



## بررسی و بهینه‌سازی پارامترهای مؤثر در رفتار نیرو در فرایند سوراخ‌کاری استخوان کورتیکال به روش سطح پاسخ

مجتبی ذوالفقاری<sup>1\*</sup>، مجید قریشی<sup>2</sup>، وحید طهماسبی<sup>3</sup>

1- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک

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

3- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

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

### کلیدواژگان

### چکیده

ماشین‌کاری  
سوراخ‌کاری استخوان  
نیرو  
روش سطح پاسخ  
مهندسی پزشکی

فرایند سوراخ‌کاری استخوان مهمترین فرایند در اعمال جراحی ارتوپدی و درمان شکستگی‌هاست و همچنین در دندانپزشکی و نمونه‌برداری از استخوان کاربرد فراوانی دارد و به جهت پیچیدگی ماده تحت فرایند ماشین‌کاری و حساسیت فرایند، یکی از مهمترین، حساس‌ترین و پرکاربردترین فرایندهای مکانیکی درحوزه مهندسی پزشکی است. با استفاده از ربات‌های جراحی در سوراخ‌کاری استخوان و استفاده از دریل‌های اتوماتیک می‌توان اعمال جراحی ارتوپدی را بهبود بخشید. در انجام فرایند سوراخ‌کاری استخوان، اعمال نیروی بیش از حد به استخوان سبب ایجاد شکست و ترک خوردگی و ایجاد آسیب جدی در استخوان می‌شود. و همچنین این امکان وجود دارد که مته جراحی در داخل بافت دچار شکستگی گردد. در این مقاله یک مدل ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم به منظور پیش‌بینی رفتار نیروی فرایند در حین عمل سوراخ‌کاری استخوان برحسب سرعت دوران ابزار، نرخ پیشروی، قطر ابزار و برهم کنش‌های مؤثر آنها ارائه شده است. این مدل می‌تواند با دقت مناسب نیروی محوری اعمالی به بافت استخوان را در بازه آزمایش‌ها پیش‌بینی نماید. همچنین با طراحی آزمایش‌ها و مدل سازی و بهینه‌سازی پارامترهای مؤثر در فرایند سوراخ‌کاری استخوان به روش سطح پاسخ، بهینه‌ی مقدار سرعت دوران ابزار، نرخ پیشروی و قطر ابزار به منظور دستیابی به کمترین مقدار نیرو ایجاد شده در حین سوراخ‌کاری استخوان و عدم آسیب به بافت آن، ارائه گردیده است. نتایج به دست آمده بدین صورت است که هرچه قطر مته مورد استفاده کوچکتر باشد و سرعت دورانی ابزار بیشتر گردد و در فرایند سوراخ‌کاری از نرخ پیشروی کمتری استفاده شود، نیروی محوری وارده بر بافت استخوان کمتر خواهد بود.

## An investigation and optimization of effective parameters on thrust force in drilling cortical bone process using response surface methodology

Mojtaba Zolfaghari<sup>1\*</sup>, Majid Ghoreishi<sup>2</sup>, Vahid Tahmasbi<sup>2</sup>

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

2- Department of Mechanical Engineering, K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran.

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

### Keywords

Machining  
Bone drilling  
Force  
Optimization  
Response surface method  
Biomechanics

### Abstract

Bone drilling process is the most prominent process in orthopedically surgeries and curing bone breakages. It is also very common in dentistry and bone sampling operations. Due to complexity of the material that is machined, bone, and the sensitivity of the process, bone drilling is one of the most important, common and sensitive processes in biomedical engineering field. Developed a three-axis robotic bone-drilling system and mechatronic bone-drilling tools improved the orthopedic operations. Furthermore, imposing higher forces to bone might lead breaking or cracking and consequently serious damage in bone. In this paper a mathematical second order linear regression model is introduced to predict process force behavior during bone drilling process as a function of tool drilling speed, feed rate, tool diameter and effective interactions. This model can predict carefully force behavior during bone drilling within the acceptable range. Moreover, applying design of experiments, modeling and optimization of effective parameters using response surface method in bone drilling process optimized drilling speed, feed rate and tool diameter were obtained to minimize force. Results show that to minimize force increasing the drilling speed would decrease the thrust force, whereas decreasing the feed rate and tool diameter would decrease the Thrust force.

Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

M. Zolfaghari, M. Ghoreishi, V. Tahmasbi, An investigation and optimization of effective parameters on thrust force in drilling cortical bone process using response surface methodology, *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*, Vol. 3, No. 2, pp. 54-61, 2016 (in Persian)

**1- مقدمه**

رفتار دما و نیرو مورد اختلاف محققان این حوزه است [10]. نتایج تحقیقات صورت گرفته در باره اثر سرعت برشی بر روی نیرو توسط محققان مختلف با یکدیگر متفاوت گزارش شده است. عالم و همکاران [11]، بسیجا و همکاران [12] و جاکوب و همکاران [13] بیان داشتند که افزایش سرعت دورانی ابزار موجب کاهش نیرو در فرایند سوراخ‌کاری استخوان می‌شود. اما لی و همکاران ابزار داشتند که افزایش سرعت برشی موجب افزایش نیرو در حین فرایند می‌گردد [14]. پاندا و پانندی [15] و همچنین شکوری و همکاران [16، 17] کمترین مقدار سرعت دورانی ابزار و کمترین مقدار پیشروی را به منظور دستیابی به کمترین مقدار نیرو ارائه نمودند. یودیلجاک و همکاران دریافتند که سرعت دورانی ابزار نقش بسیار کمی در تغییرات نیروی محوری داشته و فاکتوری کم‌تأثیر است [18]. همان‌گونه که ملاحظه می‌گردد محققان درباره رفتار نیرو در فرایند سوراخ‌کاری استخوان دارای اختلاف نظر هستند. در این پژوهش برای نخستین بار طراحی آزمایش و مدل‌سازی آماری مناسب و تحلیل دقیق، بهینه‌سازی پارامترها با بهره‌گیری از یکی از دقیق‌ترین مدل‌های آماری در این حوزه صورت گرفته است. در این تحقیق ضمن مدل‌سازی نیروی فرایند سوراخ‌کاری استخوان به روش سطح پاسخ، صحت آزمایش‌ها و تأثیر متغیرها و مدل آماری حاکم بر فرایند و همچنین بهینه‌سازی فرایند با در نظر گرفتن رفتار هر سه پارامتر ورودی مهم سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی و قطر ابزار و برهم کنش‌های مؤثر آنها به طور کامل مورد بررسی قرار گرفته است.

**2- روش سطح پاسخ**

یکی از بهترین روش‌های آماری به منظور مدل‌سازی و تحلیل مسائل مهندسی که در آنها پاسخ مسأله تحت تأثیر متغیرهای ورودی مختلفی قرار دارد، روش سطح پاسخ است. این روش به منظور مدل‌سازی آماری و بهینه‌سازی فرایندها مورد استفاده قرار می‌گیرد [19]. اساس روش سطح پاسخ بر طراحی آزمایش‌ها و بهینه‌سازی آماری استوار است. طرح آزمایش به عنوان ابزاری مناسب برای مهندسی 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 می‌شود [20]. تبیین دقت آزمایش، مدل ریاضی حاکم بر آزمایش، ارائه نمودارهای برهم کنش متغیرهای ورودی، بهینه‌سازی آزمایش و کسب اطمینان از دقت مدل منطبق شده بر آزمایش‌ها از مزایای مهم روش سطح پاسخ است [21].

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. پیش‌بینی و کنترل رفتار دما و نیرو در فرایند سوراخ‌کاری استخوان نقش بسیار مهمی در موفقیت بسیاری از اعمال جراحی ارتوپدی دارد. بهبود طراحی ابزار و استفاده از دریل‌های اتوماتیک و بهره‌گیری از سیستم‌های مکانیک و روبات‌های جراحی در حال حاضر به شدت مورد استقبال محققان این حوزه قرار گرفته است. تا عمل جراحی سوراخ‌کاری استخوان به بهترین نحو انجام شده و از آسیب‌های ناخواسته به بافت‌های نرم جلوگیری شده و خطای تصادفی به کمترین مقدار خود برسد [1]. امروزه با استفاده از ربات‌های جراحی در سوراخ‌کاری استخوان و استفاده از دریل‌های اتوماتیک می‌توان اعمال جراحی ارتوپدی را بهبود بخشید. لواردو و همکاران با طراحی و ساخت یک سیستم رباتیکی دقت ابزار را حین لایه‌برداری و اعمال نیرو به بافت بهبود بخشیدند [2]. عزیز و همکاران دقت ابزار در محل جراحی و کنترل نیروی اعمالی و حرکات رفت و بازگشت ابزار را با ارائه یک الگوریتم بالا بردند [3] و این موضوع در حال پیشرفت توسط محققان دیگر است [4]. رفتار نیرو و دما در سوراخ‌کاری استخوان می‌بایست به منظور دستیابی به نتایج رضایت بخش در عمل جراحی به دقت مورد بررسی قرار گیرد [5]. نیروی ایجاد شده در بافت استخوان رابطه مستقیم با بالارفتن دما در استخوان کورتیکال دارد [6]. ایجاد نکرور حرارتی و مرگ سلول‌های به واسطه افزایش دما استخوانی در استخوان ایجاد می‌گردد [7].

