

ارائه یک مدل ریاضی، بررسی و بهینه سازی پارامترهای مؤثر در دمای فرآیند سوراخکاری استخوان کورتیکال

دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران
استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران
استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک، ایران

وحید طهماسبی*
مجید قریشی
مجتبی ذوالفقاری

چکیده

در این مقاله یک مدل ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم به منظور پیش‌بینی رفتار دمای فرآیند توسط جراح در حین عمل سوراخکاری استخوان به وسیله ربات‌های جراحی برحسب سرعت دوران ابزار، آهنگ پیشروی ابزار، قطر ابزار و برهم کنش‌های مؤثر آنها ارائه شده است. مدل سطح پاسخ ارائه شده قادر است رفتار دما را با توجه به تنظیمات عامل‌های ورودی پیش‌بینی نماید. گستره مجاز تغییر پارامتر عمل جراحی سوراخکاری استخوان با توجه به لزوم سرعت عمل هرچه بیشتر در این تحقیق ارائه شده است. آزمایش‌های تجربی که بر روی ران گاو صورت گرفته است بر اساس روش سطح پاسخ طراحی و مدلسازی شده‌اند و بهینه‌سازی لازم برای تعیین شرایط عمل جراحی صورت پذیرفته است. نتایج نشان می‌دهد که در محدوده آزمایش‌ها با افزایش قطر ابزار و سرعت برشی آهنگ افزایش دمای فرآیند افزایش می‌یابد و رفتار آهنگ پیشروی در این فرآیند پیچیده بوده که در این تحقیق به طور دقیق به آن پرداخته شده است. **واژه‌های کلیدی:** ماشینی‌کاری، سوراخکاری استخوان، دما، نکرز حرارتی، روش سطح پاسخ.

An Investigation on Thermal Necrosis, Modeling and Optimization of Temperature in Bovine Cortical Bone Drilling Process

V. Tahmasbi
M. Ghoreishi
M. Zolfaghari

Faculty of Mechanical Engineering, K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran
Faculty of Mechanical Engineering, K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran
Department of Mechanical Engineering, Arak University, Arak, Iran

Abstract

In this paper a mathematical model is developed to able surgeon to predict the temperature of the process based on tool's rotational speed, feed rate, tool diameter and effective interactions between parameters. The allowable range of parameters in bone drilling operation is introduced to obtain a quick and swift operation as desirable. Experiments were designed and modeled using response surface method and to ascertain operation condition, optimization was performed. Results show that within the range of the variables, with an increase in tool diameter and cutting speed the rate of temperature increment, boosts up. It is noted that the behavior of the feed rate is complex where in this paper is investigated precisely. Introduced response surface model is able to anticipate temperature behavior based on input parameters.

Keywords: machining, bone drilling, temperature, thermal necrosis, response surface method.

در عمل جراحی می‌شود [۵] و همچنین موجب طولانی شدن مرحله درمان شکستگی که در برخی موارد جبران ناپذیر خواهد بود می‌گردد. عارضه نکرز گرمایی استخوان بر اثر بالارفتن دما در آن ایجاد می‌گردد و در نتیجه‌ی آن خون‌رسانی 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 می‌گردد [۶]. میزان آسیب حرارتی وارده با میزان بالارفتن دما و زمان مواجه بافت استخوان با گرمایی ایجاد شده رابطه مستقیم دارد [۷]. طبق مطالعات مختلف صورت گرفته امکان ایجاد نکرز حرارتی در یک فاصله وسیع دمایی از ۴۴ تا ۱۰۰ درجه سلسیوس گزارش شده است. و در صورت بالارفتن دما از ۷۰ درجه، به سرعت، نکرز حرارتی ایجاد خواهد شد [۲]. بالارفتن دما از مقدار ۴۷ تا ۵۰ درجه به مدت یک دقیقه بر روی بافت استخوان اثرگذار خواهد بود و اثرات دمایی در دمای زیر ۴۴ درجه سلسیوس به مدت یک دقیقه بر روی استخوان ناچیز است [۸]. با این‌وجود اکثر محققان بر این باورند که بالارفتن دما از مقدار ۴۷

۱- مقدمه

در طول درمان شکستگی استخوان سعی بر آن است تا عضو شکسته شده موقعیت قبلی خود را بازیابی کند و بدین منظور می‌بایست اجزای شکسته شده کاملاً در کنار یکدیگر به صورت ثابت قرار بگیرند. به وسیله سوراخکاری استخوان می‌توان پیچ‌هایی را در داخل اعضای شکسته قرار داد تا بخش‌های دچار شکستگی نسبت به یکدیگر ثابت گردند. در عمل جراحی، در اثر سوراخکاری استخوان دمای استخوان نباید از یک حد مجاز فراتر برود. بالارفتن دما از محدوده مجاز موجب ایجاد عارضه مرگ سلولی و یا سوختگی استخوان و یا به اصطلاح نکرز گرمایی^۱ می‌گردد [۱-۳]. ازدیاد دما در موضع سوراخکاری استخوان، منجر به تغییر ماهیت آلكالین فسفاتاز استخوان می‌شود، که خود موجبات پدیده نکرز گرمایی و مرگ سلولی، و در نتیجه مردگی بافت استخوانی و افت استحکام موضع سوراخکاری را فراهم می‌آورد [۴]. این موضوع باعث سست شدن پیچ‌های به کار رفته

¹ Thermal necrosis

درجه سلسیوس به مدت ۱ دقیقه سبب ایجاد نگرز گرمایی در بافت استخوان انسان خواهد شد [۹].

۱-۲- اثر سرعت دورانی ابزار و آهنگ پیشروی

از جمله مهمترین متغیرهای ورودی مؤثر در سوراخکاری استخوان سرعت دوران ابزار و آهنگ پیشروی ابزار می باشد که محققین فراوانی در گذشته و تا کنون رفتار این دو متغیر را در سوراخکاری استخوان مورد بررسی و مطالعه قرار داده اند و از سال ۲۰۰۸ با انجام فرآیند به وسیله ربات های جراحی و مطرح شدن فاکتور آهنگ پیشروی این مطالعات به سرعت رو به گسترش است. اما در واقع، نتایج مطالعات صورت گرفته تفاوت های بسیاری با یکدیگر دارند [۹].

