

بررسی تجربی و شبیه‌سازی عددی عملیات برش متعامد استخوان کورتیکال با استفاده از مدل ماده الاستیک - پلاستیک و مدل آسیب دینامیکی

وحید طهماسبی^{۱*}، محمد حسین اسلامی^۲، مهدی قاسمی^۱، پرهام کارخانه^۳، مجتبی ذوالفقاری^۴

^۱استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اراک

^۲کارشناسی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اراک

^۴دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک

^۳کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اراک

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۱۰/۱۸؛ تاریخ بازنگری: ۱۴۰۱/۱۰/۰۱؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۱۱/۱۷

چکیده

ماشین‌کاری استخوان یکی از مراحل جراحی ارتوپدی شناخته می‌شود. براین اساس کنترل دما در ماشین‌کاری برای جلوگیری از آسیب حرارتی به استخوان ضروری است. بررسی فرایند برش متعامد به دلیل پایه‌ی دیگر فرایندهای ماشین‌کاری حائز اهمیت است؛ بنابراین مطالعه تجربی و عددی برای برش متعامد انجام شد. یک مدل المان محدود دوبعدی برای پیش‌بینی نتایج دما در طول برش متعامد ارائه شده است. از یک مدل الاستیک - پلاستیک به‌عنوان مدل ماده برای پیش‌بینی رفتار استخوان کورتیکال در شبیه‌سازی المان محدود استفاده شد. مدل آسیب برای شکست کامل ماده، نفوذ ابزار و تشکیل براده به‌کار گرفته شد. شبیه‌سازی برای اولین بار با مدل آسیب انجام گرفت و نتایج آن برای اولین بار با روش سطح پاسخ و تحلیل حساسیت به روش سوئل برای هر پارامتر به‌صورت جداگانه و برهم‌کنش پارامترها بررسی و تحلیل شد. نتایج آزمایش شبیه‌سازی توافقی نزدیکی را با نتایج تجربی نشان می‌دهد. طبق بهینه‌سازی انجام شده کمینه دما در شرایطی که عمق برش ۰/۱ میلی‌متر، سرعت حدود ۱۹۲ میلی‌متر بر ثانیه و زاویه براده ۱۲ درجه است، حدود ۲۶ درجه سلسیوس می‌شود. مطالعه انجام شده می‌تواند در پیشبرد فرایند ماشین‌کاری استخوان مؤثر باشد و باعث پیشرفت در حوزه جراحی ارتوپدی، بهینه‌سازی پارامترهای برش و طراحی ابزار شود.

کلمات کلیدی: برش متعامد استخوان؛ المان محدود؛ پاسخ سطح؛ آنالیز حساسیت.

Numerical and experimental study of orthogonal cutting cortical bone using elastic-plastic material model and damage model

Vahid Tahmasebi^{*}, Mohammad Hossein Eslami², Mahdi Qasemi¹, Parham Karkhane³,
Mojtaba Zolfaghari⁴

¹Assist. Prof., Department of Mechanical Engineering, Arak University of Technology

²MSc, Department of Mechanical Engineering, Arak University of Technology

³BSc of Engineering, Department of Mechanical Engineering, Arak University of Technology

⁴Assoc. Prof., Department of Mechanical Engineering, Arak University

Abstract

Bone machining is known as one of the steps in orthopedic surgery. Accordingly, temperature control in machining is necessary to prevent thermal damage to the bone. The study of the orthogonal cutting process is important because of the basis of other machining processes. Therefore, an experimental and numerical study was performed for orthogonal machining. An elastic-plastic model was used as the material model to predict cortical bone behavior in finite element simulation. The damage model was used for complete material failure, tool penetration and chip formation. The simulation was done for the first time with the damage model and its results were analyzed for the first time with the response surface method and sensitivity analysis using the Sobel method for each parameter separately and the interaction of the parameters. The simulation results are in agreement with the experimental results. According to the optimization, the minimum temperature is about 26°C when the cutting depth is 0.1 mm, the cutting speed is about 192 mm/s and the rake angle is 12°. This study can be effective in advancing the bone machining process and lead to progress in orthopedic surgery, optimization of machining parameters and tool design.

Keywords: Orthogonal Cutting Bone, Finite Element, Response Surface and Sensitivity Analysis

* نویسنده مسئول؛ تلفن؛ - فکس -

آدرس پست الکترونیک: tahmasbi@arakut.ac.ir

۱- مقدمه

از جراحی ارتوپدی جهت ترمیم استخوان، پیوند استخوان، جاسازی مفصل مصنوعی و نمونه‌برداری استخوان استفاده می‌شود [۱]. به همین منظور از فرایندهای ماشین‌کاری مانند برش، سوراخکاری و فرزکاری در جراحی ارتوپدی استفاده می‌شود [۲]. تحلیل و بررسی برش متعامد به‌عنوان پایه و اساس دیگر روش‌های ماشین‌کاری می‌تواند در شناخت هرچه بهتر فرایندهای ماشین‌کاری در استخوان مفید باشد؛ همچنین می‌توان به پیشرفت‌های جدید در این زمینه مانند استفاده از ارتعاشات فراصوت [۳]، استفاده از خنک‌کاری گازی [۴] و همچنین به کارگیری فرایندهای ماشین‌کاری سرعت بالا [۵، ۶] اشاره نمود. ماشین‌کاری استخوان باتوجه به شکستن احتمالی ابزار، آسیب ساختاری قطعه کار زنده و ایجاد نکرز حرارتی و همچنین خطاهای جراحی، چالش برانگیز است [۷]. لی و دیگران [۸] نشان دادند زمانی که استخوان در دمای بالای ۴۷ درجه سلسیوس برای ۱ دقیقه قرار می‌گیرد، دچار نکرز می‌شود؛ همچنین هیلری و شعیب [۹] گزارش دادند، اگر دمای برش از ۵۵ درجه سلسیوس برای بیش از ۳۰ ثانیه بگذرد، استخوان دچار نکرز می‌شود. این دو آستانه دمایی توسط محققین به‌عنوان دماهای بحرانی در جراحی ارتوپدی پذیرفته شده است؛ بنابراین برای حداقل کردن آسیب‌های مکانیکی و حرارتی بافت استخوان حین برش، نیروی برش و دما باید کنترل شود. براین‌اساس پیش‌بینی دقیق دما، نیرو و شکل براده جهت بهینه‌سازی فرایند ماشین‌کاری از حیث انتخاب مناسب پارامترهای ماشین‌کاری و طراحی ابزار ضروری است. بدین منظور از مدل‌های مختلفی نظیر مدل‌های تجربی، المان محدود و مکانیستیک برای شبیه‌سازی فرایند ماشین‌کاری استخوان استفاده شده است. در میان روش‌های المان محدود، آلم و دیگران و ثقفی و دیگران [۱۰ و ۱۱] از روش المان محدود برای بررسی وضعیت دما و نیرو در برش متعامد استخوان استفاده کردند. آن‌ها با استفاده از تست‌های کشش و نمودار تنش- کرنش استخوان، ضرایب مدل ماده جانسون- کوک را برای استخوان بدست آوردند. آن‌ها مدل‌سازی را به‌صورت دوبعدی متعامد در نظر گرفتند. رسیدی و دیگران [۱۲]، لی و دیگران [۱۳] و سوی و دیگران [۱۴] با استفاده از روش تفاضل محدود به بررسی رفتار دما در سوراخکاری استخوان

پرداختند و اثر هندسه ابزار را روی دما بررسی کردند. البته این مدل‌ها تنها در سوراخکاری استخوان کاربرد دارد. ثقفی و دیگران [۱۱] با استفاده از ضرایب مدل استحکام آلم [۱۰]، فرایند برش متعامد را به صورت دوبعدی و با استفاده از روش اویلری بررسی کردند. علیرغم جریان راحت‌تر براده در این روش اما توصیف صحیحی از شکل براده به‌دست نمی‌آید. سزاک و دیگران [۱۵]، از روش المان محدود بدون ارائه‌ی مدل ماده مشخصی برای استخوان به بررسی رفتار دما در سوراخکاری استخوان تحت تأثیر پارامترهای ماشین‌کاری، جنسیت، نیروی برش و چگالی پرداختند. داوید سون و جیمز [۱۶] نیز با کوپل تئوری‌های برش با شبیه‌سازی المان محدود انتقال حرارت به بررسی رفتار دما در سوراخکاری استخوان پرداختند و اثر سرعت برشی، نرخ پیشروی و هندسه ابزار و خصوصیات ماده استخوان در بالا رفتن دمای فرایند را بررسی کردند.

در زمینه مطالعات مکانیستیک شین و یون [۱۷] بر اساس حل منبع حرارتی متحرک ایجاد شده توسط نوک ابزار فرز روی سطح استخوان، بیشینه دمای ایجاد شده در منطقه برش را استخراج کردند. مطالعات نشان داد بیشینه پیشروی و حداقل عمق برش، دمای بیشینه را کاهش می‌دهد. سوجیتا و دیگران [۱۸]، توزیع دما روی استخوان را در فرایند فرزکاری استخوان تخمین زدند. در این تحقیق نیز نوک ابزار به‌عنوان یک منبع حرارت خطی البته روی صفحه‌های نیمه بی‌نهایت فرض شد. مطالعات نشان داد افزایش دما در بافت استخوان با افزایش پیشروی نسبت مستقیم دارد. مشکل روش‌های تحلیلی پیچیدگی معادلات و روش حل آن‌ها است. لیائو و دیگران [۱۹]، مدل نیروی برش را با در نظر گرفتن جهت استخوان، هندسه‌ی ابزار و اثر لبه به‌دست آوردند. برای مدل‌سازی دما آن‌ها دمای برش را مبتنی بر شار حرارتی شکل گرفته در طول فرایند در نظر گرفتند. آن‌ها ضعیف‌ترین و قوی‌ترین جهت‌های برش را به ترتیب ۳۰ و ۶۰ درجه نسبت به جهت استخوان اندازه‌گیری کردند. مقدم و دیگران [۲۰]، مدلی را برای اندازه‌گیری نیرو در فرزکاری کورتیکال پیشنهاد دادند. این مدل برای یک سیستم شبیه‌سازی لمسی توسعه یافت. لبه‌های برش ابزار به‌عنوان مجموعه‌ای از المان‌های بسیار کوچک مدل‌سازی شد.

