



مدل سازی ریاضی، تحلیل حساسیت سوبل و بهینه سازی رفتار دما در فرآیند سوراخ کاری اتوماتیک استخوان

مجید قریشی¹، مجتبی ذوالفقاری^{2*}، وحید طهماسبی³، حامد حیدری⁴

1- استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک

3- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اراک، اراک

4- کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک

* صندوق پستی 3815688349، m-zolfaghari@araku.ac.ir

چکیده

سوراخ کاری استخوان یکی از مهم ترین فرآیندهای بیومکانیکی است که در اعمال جراحی ارتوپدی، دندانپزشکی و نمونه برداری از استخوان کاربرد دارد. مهم ترین عارضه ای که ممکن است در عمل جراحی برآده برداری از استخوان ایجاد شود، بالا رفتن دمای فرآیند از محدوده مجاز و ایجاد نکرور حرارتی یا مرگ سلولی در بافت استخوان می باشد. علی رغم پژوهش های فراوان، چگونگی تاثیر پارامترهای سرعت دورانی و نرخ پیشروی مته بر رفتار دمای فرآیند مورد اختلاف پژوهشگران این حوزه است. در تحقیق حاضر، یک مدل سازی ریاضی و طراحی آزمایش دقیق صورت گرفته و با بهره گیری از روش سطح پاسخ یک مدل ریاضی به منظور تحلیل و پیش بینی رفتار پاسخ ها از نتایج آزمایش ها استخراج شده است. اثر هر یک از فاکتورهای ورودی و برهم کنش آن ها بر روی پاسخ فرآیند بررسی شده، که در محدوده این تحقیق با افزایش سرعت دورانی دما افزایش می یابد اما رفتار نرخ پیشروی به علت زمان تماس مته و استخوان پیچیده است در نتیجه افزایش دما در نرخ های پیشروی پایین و افزایش دما به علت افزایش نیرو و اصطکاک در نرخ های پیشروی بالا اتفاق می افتد و نیز با افزایش قطر مته دمای فرآیند افزایش می یابد. همچنین میزان حساسیت اثر هر یک از پارامترها به روش آنالیز حساسیت سوبل مورد بررسی قرار گرفته و با در نظر گرفتن تغییرات همزمان همه پارامترها در رفتار دما به ترتیب سرعت دورانی، نرخ پیشروی و قطر مته بیشترین اثر را داشته است. بهینه سازی رفتار دمای فرآیند نیز ارائه گردیده، که کمینه دما، 37 درجه سانتی گراد، با بهره گیری از قطر مته 2.5 میلی متر، سرعت دورانی 500 دور بر دقیقه و نرخ پیشروی 30 میلی-متر بر دقیقه، ایجاد می شود.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 26 دی 1396
پذیرش: 05 اسفند 1396
ارائه در سایت: 24 فروردین 1397

کلید واژگان:

سوراخ کاری

استخوان

دما

روش سطح پاسخ

بهینه سازی

Investigation, sensitivity analysis and multi objective optimization of effective parameters on temperature in robotic drilling bone

Majid Ghoreishi¹, Mojtaba Zolfaghari^{2*}, Vahid Tahmasbi³, Hamed Heydari²

1- Department of Mechanical Engineering, Khajeh Nasir Toosi University of Technology, Tehran, Iran

2- Department of Mechanical Engineering, University of Arak, Arak, Iran

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

* P.O.B. 3815688349, Arak, Iran, m-zolfaghari@araku.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 16 January 2018
Accepted 24 February 2018
Available Online 13 April 2018

Keywords:

Drilling
Bone
Temperature
Response Surface Method
Optimization

ABSTRACT

In orthopedic surgeries, treating bone breakages, dentistry and bone sampling the bone drilling is one of the most important biomechanical processes that has used. In addition this mechanical process is very important, sensitive and all-purpose in the field of biomechanical engineering, because its complexity and special conditions. Bone drilling process has advanced by robots and CNC machine entrance into the realm of orthopedic surgeries. The problematic issue during operation is the high increase in drilling process temperature which leads to the so-called thermal necrosis or cell death. In this regard, it is not clear quality of influence of tool rotational speed and feed rate on the temperature and force responses and so it can be seen conflicts among different researcher results frequently. In this paper it is performed mathematical modeling and design of experiments on the input factors and output parameters of bone drilling. The effect of input factors and interaction of input factors have investigated. In this research with increasing rotational speed the temperature increases where as the feed rate behavior is complex because contact duration between drill bit and bone so the increasing temperature take places because the low feed rate or increasing force and friction. In addition increasing the drill bit diameter increases the temperatures. Also the sobol sensitivity analysis method has used to investigate effect of each parameter in which rotational speed, feed rate and drill bit diameter have most effect respectively on temperature instantaneously. Also optimization process performed on temperature behavior, hence the minimum temperature is 37 °C when the diameter of drill bit 2.5 mm, rotational speed 500 rpm and feed rate 30 mm/min.

1- مقدمه

فرآیند سوراخ کاری استخوان یکی از مهم ترین فرآیندهای مکانیکی است که در اعمال جراحی ارتوپدی، دندانپزشکی و نمونه برداری از استخوان کاربرد فراوان دارد. این فرآیند به جهت پیچیدگی و شرایط خاص ماده استخوان تحت ماشین کاری و حساسیت بالا، یکی از مهم ترین، حساس ترین و پرکاربرد ترین فرآیندهای مکانیکی در حوزه مهندسی پزشکی است. هدف از انجام عمل جراحی شکستگی استخوان کنار هم قرار دادن دقیق و ثابت نگهداشتن اجزای شکسته شده استخوان در کنار یکدیگر است تا عضو شکسته شده موقعیت قبلی خود را به بهترین نحو بازیابی نماید. به وسیله عمل سوراخ کاری استخوان می توان پیچ ها و ایمپلنت هایی را در داخل اعضای شکسته شده قرار داد تا بخش های آسیب دیده نسبت به یکدیگر ثابت گردند.

فرآیند سوراخ کاری استخوان فرآیندی است که یک مته جراحی با هندسه پیچیده با دو لبه برنده ضمن یک حرکت دورانی (سرعت دورانی¹) با یک سرعت خطی نسبی (نرخ پیشروی²) به وسیله یک روبات اتوماتیک به بافت استخوان نزدیک شده و دو لبه برنده آن پس از نفوذ به بافت عملیات براده برداری را انجام می دهند و براده های استخوان از طریق شیارهای مارپیچ شکل از درون سوراخ ایجاد شده خارج می شوند. هنگام انجام عملیات ماشین کاری به بافت استخوان نیرو وارد شده و دما در محل سوراخ کاری افزایش می یابد. فرآیند سوراخ کاری مانند اکثر فرآیندهای براده برداری ماشین کاری، تحت بارگذاری های دینامیکی سرعت بالا و تغییر شکل های موضعی شدید در سرعت بالا اتفاق می افتد. در فرآیند سوراخ کاری تغییر شکل تا ناحیه شکست و گسیختگی کامل ضمن ایجاد کرنش های پلاستیک مقطعی و بزرگ و نرخ کرنش های بالا همراه با اصطکاک و تولید حرارت بین مته و بافت استخوان، اتفاق می افتد.

تحقیقات در زمینه سوراخ کاری و جراحی استخوان از سال 2008 با ظهور ربات های جراحی و ماشین های کنترل عددی [1] آغاز شد. به گونه ای که در زمینه های مختلف همچون لزوم به کارگیری و فواید ربات های سوراخ کاری [2] و ابزارهای اتوماتیک [3] شبیه سازی دما [4، 5] شبیه سازی و مدل سازی نیرو [6] و گشتاور اعمالی [7]، استفاده از دیگر فرآیندهای ماشین کاری در سوراخ کاری استخوان [8]، فعالیت های آزمایشگاهی برای مشاهده اثر پارامترهای ماشین کاری بر روی نیرو [3] دما و نگرز حرارتی³ [9]، طراحی ابزار [10] تلاش برای پیشبرد و بهینه سازی فرآیند در حال توسعه است.

با ورود روبات ها و ماشین های کنترل عددی به عرصه اعمال جراحی ارتوپدی، فرآیند سوراخ کاری استخوان نیز با پیشرفت های بسیار زیادی همراه شده است [11]. استفاده از ربات های جراحی می تواند زمان جراحی را به شدت کاهش دهد و همچنین دقت و کیفیت عمل را افزایش داده و ارتعاشات ناخواسته ابزار را مرتفع نماید [3]. استفاده صحیح از سیستم های کنترل عددی سبب می گردد که خطاهای تصادفی در حین عمل جراحی به کمترین مقدار خود برسد و از آسیب های ناخواسته و سهوی به بافت استخوان جلوگیری گردد [12]. استفاده از روبات های جراحی ارتوپدی برای اولین بار به صورت آزمایشی در سال 2000 در امریکا مورد استفاده قرار گرفت و توسط شرکت رابوداک⁴ عرضه گردید [13]. عزیز و همکاران با ارائه یک الگوریتم، کنترل نیروی اعمالی حاصل از سوراخ کاری را بهبود داده و دقت ابزار را در حین جراحی بالا بردند [14]. لوردو و همکاران با استفاده از یک سیستم

رباتیک می توانستند دقت ابزار سوراخ کاری را هنگام لایه برداری و اعمال نیرو به بافت استخوان بهبود دهند [15]. دیاز و همکارانش یک سیستم کنترلی روباتیک را در جراحی استخوان مورد مطالعه قرار دادند و بیان نمودند که استفاده از ربات های جراحی می تواند مشکلات ایجاد شده احتمالی از جمله نگرز حرارتی و نیروی بیش از حد را نسبت به جراحی دستی مرتفع نماید [2]. رفتار دما و نیرو در فرآیند سوراخ کاری استخوان از اهمیت بالایی برخوردار بوده و برای دستیابی به نتایج رضایت بخش در عمل جراحی می بایست به دقت مورد بررسی قرار گیرد [5]. پیش بینی رفتار دما و نیرو نقش بسزایی در موفقیت و بهبود بسیاری از عمل های جراحی ارتوپدی دارد.

