

مطالعه شبیه‌سازی المان محدود سوراخکاری استخوان

چکیده: شکستگی استخوان غالباً بر اثر سوانج و کهولت سن بوجود می‌آید و بی حرکت سازی استخوان شکسته شده با ایجاد سوراخ توسط مته و اتصال قطعاتی که به آنها پیچ می‌شوند انجام می‌گیرد. تلاش‌های متعددی برای یافتن راه حلی جهت کاستن نکردهای حرارتی و نیروهای سوراخکاری صورت گرفته است. در این میان شبیه سازی کامپیوتری سوراخ کاری جهت پیش بینی نکردهای حرارتی و نیروها با توجه به ورود کامپیوترهای پر سرعت جایگاه ویژه‌ای یافته است. در این پژوهش سوراخ کاری استخوان توسط نرم افزار المان محدود تجاری DEFORM/3D شبیه سازی شده است. این نرم افزار دارای ماژول مخصوص شبیه سازی ماشینکاری می‌باشد، لذا کار با این نرم افزار آسان تر و پاسخ آن سریعتر می‌باشد. با توجه به ناهمسانگرد بودن استخوان از معیار هیل برای تعریف ماده استفاده گردید. سرعت دورانی و پیشروی به عنوان دو ورودی در سه سطح، مجموعاً $3 \times 3 = 9$ آزمایش طراحی و شبیه‌سازی آن به صورت سه بعدی اجرا شد و با مقادیر حاصل از آزمایش‌های تجربی مقایسه گردید. نتایج حاصل از شبیه‌سازی کامپیوتری و آزمایش‌های تجربی همخوانی بالایی را نشان داده است. میزان خطای بین مقادیر اندازه‌گیری شده تجربی و شبیه سازی، حداکثر ۱۰ درصد برای نیروی لازم جهت نفوذ مته و ۷ درصد برای دما بوده است.

واژه‌های راهنما: سوراخکاری استخوان، نرم افزار المان محدود DEFORM/3D، نکرده حرارتی، نیروی محوری

محمد خوران*

استادیار،
گروه مهندسی مکانیک، مجتمع
آموزش عالی فنی و مهندسی
اسفراین، اسفراین

حسین امیرآبادی

دانشیار،
دانشکده مهندسی مکانیک،
دانشگاه نیشابور، نیشابور

مقاله علمی

دریافت: ۱۴۰۰/۰۶/۱۷

پذیرش: ۱۴۰۰/۱۲/۲۰

Mohammad Khoran*

Assistant professor,
Faculty of Mechanical
Engineering
Esfarayen University of
Technology, Esfarayen

Hossein Amirabadi

Associate professor,
Faculty of Mechanical
Engineering Neyshabur
University, Nyshabur

Study of finite element simulation of bone drilling

Abstract: A Bone fracture often happens due to an accident and old age. Broken bones are fixed by connection elements that is mounting on the drill holes. So many attempts have been done to reduce thermal necrosis and drilling force. To predicate thermal necrosis and drilling force, Finite Elements Modeling (FEM) has been considerably utilized recently. In this study, bone drilling has been simulated by commercial DEFORM/3D. This software has a special module in machining process. So, it is user friendly, easier, and faster than other FE software. Due to the anisotropy of the bone, The Hill equation was used to define the material properties. Rotational speed and Feed rate as two inputs were changed in three levels, a total of $3^2 = 9$ tests were designed and its simulation was performed in three dimensions and compared with experimental tests. The results of computer simulations and experimental experiments have shown high agreement. The error rate between the experimental and simulation values was a maximum of 10% for force and 7% for temperature.

Keywords: Bone drilling, computer simulation, thermal necrosis, axial force.

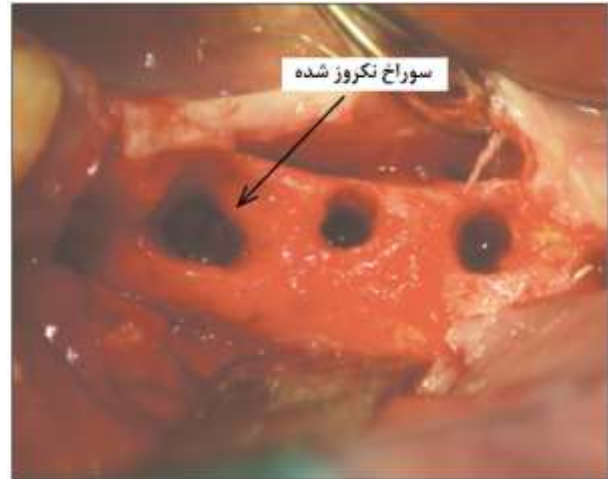
۱- مقدمه



شکل ۲ مته شکسته در درون استخوان [۴]