تاسون دریافت که با افزایش سرعت از ۱۲۵ rpm تا ۲۰۰۰ rpm در فرآیند پین گذاری در داخل بدن، دمای استخوان افزایش می یابد [۱۰]. واگان و همکارش با مطالعه اثر سرعت دورانی بر روی دما اعلام داشتند که با افزایش سرعت دریل دمای فرآیند افزایش می یابد [۱۱]. مائوس و همکارش با تحقیق بر روی استخوان ران انسان دریافتند افزایش سرعت دورانی از ۳۴۵ rpm تا ۲۹۰۰ rpm اثر خاصی بر روی تغییرات دما ندارد [۱۲]. آگوستین و همکارانش بیان داشتند که بیشینه دما در طول ماشینکاری با افزایش آهنگ پیشروی کاهش می یابد [۱۳]. در تحقیقی توسط بریسمن آمده است که با تغییر مستقل هریک 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 می یابد اما با تغییرات همزمان سرعت دورانی و نیروی اعمالی، اثر خاصی بر روی دمای استخوان مشاهده نشده است [۱۴].

هیلاری و شعیب بیان داشتند که با افزایش سرعت از ۴۰۰ دور بر دقیقه تا ۲۰۰۰ دور بر دقیقه با قطر مته ۳/۲ میلی متر دمای سوراخکاری کاهش می یابد [۱۵]. باجوس 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 می یابد [۴]. 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 دمای فرآیند افزایش می یابد [۱۶]. در پژوهشی توسط شاروی و همکاران با تحقیق بر روی فک خوک با در نظر گرفتن سرعت برشی در سه سطح ۱۶۶۷، ۱۲۲۵ و ۲۵۰۰ دور بر دقیقه و استفاده از چهار ترموکوپل برای اندازه گیری دما، دریافتند با بالا رفتن سرعت برشی میانگین دمای داخلی استخوان افزایش می یابد [۱۷]. کاراکا و همکارانش 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 آزمایش ها و تحلیل آماری نتیجه گیری کردند که با افزایش نیروی پیشروی اعمالی و همچنین افزایش سرعت دوران ابزار، دما کاهش می یابد. همچنین کیفیت سطح سوراخ ایجاد شده در مدت درمان و کیفیت استخوان بازبایی شده مؤثر بوده است [۱۸]. لی و همکارانش با بررسی آزمایشگاهی استخوان ران گاو و مطالعه اثر آهنگ پیشروی و سرعت دورانی در فرآیند سوراخکاری استخوان به این نتیجه رسیده اند

که بیشینه دما با افزایش سرعت اسپیندل افزایش می یابد و با افزایش آهنگ پیشروی کاهش می یابد [۱۹]. دوباره کاراکا و همکارانش با تحقیق آزمایشگاهی بر روی استخوان گاو و استفاده از ترموکوپل های دقت بالا دریافتند که با افزایش سرعت برشی، دمای استخوان افزایش می یابد و همچنین کاهش آهنگ پیشروی و نیرو، دمای فرآیند را افزایش می دهد [۲۰]. پاندا و پاندی نیز با انجام تحقیقاتی در این زمینه و استفاده از روش تاگوچی که در تحلیل و تفسیر اینگونه آزمایش ها از قابلیت اطمینان مطلوبی برخوردار نیست [۲۱] و همچنین روش الگوریتم فازی کاهش سرعت دورانی و آهنگ پیشروی ابزار را در بهبود درجه حرارت و نیرو پیشنهاد داده اند [۲۲]. شکوری و همکاران نیز در بخشی از تحقیقات خود بیان داشته اند که با افزایش سرعت دورانی ابزار تا ۷۰۰۰ دور بر دقیقه بیشینه دمای فرآیند کاهش می یابد [۲۳].

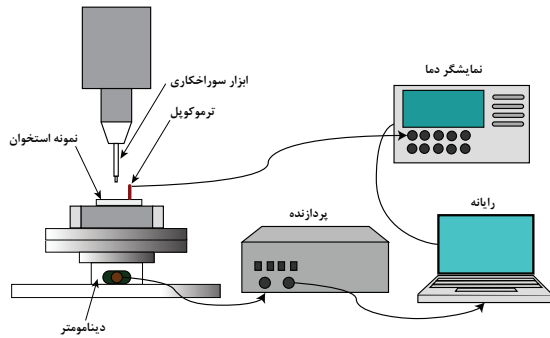
۱-۳- اثر قطر مته در سوراخکاری استخوان

اثر قطر مته در سوراخکاری استخوان و دمای ایجاد شده در آن توسط محققین متعددی مورد بررسی قرار گرفته است. آنها دریافتند که قطر مته سوراخکاری پارامتری تأثیرگذار در دمای ایجاد شده در سوراخکاری است. کالیدیندی با استفاده از سه مته با قطرهای ۳/۵، ۴/۳ و ۴/۳ میلی متر و آهنگ پیشروی ۰/۴۲ میلی متر بر ثانیه و سرعت دورانی ۱۲۰۰ دور بر دقیقه دریافت که با افزایش قطر مته دمای سوراخکاری به صورت یک تابع نمایی افزایش پیدا می کند [۲۴]. آگوستین و همکارانش نیز با تحقیق بر روی استخوان خوک بیان داشتند با افزایش قطر سوراخ، سطح بین استخوان و مته افزایش می یابد و در نتیجه آن اصطکاک بین مته و استخوان و گرمای ایجاد شده بیشتر خواهد شد. همچنین قطر بیشتر موجب کاهش مقاومت استخوان و همچنین افزایش طول دوره درمان می شود [۱۳]. البته هافنر و همکارانش اثر قطر و طول مته را بر روی انحراف مته از محل دقیق جراحی مورد بررسی قرار دادند و مشاهده نمودند استفاده از مته با قطر کم و طول بلند سبب ایجاد انحراف مته از محل دقیق جراحی می شود [۲۵].