مهم ترین عارضه ای که ممکن است در عمل جراحی براده برداری از استخوان ایجاد شود، بالا رفتن دمای فرآیند سوراخ کاری از محدوده مجاز و ایجاد نگرز حرارتی یا مرگ سلولی در بافت استخوان می باشد [12]. بالا رفتن دمای بافت استخوان به مقدار بیش از 47 درجه سانتی گراد به مدت یک دقیقه در حین انجام عمل جراحی موجب ایجاد مرگ سلولی یا به اصطلاح نگرز حرارتی می گردد [7]. در اثر نگرز حرارتی خون رسانی به بافت استخوان با مشکل مواجه می شود و این امر باعث ایجاد مرگ سلولی و از بین رفتن موضعی بافت استخوان و شل شدن پیچ ها و ایمپلنت ها در بافت استخوان می گردد [5].

در طول عمل سوراخ کاری به عضو شکسته نیروی زیادی وارد می شود، همچنین در اثر اصطکاک بین مته و بافت استخوان، دمای فرآیند افزایش پیدا می کند. نیروی ایجاد شده در بافت استخوان با بالا رفتن دما و افزایش حرارت ایجاد شده در استخوان رابطه مستقیم دارد [6].

محققان بسیاری از سال 1960 تاکنون در زمینه سوراخ کاری استخوان فعالیت های پژوهشی داشته اند. عمده تحقیقات صورت گرفته بر روی فرآیند سوراخ کاری پیرامون ارائه نتایج تجربی بوده است. مهم ترین پارامترهایی ورودی که بر رفتار پاسخ های خروجی دما و نیرو در سوراخ کاری استخوان اثر دارند سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی، قطر و هندسه ابزار است. علی رغم پژوهش های فراوان و ارزنده محققین در این زمینه، چگونگی تاثیر پارامترهای سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی بر رفتار پاسخ های دما و نیرو مورد اختلاف بین پژوهشگران این حوزه است [16].

واگان و همکارش با مطالعه اثر سرعت دورانی بر روی دما اعلام داشتند که با افزایش سرعت مته دمای فرآیند افزایش می یابد [17]. آگوستین و همکاران [18، 19]، کاراکا و همکاران [20]، لی و همکاران [21] و یودیلجاک و همکاران [22] و پاندا و پاندی [23] بیان داشتند که افزایش سرعت دورانی موجب بالا رفتن دمای فرآیند شده و افزایش نرخ پیشروی دما را کاهش می دهد. مانتوس و همکارش با تحقیق بر روی استخوان ران انسان دریافتند افزایش سرعت دورانی از 345 rpm تا 2900 rpm اثر خاصی بر روی تغییرات دما ندارد [24]. شاروای و همکاران بیان داشتند که با افزایش سرعت دورانی از 1225 تا 2500 دور بر دقیقه دمای فرآیند کاهش پیدا می کند [25]. همچنین شکوری و همکاران بیان داشتند که با انجام فرآیند در سرعت های بالای 10000 دور بر دقیقه دمای فرآیند کاهش پیدا می کند [26]. آگوستین و همکارانش بیان داشتند که بیشینه دما در طول ماشین کاری با افزایش نرخ پیشروی کاهش می یابد [18]. همچنین پاندا و پاندی بیان داشت که کاهش نرخ پیشروی موجب کاهش دمای فرآیند شده [16] و عالم بیان داشت که دمای فرآیند در هنگام نرخ پیشروی 20 میلی متر بر دقیقه در مقایسه با نرخ

¹ Rotational Speed² Feed Rate³ Thermal Necrosis⁴ ROBODOC⁵ Implant

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

در این معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم، y به عنوان پاسخ خروجی بر حسب ورودی های آزمایش توصیف می گردد که در این معادله ثابت های β به عنوان ضرایب معادله رگرسیون، x_i فاکتور اصلی ورودی آزمایش، x_i^2 توان دوم فاکتورهای ورودی آزمایش و $x_i x_j$ اثر برهم کنش مرتبه دوم فاکتورهای ورودی آزمایش می باشد [31]. مدل ارائه شده در صورت دقیق بودن می تواند رفتار خروجی را بر حسب پارامترهای ورودی در تمام بازه آزمایش ها پیش بینی نموده و نقاط بهینه را ارائه نماید [32].

2-1- روش های تحلیل حساسیت

تحلیل حساسیت ابزاری مناسب جهت تعیین میزان اثر متغیرهای ورودی بر روی پاسخ های خروجی سیستم ها در مسائل مهندسی می باشد. تحلیل حساسیت آماری سوبل یکی از روش های آنالیز حساسیت آماری و مستقل از مدل است که برپایه ی تجزیه واریانس می باشد. از این روش می توان برای توابع و مدل های غیرخطی و غیرکنواخت استفاده کرد [33].

2-1-1- روش تحلیل حساسیت سوبل

در این روش برای مدل تعریف شده با تابع $Y=f(X)$ ، که Y خروجی مدل و $X=(x_1, x_2, \dots, x_n)$ بردار پارامترهای ورودی می باشد و واریانس خروجی مدل (V) به صورت مجموع واریانس های هر ترم تجزیه شده به صورت رابطه (2) می باشد:

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

که در آن، V_i ($V_i = V[E(Y|x_i)]$) تأثیر مرتبه ی اول برای هر فاکتور ورودی و V_{ij} ($V_{ij} = V[E(Y|x_i, x_j)] - V_i - V_j$) تا $V_{1, \dots, n}$ برهم کنش بین n فاکتور را نشان می دهند. شاخص های حساسیت به صورت نسبت واریانس هر مرتبه به واریانس کلی به دست می آیند ($S_i = \frac{V_i}{V}$) شاخص حساسیت مرتبه ی اول، $S_{ij} = \frac{V_{ij}}{V}$ شاخص حساسیت مرتبه ی دوم و ...).

شاخص حساسیت کلی یا همان تأثیر کلی هر پارامتر به صورت مجموع همه ی مرتبه های شاخص حساسیت برای آن پارامتر به صورت رابطه (3) به دست می آید:

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

معادلات و روابط روش سوبل در مرجع [34] به طور کامل ارائه شده است.

3- خصوصیات و شرایط آزمایش

3-1- تعیین فاکتورهای ورودی و پاسخ های خروجی

در بررسی رفتار دما و نیرو در فرایند سوراخ کاری استخوان، متغیرهای سرعت دورانی ابزار (V)، نرخ پیشروی (f) و قطر ابزار (D) به عنوان فاکتورهای ورودی فرایند در نظر گرفته شده است زیرا تغییرات دما و نیرو در حین جراحی استخوان وابستگی شدیدی به متغیرهای ذکر شده دارد. همچنین بیشترین مقدار دمای ایجاد شده در بافت استخوان (T) در حین سوراخ کاری به عنوان پاسخ خروجی فرایند مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است.

3-2- انتخاب استخوان و خصوصیات آن

پیشروی 50 میلی متر بر دقیقه کمتر است [27].

همان طور که ملاحظه می گردد با مراجعه به معتبرترین منابع موجود در این زمینه هنوز اثر پارامترهای ماشین کاری در این فرایند بخصوص بر روی پارامترهای خروجی دما و نیرو ناشناخته مانده است و اختلاف در نظرات محققان قبلی مشهود است. لازم به ذکر است با وجود تحقیقات فراوان آزمایشگاهی، تاکنون طراحی آزمایش و مدل سازی آماری مناسب و تحلیل دقیق، بهینه سازی پارامترها و بهینه سازی همزمان دما و نیرو صورت نگرفته است. تحقیق در این حوزه و بهینه سازی و شبیه سازی فرایند سوراخ کاری استخوان با توجه به کاربرد بسیار حساس و متداول آن در جراحی های استخوان و دندان امری بسیار ضروری است [28].

اثر فاکتورهای ورودی مهم فرایند بر روی پاسخ های خروجی آن مورد تحلیل و ارزیابی قرار گرفته اند. در این تحقیق بیشینه دما عنوان پاسخ خروجی و همچنین سرعت دورانی، نرخ پیشروی ابزار و قطر ابزار به عنوان فاکتورهای ورودی فرایند سوراخ کاری استخوان در نظر گرفته شده است. در این تحقیق می توان بیان نمود که یک مدل سازی ریاضی و طراحی آزمایش¹ دقیق بر روی فاکتورهای ورودی و پارامترهای خروجی در زمینه سوراخ کاری استخوان صورت پذیرفته است. در این پژوهش با بهره گیری از روش سطح پاسخ یک مدل ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم به منظور تحلیل و پیش بینی رفتار دما به صورت روشمند از نتایج تجربی حاصل از آزمایش ها استخراج شده است. اثر هر یک از فاکتورهای ورودی و همچنین برهم کنش آن ها بر روی رفتار دمای فرایند تحلیل و بررسی شده اند. همچنین میزان حساسیت اثر هر یک از پارامترهای ورودی بر روی فاکتور خروجی به روش آنالیز حساسیت سوبل مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین بهینه سازی رفتار دما در این تحقیق ارائه شده است. تمامی موارد فوق برای نخستین بار در حوزه تجربی فرایند سوراخ کاری استخوان صورت پذیرفته است. در این بخش اختلاف نظر دانشمندان مورد بررسی قرار گرفته و با بهره گیری از تحلیل تجربی روشمند مبتنی بر مدل سازی های صحیح ریاضی علل به وجود آمدن این تناقضات بیان شده است و اختلاف نظر دانشمندان در این زمینه رفع گردیده است.