در جراحی‌های کنونی سوراخ‌کاری توسط مته دستی و کنترل آن (جهت، پیشروی و ...) توسط جراح صورت می‌گیرد که کیفیت سوراخ ایجاد شده به شدت به تجربه پزشک باز می‌گردد. معمولاً سوراخ‌کاری استخوان‌های بلند (مانند ساق) ساده است ولی سوراخ‌کاری ستون فقرات که ممکن است منجر به قطع اعصاب، رگ و یا انتشار ترک شود، بسیار سخت و حساس می‌باشد [۶]. بیماری‌هایی مانند پوکی استخوان و متاستاز که باعث تغییر در استحکام و تراکم استخوان می‌شود، شرایط سوراخ‌کاری را سخت‌تر نموده و انتخاب صحیح و دقیق پارامترهای سوراخ‌کاری مهم می‌باشد. لذا لزوم مطالعه هر چه بیشتر این فرایند که تاثیر مستقیمی بر موفقیت جراحی، طول درمان، کیفیت عمل دارد، احساس می‌شود. مطالعات زیادی به صورت تجربی بر روی نیروی سوراخ‌کاری و نکردهای حرارتی انجام گرفته است اما این نکته باید در نظر گرفته شود که آزمایش‌های تجربی همیشه با هزینه همراه است و از سوی دیگر شرایط تهیه و نگهداری استخوان سخت می‌باشد حتی در مواردی از تحقیقات تجربی انجام شده از موادی استفاده گردیده که خواصی نزدیک خواص استخوان دارد زیرا مشکلات تهیه و نگهداری استخوان زیاد است [۷]. این امر باعث شده است تا تلاش‌های زیادی برای شبیه‌سازی کامپیوتری این فرایند صورت گیرد. تسائی و همکاران [۸] شبیه‌سازی فرایند سوراخ‌کاری استخوان برای پیش‌بینی حرارت ایجاد شده و توزیع تنش تماسی در استخوان را مورد مطالعه قرار داده‌اند. لقمانی و همکاران [۹] مطالعه جامعی بر روی تعریف صحیح خواص ماده داشتند و خروجی‌های شبیه‌سازی نیرو را با نتایج حاصل از آزمایش‌های تجربی مقایسه نمودند. آلم و همکاران [۱۰] با مدلسازی خواص ماده، نیروی ماشین‌کاری استخوان را به صورت ۲ بعدی مورد مطالعه قرار داد. مدلسازی مکانیستیک سوراخ‌کاری توسط سوجیتا و همکاران [۱۱] انجام گرفت.

سوراخ‌کاری استخوان، اولین گام در ثابت کردن استخوان شکسته در زمان جراحی است. پارامترهایی چون تغییر شکل پلاستیک در حین تشکیل براده، وجود اصطکاک‌های بین ابزار و دیواره استخوان، ابزار و براده، براده و سوراخ ایجاد شده بر گرمای تولید شده در حین انجام فرایند تاثیر گذار است. بخشی از گرمای تولیدی در حین فرآیند سوراخ‌کاری استخوان به‌وسیله جریان خون و مایعات میان‌بافتی پخش شده و همچنین قسمتی از آن به‌وسیله براده‌ها به خارج از ناحیه سوراخ‌کاری منتقل می‌شود. سهمی از حرارت تولیدی که به استخوان بیمار منتقل می‌شود اثرات نامطلوبی را در پی دارد [۱]. استخوان دارای ضریب انتقال حرارت پایینی بود که منجر به باقی ماندن حرارت در ناحیه سوراخ‌کاری شده، و باعث تغییر در ماهیت آلكالین فسفاتاز، ایجاد نکرده حرارتی و کاهش استحکام مکانیکی اتصال پیچ به سوراخ‌های ایجاد شده می‌شود [۲-۳]. شکل ۱ تصویر استخوان فک بیماری را نمایش می‌دهد که کاشت ایمپلنت (بعد از گذشت یک ماه) بدلیل وجود نکرده حرارتی در اطراف سوراخ ایجاد شده، دچار شکست شده است.



شکل ۱ اثر سوراخ نکرده شده [۳]

نیروی سوراخ‌کاری پارامتر مهم دیگری است که تاثیر قابل توجهی بر کیفیت سوراخ ایجاد شده دارد، زیرا نیرو با دمای سوراخ‌کاری رابطه مستقیم داشته به گونه‌ای که با افزایش نیرو، دمای سوراخ‌کاری نیز افزایش می‌یابد و از سوی دیگر نیروی بیش از حد ممکن است در استخوان‌های ترک برداشته باعث رشد ترک شده که اتفاق مطلوبی نمی‌باشد. همچنین نیروی سوراخ‌کاری بالا احتمال شکستن مته در داخل استخوان را افزایش می‌دهد (شکل ۲) [۴-۵].

جدول ۱ خصوصیات ماده برای شبیه‌سازی [۱۵، ۱۶]

مقدار	ویژگی
۲۰	سفتی طولی (GPa)
۱۸	سفتی عرضی (GPa)
۰/۴ الی ۰/۳۴	ضریب پواسون
۲۰۰۰	چگالی (kg/m^3)
۰/۵۴	ضریب هدایت حرارتی (W/m.K)
۱۲۶۰	گرمای ویژه (J/kg.K)
$27/5 \times 10^{-6}$	ضریب انبساط حرارتی ($\text{mm}/^\circ\text{C}$)
۵۰	A
۱۰۱	B
۰/۰۳	C
۰/۰۸	n
۰/۳	ضریب اصطکاک

تعریف صحیح خواص ماده در شبیه‌سازی عددی بسیار حائز اهمیت می‌باشد. با توجه به خواص ناهمسانگرد استخوان از معیار هیل برای تعریف آن استفاده شده است. رابطه ۱ معیار هیل را نشان می‌دهد.

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

که در آن F، G، H، L، M، N پارامترهای ناهمسانگردی ماده بوده که از رابطه‌های مشخص با توجه به جنس قطعه‌کار تعریف می‌گردد^۲ و σ تانسورهای تنش هستند. مقادیر ضرایب این معیار (مربوط به استخوان) در جدول ۲ آورده شده است.