عده‌ای دیگر از محققین با استفاده از مدل‌های آماری و

نرخ تعریف شده است. برای مواد ناهمسانگرد تابع تسلیم هیل طبق رابطه ۱ تعریف می‌شود:

$$f(\sigma) = (F(\bar{\sigma}_{22} - \bar{\sigma}_{33})^2 + G(\bar{\sigma}_{33} - \bar{\sigma}_{11})^2 + H(\bar{\sigma}_{11} - \bar{\sigma}_{22})^2 + 2L\bar{\sigma}_{23}^2 + 2M\bar{\sigma}_{31}^2 + 2N\bar{\sigma}_{12}^2)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

در رابطه ۱، F, G, H, L, M, N و N ثوابتی هستند که از معادلات زیر به دست می‌آیند:

$$\begin{aligned} F &= \frac{1}{2} \left(\frac{1}{R_{33}^2} + \frac{1}{R_{22}^2} - \frac{1}{R_{11}^2} \right) \\ H &= \frac{1}{2} \left(\frac{1}{R_{11}^2} + \frac{1}{R_{22}^2} - \frac{1}{R_{33}^2} \right) \\ G &= \frac{1}{2} \left(\frac{1}{R_{33}^2} + \frac{1}{R_{11}^2} - \frac{1}{R_{22}^2} \right) \\ L &= \frac{1}{2} \left(\frac{3}{2R_{23}^2} \right) \\ M &= \frac{1}{2} \left(\frac{3}{2R_{13}^2} \right) \\ N &= \frac{1}{2} \left(\frac{3}{2R_{12}^2} \right) \end{aligned} \quad (2)$$

در رابطه ۱، $\bar{\sigma}$ تنش تسلیم اندازه‌گیری شده و R_{ij} نسبت‌های بازده ناهمسانگرد هستند. با در نظر گرفتن محور طولی و بلند استخوان به‌عنوان محور تقارن و همسانگردی عرضی:

$$\begin{aligned} E_2 = E_3 = E_t \quad E_1 = E_p \quad v_{12} = v_{13} = \\ v_{pt} \quad v_{21} = v_{31} = v_{pt} \quad G_{12} = G_{13} = \\ G_t \end{aligned} \quad (3)$$

که در آن p و t به ترتیب موقعیت درون صفحه و عرضی را نشان می‌دهند.

خواص وابسته به نرخ کرنش در استخوان کورتیکال نیز با استفاده از قانون پاور کاپور - سیموندز Cowper-Symond overstress power law تعریف شده است [۲۶]:

$$\dot{\epsilon}_{PL} = d \left(\frac{\sigma}{\sigma_0} - 1 \right)^n \quad (4)$$

تجربی به بررسی ماشین‌کاری استخوان پرداختند. العبدالله و دیگران [۲۱]، نورالدین و دیگران [۲۲]، قاسمی و دیگران [۲۳] و طهماسبی و دیگران [۲۴] با استفاده از مدل‌های تجربی تأثیر پارامترهای هندسی و ماشین‌کاری را روی دما و نیرو و زبری سطح نشان دادند.

بنابراین از یک سو باتوجه به کمبود مطالعات انجام شده در زمینه المان محدود فرایندهای ماشین‌کاری استخوان و لزوم بررسی مسائل مهمی همچون آسیب در رفتار تغییر شکل شدید استخوان تحت ماشین‌کاری و از سوی دیگر لزوم بررسی دقیق نتایج تجربی با روش‌های آماری؛ در این مقاله، روش لاگرانژین با حذف المان برای شبیه‌سازی برش متعامد استخوان بکار گرفته شده است. همچنین در گام‌های بعد می‌توان نتایج حاصل بررسی و بهینه‌سازی یک لبه برنده مانند این پژوهش را به فرایندهای ماشین‌کاری با هندسه پیچیده‌تر تعمیم داد؛ لذا به جهت اطمینان از صحت شبیه‌سازی‌های ماشین‌کاری، گام اول این است که شبیه‌سازی‌های ساده نظیر شبیه‌سازی دوبعدی با کار تجربی مشابهت داشته باشد. براین اساس یک مدل دوبعدی المان محدود از برش متعامد استخوان تحت پارامترهای هندسی و ماشین‌کاری برای پیش‌بینی رفتار دما استفاده شده است. باتکیه بر مدل الاستیک - پلاستیک، شبیه‌سازی دوبعدی فرایند برش متعامد استخوان با در نظر گرفتن شرایط ماشین‌کاری انجام می‌شود. در این مدل اثر دینامیکی، اثرات شرایط تماسی و نفوذ ابزار در استخوان در نظر گرفته شده است. آزمایش‌های تجربی لازم با بهره‌گیری از طراحی آزمایش‌های از جام می‌شود. نتایج به دست آمده با استفاده از روش پاسخ مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته و اثرات پارامترهای ورودی و برهم‌کنش آن‌ها روی پاسخ‌های خروجی و معادلات رگرسیون مربوطه بررسی می‌شود. روش عددی در پیش‌برد بهتر فرایندهای ماشین‌کاری و انجام آزمایش‌هایی که با روش تجربی امکان‌پذیر نیست، بسیار مؤثر است.

۲- مدل ماده

استخوان به‌عنوان یک ماده ناهمسانگرد رفتار تسلیمی متفاوتی در جهات مختلف نشان می‌دهد. رفتار استخوان کورتیکال در مدل الاستیک با استفاده از نظریه پتانسیل هیل برای مواد ناهمسانگرد [۲۵ و ۲۶] همراه با معیار پلاستیسیته وابسته به

۳- روش طراحی آزمایش

طراحی آزمایش به محققین کمک می‌کند تا روند آزمایش را به‌درستی و با دقت انتخاب کنند؛ زیرا در تحلیل‌های مسائل مهندسی مخصوصاً آزمایش‌هایی که دارای چند متغیر ورودی هستند، می‌تواند به طراحی، مدل‌سازی، شبیه‌سازی، تحلیل و بهینه‌سازی فرایند کمک کند.

۳-۱- روش سطح پاسخ

روش سطح پاسخ، مجموعه‌ای از تکنیک‌های ریاضی و آمار است که برای مدل‌سازی و تحلیل مسائلی که پاسخ موردنظر تحت تأثیر چندین متغیر قرار می‌گیرد، مفید است و هدف آن بهینه‌سازی این پاسخ است. در اکثر مسائل مربوط به روش سطح پاسخ، ارتباط بین پاسخ و متغیرهای مستقل نامعلوم است. پس اولین قدم در سطح پاسخ، یافتن تقریبی مناسب برای ارتباط واقعی موجود بین پاسخ و مجموعه متغیرهای مستقل است. معمولاً از چند جمله‌ای‌های مرتبه پایین در ناحیه‌ای از مقادیر متغیرهای مستقل استفاده می‌شود. اگر پاسخ به‌خوبی توسط یک تابع خطی از متغیرهای مستقل مدل‌سازی شده باشد، آنگاه تابع تقریب‌کننده برای مدل مرتبه اول به‌صورت معادله (۶) است:

$$y = \beta_0 + \sum_{i=0}^k \beta_i x_i + \sum_{i=0}^k \beta_{ii} x_i^2 + \sum_{i=0}^k \beta_{ij} x_i x_j + \varepsilon \quad (6)$$

۳-۲- روش‌های تحلیل حساسیت

تحلیل حساسیت ابزاری مناسب جهت بررسی سیستم‌ها و تعیین میزان اثر متغیرهای ورودی بر روی پاسخ‌های خروجی سیستم‌ها در مسائل مهندسی است. تحلیل حساسیت را می‌توان به روش‌های ترسیمی - ریاضیاتی - آماری طبقه‌بندی نمود که برحسب کاربرد (قطعی یا احتمالی) یا برحسب شکل مدل مورد استفاده قرار می‌گیرد.

۳-۲-۱- تحلیل حساسیت سوئل

تحلیل حساسیت آماری سوئل یکی از روش‌های آنالیز حساسیت آماری و مستقل از مدل است که بر پایه‌ی تجزیه واریانس است. از این روش می‌توان برای توابع و مدل‌های غیرخطی و غیریکنواخت استفاده کرد [۲۸]. با استفاده از روش

در جایی که σ تنش تسلیم تحت نرخ‌های کرنش مختلف، σ_0 تنش تسلیم اولیه و d و n ثوابت ماده هستند.

انرژی شکست هیلبرگ در این مدل برای پیش‌بینی رفتار آسیب مورد استفاده واقع شده است. انرژی شکست به طور ایده‌آل به‌عنوان کار انجام شده برای باز کردن یک واحد سطح توسط ترک در نظر گرفته می‌شود (رابطه ۵).

$$G_f = \int_{\varepsilon_f^{pl}}^{\varepsilon_f^{pl}} l \sigma_y d\varepsilon^{pl} = \int_0^{u_f^{pl}} \sigma_y du^{pl} \quad (5)$$

در رابطه ۵، u^{pl} جابجایی پلاستیک معادل است، بطوریکه وقتی $u^{pl} = 0$ نشان دهنده شروع آسیب و وقتی $u^{pl} = l\varepsilon^{pl}$ نشان دهنده جابجایی بعد از شروع آسیب است. L مشخصه طول یک المان در مش‌بندی است.

خواص مکانیکی استخوان کورتیکال مورد استفاده در تجزیه و تحلیل المان محدود در جداول ۱ و ۲ است [۲۷].

جدول ۱- مقادیر R_{ij} برای محاسبه ثوابت پتانسیل هیل

R11	R22	R33	R12	R13	R23
۱/۲	۱	۱	۰/۷۷	۰/۷۷	۰/۸۸

جدول ۲- خواص مکانیکی و مقادیر آن برای استخوان کورتیکال [۲۳]

مقدار	خواص
۲۰	مدول الاستیک طولی (گیگاپاسکال) E_{11}
۱۸	مدول الاستیک عرضی (گیگاپاسکال) E_{22}
۰/۳۴	ضریب پواسون ν_{12}
۰/۴	ضریب پواسون ν_{23}
۵	مدول برشی (گیگاپاسکال) G_{12}
۲۰۰۰	چگالی (کیلوگرم بر مترمکعب)
۹۸۹۷/۰/۶۵	ثوابت ماده (d/n)
۰/۰۲	کرنش شکست
۰/۰۲۶	انرژی شکست (نیوتن بر متر) - G_f
0.653	تنش سه محوری p/q
۰/۰۱	نرخ کرنش

اصطکاک بین ابزار و استخوان با یک ضریب اصطکاک ثابت ۰/۳۵ مدل شده است [۱۰]. مقادیر پارامترهای ورودی شامل سرعت، زاویه براده و عمق برش طبق جدول ۳ لحاظ شده است.