2- روش طراحی آزمایش ها

در تحلیل مسائل مهندسی به ویژه در انجام آزمایش های تجربی که در آن ها پاسخ مسئله تحت تأثیر متغیرهای مختلف ورودی است، بهره گیری از روش های آماری آزمایش ها کمک شایانی به طراحی، مدل سازی و تحلیل و بهینه سازی دقیق این فرایندها می نماید. یکی از بهترین روش های آماری، روش سطح پاسخ است [23]. طراحی آزمایش ها یکی از مناسب ترین روش ها برای محققین در بهبود و اصلاح و صرفه جویی در وقت و هزینه های آزمایش ها و تشخیص دقت و رفع عیوب آن ها می باشد [24]. تبیین دقت آزمایش، مدل ریاضی حاکم بر آزمایش، ارائه نمودارهای برهم کنش متغیرهای ورودی، بهینه سازی آزمایش و کسب اطمینان از دقت مدل منطبق شده بر آزمایش ها از مزایای مهم روش سطح پاسخ است [29]. همچنین این روش این قابلیت را دارد که رابطه بین ورودی ها و خروجی های یک آزمایش را مدل سازی نموده و به صورت یک معادله ریاضی رگرسیون² خطی مرتبه دوم ارائه نماید. فرم کلی معادله با توجه به متغیرها و برهم کنش های مؤثر به صورت معادله (1) می باشد [30].

¹ Design Of Experiments (DOE)

² Regression

حفظ گردد و به بافت زنده مورد عمل جراحی شباهت داشته باشد. خواص ماده استخوان با گذشت زمان بسیار تغییر خواهد کرد و دیگر مشابهت لازم را با شرایط عمل جراحی نخواهد داشت [18, 37, 38]. همچنین در صورت عدم استفاده از استخوان تازه (زمانی در حدود 3 الی 4 ساعت) و به منظور حفظ خواص آن می بایست استخوان تازه را به سرعت در فریزر با دمای منفی 25 درجه سانتی گراد قرار داد و سپس دو ساعت قبل از استفاده در دمای محیط و در یک ظرف آب و مقداری نمک قرار داد [27]. در این پژوهش استخوان تازه ران گاو از یک کشتارگاه محلی و بلافاصله پس از ذبح تهیه شده است و در صورت لزوم بلافاصله در فریزر گذاشته شده است.

3-3- سایر موارد مربوط به انجام آزمایش ها

مته های ابزار استفاده شده در این فرایند از سری مته های استاندارد فولاد تندبر¹¹ انتخاب شده است و به منظور حذف اثر سایش ابزار از مته های نو استفاده شده است. از مته های به قطر 2.5 و 4 و 5 میلی متر که بیشترین مصرف را در عمل های جراحی دارند استفاده شده است [3]. علت استفاده از مته های استاندارد این است که تمام ویژگی های هندسه مته در قطرهای مختلف یکسان است و ثابت بودن سایر شرایط آزمایش به منظور مطالعه دقیق متغیرهای تعریف شده یک فرآیند از جمله نکات بسیار مهم است. همچنین در مراجع [39, 38, 3] نیز مته مورد استفاده مشابه مته های مورد استفاده در تحقیق حاضر است.

از یک دستگاه ماشین فرز کنترل عددی (CNC) آزمایشگاهی دقیق جهت انجام فرآیند سوراخ کاری بهره گرفته شده است. جهت اندازه گیری دما از ترموکوپل های نوع K مشابه اکثر پژوهش های قبلی که در این حوزه انجام شده بهره گرفته شده است [16, 40, 41]. اعداد دمای که به منظور بررسی نکرور حرارتی در تحقیقات پزشکی ارائه شده است به طور قریب به اتفاق به وسیله ترموکوپل های مدل K اندازه گیری شده اند [18, 28]. محل استقرار ترموکوپل به منظور اندازه گیری دما براساس بررسی هایی که در تحقیقات پیشین صورت گرفته است در عمق 3 میلی متری و فاصله 0.5 میلی متری از دیواره سوراخ ایجاد شده در بافت استخوان می باشد [41] (شکل 2).

4- مدل سازی ریاضی و شبیه انجام آزمایش ها

در این پژوهش با در نظر داشتن سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی و قطر ابزار به عنوان متغیرهای ورودی تعداد 3³ آزمایش فول فاکتوریال¹² صورت گرفته و به روش سطح پاسخ و با استفاده از طرح مرکب مرکزی¹³ مدل سازی شده

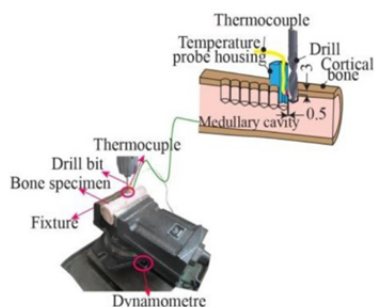


Fig. 2 An example of the components used in the experimental study of bone drilling

شکل 2 نمونه ای از اجزای به کار رفته در مطالعه تجربی فرآیند سوراخ کاری استخوان

¹¹ High-Speed Steel (HSS)

¹² Full Factorial

¹³ Central Composite Design (CCD)

در انجام آزمایش ها از استخوان ران تازه گاو¹ (سن حدود 3 الی 4 سال) استفاده شده است [3]. از قسمت دیافیز² ران گاو (بخش میانی) که طولی به اندازه حدود 90 میلی متر دارد و ضخامت استخوان کورتیکال در این محدوده در حدود 8 الی 10 میلی متر است استفاده شده است. همچنین به منظور سهولت بیشتر در انجام آزمایش ها قسمت های ابتدایی و انتهایی استخوان تازه ران به وسیله اره بریده شده است. در "شکل 1" نمایی از استخوان به کاررفته در آزمایش ها قابل مشاهده است. ویژگی های فیزیکی و مکانیکی استخوان کورتیکال ران گاو به استخوان های بلند انسان نزدیک است [35, 36]. از این رو بسیاری از محققین برای بررسی فرآیند سوراخ کاری استخوان کورتیکال، از استخوان ران گاو استفاده نموده اند [23, 37]. در جدول 1 برخی ویژگی های فیزیکی و مکانیکی استخوان تازه کورتیکال ران گاو و استخوان تازه کورتیکال ران انسان نشان داده شده است [36, 38]. هیچ حیوانی به منظور و با هدف انجام این تحقیق قربانی نشده است. عمق سوراخ کاری انجام شده در نمونه ها 8 میلی متر در نظر گرفته شده است.

در انجام این تحقیق نباید مدت زمان زیادی از زنده بودن بافت استخوان گذشته باشد تا خواص مکانیکی و ترموفیزیکی و چگالی بافت تازه استخوان



Fig. 1 bovine femur with specified area of diaphysis

شکل 1 استخوان ران گاو با ناحیه مشخص شده دیافیز

جدول 1 ویژگی های استخوان کورتیکال گاو و انسان [36, 38]

خواص استخوان	گاو	انسان
استحکام کششی ³ (MPa)	140-250	130-200
استحکام فشاری ⁴ (MPa)	45-150	40-145
مدول یانگ ⁵ (GPa)	10-22	10-17
مدول برشی ⁶ (MPa)	3	3
چگالی ⁷ (kg/m ³)	1950-2100	1800-2000
نسبت پواسن ⁸	0.33	0.4
گرمای ویژه ⁹ (J/kgK)	1300	1330
رسانایی گرمایی ¹⁰ (W/mK)	0.1-0.3	0.1-0.43

¹ Fresh Femur Bovine Bone

² Diaphysis

³ Tensile Strength

⁴ Compressive Strength

⁵ Young's Modulus

⁶ Shear Modulus

⁷ Density

⁸ Poisson's Ratio

⁹ Specific Heat

¹⁰ Thermal Conductivity

5- تحلیل تجربی فرآیند دما

1-5 مدل سازی رفتار دما

با توجه به نتایج به دست آمده از تحلیل دما، نتایج حاصل از آنالیز واریانس⁵ در جدول 4 آمده است. جدول آنالیز واریانس در طراحی آزمایش ها میزان اثر فاکتورهای ورودی و برهم کنش های آن ها را بر روی پاسخ خروجی مشخص می نماید [42].

با توجه به قابلیت اطمینان 95 درصد در آزمایش های مهندسی، مقدار P کمتر از 0.05 به منظور تعیین اثر مؤلفه های مدل در نظر گرفته می شود [42]. مقدار خطای مجموع مربعات⁶ مدل منطبق شده بر داده ها میزان دقت نوع معادله رگرسیون حاکم بر مدل را مشخص نموده و در مبحث طراحی آزمایش ها از اهمیت بسزایی برخوردار است. هرچه این مقدار در مدل های قابل انطباق بر داده ها کمتر باشد مدل مربوطه دارای خطای پیش بینی کمتری است و در این تحقیق کمترین عدد این مؤلفه برای مدل رگرسیون مرتبه دوم کامل⁸ به دست آمد. با در نظر گرفتن کمترین مقدار خطای مجموع مربعات برای مدل مرتبه دوم خطی برابر 136.470، معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم حاکم بر دمای فرآیند به صورت معادله (4) است:

$$T = 69.8213 + 0.01057V - 1.45454F - 11.8733D - 0.00002109V^2 + 0.0171684F^2 + 1.56149D^2 - 0.0001V \times F - 0.0004V \times D + 0.102253F \times D \quad (4)$$

با در نظر داشتن مقادیر حاصله، $R\text{-sq} = 96.31\%$ ، $R\text{-sq (pred)} = 90.12\%$ و $\text{sq (adj)} = 94.35\%$ و همچنین پراکندگی مناسب تحلیل باقیمانده ها با توجه به "شکل 3" می توان گفت که مدل سازی صورت گرفته از دقت بسیار خوب و مناسبی برخوردار است.