جدول ۲ پارامترهای معیار هیل مربوط به استخوان گاو [۱۶]

F=2.8	G=0.5	H=0.5
L=3	M=6	N=6

پارامترهایی همچون دما، کرنش و نرخ کرنش بر خواص مواد و چگونگی رفتار آنها در حین فرآیند سوراخکاری تاثیر گذارند. با توجه بالا بودن کرنش، نرخ‌های کرنش و دما در حین فرایندهای سوراخکاری استخوان، در مدل‌سازی فرآیند از مدل تنش جریان جانسون-کوک استفاده شده است. که در آن تنش

وانگ و همکاران [۱۲] به صورت تجربی و عددی، سوراخکاری استخوان کورتیکال را در دو حالت معمولی و سوراخکاری به کمک ارتعاشات التراسونیک، مورد مطالعه قرار دادند. آنها نشان داد که استفاده از ارتعاشات التراسونیک باعث کاهش در عیوب و گرمای تولیدی در محیط سوراخ ایجاد شده می‌شود. آلم و همکاران [۱۳] در پژوهشی دیگر، مدل‌سازی سه بعدی سوراخ-کاری استخوان کورتیکال را بررسی نمود. نقطه ضعف پژوهش آنها، عدم نظر گرفتن خواص ناهمسانگردی استخوان در مدل‌سازی المان محدود بوده است. در بین حیوانات استخوان‌های گاو و خوک بیشترین تشابه را به خواص استخوانی انسان دارد، لذا در اکثر تحقیقات از نمونه‌های حیوانی استفاده شده است. تراکم استخوان‌ها باید قبل از آزمون سنجیده شود تا نمونه‌ها در بازه تراکم یکسان باشند. مدیونی و همکاران بر روی شبیه‌سازی سوراخکاری استخوان به روش عددی پرداختند و مشخص نمودند پیشروی تاثیر بیشتری نسبت به سرعت دورانی بر کاهش نکرز حرارتی دارد [۱۴]. بنابراین کیفیت سوراخ ایجاد شده تاثیر قابل توجهی بر موفقیت جراحی، طول درمان، کیفیت عمل دارد. با توجه به شرایط سخت نگهداری و تهیه استخوان و نیز هزینه بر بودن آزمایش‌های تجربی، شبیه‌سازی کامپیوتری جایگاه ویژه‌ای در تحقیقات این حوزه از علم پیدا کرده است. در این پژوهش شبیه‌سازی المان محدود سوراخکاری استخوان به صورت جامع، فراگیر و با در نظر گرفتن تمام خواص استخوان با در نظر گرفتن شرایط ناهمسانگرد استخوان در تغییر شکل پلاستیک در محاسبات توسط نرم‌افزار DEFORM/3D انجام گرفته است.

۲- مواد و شرایط شبیه‌سازی

امروزه استفاده از روش‌های المان محدود برای شبیه‌سازی و مدل‌سازی فرایندهای ماشین‌کاری بسیار مورد توجه محققین قرار گرفته است. در این مقاله از مدل‌سازی لاگرانژی ارتقا یافته^۱ 3D سوراخکاری استخوان در نرم افزار تجاری DEFORM/3D استفاده گردیده است.

۱-۲- مواد

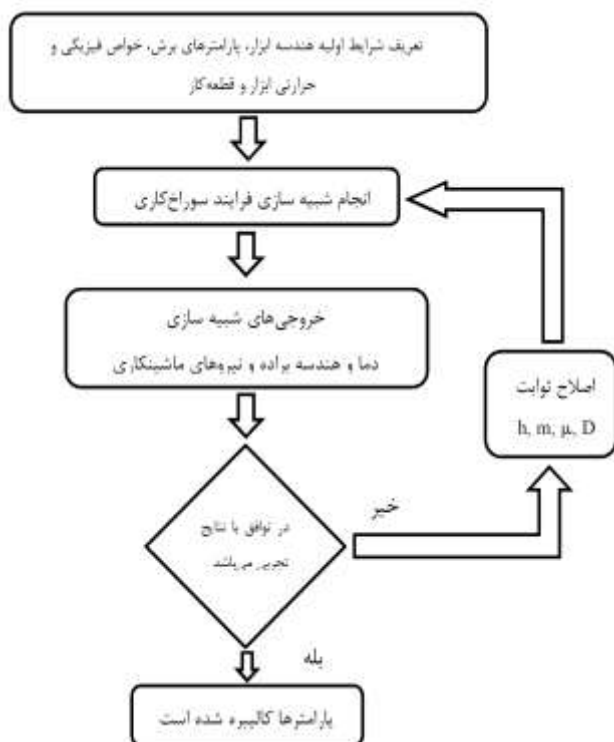
آزمایش‌های المان محدود روی بلوک‌های استوانه‌ای از جنس استخوان با خواص مشخص که در جدول ۱ آمده است، انجام شد [۱۵].

^۱ Updated Lagrangian

^۲ برای مطالعه در مورد شیوه محاسبه ضرایب ناهمسانگردی معیار هیل به کتاب شکل دادن فلزات نویسنده: کدل و هاسفورد مراجعه شود.

کنترلی است به گونه‌ای که مدل ساخته شده با درصد قابل قبولی، بتواند نتایج آزمایش‌های تجربی را پیش‌بینی نماید. به این منظور از نتایج تجربی مرجع [۱۵] استفاده شده است. روند نمای کالیبره کردن در شکل ۳ آورده شده است.