هنگام تعیین بازه فاکتورهای ورودی انتخابی می‌بایست مطالعات و پژوهش‌های محققین قبلی مورد بررسی قرار گرفته و همچنین برخی آزمون‌های اولیه در صورت لزوم صورت گیرد. طبق بررسی‌های انجام گرفته قبل از طراحی آزمایش مقادیر مناسب ورودی برای برش متعامد که به صورت برش تک لبه و دوبعدی بر روی استخوان انجام می‌گیرد، در حدود ۰/۱ تا ۰/۳ میلی‌متر برای عمق برش بوده است و در برخی مقالات معتبر قبلی نیز محققان عمق برش را در همین محدوده در نظر گرفته‌اند [۱۰، ۱۱ و ۲۹]. طبق چند آزمایش اولیه انجام شده، لذا برای مقادیر بالاتر از ۰/۳ عمق برش استخوان مستقل از تغییر سایر متغیرهای فرایند، موجب بالارفتن دما بیش از حد مجاز و ایجاد نکرور حرارتی در بافت استخوان می‌گردد.

جدول ۳- مشخصات و مقادیر پارامترهای ورودی

پارامترهای ورودی آزمایش	+۱	۰	-۱
سرعت (V) (میلیمتر بر ثانیه)	۲۷۵	۱۹۴/۳۳۳	۱۴۰
زاویه براده (R _A) (درجه)	۱۲	۹	۶
عمق برش (D) (میلیمتر)	۰/۳	۰/۲	۰/۱

نوع مش روی ابزار CPS3 و مش روی قطعه کار از نوع CPE4RT به تعداد ۶۸۸۶ انتخاب شده است. می‌توان جدول همگرایی مش را نیز در جدول ۴ مشاهده نمود.

سویل می‌توان تاثیرگذاری پارامترهای ورودی را بر خروجی سیستم محاسبه نمود و از آن برای استفاده در معادلات حاکم بر سیستم، بهینه کردن سیستم و همچنین تعیین میزان تاثیرگذاری برهم کنش پارامترهای ورودی استفاده نمود. روش سویل یک روش دقیق آنالیز حساسیت آماری بوده و در مقایسه با روش‌های آماری دیگر دارای دقت بالاتری است. دیدگاه سویل برگرفته شده از تابع $f(x)$ است که از مجموع توابع معادله ۷ به دست می‌آید.

$$f(x_1, \dots, x_k) = f_0 + \sum (x_i) + \sum f_{ij}(x_i, x_j) + \dots + f_{1, 2, \dots, k}(x_1, \dots, x_k) \quad (7)$$

برای مدل تعریف شده با تابع $Y=f(X)$ و $X(x_1, x_2, \dots, x_n)$ واریانس خروجی مدل (V) به صورت مجموع واریانس‌های هر ترم به صورت معادله ۸ است:

$$V(Y) = \sum_{i=1}^n V_i + \sum_{i \leq j \leq n} V_{ij} + \dots + V_{1, \dots, n} \quad (8)$$

شاخص حساسیت کل به صورت مجموع همه شاخص حساسیت برای آن پارامتر به صورت رابطه ۹ بدست می‌آید:

$$S_{Ti} = S_i + \sum_{i \neq j} S_{ij} + \dots \quad (9)$$

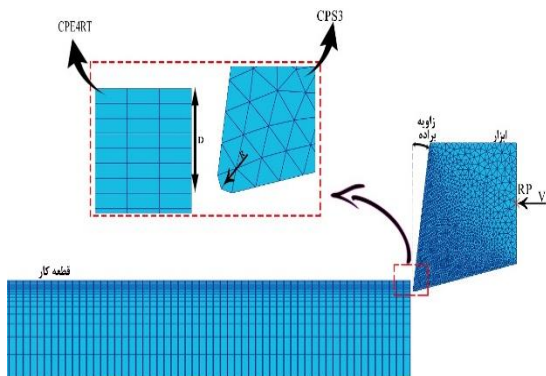
معادلات و روابط روش سویل در مرجع [۳۷] به طور کامل ارائه شده است.

۴- شبیه‌سازی عددی

شبیه‌سازی برش متعامد به صورت مدل دوبعدی المان محدود با حل دینامیکی صریح که برای فرایندهای برش و ماشین‌کاری مناسب شمرده می‌شود، در نرم‌افزار تحلیل عددی آباکوس نسخه ۶/۱۴ و ویرایش سال ۲۰۱۸ و توسط سیستمی با مشخصات پردازنده اینتل core i5 4440 و حافظه رم ۱۶ گیگابایت مدل شده است. حساسیت به مش به دلیل رفتار غیرخطی و تغییر شکل شدید فرایند بسیار مهم است. براین اساس یک مطالعه‌ی محاسباتی دقیق برای مش المان محدود انجام شد. در این مطالعه تاریخچه تنش-زمان به عنوان معیار همگرایی استفاده شده است؛ بنابراین در همه نتایج بدست آمده از مش بهینه‌سازی شده استفاده شده است. متغیرهای آسیب روی مقدار ۰/۹۹۹ تنظیم شدند. تماس

تلف شده تبدیل شده به گرما ۱۰۰٪ فرض می‌شود و گرما به طور مساوی بین دو سطح در تماس توزیع می‌شود. همچنین تماس سطح به سطح (surface to surface) برای سطح خارجی ابزار و منطقه تحت برش در استخوان تعریف شده است.

در شکل ۱ موقعیت ابزار و قطعه کار برای ماشین‌کاری نشان داده شده است. ابزار صلب در نظر گرفته شده است و سرعت برشی به نقطه مرجع روی ابزار نسبت داده شده است. نتایج حاصل از دما در شبیه‌سازی در بخش ۶-۱ ارائه شده است.



شکل ۱- مدل مش و مقادیر مشخص شده در نرم‌افزار

۵- جزئیات آزمایش تجربی

به منظور معتبرسازی مدل المان محدود، آزمایش تجربی برای برش متعام تحت شرایط مختلف ماشین‌کاری طبق جدول ۶ انجام شد.

۵-۱- تعیین خصوصیات ورودی و خروجی آزمایش

سرعت برشی (V)، عمق برش (D) و زاویه براده (R_A) به عنوان پارامترهای ورودی و دما (T) به عنوان پارامتر خروجی و مورد اندازه‌گیری در نظر گرفته شده است. ورودی‌های انتخاب شده از مهم‌ترین پارامترهای تأثیرگذار روی دما در جراحی‌های ارتوپدی هستند.

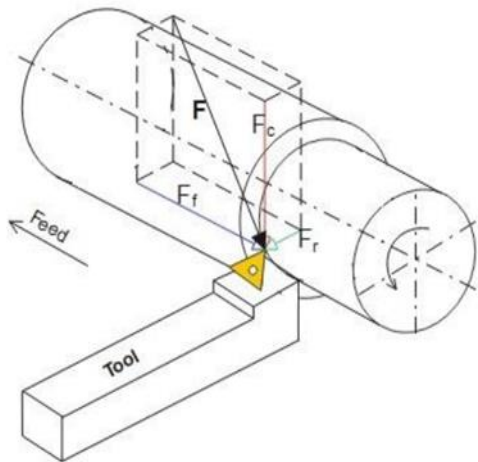
شاید مهم‌ترین فاکتور در قریب به اتفاق فرایندهای ماشین‌کاری نرخ پیشروی یا حرکت خطی ابزار نسبت به قطعه کار است. فرایند ماشین‌کاری انتخابی در این پژوهش فرایند برش متعام یا Orthogonal Cutting است. شاخصه اصلی این

جدول ۴- همگرایی مش برای دما

شماره	دما	تعداد مش
۱	۱۸	۰
۲	۲۲/۰۶	۱۷۰۰
۳	۲۲/۷۴	۴۲۵۰
۴	۲۴/۷۶	۵۱۰۰
۵	۲۵/۴۸	۵۹۵۰
۶	۲۸/۳۹	۶۸۸۶
۷	۲۷/۵۵	۷۱۴۰
۸	۲۸/۴۲	۷۶۵۰

نوع تحلیل جابه‌جایی- دما با در نظر گرفتن انتگرال کاهش یافته برای المان‌ها و تکنیک ساعت شنی (hour glass) لحاظ شده است.

شرایط کرنش صفحه‌ای برای این مدل در نظر گرفته شده است. شرایط مرزی به گونه‌ای تعیین شده است که مانند عملیات انجام شده در محیط واقعی بوده است، قطعه کار در منطقه ضخامت تغییر شکل نیافته به صورت بلوک‌های مستطیلی مدل شده و گره‌های سطح پایینی قطعه کار در جهات برشی و مماسی ثابت شده‌اند و گره‌های سطح چپ قطعه کار تنها در جهت برشی ثابت شده‌اند. چرخش در صفحه برشی- مماسی و حرکت در جهت مماسی در نقطه مرجع (RP) محدود شده است و ابزار اجازه دارد فقط در جهت برشی حرکت کند. برای کاهش اثر شرایط مرزی ابعاد قطعه کار به اندازه کافی بزرگ در نظر گرفته شده است تا شرایط حالت پایدار حفظ شود. از آنجایی که سرعت برش بسیار زیاد است و فرایند برای مدت‌زمان کوتاهی انجام می‌شود، می‌توان برش متعام را آدیاباتیکی فرض کرد؛ بنابراین، در مدل المان محدود فقط رسانایی در نظر گرفته می‌شود، درحالی که همرفت و تابش نادیده گرفته می‌شوند. کسر حرارتی غیر کشسان ۹۰ درصد در مدل استفاده شده است. این بدان معناست که ۹۰ درصد از کار پلاستیک به گرما تبدیل می‌شود؛ همچنین تولید حرارت ناشی از تماس قطعه کار با ابزار اجرا می‌شود. کسری از انرژی



شکل ۳- فرایند برش متعامد در فرایند تراشکاری (مهم بودن نرخ پیشروی)

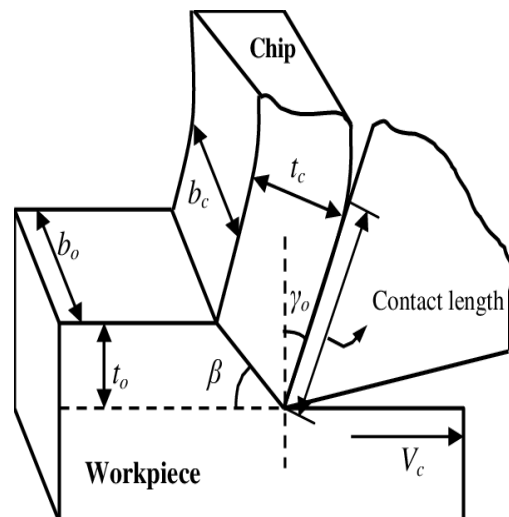
۵-۲- مواد

به دلیل شباهت نزدیک خواص مکانیکی استخوان گاو با انسان که میتوان، از استخوان کورتیکال گاو برای انجام مطالعه استفاده شد [۳۰ و ۳۱]. می توان در جدول ۵ مقایسه خواص استخوان گاو با سن ۳ الی ۴ سال با استخوان انسان را مشاهده نمود.