در مبحث طراحی آزمایش ها یکی از مواردی که دقت مدل حاکم بر آزمایش را تعیین می کند مقدار $R\text{-sq}$ مدل می باشد و مقدار آن با استفاده از معادله (5) محاسبه است همچنین دیگر روابط ارائه شده از روابط آماری (6) و (7) و (8) محاسبه می گردد:

$$R^2 = \frac{SS_R}{SS_T} = 1 - \frac{SS_{Res}}{SS_T} \quad (5)$$

جدول 4 تحلیل واریانس دما بر حسب ترم های مؤثر در سوراخ کاری استخوان
Table 4 Analysis of the variance of temperature in terms of effective semen in bone drilling

ترم	درجه آزادی	جمع مربعات	میانگین مربعات	مقدار	P
	DF	SS	MS	F	
مدل	9	1332.83	148.092	49.23	0.000
V	1	623.85	623.85	207.96	0.000
F	1	91.08	91.08	25.70	0.000
D	1	149.47	149.47	54.46	0.000
V ²	1	26.66	26.66	8.86	0.008
F ²	1	282.96	282.96	94.07	0.000
D ²	1	32.48	32.48	10.80	0.004
V.F	1	44.81	44.81	14.90	0.001
V.D	1	2.05	2.05	0.68	0.421
F.D	1	79.46	79.46	26.42	0.000

⁵ ANOVA

⁶ Pvalue

⁷ PRESS

⁸ Full Quadratic

است. در جدول 2 متغیرهای ورودی و بازه تغییرات آن با توجه به سه سطح کد شده¹ آن ها نمایش داده شده است.

در جدول 3 نیز مقادیر متغیرهای خروجی برای هر 27 آزمایش آورده شده است. از نرم افزار مینی تب² نسخه 18 و دیزاین اکسپرت³ 10 برای تحلیل و تفسیر نتایج و همچنین بدست آوردن ضرایب معادله ریاضی رگرسیون حاکم بر آزمایش استفاده شده است.

در انجام آزمایش ها به منظور بالا بردن دقت و صحت نتایج آزمایش، هر آزمایش سه بار تکرار شده است و میانگین بیشترین مقدار دما به عنوان پاسخ دما برای هر آزمایش گزارش شده است، لازم به ذکر است که به منظور جلوگیری از ایجاد خطاهای پیش بینی نشده آزمایش ها به صورت تصادفی⁴ انجام شده است [42]. با استفاده از روش سطح پاسخ و آنالیز داده ها یک معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم برای هر پاسخ خروجی بر حسب متغیرهای ورودی با در نظر گرفتن دقت مدل منطبق شده که از داده های آزمایش و یا از نزدیک ترین نقاط به آن ها در مدل سازی صورت گرفته عبور کرده، حاصل گشته و تفسیر نتایج، تحلیل حساسیت آماری و همچنین بهینه سازی مورد نظر بر روی مدل انجام شده است

جدول 2 مقادیر کد شده متغیرهای ورودی در سوراخ کاری استخوان

Table 2 Coded values of input variables in bone drilling

ورودی های آزمایش	-1	0	1
سرعت دورانی ابزار (rpm) V	500	1500	2500
نرخ پیشروی f (mm/min)	10	30	50
قطر ابزار D (mm)	2.5	4	5

جدول 3 آزمایش های انجام شده و مقادیر پاسخ دما

Table 3 The experiments carried out and the value of the response of temperature

شماره آزمایش	V (rpm)	f (mm/min)	D (mm)	T (°C)
1	-1	-1	-1	42.5
2	0	-1	-1	51.7
3	1	-1	-1	52.14
4	-1	0	-1	45.42
5	0	-1	0	49.23
6	1	-1	0	54.02
7	-1	0	-1	44.50
8	0	-1	1	51.70
9	1	-1	1	52.15
10	-1	0	-1	37.52
11	0	0	-1	43.23
12	1	0	-1	47.70
13	-1	0	0	37.53
14	0	0	0	42.92
15	1	0	0	46.20
16	-1	0	1	41.59
17	0	0	1	51.38
18	1	0	1	53.72
19	-1	1	-1	38.70
20	0	1	-1	50.63
21	1	1	-1	56.93
22	-1	1	0	42.80
23	0	1	0	54.18
24	1	1	0	60.27
25	-1	1	1	53.13
26	0	1	1	60.67
27	1	1	1	66.53

¹ Coded Unit

² Minitab

³ Design Expert

⁴ Random

نمودارهای "شکل 5" رفتار دما را براساس متغیرهای ورودی فرآیند طبق مدل سازی صورت گرفته به روش سطح پاسخ ارائه می دهند و در "شکل 6"، "شکل 7" و "شکل 8" نمودارهای اثر ترم اصلی حاصل از مدل سازی سطح پاسخ و نمودارهای پراکندگی نقاط پاسخ های دما با تغییرات همزمان پارامترهای ورودی را نشان می دهند. نقاط پراکنده موجود در این نمودارها با استفاده از نرم افزار سیم لب⁵ و به روش سوبل استخراج شده اند. در روش سوبل برخلاف روش های گرافیکی، که در آن ها تمامی ورودی ها به جز یک ورودی ثابت است، با استفاده از الگوریتم های تحلیل سوبل تمامی پارامترها به طور همزمان تغییر می نمایند.

5-2-1- بررسی اثر سرعت دورانی ابزار

همان طور که بیان گردید رفتار دمای فرآیند به شدت به تغییرات سرعت دورانی ابزار وابسته است. نمودار برهم کنش رفتار دما برحسب نرخ پیشروی و سرعت دورانی در قطرهای مختلف در "شکل 5" نشان داده شده است. همان طور که ملاحظه می گردد این نمودار رویه ای مرتبه دوم دارای نقطه ای زینی شکل 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. علت اصلی این که نتایج محققین قبلی علی رغم صحت نتایج در این زمینه اختلافات فراوانی با یکدیگر دارد، رفتارهای متفاوت فرآیند در کنار و اطراف این نقطه زینی است. لذا هر دو نتیجه کاهش دما در سرعت های پایین و همچنین بهبود فرآیند در ماشین کاری سرعت بالا با وجود این نمودار قابل توجیه است.

بنابراین توجه به این نقطه بحرانی مدل دما بسیار مهم بوده که تاکنون به علت عدم مدل سازی مناسب فرآیند به دقت به آن پرداخته نشده است. در این محدوده انجام آزمایش ها و در این تحقیق با توجه به نمودار "شکل 5" و نمودار اثر فاکتور اصلی سرعت دورانی ابزار در "شکل 6"، با افزایش سرعت دورانی ابزار، بیشینه دما افزایش می یابد همان طور که ملاحظه می شود کم ترین آسیب به استخوان از منظر ایجاد نکرور حرارتی در سرعت های دورانی پایین قابل دسترسی است.

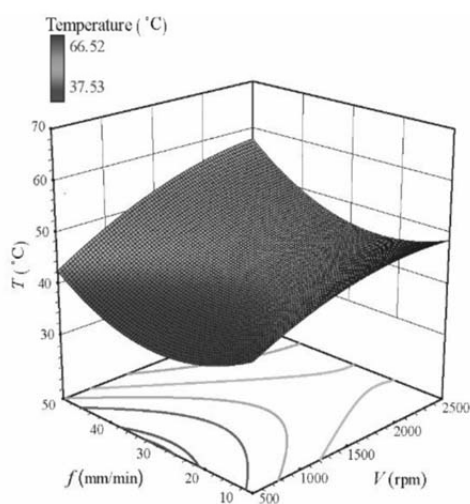


Fig. 4 Flow temperature response diagram in terms of rotational speed and feed rate

شکل 4 نمودار رویه پاسخ دما بر حسب سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی

$$R^2_{Adj} = \frac{SS_{Res}/(n-p)}{SS_T/(n-1)} = 1 - \frac{MS_{Res}}{MS_T} = 1 - \left(\frac{n-1}{n-p}\right)(1 - R^2) \quad (6)$$

$$R^2_{Pred} = 1 - \frac{PRESS}{SS_T} \quad (7)$$

$$PRESS = \sum_{i=1}^n e_{(i)}^2 = \sum_{i=1}^n [y_i - \hat{y}_{(i)}]^2 \quad (8)$$

هرچه مقدار این مولفه به عدد 1 و یا 100٪ نزدیک باشد، دقت انطباق مدل بالاتر و پیش بینی مدل آماری رگرسیون منطبق شده بر داده ها دقیق تر خواهد بود [42]. یکی دیگر از مواردی که دقت مدل سازی و نتایج حاصله را تعیین می نماید بحث تحلیل پراکندگی باقیمانده ها¹ می باشد. مدلی که به داده های واقعی منطبق شده است می بایست از نزدیک مقادیر واقعی عبور کرده باشد و در عین حال فاصله داده های واقعی از مدل رگرسیون منطبق شده کم و تصادفی باشد. کم بودن این مقدار را R-sq مشخص می کند و پراکندگی تصادفی آن را نمودار "شکل 3" نشان می دهد که در این تحقیق هم مدل خوب منطبق شده و هم نظم خاصی در توزیع باقیمانده ها مشاهده نمی شود که این بسیار خوب است.

5-2-2- بررسی اثر متغیرهای ورودی در رفتار دما و تحلیل حساسیت پارامترها

در این بخش با توجه به مدل سازی صورت گرفته و انطباق آن بر داده های آزمایش ها و با در نظر گرفتن ترم های مؤثر در مدل، سعی بر آن است تا نقش سرعت دورانی، نرخ پیشروی و قطر ابزار در رفتار دما تبیین گردد. رویه پاسخ رفتار دما برحسب سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی در "شکل 4" ارائه شده است. بدین منظور ضمن بررسی میزان حساسیت هر یک از پارامترهای ورودی در پاسخ سیستم، به بررسی و تحلیل منحنی کانتور پلات² برهم کنش³ مؤثر سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی که در "شکل 5" قابل مشاهده است و نمودارهای اثر فاکتورهای اصلی⁴ آن ها که در "شکل 6"، "شکل 7" و "شکل 8" آمده است پرداخته خواهد شد.

در مبحث طراحی آزمایش ها اگر هر دو اثر فاکتور اصلی و برهم کنش فاکتورها مؤثر واقع شد، تحلیل و بررسی رفتارها و بیان نتایج می بایست از روی نمودارهای اثر برهم کنش بیان گردد و نمودارهای اثر فاکتور اصلی در اولویت بعد قرار دارد [42].