نکرور حرارتی موجب شل شدن پیچ‌های ایمپلنت و شکست عمل جراحی می‌شود [5]. ایجاد میکرو ترک‌ها و آسیب به بافت استخوان به علت بالا بودن نیروی اعمالی، عمل جراحی را با شکست مواجه کرده و باعث تاخیر در بهبود بیمار می‌گردند [8]. همچنین افزایش نیروی بیش از حد ممکن است منجر به شکسته شدن مته در داخل استخوان شود [9]. سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی، قطر و هندسه ابزار مهمترین اثر را بر روی رفتار دما و نیرو در سوراخ‌کاری استخوان دارند. با وجود تحقیقات فراوان بر روی رفتار این دو پارامتر مهم، هم اکنون نتایج بررسی فاکتورهای فرایند سوراخ‌کاری استخوان در بهبود

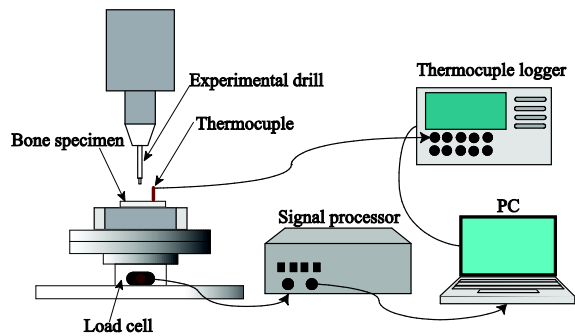


Figure 1. Bone drilling process and temperature measurement in the absence of cooling system

شکل 1 فرایند سوراخ‌کاری استخوان در حالت آزمایشگاهی

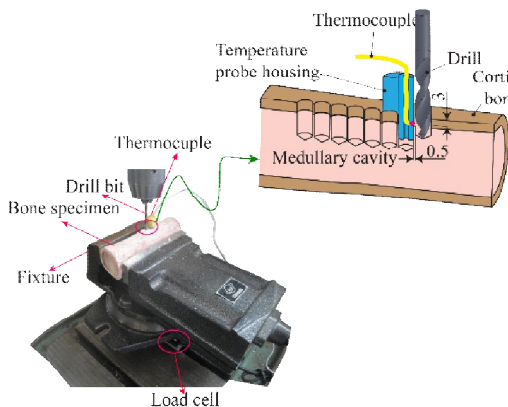


Figure 2. Experimental Setup and Thermocouple positioning in bone drilling process.

شکل 2 نحوه انجام آزمایش‌ها در فرایند سوراخ‌کاری استخوان

جدول 1 مقادیر کد شده متغیرهای ورودی در سوراخ‌کاری استخوان

Table 1. Coded units of input variables in bone drilling process

1	0	-1	ورودی‌های آزمایش
2500	1500	500	سرعت دوران ابزار $V(\text{rpm})$
50	30	10	نرخ پیشروی $f(\text{mm}/\text{min})$
5	4	2/5	قطر ابزار $D(\text{mm})$

مقادیر متغیرهای خروجی نیز برای هر 27 آزمایش در جدول 2 آورده شده است. نرم‌افزار مینی‌تیب<sup>4</sup> نسخه 16، برای تحلیل و تفسیر نتایج و همچنین بدست 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 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.

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<sup>1</sup> خطی مرتبه دوم ارائه نماید. فرم کلی معادله با توجه متغیرها و بر هم کنش‌های مؤثر به صورت معادله (1) می‌باشد [22].

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

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

### 3- خصوصیات و شرایط آزمایش

در بررسی فرایند سوراخ‌کاری استخوان در این تحقیق سرعت دورانی ابزار ( $V$ )، نرخ پیشروی ( $f$ ) و قطر ابزار ( $D$ ) به عنوان متغیرهای ورودی فرایند در نظر گرفته شده است. همچنین بیشینه نیروی اعمال شده به بافت استخوان به عنوان پاسخ فرایند ( $F$ )، مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است. از متدهای جراحی از جنس فولاد تندبر و دریل سوراخ‌کاری اتوماتیک جهت سوراخ‌کاری بهره گرفته شده است. سوراخ‌های ایجاد شده برای تحلیل نیز به عمق 8 میلی‌متر می‌باشند. برای اندازه‌گیری نیروی محوری از یک نیروسنج آزمایشگاهی بهره گرفته شده است. نمونه‌ای از نحوه پژوهش در فرایند سوراخ‌کاری استخوان در حالت آزمایشگاهی در شکل 1 ارائه شده است.