جدول ۵- خواص مکانیکی و مقادیر آن برای مقایسه استخوان گاو با استخوان انسان [۳۲ و ۳۳]

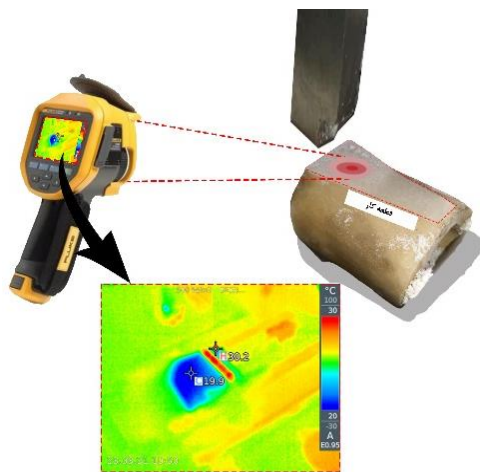
خواص	مقدار استخوان انسان	مقدار استخوان گاو
استحکام برشی (مگاپاسکال)	۲۰۰-۱۳۰	۲۵۰-۱۴۰
مقاومت فشاری (مگاپاسکال)	۱۴۵-۴۰	۱۵۰-۴۵
مدول یانگ (گیگاپاسکال)	۱۷-۱۰	۲۲-۱۰
مدول برشی (گیگاپاسکال)	۳	۳
چگالی (کیلوگرم بر مترمکعب)	۲۰۰۰-۱۸۰۰	۲۱۰۰-۱۹۵۰
نسبت پواسون	۰/۴	۰/۳۳
گرمای مخصوص (ژول بر کیلوگرم کلوین)	۱۳۳۰	۱۳۰۰

فرایند ماشین کاری زاویه تنظیم اصلی نود درجه و زاویه تمایل صفر درجه می باشد. این عامل باعث می شود که صفحه برش دوبعدی در ماشین کاری ایجاد شود و تحلیل پایه ای برای بررسی فرایندهای ماشین کاری است. فرایند برش متعامد اگر با شرایط فوق بر روی دستگاه تراش انجام شود. نرخ پیشروی در آن اهمیت دارد؛ ولی اگر در حالت صفحه تراشی مورد بررسی قرار گیرد، حرکت نسبی ابزار و قطعه کار در این حالت یک حرکت خطی نیست و تحت عنوان سرعت برشی تعریف می گردد؛ لذا در این پژوهش که آزمون شامل یک بار مسیر رفت می باشد پارامتر سرعت برشی و عمق برش و زوایای آزاد و براده بر روی صفحه برش اثرگذار هستند. برای توضیح بهتر می توان شکل های ۲ و ۳ را مشاهده نمود؛ ولی در سایر فرایندها نظیر سوراخ کاری، فرزکاری، سنگ زنی و تراشکاری نرخ پیشروی مهم ترین عامل تغییرات دمایی است. بیشترین مقدار دمای اندازه گیری شده مورد استفاده قرار گرفت.



شکل ۲- هندسه فرایند برش متعامد در حالت صفحه تراشی (مناسب برای بررسی حل عددی دوبعدی و استفاده شده در این پژوهش و مرسوم تر در مطالعه این فرایند)

پیشروی و سرعت برشی استفاده شده است. جهت اندازه‌گیری دما در ماشین کاری از یک دوربین حرارتی (TESTO ۸۷۲) مطابق شکل ۵ استفاده شده است. مشخصات این دوربین شامل حساسیت حرارتی 0.06°C ، رزولوشن 320×240 پیکسل و بازه طیفی $7.5-13 \mu\text{m}$ است. فاصله بین دوربین و سطح ماشین کاری 300 میلی‌متر است. برای حذف اثرات خطای احتمالی هر آزمایش سه بار تکرار شده است. به دلیل عدم وجود براده و خطای ناشی از آن، دمای سطح تازه ماشین کاری شده در منطقه پایدار به‌عنوان دمای اندازه‌گیری شده در نظر گرفته شد [۲۱]. این دما بعد از ۲ ثانیه از گذشتن ابزار از منطقه برش ثبت می‌شود. به دلیل رفتار غیر خطی و پیچیده فرایند ماشین کاری، بررسی و تحلیل دما با استفاده از روش المان محدود و آنالیز واریانس می‌تواند مفید باشد.



شکل ۵- نحوه اندازه‌گیری دما در آزمایش برش متعام

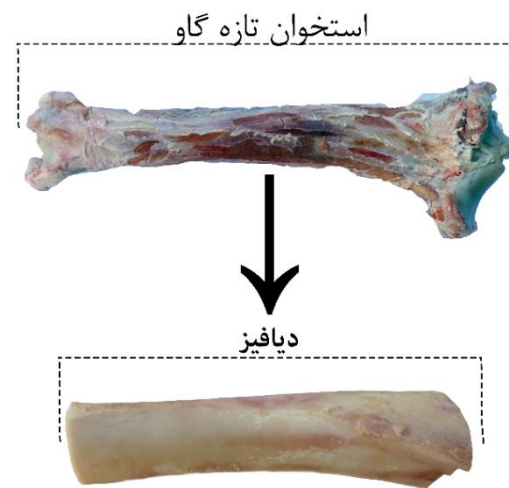
۶- بحث و نتیجه‌گیری

در شرایطی که سرعت برش 275 میلی‌تر بر ثانیه، عمق برش 0.3 میلی‌متر و زاویه براده 12 درجه است، آزمایش تجربی با شبیه‌سازی مقایسه شد. مقایسه رفتار دما در شبیه‌سازی و تجربی در شکل ۶ دیده می‌شود. حداکثر دما در آزمون‌های تجربی $39/72$ درجه سلسیوس ثبت شده است و در شبیه‌سازی این مقدار $35/3$ درجه سلسیوس است. حدود 0.5 میلی‌متر زیر سطح ماشین کاری شده به‌عنوان محل ثبت دما در شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است. در شکل ۷ - الف مشاهده می‌شود، تنش در ناحیه اولیه تغییر شکل و قسمتی که در حال براده برداری است، به حداکثر می‌رسد (159 مگاپاسکال).

هدایت حرارتی (وات بر متر بر کلوین)	$0.1-1/3$	$0.1-1/43$
------------------------------------	-----------	------------

استخوان تازه شکل ۴ به‌صورت ویژه برای فرایند صفحه تراشی آماده گردید. استخوان از یک کشتارگاه محلی تهیه شده و هیچ حیوانی برای این مقاله ذبح نشده است. در انجام این تحقیق نباید مدت زمان زیادی از زنده بودن بافت استخوان گذشته باشد تا تمامی خواص مکانیکی و ترمو فیزیکی آن حفظ گردد. خواص ماده استخوان با گذشت زمان تغییر خواهد کرد و مشابهت لازم را با شرایط عمل جراحی نخواهد داشت. در صورت عدم استفاده از استخوان تازه (زمانی در حدود 3 الی 4 ساعت) و به‌منظور حفظ خواص آن، می‌بایست استخوان در فریزر تا دمای منفی 25 درجه سلسیوس فریز شود و دو ساعت قبل از استفاده در دمای محیط و در محلول آب و نمک گذاشته شود.

از سوی دیگر جنس ابزار مورد استفاده و هندسه آن روی مقدار گرمای تولیدی اثر می‌گذارد. براین اساس ابزار برش متعام از جنس فولاد تندبر با زاویه تنظیم 90 درجه، زاویه تمایل صفر درجه، زاویه ازاد 11 درجه و شعاع نوک 30 میکرومتر و با زوایای براده متفاوت طبق جدول ۳ انتخاب شد.

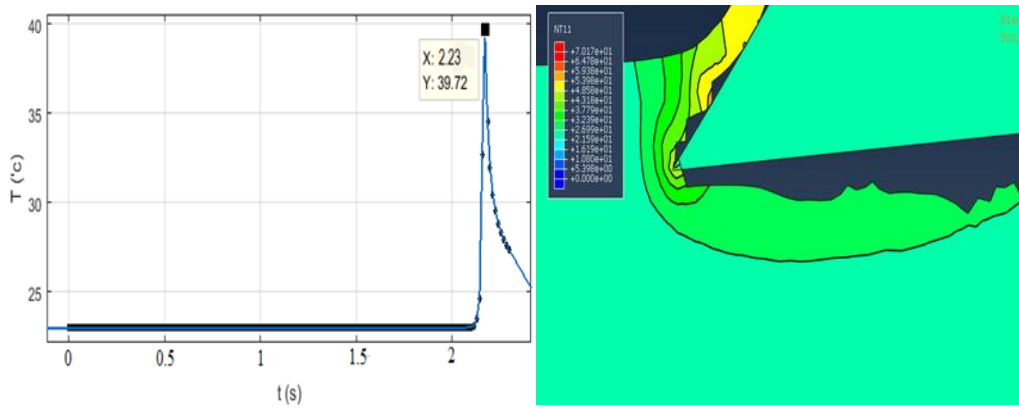


شکل ۴- استخوان تازه ران گاو و بخش میانی (دیفایز) مورد استفاده در آزمایش

۵-۳- راه‌اندازی آزمایش

شکل ۵ راه‌اندازی آزمایش را برای برش متعام استخوان نشان می‌دهد. برای انجام آزمایش از یک صفحه‌تراش با قابلیت تنظیم

مقدار دما نیز در این ناحیه به بیشترین حد خود می‌رسد و در امتداد ابزار و نزدیک به سطح استخوان، دما کاهش قابل توجهی پیدا می‌کند.