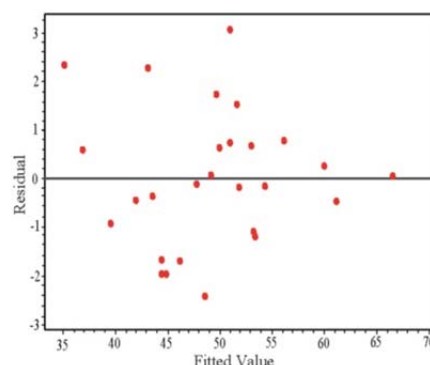


Fig. 3 Dissemination of the remainder of the matched model

شکل 3 پراکندگی باقیمانده ها نسبت به مدل منطبق شده

¹ Residual Fitted Value

² Contour Plots

³ Interaction Effect

⁴ Main Effects

⁵ Sim Lab

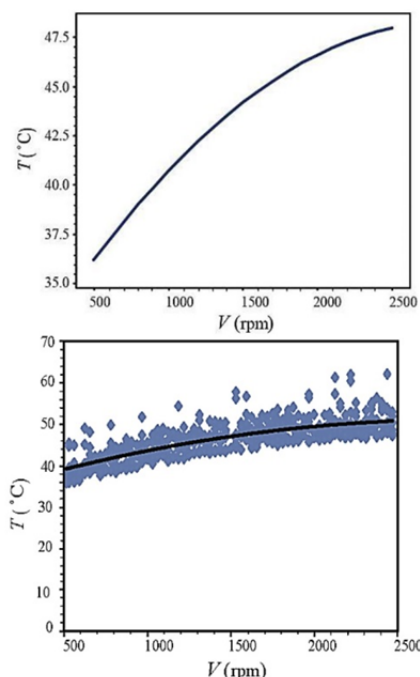


Fig. 6 Effect Graphs on the Effects of rotational Speed on Temperature

شکل 6 نمودارهای اثر فاکتور سرعت دورانی ابزار در رفتار دما

همان طور که در نمودارهای "شکل 5" و نمودار "شکل 7" مشخص است افزایش قطر مته سبب افزایش بیشینه دمای فرایند می گردد. با افزایش قطر مته، سطح بین استخوان و مته افزایش می یابد و در نتیجه اصطکاک بین مته و استخوان و حرارت ایجاد شده بیشتر خواهد شد همچنین با افزایش قطر مته نیروی محوری وارد شده به استخوان افزایش یافته که این مورد نیز باعث افزایش دمای فرایند خواهد شد. همچنین با افزایش قطر ابزار نرخ افزایش دمای فرایند بسیار شدیدتر خواهد شد. همان طور که در نمودار-های "شکل 5" مشخص است محدوده مجاز عدم ایجاد نکرور حرارتی در هنگام استفاده از مته به قطر 5 میلی متر بسیار کمتر از حالتی است که از مته به قطر 4 و 2.5 میلی متر استفاده می گردد. لازم به ذکر است از جهت پزشکی و در صورت امکان هرچه از مته در قطرهای کمتر استفاده شود مدت زمان لازم جهت بهبود و طول دوره درمان بیمار کمتر می گردد [18].

5-2-3- بررسی اثر نرخ پیشروی

رفتار اثر نرخ پیشروی ابزار در دمای استخوان رفتاری پیچیده است. علت این امر آن است که در پیشروی های پایین، نیروی وارد بر استخوان و همچنین اصطکاک بین ابزار و استخوان و همچنین ضخامت براده تغییر شکل یافته کمتر است و همچنین خروج براده با سهولت صورت می گیرد که این امر موجب کاهش اصطکاک تماسی و همچنین پایین بودن حرارت ایجاد شده در استخوان می گردد [43, 44]. در عین حال زمان مواجهه استخوان با ابزار زیاد است که این موضوع موجب افزایش نرخ انتقال حرارت از ابزار به استخوان و در نتیجه بالا رفتن دما در استخوان می گردد. با افزایش پیشروی، نیروی وارد به قطعه کار به شدت افزایش می یابد. همچنین ضخامت براده تغییر شکل یافته بیشتر می شود هر چند زمان مواجهه ابزار و استخوان کاهش می یابد و اگر در این شرایط قطر ابزار نیز افزایش یابد، همان طور که ملاحظه می گردد این افزایش نیرو و اصطکاک و افزایش ضخامت براده تغییر شکل یافته به شدت موجب افزایش حرارت خواهد شد.

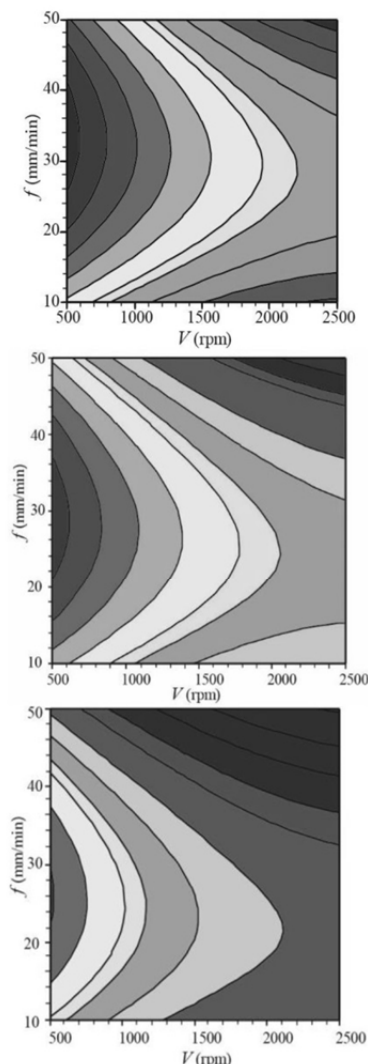


Fig. 5 Graphs of interaction between the feed rate and rotational Speed of instruments in different diameters in temperature behavior

شکل 5 نمودارهای برهم کنش نرخ پیشروی و سرعت دورانی ابزار در قطرهای مختلف در رفتار دما

پیش بینی می شود با توجه به وجود نقطه زینی شکل در نمودارهای "شکل 5"، در ماشین کاری های سرعت بالا نیز پس از نقطه بحرانی می توان به دما-های پایین 47 درجه دست یافت و با توجه به "شکل 6" رفته رفته از شیب نمودار سرعت دورانی برحسب دما کاسته شده است و این موضوع به علت سهولت خروج براده از محل سوراخ کاری است. این امر توسط محققین در تحقیقات آزمایشگاهی هم اکنون در حال مطالعه است و نتایج به دست آمده از این قرار است که با انجام فرایند سوراخ کاری سرعت بالا امکان ایجاد نکرور حرارتی کاهش یافته و نرخ افزایش دمای فرایند کاهش می یابد [26].

5-2-2- بررسی اثر قطر ابزار

قطر ابزار با توجه به مقدار F و ضریب معادله رگرسیون در محدوده آزمایش های انجام شده نقش بسیار مؤثری در حرارت ایجاد شده و ایجاد نکرور حرارتی دارد. با ملاحظه نمودارهای "شکل 5" و "شکل 7" می توان دریافت که با افزایش قطر ابزار دمای فرایند افزایش می یابد.

¹ Evaliue

علت این امر آن است که در نرخ های پیشروی میانی نسبت به پیشروی های کمتر، زمان مواجه و تماس استخوان با ابزار کمتر است که این امر اثر بسیار خوبی در کاهش دمای فرایند دارد. همچنین در نرخ های پیشروی میانی نسبت به نرخ های پیشروی بالا، نیروی اعمالی به استخوان و اصطکاک بین مته و استخوان و ضخامت براده تغییر شکل یافته کمتر است و این امر نیز موجب پایین بودن دمای استخوان در نرخ های پیشروی میانی می گردد. افزایش نرخ پیشروی در ابتدا سبب خروج بهتر براده های ترد استخوان و کاهش اصطکاک و درجه حرارت، به علت کاهش زمان تماس می گردد 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 فرایند می گردد [43، 44].

5-2-4- آنالیز سوبل در بررسی حساسیت پارامترهای موثر در رفتار دما در سوراخ کاری استخوان

با توجه به نتایج موجود در "شکل 6"، "شکل 7" و "شکل 8" و در تحلیل حساسیت دما در فرایند سوراخ کاری استخوان و تحلیل آنالیز واریانس روش سطح پاسخ، مشخص می گردد که در بازه های در نظر گرفته شده برای پارامترهای ورودی در این مقاله و با در نظر گرفتن تغییرات همزمان همه پارامترها در رفتار دما در فرایند سوراخ کاری، به ترتیب سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی و قطر ابزار بیشترین اثر را داشته زیرا در بازه ی تغییرات مورد بررسی برای این پارامترها شیب کلی تغییرات منحنی گرافیکی در این نمودارها نشان دهنده میزان تاثیر هر یک از پارامترها است و البته همگی دارای اثر محسوس در رفتار فرایند هستند.

"شکل 9" که نتایج آنالیز حساسیت پارامترها به روش سوبل را نشان می دهد نیز صحت نتایج به دست آمده را تأیید می کند. "شکل 9" نشان می دهد که در بررسی حساسیت رفتار دما در فرایند سوراخ کاری استخوان در بین پارامترهای ورودی، با توجه به درصد های به دست آمده از روش آنالیز حساسیت آماری سوبل و با استفاده از نرم افزار سیم پل که با الگوریتم تحلیل حساسیت سوبل پارامترهای ورودی را به طور همزمان تغییر داده و اثر آن را بر پارامتر خروجی بررسی می نماید [30]، سرعت دورانی ابزار دارای اثر 61 درصدی و پس از آن نرخ پیشروی با 26 درصد و قطر ابزار با 13 درصد تأثیر گذار می باشند.

