرعت دورانی ثابت می‌توان نتیجه گرفت که با کاهش مقدار پیشروی و یا افزایش آن دمای فرآیند افزایش می‌یابد. به طور کلی می‌توان گفت تناقض‌های مطرح شده در این حوزه با مطالعه دقیق این رویه زینی شکل قابل توجیه است. بنابراین توجه به این نقطه بحرانی مدل دما بسیار مهم بوده که تاکنون به علت عدم مدل‌سازی مناسب فرآیند به دقت به آن پرداخته نشده است.

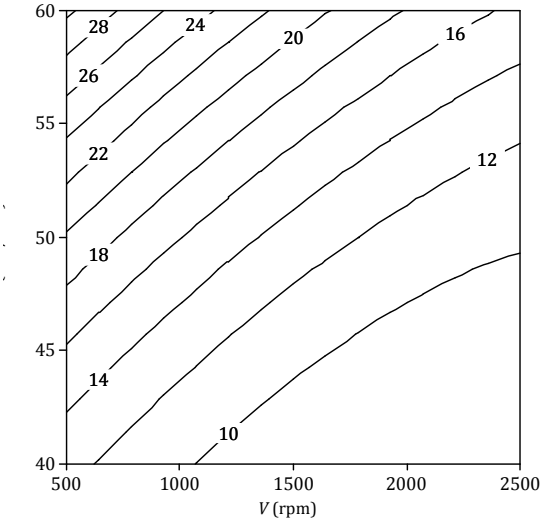
لازم به ذکر است حداکثر سرعت دورانی مته‌های جراحی حدود ۲۵۰۰ دور بر دقیقه می‌باشد. در این محدوده انجام آزمایش‌ها و در این تحقیق با توجه به نمودار شکل ۳ با افزایش سرعت دورانی ابزار، بیشینه دما افزایش می‌یابد و با افزایش نرخ پیشروی در یک سرعت معین ابتدا دما کاهش یافته و مجدد افزایش می‌یابد. افزایش نرخ پیشروی در ابتدا سبب خروج بهتر براده‌های ترد استخوان و کاهش اصطکاک و درجه حرارت به علت کاهش تماس دورانی می‌گردد اما پس از آن به علت اعمال نیروی بیشتر و افزایش ضخامت براده تغییر شکل یافته و در نتیجه افزایش اصطکاک و نیرو موجب افزایش دمای فرآیند می‌گردد. همان‌طور که ملاحظه می‌شود کمترین آسیب به استخوان از منظر ایجاد نکروز حرارتی در سرعت‌های دورانی پایین قابل دسترسی است. همچنین با افزایش سرعت دورانی تا ۱۰۰۰ دور بر دقیقه امکان ایجاد مرگ سلولی را به شدت افزایش می‌دهد. لازم به ذکر است پیش‌بینی می‌شود با توجه به وجود نقطه زینی شکل، در ماشین‌کاری‌های سرعت‌بالا نیز می‌توان به دماهای پایین ۴۷ درجه دست یافت که این امر توسط محققین در تحقیقات آزمایشگاهی هم‌اکنون در حال مطالعه است [۳۷].

### ۶-۲- نقش سرعت دورانی و نرخ پیشروی ابزار بر روی نیرو

همان‌طور که در نمودار شکل ۴ ملاحظه می‌شود با زیاد شدن سرعت دورانی ابزار مقدار نیروی اعمالی به استخوان کاهش می‌یابد. همچنین هرچه نرخ پیشروی کمتر باشد نیروی ایجاد شده در استخوان کمتر است. می‌توان گفت کمترین نیروهای وارد به استخوان در سرعت‌های بالا و نرخ پیشروی کمتر ایجاد می‌گردد. با افزایش نرخ پیشروی و به سبب آن افزایش ضخامت براده تغییر شکل یافته، نیروی اعمالی به استخوان افزایش می‌یابد. افزایش سرعت