در انجام آزمایش‌ها از استخوان ران گاو و در قسمت فشرده<sup>2</sup> 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 گذشته‌باشد [23]. نمونه‌ای از نحوه انجام آزمایش‌ها در شکل 2 ارائه شده است.

### 4- مدل‌سازی ریاضی و شیوه انجام آزمایش‌ها

در این تحقیق با در نظر گرفتن سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی و قطر ابزار به عنوان متغیرهای ورودی تعداد<sup>3</sup> 3<sup>3</sup> آزمایش فول فاکتوریال صورت گرفته و به روش سطح پاسخ و با استفاده از طرح مرکب مرکزی (CCD) مدل‌سازی شده است. در جدول 1 متغیرهای ورودی و بازه تغییرات آن با توجه به سه سطح کد شده<sup>3</sup> آنها نمایش داده شده است.

<sup>1</sup> Regression

<sup>2</sup> Cortical

<sup>3</sup> Coded unit

<sup>4</sup> Minitab

رگرسیون قابل انطباق در روش سطح پاسخ کمتر است و در این تحقیق مقدار این خطا برای مدل مرتبه دوم خطی برابر 435/473 است، بنابر این معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم حاکم بر نیروی فرایند به صورت معادله (2) است:

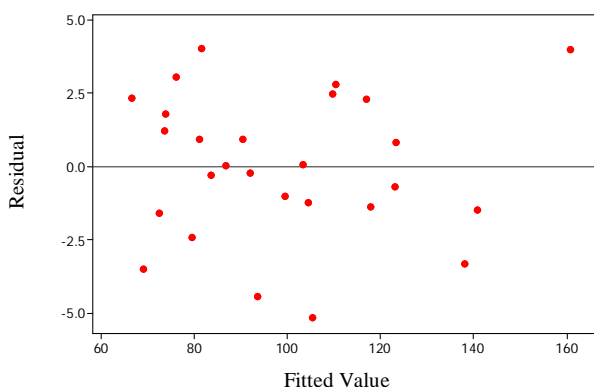
(2)

با در نظر داشتن مقادیر  $R-sq = 98.97\%$ ،  $R-sq(pred) = 97.18\%$  و  $R-sq(adj) = 98.43\%$  و همچنین پراکندگی مناسب تحلیل باقی‌مانده‌ها با توجه به شکل 3 می‌توان گفت که مدل‌سازی صورت‌گرفته از دقت بسیار خوب و مناسبی برخوردار است.

**جدول 3** تحلیل واریانس نیرو بر حسب پارامترهای مؤثر در سوراخ‌کاری استخوان

**Table 3:** ANOVA on force based on effective parameters in bone drilling process

مقدار <i>Pvalue</i>	مقدار <i>Fvalue</i>	میانگین مربعات <i>MS</i>	جمع مربعات <i>SS</i>	درجه آزادی <i>DF</i>	پارامترها
0/000	182/26	1699/85	15298/7	9	مدل
0/000	795/93	7423/30	7629/3	1	<i>V</i>
0/000	274/84	2563/29	2443/2	1	<i>F</i>
0/000	352/17	3284/54	3517/0	1	<i>D</i>
0/000	90/30	842/20	842/2	1	<i>V</i> <sup>2</sup>
0/000	18/98	177/00	177/0	1	<i>F</i> <sup>2</sup>
0/155	2/21	20/65	20/6	1	<i>D</i> <sup>2</sup>
0/002	124/39	124/39	124/4	1	<i>V.F</i>
0/034	49/36	49/36	49/4	1	<i>V.D</i>
0/000	495/45	495/45	495/4	1	<i>F.D</i>