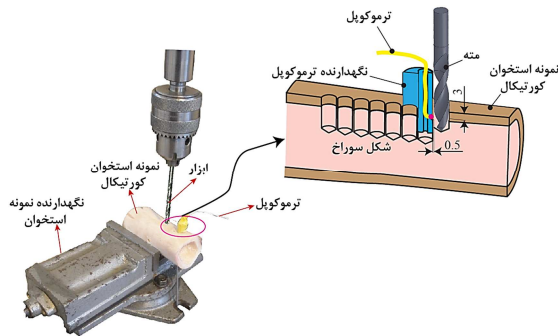
همان گونه که ملاحظه می گردد نمی توان از تحقیقات گذشته به نتیجه ی واحدی درباره ی رفتار دمایی سوراخکاری استخوان بر حسب سرعت دورانی و آهنگ پیشروی دست یافت. همچنین با وجود تحقیقات فراوان آزمایشگاهی، تاکنون طراحی آزمایش و مدلسازی آماری مناسب و تحلیل دقیق، بهینه سازی پارامترها و بهینه سازی دما بهره گیری از دقیق ترین مدل های آماری در این حوزه صورت نگرفته است. همچنین اثر برهم کنش این دو پارامتر مهم مورد مطالعه دقیق قرار نگرفته است. در این تحقیق ضمن مدلسازی فرآیند به روش سطح پاسخ، صحت آزمایش ها و تأثیر متغیرها و مدل آماری حاکم بر فرآیند و همچنین بهینه سازی چند منظوره فرآیند مورد بررسی قرار می گیرد.

۲- روش سطح پاسخ

روش سطح پاسخ از جمله روش های ریاضی و آماری می باشد که برای مدلسازی و تحلیل مسائلی که پاسخ تحت تاثیر چندین متغیر



شکل ۱- فرآیند سوراخکاری استخوان و اندازه گیری دما



شکل ۲- محل قرار گیری ترموکوپل در سوراخکاری استخوان

در این تحقیق با در نظر گرفتن سرعت دوران ابزار، آهنگ پیشروی و قطر ابزار به عنوان متغیرهای ورودی تعداد ۳^۳ آزمایش فاکتوریال کامل^۴ صورت گرفته و 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^۵ آنها نمایش داده شده است.

جدول ۱ - مقادیر کد شده متغیرهای ورودی در سوراخکاری استخوان

۱	۰	-۱	ورودی های آزمایش
۲۵۰۰	۱۵۰۰	۵۰۰	سرعت دوران ابزار $V(\text{rpm})$
۵۰	۳۰	۱۰	آهنگ پیشروی $F(\text{mm}/\text{min})$
۵	۴	۲,۵	قطر ابزار $D(\text{mm})$

مقادیر متغیرهای خروجی نیز برای هر ۲۷ آزمایش در جدول ۲ آورده شده است. نرم افزار Minitab نسخه ۱۶، برای تحلیل و تفسیر نتایج و همچنین بدست آوردن ضرایب معادله ریاضی حاکم بر آزمایش استفاده شده است.

قرار می گیرد، استفاده می گردد و هدف آن مدلسازی آماری و بهینه سازی پاسخ است [۲۶]. اساس روش سطح پاسخ بر طراحی آزمایش ها و بهینه سازی آماری استوار است. طرح آزمایش به عنوان ابزاری مناسب برای مهندسی در توسعه و اصلاح و صرفه جویی در وقت و هزینه های آزمایش ها و رفع عیوب آنها به کار گرفته می شود و استفاده به موقع از آن سبب کاهش زمان تولید و هزینه ها می گردد [۲۷]. 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 [۲۸]. همچنین این روش این قابلیت را دارد که رابطه بین ورودی ها و خروجی های یک آزمایش را مدلسازی نموده و به صورت یک معادله ریاضی رگرسیون^۱ خطی مرتبه دوم ارائه نماید. فرم کلی معادله با توجه متغیرها و برهم کنش های مؤثر به صورت معادله ۱ می باشد [۲۹].

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

مدل ارائه شده در صورت دقیق بودن قادر است رفتار خروجی را بر حسب پارامترهای ورودی در تمام بازه آزمایش ها پیش بینی نموده و نقاط بهینه را ارائه نماید.

۳- خصوصیات و شرایط آزمایش

در بررسی فرآیند سوراخکاری استخوان در این تحقیق سرعت دورانی ابزار (V)، آهنگ پیشروی (F) و قطر ابزار (D) به عنوان متغیرهای ورودی فرآیند در نظر گرفته شده است. همچنین مهمترین متغیر خروجی فرآیند شامل بیشینه دما (T)، مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است. از مته های جراحی از جنس فولاد تندبر و دریل سوراخکاری ۳ محوره جهت سوراخکاری بهره گرفته شده است. سوراخ های ایجاد شده برای تحلیل نیز به عمق ۸ میلی متر می باشند. برای اندازه گیری دما از ترموکوپل نوع K ^۲ و اندازه گیری دما در عمق ۳ میلی متری و فاصله ۰,۵ میلی متری از سوراخ استفاده شده است [۳۰]. بیشترین مقدار اندازه گیری شده دما برای هر آزمایش در جدول ۲ ارائه شده است. در انجام آزمایش ها از استخوان ران گاو و در قسمت فشرده^۳ 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 [۳۱-۳۲]. نمونه ای از نحوه آزمایش ها در شکل ۱ ارائه شده است. محل قرارگیری ترموکوپل نیز با توجه به آخرین تحقیقات صورت گرفته مطابق شکل ۲ لحاظ شده است.