**شکل ۳** اثر برهم کنش سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی بر روی دما



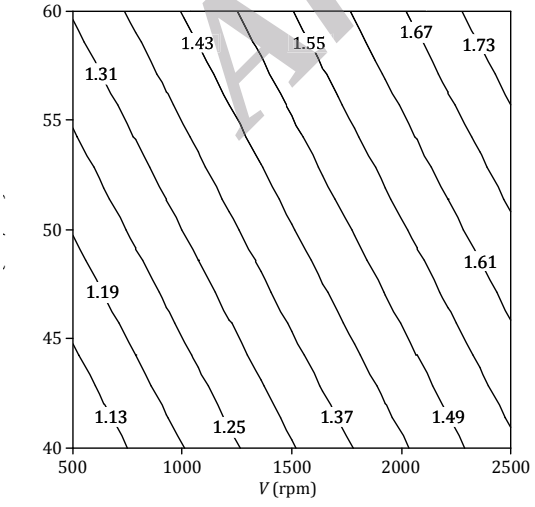

**شکل ۴** اثر برهم کنش سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی بر نیرو

دورانی نیز موجب خروج بهتر براده و جلوگیری از گیر کردن براده و در نتیجه کاهش اصطکاک بین جداره سوراخ و مته می‌گردد و به سبب آن نیروی فرآیند کاهش می‌یابد. همان‌طور که از روی مدل بیان شد نقش تغییرات نرخ پیشروی نسبت به سرعت دورانی ابزار در نیروی ایجاد شده در فرآیند سوراخ-کاری استخوان بیشتر است. هرچه نیروی اعمالی به فرآیند بیشتر باشد امکان ایجاد شکست و آسیب به بافت استخوان افزایش می‌یابد. با در نظر گرفتن نکته مطرح شده در بخش قبل تحت عنوان زینی بودن رفتار مدل دمای فرآیند، می‌توان دریافت که ماشین‌کاری سرعت بالا نیز اگر در عمل جراحی استخوان کاربردی گردد، هم از جهت نیرو و هم از جهت دما به بهبود وضعیت فرآیند کمک می‌نماید.

### ۶-۳- نقش سرعت دورانی و نرخ پیشروی ابزار بر زبری سطح سوراخ

نمودار بر هم کنش سرعت دورانی و نرخ پیشروی ابزار بر روی زبری سطح در شکل ۵ نمایش داده شده است.

همان‌طور که در نمودار مشخص است بهترین مقدار زبری سطح در نرخ‌های پیشروی و سرعت های دورانی پایین تر حاصل می‌گردد. هرچه سرعت دورانی




**شکل ۵** اثر برهم کنش سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی بر زبری سطح



Archive of SID
www.SID.ir

و نرخ پیشروی افزایش یابد، کیفیت سطح سوراخ کاهش می‌یابد. متغیر خروجی زبری سطح نسبت به دو متغیر قبل در جراحی استخوان از اهمیت کمتری برخوردار است. تحقیقات کمتری نسبت به دو متغیر دما و نیرو بر روی آن صورت گرفته است. کیفیت سطح سوراخ ایجاد شده بر روی کیفیت استخوان بازیابی شده و همچنین مدت زمان بهبود بیمار مؤثر است. بالا رفتن نرخ پیشروی و سرعت برشی سبب ایجاد ارتعاشات بیشتر ابزار و همچنین اعمال نیروی بیشتر به براده در حال جدا شدن از استخوان شده و تغییر شکل و جدایش براده‌های استخوان را تحت تأثیر خود قرار می‌دهد. که به نوبه خود در ایجاد ناهمواری‌های سطح سوراخ ایجاد شده مؤثر بوده و باعث زبری بیشتر سطح می‌گردد.