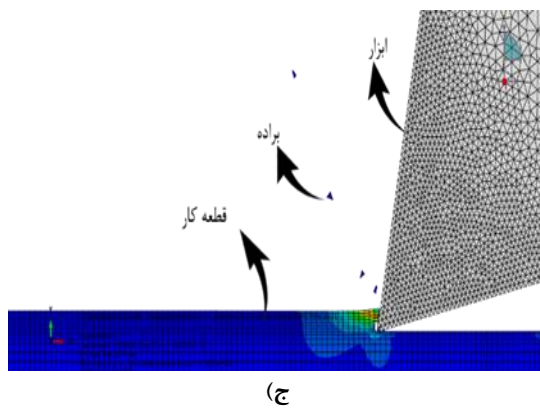


شکل ۶- مقایسه نتایج دما در آزمایش تجربی و شبیه‌سازی
($V=275 \text{ mm/s}$, $R_A=12^\circ$, $D=0.03 \text{ mm}$)

جدول ۶- نتایج جدول ۶ به‌دست‌آمده در آزمایش شبیه‌سازی و تجربی

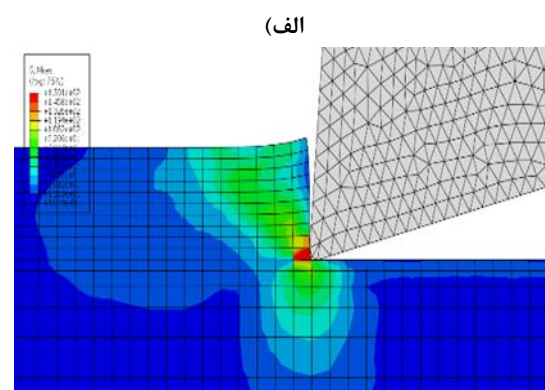
شماره	$v(\text{mm/s})$	R_A	$D(\text{mm})$	دما (FEM)(°C)	دما exp)(°C)(ΔT exp)(°C)($T_0 = (18^\circ)$
۱	۱۴۰	۶	۰/۱	۲۸/۳۹	۲۴/۳	۶/۳
۲	۲۷۵	۶	۰/۱	۳۲/۰۱۷	۲/۳۳	۱۵/۲
۳	۱۴۰	۱۲	۰/۱	۲۸/۱۷۷	۲۱/۵	۳/۵
۴	۲۷۵	۱۲	۰/۱	۳۱/۶۴	۲۹/۵	۱۱/۵
۵	۱۴۰	۶	۰/۳	۳۱/۷۷۹	۳۳/۶	۱۵/۶
۶	۲۷۵	۶	۰/۳	۳۴/۵۵	۳۶/۵	۱۸/۵
۷	۱۴۰	۱۲	۰/۳	۲۸/۴۵	۲۹/۴	۱۱/۴
۸	۲۷۵	۱۲	۰/۳	۳۵/۳	۳۹/۷۲	۲۱/۷۲
۹	۱۴۰	۹	۰/۲	۲۹/۴۶	۲۱/۲	۳/۲
۱۰	۲۷۵	۹	۰/۲	۳۲/۶۵	۳۱/۳	۱۴/۳
۱۱	۱۹۴/۳۳۳	۶	۰/۲	۲۷/۳۹	۳۶/۳	۱۸/۳

۱۲	۱۹۴/۳۳۳	۱۲	۰/۲	۲۶/۷۳	۳۰/۲	۱۲/۲
۱۳	۱۹۴/۳۳۳	۹	۰/۱	۲۶/۴۷	۲۵/۵	۷/۵
۱۴	۱۹۴/۳۳۳	۹	۰/۳	۲۸/۰۷۳	۲۹/۸	۱۱/۸
۱۵	۱۹۴/۳۳۳	۹	۰/۲	۲۷/۶۷۰	۳۰/۵	۱۲/۵
۱۶	۱۹۴/۳۳۳	۹	۰/۲	۲۷/۰۶۷	۳۱	۱۳
۱۷	۱۹۴/۳۳۳	۹	۰/۲	۲۷/۰۶۷	۲۷/۶	۹/۶



شکل ۷- الف: نمایش کانتور تنش با شرایط $v=275\text{mm/s}$ ،
ب: نمایش شکل براده در شبیه‌سازی
ج: نمایش شکل براده در آزمایش تجربی

همچنین در شکل ۷-ب و ۷-ج نحوه خروج براده در شبیه‌سازی و تجربی نشان داده شده است که از تطابق نزدیکی برخوردار هستند. البته با وجود تکرار هر آزمایش و همین‌طور استفاده از ابزاری بادقت اندازه‌گیری بالا، وجود خطای ابزار و انسانی را نمی‌توان نادیده گرفت؛ همچنین امکان شبیه‌سازی دوبعدی با در نظر گرفتن نزدیک‌ترین حالت ممکن به واقعیت ماشین‌کاری سخت و پیچیده است؛ بنابراین با اطمینان از روش حل مسئله و دقت آزمایش‌ها، جدول ۶ که با استفاده از طراحی آزمایش تنظیم شده است، نتایج دما در تجربی و شبیه‌سازی با استفاده از سطوح مختلف پارامترهای ورودی ارائه شده است. حداکثر اختلاف موجود بین نتایج حدود ۱۰ درصد گزارش می‌شود که از تطابق نزدیکی برخوردار است.



(ب)

۶-۱- مدل‌سازی رفتاری دما

باتوجه به اهمیت تأثیر هر یک از پارامترهای ورودی و اثر برهم‌کنش آن‌ها روی دما و همین‌طور دستیابی به شرایط بهینه و مطلوب از حیث دما، مدل‌سازی تجربی به روش سطح پاسخ

$$\text{Temperature (}^\circ\text{C)} = 52.99 - 0.3051 \times V + 0.1881 \times R_A + 27.17 \times D + 0.000796V^2 - 2.079 R_A \times D \quad (11)$$

۲-۶- بررسی مقادیر ورودی و تحلیل اثر آن‌ها بر دما در این بخش باتوجه به مقادیر به دست آمده در آزمون‌های تجربی تأثیر هر یک از پارامترهای ورودی روی دما بررسی و تحلیل خواهد شد. براین اساس ضمن بررسی تحلیل حساسیت هر یک از مقادیر ورودی، به تحلیل نمودارهای برهم‌کنش پارامترها و اثر هر یک از پارامترهای ورودی پرداخته خواهد شد.

۲-۶-۱- بررسی اثر سرعت برشی

در شکل ۱۰ مشاهده می‌شود که با افزایش سرعت، دما ابتدا کاهش و سپس افزایش می‌یابد. علت این پدیده به اثر دوگانه‌ای که سرعت برشی دارد برمی‌گردد. با افزایش سرعت از طرفی زمان مواجهی ابزار با استخوان کاهش می‌یابد،

جدول ۷- تحلیل واریانس دما بر حسب ترم‌های مؤثر در برش کاری متعامد دما اصلاح نشده و اصلاح شده

ترمها	درجه آزادی	جمع مربعات	میانگین مربعات	F-value	p-value
	DF	SS	MS		
Model	۹	۱۰۳/۶۶۷	۱۱/۵۱۸۵	۱۳۳/۵۸	۰/۰۰۰
Linear	۳	۴۰/۲۶۸	۱۳/۴۲۲۸	۱۵۵/۶۶	۰/۰۰۰
v	۱	۲۸/۵۶۴	۲۸/۵۶۴۴	۳۳۱/۲۵	۰/۰۰۰
R _A	۱	۴/۶۰۲	۴/۶۰۲۱	۵۳/۳۷	۰/۰۰۰
D	۱	۷/۱۰۲	۷/۱۰۱۹	۸۲/۳۶	۰/۰۰۰
Squar	۳	۴۹/۱۰۹	۱۶/۳۶۹۶	۱۸۹/۸۳	۰/۰۰۰
V×V	۱	۳۲/۷۷۱	۳۲/۷۷۱۱	۳۸۰/۰۴	۰/۰۰۰
R _A × R _A	۱	۰/۰۵۳	۰/۰۵۳۲	۰/۶۲	۰/۴۵۸
D × D	۱	۰/۰۱۳	۰/۰۱۳۳	۰/۱۵	۰/۷۰۶
2-Way Interaction	۳	۳/۲۱۱	۰/۰۷۰۳	۱۲/۴۱	۰/۰۰۳
V × R _A	۱	۰/۰۷۴	۰/۰۷۴۳	۰/۸۶	۰/۳۸۴
V × D	۱	۰/۰۲۵	۰/۰۲۵۳	۰/۲۹	۰/۶۰۵
R _A × D	۱	۳/۱۱۱	۳/۱۱۱۳	۳۸/۰۸	۰/۰۰۱

ضخامت براده نتراشیده بیشتر می‌شود و این یعنی نیروی موردنیاز برای براده‌برداری افزایش می‌یابد و این یعنی افزایش دما؛ بنابراین هرکدام از عوامل فوق که بر دیگری غلبه کند روی روند دما تأثیر می‌گذارد. در سرعت حدود ۲۰۰ میلی‌متر بر ثانیه کمترین مقدار دما ثبت می‌شود و سپس دما افزایش می‌یابد

روی نتایج تجربی انجام شد. نتایج حاصل از آنالیز واریانس (ANOVA) در جدول ۷ آمده است، همچنین روش طراحی آزمایش سطح پاسخ استفاده از یک مدل رگرسیون خطی مرتبه دوم به فرم معادله ۱۰ است.

$$y = \beta_0 + \sum_{i=1}^k \beta_i x_i + \sum_{i=1}^k \beta_{ii} x_i^2 + \sum_i \sum_j \beta_{ij} x_i x_j + \varepsilon \quad (10)$$

لذا این مدل با حذف ترم‌های مرتبه ۳ و با در نظر داشتن جمله‌های و تعامل اثرهای دویبعی ضمن کم کردن تعداد انجام آزمایش‌ها، یک رویه رگرسیون خطی مرتبه دوم بر داده‌ها منطبق می‌کند که از دقت مناسبی برخوردار است [۳۴].