روش آماری آنالیز حساسیت سوبل، نسبت به آنالیز واریانس این برتری را دارد که علاوه بر مشاهده ی تأثیر کیفی پارامترهای ورودی بر پارامتر خروجی می توان تأثیر کمی و دقیق این پارامترها را به طور همزمان به دست آورده و

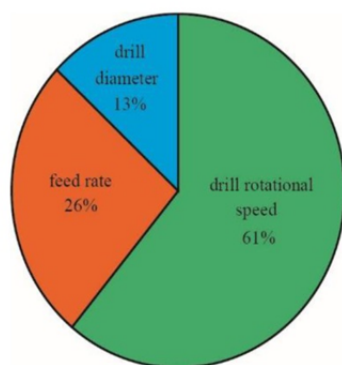


Fig. 9 Graph of percentage effect of process parameters on temperature behavior

شکل 9 نمودار درصد تأثیر پارامترهای فرایند در رفتار دما

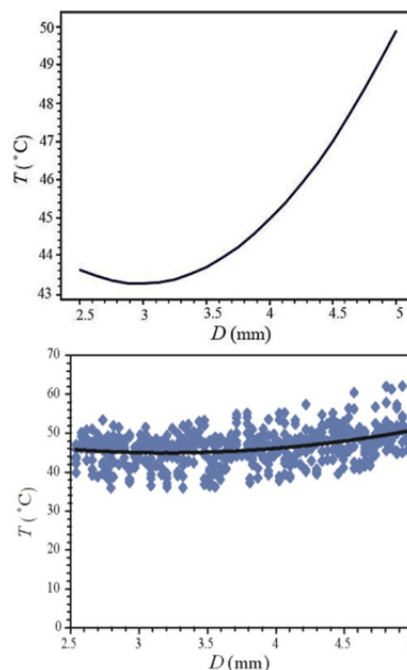


Fig. 7 The main instrumental graphs of instrument diameter in temperature behavior

شکل 7 نمودارهای اثر فاکتور اصلی قطر ابزار در رفتار دما

همان طور که در نمودار "شکل 8" اثر فاکتور اصلی نرخ پیشروی مشخص است و با توجه به محدوده انجام آزمایش ها، کمترین افزایش دما در نرخ های پیشروی میانی اتفاق می افتد. در این شرایط هم زمان تماس ابزار و استخوان نسبت به پیشروی های پایین کمتر است و هم نیروی وارده و اصطکاک بین ابزار و استخوان نسبت به پیشروی های بالا کمتر است. با در نظر داشتن نمودارهای "شکل 5" نیز با افزایش نرخ پیشروی در یک سرعت معین ابتدا دمای بیشینه، کاهش یافته و مجدد افزایش می یابد.

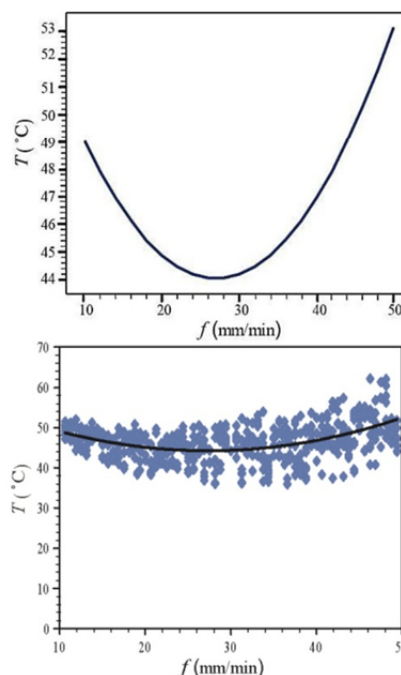


Fig. 8 Graphs of the main factor of the feed rate

شکل 8 نمودارهای اثر فاکتور اصلی نرخ پیشروی

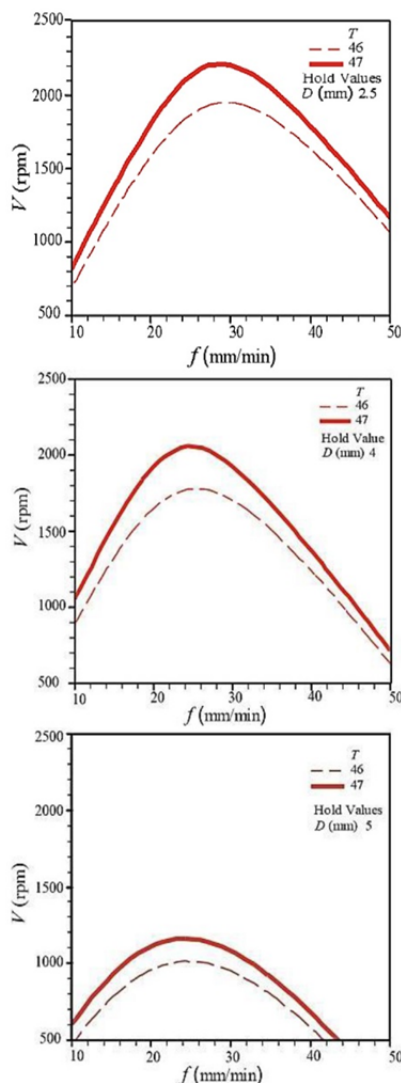


Fig. 10 Charts defining the permitted range of parameter setting in order to avoid creating necrosis

شکل 10 نمودارهای تعیین‌کننده محدوده مجاز تنظیم پارامترها به منظور عدم ایجاد نکرز حرارتی

در این تحقیق با مدل‌سازی و مطالعه اثر برهم‌کنش بین متغیرهای ورودی مشخص گردید رفتار دما از یک رویه پاسخ دارای نقطه بحرانی زینی شکل تبعیت می‌کند (نمودارهای "شکل 5"، به‌طوری‌که در اطراف این نقطه زینی شکل نمو دما رفتارهای کاملاً متضادی دارد بدین‌شکل که در سمت راست این نقطه با افزایش سرعت دورانی دمای فرآیند سوراخ‌کاری استخوان کاهش می‌یابد و در سمت چپ این نقطه با کاهش سرعت دورانی دمای فرآیند کاهش می‌یابد و در سمت بالای این نقطه با افزایش پیشروی دمای فرآیند افزایش می‌یابد و در قسمت پایین این نقطه با کاهش پیشروی دمای فرآیند افزایش می‌یابد. لذا در این تحقیق به سهولت می‌توان اختلاف‌نظر بین محققین را توجیه نمود به‌طوری‌که در چهار ناحیه اطراف این نقطه بحرانی هر چهار حالت مختلف ارائه شده توسط دیگر محققین با توجه به محدوده انجام آزمایش‌های آن‌ها قابل رویت است.

2-1-6 عدم استفاده از روش‌های طراحی آزمایش و مدل‌سازی روشمند آزمایش

پارامترهای مهم با تأثیرگذاری بالا و پارامترهای کم‌اثر را به‌طور دقیق شناسایی نمود. البته در تحلیل اثر برهم‌کنش رفتار پارامترها و تحلیل دقیق رفتارهای پیچیده روش سطح پاسخ تحلیلی کامل‌تر را ارائه می‌نماید.

6- بهینه‌سازی فرایند دما در محدوده انجام آزمایش‌ها

در این بخش بهینه‌سازی فرآیند به‌منظور دستیابی به کمترین مقدار دما در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان صورت گرفته است. با در نظر گرفتن حد کمینه مدل منطبق شده بر آزمایش‌ها و لحاظ نمودن حد مطلوبیت¹، نتیجه بدست آمده از بهینه‌سازی در جدول 5 ارائه شده است.

همان‌طور که ملاحظه می‌گردد، بهینه‌سازی صورت گرفته از دقت خوب برخوردار بوده و قابل اطمینان است و کمترین مقدار دما در محدوده آزمایش‌ها با استفاده از مته به قطر 2.5 میلی‌متر و پیشروی 30 میلی‌متر بر دقیقه و سرعت دورانی 500 دور بر دقیقه حاصل می‌گردد که مقداری حدود 37 درجه است. محدوده مجاز عملکرد جراح با توجه به انتخاب قطر ابزار "شکل 10" و در تمام محدوده زیر خط قرمز رنگ مربوط به دمای 47 درجه قابل انجام است، به‌منظور اطمینان بیشتر مرز دمایی 46 درجه نیز در نمودارها به‌صورت خط‌چین مشخص شده است. ملاحظه می‌گردد که سطح محدوده مجاز با افزایش قطر مته کاهش می‌یابد. این نمودارها این امکان را به جراح می‌دهد که با توجه به شرایط عمل جراحی و اطمینان از عدم ایجاد نکرز حرارتی سرعت عمل خود را تعیین نماید. این محدوده در هنگام استفاده از مته به قطر 5 میلی‌متر به شدت کاهش یافته و حداکثر سرعت دورانی ابزار در محدوده مطمئن حدود 1000 دور بر دقیقه با نرخ پیشروی 25 میلی‌متر بر دقیقه است. همچنین می‌توان نرخ پیشروی را تا 40 میلی‌متر بر دقیقه بالا برد به شرط آن‌که سرعت دورانی در کمترین مقدار خود یعنی 500 دور بر دقیقه باشد.

6-1- بررسی علت اختلاف نتایج محققین پیشین

علی‌رغم صحت اکثر آزمایش‌های انجام شده قبلی، برخی موارد سبب بروز این اختلاف نتایج شده است. وجود این اختلاف‌نظرها نشانه وجود یک چالش علمی در ارائه نتایج است و با توجه به کاربرد فراوان فرایند سوراخ‌کاری استخوان می‌بایست روشی ارائه نمود که بتواند این چالش را مرتفع نماید و نحوه تأثیر متغیرهای ورودی فرایند را بر روی پاسخ‌های خروجی به‌طور دقیق مشخص نماید که در این تحقیق به تفصیل و به‌صورت روشمند ارائه شده است.

در این بخش به برخی از مواردی که سبب ایجاد این تناقضات شده است می‌توان اشاره نمود.