## ۷- بهینه‌سازی چند منظوره پارامترها در سوراخ‌کاری استخوان

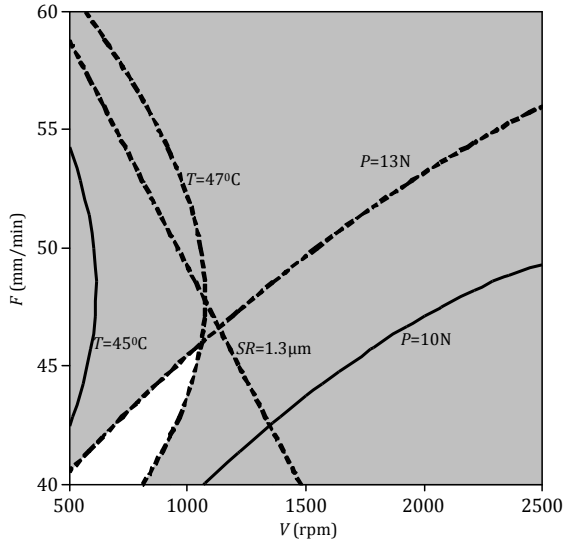
در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان هدف اصلی بهینه‌سازی همزمان خروجی‌های فرآیند می‌باشد زیرا نتایج حاصل از مطالعه این فرآیند به منظور پیش بینی شرایط عمل جراحی استفاده می‌شود لذا تمامی اهداف فوق می‌بایست با هم لحاظ گردد. اگر تنها کمینه شدن نیرو از مدل‌سازی آزمایش‌ها مدنظر باشد، با در نظر گرفتن معادله حاکم بر نیرو و تنظیم سرعت دوران ابزار بر روی ۲۱۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۴۰ میلی‌متر بر دقیقه می‌توان به مقدار نیروی ۸/۱ نیوتن رسید. اما در این حالت دمای فرآیند با در نظر گرفتن معادله دما در حدود ۵۰/۴ درجه سانتی‌گراد است که امکان ایجاد پدیده نکروزحرارتی اجتناب ناپذیر است. لذا در بررسی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان بهینه‌سازی چند هدفه بسیار ارزشمندتر است. نتایج بهینه‌سازی آماری صورت گرفته توسط نرم افزار بر روی مدل‌سازی فرآیند به روش سطح پاسخ در جدول ۷ آورده شده‌است. نتایج فوق با درنظر گرفتن حد مجاز دمایی ۴۷ درجه سانتی‌گراد به عنوان آستانه ایجاد نکروز حرارتی و کمینه مقادیر دما، نیرو و زبری سطح با حد مطلوبیت ترکیبی[1] ۱ حاصل شده است.

همان‌طور که ملاحظه می‌شود مدل‌سازی صورت گرفته و بهینه‌سازی انجام شده بر روی آن از دقت بسیار بالایی برخوردار بوده و نتایج بدست آمده و مدل منطبق شده با نتایج آزمایش‌ها از قابلیت اطمینان بالایی برخوردار است. با قرار دادن مقدار سرعت بر روی ۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۴۰ میلی‌متر بر دقیقه بهینه‌ترین حالت چند منظوره شرایط آزمایش حاصل می‌گردد. لازم به ذکر است کمینه مقدار دما با مقدار ۴۴/۴۳ درجه سانتی گراد در حالت سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۴۹ میلی‌متر بر دقیقه حاصل می‌گردد. در نمودار شکل ۶ محدوده سفید رنگ محدوده مجاز تغییرات سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی آن را با توجه به مقادیر دما و نیرو و زبری سطح و تغییرات همزمان آنها نشان می‌دهد. همان‌طور که مشخص است جراح می‌تواند با تغییرات متغیرهای ورودی سرعت دورانی تا ۱۰۵۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۴۹ میلی‌متر بر دقیقه، با در نظر داشتن حضور در منطقه سفید رنگ نودار، سرعت عملکرد خود را بهبود بخشد.

**جدول ۷** بهینه سازی انجام شده بر روی مدل‌سازی صورت گرفته

| بهینه سازی | $V$ (rpm) | $F$ (mm/min) | دما (°C) | نیرو (N) | زبری سطح (μm) |
|---|---|---|---|---|---|
| مدل‌سازی | ۵۰۰ | ۴۰ | ۴۵/۵۸۶۱ | ۱۲/۶۸۵۸ | ۱/۰۷۱۷ |
| آزمایش | ۵۰۰ | ۴۰ | ۴۵/۷ | ۱۲/۲۸ | ۱/۰۴ |
| درصد خطا | - | - | ۰/۲۴٪ | ۳/۳٪ | ۲/۸٪ |

1. Composite Desirability




**شکل ۶** محدوده مجاز تغییر متغیرهای سوراخ‌کاری استخوان

## ۸- نتیجه و جمع بندی

در این پژوهش ضمن مدل‌سازی و بهینه‌سازی چند منظوره همزمان به روش سطح پاسخ برای اولین بار بر روی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان و در نظر گرفتن سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی به عنوان متغیرهای ورودی و بیشینه دما، بیشینه نیرو و زبری سطح به عنوان متغیرهای خروجی، می‌توان بیان نمود که بهینه ترین حالت فرآیند به منظور دستیابی به همه اهداف مورد نظر در کمترین مقادیر سرعت دورانی و نرخ پیشروی ابزار با مقادیر به ترتیب ۵۰۰ دور بر دقیقه و ۴۰ میلی‌متر بر دقیقه حاصل می‌گردد.