نتیجه مدل‌های خطی طبق خروجی جدول آنالیز واریانس توسط نرم‌افزار دیزاین اکسپرت نیز در جدول ۷ آمده است.

آنالیز واریانس میزان تأثیر پارامترهای معادله رگرسیون را مشخص می‌نماید و در تحلیل و مدل‌سازی آزمایش‌ها نقش به‌سزایی دارد. باتوجه به قابلیت اطمینان ۹۷ درصد در آزمایش‌های مهندسی، مقدار عدد پی (Pvalue) کمتر از ۰/۰۵ به‌منظور تعیین اثر مؤلفه‌های مدل در نظر گرفته می‌شود [۳۵]. در مبحث طراحی آزمایش یکی از مواردی که دقت مدل حاکم بر آزمایش را تعیین می‌کند، مقدار R-sq مدل است که هر چه

ترمها	درجه آزادی	جمع مربعات	میانگین مربعات	F value	p-value
	DF	SS	MS		
مدل	۵	۵۱۲/۱۰۳	۲۰/۷۰۲۵	۳۰۰/۴۷	۰/۰۰۰
Linear	۳	۴۰/۳۸۲	۱۳/۴۶۰۶	۱۹۵/۳۶	۰/۰۰۰
v	۱	۲۸/۵۶۴	۲۸/۵۶۴۴	۴۱۴/۵۷	۰/۰۰۰
R _A	۱	۴/۶۶۴	۴/۶۶۳۵	۶۷/۶۸	۰/۰۰۰
D	۱	۷/۱۵۴	۷/۱۵۳۸	۱۰۳/۸۳	۰/۰۰۰
Square	۱	۴۹/۰۵۴	۴۹/۰۵۴۱	۷۱۱/۹۵	۰/۰۰۰
V × V	۱	۴۹/۰۵۴	۴۹/۰۵۴۱	۷۱۱/۹۵	۰/۰۰۰
2-Way Interaction	۱	۳/۱۱۱	۳/۱۱۱۳	۴۵/۱۶	۰/۰۰۰
R _A × D	۱	۳/۱۱۱	۳/۱۱۱۳	۴۵/۱۶	۰/۰۰۰

به ۱۰۰ درصد یا به ۱ نزدیک‌تر باشد، دقت داده‌ها بیشتر است. در این مطالعه مقدار R-sq برابر با ۹۹/۲۷ درصد شد که نشان‌دهنده دقت بالای مدل‌سازی است؛ همچنین معادله رگرسیون منتج از نتایج مدل‌سازی با حذف جمالات با اثر کم معادله کاهش یافته به‌صورت رابطه ۱۱ تعریف می‌شود:

۶-۲-۳- بررسی اثر زاویه براده

جدول ۸ - خروجی جدول آنالیز واریانس توسط نرم‌افزار

دیزاین اکسپرت

	Predicted R ²	Adjusted R ²	Sequential p-value	Source
	۰/۱۳۸۵	۰/۳۷۵۳	۰/۰۲۷۷	Linear
	۱/۴۶۲۵	۰/۲۳۷۲	۰/۸۸۳۶	2FI
	-			
suggested	۰/۹۲۵۷	۰/۹۸۶۸	< 0.0001	Quadratic
Aliased	۰/۲۳۶۳	۰/۹۹۷۷	۰/۰۴۷۵	Cubic

همان‌طور که در شکل ۱۰ مشخص است، زاویه براده رابطه خطی با دما دارد بطوریکه با افزایش آن دما کاهش می‌یابد. با افزایش زاویه براده شرایط برش بهتر می‌شود. دلیل کاهش نیروی برش کم‌شدن نیروی محوری است. این نیرو در مقابل نفوذ قلم به قطعه کار مقاومت می‌کند. از طرفی با افزایش زاویه براده تغییر شکلی که براده جهت جدا شدن می‌دهد، کمتر می‌شود و براده آسان‌تر روی سطح براده حرکت می‌کند و در نتیجه نیرویی که صرف این تغییر شکل برای جدا شدن براده می‌گردد، کاهش می‌یابد. با کاهش نیروی برش دمای تولیدی هم کاهش می‌یابد. شیب تغییرات دما با افزایش زاویه براده در عمق‌های بالاتر بیشتر است. در شکل ۸-ج، مشاهده می‌شود با کاهش زاویه براده به کمترین مقدار در سرعت ۲۷۵ میلی‌متر بر ثانیه، دما به حدود بالای ۳۳ درجه می‌رسد. همین‌طور با افزایش زاویه براده و سرعت‌های پایین‌تر از حدود ۲۰۰ میلی‌متر بر ثانیه می‌توان به دماهای پایین‌تری دست پیدا کرد؛ همچنین دماهای پایین در عمق برش‌های کمتر، بیشتر رخ می‌دهد. البته بطور کلی تمام دماهای به‌دست‌آمده موجب نگرز حرارتی نمی‌شوند، اما در هر صورت در دماهای پایین‌تر فرسایش ابزار

که این افزایش تا دمای حدود ۳۲ درجه ادامه دارد. در شکل ۸-الف اثر برهم‌کنش سرعت با پارامتر عمق برش و زاویه براده نشان داده شده است. در ابتدا با افزایش سرعت و شکل‌گیری و خروج راحت‌تر براده، دما کاهش می‌یابد؛ اما با ادامه افزایش سرعت و به‌کارگیری نیروی بیشتر برای برداشتن ماده، دما نیز افزایش خواهد یافت. با افزایش عمق برش و زاویه براده، حداقل دما به ترتیب افزایش و کاهش می‌یابد. براین‌اساس سرعت‌های متوسط (حدود ۲۰۰ میلی‌متر بر ثانیه) از حیث دما می‌تواند شرایط ایده‌آلی را به‌وجود آورد.

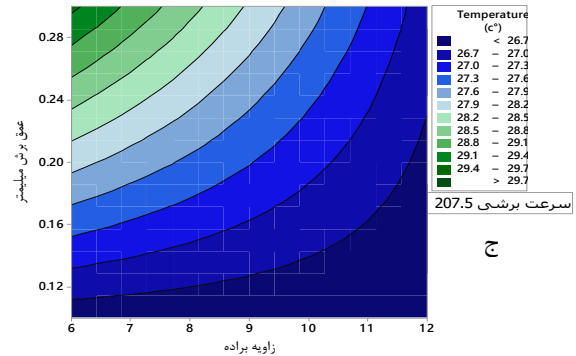
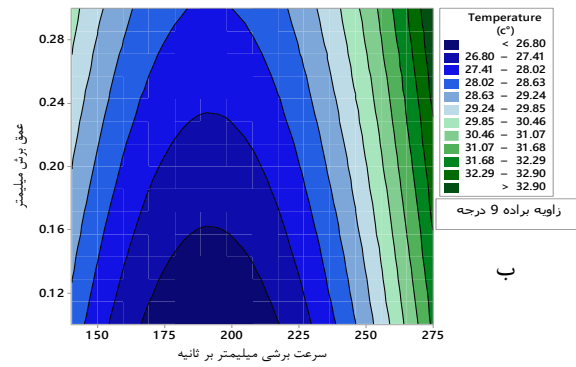
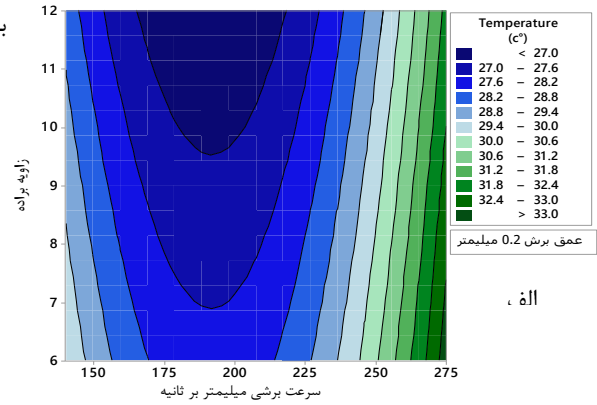
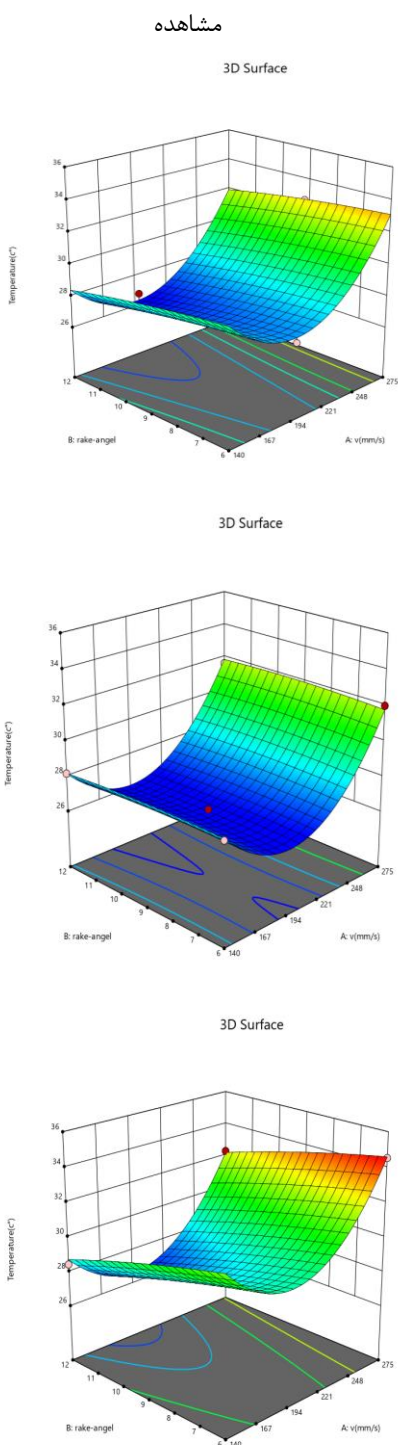
۶-۲-۲- بررسی اثر عمق برش

افزایش عمق برش از آنجاکه می‌تواند بر روی نرخ باربرداری و در نتیجه کاهش زمان جراحی مؤثر واقع شود، اهمیت دارد. همان‌طور که در شکل ۱۰ مشاهده می‌شود، تأثیر عمق برش با دما یک رابطه خطی است، به‌طوری‌که با افزایش عمق برش دما نیز افزایش می‌یابد. افزایش عمق برش باعث افزایش سطح تماس ابزار با استخوان، افزایش اصطکاک و افزایش نیروی برش می‌شود و در نتیجه دما روی سطح آزاد و براده و منطقه برش افزایش می‌یابد. در عمق برش ۰/۳ میلی‌متر بیشترین دما ثبت می‌شود. در شکل ۸-ب مشاهده می‌شود که برهم‌کنش پارامتر عمق برش و سرعت در سرعت‌های بالا، همانند ۲۷۵ میلی‌متر بر ثانیه باعث افزایش مضاعف دما می‌شود، اما در سرعت حدود ۲۰۰ میلی‌متر بر ثانیه با عمق ۰/۱ میلی‌متر باعث کمترین دما می‌شود. لازم به ذکر است، باتوجه‌به آنکه دماهای ثبت شده، در هیچ حالتی از عمق برش، بیشتر از آستانه نگرز نمی‌شوند برای افزایش نرخ باربرداری می‌توان از حداکثر عمق برش نیز استفاده کرد. در این حالت باید محدودیت‌های دیگر مثل افزایش نیروی برش و شکست ابزار بررسی شود.