6-1-1 وجود نقطه زینی شکل در رویه پاسخ معادله حاکم بر فرآیند و عدم لحاظ نمودن آن

جدول 5 بهینه‌سازی انجام شده به‌منظور رسیدن به کمترین مقدار دما

بهینه‌سازی	T (°C)	D (mm)	F (mm/min)	V (rpm)
مدل‌سازی	35.18	2.5	30	500
آزمایش	37.52	2.5	30	500
درصد خطا	6%	—	—	—

¹ Desirability

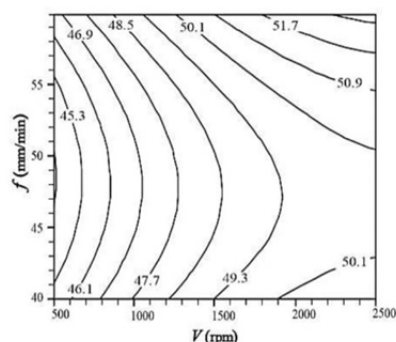


Fig. 11 The effect of interaction between the rotational Speed of the tool and the feed rate of progression on the temperature (panda and pandie)

شکل 11 اثر برهم کنش سرعت دوران ابزار و نرخ پیشروی بر روی دما (پاندا و پاندی)

4-1-6- پیچیده بودن تحلیل رفتار نرخ پیشروی و برهم کنش مؤثر آن با قطر ابزار

همان طور که در تحلیل اثر نرخ پیشروی ابزار بیان گردید توجیه چگونگی اثر نرخ پیشروی بر روی رفتار دما در فرآیند سوراخ کاری استخوان پیچیده است. علت این امر آن است که در مورد نرخ پیشروی دو اتفاق متضاد رخ می دهد: 4-1-6: در نرخ های پیشروی پایین، نیروی وارد بر استخوان و همچنین اصطکاک بین ابزار و استخوان و همچنین ضخامت براده تغییر شکل یافته کمتر است و همچنین خروج براده با سهولت صورت می گیرد که این امر موجب کاهش اصطکاک تماسی و همچنین پایین بودن حرارت ایجاد شده در استخوان می گردد [43, 44] و با افزایش پیشروی، نیروی وارد به قطعه کار به شدت افزایش می یابد. همچنین ضخامت براده تغییر شکل یافته بیشتر می شود و دمای فرآیند افزایش می یابد.

4-1-6-2: در عین حال در پیشروی های پایین زمان مواجهه استخوان با ابزار زیاد است که این موضوع موجب افزایش نرخ انتقال حرارت از ابزار به استخوان و در نتیجه بالا رفتن دما می گردد هر چند میزان اصطکاک کمتر است و در صورت افزایش پیشروی به علت کاهش زمان مواجهه ابزار و قطعه کار نرخ انتقال حرارت کاهش می یابد.

حال می بایست ملاحظه نمود که با توجه به شرایط و محدوده انجام آزمایش ها، اثر کدام یک از موارد ذکر شده بیشتر است. قطر ابزار نقش تعیین کننده ای در میزان برتری اثر هر یک از دو مورد ذکر شده ایفا می کند. بدین منظور یک سری آزمایش ها با فاصله معنی دار اندازه قطر ابزار صورت گرفت که نمودار اثر برهم کنش فاکتور قطر و نرخ پیشروی در "شکل 12" ارائه شده است.

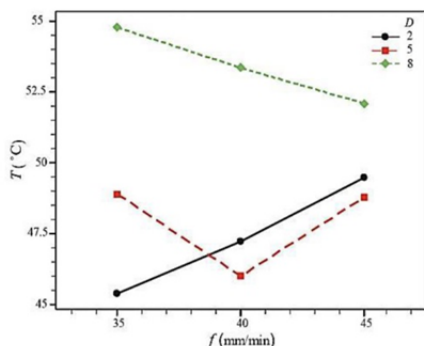


Fig. 12 Effective diameter and progress rate diagram

شکل 12 نمودار برهم کنش مؤثر قطر و نرخ پیشروی

عدم استفاده از روش های طراحی آزمایش و مدل سازی آماری فرآیند موجب می گردد که توان تحلیل و مطالعه رفتار متغیرهای آزمایش بسیار کاهش و یا در مواقعی مشابه تحقیق حاضر موجب پیچیدگی توجیه رفتار و ناتوانی در ارائه نتایج صحیح می گردد. ثابت نگه داشتن تمامی پارامترها و تغییر یک فاکتور ورودی در انجام آزمایش ها که در بسیاری از تحقیقات گذشته صورت گرفته است توسط ارائه دهندگان مبحث طراحی آزمایش ها رد شده و قابل استناد نیست.

6-1-3- استفاده از طراحی آزمایش نامناسب علی رغم صحت آزمایش های

انجام شده

تنها افرادی که قبل از تحقیق حاضر در مطالعه تجربی فرآیند سوراخ کاری استخوان در سال های 2014 و 2015 از روش طراحی آزمایش ها استفاده نموده اند دو محقق به نام های پاندا و پاندی می باشند [16, 23, 39]. در تحقیقات ارائه شده توسط این افراد برای تحلیل نتایج حاصل از آزمایش، از روش تاکوچی استفاده شده است. روش تاکوچی یکی از روش های آماری می باشد که صرفاً اثر فاکتورهای اصلی را مورد مطالعه قرار می دهد و تحلیلی پیرامون اثر برهم کنش بین فاکتورها ارائه نمی کند [42]. این محققین دو فاکتور اصلی نرخ پیشروی و سرعت دورانی ابزار را به عنوان متغیرهای ورودی در نظر گرفته و تعداد 9 آزمایش را به صورت زیر انجام داده اند و از یک مته به قطر 6 میلی متر استفاده نموده اند [23, 38].

این دو دانشمند به این نتیجه رسیده اند که با کاهش نرخ پیشروی و سرعت دورانی دمای فرآیند کاهش می یابد و پیشنهاد تنظیم پارامترهای فرآیند را در کمترین مقدار خود ارائه نموده اند [23, 38]. در این زمینه لازم به ذکر است:

6-1-3-1: استفاده از روش تاکوچی می بایست هنگامی استفاده گردد که فاکتور نویز در سیستم وجود دارد. در مواردی نظیر این تحقیق که صرفاً بحث روی فاکتورهای ورودی اصلی است و فاکتور نویز بر روی سیستم وجود ندارد صحیح نمی باشد [42].

6-1-3-2: نقطه ضعف مدل تاکوچی این است که اثر برهم کنش بین فاکتورها را مطالعه نمی کند [42].

6-1-3-3: اگر داده های این محققان را به روش سطح پاسخ مدل سازی نمود، ملاحظه می گردد که رفتار برهم کنش بین این دو فاکتور به صورت یک رویه دارای نقطه بحرانی زینی است که توسط محققین نادیده گرفته شده و همچنین صحت نتایج آزمایش های تحقیق حاضر را نیز مشخص می نماید.

جدول 6 آزمایش های انجام شده توسط پاندا و پاند [23, 38]

Table 6 Experiments conducted by Panda and Pandey [23, 38]

شماره آزمایش	V (rpm)	F (mm/min)	T (°C)
1	500	40	45.7
2	500	60	46.5
3	2500	40	50.7
4	2500	60	52.6
5	1500	40	49.1
6	1500	60	51.2
7	500	50	44.5
8	2500	50	50.1
9	1500	50	48.4

کاهش احتمال ایجاد نکرز حرارتی می شود. رفتار نرخ پیشروی در این فرآیند پیچیده است و علت این پیچیدگی اثر زمان تماس مته و استخوان و در نتیجه افزایش دما در نرخ های پیشروی پایین و افزایش نیرو و اصطکاک و در نتیجه افزایش دما در نرخ های پیشروی بالا است که این موضوع در تحلیل این پارامتر به تفصیل توضیح داده شد.

در بحث تحلیل حساسیت دما با در نظر گرفتن تغییرات همزمان همه پارامترها در رفتار دما به ترتیب سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی و قطر ابزار بیشترین اثر را داشته و سرعت دورانی ابزار با 61 درصد بیشترین تاثیر را در افزایش دمای فرآیند داشته و پس از آن نرخ پیشروی ابزار با 26 درصد و قطر ابزار با 13 درصد دارای اثر محسوس در فرآیند هستند.

با توجه به بهینه سازی صورت گرفته در این تحقیق می توان دریافت که کمینه دما در این فرآیند با بهره گیری از کمترین قطر مته (2.5 میلی متر)، کمترین سرعت دورانی ابزار (500 دور بر دقیقه) و نرخ پیشروی (30 میلی متر بر دقیقه) صورت می پذیرد که در حدود 37 درجه سانتی گراد است.