نمودار برهم‌کنش متغیرهای آزمایش، یک رویه مرتبه دوم با نقطه بحرانی زینی شکل است که مطالعه آن اختلافات نتایج ارائه شده از سوی محققین قبلی در مورد رفتار دما در فرآیند را توجیه می‌نماید و در محدوده این تحقیق با افزایش سرعت دورانی دمای فرآیند افزایش می‌یابد و کمینه مقدار دما با مقدار ۴۴/۴۳ درجه سانتی‌گراد در حالت سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۴۹ میلی‌متر بر دقیقه حاصل می‌گردد.

با افزایش سرعت دورانی و کاهش نرخ پیشروی، نیروی وارد بر استخوان در حین ماشین‌کاری کاهش می‌یابد و با درنظر گرفتن معادله حاکم بر نیرو و تنظیم سرعت دوران ابزار بر روی ۲۱۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۴۰ میلی‌متر بر دقیقه می‌توان به کمینه مقدار نیروی ۸/۱ نیوتن رسید.

با کاهش نرخ پیشروی و سرعت دورانی ابزار زبری سطح ایجاد شده تا حدود مقدار ۱/۰۵ میکرون کاهش می‌یابد.

موارد فوق می‌بایست به صورت همزمان همپوشانی داشته باشند. با در نظر گرفتن این موضوع، شکل ۶ محدوده عملکرد و تغییرات مجاز مؤلفه‌های ورودی فرآیند را برای دستیابی به تمامی اهداف مورد نظر نشان می‌دهد.

## ۹- مراجع

[1] W. Wang, Y. Shi, N. Yang, X. Yuan, Experimental analysis of drilling process in cortical bone, *Medical engineering & physics,* Vol. 36, No. 2, pp. 261-266, 2014.

[2] Y. Wang, M. Cao, X. Zhao, G. Zhu, C. McClean, Y. Zhao, Y. Fan, Experimental investigations and finite element simulation of cutting heat in vibrational and conventional drilling of cortical bone, *Medical engineering & physics,* Vol. 36, No. 11, pp. 1408-1415, 2014.

[3] G. Augustin, T. Zigman, S. Davila, T. Udilljak, T. Staroveski, D. Brezak, S. Babic, Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis, *Clinical biomechanics,* Vol. 27, No. 4, pp. 313-325, 2012.