نمود.

مشاهده

بیشتری

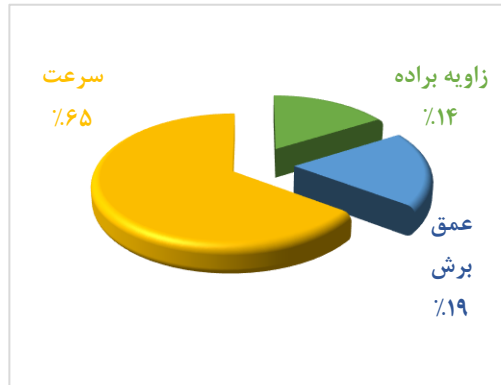


شکل ۸- برهمکنش پارامترهای مؤثر بر دما، الف- برهمکنش سرعت و زاویه براده، ب- برهمکنش سرعت و عمق برش و ج- برهمکنش عمق برش و زاویه براده

کمترا اتفاق می‌افتد و این مسئله در طراحی ابزار بسیار مؤثر است. می‌توان برهمکنش پارامترها را با مشاهده شکل ۹ که به صورت سه‌بعدی آمده است نیز با دقت بیشتر و جزئیات

شکل ۹- برهمکنش پارامترهای مؤثر به صورت ۳ بعدی، الف- برای عمق برش ۰/۱ ب- برای عمق برش ۰/۲ ج- برای عمق برش ۰/۳

نمود. روش آنالیز حساسیت آماری سوبل با الگوریتم تحلیل حساسیت سوبل، پارامترهای ورودی را به طور همزمان تغییر داده و اثر آن را بر پارامتر خروجی نشان می‌دهد [۳۴]. در بررسی حساسیت رفتار دما در فرایند برش کاری متعامد استخوان در بین پارامترهای ورودی، سرعت بیشترین تأثیر را با ۶۵ درصد دارد و پس از آن عمق برش و زاویه براده به ترتیب

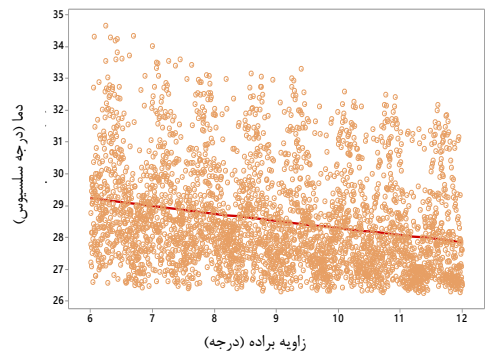
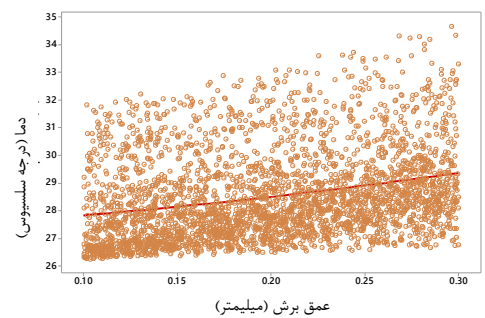
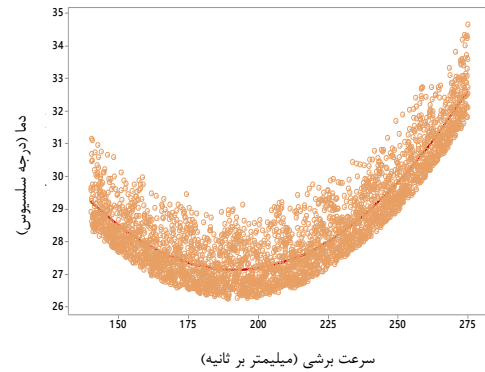


۱۹ و ۱۴ درصد تأثیر روی دما می‌گذارند (شکل ۱۱).

شکل ۱۱- نمودار درصد تأثیر پارامترهای ورودی بر دما

۳-۶- بهینه‌سازی

وقتی RSM به نقطه بهینه می‌رسد، شبه مدل چندجمله‌ای درجه یک با یک شبه مدل چندجمله‌ای درجه دو جایگزین می‌شود. از شبه مدل چندجمله‌ای درجه دو برای برآورد نقطه بهینه استفاده می‌شود. در گام آخر نقطه بهینه برآورد شده بررسی می‌شود تا معلوم شود آیا واقعاً بهینه است یا نه. تکنیک بهینه‌سازی چند سطح پاسخ، در ابتدا توسط هرینگتن (۱۹۶۰) ارائه شد و سپس به وسیله درینگر و سوئیچ (۱۹۸۰) اصلاح شد. در این روش، بهینه‌سازی بر مبنای یک فاصله متریک به عنوان "تابع مطلوبیت" صورت می‌گیرد، مقادیر مطلوبیت در بازه صفر و یک است و عدد نزدیک‌تر به یک، مطلوبیت بیشتر را نمایش می‌دهد، دو نوع تابع مطلوبیت برای تبدیل مقادیر تخمین زده شده‌ی پاسخ‌ها به یک مقدار مطلوبیت وجود دارد. نوع اول زمانی به کار می‌رود که مقدار بهینه پاسخ یک عدد مشخص است. نوع دوم زمانی به کار می‌رود که هدف کمینه یا بیشینه کردن یک پاسخ است. روش درینگر و سوئیچ به علت سادگی و فهم آسان از جذابیت زیادی برخوردار است. ورودی‌های این روش تخمین میانگین پاسخ‌ها $Y_i(x)$ ، مقادیر هدف و مرزهای



شکل ۱۰- نمودار آنالیز حساسیت ورودی‌های آزمایش و تأثیر هر کدام بر روی دما، الف- نمودار دما - سرعت برشی، ب- نمودار دما - عمق برش و ج- نمودار دما - زاویه براده

۴-۲-۶- بررسی میزان تأثیر پارامترهای ورودی روی دما با تحلیل سوبل

روش آماری آنالیز حساسیت سوبل، نسبت به آنالیز واریانس این برتری را دارد که علاوه بر مشاهده تأثیر کیفی پارامترهای ورودی بر پارامتر خروجی می‌توان تأثیر کمی و دقیق این پارامترها را به طور همزمان به دست آورده و پارامترهای مهم با تأثیرگذاری بالا و پارامترهای کم‌اثر را به طور دقیق شناسایی

نتایج حاصل از شبیه‌سازی عددی با نتایج تجربی مقایسه شده است. طراحی آزمایش و استخراج معادله ریاضی رگرسیون خطی مرتبه دوم و بهینه‌سازی به روش سطح پاسخ و آنالیز حساسیت سوبل برای بررسی کمی نتایج روی استخوان کورتیکال انجام شد. نتایج زیر از برش متعام استخوان بدست آمد:

- اختلاف خطای دما در شبیه‌سازی و تجربی حدود ۱۰ درصد است.
- افزایش سرعت برشی تا حدود ۲۰۰ میلی‌متر بر ثانیه باعث کاهش دما و پس از آن باعث افزایش دما می‌شود.
- افزایش عمق برش با در نظر گرفتن برهم‌کنش با دیگر پارامترها همواره باعث افزایش دما می‌شود.
- افزایش زاویه براده با در نظر گرفتن برهم‌کنش با دیگر پارامترها همواره باعث کاهش دما می‌شود.
- در بین پارامترهای ورودی، سرعت برشی بیشترین تأثیر را با ۶۵ درصد دارد و پس از آن عمق برش و زاویه براده به ترتیب ۱۹ و ۱۴ درصد روی دما تأثیر می‌گذارند.
- حداقل دما در محدوده آزمایش‌ها در شرایطی که عمق برش ۰/۱ میلی‌متر و سرعت حدود ۱۹۲ میلی‌متر بر ثانیه و زاویه براده ۱۲ درجه است حاصل می‌شود. مقدار دما در مدل‌سازی ۲۶ درجه سلسیوس و در آزمایش صحت سنجی ۲۸/۳ سلسیوس است.

در این تحقیق مشاهده شد با در اختیار داشتن پارامترهای ورودی مناسب می‌توان شرایط مناسبی از حیث دما را رقم زد. این نتایج می‌تواند دیدگاه خوب و مناسبی در اختیار جراحان ارتوپدی قرار دهد، همچنین مطالعه هندسه و شرایط یک لبه برنده مانند این پژوهش، برای استفاده در اره‌های جراحی و برای طراحی اولیه ابزارهایی نظیر چاقوهای جراحی می‌تواند مورداستفاده قرار گیرد [۳۶].

مراجع

- [1] Arrington, E. D., Smith, W. J., Chambers, H. G., Bucknell, A. L., & Davino, N. A. (1996). Complications of iliac crest bone graft harvesting. Clin. Orthop. Relat. Res., 329, 300-309.