^۴ Full factorial
^۵ Coded unit

^۱ Regression
^۲ K-type thermocouples
^۳ Cortical

جدول ۲- آزمایشهای صورت گرفته و مقادیر دما

شماره آزمایش	V (rpm)	F (mm/min)	D (mm)	دما (°C)
۱	-۱	-۱	-۱	۴۱,۳۴
۲	۰	-۱	-۱	۴۶,۷۸
۳	۱	-۱	-۱	۴۸,۰۰
۴	-۱	۰	-۱	۴۵,۱۸
۵	۰	۰	-۱	۴۵,۰۲
۶	۱	۰	-۱	۵۱,۳۹
۷	-۱	۱	-۱	۴۶,۷۲
۸	۰	۱	-۱	۵۰,۵۸
۹	۱	۱	-۱	۵۱,۱۶
۱۰	-۱	-۱	۰	۴۶,۳۴
۱۱	۰	-۱	۰	۵۰,۵۲
۱۲	۱	-۱	۰	۴۹,۷۹
۱۳	-۱	۰	۰	۴۴,۶۰
۱۴	۰	۰	۰	۴۶,۱۸
۱۵	۱	۰	۰	۴۷,۱۸
۱۶	-۱	۱	۰	۴۶,۱۹
۱۷	۰	۱	۰	۴۸,۶۲
۱۸	۱	۱	۰	۵۱,۴۹
۱۹	-۱	-۱	۱	۵۳,۷۵
۲۰	۰	-۱	۱	۵۵,۸۴
۲۱	۱	-۱	۱	۵۴,۷۶
۲۲	-۱	۰	۱	۵۰,۱۲
۲۳	۰	۰	۱	۵۷,۱۱
۲۴	۱	۰	۱	۵۶,۸۲
۲۵	-۱	۱	۱	۴۹,۱۷
۲۶	۰	۱	۱	۵۱,۱۳
۲۷	۱	۱	۱	۵۵,۹۸

با استفاده از روش سطح پاسخ و تحلیل داده‌ها یک معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم برای هر متغیر خروجی بر حسب متغیرهای ورودی با در نظر گرفتن دقت مدل منطبق شده که از داده‌های آزمایش و یا از نزدیک‌ترین نقاط به آنها در مدلسازی صورت گرفته عبور کرده حاصل گشته و تفسیر نتایج و همچنین بهینه‌سازی مورد نظر بر روی مدل انجام شده است.

۴- یافته‌ها

با توجه به نتایج بدست آمده از تحلیل دما، نتایج حاصل از آنالیز واریانس^۱ در جدول ۳ آمده است.

جدول ۳- تحلیل واریانس دما بر حسب مولفه‌های مؤثر در

سوراخکاری استخوان				
ترمه	درجه آزادی	جمع مربعات	میانگین مربعات	مقدار P
	DF	SS	MS	F
مدل	۹	۳۵۷,۱۴۷	۳۹,۶۸۳	۱۵,۴۴
V	۱	۱۰۳,۵۱۴	۱۰۳,۵۱۴	۴۰,۲۷
F	۱	۰,۸۵۱	۰,۸۵۱	۰,۳۳
D	۱	۱۶۹,۶۸۱	۱۶۹,۶۸۱	۶۶,۰۰
V ²	۱	۰,۹۲۹	۰,۹۲۹	۰,۳۶
F ²	۱	۵,۶۶۱	۵,۶۶۱	۲,۲۰
D ²	۱	۳۸,۷۳۵	۳۸,۷۳۵	۱۵,۰۷
V.F	۱	۲,۲۵۱	۲,۲۵۱	۰,۹۵
V.D	۱	۰,۶۵۰	۰,۶۵۰	۰,۲۵
F.D	۱	۳۴,۶۷۵	۳۴,۶۷۵	۱۳,۴۹

با توجه به قابلیت اطمینان ۹۵ درصد در آزمایش‌های مهندسی، مقدار P کمتر از ۰/۰۵ به منظور تعیین اثر جملات مدل در نظر گرفته می‌شود [۳۱]. در این صورت جدول آنالیز واریانس برای مدل اصلاح شده فوق پس از حذف جملات غیر مؤثر با رعایت نسب جملات به صورت جدول ۴ است:

جدول ۴- تحلیل واریانس اصلاح شده دما بر حسب مولفه‌های مؤثر

در سوراخکاری استخوان				
جملات	درجه آزادی	جمع مربعات	میانگین مربعات	مقدار P
	DF	SS	MS	F
مدل	۵	۳۴۷,۴۵۶	۶۹,۴۹۱	۲۷,۲۳
V	۱	۱۰۳,۵۱۴	۱۰۳,۵۱۴	۴۰,۷۱
F	۱	۰,۸۵۱	۰,۸۵۱	۰,۳۳
D	۱	۱۶۹,۶۸۱	۱۶۹,۶۸۱	۶۶,۷۴
D ²	۱	۳۸,۷۳۵	۳۸,۷۳۵	۱۵,۲۳
F.D	۱	۳۴,۶۷۵	۳۴,۶۷۵	۱۳,۶۴

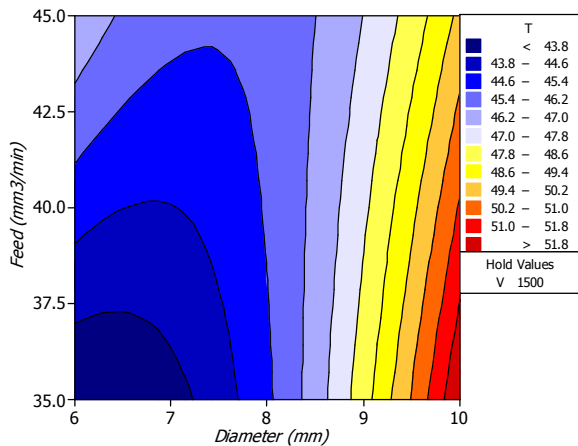
مقادیر خطای مجموع مربعات^۲ نیز پس از اصلاح مدل از ۱۱۶,۱۳۷ به ۸۳,۵۴۳۸ در این مدل کاهش پیدا کرده است که در مجموع نشان دهنده دقت بیشتر مدل پس از اصلاح می‌باشد. معادله رگرسیون اصلاح شده کد نشده مدل به صورت معادله (۲) است:

$$T = 10.5246 + 0.0048V + 1.403F - 1.82871D + 0.6352D^2 - 0.17F \times D \quad (2)$$