**Figure 3.** Residuals distribution versus fitted value

شکل 3 پراکندگی باقیمانده‌ها نسبت به مدل منطبق شده

**جدول 2** آزمایش‌های انجام شده و مقادیر نیرو

**Table 2.** Implemented experiments and maximum measured force

شماره آزمایش	<i>V</i> (rpm)	<i>f</i> (mm/min)	<i>D</i> (mm)	نیرو (N)
1	-1	-1	-1	98/4
2	1	1	1	70/4
3	1	1	1	66/1
4	-1	-1	-1	103/2
5	0	-1	0	74/8
6	1	-1	0	68/8
7	-1	-1	1	119/2
8	0	-1	1	83/2
9	1	-1	1	75/6
10	-1	0	-1	113/3
11	0	0	-1	85/5
12	1	0	-1	79/2
13	-1	0	0	122/4
14	0	0	0	91/2
15	1	0	0	82/0
16	-1	0	1	139/2
17	0	0	1	100/1
18	1	0	1	89/1
19	-1	1	-1	116/4
20	0	1	-1	86/8
21	1	1	-1	76/9
22	-1	1	1	134/8
23	0	1	0	103/3
24	1	1	1	91/8
25	-1	1	1	164/8
26	0	1	1	124/1
27	1	1	1	112/1

### 5- تحلیل داده‌ها و تفسیر مدل‌سازی فرایند

با توجه به مدل‌سازی صورت گرفته بر روی آزمایش‌ها، نتایج حاصل از تحلیل واریانس<sup>5</sup> با در نظر داشتن پارامترهای مختلف ورودی و بر هم کنش‌های آنها در جدول 3 ارائه گردیده است. با توجه به قابلیت اطمینان 95 درصد در آزمایش‌های مهندسی، مقدار *Pvalue* کمتر از 0/05 به منظور تعیین اثر پارامترهای مدل در نظر گرفته می‌شود [20]. با در نظر گرفتن کمترین مقدار خطای مجموع مربعات<sup>6</sup> مدل رگرسیون خطی مرتبه دوم به منظور انطباق با داده‌های آزمایش انتخاب گردید. زیرا مقدار این خطا در این نوع مدل نسبت به دیگر مدل‌های

<sup>5</sup> ANOVA

<sup>6</sup> PRESS

بسیار بالایی برخوردار است و در هنگام استفاده از ربات‌های جراحی سرعت عملکرد به نرخ پیشروی ابزار وابسته است.

## 6- تحلیل و بررسی اثر متغیرهای ورودی در رفتار نیروی محوری در فرایند سوراخ‌کاری استخوان

در این بخش با توجه به مدل منطبق شده بر داده‌های آزمایش‌ها و در نظر گرفتن پارامترهای مؤثر در مدل، سعی بر آن است تا نقش سرعت دورانی، نرخ پیشروی و قطر ابزار در رفتار نیروی محوری تبیین گردد. بدین منظور ابتدا به بررسی و تحلیل منحنی کانتور پلات بر هم کنش مؤثر سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی که در شکل 4 قابل مشاهده است، پرداخته خواهد شد. و در عین حال اثر پارامترهای اصلی سرعت دورانی و قطر ابزار و نرخ پیشروی که در شکل 5 آمده است بررسی خواهد.

### 1-6- تحلیل اثر سرعت دورانی ابزار

همان‌طور که در نمودارهای شکل‌های 4 و 5 مشخص است با زیاد شدن سرعت دورانی ابزار مقدار نیروی اعمالی به استخوان کاهش می‌یابد. افزایش سرعت 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 فرایند کاهش می‌یابد. همچنین 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 فرایند کمک می‌نماید. این امر توسط محققان در تحقیقات آزمایشگاهی هم- اکنون در حال مطالعه است [۱۷،۲۴].

### 2-6- تحلیل اثر نرخ پیشروی

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. هر چه مقدار پیشروی و سرعت نفوذ ابزار به درون استخوان کمتر باشد تغییر شکل براده و خروج آن با سهولت بیشتری اتفاق می‌افتد و ضخامت براده‌های تغییر شکل یافته کمتر می‌شود و در نتیجه نیروهای اعمالی به بافت استخوان کمتر می‌شود. این نکته به وضوح در نمودارهای شکل 4 و نمودار مربوط به اثر فاکتور اصلی پیشروی شکل 5 قابل مشاهده است.

هرچه نیروی اعمالی به فرایند بیشتر باشد امکان ایجاد شکست و آسیب به بافت استخوان افزایش می‌یابد. البته توجه به این نکته لازم است که در جراحی ارتوپدی سرعت عملکرد از اهمیت