Archive of SID
www.SID.ir

Effect of motor speed and ressure, *Key Engineering Materials,* Vol. 321, pp. 1044-1047, 2006.
[21] M. Sharawy, C. E. Misch, N. Weller, S. Tehemar, Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* Vol. 60, No. 10, pp. 1160-1169, 2002.
[22] P. J. Boyne, Histologic response of bone to sectioning by high-speed rotary instruments, *Journal of dental research,* Vol. 45, No. 2, pp. 270-276, 1966.
[23] R. W. Moss, Histopathologic reaction of bone to surgical cutting, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology,* Vol. 17, No. 3, pp. 405-414, 1964.
[24] S. Spatz, Early reaction in bone following the use of burs rotating at conventional and ultra speeds: A comparison study, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology,* Vol. 19, No. 6, pp. 808-816, 1965.
[25] M. B. Abouzgia, D. F. James, Temperature rise during drilling through bone, *The International journal of oral & maxillofacial implants,* Vol. 12, No. 3, pp. 342-353, 1996.
[26] Y. Reingewirtz, S. Szmukler-moncler, B. Senger, Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology, *Clinical Oral Implants Research,* Vol. 8, No. 3, pp. 189-197, 1997.
[27] J. Lee, O. B. Ozdoganlar, Y. Rabin, An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling, *Medical engineering & physics,* Vol. 34, No. 10, pp. 1510-1520, 2012.
[28] R. H. Myers, D. C. Montgomery, C. M. Anderson-Cook, *Response surface methodology: process and product optimization using designed experiments*: John Wiley & Sons, 2009.
[29] R. K. Pandey, S. Panda, Optimization of bone drilling using Taguchi methodology coupled with fuzzy based desirability function approach, *Journal of Intelligent Manufacturing*, pp. 1-9, 2013.
[30] E. Shakouri, M. Sadeghi, M. Maerefat, Experimental Investigation of Thermal Necrosis in Conventional and High Speed Drilling of Bone, *Modares Mechanical Engineering,* Vol. 13, No. 10, pp. 105-117, 2013. (In Persian)
[31] M. Ghoreishi, V. Tahmasbi, Optimization of material removal rate in dry electro-discharge machining process, *Modares Mechanical Engineering,* Vol. 14, No. 12, pp. 113-121, 2015. (In Persian)
[32] D. C. Montgomery, *Design and analysis of experiments*: John Wiley & Sons, 2008.
[33] T.-H. Hou, C.-H. Su, W.-L. Liu, Parameters optimization of a nano-particle wet milling process using the Taguchi method, response surface method and genetic algorithm, *Powder Technology,* Vol. 173, No. 3, pp. 153-162, 2007.
[34] A. Nekahi, K. Dehghani, Modeling the thermomechanical effects on baking behavior of low carbon steels using response surface methodology, *Materials & Design,* Vol. 31, No. 8, pp. 3845-3851, 2010.
[35] R. K. Pandey, S. Panda, Optimization of bone drilling parameters using grey-based fuzzy algorithm, *Measurement,* Vol. 47, pp. 386-392, 2014.
[36] T. Staroveski, D. Brezak, T. Udiljak, Drill wear monitoring in cortical bone drilling, *Medical engineering & physics,* Vol. 37, No. 6, pp. 560-566, 2015.
[37] E. Shakouri, M. H. Sadeghi, M. Maerefat, S. Shajari, Experimental and analytical investigation of the thermal necrosis in high-speed drilling of bone, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 12, No. 1, pp. 330-341, 2014.
[4] V. Bogovič, A. Svete, K. Rupnik, I. Bajsić, Experimental analysis of the temperature rise during the simulation of an implant drilling process using experimental designs, *Measurement,* Vol. 63, pp. 221-231, 2015.
[5] F. Bronner, M. C. Farach-Carson, J. Rubin, S. D. Bain, *Bone resorption*: Springer, 2005.
[6] A. Eriksson, T. Albrektsson, Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit, *The Journal of prosthetic dentistry,* Vol. 50, No. 1, pp. 101-107, 1983.
[7] A. R. Moritz, F. Henriques Jr, Studies of Thermal Injury: II. The Relative Importance of Time and Surface Temperature in the Causation of Cutaneous Burns*, *The American journal of pathology,* Vol. 23, No. 5, pp. 695, 1947.
[8] R. Eriksson, T. Albrektsson, The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber, *Journal of Oral and Maxillofacial surgery,* Vol. 42, No. 11, pp. 705-711, 1984.
[9] R. K. Pandey, S. Panda, Drilling of bone: A comprehensive review, *Journal of clinical Orthopaedics and Trauma,* Vol. 4, No. 1, pp. 15-30, 2013.
[10] G. Augustin, S. Davila, T. Udilljak, T. Staroveski, D. Brezak, S. Babic, Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill, *International orthopaedics,* Vol. 36, No. 7, pp. 1449-1456, 2012.
[11] Y. Kasahara, H. Kawana, S. Usuda, K. Ohnishi, Telerobotic-assisted bone-drilling system using bilateral control with feed operation scaling and cutting force scaling, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery,* Vol. 8, No. 2, pp. 221-229, 2012.
[12] F. Karaca, B. Aksakal, M. Kom, Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study, *Medical engineering & physics,* Vol. 33, No. 10, pp. 1221-1227, 2011.
[13] H. Thompson, Effect of drilling into bone, *Journal of oral surgery,* Vol. 16, No. 1, pp. 22, 1958.
[14] R. Vaughn, F. Peyton, The influence of rotational speed on temperature rise during cavity preparation, *Journal of dental research,* Vol. 30, No. 5, pp. 737-744, 1951.
[15] L. S. Matthews, C. Hirsch, Temperatures measured in human cortical bone when drilling, *The Journal of Bone & Joint Surgery,* Vol. 54, No. 2, pp. 297-308, 1972.
[16] G. Augustin, S. Davila, K. Mihoci, T. Udiljak, D. S. Vedrina, A. Antabak, Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery,* Vol. 128, No. 1, pp. 71-77, 2008.
[17] D. L. Brisman, The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites, *The International journal of oral & maxillofacial implants,* Vol. 11, No. 1, pp. 35-37, 1995.
[18] M. Hillery, I. Shuaib, Temperature effects in the drilling of human and bovine bone, *Journal of Materials Processing Technology,* Vol. 92, pp. 302-308, 1999.
[19] K. N. Bachus, M. T. Rondina, D. T. Hutchinson, The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study, *Medical engineering & physics,* Vol. 22, No. 10, pp. 685-691, 2000.
[20] O. Nam, W. Yu, M. Y. Choi, H. M. Kyung, Monitoring of bone temperature during osseous preparation for orthodontic micro-screw implants:

Archive of SID



www.SID.ir