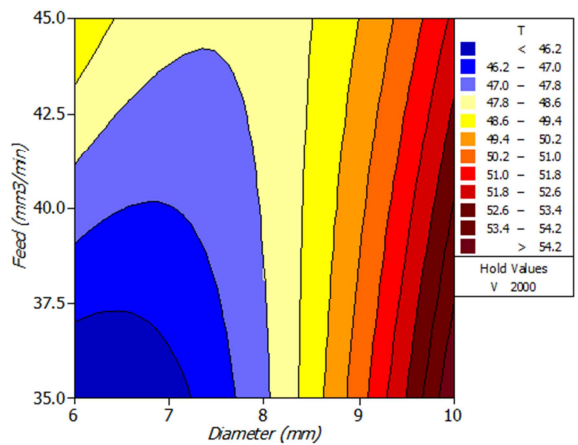
با در نظر داشتن مقادیر $R-sq = 86.68\%$ و $R-sq(adj) = 83.51$ و همچنین پراکندگی مناسب تحلیل باقیمانده‌ها با توجه به شکل ۳ می‌توان گفت که مدلسازی صورت گرفته از دقت خوب و مناسبی برخوردار است.

¹ ANOVA

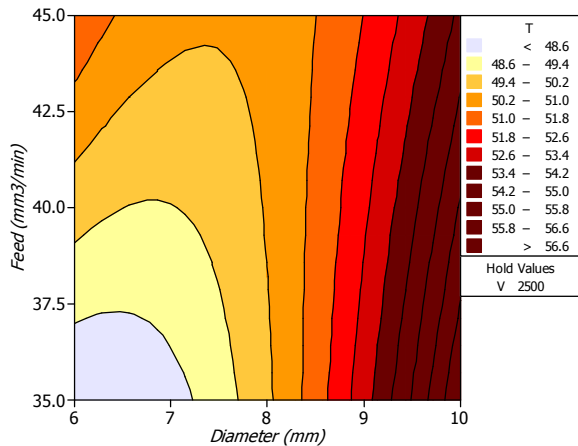
² PRESS



(الف)



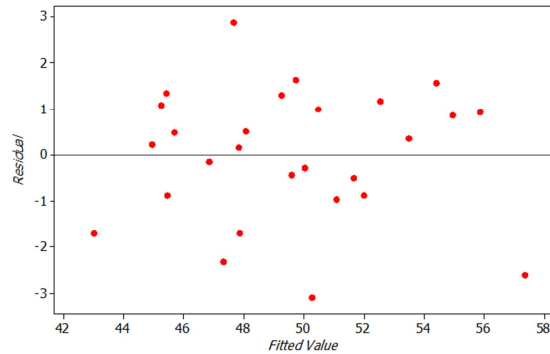
(ب)



(ج)

شکل ۴ - نمودارهای بر هم کنش مؤثر آهنگ پیشروی و قطر در سرعت‌های (الف) ۱۵۰۰، (ب) ۲۰۰۰ و (ج) ۲۵۰۰ دور بر دقیقه

با استفاده از مته‌های با قطر بالاتر از ۹ میلی‌متر در محدوده سرعت ۱۵۰۰ تا ۲۵۰۰ میلی‌متر ایجاد نکرور گرمایی و مرگ سلولی استخوان اجتناب ناپذیر است. در دور ۲۵۰۰ دور بر دقیقه استفاده از مته از قطر ۶ تا ۱۰ میلی‌متر موجب ایجاد نکرور گرمایی می‌گردد. با افزایش قطر سوراخ، سطح بین استخوان و مته افزایش می‌یابد و در نتیجه آن اصطکاک بین مته و استخوان و گرمای ایجاد شده بیشتر خواهد شد و این موضوع در نمودارهای دمایی فرایند مشخص است. همچنین با



شکل ۳- نمودار پراکندگی باقیمانده‌ها نسبت به مدل منطبق شده

۵- تحلیل و بررسی نتایج بدست آمده از مدل سازی آزمایش‌ها

در این بخش با توجه به مدل منطبق شده بر داده‌های آزمایش‌ها و در نظر گرفتن جملات مؤثر در مدل، سعی بر آن است تا نقش سرعت دورانی، آهنگ پیشروی و قطر ابزار در رفتار دمایی فرایند تبیین گردد. بدین منظور ابتدا به بررسی و تحلیل منحنی تراز بر هم کنش مؤثر قطر و آهنگ پیشروی که در شکل ۴ قابل مشاهده است، پرداخته خواهد شد. در عین حال اثر جملات اصلی سرعت دورانی و قطر ابزار که در شکل ۵ آمده است بررسی خواهد شد.

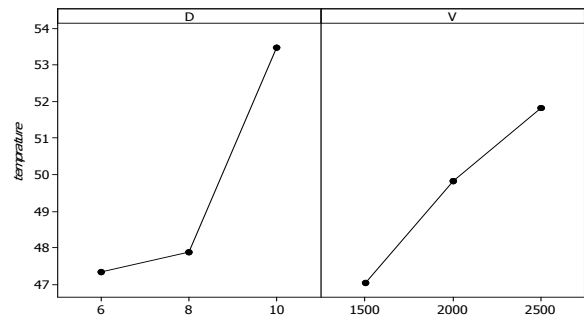
۵-۱- تحلیل اثر سرعت دورانی ابزار

با در نظر گرفتن نمودارهای ارائه شده در شکل ۵ و ۶ می‌توان دریافت که با افزایش سرعت برشی در محدوده آزمایش‌ها، دمایی فرایند افزایش می‌یابد. اما رفته رفته از شیب نمودار سرعت برشی بر حسب دما کاسته شده است و این موضوع به علت سهولت خروج براده از محل سوراخکاری است. و پیش بینی می‌شود که با انجام آزمایش‌ها در سرعت‌های بسیار بالا فرایند بهبود یابد. در سرعت‌های پایین تر عدم ایجاد نکرور گرمایی قابل دسترسی است و با مقایسه سه نمودار شکل ۴ می‌توان دریافت که با افزایش سرعت دورانی در حالات یکسان قطر و آهنگ پیشروی احتمال ایجاد نکرور گرمایی افزایش می‌یابد.