بالا و پائین قابل قبول است و در نهایت، مطلوبیت‌ها با استفاده از میانگین هندسی با هم ترکیب می‌شوند. مزیت بزرگ دیگر این روش، توانایی آن در تفاوت قائل شدن بین راه‌حل‌های قابل قبول و غیرقابل قبول است. از طرف دیگر بزرگ‌ترین عیب این روش، غفلت از تأثیر پراکندگی و همبستگی بین پاسخ‌ها است. باتوجه به موارد مطرح شده در تحلیل پارامترهای ورودی آزمایش، در این بخش بهینه‌سازی فرایند به‌منظور دستیابی به کمترین مقدار دما در فرایند صورت گرفته است. با در نظر گرفتن حد کمینه مدل منطبق شده بر آزمایش‌ها و بهینه‌سازی صورت گرفته بر روی مدل (جدول ۹) و در نظر داشتن تابع حد مطلوبیت بر اساس الگوریتم درینگر در بهینه‌سازی معادله رگرسیون خطی مرتبه دوم، نتایج بدست آمده از بهینه‌سازی و مقایسه با آزمایش صحت سنجی نشان می‌دهد بهینه‌سازی صورت گرفته از دقت قابل قبولی برخوردار است. حداقل دما در محدوده آزمایش‌ها در شرایطی که عمق برش ۰/۱ میلی‌متر و سرعت حدود ۱۹۲ میلی‌متر بر ثانیه و زاویه براده ۱۲ درجه است حاصل می‌شود. مقدار دما در شرایط مدل‌سازی ۲۶ درجه سلسیوس و در آزمایش صحت سنجی با شرایط فوق مقدار دما ۲۸/۳ درجه سلسیوس بدست آمد. این دما به لحاظ عدم وجود نکرور شرایط ایده‌آلی را بوجود می‌آورد.

جدول ۹- بهینه‌سازی پارامترهای ورودی برای دستیابی به حداقل دما در مدل‌سازی

واکنش	95% PI	95% CI	SE Fit	Fit
دما (درجه)	25/515 (25/821)	0/179	26/214
	26/913 (26/608 (

۷- نتیجه‌گیری

در این مقاله اثر پارامترهای عمق برش، سرعت برش و زاویه براده به‌عنوان متغیرهای ورودی روی رفتار دما به‌عنوان متغیر خروجی در برش متعام استخوان کورتیکال به‌صورت تجربی و عددی بررسی شده است. یک مدل اجزای محدود دوبعدی از برش متعام ارائه شد. رفتار استخوان کورتیکال در منطقه پلاستیک با استفاده از تئوری هیل برای مواد ناهمسان‌گرد همراه با معیار پلاستیسیته وابسته به نرخ توصیف شده است.

- [14] Sui, J., Sugita, N., Ishii, K., Harada, K., & Mitsuishi, M. (2014). Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation. *J. Mater. Process. Technol.*, 214(4), 1018-1026.
- [15] Sezek, S., Aksakal, B., & Karaca, F. (2012). Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments. *Comput. Mater. Sci.*, 60, 13-18.
- [16] Davidson, S. R., & James, D. F. (2003). Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution. *J. Biomech. Eng.*, 125(3), 305-314.
- [17] Shin, H. C., & Yoon, Y. S. (2006). Bone temperature estimation during orthopaedic round bur milling operations. *J. Biomech.*, 39(1), 33-39.
- [18] Sugita, N., Osa, T., & Mitsuishi, M. (2009). Analysis and estimation of cutting-temperature distribution during end milling in relation to orthopedic surgery. *Med Eng Phys*, 31(1), 101-107.
- [19] Liao, Z., Axinte, D., & Gao, D. (2019). On modelling of cutting force and temperature in bone milling. *J. Mater. Process. Technol.*, 266, 627-638.
- [20] Arbabtafti, M., Moghaddam, M., Nahvi, A., Mahvash, M., Richardson, B., & Shirinzadeh, B. (2010). Physics-based haptic simulation of bone machining. *IEEE T HAPTICS*, 4(1), 39-50.
- [21] Al-Abdullah, K. I. A. L., Abdi, H., Lim, C. P., & Yassin, W. A. (2018). Force and temperature modelling of bone milling using artificial neural networks. *Measurement*, 116, 25-37.
- [22] Noordin, M. Y., Jiawkok, N., Ndaruhadi, P. Y. M. W., & Kurniawan, D. (2015). Machining of bone: Analysis of cutting force and surface roughness by turning process. *Proc Inst Mech Eng H P I MECH ENG H*, 229(11), 761-768.
- [23] Qasemi, M., Sheikhi, M., Zolfaghari, M., & Tahmasbi, V. (2020). Experimental Investigation, Mathematical Modeling and Optimization of Cutting Forces in the Automatic Process of Cortical Bone Milling. *Modares Mechanical Engineering*, 20(4), 987-997.
- [۲۴] قریشی م، ذوالفقاری م، طهماسبی و، حیدری ح. (۲۰۱۸). مدل سازی ریاضی، تحلیل حساسیت سویل و بهینه سازی رفتار دما در فرآیند سوراخ کاری اتوماتیک استخوان. مهندسی مکانیک مدرس، ۱۸(۵)، ۱۴۲-۱۵۳.
- [25] Hill, R. T. (1952). On discontinuous plastic states, with special reference to localized necking in thin sheets. *J Mech Phys Solids*, 1(1), 19-30.
- [26] Hill, R. (1990). Constitutive modelling of orthotropic plasticity in sheet metals. *J Mech Phys Solids*, 38(3), 405-417.
- [2] Harrysson, O. L., Hosni, Y. A., & Nayfeh, J. F. (2007). Custom-designed orthopedic implants evaluated using finite element analysis of patient-specific computed tomography data: femoral-component case study. *BMC Musculoskelet. Disord.* 8(1), 1-10.
- [3] Shakouri, E., Sadeghi, M. H., Karafi, M. R., Maerefat, M., & Farzin, M. (2015). An in vitro study of thermal necrosis in ultrasonic-assisted drilling of bone. *Proc Inst Mech Eng H P I MECH ENG H* 229(2), 137-149.
- [4] Shakouri, E., Haghghi Hassanalideh, H., & Fotuhi, S. (2021). Bone drilling with internal gas cooling: Experimental and statistical investigation of the effect of cooling with CO₂ on reduction of temperature rise due to drill bit wear. *APEM*, 16(2).
- [5] Shakouri, E., Sadeghi, M. H., Maerefat, M., & Shajari, S. (2014). Experimental and analytical investigation of the thermal necrosis in high-speed drilling of bone. *Proc Inst Mech Eng H P I MECH ENG H*, 228(4), 330-341.
- [6] Sarparast, M., Ghoreishi, M., Jahangirpoor, T., & Tahmasbi, V. (2019). Modelling and optimisation of temperature and force behaviour in high-speed bone drilling. *Biotechnol. Biotechnol. Equip.* 33(1), 1616-1625.
- [7] Yeager, C., Nazari, A., & Arola, D. (2008). Machining of cortical bone: surface texture, surface integrity and cutting forces. *Mach. Sci*, 12(1), 100-118.
- [8] Lee, J., Chavez, C. L., & Park, J. (2018). Parameters affecting mechanical and thermal responses in bone drilling: A review. *J. Biomech.*, 71, 4-21.
- [9] Hillery, M. T., & Shuaib, I. (1999). Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *J. Mater. Process. Technol.* 92, 302-308.
- [10] Alam, K., Mitrofanov, A. V., & Silberschmidt, V. V. (2009). Finite element analysis of forces of plane cutting of cortical bone. *J. Adv. Manuf. Technol*, 46(3), 738-743.
- [11] Saghafi, B., Ghoreishi, M., & Narooei, K. (2019). Prediction of safe zone for osteonecrosis in the cutting process of bovine cortical femur bone using Arbitrary Lagrangian-Eulerian method and multi-objective optimization. *J. Adv. Manuf. Technol*, 104(5), 2031-2043.
- [12] Rosidi, A., Ginta, T. L., & Rani, A. M. B. A. (2017). Optimization of bone drilling parameters using Taguchi method based on finite element analysis. *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng* (Vol. 203, No. 1, p. 012016). IOP Publishing.
- [13] Lee, J., Rabin, Y., & Ozdoganlar, O. B. (2011). A new thermal model for bone drilling with applications to orthopaedic surgery. *Med Eng Phys*, 33(10), 1234-1244.

- [32] Singh, G., Jain, V., Gupta, D., & Ghai, A. (2016). Optimization of process parameters for drilled hole quality characteristics during cortical bone drilling using Taguchi method. *J Mech Behav Biomed Mater*, 62, 355-365.
- [33] Pandey, R. K., & Panda, S. S. (2015). Optimization of bone drilling using Taguchi methodology coupled with fuzzy based desirability function approach. *J. Intell. Manuf*, 26(6), 1121-1129.
- [34] Montgomery, D. C. (2017). *Design and analysis of experiments*. John wiley & sons.
- [35] Pandey, R. K., & Panda, S. S. (2015). Optimization of bone drilling using Taguchi methodology coupled with fuzzy based desirability function approach. *J. Intell. Manuf*, 26(6), 1121-1129.
- [36] Tahmasbi, V., Safari, M., & Joudaki, J. (2020). Statistical modeling, Sobol sensitivity analysis and optimization of single-tip tool geometrical parameters in the cortical bone machining process. *Proc Inst Mech Eng H P I MECH ENG H*, 234(1), 28-38.
- [37] Korayem, M. H., & Rastegar, Z. (2012). Application of nano-contact mechanics models in manipulation of biological nano-particle: FE simulation. *IJNN* 8(1), 35-50.
- [27] Cowper, G. R., & Symonds, P. S. (1957). Strain-hardening and strain-rate effects in the impact loading of cantilever beams. *Brown Univ Providence Ri*.
- [28] Sobol, I. M. (1993). Sensitivity analysis for non-linear mathematical models. *Mathematical modelling and computational experiment*, 1, 407-414.
- [29] Santiuste, C., Rodríguez-Millán, M., Giner, E., & Miguélez, H. (2014). The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone. *Compos. Struct*, 116, 423-431.
- [30] Lughmani, W. A., Bouazza-Marouf, K., & Ashcroft, I. (2015). Drilling in cortical bone: a finite element model and experimental investigations. *J Mech Behav Biomed Mater*, 42, 32-42.
- [31] Singh, G., Jain, V., Gupta, D., & Ghai, A. (2016). Optimization of process parameters for drilled hole quality characteristics during cortical bone drilling using Taguchi method. *J Mech Behav Biomed Mater*, 62, 355-365.