با توجه به نتایج حاصله از فرایند کالیبراسیون صورت گرفته در این مقاله، ضریب اصطکاک ثابت و به مقدار ۰/۳۰ برای تمام طول ابزار در نظر گرفته شد. ابزار مورد استفاده نیز مته‌های استاندارد سوراخ‌کاری استخوان به قطر ۳/۲ میلی‌متر و از جنس فولاد ضدزنگ ۳۱۶ با زاویه راس ۹۰ درجه و زاویه ماریچ ۲۰ درجه بوده است. در این پژوهش ابزار به عنوان جسم صلب^۳ در نظر گرفته شد. باید توجه شود انتخاب مش با سایز کوچک اگرچه منجر به پاسخ دقیق‌تری می‌شود ولی منجر به افزایش زمان پردازش اطلاعات خواهد شد. در صورتی که با کاهش اندازه المان‌ها، تغییرات معناداری در نتایج حل حاصل نشود، اصطلاحاً مش همگرا شده است. بدین منظور آنالیز همگرایی مش انجام گرفت. ابزار به عنوان جسم صلب با تعداد ۱۸۰۰۰ مش و قطعه‌کار نیز به صورت پلاستیک با توجه به کم بودن تغییر شکل الاستیک استخوان و صرف‌نظر از مقدار بسیار پایین آن به تعداد ۶۰۰۰ مش در نظر گرفته شد. شکل ۴ نمایی از ابزار و قطعه‌کار نمایش می‌دهد.



شکل ۳ روند نمای کالیبراسیون مدل المان محدود

جریان را به صورت تابعی از کرنش، نرخ کرنش و دما بیان می‌نمایند (معادله ۲).

$$\sigma_{Flow Stress} = f(\epsilon, d\epsilon/dt, T) \quad (2)$$

که ϵ ، $d\epsilon/dt$ و T به ترتیب نشان دهنده کرنش، نرخ کرنش و دما هستند. به دلیل اینکه افزایش دما در فرایند سوراخ‌کاری استخوان در مقایسه با فلزات خیلی بالا نیست، بسیاری از محققین از پارامترهای مشخص کننده دما صرف نظر کرده‌اند. لذا با حذف دما از رابطه کلی جانسون-کوک، رابطه نهایی به صورت معادله ۳ خواهد بود.

$$\sigma = (A + B\epsilon^n) \cdot (1 + C \ln(\frac{\dot{\epsilon}}{\dot{\epsilon}_0})) \quad (3)$$

که در آن A ، B ، C و n ثابت‌های است که با توجه به جنس استخوان مشخص می‌گردد. ϵ و $\dot{\epsilon}$ به ترتیب کرنش، نرخ کرنش و نرخ کرنش مرجع (مقادیر مربوط به آزمون شبه استاتیکی^۱) هستند [۱۷].

برای رسیدن به حالت پایدار حرارتی در فرایند سوراخ‌کاری واقعی حدود ۱۰ تا ۲۰ ثانیه زمان نیاز است که رسیدن به این زمان حجم بسیار بالایی از محاسبات را در پی خواهد داشت. در حالت وجود کامپیوترهایی با سرعت بالا و ساده‌سازی دو بعدی، حداکثر زمان قابل شبیه‌سازی کسر بسیار کوچکی از ثانیه است. به منظور فائق آمدن بر مشکل ذکر شده، ضریب انتقال حرارت کلی (h) تعریف می‌شود، که نشان دهنده سهم انتقال حرارت بین ابزار و براده است. عدد بالای h ضریب انتقال حرارت بسیار بالاتری را بین ابزار و براده در نظر می‌گیرد که منجر به زودتر رسیدن به حالت پایدار حرارتی می‌شود. لذا شبیه‌سازی (آنالیز ترمو-مکانیکی) و تجربی دیگری برای انتخاب درست h انجام می‌گیرد. با توجه به شرایط پژوهش حاضر و شرایط کالیبره کردن مدل $h=100$ انتخاب گردید. در شبیه‌سازی درست باید ضرایب اصطکاک μ (کلمه $\mu = \mu\tau_0$) و m (مدل برش $\tau = m\tau_0$)، D (مقدار خطای بحرانی^۲) نیز کالیبره گردد. در این پژوهش از یک کامپیوتر با هسته Core i5 و رم ۱۶ گیگا بایت استفاده گردید.

۲-۲- کالیبراسیون مدل المان محدود

کالیبراسیون از اصلی‌ترین مراحل کار مدل‌سازی کامپیوتری می‌باشد. کالیبره کردن مدل ساخته شده به معنی تغییر پارامترهای

³ Rigid body

¹ The quasi-static test

² Critical damage value

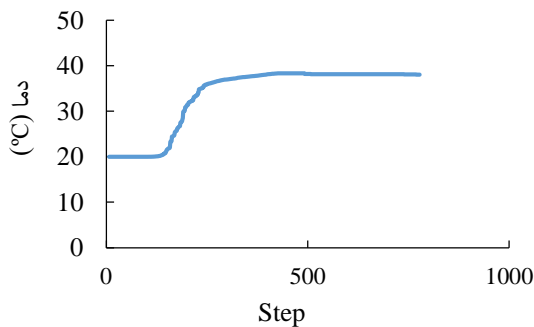
	سرعت دورانی (RPM)	پیشروی (mm/min)
۱	۵۰۰	۵۰
۲	۵۰۰	۱۰۰
۳	۵۰۰	۱۵۰
۴	۷۵۰	۵۰
۵	۷۵۰	۱۰۰
۶	۷۵۰	۱۵۰
۷	۱۰۰۰	۵۰
۸	۱۰۰۰	۱۰۰
۹	۱۰۰۰	۱۵۰