۵-۲- تحلیل اثر قطر ابزار

قطر ابزار با توجه به مقدار F و ضریب معادله رگرسیون در محدوده آزمایش‌های انجام شده بیشترین تأثیر را در ایجاد حرارت ایجاد شده دارد و سبب ایجاد نکرور حرارتی می‌گردد. با گرمای نمودارهای شکل های ۴ و ۵ می‌توان دریافت که با افزایش قطر ابزار دمایی فرایند افزایش می‌یابد.

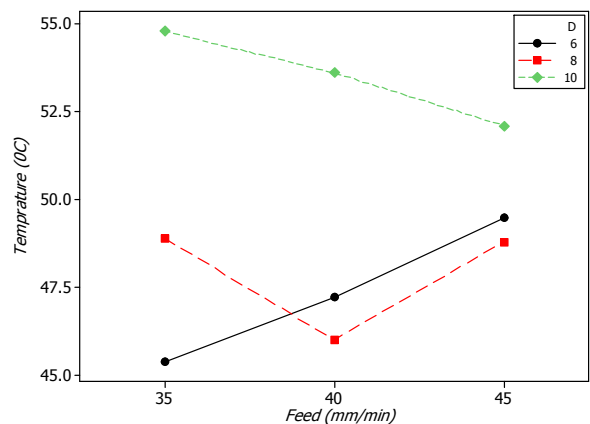
افزایش قطر ابزار آهنگ افزایش دمای فرایند بسیار شدیدتر خواهد شد.



شکل ۵- نمودارهای اثر جمله اصلی (سمت راست) سرعت دورانی ابزار و (سمت چپ) قطر ابزار

۵-۳- تحلیل اثر آهنگ پیشروی

رفتار اثر آهنگ پیشروی ابزار در دمای استخوان رفتاری پیچیده است. علت این امر آن است که در پیشرویهای 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 می‌گیرد که این امر موجب کاهش اصطکاک تماسی و همچنین پایین بودن حرارت ایجاد شده در استخوان می‌گردد. در عین حال زمان مواجهه استخوان با ابزار زیاد است که این موضوع موجب افزایش آهنگ انتقال گرما از ابزار به استخوان و در نتیجه بالا رفتن دما می‌گردد. با افزایش پیش روی، نیروی وارد به قطعه کار به شدت افزایش می‌یابد. همچنین ضخامت براده تغییر شکل یافته بیشتر می‌شود هر چند زمان مواجهه ابزار و استخوان کاهش می‌یابد و اگر در این شرایط قطر ابزار نیز افزایش یابد همانطور که ملاحظه می‌شود این افزایش نیرو و اصطکاک و افزایش ضخامت براده تغییر شکل نیافته به شدت موجب افزایش گرما خواهد شد. برای بررسی بهتر این موضوع در شرایط بینابینی و رفتار پیچیده آهنگ پیشروی، نمودار برهم کنش قطر و آهنگ پیشروی را که در شکل ۶ آمده است می‌توان مورد بررسی قرار داد.



شکل ۶- نمودار برهم کنش مؤثر قطر و آهنگ پیشروی

نمودار شکل ۶ تنها نمودار مؤثر قابل تفسیر مقدار آهنگ پیشروی در تحلیل آزمایش‌های دمای فرایند سوراخکاری استخوان می‌باشد. با

توجه به نکات مطرح شده و همانطور که در شکل ۶ ملاحظه می‌شود، رفتار پیشروی در قطرهای متفاوت کاملاً متفاوت است. هنگامی که قطر ابزار کوچکتر است، با افزایش پیشروی دمای فرآیند افزایش می‌یابد و اثر زمان تماس ابزار و قطعه کار در پیشرویهای پایین نسبت به اثر افزایش نیرو و اصطکاک در پیشرویهای بالا کمتر است و در نتیجه افزایش پیشروی موجب افزایش دمای فرایند می‌شود. در قطر ۸ میلی‌متر بهترین شرایط در یک پیشروی میانی اتفاق می‌افتد و در این شرایط هم زمان تماس ابزار و استخوان نسبت به پیشرویهای پایین کمتر است و هم نیروی وارده و اصطکاک بین ابزار و استخوان نسبت به پیشرویهای بالا کمتر است و اثر این دو عامل در افزایش دما تقریباً یکسان است. در هنگام استفاده از مته با قطر بزرگتر ضمن افزایش دمای شدید فرایند، اثر زمان تماس ابزار و استخوان که در پیشرویهای پایین رخ می‌دهد نسبت به اثر افزایش نیرو به واسطه بالا رفتن پیشروی بیشتر است، زیرا سطح تماس بیت ابزار و قطعه کار و همچنین زمان تماس به شدت افزایش یافته است. از این رو افزایش پیشروی موجب کاهش زمان تماس ابزار و استخوان و کاهش دمای فرایند می‌شود.