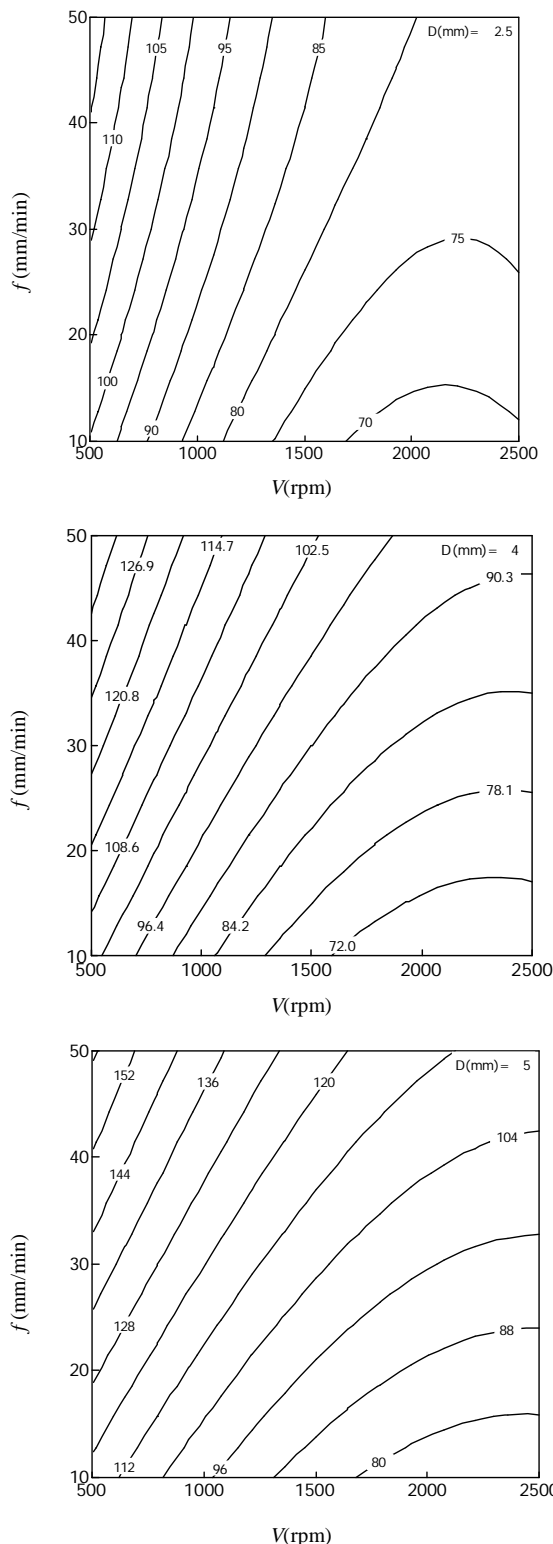


Figure 4. Effective interaction diagram of feed rate and rotational speed in different tool diameters in bone drilling force

شکل 4 نمودارهای بر هم کنش مؤثر نرخ پیشروی و سرعت دورانی ابزار در قطرهای مختلف

کمترین مقدار نیرو در فرایند صورت گرفته است. با در نظر گرفتن حد کمینه مدل منطبق شده بر آزمایش‌ها و لحاظ نمودن حد مطلوبیت<sup>7</sup> 1، بهینه‌سازی صورت گرفته بر روی مدل آزمایش‌ها در شکل 6 ارائه شده است. نتیجه بدست آمده از بهینه‌سازی و مقایسه نتیجه مدل‌سازی و آزمایش صحت سنجی در جدول 4 ارائه شده است.

همان‌طور که ملاحظه می‌شود بهینه‌سازی صورت گرفته از دقت خوب برخوردار بوده است و قابل اطمینان است. کمترین مقدار نیرو در محدوده آزمایش‌ها با استفاده از مته به قطر 2/5 میلی‌متر و پیشروی 10 میلی‌متر بر دقیقه و سرعت دورانی 2500 دور بر دقیقه حاصل می‌شود که مقداری حدود 69/1 نیوتن است. البته توجه به این نکته لازم است که در جراحی ارتوپدی سرعت عملکرد از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است و در هنگام استفاده از ربات‌های جراحی سرعت عملکرد به نرخ پیشروی ابزار وابسته است. با مراجعه به نمودارهای شکل 4 این امکان وجود دارد که در قطرهای مختلف، سرعت دورانی و نرخ پیشروی را با در نظر داشتن نیروی مجاز جراحی در حالت مناسب تنظیم نمود.