۳- نتایج و بحث

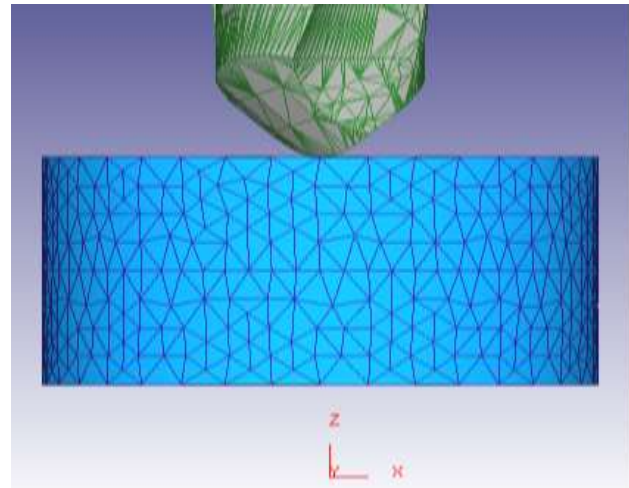
شبیه‌سازی با توجه به ورودی‌های مختلف جدول ۳ انجام گرفت. باید ذکر شود در تمامی شکل‌ها، مقادیر گزارش شده دما و نیرو مربوط به حداکثر مقادیر ثبت شده آن می‌باشد.

تغییرات دما در المان مشخص شده در گام‌های شبیه‌سازی مختلف در شکل ۶ نشان داده شده است. این شکل درجه حرارت حاصل از شبیه‌سازی آزمون شماره ۱ را نشان می‌دهد نتایج بدست آمده همخوانی بسیار خوبی را بین مدلسازی و آزمایش-های تجربی (مرجع [۱۵]) نشان می‌دهد.

مقایسه نتایج بدست آمده از شبیه‌سازی و تجربی نیرو و درجه حرارت در شکل‌های ۷ و ۸ آورده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود در اکثر آزمون‌ها درجه حرارت شبیه‌سازی از درجه حرارت تجربی بیشتر است. علت آن را می‌توان وجود خون و مایعات میان بافتی در حالت تجربی دانست که وجود آن باعث می‌شود محل سوراخکاری کمی خنک‌تر شود و حرارت آن کمتر از حالت شبیه‌سازی باشد. از سوی دیگر همخوانی مناسب بین نتایج شبیه‌سازی نیروی سوراخکاری و تجربی قدرت بالای این مدل را در پیش بینی نیرو نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل ۸ دیده می‌شود، حداکثر خطا در آزمون سوم به میزان ۶/۵ نیوتن می‌باشد.



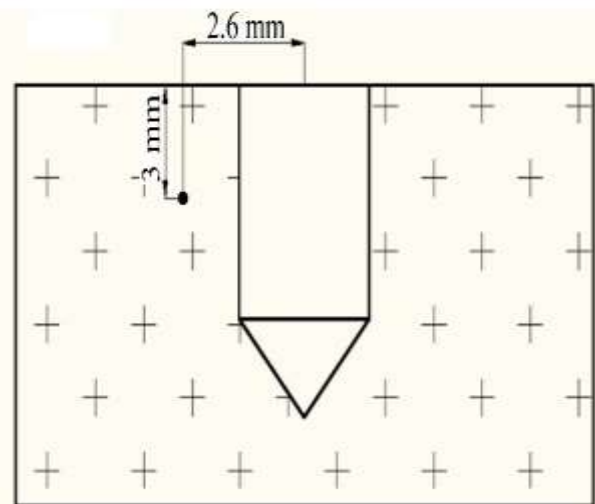
شکل ۶ منحنی تغییرات دما در آزمون شماره ۱



شکل ۴ ابزار و قطعه‌کار قبل از شروع شبیه‌سازی

در جدول ۳ طراحی آزمایش صورت گرفته در رفرنس [۱۵] برای بررسی اثر سرعت دورانی و پیشروی آورده شده است. سرعت دورانی و پیشروی در سه سطح، مجموعاً $3^2=9$ آزمایش طراحی و اجرا شد.

با توجه به شرایط، جهت اندازه‌گیری دما باید محل ترموکوپل به اندازه ۳ میلی‌متر پایین‌تر از سطح و در فاصله ۰/۵ میلی‌متر از دیواره سوراخکاری جاسازی شود. ترموکوپل‌ها تماسی و از نوع K-Type بود که با واسطه ترمومتر لوترون TM-925 به کامپیوتر متصل و داده‌های دمایی اندازه‌گیری و ثبت شده اند. از سوی دیگر در پیشینه پژوهش آمده است که قطر سوراخ برای کاشت ترموکوپل ۱ میلی‌متر می‌باشد [۱۵]. در نتیجه همان‌طور که دیده می‌شود، داده‌های المان مشخص شده در شکل ۵ برای برداشت اطلاعات دمایی مورد استفاده قرار گرفت.