۶- بهینه سازی فرایند دما در محدوده انجام آزمایش‌ها

با توجه به موارد مطرح شده در تحلیل پارامترهای ورودی آزمایش، در این بخش بهینه‌سازی فرآیند به منظور دستیابی به کمترین مقدار دما در فرآیند صورت گرفته است. با در نظر گرفتن حد کمینه مدل منطبق شده بر آزمایش‌ها و لحاظ نمودن حد مطلوبیت^۱، نتیجه بدست آمده از بهینه‌سازی به صورت جدول ۵ است:

جدول ۵- بهینه سازی انجام شده به منظور رسیدن به کمترین مقدار دما

بهینه‌سازی	V (rpm)	F (mm/min)	D (mm)	دما (°C)
مدلسازی	۱۵۰۰	۳۵	۶	۴۳،۰۳۵
آزمایش	۱۵۰۰	۳۵	۶	۴۱،۳۴
درصد خطا	-	-	-	٪۳،۱

همان‌گونه که ملاحظه می‌شود، بهینه سازی صورت گرفته از دقت خوبی برخوردار بوده است و قابل اطمینان است. و کمترین مقدار دما در محدوده آزمایش‌ها با استفاده از مته به قطر ۶ میلی‌متر و پیشروی ۳۵ میلی‌متر بر دقیقه و سرعت دورانی ۱۵۰۰ دور بر دقیقه حاصل می‌شود که مقداری حدود ۴۲ درجه سلسیوس است. محدوده مجاز عملکرد جراح با توجه به انتخاب قطر ابزار در شکل ۷ و در تمام محدوده زیر خط قرمز رنگ مربوط به دمای ۴۷ درجه سلسیوس قابل انجام است. به منظور اطمینان بیشتر مرز دمایی ۴۶ درجه سلسیوس نیز در نمودارها به صورت نقطه چین مشخص شده است. برای قطر ۱۰ میلی‌متر محدوده مجازی وجود ندارد.

^۱ Desirability

و بهینه‌سازی به منظور دستیابی به حداکثر دمای فرایند صورت پذیرفته است.

با توجه به نکات مطرح شده در تحقیق می‌توان دریافت که با افزایش قطر ابزار دمای فرایند افزایش می‌یابد و آهنگ افزایش دما با افزایش قطر ابزار به شدت افزایش می‌یابد و این فاکتور بیشترین نقش را در بروز عارضه نکرروز گرمایی دارد. و هنگام استفاده از مته به قطر ۱۰ میلیمتر ایجاد نکرروز گرمایی اجتناب ناپذیر است.

در محدوده آزمایش‌های انجام شده با افزایش سرعت دورانی ابزار دمای فرایند افزایش می‌یابد و البته شیب افزایش دما با افزایش سرعت دورانی ابزار کاهش می‌یابد.

رفتار آهنگ پیشروی در این فرایند پیچیده است و علت این پیچیدگی اثر زمان تماس ابزار و استخوان و در نتیجه افزایش دما در آهنگ‌های پیشروی پایین و افزایش نیرو و اصطکاک و در نتیجه افزایش دما در آهنگ‌های پیشروی بالاست. این موضوع در تحلیل این پارامتر به تفصیل توضیح داده شد.

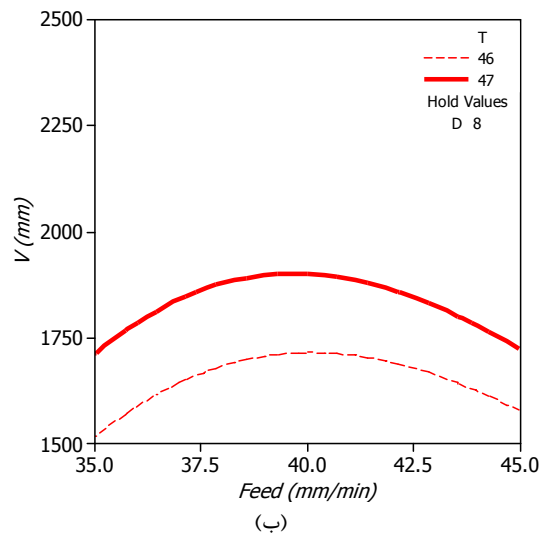
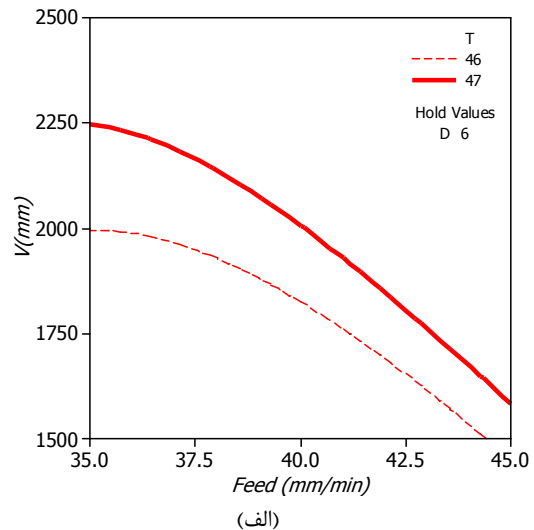
با توجه به بهینه‌سازی صورت گرفته در این تحقیق می‌توان دریافت که کمینه دما در این فرایند با بهره‌گیری از کمترین قطر ابزار (۶ میلیمتر)، کمترین سرعت دورانی ابزار (۱۵۰۰ دور بر دقیقه) و کمترین آهنگ پیشروی (۳۵ میلیمتر بر دقیقه) صورت می‌پذیرد که در حدود ۴۲ درجه سانتی‌گراد است.

محدوده مجاز عملکرد جراح در تغییر پارامترهای فرایند سوراخکاری استخوان با در نظر گرفتن عدم ایجاد نکرروز حرارتی و اطمینان از این موضوع و همچنین امکان بهره‌گیری از حداکثر سرعت فرایند تا آستانه مجاز دمایی در نمودارهای شکل ۷ ارائه گردید.

۸- مراجع

- [1] Eriksson R., Albrektsson T., Magnusson B., Assessment of bone viability after heat trauma: a histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit, *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, Vol. 18, No. 3, pp. 261-268, 1984 .
- [2] Moritz A. R., Henriques Jr F., 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 .
- [3] Lundskog J., Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury, *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, Vol. 9, pp. 1-80, 1971 .
- [4] Bachus K. N., Rondina M. T., Hutchinson D. T., 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 .
- [5] FG P., Histological change in bone after insertion of skeletal fixation pins, *J Oral Surg Anest Hosp Dent Serv*, Vol. 18, pp. 9, 1960 .
- [6] Bronner F., Farach-Carson M. C., Rubin J., Bain S. D., *Bone resorption*: Springer, 2005 .
- [7] Eriksson A., Albrektsson T., 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 .
- [8] Eriksson R., Albrektsson T., 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] Pandey R. K., Panda S., Drilling of bone: A comprehensive review, *Journal of clinical Orthopaedics and Trauma*, Vol. 4, No. 1, pp. 15-30, 2013 .