8- فهرست علائم

D	قطر ابزار (mm)
f	نرخ پیشروی (mm/min)
T	دما ($^{\circ}\text{C}$)
V	سرعت دورانی ابزار (rpm)

9- مراجع

- [1] M. Mitsuishi, J. Cao, P. Bártolo, D. Friedrich, A. J. Shih, K. Rajurkar, et al., *Biomanufacturing, CIRP Annals-Manufacturing Technology*, Vol. 62, pp. 585-606, 2013.
- [2] I. Diaz, J. J. Gil, M. Louredo, Bone drilling methodology and tool based on position measurements, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 112, No. 2, pp. 284-292, 2013.
- [3] 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.
- [4] Y. Wang, M. Cao, X. Zhao, G. Zhu, C. McClean, Y. Zhao, et al., 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.
- [5] B. L. Tai, A. C. Palmisano, B. Belmont, T. A. Irwin, J. Holmes, A. J. Shih, Numerical evaluation of sequential bone drilling strategies based on thermal damage, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 37, No. 9, pp. 855-861, 2015.
- [6] W. A. Lughmani, K. Bouazza-Marouf, I. Ashcroft, Drilling in cortical bone: A finite element model and experimental investigations, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 42, No. 6, pp. 32-42, 2015.
- [7] J. Sui, N. Sugita, K. Ishii, K. Harada, M. Mitsuishi, Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation, *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 214, pp. 1018-1026, 2014.
- [8] S. den Dunnen, L. Mulder, G. M. Kerkhoffs, J. Dankelman, G. J. Tuijthof, Waterjet drilling in porcine bone: The effect of the nozzle diameter and bone architecture on the hole dimensions, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 27, No. 10, pp. 84-93, 2013.
- [9] V. Bogović, 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.
- [10] R. K. Pandey, S. S. Panda, Evaluation of delamination in drilling of bone, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 37, No. 7, pp. 657-664, 2015.
- [11] K. J. Chun, B. Schmidt, B. Köktürk, R. Tilz, A. Fürtkranz, M. Konstantinidou, et al., Catheter ablation—new developments in robotics, *Herz/Kardiovaskuläre Erkrankungen*, Vol. 33, pp. 586-589, 2008.
- [12] G. Augustin, T. Zigman, S. Davila, T. Udiljak, T. Staroveski, D. Brezak, et al., Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis, *Clinical Biomechanics*, Vol. 27, No. 4, pp. 313-325, 2012.
- [13] J. Pransky, Surgeons' realizations of RoboDoc, *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 25, pp. 105-108, 1998.
- [14] M. H. Aziz, M. A. Ayub, R. Jaafar, Real-time algorithm for detection of breakthrough bone drilling, *Procedia Engineering*, Vol. 41, pp. 352-359, 2012.
- [15] M. Louredo, I. Diaz, J. J. Gil, DRIBON: A mechatronic bone drilling tool, *Mechatronics*, Vol. 22, pp. 1060-1066, 2012.
- [16] R. K. Pandey, S. Panda, Optimization of bone drilling parameters using

با توجه به نکات مطرح شده و همان طور که در "شکل 12" ملاحظه می شود، اثر رفتار پیشروی در قطرهای مختلف کاملاً متفاوت است.

هنگامی که قطر مته کوچک تر است، با افزایش پیشروی دمای فرآیند افزایش می یابد و اثر زمان مواجهه و تماس مته و استخوان در پیشروی های پایین نسبت به اثر افزایش نیرو و اصطکاک در پیشروی های بالا کمتر است و در نتیجه افزایش پیشروی موجب افزایش دمای فرآیند می شود.

در هنگام استفاده از مته با قطر بزرگ تر ضمن افزایش دمای شدید فرآیند، اثر زمان تماس مته و استخوان که در پیشروی های پایین رخ می دهد نسبت به اثر افزایش نیرو به واسطه بالا رفتن پیشروی بیشتر است، زیرا سطح تماس مته و استخوان و همچنین زمان تماس به شدت افزایش یافته است. از این رو افزایش پیشروی موجب کاهش زمان تماس ابزار و استخوان و کاهش دمای فرآیند می شود.

در قطر متوسط در محدوده آزمایش ها بهترین شرایط در یک پیشروی میانی اتفاق می افتد و در این شرایط هم زمان تماس مته و استخوان نسبت به پیشروی های پایین کمتر است و هم نیروی وارده و اصطکاک بین مته و استخوان نسبت به پیشروی های بالا کمتر است. موارد مطرح شده در این زمینه برای اولین بار در این تحقیق بحث و بررسی شده است.

7- نتیجه گیری

در این پژوهش ضمن بهره گیری از یک طراحی آزمایش مناسب، مدل سازی و بهینه سازی چندمنظوره همزمان به روش سطح پاسخ برای اولین بار بر روی فرآیند سوراخ کاری استخوان و با در نظر گرفتن سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی و قطر ابزار به عنوان متغیرهای ورودی و دما به عنوان متغیر خروجی، صورت پذیرفته است و چگونگی رفتار هر یک از متغیرها در پاسخ فرآیند به دقت مورد مطالعه قرار گرفته است.

علت اختلاف محققین در رفتار دما در فرآیند سوراخ کاری استخوان، علی رغم صحت داده ها و آزمایش های آن ها، عدم در نظر گرفتن اثر برهم کنش پارامترهای موثر در فرآیند می باشد. مطالعه اثر برهم کنش¹ هر سه فاکتور به طور همزمان، توانسته است خطاهای تحلیل نتایج حاصل از آزمایش را که معمولاً به علت مطالعه در محدوده خاص و یا ثابت نگه داشتن سایر فاکتورها و تغییر یک فاکتور خاص به وجود می آید به حداقل ممکن برساند.

معادله ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم برای دما بر حسب متغیرهای ورودی ارائه گردیده و دقت مدل سازی و اثر هر یک از ورودی ها بر روی رفتار دما مورد مطالعه قرار گرفته است. در این پژوهش برای بررسی و تحلیل حساسیت نتایج به دست آمده از روش آماری سوبل استفاده شد. همچنین یک بهینه سازی چندمنظوره برای پاسخ های دما ارائه گردیده است.

نمودار برهم کنش متغیرهای سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی، یک رویه مرتبه دوم با نقطه بحرانی زینی شکل است که مطالعه آن می تواند اختلافات نتایج ارائه شده از سوی محققین قبلی در مورد رفتار دما در فرآیند را توجیه نماید.

با افزایش قطر مته دمای فرآیند افزایش می یابد و نرخ افزایش دما با افزایش قطر ابزار به شدت افزایش می یابد. در محدوده آزمایش های انجام شده با افزایش سرعت دورانی ابزار دمای فرآیند افزایش می یابد و البته با توجه به کاهش شیب نمودار فاکتور اصلی سرعت دورانی ابزار و همچنین نمودارهای زینی شکل برهم کنش نرخ پیشروی و سرعت دورانی ابزار، پیش بینی می شود که انجام ماشین کاری در سرعت های بالا موجب کاهش نرخ افزایش دما و

¹ Second Order Interaction

- [31] M. Moradi, M. Ghoreishi, J. Frostevarg, A. F. Kaplan, An investigation on stability of laser hybrid arc welding, *Optics and Lasers in Engineering*, Vol. 51, No. 4, pp. 481-487, 2013.
- [32] M. Moradi, M. Ghoreishi, M. Torkamany, Modelling and optimization of Nd: YAG laser and tungsten inert gas (TIG) hybrid welding of stainless steel, *Lasers in Engineering (Old City Publishing)*, Vol. 27, 2014.
- [33] I. M. Sobol, Sensitivity estimates for nonlinear mathematical models, *Mathematical Modelling and Computational Experiments*, Vol. 1, pp. 407-414, 1993.
- [34] A. Saltelli, I. M. Sobol, About the use of rank transformation in sensitivity analysis of model output, *Reliability Engineering & System Safety*, Vol. 50, pp. 225-239, 1995.
- [35] D. Vashishth, K. Tanner, W. Bonfield, Contribution, development and morphology of microcracking in cortical bone during crack propagation, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 9, pp. 1169-1174, 2000.
- [36] G. Singh, V. Jain, D. Gupta, A. Ghai, Optimization of process parameters for drilled hole quality characteristics during cortical bone drilling using Taguchi method, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 62, No. 1, pp. 355-365, 2016.
- [37] K. Alam, A. Mitrofanov, V. V. Silberschmidt, Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33, No. 2, pp. 234-239, 2011.
- [38] R. K. Pandey, S. S. Panda, Optimization of bone drilling using Taguchi methodology coupled with fuzzy based desirability function approach, *Journal of Intelligent Manufacturing*, Vol. 26, pp. 1121-1129, 2015.
- [39] R. K. Pandey, S. S. Panda, Optimization of multiple quality characteristics in bone drilling using grey relational analysis, *Journal of Orthopaedics*, Vol. 12, No. 1, pp. 39-45, 2015.
- [40] R. K. Pandey, S. S. Panda, Modelling and optimization of temperature in orthopaedic drilling: An in vitro study, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 16, 2014.
- [41] T. Staroveski, D. Brezak, T. Udiljak, Drill wear monitoring in cortical bone drilling, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 37, No. 6, pp. 560-566, 2015.
- [42] D. C. Montgomery, *Design and Analysis of Experiments*, Ninth Edition, pp. 179-220, New Jersey: Wiley & Sons, 2008.
- [43] W. A. Knight, G. Boothroyd, *Fundamentals of Metal Machining and Machine Tools*, Third Edition, pp. 121-141, Florida: Taylor & Francis Group, 2005.
- [44] Y. Altintas, *Manufacturing Automation: Metal Cutting Mechanics, Machine Tool Vibrations, and CNC Design*, Second Edition, pp. 4-66, Cambridge: Cambridge university press, 2012.
- grey-based fuzzy algorithm, *Measurement*, Vol. 47, pp. 386-392, 2014.
- [17] 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.
- [18] 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, pp. 71-77, 2008.
- [19] G. Augustin, S. Davila, T. Udiljak, 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.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] T. Udiljak, D. Ciglar, S. Skoric, Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis, *Advance in Production Engineering & Management*, Vol. 3, pp. 103-112, 2007.
- [23] R. K. Pandey, S. Panda, Multi-performance optimization of bone drilling using Taguchi method based on membership function, *Measurement*, Vol. 59, pp. 9-13, 2015.
- [24] L. S. Matthews, C. Hirsch, Temperatures measured in human cortical bone when drilling, *JBJS*, Vol. 54, pp. 297-308, 1972.
- [25] 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, pp. 1160-1169, 2002.
- [26] 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. 228, pp. 330-341, 2014.
- [27] K. Alam, *Experimental and Numerical Analysis of Conventional and Ultrasonically-Assisted Cutting of Bone*, PhD Thesis, University of Loughborough, Loughborough, 2009.
- [28] 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.
- [29] 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, pp. 153-162, 2007.
- [30] A. Nekahi, K. Dehghani, Modeling the thermomechanical effects on baking behavior of low carbon steels using response surface methodology, *Materials & Design*, Vol. 31, pp. 3845-3851, 2010.