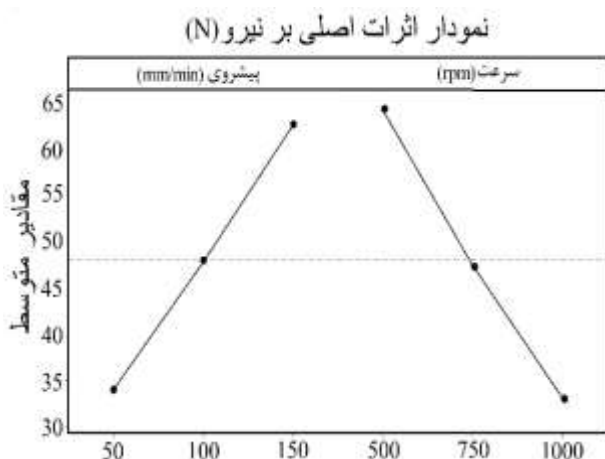


شکل ۵ محل المانی برداشت داده‌های دمایی

جدول ۳ طراحی آزمایش [۱، ۲، ۱۵]

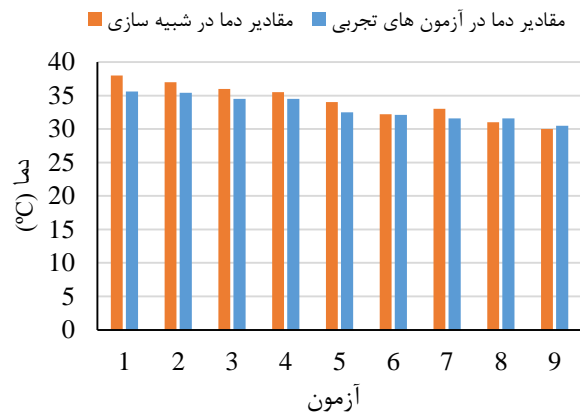
همانطوری که در شکل ۱۰ دیده می‌شود، با افزایش پیشروی بار براده تغییر شکل نیافته در هر دور افزایش می‌یابد و توزیع غیریکنواخت تنش در صفحه برش می‌تواند منجر به افزایش نیروی سوراخ‌کاری شود.

همانطور که در شکل ۱۰ ملاحظه می‌گردد، با افزایش سرعت برشی، نیرو کاهش می‌یابد. زیرا با افزایش سرعت برشی مساحت صفحه برش یا حجم ناحیه تغییر شکل اولیه کاهش می‌یابد (ϕ) یا همان زاویه صفحه برش افزایش می‌یابد، افزایش درجه حرارت باعث می‌شود اصطکاک بر روی ابزار کاهش پیدا کند، در نتیجه سیلان ماده راحت‌تر می‌شود. از طرف دیگر از مطالعه صورت گرفته بر روی پژوهش‌های انجام گرفته در زمینه ماشینکاری مشخص شد، به علت افت مقاومت به برش ماده در منطقه‌ی HAZ (Heat Affect Zone) و تغییر رفتار پلاستیکی ماده در سرعت‌های برشی بالا، نیرو کم می‌شود و متعاقباً انرژی مخصوص نیز کم خواهد شد، کاهش نیرو از جنبه‌های مختلف دارای مزیت می‌باشد.

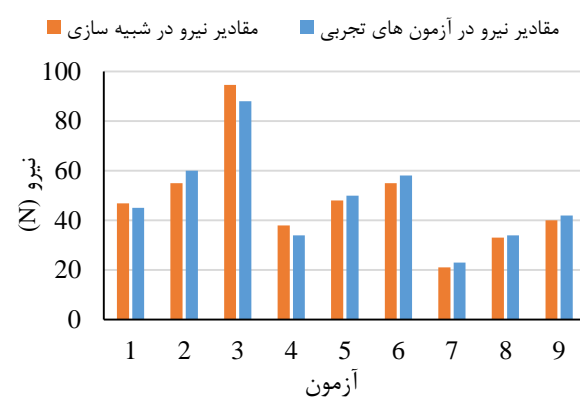


شکل ۱۰ تاثیر نرخ پیشروی و سرعت دورانی بر نیروی سوراخ‌کاری

شکل ۱۱ کانتورهای نیرو در بازه‌های مختلف مورد آزمایش این پژوهش را نشان می‌دهد. همانطور که مشخص است برای نیروهای کم، سرعت‌های بالا و پیشروی پایین پیشنهاد می‌گردد. شکل ۱۲ کانتورهای دما در پارامترهای ورودی سوراخ‌کاری را نمایش می‌دهد. از این شکل مشخص است در صورتی که سرعت برشی بالا و پیشروی نیز به صورت نسبی بالا انتخاب گردد، حرارت تولیدی مقدار کمی خواهد داشت. با مقایسه این دو شکل انتخاب سرعت دورانی ۱۰۰۰ دور بر دقیقه و پیشروی ۵۰ میلی-متر بر دقیقه می‌تواند هر دو خواسته مورد نظر (نیروی سوراخ-کاری کم، حرارت کم) را توأماً برآورده نماید.