با توجه به مدل و شکل ۷ و به منظور حداکثر سرعت عمل جراحی و کوتاهی زمان فرایند و در عین حال عدم ایجاد نکرروز حرارتی، به عنوان مثال می‌توان با مته‌ای به قطر ۶ میلیمتر دور دستگاه را تا ۱۷۰۰ دور بر دقیقه و همچنین آهنگ پیشروی را تا ۴۲ میلیمتر بر دقیقه افزایش داد که در این صورت دمای فرایند در محدوده ۴۷ درجه است و با توجه به فاصله این نقطه انتخاب شده از خط مرزی با اطمینان خوبی می‌توان گفت که دما از ۴۷ درجه سلسیوس تجاوز نمی‌کند. همچنین هنگام استفاده از مته به قطر ۱۰ میلیمتر بروز عارضه نکرروز گرمایی اجتناب ناپذیر است.



شکل ۷- نمودار محدوده مجاز تغییرات پارامترهای فرایند با در نظر گرفتن آستانه ایجاد نکرروز گرمایی برای قطرهای ابزار (الف) ۶ میلیمتر و (ب) ۸ میلیمتر

۷- نتیجه‌گیری

در تحقیق حاضر مدل‌سازی و بهینه‌سازی فرایند سوراخکاری استخوان به روش سطح پاسخ برای نخستین بار انجام شده است. در این تحقیق ضمن ارائه یک مدل ریاضی رگرسیون آماری مرتبه دوم بر حسب قطر ابزار، آهنگ پیشروی و سرعت دورانی ابزار و همچنین انطباق مناسب مدل با داده‌های آزمایش، تحلیل اثر فاکتورهای فرایند

- [31] Pandey RK., Panda S., Optimization of bone drilling parameters using grey-based fuzzy algorithm. *Measurement*, Vol. 47, No. 3, pp. 86-92, 2014.
- [32] kumar Pandey R., Panda S., Predicting Temperature in Orthopaedic Drilling Using Back Propagation Neural Network. *Procedia Engineering*, Vol. 51, No. 6, pp. 76-82, 2013.
- [10] Thompson H., Effect of drilling into bone, *Journal of oral surgery*, Vol. 16, No. 1, pp. 22, 1958 .
- [11] Vaughn R., Peyton F., The influence of rotational speed on temperature rise during cavity preparation, *Journal of dental research*, Vol. 30, No. 5, pp. 737-744, 1951 .
- [12] Matthews L. S., Hirsch C., Temperatures measured in human cortical bone when drilling, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, Vol. 54, No. 2, pp. 297-308, 1972 .
- [13] Augustin G., Davila S., Mihoci K., Udiljak T., Vedrına D. S., Antabak A., Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, Vol. 128, No. 1, pp. 71-77, 2008 .
- [14] Brisman D. L., 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 .
- [15] Hillery M., Shuaib I., Temperature effects in the drilling of human and bovine bone, *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 92, pp. 302-308, 1999 .
- [16] Nam O., Yu W., Choi M. Y., Kyung H. M., Monitoring of bone temperature during osseous preparation for orthodontic micro-screw implants: Effect of motor speed and ressure, *Key Engineering Materials*, Vol. 321, pp. 1044-1047, 2006 .
- [17] Sharawy M., Misch C. E., Weller N., Tehemar S., Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 60, No. 10, pp. 1160-1169, 2002 .
- [18] Karaca F., Aksakal B., Kom M., 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 .
- [19] Lee J., Ozdoganlar O. B., Rabin Y., An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling, *Medical engineering & physics*, Vol. 34, No. 10, pp. 1510-1520, 2012 .
- [20] Karaca F., Aksakal B., Effects of various drilling parameters on bone during implantology: An in vitro experimental study, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 15, No. 4, 2013.
- [21] Myers R. H., Montgomery D. C., Anderson-Cook C. M., *Response surface methodology: process and product optimization using designed experiments*: John Wiley & Sons, 2009 .
- [22] Pandey R. K., Panda S., Optimization of bone drilling using Taguchi methodology coupled with fuzzy based desirability function approach, *Journal of Intelligent Manufacturing*, pp. 1-9, 2013 .
- [23] Shakouri E., Sadeghi M. H., Maerefat M., Shajari S., 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.
- [24] Kalidindi V., Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery, 2004 .
- [25] Hüfner T., Geerling J., Oldag G., Richter M., Kfuri Jr M., Pohlemann T., Krettek C., Accuracy study of computer-assisted drilling: the effect of bone density, drill bit characteristics, and use of a mechanical guide, *Journal of orthopaedic trauma*, Vol. 19, No. 5, pp. 317-322, 2005 .
- [26] Ghoreishi M., Tahmasbi V., Optimization of material removal rate in dry electro-discharge machining process, *Modares Mechanical Engineering*, Vol ۱۲, No. 12, pp. 9, 2015 (In Persian).
- [27] Montgomery D. C., *Design and analysis of experiments*: John Wiley & Sons, 2008 .
- [28] Hou T.H., Su C.H., Liu W.L., 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 .
- [29] Assarzadeh S., Ghoreishi M., A dual response surface-desirability approach to process modeling and optimization of Al2O3 powder-mixed electrical discharge machining (PMEDM) parameters. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*; Vol 64:pp1459-1477, 2013
- [30] Staroveski T., Brezak D., Udiljak T., Drill wear monitoring in cortical bone drilling, *Medical engineering & physics*, Vol. 37, No. 6, pp. 560-566, 2015 .