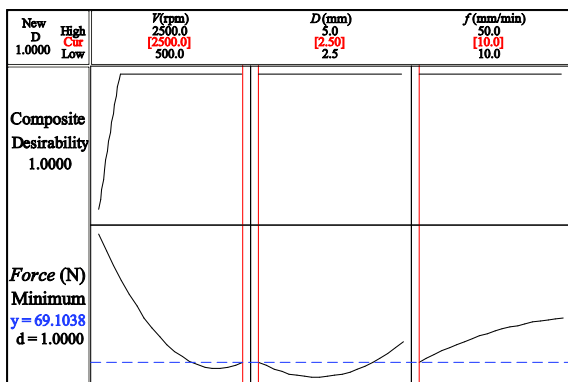


Figure 6. Process optimization to achieve minimum force

شکل 6 بهینه‌سازی صورت گرفته به منظور دستیابی به کمینه نیرو

جدول 4 بهینه‌سازی انجام شده و مقایسه نتیجه مدل‌سازی و آزمایش

Table 4. Process optimization to achieve minimum force

بهینه‌سازی	V (rpm)	f (mm/min)	D (mm)	F (N)
مدل‌سازی	2500	10	2/5	69/1
آزمایش	2500	10	2/5	66/7
درصد خطا	-	-	-	3/6%

## 8- نتیجه‌گیری

در این پژوهش ضمن مدل‌سازی و بهینه‌سازی به روش سطح

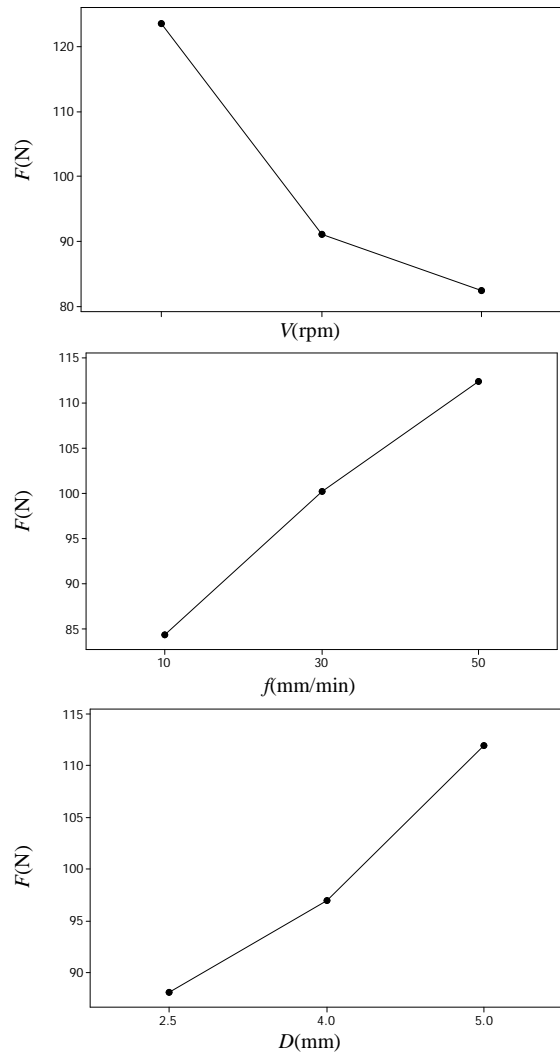


Figure 5. Main effect plots of rotational speed, feed rate and tool diameter

شکل 5 نمودارهای اثر فاکتور اصلی سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی و قطر ابزار

## 3-6- تحلیل اثر قطر ابزار

با افزایش قطر ابزار سطح تماس ابزار و بافت استخوان با نسبت مجذور قطر افزایش می‌یابد و نیروهای ایجاد شده با افزایش قطر ابزار افزایش می‌یابد. استفاده از ابزارهای با قطر زیاد در جراحی ارتوپدی نه تنها موجب بالا رفتن حرارت و نیرو در بافت استخوان می‌گردد بلکه موجب افزایش طول دوره درمان می‌شود [25]. استفاده از فرایند میکروسوراخ‌کاری و مته‌های با قطر در جراحی استخوان می‌تواند تأثیر بسزایی در پیشبرد آن داشته باشد.

## 7- بهینه‌سازی فرایند نیرو در محدوده انجام آزمایش‌ها

با توجه به موارد مطرح شده در تحلیل پارامترهای ورودی آزمایش، در این بخش بهینه‌سازی فرایند به منظور دستیابی به