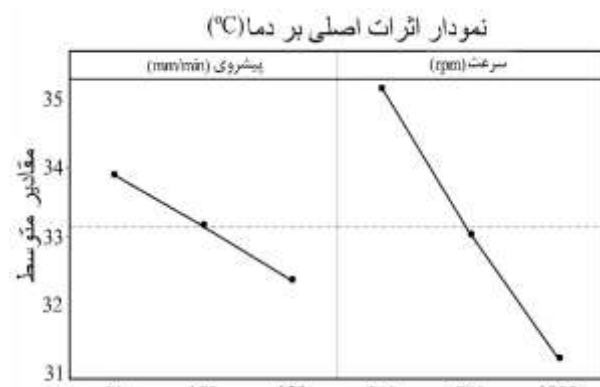


شکل ۷ مقایسه ۷ آزمایش‌های شبیه‌سازی و تجربی درجه حرارت

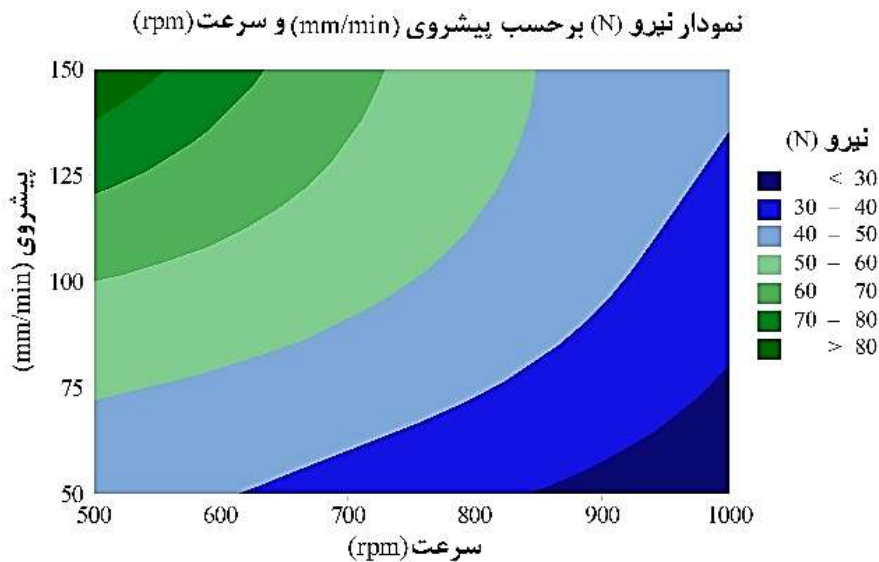


شکل ۸ مقایسه میزان نیرو در فرآیند سوراخ‌کاری و شبیه‌سازی

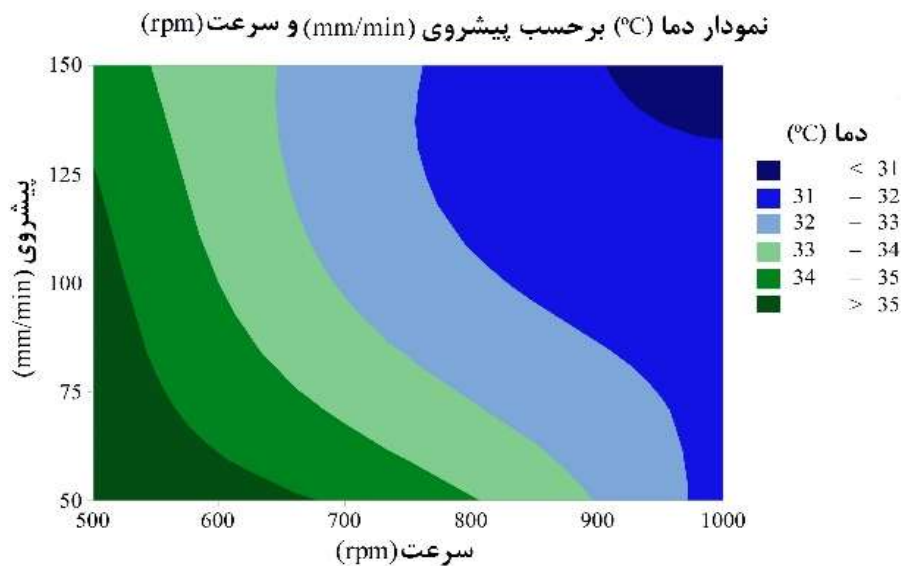
در شکل ۹ دیده می‌شود با افزایش نرخ پیشروی حرارت تولیدی کاسته می‌شود، این پدیده به علت کم شدن زمان تماس ابزار و استخوان می‌باشد. کاهش دما با افزایش سرعت دورانی به علت کاهش زمان برای نفوذ حرارت به داخل استخوان است. این پدیده بر افزایش دما به دلیل افزایش سرعت فائق آمده است. این را باید در نظر داشت که انتقال حرارت تابع زمان می‌باشد و بالا بردن سرعت و پیشروی زمان را از براده برای انتقال حرارت به داخل استخوان می‌گیرد.



شکل ۹ تاثیر نرخ پیشروی و سرعت دورانی بر حرارت سوراخ‌کاری



شکل ۱۱ کانتور نیرو در سرعت و پیشروی مختلف



شکل ۱۲ کانتورهای دما در سرعت و پیشروی مختلف

۴- نتیجه‌گیری

تجربی همخوانی بالایی را نشان داده است. لذا می‌توان با اطمینان از این مدل برای پیش‌بینی حرارت ایجاد شده و احتمال نکروزهای حرارتی و نیروهای سوراخ‌کاری استفاده نمود. میزان خطای فرآیند شبیه‌سازی، حداکثر ۱۰ درصد برای نیرو و ۷ درصد برای دما بوده است.

۵- مراجع

[1] Shakouri, E., Sadeghi, M. H., Karafi, M., Farzin, M., "Effect of Rotatory-Vibrational Bone Drilling in Lowering Thermal Necrosis (An Animal Study)", *IJOS*. Vol. 12, No. 2, pp. 52-58, (2014). (in Persian فارسی).

سوراخ‌کاری استخوان به دلیل بی حرکت‌سازی عضو شکسته که غالباً بر اثر سوانح و کهولت سن بوجود می‌آید و یا کاشت ایمپلنت در دندان پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد. میزان حرارت و نیروی سوراخ‌کاری دو پارامتر تاثیرگذار مهم در میزان موفقیت این فرآیند است. لذا تا کنون تلاش‌های زیادی برای کاهش آنها صورت گرفته است. در این مقاله تلاش شد تا با شبیه‌سازی عملیات سوراخ‌کاری و در نظر گرفتن خواص ناهمسانگرد برای استخوان و مقایسه آن با آزمایش‌های تجربی جایگاه مدل‌سازی المان محدود بیش از پیش آشکار و نتایج خروجی به مقادیر تجربی نزدیکتر شود. نتایج حاصل از شبیه‌سازی و آزمایش‌های

mechanical behavior of biomedical materials, Vol. 42, pp. 32–42, (2015).

[10] Alam, K., Mitrofanov, A.V., Silberschmidt, V.V., "Finite element analysis of forces of plane cutting of cortical bone", *Computational Materials Science*, Vol. 46, pp. 738–743, (2009).

[11] Sui, J., Sugita, N., Ishii K., Harda, K., Mitsuishi, M., "Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation", *Journal of Materials Processing Technology*, (2013).

[12] Yu, Wang., Meng, Cao., Xiangrui, Zhao., "Experimental investigations and finite element simulation of cutting heat in vibrational and conventional drilling of cortical bone", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 36, No. 11, pp. 1408-1415, (2014).

[13] Alam, K., Khan, M., Vadim, V., "3D Finite element modeling of drilling cortical bone: temperature analysis", *Journal of Medical and Biological Engineering*, Vol. 34(6), pp. 618-623.

[14] Bergen, T., Shetty, SH., Arora, M., Dhond, A., Vaughan, N., Volosnikov A. Optimal parameters to avoid thermal necrosis during bone drilling: A finite element analysis", *J Orthop Res*, Vol. 35(11), pp. 2386-2391, (Nov; 2017), Doi: 10.1002/jor.23542. Epub 2017 Mar 2. PMID: 28181707.

[15] Shakouri, E., Sadeghi, M. H., Soleimanimehr, H., "Effect of Drill Speed in Thermal Necrosis of Bone (An Animal Study)". *IJOS*, Vol. 11(1), pp. 32-39, (2013), (in Persian فارسی).

[16] Alam, K., "Experimental and numerical analysis of conventional and ultrasonically-assisted cutting of cortical bone", PhD thesis, Loughborough University, UK, (2009).

[17] Simin, Li., Adel Abdel-Wahab, Emrah Demirci, Vadim V. Silberschmidt, "Penetration of cutting tool into cortical bone: Experimental and numerical investigation of anisotropic mechanical behaviour", *Journal of Biomechanics*, Vol. 47, pp. 1117–1126, (2014).

[2] Shakouri, E., Sadeghi, M. H., Maerefat, M., Karafi, M., Memarpour, M., "Experimental and Analytical Investigation of Thrust Force In Ultrasonic Assisted Drilling of Bone", *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 6, pp. 194-200, (2014). (in Persian فارسی).

[3] Kyu-Hong Jo, Kyh-Ho Yoon, Kwan-Soo Park, Jung-Ho Bae, Kyung-Ha You, Ji-Hoon Han, Jae-Myung Shin, Jee-Seon Baik, In-Seong Jeon, Jeong-Kwon Cheong, "Thermally induced bone necrosis during implant surgery: 3 case reports", *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, Vol. 37, pp. 406-14, (2011).

[4] Natali, C., Ingle, P., Dowell, J., "Orthopedic bone drills be can they be improved" *J Bone Joint Surge Br.*, Vol. 78-B, pp. 357-362, (1996).

[5] Sarparast, M., Ghoreishi, M., Jahangirpoor, T. et al. "Experimental and finite element investigation of high-speed bone drilling: evaluation of force and temperature", *J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng.*, Vol. 42, pp. 349, (2020).

[6] Carmouche, J. J., Molinari, R.W., Gerlinger, T., Devine, Patience, J. T., "Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine", *J. Neurosurg. Spine*, Vol. 3 (5), pp. 364–370, (2005).

[7] Fernandes, MG., Fonseca, EM., Jorge, RN., "Thermo-mechanical stresses distribution on bone drilling: Numerical and experimental procedures. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L", *Journal of Materials: Design and Applications*, Vol. 233(4), pp. 637-646, (2019), Doi: 10.1177/1464420716689337.

[8] Yuan-Kun, Tu., Hsun-Heng, Tsai., Li-Chiang, Lin., at all, "Finite Element Simulation of Drill Bit and Bone Thermal Contact during drilling", *IEEE Confernce*, 1268- 1272, (2008).

[9] Waqas, A., Lughmani, Kaddour Bouazza-Marouf, Ian Ashcroft., "Drilling in cortical bone: a finite element model and experimental investigations" *Journal of the*