<sup>7</sup> Desirability

- Processing Technology*, Vol. 214, No. 4, pp. 1018-1026, 2014.
- [6] J. Lundskog, 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.
- [7] G. Augustin, T. Zigman, S. Davila, T. Udiljak, T. Staroveski, D. Brezak, S. Babic, Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis, *Clinical biomechanics*, Vol. 27, No. 4, pp. 313-325, 2012.
- [8] R. K. Pandey, S. S. Panda, Optimization of multiple quality characteristics in bone drilling using grey relational analysis, *Journal of orthopaedics*, 2014.
- [9] 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.
- [10] R. K. Pandey, S. Panda, Optimization of bone drilling parameters using grey-based fuzzy algorithm, *Measurement*, Vol. 47, pp. 386-392, 2014.
- [11] 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.
- [12] M. Basiaga, Z. Paszenda, J. Szewczenko, M. Kaczmarek, Numerical and experimental analyses of drills used in osteosynthesis, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 13, No. 4, pp. 29-36, 2011.
- [13] C. Jacob, J. Berry, M. Pope, F. Hoaglund, A study of the bone machining process—drilling, *Journal of Biomechanics*, Vol. 9, No. 5, pp. 343-349, 1976.
- [14] J. Lee, B. A. Gozen, O. B. Ozdoganlar, Modeling and experimentation of bone drilling forces, *Journal of biomechanics*, Vol. 45, No. 6, pp. 1076-1083, 2012.
- [15] 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.
- [16] 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. 10, No. 12, pp. 112-115, 2014.
- [17] E. Shakouri, M.H. Sadeghi, M. Maerefat, M.R. Karafi, M. Memarpour, Experimental and analytical investigation of thrust force in ultrasonic assisted drilling of bone, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 6, pp. 194-200, 2014 (فارسی)
- [18] T. Udiljak, D. Ciglar, S. Skoric, Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis, *Advance in*
- پاسخ در فرایند سوراخ‌کاری استخوان و در نظر گرفتن سرعت دورانی ابزار و نرخ پیشروی و قطر ابزار به عنوان متغیرهای ورودی و بیشینه نیروی محوری به عنوان متغیرهای خروجی، معادله ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم برای نیرو بر حسب متغیرهای ورودی گردیده و دقت مدل‌سازی، و اهمیت و اثر هریک از ورودی‌ها بر روی رفتار نیرو مورد مطالعه قرار گرفته است.
- مدل ریاضی ارائه شده قادر است با دقت بسیار مناسب نیروی محوری اعمالی به بافت استخوان را در بازه آزمایش‌ها پیش‌بینی نماید.
- با افزایش سرعت دورانی، کاهش نرخ پیشروی و کاهش قطر ابزار، نیروی وارد بر استخوان در حین ماشین‌کاری کاهش می‌یابد و با در نظر گرفتن معادله حاکم بر نیرو و تنظیم سرعت دوران ابزار بر روی 2500 دور بر دقیقه و نرخ پیشروی 50 میلی‌متر بر دقیقه و قطر ابزار 2/5 میلی‌متر می‌توان به کمینه مقدار نیروی 69/1 نیوتن رسید.
- با مراجعه به نمودارهای شکل 4 این امکان وجود دارد که در قطرهای مختلف، سرعت دورانی و نرخ پیشروی را با در نظر داشتن نیروی مجاز جراحی در حالت مناسب تنظیم نمود.

## 9- تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله نویسندگان مقاله مراتب تشکر خود را از دانشگاه اراک بابت گرنت به شماره 94/12/419 که برای انجام این پژوهش صرف شده است، اعلام می‌دارند.

## 10- 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] M. Louredo, I. Díaz, J. J. Gil, DRIBON: A mechatronic bone drilling tool, *Mechatronics*, Vol. 22, No. 8, pp. 1060-1066, 2012.
- [3] M. Aziz, M. Ayub, R. Jaafar, Force control algorithm for detection of break-through bone drilling, in *Proceeding of Procedia Engineering* vol 41, pp.352 – 359, 2012.
- [4] I. Díaz, 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.
- [5] J. Sui, N. Sugita, K. Ishii, K. Harada, M. Mitsuishi, Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation, *Journal of Materials*

- Materials & Design*, Vol. 31, No. 8, pp. 3845-3851, 2010.
- [23] T. Staroveski, D. Brezak, T. Udiljak, Drill wear monitoring in cortical bone drilling, *Medical engineering & physics*, Vol. 37, No. 6, pp. 560-566, 2015.
- [24] Zhao ZH, Wen L, Song JB, Yu DD, Chen M, Shen SG, Effect of Diamond Coating on Drilling Force and Temperature during High Speed Micro Drilling of Bone, *Advanced Materials Research*, Vol. 136, No. 1, pp. 239-244, 2016.
- [25] 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.
- Production Engineering & Management*, Vol. 3, pp. 103-112, 2007.
- [19] 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, 2014 (فارسی)
- [20] D. C. Montgomery, *Design and analysis of experiments*: John Wiley & Sons, 2008.
- [21] 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.
- [22] A. Nekahi, K. Dehghani, Modeling the thermomechanical effects on baking behavior of low carbon steels using response surface methodology,